



Acción de los distintos irrigantes sobre la superficie del MTA

María Lluïsa Ballester Palacios



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència Reconeixement 3.0. Espanya de Creative Commons.

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia Reconocimiento 3.0. España de Creative Commons.

This doctoral thesis is licensed under the Creative Commons Attribution 3.0. Spain License.

UNIVERSITAT DE BARCELONA
FACULTAD DE ODONTOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ODONTOESTOMATOLOGÍA



ACCIÓN DE DISTINTOS IRRIGANTES SOBRE LA SUPERFICIE DEL MTA

TESIS DOCTORAL
MARÍA LLUÏSA BALLESTER PALACIOS

DIRECTORA
DRA. ESTHER MARÍA BERÁSTEGUI JIMENO

BARCELONA, 2015

Memoria presentada para optar al GRADO DE DOCTORA
en ODONTOLOGÍA POR LA UNIVERSITAT DE BARCELONA
presentada por MARÍA LLUÏSA BALLESTER PALACIOS
bajo la dirección de la profesora:

DOCTORA ESTHER MARÍA BERÁSTEGUI JIMENO

PROFESORA TITULAR DEL DEPARTAMENTO DE
ODONTOESTOMATOLOGÍA DE LA FACULTAD DE
ODONTOLOGÍA DE LA UNIVERSITAT DE
BARCELONA.

La doctoranda Maria Lluïsa Ballester Palacios y la directora Esther María Berástegui Jimeno, garantizamos, al firmar esta Tesis Doctoral, que el trabajo ha sido realizado por la doctoranda bajo la dirección de la directora de la Tesis y hasta donde su conocimiento alcanza. En la realización del trabajo, se han respetado los derechos de otros autores al ser citados cuando se han utilizado sus resultados o publicaciones.

En Barcelona, a 18 de junio de 2015

Fdo. Profa. Dra. Esther M. Berástegui Jimeno

Fdo. M. Lluïsa Ballester Palacios



De acuerdo con el programa de doctorado correspondiente al Real Decreto 778/1998, de 30 de Abril, la abajo firmante informa:

Que los trabajos efectuados en la elaboración de la Tesis Doctoral titulada: “Acción de los distintos irrigantes sobre la superficie del MTA”, presentada por M. Lluïsa Ballester Palacios , han sido realizados bajo mi supervisión y dirección y reúnen las condiciones académicas necesarias para optar al Grado de Doctor, si así lo considera la Comisión Académica designada por la Universitat de Barcelona.

En Barcelona, a 18 de junio de 2015.

Fdo. Profa. Dra. Esther María Berástegui Jimeno.

Departamento de Odontoestomatología. Universitat de Barcelona.

AGRADECIMIENTOS

A mis padres, por la educación que he recibido de ellos, me han ayudado a querer y creer en las cosas que uno hace. Y, especialmente a mi padre por infundirme el interés por la ciencia y la investigación.

A la directora de esta tesis, la Profesora Dra. Esther M. Berástegui Jimeno, Profesora Titular de Endodoncia de la Universitat de Barcelona, mi más profundo agradecimiento y gratitud por confiar en mi desde la época de mis estudios de Máster. Por su incansable ayuda y guía en momentos difíciles. Por sus sabios consejos, paciencia y valiosas aportaciones. Sin su apoyo esta tesis no hubiera sido posible. Gracias por velar para que todo este esfuerzo llegue a buen puerto.

Al Profesor Dr. Carlos Canalda Sahli, Catedrático de Endodoncia, por transmitirme el entusiasmo por la endodoncia, por su ayuda y motivación.

Al Profesor Dr. Esteban Brau Aguadé, ex-Catedrático de Endodoncia, por contribuir a mi formación.

A los compañeros profesores de Endodoncia y de Operatoria dental de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona de quienes he recibido acertadas recomendaciones y apoyo durante estos años.

Al Dr. Jordi Diaz Marcos de los Servicios Científico Técnicos, Departamento de Nanotecnología de la Universidad de Barcelona, por su ayuda.

A la Dra. Mónica Martínez López, del Centro de diseño y optimización de procesos y materiales (DIOPMA) de la Facultad de Química de la Universidad de Barcelona, por su colaboración.

Al Dr. Ignasi Bolívar Ribas, Doctor en Medicina y Cirugía, Especialista en Medicina Preventiva y Salud Pública, Profesor asociado de Medicina Preventiva y Salud Pública de la Universidad Autónoma de Barcelona, Médico adjunto del Servicio de Epidemiología Clínica y Salud Pública del Hospital de Sant Pau de Barcelona, Miembro del Centro Cochrane Español, por su inestimable asesoramiento y supervisión del análisis estadístico de esta tesis.

A Rosa M Clos, Neus Parellada y Judit Solá, por su colaboración desinteresada.

A mis amigos de dentro y fuera de la Universidad, gracias por estar ahí, por la ayuda que me han brindado, por los buenos y malos ratos que han compartido conmigo, por escucharme y animarme.

A toda mi familia, y especialmente a mi hermano Oscar, por su apoyo incondicional durante estos años y por haber entendido mi inquietud e ilusión por este trabajo.

A mis hijos: Oriol, Marc y Enric a quien soy consciente de que les he robado tiempo de dedicación para poder realizar esta tesis, pero en realidad son ellos el proyecto más importante de mi vida.

Por ultimo de manera muy especial quiero dar las gracias a mi marido Josep M. que me ha respaldado, por su paciencia, amor y dedicación. Gracias por haber estado a mi lado para alcanzar esta meta. Gracias por haber compartido muchas cosas juntos y espero poder compartir muchas más.

ÍNDICE

ÍNDICE

ÍNDICE	9
1 MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN.....	15
1.1 MOTIVOS.....	17
1.2 JUSTIFICACIÓN	20
2 INTRODUCCIÓN Y REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS	23
2.1 COMPOSICIÓN QUÍMICA	26
2.2 PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS	30
2.2.1 RADIOPACIDAD	30
2.2.2 EXPANSIÓN DE FRAGUADO	32
2.2.3 HUMEDAD.....	32
2.2.4 SOLUBILIDAD Y POROSIDAD	35
2.2.5 PH.....	37
2.2.6 RESISTENCIA A LA FRACTURA	40
2.2.7 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN	44
2.2.8 CARACTERÍSTICAS DE SUPERFICIE.....	46
2.2.9 TAMAÑO DE LA PARTÍCULA	49
2.2.10 FUERZA DE EMPUJE. <i>PUSH-OUT</i>	50
2.2.11 TIEMPO DE FRAGUADO	53
2.2.12 MICRODUREZA.....	55
2.3 NUEVOS MATERIALES	58
2.3.1 TIPO 1: REPARADORES Y PROTECTORES.....	61
2.3.2 TIPO 2: SELLADORES	66
2.4 MEZCLA CON OTROS COMPONENTES	68
2.5 RESTAURACIÓN DE LOS DIENTES POSTERIORMENTE AL USO DE MTA.....	74
2.6 REMOCIÓN.....	77
2.7 CEMENTO PORTLAND <i>versus</i> MTA.....	79
2.8 TÉCNICAS DE MEZCLADO	84
2.9 FILTRACIÓN	86
2.9.1 FILTRACIÓN DE FLUIDOS.....	86

2.9.2	FILTRACIÓN BACTERIANA	87
2.10	BIOCOMPATIBILIDAD Y CITOTOXICIDAD.....	89
2.11	APLICACIONES CLÍNICAS	93
3	HIPÓTESIS DE TRABAJO.....	109
4	OBJETIVOS.....	113
4.1	OBJETIVOS GENERALES.....	115
4.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	115
5	MATERIAL Y MÉTODOS.....	117
5.1	ESTUDIOS PRELIMINARES	119
5.1.1	ESTUDIO PILOTO DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL CON MICROSCOPIA INTERFEROMÉTRICA	119
5.1.2	ESTUDIO PILOTO DE LA DENSIDAD	127
5.2	DISEÑO DEL ESTUDIO.....	129
5.2.1	ESTUDIO DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL.....	129
5.2.2	DETERMINACIÓN DE LA LIBERACIÓN DE SOLUTOS AL MEDIO	129
5.2.3	MUESTRA DEL ESTUDIO	130
5.3	MATERIALES, PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS Y PROCEDIMIENTO	132
5.3.1	MATERIALES.....	132
5.3.2	PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS Y PROCEDIMIENTOS.....	134
5.3.3	MÉTODO DE ESTUDIO DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL: REGISTROS DE LAS VARIABLES Ra, RMS Y PV	137
5.3.3.1	MICROSCOPIO LEICA DCM 3D	137
5.3.3.2	NOCIONES Y DEFINICIONES	138
5.3.3.3	MÉTODOS Y PROCEDIMIENTOS.....	140
5.3.4	MÉTODO DE ESTUDIO DE LA DETERMINACIÓN DE LA LIBERACIÓN DE SOLUTOS AL MEDIO: REGISTROS DE LAS VARIABLES DE PH, CONDUCTIVIDAD Y SOLUBILIDAD.....	141
5.4	ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS.....	143
6	RESULTADOS	147
6.1	RESULTADOS DE RUGOSIDAD	149
6.2	RESULTADOS DE PH, CONDUCTIVIDAD Y SOLUBILIDAD PARA MTA	169
6.3	RESULTADOS DE PH, CONDUCTIVIDAD Y SOLUBILIDAD PARA CP.....	190

6.4	COMPARATIVA DE RESULTADOS DE MTA vs CP	211
6.5	ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS.....	225
6.5.1	ANÁLISIS DE LA RUGOSIDAD	225
6.5.2	ANÁLISIS DEL PH	234
6.5.3	ANÁLISIS DE LA CONDUCTIVIDAD	241
6.5.4	ANÁLISIS DEL PESO Y SOLUBILIDAD	248
6.5.5	RESUMEN DE RESULTADOS	252
6.5.5.1	ANÁLISIS DE LA RUGOSIDAD	252
6.5.5.2	ANÁLISIS DEL PH	253
6.5.5.3	ANÁLISIS DE LA CONDUCTIVIDAD	254
6.5.5.4	ANÁLISIS DEL PESO Y SOLUBILIDAD	254
7	DISCUSIÓN.....	255
7.1	RUGOSIDAD	258
7.2	PH.....	263
7.3	CONDUCTIVIDAD	267
7.4	PESO Y SOLUBILIDAD	270
8	CONCLUSIONES.....	277
9	BIBLIOGRAFÍA	281
10	PUBLICACIONES CIENTÍFICAS	319

1 MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN

1 MOTIVOS Y JUSTIFICACIÓN

1.1 MOTIVOS

La endodoncia es la rama de la odontología que se dedica a la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental humana y los tejidos perirradiculares. Su estudio y la práctica abarcan las ciencias básicas y clínicas, incluida la biología de la pulpa normal y la etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de enfermedades y lesiones de la pulpa y las condiciones perirradiculares (1).

Los objetivos de la endodoncia son: la desinfección químico-mecánica, la conformación de los conductos radiculares y la posterior obturación de los mismos con materiales biológicamente compatibles y la obtención de un sellado coronoapical lo más hermético posible (2).

Schilder (3) describió cinco objetivos de conformación del conducto:

- I. Conicidad progresiva desde el vértice al acceso de la cavidad.
- II. El diámetro transversal debe ser más estrecho en cada punto hacia apical.
- III. La preparación radicular debe conservar la forma del conducto original.
- IV. El foramen apical debe permanecer en su posición y tamaño.
- V. La apertura apical debe ser lo más pequeña posible en la práctica.

Y cuatro objetivos biológicos:

- I. El confinamiento de la instrumentación en el interior del conducto.
- II. No debe haber expulsión de los restos necróticos más allá del foramen.
- III. La eliminación de todo el tejido del conducto radicular.
- IV. Creación de un espacio suficiente para albergar los medicamentos o material de obturación en el interior del conducto radicular.

Los requisitos ideales que debería tener un sellador serían según Grossman(4):

- Fácil de introducir en el sistema de conductos, con un tiempo de trabajo suficiente.
- Tiene que proporcionar un sellado lateral y apical hermético en los conductos obturados.
- No debe contraerse al endurecer o fraguar. Estable tridimensionalmente.

-
- Ha de ser insoluble en medio húmedo. Ha de ser impermeable.
 - Debe ser bacteriostático o al menos no fomentar el crecimiento bacteriano.
 - No debe irritar los tejidos periapicales.
 - Conviene que sea radiopaco para poder visualizarse en las radiografías.
 - No debe teñir la estructura del diente.
 - Debe ser estéril, o fácilmente esterilizable, inmediatamente antes de la inserción.
 - Debe ser fácilmente retirado del canal si es necesario.

El mineral trióxido agregado o “mineral trióxide aggregate” (MTA) es un material desarrollado en la Universidad de Loma Linda y en el momento de la fabricación lo presentaron como un nuevo material dental para su utilización en endodoncia.

El MTA es un material bioactivo empezado a estudiar en 1990. En 1993 Lee y cols. (5) lo describieron por primera vez en la literatura odontológica. Fue patentado en 1995 (6) y aprobado para el uso endodóntico por la US. Food and Drug en 1998 (7).

El MTA es un polvo que consiste en finas partículas hidrofílicas que fraguan en presencia de humedad. Su pH es de 12,5 y endurece a las cuatro horas de realizar la mezcla con agua destilada. El MTA es un agregado de trióxido mineral o conglomerado de partículas de aspecto mineral (8,9).

El MTA es un cemento dental cuyo primer nombre comercial fue ProRoot MTA® (Dentsply/Tulsa Dental; Tulsa, OK, EE.UU.). Primero se comercializó el MTA gris y posteriormente el MTA blanco. Después han aparecido en el mercado otras marcas como el MTA Angelus® (Soluções odontológicas, Londrina, Brasil), C.P.M.® (Cemento Portland Modificado) (Egeo S.R.L. MTM, Buenos Aires, Argentina), Biodentine® (Septodont, Saint Maur des Fossés, Francia), MM-MTA® (Micro-Omega, Besançon, Francia), CEM cement® (BioniqueDent, Teherán, Irán), BA Bio Aggregate® (Innovative Bioceramics Inc. Vancouver, BC, Canadá), EndoSequence® Root Repair Material™ (Brasseler, Savannah, GA, EE.UU.), EndoSequence® BC RRM-Fast Set Putty™ (Brasseler, Savannah, GA, EE.UU.), Endosequence® Root Repair Putty™ (RRP) (Brasseler, Savannah, GA, EE.UU.), MTA-Caps® (Acteon, Mérignac, Francia), Ortho MTA® (BioMTA, Seúl, Corea), OgnA Aureoseal® (OgnA Lab., Muggio, Italia), MTA plus® (Prevest Denpro Limited, Jammu city, India), Theracal LC® (Bisco Inc, Schaumburg, IL, EE.UU.), Endocem MTA (Maruchi, Wonju, Corea), Capasio (Primus Consulting, Bradenton, FL, EE.UU.), EndoBinder (Binderware, São Carlos, Brasil), Generex-A (Dentsply Tulsa Dental

Specialties, Tulsa, OK, EE.UU.), DiaRoot® BioAggregate (Diadent Group International, Burnaby, BC, Canadá) , RetroMTA (BioMTA, Daejeon, Corea), Dentalcrete® (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EE.UU.) y Viscosity Enhanced Root Repair Material® (VERRM) (Universidad Nacional de Singapur, Singapur).

El MTA es un material biocompatible y así lo avalan los múltiples estudios realizados al respecto (10).

Las indicaciones clínicas fueron explicadas ampliamente por Torabinejad y Chivian (11): recubrimiento pulpar, pulpotomías, obturación apical (retrógrada y ortógrada), reparación de perforaciones y reparación de fracturas verticales. Posteriormente se han ido publicando más aportaciones al tema como la de Bogen y Kuttler (12) en la que cabe destacar la obturación completa del conducto en reendodoncia, *dens in dente* y perforaciones apicales, y también los estudios de Yildirim y Gençoglu (13) sobre el tratamiento de fracturas horizontales.

Camilleri y cols. (14) determinaron la composición de dos MTA disponibles comercialmente ProRoot MTA® blanco y gris. El análisis de dispersión mostró que el MTA blanco se compone principalmente de calcio, silicio, bismuto y oxígeno. El MTA gris contiene además hierro y aluminio. El análisis de difracción de rayos mostró que el MTA blanco se compone de silicato tricálcico y óxido de bismuto. El MTA gris de silicato tricálcico, silicato dicálcico y óxido de bismuto.

1.2 JUSTIFICACIÓN

Las versiones comerciales del MTA mostraron que tiene una composición similar al cemento Pórtland excepto en el óxido de bismuto, para dar radiopacidad, presente en el MTA, por tanto no son materiales idénticos (15).

Un estudio de De Belie (16) habla del ataque químico que sufren los distintos tipos de cemento utilizando pruebas de corrosión acelerada con ácido acético y ácido cítrico a distintos pH, concluyendo que los ácidos afectan al cemento causando pérdida de volumen siendo el más afectado el cemento Pórtland.

Sustancias irrigadoras en endodoncia tales como ácido etilendiaminotetraacético (EDTA) y ácido cítrico que están diseñadas para eliminar la capa de barrillo dentinario son lo suficientemente agresivas para desmineralizar la dentina intrarradicular (17). Crean un pH lo suficientemente ácido (pH=2) que se consideraría muy agresivo para el deterioro del cemento Pórtland. El ácido cítrico o EDTA se pueden utilizar durante una segunda visita de tratamiento o retratamiento de los conductos radiculares con perforaciones reparadas con MTA. El efecto de estas sustancias irrigadoras en la superficie de MTA en cuanto a corrosión y disolución del cemento se ha investigado escasamente.

El MTA y el cemento Pórtland (CP) son objeto de numerosos estudios, muchos se refieren a sus propiedades físico-químicas tales como la solubilidad, el pH, la radiopacidad y el comportamiento superficial.

El estudio de las propiedades físico-químicas del MTA va avanzando, pero debido a lo relativamente novedoso del material, aún hay muchos factores por investigar.

Una posible duda científica según Smith y cols. (18) es el aumento de la rugosidad de la superficie y la descomposición de la unión de partículas en fases de hidratación en el resto del MTA después de la irrigación con BioPure MTAD® (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE.UU.). Estas fases de hidratación son responsables de la fuerza y propiedades de barrera de los cementos Pórtland. El proceso de corrosión ácida también se traduce en un gran aumento de la porosidad.

Estas incógnitas nos han llevado a intentar profundizar en el conocimiento de las propiedades del MTA.

De los resultados obtenidos en un estudio piloto previo realizado para la obtención del Diploma de Estudios Avanzados (19) utilizando cemento Pórtland gris (CP) fraguado, antes y después de ser tratado con diversos irrigantes habituales en endodoncia, como el ácido cítrico al 10%, ácido cítrico al 20%, ácido etildiaminotetraacético (EDTA) al 17% e hipoclorito sódico al 5% y comparar los efectos de los irrigantes en la rugosidad superficial del CP antes y después del uso de irrigantes, Aportamos las siguientes conclusiones:

- 1) El hipoclorito sódico al 5% aplicado durante un minuto por inmersión disminuyó significativamente la rugosidad del CP.
- 2) El ácido cítrico al 20% aplicado durante un minuto por inmersión aumentó significativamente la rugosidad del CP.
- 3) El ácido cítrico al 10% aplicado durante un minuto por inmersión aumentó ligeramente la rugosidad del CP, pero sin tener valores con significación estadística.
- 4) El EDTA al 17% aplicado durante un minuto por inmersión no varió la rugosidad del CP.

En este estudio piloto previo observamos que la superficie del CP cambiaba al ser tratada con los irrigantes usados en endodoncia, de forma diferente, según la composición química y la concentración de los mismos. Creímos necesarios más estudios al respecto para poder valorar la importancia de la acción de estos irrigantes en la práctica clínica diaria.

En este estudio *in vitro* pretendemos conocer aspectos del comportamiento del cemento Pórtland y del MTA respecto a los irrigantes que habitualmente usamos en endodoncia.

El contacto de los irrigantes con el cemento puede alterar las propiedades del mismo y por tanto este estudio tiene interés clínico.

2 INTRODUCCIÓN Y REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

2 INTRODUCCIÓN Y REVISIÓN DE CONOCIMIENTOS

En la actualidad se dispone de diferentes formulaciones comerciales en cementos de silicato de calcio:

TIPO 1: REPARADORES

- 1- ProRoot MTA® (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE.UU.).
- 2- MTA Angelus® (Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil).
- 3- CEM CEMENT® (BioniqueDent, Tehran, Irán).
- 4- BIODENTINE® (Septodont, Saint Maur des Fossés, Francia).
- 5- MM-MTA® (Micromega, Besançon, Francia).
- 6- MTA Bio Angelus® (Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil).
- 7- BA Bio Agregado® (Innovative Bioceramix Inc. Vancouver, BC, Canadá).
- 8- C.P.M.® Cemento Portland Modificado (Egeo SRL MTM, Buenos Aires, Argentina).
- 9- EndoSequence® Root Repair Material™ (RRM), EndoSequence® Root Repair Putty™ (RRP); EndoSequence® BC RRM-Fast Set Putty™ (Brasseler, Savannah, GA, EE.UU.).
Totalfill® (FKG, Le Chaux de Fonds, Suiza).
- 10- MTA-Caps® (Acteon, Mérignac, Francia).
- 11- Ortho MTA® (BioMTA, Seúl, Corea).
- 12- Oгна Aureoseal® (Oгна Lab., Muggio, Italia).
- 13- MTA plus® (Prevest Denpro Limited, Jammu city, India).
- 14- Theracal LC® (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EE.UU.).
- 15- Endocem MTA®, Endocem Zr® (Maruchi, Wonju, Corea).
- 16- Harvard MTA Caps® (Harvard Dental International GmbH, Hoppegarten, Alemania).
Capasio (Primus Consulting, Bradenton, FL, EE.UU.).
- 17- EndoBinder (Binderware, São Carlos, Brasil).
- 18- Generex-A (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EE.UU.).
- 19- DiaRoot® BioAggregate (Diadent Group International, Burnaby, BC, Canadá).
- 20- RetroMTA (BioMTA, Daejeon, Corea).
- 21- Dentalcrete® (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EE.UU.).

22- Viscosity Enhanced Root Repair Material® (VERRM) (Universidad Nacional de Singapur, Singapur).

TIPO 2: SELLADORES

- 1- Endo-CPM-Sealer® (Egeo SRL MTM, Buenos Aires, Argentina).
- 2- ProRoot Endo Sealer® (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE.UU.).
- 3- MTA Fillapex® (Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil).
- 4- iRoot SP (Innovative BioCreamix Inc, Vancouver, Canadá)
- 5- Endosequence BC sealer (Brasseler, Savannah, GA, EE.UU.).

2.1 COMPOSICIÓN QUÍMICA

El estudio de la composición del ProRoot MTA® ha sido realizado mediante distintas técnicas. Según el fabricante de ProRoot MTA® los componentes del polvo de MTA son los siguientes:

75%	Ca ₃ SiO ₅ (Silicato tricálcico)
	Ca ₃ Al ₂ O ₆ (Aluminato tricálcico)
	Ca ₂ SiO ₄ (Silicato dicálcico)
	Ca ₄ Al ₂ Fe ₂ O ₁₀ (Ferrito-aluminato tetracálcico)
20%	20% Bi ₂ O ₃ (Óxido de bismuto)
	4,4% CaSO ₄ -2H ₂ O (Sulfato de calcio dihidratado)
0,6% Resíduos insolubles	SiO ₂ (Sílice)
	CaO (Óxido de calcio)
	K ₂ SO ₄ (Sulfato de potasio)
	Na ₂ SO ₄ (Sulfato de sodio)

El primer MTA disponible comercialmente fue el MTA gris. Diversos autores han estudiado la composición química de MTA mediante análisis con espectrómetro de energía dispersiva de rayos X (EDX) en combinación con microscopio electrónico de barrido (MEB) (9,20). El difractograma del ProRoot MTA® mostró óxido de bismuto (Bi₂O₃), silicato tricálcico (Ca₃SiO₅), silicato bicálcico (Ca₂SiO₄), ferrito aluminato tetracálcico (Ca₄Al₂FeO₁₀) y aluminato tricálcico (Ca₃Al₂O₆).

Más tarde se comercializó el MTA blanco y se comparó su composición (14,21,22) hallando en el análisis de EDX que el MTA blanco se compone principalmente de calcio, de silicio, bismuto y oxígeno. Mientras que el MTA gris contiene calcio, silicio, bismuto, oxígeno también tiene pequeños picos de hierro y aluminio. El calcio y el silicio eran los principales componentes. El análisis de difracción de rayos mostró que el MTA blanco se compone de silicato tricálcico y óxido de bismuto. El MTA gris se compone principalmente de silicato tricálcico y silicato dicálcico y óxido de bismuto. El MTA blanco no contiene hierro, a diferencia del MTA gris. La principal diferencia parece estar en las concentraciones de carborundum (Al_2O_3), periclase (MgO) y, especialmente, el óxido de hierro (FeO), con lo observado los valores para cada uno de estos óxidos es considerablemente menor en el MTA blanco que en el MTA gris (14,23).

Belio-Reyes y cols. (24) analizando ProRoot MTA[®] por difracción de rayos X hallaron las siguientes proporciones: óxido de bismuto (19,8%), silicato tricálcico (51,9%), fosfato dicálcico silicato (23,2%), dialuminato de calcio (3,8%), y sulfato de calcio deshidratado (1,3%). Los elementos traza detectados fueron hierro, níquel y cobre.

También se han estudiado las diferencias de composición entre MTA blanco y el cemento Pórtland blanco mediante MEB y EDX. Los resultados indicaron que la cal (CaO) y sílice (SiO_2) fueron los compuestos dominantes en ambos casos. Los elementos traza son similares en todas las muestras, pero no había rastro detectable de óxido de bismuto (Bi_2O_3) en el cemento Pórtland blanco. Se concluyó que no había diferencia significativa entre los compuestos principales en ambos MTA blanco y CP blanco excepto la presencia de óxido de bismuto en MTA blanco (23).

Profundizando en el estudio de la composición química comparada de MTA y cemento Pórtland los principales componentes fueron analizados por espectroscopía de rayos X de fotoelectrones (XPS) y análisis de EDX, y los componentes menores se identificaron con espectroscopia de inducción de plasma de emisión óptica (ICP-OES).

Se ha estudiado la sustancia química en polvo y el cemento mezclado. En ProRoot MTA[®] la cantidad de yeso es de aproximadamente la mitad que en los cementos Pórtland. ProRoot MTA[®] tiene en su composición metales pesados menos tóxicos (Cu, Mn, Sr), menos cromóforos (Fe_3C), y menos cantidad de aluminio, pero contiene alrededor de 2% de bismuto. En los tres productos, la cantidad de azufre en la superficie de los cementos fraguados fue 3 veces mayor que en el polvo (25). El cemento Pórtland se compone principalmente de

silicatos de óxido de calcio y no contienen óxido de bismuto. ProRoot MTA® y cemento Pórtland son similares pero no iguales y muestran marcadas diferencias (26–29).

Más tarde han ido apareciendo nuevas fórmulas comerciales de MTA siendo su composición similar excepto algunas proporciones como MTA-Angelus® gris que tiene un menor contenido de óxido de bismuto que ProRoot MTA® gris (27).

Varios estudios determinan la cantidad de arsénico en la composición del MTA (30–32).

Comparando la cantidad de arsénico en algunas marcas del agregado de trióxido mineral (ProRoot MTA® blanco y gris, y MTA Angelus® blanco y gris y MTA Bio Angelus®) y cemento Pórtland. Se concluyó que reunían el requisito de las Normas de la Organización Internacional para la Estandarización (ISO) de los cementos dentales. La concentración de arsénico en los cementos de MTA estudiados fue mucho menor que el valor requerido.

Sin embargo esto se contradice con los resultados obtenidos por Schembri y cols. (33) que concluyeron que el CP y el MTA mostraban evidencia de inclusión de metales pesados (Cr, Pb y As) tanto en la forma soluble en ácido, como también liberado en agua y suero fisiológico. MTA contenía niveles de arsénico superiores al límite especificado por las normas internacionales.

Torabinejad y Chivian (9) evaluaron la morfología superficial del material con MEB. Los análisis demostraron que primero aparecían discretos cristales y más tarde una estructura amorfa, sin crecimiento de cristales visibles, pero con aspecto granular. El valor de la media de los prismas fue del 87% de calcio y 2,47% de sílice, el resto era oxígeno. En las áreas de estructura amorfa, había 33% de calcio, 49% de fosfato, 2% de carbono, 3% de cloruro, y el 6% sílice.

La morfología superficial de los materiales MTA blanco y gris difería en virtud de las distintas condiciones, en particular después de la inmersión en solución de fosfato con la formación de cristales.

Camilleri (34) ha estudiado la constitución química del MTA blanco y el PC blanco durante la hidratación mediante la visión del polvo de pulido de secciones bajo el MEB trazando relaciones atómicas, realización de análisis cuantitativos de EDX y mediante el cálculo de la cantidad del clinker de minerales anhidros utilizando el cálculo de Bogue. Resultando que la fase no hidratada de MTA estaba compuesta por tricálcico y di-silicato de calcio impuros y óxido de bismuto. La fase de aluminato era escasa. El CP y el MTA producían gel de silicato cálcico hidratado (CSH) e hidróxido de calcio (CH) durante la hidratación. El hidróxido cálcico se forma a partir de la hidratación de silicatos tricálcico y dicálcico. Esto contrasta con lo

publicado por Dammaschke y cols. (25) que hallaron que la producción de hidróxido de calcio era a partir de aluminato tricálcico.

Camilleri y cols. (35) demostraron que el óxido de bismuto no fomentaba el crecimiento celular. Es de suponer que la alta concentración de iones de calcio que libera el material compensaba la falta de proliferación celular del óxido de bismuto. La microestructura de hidratación MTA sería probablemente más débil en comparación con la que del cemento Pórtland.

Camilleri (36) en otro estudio informó de que el MTA y el CP se componen principalmente de silicato tricálcico y silicato dicálcico que en la hidratación producían CSH y CH. Se encontraron niveles de aluminato tricálcico en MTA más bajos que los de CP lo que conducía a una producción reducida de etringita y monosulfato en la hidratación. El mecanismo de hidratación de MTA era diferente a la del CP.

Tanto el MTA como el CP liberaban una gran cantidad de iones de calcio a partir del hidróxido cálcico y también por descomposición de CSH, aunque la liberación de iones de calcio disminuía a las cinco semanas (37).

Dammaschke y cols. (25) informaron que ProRoot MTA[®] contenía cantidades significativamente más pequeñas de aluminio, hierro, magnesio y azufre. Además, ProRoot MTA[®] se componía de un menor número de metales pesados tóxicos como el Cu, Mn y Sr, lo que podría reducir el rechazo, la inflamación u otras reacciones alérgicas cuando se aplican al paciente. Esto conduce a una citotoxicidad reducida. ProRoot MTA estaba hecho de diferentes materias primas que PC o que estaban purificadas en el proceso de producción.

2.2 PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS

2.2.1 RADIOPACIDAD

Torabinejad y cols. (9) determinaron la radiopacidad de MTA según el método descrito por la Organización Internacional de Estandarización. Resultando la radiopacidad media para MTA de 7,17 mm de espesor equivalente de aluminio (Al).

Laghios y cols. (38) compararon la radiopacidad de 12 materiales de restauración, entre ellos el ProRoot MTA[®]. Los resultados de mayor a menor radiopacidad fueron: Amalgama (Tytin, capsules fast set, Kerr, Romulus, MI, EE.UU.), Diaket[®] (ESPE, Seefeld, Alemania), gutapercha (Obtura Corporation, Fenton, MO, EE.UU.), IRM[®] (De Trey Dentsply, Constanza, Alemania), Super-EBA[®] (Bosworth, Skokie, IL, EE.UU.), ProRoot MTA[®], Advance[®] (L. D. Caulk, York, PA, EE.UU.), Fuji II LC[®] (GC Corporation, Tokio, Japón), Geristore[®] (DenMat, Santa María, CA, EE.UU.), Vitrebond[®] (3M, St Paul, MN, EE.UU.), fosfato tetracálcico, dentina y Ketac-Fil[®] (ESPE America, Norristown, PA, EE.UU.).

En un estudio de Tanomaru y cols. (39) también investigaron la radiopacidad de varios materiales de obturación hallando como más radiopacos IRM[®] y Sealer 26[®] (Dentsply DeTrey, Constanza, Alemania) y menos MTA-Angelus[®] blanco y gris y Super-EBA[®]. Los resultados son un poco distintos quizás debido a la metodología empleada.

En un estudio de Chng y cols. (40) comparaban la radiopacidad del MTA blanco y gris siguiendo el protocolo de las normas ISO 6876:2001. Resultó ser más radiopaco MTA blanco (6,7 mm de Al) respecto al MTA gris 6,5 mm de Al.

También se ha estudiado la radiopacidad del ProRoot MTA[®] gris y blanco comparándolo con el cemento Pórtland gris y blanco siendo los valores mucho más altos para los dos primeros (41).

La radiopacidad del MTA se confiere por la presencia de óxido de bismuto.

Kim y cols. (42) estudiaron la adición de distintas proporciones de óxido de bismuto al cemento Pórtland como radioopacificador. Valoraron la resistencia a la compresión y la porosidad. Concluyeron que con la adición de óxido de bismuto se disminuía la resistencia a la compresión y se aumentaba la porosidad. Por otra parte, el aumento de la porosidad aumenta la solubilidad y, por tanto, la degradación del material (43).

En un estudio de Saliba y cols. (44) evaluaron la resistencia a la compresión y la radiopacidad de CP blanco al que se añadió diferentes cantidades de óxido de bismuto. El resultado fue que la adición de óxido de bismuto no varía la resistencia a la compresión en comparación con el cemento Pórtland.

En un estudio Hwang y cols. (45) prepararon un cemento Pórtland experimental que contenía cemento Pórtland blanco y óxido de bismuto en una proporción de 4:1. Compararon la radiopacidad del MTA, CP, y el cemento experimental. Con esta proporción 4:1 se consiguió una radiopacidad similar al MTA.

Por otro lado Bueno y cols. (46) publicaron que el MTA blanco y el cemento Pórtland blanco con 15% de óxido de bismuto presentaban la radiopacidad requerida para utilizarse como cemento endodóntico.

Se ha estudiado la histología de las reacciones subcutáneas del tejido conectivo de cemento Pórtland mezclado con óxido de bismuto resultando los materiales estudiados biocompatibles (45,47).

Duarte y cols. (48) evaluaron la radiopacidad del CP asociado con distintos agentes radiopacificadores: óxido de bismuto, óxido de zinc, óxido de plomo, subnitrito de bismuto, carbonato de bismuto, sulfato de bario, yodoformo, tungstato calcio, y óxido de zirconio. Una relación de 20% radiopacificador y el 80% de cemento Pórtland blanco se utilizó para el análisis. Después de analizados CP/óxido de bismuto y el CP/óxido de plomo presentaron los más altos valores de radiopacidad con diferencias estadísticamente significativas respecto a los otros materiales, mientras que el CP/ óxido de zinc presentaron los valores más bajos de todas las mezclas.

Se han estudiado materiales alternativos para dar radiopacidad al cemento blanco con base de silicato de calcio.

Camilleri y Gandolfi (49) incluyeron sulfato de bario, óxido de titanio, óxido de zinc, óxido de bismuto, polvo de oro y aleación de plata/estaño. Se evaluó la radiopacidad de cada material según lo recomendado por las normas internacionales. La aleación de plata/estaño y el oro en polvo daban una radiopacidad apropiada al cemento basado en el silicato cálcico. El sulfato de bario era también un adecuado radiopacificador logrando la radiodensidad recomendado por la norma ISO 6876. La mezcla de 25% de polvo de oro y cemento, y la mezcla de 20% de aleación de plata/estaño y cemento mostraron valores de radiopacidad similares a ProRoot MTA®. IRM® demostró tener una radiopacidad mayor que todos los materiales probados (50).

También Cutajar y cols. (36) investigaron de la sustitución del óxido de bismuto por óxido de zirconio en el MTA. El CP fue sustituido con 30% de óxido de zirconio se mezclaron a una relación agua/cemento con proporción de 0,3 resultó tener la combinación óptima de propiedades. La radiopacidad, la resistencia a la compresión, el tiempo de fraguado, la captación de agua, la solubilidad y absorción fueron comparables a ProRoot MTA®.

2.2.2 EXPANSIÓN DE FRAGUADO

Una posible razón de la capacidad de sellado del MTA es su ligera expansión al fraguar. Tanto el MTA gris como el MTA blanco se componen aproximadamente el 75% de CP. El MTA blanco difiere del MTA gris en su menor contenido de tetracalcio aluminoferrita. Esta diferencia en la composición puede afectar a la expansión. Los cambios de expansión medidos por medio de un dilatómetro demuestran que el MTA gris expande significativamente más que el MTA blanco, ya sea en agua o en solución salina equilibrada de Hank (HBSS) (40,51).

Hawley y cols. (52) evaluaron si variar la relación agua/polvo afectaba la expansión de fraguado del MTA blanco y gris. La expansión fue estadísticamente superior para el MTA gris. Variar la ratio polvo/agua no afectó la expansión de fraguado.

Islam y cols. (41) compararon los cambios dimensionales al fraguar siendo mayores para el CP gris y el CP blanco, comparando con MTA blanco y gris.

Gandolfi y cols. (53) estudiaron la inmersión en distintos medios. Hallaron que la expansión es un mecanismo dependiente del agua debido a la absorción de la misma. El cemento que contenía flúor mostró una expansión significativa en agua y en solución tamponada con fosfato (PBS). También observaron que la inmersión en suero bovino fetal (FBS) y PBS reducía fuertemente la expansión de MTA y de cemento con fluoruro añadido lo que sugirió que la contaminación con fluido (es decir, sangre) durante procedimientos quirúrgicos puede afectar a la expansión de algunos cementos de silicato de calcio.

2.2.3 HUMEDAD

Gancedo-Caravia y García Barbero (54) valoraron en sus investigaciones la influencia de la humedad en la obturación con ProRoot MTA® y su capacidad de expulsión en relación con el paso de diferentes días: uno, tres, siete, 21 hasta el 28 en seco y en presencia de humedad. Unos discos de dentina con un orificio central donde se colocó el MTA, fueron sometidos a

fuerza (*push-out*) para valorar la retención. El tiempo de fraguado dependió de la humedad: en ausencia de humedad la fuerza de retención no aumentó en tres días, en presencia de humedad a los tres días aumentó en gran manera la fuerza de retención y después más lentamente hasta los 21 días. La principal conclusión de este estudio es que en aquellas situaciones clínicas donde se requiere una buena retención del MTA, el agua debe estar presente en el interior la cámara pulpar o en el conducto radicular durante al menos los primeros 3 días de fraguado. La humectación de MTA durante el fraguado se vuelve aún más importante cuando el MTA debe someterse a fuerzas de desprendimiento.

Walker y cols. (55) determinaron la resistencia a la flexión en función del tiempo y la hidratación. Las pruebas se realizaron en 24 o 72 horas con o sin humedad por los dos caras del ProRoot MTA[®] o por una sola. Demostraron mayor resistencia a la flexión en megapascales (Mpa) con humedad por las dos caras del ProRoot MTA[®] a las 24 horas que a las 72. Lo que significaría que en la restauración provisional debemos colocar una bolita de algodón humedecida sólo 24 horas. La resistencia a la flexión en función del ajuste de tiempo y la hidratación fue estadísticamente significativa.

Otros estudios contradicen lo anterior ya que no hallan diferencias entre ambiente seco y presencia de humedad.

En un estudio de Sluyk y cols. (56) investigaron con perforaciones en la furca de 32 molares inferiores y superiores extraídos. Las perforaciones se prepararon en el centro del suelo de la cámara pulpar paralelo al eje longitudinal de cada diente. Los dientes fueron divididos aleatoriamente en cuatro grupos, y las perforaciones se repararon todas con MTA y luego se cubrieron, ya sea con un algodón húmedo o seco durante 24 o 72 horas. Mediante una Instron se analizó la fuerza requerida para desplazar el material de la perforación. Las mediciones de fuerza mostraron que el MTA resistió el desplazamiento a las 72 horas a un nivel significativamente mayor que a las 24 horas. La presencia de algo de humedad en la perforación durante la colocación era ventajosa ya que ayudó a la adaptación de MTA a las paredes de la perforación, pero no hubo diferencia significativa en la retención de MTA cuando un algodón húmedo o seco se colocó en la cámara pulpar durante el tiempo de fraguado.

El tema de la necesidad de humedad o no en el fraguado del MTA es controvertido hay varios estudios que concluyen que no sería necesario.

En un estudio de Pelliccioni y cols. (57) en el que valoraban la microfiltración en raíces llenas de ProRoot MTA® mezclado con agua o sin mezclar con agua solo con el polvo. Se prepararon cavidades *a retro* en dientes extraídos instrumentados y obturados. Se valoró la microfiltración a las 24 horas y 1, 2, 4, y 12 semanas. La falta de adición de agua durante la preparación del cemento en este estudio no afectó la capacidad de sellado *in vitro* de ProRoot MTA®.

Los resultados de Budig y cols. (58) confirmaron que el Proroot MTA® seco puede ser adecuadamente hidratado por la humedad que penetra en el conducto de la raíz en un estudio *in vitro*. Esto se demostró después de colocar el polvo de MTA sin hidratar en el interior del conducto y sellarlo coronal y apicalmente con barniz de uñas. Posteriormente fue sumergido en solución salina durante 72 horas.

En otro estudio de DeAngelis y cols. (59) utilizaron MTA Angelus® mediante la prueba de dureza Vickers en presencia de humedad o no. Concluyeron que la colocación de una bolita de algodón humedecida no sería esencial para la configuración del MTA en los procedimientos de apicoformación.

Vanderweele y cols. (60) midieron la resistencia al desplazamiento con una Instron al mezclar MTA con solución salina, lidocaína al 2% y agua estéril cuando obturaban perforaciones de furca en presencia de sangre. El resultado fue que ofrecía más resistencia a los 7 días que a las 72 y 24 horas respectivamente. No hubo diferencias cuando se mezclaba una u otra sustancia. Sí hubo menor resistencia al desplazamiento cuando había presencia de sangre con diferencias estadísticamente significativas.

Una sola visita o visitas múltiples para la creación de la barrera apical fueron utilizadas con un modelo apexificación experimental para probar la dureza de la superficie de los materiales. Caronna y cols. (61) estudiaron la microdureza de los materiales después de la colocación en condiciones húmedas o secas. Un modelo ápice abierto y entorno periapical simulado fue creado usando tubos de polietileno colocados en un bloque poroso lleno de solución salina tamponada con fosfato. ProRoot MTA® blanco, Root EndoSequence® y Biodentine® se mezclaron y se colocaron en la zona apical. El grupo A tenía una bolita de algodón húmeda por encima de los materiales de prueba y se selló el segmento coronal con Fuji II LC (GC América, Alsip, IL, EE.UU). El grupo B tenía gutapercha seca colocada directamente contra los materiales de la prueba con sellado en el segmento coronal. Después de 10 días de almacenamiento en 100 % de humedad a 37°C, las muestras se seccionaron, y se midió la

microdureza de forma independiente a 2 mm y 4 mm desde el extremo apical. No hubo diferencias en los resultados de los dos grupos y se concluyó que un ambiente húmedo o seco podría permitir el endurecimiento de materiales, por lo que los dos métodos podían ser aceptables para los procedimientos de tratamiento clínico.

2.2.4 SOLUBILIDAD Y POROSIDAD

Fridland y Rosado (62) estudiaron las propiedades físicas del ProRoot MTA® en diferentes proporciones de polvo-agua en cuanto a la solubilidad y porosidad. Las proporciones fueron 0,26; 0,28; 0,30 y 0,33 gramos de agua por gramo de cemento (lo que recomienda el fabricante es 0,33). Si se aumentaba la cantidad de agua aumentaba la solubilidad y disminuía la porosidad. Llegaron a la conclusión que la proporción propuesta por el fabricante era la ideal. Esto significa que la cantidad de agua utilizada en la preparación de la mezcla tiene un efecto directo sobre la solubilidad cuando el material está en contacto con un medio acuoso.

Posteriormente los mismos autores (63) evaluaron la solubilidad en proporción agua/polvo de 0,28 y 0,33. Mantuvieron las muestras en agua durante 78 días. La solubilidad fue de 22,06% con la proporción de agua/polvo de 0,28 y de 31,09% con la proporción de 0,33 de agua/polvo; y el pH fue de 11. Los resultados demostraron que el MTA era capaz de liberar parcialmente su fracción soluble en un ambiente acuoso durante un largo período de tiempo con una tasa decreciente. Concluyeron que el MTA era capaz de mantener el pH alto durante mucho tiempo. Esto podría ser de importancia clínica cuando se usa como barrera apical, ya que la alcalinidad crea un ambiente favorable para la división celular y la formación de matriz celular. También el MTA podría continuar el efecto antibacteriano del hidróxido de calcio respecto a la desinfección del conducto radicular.

Bodanezzi y cols. (64) investigaron la solubilidad del MTA comparada con el CP desde su mezcla hasta las 72 horas. Unos moldes de metal con forma de anillo se llenaron con los cementos y posteriormente se cubrieron con agua destilada. Se valoraron la ganancia y la pérdida de peso a las 3, 24, 72, 168, 336 y 672 horas. Los resultados indicaron que en un medio acuoso el MTA- Angelus® era más soluble que el CP.

Bortoluzzi y cols. (65) estudiaron la solubilidad, la disolución, el pH y el tiempo de fraguado del MTA blanco y cemento Pórtland (más óxido de bismuto) a los que se añadió cloruro cálcico al 10% (ClCa₂). Midieron la ganancia o pérdida de peso de inmediato, a las 24 y 72 horas, y a los

7, 14 y 28 días. El MTA blanco con ClCa_2 absorbió agua y aumentó su peso a lo largo del tiempo, excepto a las 24h. El Cemento Pórtland con ClCa_2 y el MTA blanco con ClCa_2 redujeron la solubilidad y el tiempo de fraguado. El cloruro cálcico mejoró las propiedades fisicoquímicas de los cementos. Una posible explicación de los resultados observados fue la penetración de CaCl_2 en los poros de los cementos, aceleró la hidratación de los silicatos que condujo a su cristalización más rápida y redujo el tiempo de fraguado. También pudo alterar la composición química, área de superficie, y las características de los poros de los cementos, proporcionando las ventajas de aumento de la resistencia a la compresión y la permeabilidad reducida. El cemento menos permeable evita la solubilidad de sus componentes.

Danesh y cols. (26) compararon la solubilidad, la microdureza y la radiopacidad de ProRoot MTA® con dos cementos Pórtland (CEM I y II) en diferentes intervalos de tiempo. La pérdida de peso después de 28 días de inmersión en agua fue de 0,78%. Por lo tanto, ProRoot MTA® era prácticamente insoluble. La pérdida de peso de los dos cementos Pórtland diferentes después de la inmersión de 28 días osciló entre 31,38% y 33,33%. En tiempos de exposición superiores a un minuto los dos cementos Pórtland fueron significativamente más solubles que ProRoot MTA®. No hubo diferencias significativas entre la pérdida de peso de los dos cementos Pórtland en todos los tiempos de exposición.

Islam y cols. (28) estudiaron la solubilidad de MTA blanco y gris, y cementos Pórtland blanco y gris, encontrando que la solubilidad de ProRoot MTA® blanco era significativamente mayor que la del CP ordinario, y que la del CP blanco era significativamente mayor que ProRoot MTA® gris. Sin embargo, todos los valores se encontraban dentro de los requisitos de la ISO para la solubilidad de los materiales de sellado del conducto radicular. Es posible que una modificación en el proceso de fabricación puede ser la causa de la diferencia en la solubilidad. ProRoot MTA® se debe utilizar de acuerdo con las instrucciones del fabricante para asegurar que la solubilidad de cemento se mantiene al mínimo.

Gandolfi y cols. (66) investigaron un cemento de silicato de calcio polimerizable con luz que contenía una resina basada en HEMA-TEGDMA que fue diseñada para obtener un fraguado rápido de los materiales de obturación radicular. La solubilidad de los materiales se determinó utilizando el método descrito en ISO 6876. La masa de los cementos se midió mediante análisis gravimétrico usando una balanza analítica. El nuevo MTA fotopolimerizable mostró estadísticamente la menor solubilidad en todos los tiempos en agua desionizada.

Otro estudio de Vivan y cols. (67) también avala estos resultados al transformar el MTA en fotopolimerizable. Se estudió el pH, la liberación de calcio, el tiempo de fraguado, y la solubilidad de dos cementos de MTA blanco: MTA Angelus® y Bio-MTA®; y de tres cementos experimentales: MTA fotopolimerizable, CP con 20% de óxido de bismuto y 5% de sulfato de calcio, y un cemento de resina epoxídica. Los valores más altos de solubilidad se presentaron con MTA Angelus® blanco y Bio MTA®. Los valores más bajos fueron los de MTA fraguado con luz y el cemento de resina epoxídica.

En un estudio de Camilleri (68) MTA fue más soluble que el CP. Ambos materiales absorben agua y solución fisiológica, el CP mostró una menor absorción que MTA. Ambos cementos exhibieron una expansión neta cuando estaban en contacto con una solución fisiológica y liberaron niveles altos de calcio. El MTA fue muy susceptible a las condiciones ambientales. La adición de óxido de bismuto al MTA redujo la lixiviación de hidróxido de calcio, aumentó la solubilidad del material, y causó deterioro en la estabilidad dimensional del material.

Un estudio de Poggio y cols. (69) examinaron la solubilidad de 3 materiales de obturación *retro*: IRM®, ProRoot MTA® y Superseal®, y el sellador endodóntico Argoseal® (Ogna Lab., Muggio, Italia) se utilizó como control positivo. Seis muestras de cada material se prepararon y se sumergieron en agua. La solubilidad se determinó después de 24 horas y 2 meses y se analizó estadísticamente. Todos los materiales de obturación retrógrada eran de baja solubilidad. Bajo las condiciones del presente estudio IRM®, Superseal® y ProRoot MTA® fueron prácticamente insolubles, lo que les confiere una propiedad física adecuada para su uso como materiales de obturación apical.

Yavari y cols. (70) evaluaron la solubilidad de MTA blanco en un ambiente ácido. Las muestras se dividieron en dos grupos en uno el fluido de tejido sintético tenía un pH de 7,4 y el otro de 4,4. La solubilidad aumentó significativamente en el grupo del medio ácido.

2.2.5 PH

El valor de pH del MTA es 10.2 después de la mezcla. Este valor se eleva a 12,5 en 3 horas (9). Los análisis químicos de las sales disueltas del MTA en el agua indican la presencia de calcio como el compuesto químico principal. Se puede afirmar que el calcio que se encuentra en la solución debe estar en su estado hidroxilo a este pH. Esta capacidad de liberación de hidróxido de calcio según Fridland y cols. (62) podría ser de importancia clínica, ya que podría

estar relacionada con la capacidad probada de MTA para inducir la mineralización. Los valores altos de pH a largo plazo estarían relacionados con la liberación continua de hidróxido de calcio del MTA (63).

Chng y cols. (40) al comparar los valores de pH de MTA gris con MTA blanco, hallaron que este último material mostraba un valor de pH significativamente superior a los 60 minutos después de la mezcla.

Islam y cols. (41) compararon el pH del CP blanco y del CP gris siendo los valores más altos que MTA blanco y MTA gris. El CP blanco y el CP gris alcanzaron los máximos valores de pH más pronto que MTA gris y MTA blanco. El pH alcanzado a los 60 minutos era superior para MTA blanco.

Heward y Sedgley (71) compararon las mediciones de pH en defectos de reabsorción radicular entre MTA e hidróxido de calcio. Resultó que a las cuatro semanas el pH del MTA era estadísticamente más alto.

Respecto al efecto de distintas soluciones con distintos pH sobre el MTA. Según Shie y cols. (72) una solución con pH 4 tiene un efecto de deterioro sobre la morfología del MTA blanco.

Después de la exposición a una serie de entornos alcalinos durante la hidratación Saghiri y cols. (73) evaluaron la microestructura morfológica y la dureza superficial del MTA blanco. La dureza superficial se midió mediante el test de Vickers después de la exposición a distintos medios alcalinos. Los valores de pH de 8,4 y 9,4 presentaron valores más altos de dureza que la exposición a pH de 7,4 y 10,4. Evaluaron las muestras con microscopio electrónico de barrido utilizando la dispersión de electrones y detectores de electrones retrodispersados. Observaron más porosidad y deshidratación con valores de pH de 7,4 y 10,4. Por tanto la dureza y la morfología de la superficie podían estar influenciadas por diferentes valores de pH alcalino.

Esto debe tenerse en cuenta especialmente con productos alcalinos residuales en el interior del conducto.

Namazikhah y cols. (74) estudiaron el efecto del pH en la dureza superficial y en la microestructura del MTA. Expusieron el MTA a pH de 4,4; 5,4; 6,4 y 7. Evaluaron la dureza con el Test de Vickers y la superficie con MEB. La dureza final más alta fue la de las muestras expuestas a pH de 7,4 y la menor en el pH 4,4 con diferencias estadísticamente significativas. No hubo diferencias morfológicas entre los grupos en términos de la microestructura interna. Sin embargo, se observó una tendencia que a solución más ácida, más porosidad.

Saghiri y cols. (75) practicaron pruebas de *push-out* o de fuerza de empuje sometiendo previamente el MTA a distintos valores alcalinos de pH. Así los más altos y los más bajos valores de adhesión *push-out* se observaron después de la exposición a un pH de 8,4 y 10,4 respectivamente. Las alteraciones en el pH pueden dañar la estructura del MTA blanco lo que podría conducir a una disminución de la fuerza de empuje hacia afuera.

Shokouhinejad y cols. (76) estudiaron el *push-out* con pH ácidos hallando que la fuerza necesaria para el desplazamiento del MTA fue significativamente menor en las muestras almacenadas a valores de pH más bajos.

En esta línea Hashem y Amin (77) simularon perforaciones furcales y expusieron el MTA a una solución de ácido acético. La resistencia al desalojo de MTA se redujo significativamente.

Lee y cols. (78) mezclaron MTA con aceleradores de hidratación como cloruro de calcio, dosis bajas de ácido cítrico y solución de lactato gluconato de cálcico. El pH fue significativamente menor que el del MTA mezclado con agua pero estable con valores altos (pH= 11-12).

Saghiri y cols. (79) relacionaron los cambios de pH con la microfiltración hallando que la microfiltración se observaba antes con un valor de pH de 4,4 seguido por valores de pH de 5,4, 6,4, y 7,4 respectivamente. Transcurría un tiempo significativamente más largo para que ocurrieran fugas en las muestras almacenadas en los valores de pH más altos.

Lee (80) evaluó como varios ambientes fisiológicos afectaban al comportamiento de hidratación y las propiedades físicas del MTA mediante la utilización de microscopio electrónico de barrido, difracción de rayos X y pruebas de microdureza. Las muestras de MTA fueron hidratadas en agua destilada, solución salina, pH 7 y pH 5. Se visualizó que la microestructura de MTA hidratado consistía en cristales cúbicos y en forma de aguja. Sin embargo, no observó cristales en forma de aguja en las muestras a pH 5, y se observó la erosión de las superficies de los cristales cúbicos. La difracción de rayos indicó un pico correspondiente a portlandita, un producto de hidratación del MTA, el pico disminuyó notablemente en el grupo de pH 5. La microdureza a pH 5 también fue significativamente más débil en comparación con los otros tres grupos. Estos hallazgos sugirieron que los efectos ambientales fisiológicos sobre la formación de MTA se determinaran, en parte, por el pH del medio ambiente y por la presencia de iones. En particular, un ambiente ácido de pH 5 afectó adversamente las propiedades físicas y el comportamiento de hidratación de MTA.

Saghiri y cols. (81) evaluaron el efecto del pH sobre la solubilidad de almacenamiento de MTA blanco, Bioaggregate®, y cemento nano MTA blanco. Se formaron tres grupos de pH 4,4, 7,4, y

10,4. El análisis estadístico mostró la más alta solubilidad en pH ácido para todos los materiales ensayados. Las muestras de cemento nano MTA a pH=10,4 tenían los valores más bajos de solubilidad y Bioaggregate® a pH=4,4 mostró la mayor pérdida de cemento. La solubilidad de los cementos probados se afectó en medio ácido, lo que podría afectar el sellado en las situaciones clínicas. Sin embargo, nano cemento MTA blanco debido a sus partículas de pequeño tamaño y diferentes aditivos fue capaz de producir menor porosidad en el material, y mostró mayor resistencia en medio ácido.

2.2.6 RESISTENCIA A LA FRACTURA

La resistencia a la fractura de los dientes tratados endodónticamente se ha estudiado en muchos estudios *in vitro*. El método básico ha sido el de aplicar progresivamente el aumento de la cargas a los dientes o modelos hasta que se produce la fractura.

Respecto a la restauración posterior de dientes inmaduros se han propuesto distintos protocolos de refuerzo del diente.

Lawley y cols. (82) investigaron con la Instron que un espesor de 4 mm de MTA obturado con una resina compuesta intraconducto conseguía una resistencia estadísticamente significativa superior a la fractura de la raíz que MTA con gutapercha y sellador. El grupo MTA-gutapercha no fue significativamente diferente que el MTA no restaurado como control positivo. La adición de un adhesivo y un composite fluido aumentó la resistencia del ProRoot MTA®. Por tanto, la colocación de un composite podría mejorar el pronóstico en cuanto a aumentar la resistencia a la fractura.

Stuart y cols. (83) propusieron evaluar la capacidad de resistencia de Resilon® (Pentron, Wallingford, CT, EE.UU.) y un composite autopolimerizable fluido Bisfil 2B® (Bisco, Schaumburg, IL, EE.UU.) en 60 dientes en los que se simuló la formación radicular incompleta. Se dividieron en cinco grupos. Se obturaron *a retro* con 4 mm de ProRoot MTA®. En los tres grupos experimentales (los otros dos eran control) se realizó el *backfill* con gutapercha, Resilon®, o Bisfil 2B®. Se generó una fractura horizontal en cada espécimen mediante la Instron. No se observaron diferencias entre los grupos tratados. Se concluyó que en diámetros radiculares de 1,5 mm o menos puede que no sea necesario reforzar la raíz dental.

Wilkinson y cols. (84) estudiaron la resistencia a la fractura de dientes preparados con un tapón apical de MTA y posteriormente obturado el resto del conducto con gutapercha,

composite Bisfil 2B® (composite fluido autopolimerizable), Bisfil II® (composite híbrido autopolimerizable) y Resilon®. Cada raíz se fracturó horizontalmente utilizando la Instron. La resina compuesta híbrida Bisfil II® fue el material significativamente más resistente a la fractura.

En el estudio de Nagas y cols. (85) investigaron y compararon el potencial de reforzar las raíces de premolares mandibulares extraídas con tres barreras intraconductos diferentes: MTA, cemento de ionómero de vidrio, Vitremer® (3M/ESPE, St Paul, MN, EE.UU.), y material compuesto reforzado con fibra colocada coronalmente sobre los conductos radiculares obturados con gutapercha o Resilon®. El uso de Vitremer® y el material compuesto reforzado con fibra mejoró significativamente la resistencia a la fractura, mientras que MTA no mostró ningún efecto de refuerzo como barrera coronal.

Ulusoy y cols. (86) compararon los efectos de diferentes selladores de conductos radiculares sobre la resistencia a la fractura de los dientes inmaduros simulados. Cuatro milímetros de ProRoot MTA® se colocaron como barrera apical y posteriormente se rellenaron las raíces con AH Plus® (Dentsply de Trey, Constanza, Alemania) y gutapercha; Endorez® (Ultradent, Inc, South Jordan, UT, EE.UU.) y gutapercha; Endorez® y Resilon®; Híbrido Root Seal® (Meta SEAL; Sun Medical, Tokio, Japón) y gutapercha; Híbrido Root Seal® y Resilon®; iRootSP® (Innovative BioCeramix Inc., Vancouver, Canadá) y gutapercha; y iRootSP® con Resilon®. Concluyeron que Híbrido Root Seal® y iRootSP® reforzaron las raíces inmaduras cuando se utilizaron tanto con gutapercha como con Resilon®.

En otros estudios se ha investigado sobre la capacidad de refuerzo de postes de distintas composiciones.

Bortoluzzi y cols. (87) utilizaron un modelo experimental de diente inmaduro para evaluar la resistencia a la fractura de incisivos bovinos sometidos a tratamientos de refuerzo diferentes con MTA Angelus®. Se dividieron los dientes en tres grupos: I control sin relleno; II tapón apical de MTA+relleno con gutapercha y sellador endodóntico; III todo el conducto con MTA y IV tapón apical de MTA y poste metálico Reforpost® (Angelus produtos odontologicos SA, Londrina, Brasil) introducido dentro de la masa del MTA. El grupo IV mostró mayor resistencia a la fractura.

Schmoldt y cols. (88) evaluaron la resistencia a la fractura de dientes inmaduros restaurados con una barrera apical con MTA y rellenando hacia coronal el conducto con 4 mm de composite, un poste de fibra de cuarzo y composite, MTA, o gutapercha. Las restauraciones

con un poste de fibra de cuarzo y composite fueron significativamente más resistentes a la fractura.

Tanalp y cols. (89) compararon la resistencia de fractura de dientes inmaduros tratados con MTA Angelus® en los 4-5 mm apicales. Posteriormente colocaron en el conducto según los distintos grupos: AH Plus®, MetaSEAL® (Parkell Inc., Edgewood, NY, EE.UU.), MTA Fillapex® todos ellos selladores con gutapercha y técnica de compactación lateral, y el último grupo con postes de fibra de cuarzo Unicore® (Ultradent, Inc, South Jordan, UT, EE.UU.) cementados con PermaFlo DC® (Ultradent, Inc, South Jordan, UT, EE.UU.). La resistencia a la fractura más alta se obtuvo con los postes de fibra y el grupo del MTA Fillapex® produjo los valores más bajos.

Setó y cols. (90) evaluaron el tipo y la profundidad de la restauración que sería eficaz en los dientes anteriores superiores inmaduros simulados en términos de resistencia a la fractura y el modo de fallo. Se condensó un tapón apical de 4-5 mm de MTA en todos ellos y posteriormente se colocó a 3 o 7 mm de profundidad composite Biscore® (Bisco Dental, Schaumburg, IL, EE.UU.) o postes de fibra de cuarzo DT Light-post® size 3 (Bisco Dental, Schaumburg, IL, EE.UU.). Los grupos con profundidad a 3 mm mostraron la resistencia a la fractura más alta.

Dikbas y cols. (91) evaluaron las resistencias a la fractura en dientes unirradiculares inmaduros simulados cuyas raíces habían sido rellenadas con 3 sistemas de postes diferentes después de colocar 4 mm de MTA en la zona apical. Los postes fueron: postes de fibra de vidrio FRC Postec Post® (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), postes de fibra de cuarzo DT Light Post® (Bisco, Schaumburg, IL, EE.UU.) y postes cerámicos de zirconio CosmoPost® (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Todos los sistemas de pernos ejercieron un efecto de refuerzo similar en un diente inmaduro simulado.

Otra línea de investigación es el binomio hidróxido cálcico y MTA. La conveniencia o no del uso combinado respecto a la resistencia a la fractura.

Andreasen y cols. (92) compararon la resistencia a la fractura de los dientes incisivos tratados con o sin hidróxido cálcico 30 o 100 días y posteriormente fueron obturados con MTA y se sometieron a la Instron. Los resultados indicaron que hay una resistencia semejante a los 30 días de la colocación del hidróxido cálcico y MTA que con MTA solo. Por tanto de cara a la desinfección y la mejor eliminación de restos pulpares en el conducto sería mejor el uso previo de hidróxido cálcico antes de obturar con MTA en el tratamiento de apicoformación.

Hatibović-Kofman y cols. (93) investigaron la resistencia a la fractura en dientes de oveja inmaduros rellenando el conducto con hidróxido de calcio, MTA y dientes no tratados en el grupo control. Las muestras se sometieron a la Instron a las dos semanas, dos meses y un año. Los resultados mostraron la resistencia a la fractura a las dos semanas era superior para los dientes no tratados. A los dos meses la resistencia disminuyó aunque no había diferencias significativas entre los tres grupos. Al año el grupo del MTA mostró significativamente mayor resistencia a la fractura que los otros dos grupos. Una explicación es que el MTA induce la expresión del inhibidor tisular de la metaloproteinasa en la matriz de dentina y, por tanto, posiblemente, previene la destrucción de la matriz de colágeno.

Tuna y cols. (94) evaluaron la resistencia a la fractura a largo plazo de los dientes permanentes humanos inmaduros. El conducto se obturó completamente con BioAggregate®, ProRoot MTA®, MTA Angelus® o hidróxido de calcio. Todos los dientes fueron colocados en solución salina a 4°C durante 1 año. En una máquina de ensayo Instron, los picos de carga se registraron hasta la fractura resultando que el grupo BioAggregate®, mostró la mayor resistencia a la fractura y el grupo del hidróxido de calcio mostró la menor resistencia a la fractura.

En un estudio muy interesante de Holt y cols. (95) compararon el MTA blanco y gris mezclado con clorhexidina al 2% o con agua estéril. Estudiaron la resistencia a la compresión mediante la Instron. La evaluación no mostró significación estadística debido a la variabilidad. Sin embargo, los datos revelaron que cuando MTA se mezclaba con agua estéril siempre había mayores resistencias a la fractura que MTA mezclado con clorhexidina.

Respecto al estudio de la resistencia a la fractura vertical de la raíz, Ahamd El-Ma'aita y cols. (96) investigaron el efecto de MTA en obturaciones del conducto radicular con diferentes intervalos de tiempo. Después de instrumentar los conductos de dientes humanos recién extraídos se asignaron tres grupos según el relleno del conducto: ProRoot MTA®, gutapercha con sellador AH Plus® y sin obturación como control negativo. Se registraron tres tiempos: 48 h, uno y seis meses a 37°C en el líquido de tejido sintético. El ligamento periodontal se simuló utilizando material de impresión elastomérico. El MTA aumentó la resistencia a la fractura radicular vertical de los dientes tratados endodónticamente e influyó en el modo de fractura después de uno y seis meses de almacenamiento en tejido sintético en comparación con el grupo obturado con gutapercha y sellador.

2.2.7 RESISTENCIA A LA COMPRESIÓN

Según Nekoofar y cols. (97) la resistencia a la compresión es la capacidad de un material para resistir la presión dirigida axialmente generando esfuerzo de compresión como resultado de la fuerza ejercida.

La resistencia a la compresión es un prueba que se utiliza comúnmente en la industria del cemento para evaluar la resistencia de las mezclas de los cementos (98).

Según Torabinejad y cols. (9) la resistencia a la compresión del MTA es significativamente menor que la de amalgama, IRM, y Super-EBA® después de 24 horas. Sin embargo, después de 3 semanas, no hay diferencia significativa entre Súper EBA®, IRM®, y el MTA en términos de resistencia a la compresión.

Hay varios factores que podrían influir en la resistencia a compresión del MTA, incluyendo el tipo de MTA, el líquido que se mezcla con el material, la presión de condensación en el material, el valor pH de la mezcla líquida, y la condición de almacenamiento del MTA.

La resistencia a la compresión es altamente dependiente de la cantidad de agua añadida a la mezcla. Para los cementos Pórtland la cantidad de agua añadida es inversamente proporcional a la resistencia a la compresión (99).

Nekoofar y cols. (100) investigaron los efectos de la contaminación con sangre sobre la resistencia a la compresión y la microestructura de la superficie del ProRoot MTA gris y blanco.

En el grupo control, MTA se mezcló con agua y se expuso en agua. En el segundo grupo, MTA se mezcló con agua y fue expuesto a sangre completa humana fresca. En el tercer grupo, MTA se mezcló y se expuso a sangre humana. Las muestras se mezclaron con ultrasonidos y después de 4 días de incubación, las muestras fueron sometidas a pruebas de resistencia a la compresión. Independientemente del tipo de MTA, la compresión media de ambos grupos experimentales, que estaban en contacto con la sangre, fueron significativamente menores que la de los grupos control. Cuando la sangre se incorpora al MTA su resistencia a la compresión se reduce. En las situaciones clínicas en las que la sangre se mezcla con MTA, sus propiedades físicas pueden verse comprometidas.

Kayahan y cols. (101) evaluaron el efecto del grabado ácido en procedimientos de la resistencia a la compresión y la microdureza de la superficie en el MTA blanco. La resistencia a la compresión se midió y comparó con los grupos de control sin grabar. El grabado ácido se realizó a las cuatro, 24 y 96 horas después de la mezcla. Los resultados de este estudio

demonstraron que el grabado ácido aplicado cuatro horas después de la mezcla con agua del MTA, reduce significativamente su resistencia a la compresión en comparación con los controles. Sin embargo, después de 24 y 96 horas, estas diferencias no fueron significativas. Por lo tanto, para reducir los posibles efectos adversos del ácido sobre la resistencia a la compresión del MTA, se podría sugerir posponer el procedimiento de grabado ácido y la restauración de un diente al menos 24 horas.

Nekoofar y cols. (97) analizaron el efecto de la presión de condensación en la dureza superficial, la microestructura y la resistencia a la compresión del MTA. Los resultados revelaron que las presiones de condensación aplicadas durante la preparación de las muestras no tenían un efecto estadísticamente significativo sobre la resistencia a la compresión. La resistencia a la compresión máxima se produjo con la presión mínima.

El propósito del estudio de Kayahan y cols. (102) fue evaluar el efecto de grabado ácido sobre la resistencia a la compresión de cuatro cementos a base de silicato de calcio. Se prepararon las muestras según las instrucciones de los fabricantes y se sometieron entonces al procedimiento de grabado ácido. La resistencia a la compresión de las muestras se calculó a continuación, en megapascales (MPa) usando una máquina de ensayo universal. La aplicación de grabado ácido redujo significativamente la resistencia a la compresión de MTA Angelus® y CEM cement®, sin embargo no redujo la resistencia a la compresión de ProRoot MTA® o Biodentine®. Independientemente de la aplicación de grabado ácido, Biodentine® mostró valores de resistencia a la compresión significativamente más altos que los otros materiales, mientras que el CEM cement® tenía los valores de resistencia a la compresión más bajos. No hubo diferencia significativa entre el CEM cement® y el MTA Angelus®. La resistencia a la compresión de ProRoot MTA® fue significativamente menor que Biodentine® pero significativamente más alta que MTA Angelus® y CEM cement®, tanto en los grupos de prueba y como el de control.

Peters y Peters (103) investigaron la adaptación marginal de Super-EBA® y ProRoot MAT® en obturaciones retrógradas y la aparición de microfisuras en raíces de dientes extraídos antes y después de la carga oclusal para un período equivalente de cinco años en un masticador controlado por ordenador. Tanto Super-EBA® como ProRoot MTA® mostraban excelente adaptación marginal antes de la carga masticatoria. Después de la carga, la cantidad de margen continuo para los materiales de relleno retrógrado disminuyó ligeramente pero aún era alta.

El objetivo de un estudio de Basturk y cols. (104) fue evaluar el efecto de diversas técnicas de mezcla, incluyendo la mezcla mecánica y manual, así como el efecto de la agitación ultrasónica durante la colocación en la resistencia a la compresión de MTA. Se utilizaron ProRoot MTA® blanco y MTA Angelus® blanco. Las muestras se mezclaron ya sea por mezclado mecánico o por activación ultrasónica indirecta. Todas las muestras fueron sometidas a pruebas de fuerza de compresión después de 4 días. Los valores de resistencia a la compresión de ProRoot MTA® fueron significativamente mayores que los de MTA Angelus®. Independientemente de las técnicas de mezcla aplicadas, la agitación ultrasónica mejora la resistencia a la compresión del material.

Grech y cols. (105) evaluaron varias propiedades físicas de Biodentine®, IRM® y Bioagregate®. Estos investigadores encontraron que Biodentine® exhibió valores de resistencia a la compresión superiores que estos tres materiales probados después de 28 días de inmersión en HBSS.

2.2.8 CARACTERÍSTICAS DE SUPERFICIE

Las características químicas y físicas de la superficie del MTA pueden dar una idea de su bioactividad.

Tingey y cols. (106) describieron la morfología y la química de la superficie del MTA gris y blanco fraguado en presencia de FBS. Las muestras se dividieron en dos grupos MTA-FBS y MTA-agua. Las superficies se estudiaron con microscopía electrónica de barrido. Cuando había presencia de FBS el MTA de la superficie presentaba una distribución homogénea y de aspecto globular. Con MTA-agua se apreciaron grandes placas de compuesto cristalino hexagonal de calcio incrustado en un grupo globular de cristales. No se encontraron diferencias entre MTA gris y blanco cuando se aplicaba la misma solución.

En una investigación Reyes-Carmona y cols. (107) estudiaron la superficie de ProRoot MTA®, MTA Angelus® blanco, MTA Bio® y CP blanco al que se añadió 20% de óxido de bismuto (CP1) y 10% de cloruro cálcico (CP2), después se sumergieron las muestras en PBS. Se analizaron las muestras con microscopía electrónica de barrido y con difracción de rayos X. Los resultados revelaron la presencia de precipitados de fosfato de calcio amorfo con diferentes morfologías, que actúan como precursores en la formación de apatita carbonatada. La apatita formada por el cemento-solución salina fosfato tamponada fue depositada dentro de las fibrillas de

colágeno, fomentando una mineralización controlada en los núcleos de dentina. Se observó la formación de una capa interfacial con adhesión a las estructuras. Como conclusión se demostró que todos los cementos probados eran bioactivos.

Munhoz y cols. (108) evaluaron mediante perfilometría 3D y MEB, la adaptación marginal del MTA y AH-26 colocados en cavidades retrógradas con visión directa o con microscopio óptico. Los desajustes medidos con perfilometría y con MEB del AH-26 fueron significativamente más amplios y profundos que los de MTA.

Tsujimoto y cols. (109) estudiaron la estructura superficial del MTA expuesto a agentes blanqueantes utilizando un MEB. Se distribuyeron las muestras en tres grupos según el agente blanqueante: Shofu HiLite® (Shofu Co, Kyoto, Japón), Pyrenees® (Mitsubishi Gas Chemical Com Inc, Tokio, Japón) y el grupo control sin tratar. Después de la aplicación de agentes de blanqueo sobre el MTA completamente endurecido, se visualizaron en el grupo control estructuras de tipo placa, globulares, y de varilla junto con burbujas de aire. En el grupo Shofu HiLite® se observaron estructuras globulares y numerosos poros (como picoteos en una madera) de alrededor de 5 mm de diámetro sobre la superficie irregular. En el grupo Pyrenees® hubo numerosas arrugas y/o pliegues en toda la superficie, y las estructuras globulares (5-15 micras de diámetro) se observaron también en algunas zonas. En general la superficie del MTA sufrió un deterioro y erosión.

Nekoofar y cols. (100) investigaron los efectos de la contaminación con sangre en la resistencia a la compresión y microestructura de la superficie del MTA gris y blanco. Se crearon tres grupos, en el grupo control, MTA fue mezclado con agua y se expuso al agua. En el segundo grupo, MTA fue mezclado con agua y fue expuesto a sangre completa humana fresca. En el tercer grupo, MTA fue mezclado con sangre y se expuso sangre humana. La microestructura superficial de un espécimen adicional en cada grupo se examinó utilizando microscopía electrónica de barrido. Al comparar MTA gris y blanco dentro de todos los grupos, no hubo diferencias discernibles en la microestructura de la superficie. En los grupos contaminados con sangre, tenían más formaciones globulares, en lugar que los cristales angulares observados en los grupos de control. Además, estos grupos experimentales también demostraron una clara falta de cualquiera de los tipos de cristal acicular que es predominante en los grupos de control, lo que puede explicar la reducción en la resistencia a la compresión y cambios en las propiedades del MTA.

Karayan y cols. (101) estudiaron la morfología de la superficie de la MTA después del procedimiento de grabado ácido. Se observó una pérdida selectiva de la matriz de todas las estructuras cristalinas que resultó como un patrón de grabado al agua fuerte en forma de "nido de abeja" uniforme sin penetrar profundamente. No se observaron los característicos cristales en forma de aguja.

Según Shokouhinejad y cols. (110) con la exposición de MTA, Bioaggregate® y EndoSequence Root Repair Material® en tampón fosfato salino resultó la precipitación de apatita y estructuras cristalinas que aumentaron con el tiempo. Este hecho sugirió que los materiales ensayados eran bioactivos.

Rhim y cols. (111) compararon el efecto de las condiciones secas y acuosas en la morfología superficial y dureza superficial de cinco materiales 24 horas después de haber sido utilizados como material de relleno apical. Los cinco materiales eran ProRoot MTA®, Super EBA® (Harry J. Bosworth Co., Skokie, IL, EE.UU.), IRM®, óxido de zinc eugenol, y amalgama. El MTA formaba una matriz cristalina con microcanales pero la superficie era más suave cuando se almacenaba al 100% de humedad. La superficie de MTA empapado en agua parecía ser inestable en comparación con el MTA en estado seco, mientras que Super EBA® mostró una superficie lisa de manera similar en ambas condiciones: acuosa y seca.

Saghiri y cols. (73) evaluaron la morfología y la microestructura del MTA blanco después de la exposición a una variedad de ambientes alcalinos durante la hidratación. Los valores de pH fueron de 7,4; 8,4; 9,4 y 10,4 respectivamente durante tres días, posteriormente fueron evaluados con un microscopio electrónico de barrido usando detectores de electrones dispersos y detectores de electrones retrodispersados (BSE). El detector de electrones dispersos reveló cristales en forma de aguja a valores de pH de 7,4 y 8,4 y una microestructura amorfa a valores de pH de 9,4 y 10,4 en la superficie del MTA blanco. El detector de BSE mostró más estructura de MTA no hidratado y más poros con valores de pH de 7,4 y 10,4 en comparación con valores de pH de 8,4 y 9,4. La topografía de la superficie de los especímenes expuestos a los valores de pH de 7,4 y 8,4 reveló muchos cristales en forma de aguja que cubrían predominantemente la superficie de MTA blanco. Algunas estructuras cristalinas cúbicas se observaron en la superficie de MTA blanco expuesto a un valor de pH de 9,4. Los cristales en forma de aguja desaparecieron de la superficie de la imagen topográfica a un valor de pH de 10,4 y una microestructura amorfa cubría la superficie de MTA blanco.

Lee y cols. (80) estudiaron que un entorno ácido tenía un efecto adverso en la microdureza tanto de MTA gris como de MTA blanco. En una investigación evaluaron el efecto del medio ácido sobre el comportamiento de la hidratación del MTA determinando que el MTA en la fase de hidratación consistió en agujas y cristales cúbicos. En el medio ácido los cristales en forma de aguja estaban ausentes y los cristales en forma cúbica estaban relativamente no desarrollados. La disminución de la microdureza se ha atribuido a la ausencia de estos cristales en forma de aguja.

Saghiri y cols. (112) estudiaron un nuevo método para detectar y comparar la porosidad total del MTA y CP con dos pH diferentes de 4,4 y 7,4. La distribución del tamaño de poro y el volumen total de poros se detectaron mediante porosimetría por intrusión de mercurio. El volumen de poros de MTA blanco fue significativamente menor que el CP blanco en los dos valores de pH. El volumen máximo de poro total se observó en CP blanco a pH de 4,4. El volumen de poro menor se observó con MTA blanco a pH de 7,4.

2.2.9 TAMAÑO DE LA PARTÍCULA

Según el fabricante y la patente de MTA una gran parte de los componentes del MTA son similares a PC. La manipulación característica del MTA y del PC es dependiente de su tamaño de partícula y forma (41).

Los cementos Pórtland están compuestos de partículas con un amplio rango de tamaño, mientras que ProRoot MTA® muestra un uniforme y menor tamaño de partícula.

El MTA blanco tiene partículas más finas que los dos tipos de PC estudiados por Dammaschke y cols. (25). Se atribuyeron las características mecánicas y la biocompatibilidad de MTA blanco a la homogeneidad de sus partículas y a la morfología de la superficie del material.

Según Hwang y cols. (45) la constitución de CP blanco, óxido de bismuto añadido a CP y ProRoot MTA® blanco fue similar. Sin embargo, las partículas constitutivas del CP y cemento experimental fueron más irregulares y tenían un tamaño mayor que MTA.

Komabayashi y Spånberg (113) estudiaron la distribución del tamaño de las partículas, y la circularidad de las distintas partículas de ProRoot MTA® blanco y gris, MTA Angelus® blanco y gris y el cementos Pórtland con rangos de tamaño efectivo entre 1,5-160 micras utilizando un analizador de flujo de partículas. El porcentaje de partículas de entre 6 y 10 micras fueron, 65%, 73%, 48%, 53%, y 70%, para ProRoot MTA® gris, ProRoot MTA® blanco, MTA Angelus®

gris, MTA Ángelus® blanco, y el CP, respectivamente. ProRoot MTA® contenía menos partículas grandes que MTA Ángelus®. MTA Ángelus® contiene un mayor número de partículas pequeñas que ProRoot MTA®. MTA blanco contenía partículas más pequeñas con una gama más reducida de distribución del tamaño que el MTA gris. En el MTA Ángelus® las partículas son relativamente de baja circularidad y con amplia distribución de tamaño y son menos homogéneas que ProRoot MTA®. Este estudio mostró que la geometría de las pequeñas partículas del MTA (tamaño 1,5 micras) permitía entrar en los túbulos dentinarios abiertos (2-5 micras) en cuanto a tamaño y forma. Esto podría ser un mecanismo importante para proporcionar un sellado hidráulico. El tamaño de la partícula y la forma podría influir al aumentar la superficie y por consiguiente aumentar la reactividad de las partículas de silicato dicálcico y tricálcico para formar hidróxido de calcio y silicatos. Se especula sobre la posible influencia del tamaño de partícula sobre la formación de etringita, la reducción de la porosidad, y la reducción en la relación líquido/polvo.

En otro estudio Komabayashi y Spanberg (114) observaron la longitud de las partículas, el ancho, el perímetro y la relación entre longitud/anchura de las partículas de MTA usando CP. Un analizador de imagen de fluido de partículas se utilizó para el experimento. Los parámetros de longitud, el ancho y el perímetro no mostraron diferencias estadísticamente significativas. El porcentaje de las partículas de tamaño entre 0,5 y 3 micras fue del 88%. Las partículas finas pueden penetrar en los túbulos dentinarios.

2.2.10 FUERZA DE EMPUJE. *PUSH-OUT*.

La fuerza de empuje de los materiales en la reparación de una perforación es un factor importante.

Loxley y cols. (115) estudiaron que el MTA tiene menor fuerza de expulsión en comparación con IRM® o Super EBA® después de la inmersión en materiales blanqueadores como el perborato de sodio mezclado con solución salina, superoxol y perborato de sodio mezclado con superoxol.

La importancia de la humedad en la fuerza de *push-out* de MTA ha sido confirmada por Gancedo-Caravia y García-Barbero (54). El aumento del tiempo de fraguado de uno a tres días incrementó la fuerza de *push-out* hacia fuera de las obturaciones en condiciones tanto secas

como húmedas. La fuerza de empuje de salida de MTA fraguado en seco fue claramente inferior a la de la MTA fraguado en húmedo.

Hong y cols. (116) estudiaron el efecto de los irrigantes sobre la fuerza de *push-out* con MTA acelerado con cloruro cálcico o MTA solo. Se dejaron fraguar las muestras durante 10 minutos y posteriormente se sumergieron durante 30 minutos en hipoclorito sódico al 3,5% y en clorhexidina al 2% y después se dejaron secar durante 48 horas. Se midieron las fuerzas de *push-out*. En las muestras con MTA con cloruro cálcico las fuerzas fueron significativamente mayores. Los grupos tratados con hipoclorito sódico necesitaron significativamente mayor fuerza de empuje hacia fuera que grupos tratados con clorhexidina.

En un estudio *ex vivo* de El-Ma'aita y cols. (117) concluyeron que la eliminación de la capa de barrillo dentinario con EDTA al 17% disminuía la resistencia de la unión posterior entre los cementos de silicato de calcio (CSC): ProRoot MTA®, Biodentine®, Harvard MTA® y la dentina. Los valores de resistencia de *push-out* se redujeron significativamente cuando la capa de barrillo se había eliminado en los grupos CSC mientras que no se detectó ninguna diferencia significativa en los grupos de gutapercha y el sellador.

En otro estudio de Guneser y cols. (118) evaluaron el efecto de diversos irrigantes endodónticos en la resistencia de la unión de expulsión de Biodentine®, IRM®, ProRoot MTA®, amalgama y Dyract AP® (Dentsply International, York, PA, EE.UU.). Los irrigantes usados fueron hipoclorito sódico al 3,5% y 2% de gluconato de clorhexidina. La clasificación estadística de los valores de resistencia de adhesión al empuje fue el siguiente: Dyract AP > amalgama ≥ IRM ≥ Biodentine > ProRoot MTA®. Biodentine® no fue significativamente diferente cuando se sumerge en NaOCl, clorhexidina, y soluciones salinas, mientras que ProRoot MTA® perdió fuerza de unión cuando se expuso a clorhexidina.

Shokouhinejad y cols. (76) investigaron la fuerza necesaria para el desplazamiento de MTA. Esta fue significativamente menor en las muestras almacenadas con valores de pH inferiores, comparando diferentes ambientes de pH de 4,4; 5,4 o 6,4 y PBS (pH=7,4).

En otro estudio de Saghiri y cols. (75) expusieron las muestras de MTA a valores alcalinos de pH de 8,4; 9,4 o 10,4 y suero tisular sintético (pH 7,4). Se observaron valores de fuerza de adhesión media más altos ($9,46 \pm 0,63$ MPa) después de la exposición a un pH de 8,4, con valores decrecientes a $5,68 \pm 0,83$ MPa después de la exposición a un pH de 10,4. El fallo de la unión fue adhesivo para todos los grupos.

En un estudio de Shahi y cols. (119) evaluaron el efecto de tres métodos diferentes de mezclado y la repercusión que estos tenían en la resistencia de la unión *push-out* de MTA blanco. Las muestras se dividieron al azar en tres grupos de MTA mezclados por trituración con un amalgamador, una punta ultrasónica, o los métodos convencionales y después se dejó fijar durante 72 horas en un entorno de tejido fluido. Resultando que los diferentes métodos de mezclado no tuvieron ningún efecto significativo sobre la resistencia de la unión *push-out* de MTA blanco.

Reyes-Carmona y cols. (120) analizaron la influencia del proceso de biomineralización en el *push-out*. Los cementos testados fueron ProRoot MTA®, MTA Angelus® blanco, MTA Bio® y CP blanco con 20% de óxido de bismuto con o sin cloruro cálcico. Unos discos de dentina se llenaron con los cementos. Las muestras se dividieron al azar en dos grupos: de cemento en contacto con una bolita de algodón húmeda durante 72 horas o inmersos en PBS durante dos meses. Las fuerzas de adhesión se midieron con la máquina de ensayo Instron y las superficies fracturadas en las paredes de la raíz fueron observadas por microscopía electrónica de barrido.

Todas las muestras sumergidas en PBS mostraron una significativa mayor resistencia al desplazamiento que la observada para las muestras en contacto con una bolita de algodón húmeda durante 72 horas. MTA mostró una mayor resistencia al desplazamiento estadísticamente significativa que los cementos Pórtland.

Milani y cols. (121) investigaron como la mezcla de MTA con diferentes proporciones de propilenglicol (PG) mejoró sus propiedades de manipulación. Se evaluó el efecto del PG en la resistencia de expulsión de la unión MTA-dentina. MTA con PG aumentó la fuerza de adhesión de expulsión de la dentina. La relación más adecuada era 80% agua destilada y 20% de PG.

En otro estudio de Rahmi y cols. (122) compararon el efecto de la contaminación con sangre sobre la retención del agregado de trióxido mineral blanco y una mezcla enriquecida con calcio en la reconstrucción de la zona de la furca. No hubo diferencias significativas en la resistencia de la unión entre el MTA y la mezcla enriquecida con calcio. En ambos materiales, la resistencia a desprendimiento aumentó en el tiempo.

2.2.11 TIEMPO DE FRAGUADO

Según las instrucciones del fabricante preparamos el cemento de MTA mezclando el polvo con agua en proporción 3:1.

El tiempo de fraguado según la normativa ISO 6876:2001 (International Organization for Standardization. Dental root canal sealing materials. ISO 6786:2001) es la duración de tiempo transcurrido desde el inicio de la mezcla hasta que una aguja no puede hacer una muesca en el material.

En un estudio de Torabinejad y cols. (9) la amalgama tenía el menor tiempo (4 minutos) y el fraguado más lento fue el del MTA (2 horas 45 minutos).

Dammaschke y cols. (25) estudiaron que ProRoot MTA contenía cantidades significativamente más pequeñas de aluminio, lo que disminuía el aluminato tricálcico que es un acelerador del tiempo de fraguado. También contiene menos azufre que también induciría el rápido fraguado. Por estas dos razones si comparamos CP y MTA el tiempo de fraguado es más corto con el CP.

Islam y cols. (41) estudiaron que el Pórtland blanco y el MTA blanco mostraban un tiempo significativamente más rápido que Pórtland y MTA gris. Los tiempos de fraguado de CP y MTA gris fueron parecidos, así como los de MTA blanco y de CP blanco que fueron similares.

El largo tiempo de fraguado es uno de los principales inconvenientes del MTA. Para mejorar se ha estudiado mezclar diferentes aditivos con MTA.

Los aditivos probados incluyeron solución salina, lidocaína al 2%, gel de hipoclorito de sodio al 3%, gel de gluconato de clorhexidina, gel KY Jelly, un 3% y 5% de CaCl_2 . El NaOCl, el gel KY y 5% de CaCl_2 disminuyeron el tiempo de fraguado a 20 y 25 minutos. El líquido KY utilizado contenía lo siguiente: agua purificada, glicerina, sorbitol, propilenglicol, Natrosol 250, ácido benzoico, metilparabeno, e hidróxido de sodio (65,123,124).

Otros autores afirman que si mezclamos con 1% de metilcelulosa y 2% de cloruro de calcio disminuimos el tiempo de fraguado hasta 57 minutos y mejoramos su manipulación (98).

Para disminuir el tiempo de fraguado para que sea clínicamente significativo, Wiltbank y cols. (125) utilizaron cloruro de calcio, nitrito / nitrato de calcio, y formiato de calcio. Añadieron estos productos al MTA gris y blanco, así como al CP. Resultando que los 3 aceleradores disminuían el tiempo de fraguado del MTA gris y del CP significativamente; solo cloruro de calcio y formiato cálcico aceleraban significativamente el fraguado del MTA blanco.

La sustancia tampón Na_2HPO_4 al 15% podría ser utilizada con éxito como un acelerador de MTA. El tiempo de fraguado en un estudio de Ding y cols. (126) disminuyó a medida que las concentraciones de Na_2HPO_4 aumentaban.

Gandolfi y cols. (53) evaluaron el tiempo de fraguado y la expansión: en agua desionizada, en PBS y en 20% de FBS con 80% aceite hexadecano. Los cementos experimentales de silicato de calcio acelerados con fluoruro de sodio, cloruro de estroncio, hidroxiapatita, fosfato tricálcico y ProRoot MTA®. El tiempo de fraguado final de todos los cementos experimentales fue más rápido que el del MTA.

Un innovador cemento fotopolimerizable de silicato de calcio con una resina de HEMA-TEGDMA fue diseñado por Gandolfi y cols. (66) para obtener un fraguado rápido bioactivo. El tiempo de fraguado fue de 2 minutos.

En otro estudio de Chung y cols. (127) examinaron si 4-metacriloxietil anhídrido trimelitato/metacrilato de metilo-tri-n-butil resina borano (4-META/MMA-TBB) se podía utilizar con MTA para superar las deficiencias del material. El tiempo de fraguado de MTA/4-META fue significativamente más bajo que el de MTA: $11,2 \pm 0,8$ minutos frente a 318 ± 56 minutos, respectivamente.

Lee y cols. (78) estudiaron que la sustitución de agua destilada por una solución de gluconato de calcio lactato proporcionaban una disminución significativa del tiempo de fraguado.

En esta línea de investigación Hsieh y cols. (128) ensayaron sobre un MTA-like que es una mezcla de cemento Pórtland / bismuto / óxido de yeso (75/20/5), y ProRoot MTA®. Utilizando como líquido el lactato gluconato de calcio (CLG) en solución acuosa al 23.1% comparado con el agua destilada. El tiempo de fraguado del MTA blanco y de MTA like se redujo significativamente.

Chiang y cols. (129) examinaron comparativamente las propiedades fisicoquímicas de un cemento de silicato dicálcico con o sin 20% de peso de óxido de bismuto y MTA blanco. Los tiempos de fraguado del cemento de silicato dicálcico y silicato dicálcico con óxido de bismuto fueron de 15 y 24 minutos respectivamente. Estos valores fueron significativamente menores que el de MTA blanco (168 minutos).

Según Lee y cols. (130) el cemento de fosfato cálcico también es un buen acelerador del fraguado.

2.2.12 MICRODUREZA

La microdureza del MTA puede estar influenciada por varios factores tales como el valor del pH del medio ambiente, el espesor del material, la presión de condensación, la cantidad de aire atrapado en la mezcla, la humedad, el grabado con ácido del material y la temperatura.

Lee y cols. (80) estudiaron que un entorno ácido tiene un efecto adverso en la microdureza tanto de MTA gris y blanco. En una investigación evaluaron el efecto del medio ácido sobre el comportamiento de hidratación del MTA. El MTA en la fase de hidratación consistía en agujas y cristales cúbicos. En el medio ácido los cristales en forma de aguja estaban ausentes y los cristales en forma cúbica estaban relativamente no desarrollados. La disminución de la microdureza se ha atribuido a la ausencia de estos cristales en forma de aguja.

En otro estudio Lee y cols. (131) estudiaron que EDTA inhibía la hidratación de MTA al quelar iones calcio liberados del complejo tricálcico, que es el ingrediente principal del MTA, resultando una disminución de la microdureza del MTA al someterlo a EDTA al 17%.

Matt y cols. (132) investigaron la microdureza de 2 mm y 5 mm de espesor de MTA gris y blanco cuando se utilizaron como barrera apical. Concluyendo que independientemente de la formulación de MTA o técnica de colocación que se utiliza, un espesor de 5 mm es significativamente más duro que un espesor de 2 mm.

Una investigación de Danesh y cols. (26) compararon la microdureza de MTA blanco con 2 tipos de CP. El MTA blanco mostró significativamente más microdureza que ambos tipos de cementos Pórtland.

Kayahan y cols. (101) evaluaron el efecto del ácido ortofosfórico al 37% sobre el ProRoot MTA® blanco a las 4, 24 y 96 horas después de la mezcla. La microdureza disminuyó con valores estadísticamente significativos en todos los casos respecto al grupo control. Se recomendaría posponer la restauración con grabado ácido 96 horas.

Namazikhah y cols. (74) evaluaron la microdureza superficial de ProRoot MTA® blanco después de la exposición de la superficie a una variedad de ambientes ácidos, de pH 4,4; 5,4; 6,4 y 7,4 durante la hidratación. Los mayores valores de dureza de superficie fueron observados después de la exposición a pH 7,4 y los más bajos después de la exposición a pH 4,4.

Saghiri y cols. (73) evaluaron la microestructura morfológica y la dureza superficial del MTA blanco después de la exposición a una variedad de ambientes alcalinos durante la hidratación. Las muestras de MTA blanco fueron expuestas a valores de pH de 7,4; 8,4; 9,4 y 10,4,

respectivamente, durante 3 días. La dureza de superficie fue menor para valores de pH de 7,4 y 10,4.

Un estudio de Nekoofar y cols. (97) confirmó una tendencia de menor microdureza después de usar más presión de condensación durante la colocación del MTA.

En otro estudio Nekoofar y cols. (133) compararon técnicas de mezclado y técnicas de condensación. La aplicación de energía ultrasónica al MTA produjo significativamente valores más altos de microdureza de superficie a los 4 y 28 días. Independientemente de la técnica de mezcla, ProRoot MTA® blanco y MTA Angelus® gris tuvieron los valores más altos de superficie de microdureza comparado con ProRoot MTA® gris y MTA Angelus® blanco. La trituración del encapsulado, previamente medido el MTA y el agua, proporciona un método estandarizado de mezcla que produce MTA con características de manejo más controlables.

También Nekoofar y cols. (134) evaluaron el efecto de la contaminación con sangre humana o suero humano en el valor de microdureza de superficie. Esta produce un efecto perjudicial sobre la microdureza superficie de MTA en el corto y largo plazo. Si la contaminación con sangre o suero es inevitable en condiciones clínicas, sería preferible utilizar MTA blanco que se afecta menos que el gris.

Rhim y cols. (111) compararon el efecto de la condición acuosa o seca en la morfología de la superficie y la dureza de la superficie (Vickers) de cinco materiales. Se prepararon las muestras según indicaciones del fabricante y se sometieron a medio acuoso o bien a medio seco durante 24 horas. Los cinco materiales eran ProRoot MTA®, Super EBA®, IRM®, óxido de zinc eugenol y amalgama. La microdureza de MTA empapado en agua mostró ser cinco veces menor que la de MTA en estado seco, y por otro lado, Super EBA fue el material menos influenciado por la condición acuosa.

Kang y cols. (135) compararon la morfología de la superficie y la dureza de la superficie de cinco materiales 24 h después del fraguado, en condiciones de 100% de humedad, y sumergidos en suero bovino fetal. Los cinco materiales eran ProRoot MTA®, Super EBA®, IRM®, óxido de zinc eugenol, y la amalgama. La microdureza de estos materiales se evaluó mediante la prueba de microdureza Vickers y el valor más bajo de microdureza fue para MTA sumergido en suero bovino.

La microdureza se afecta por la temperatura de almacenamiento del MTA antes de la mezcla.

En un estudio de Saghiri y cols. (136) se comprobó que los valores de microdureza con

temperaturas de 4°C eran mucho menores que si habíamos almacenado el MTA a 25°C o 40°C de temperatura.

2.3 NUEVOS MATERIALES

El MTA fue patentado en 1995 por Torabinejad y White (137), la marca comercial pionera fue ProRoot MTA® que lo comercializó a partir del mismo año. Se trataba de un polvo de cemento gris. Posteriormente se comercializaron cementos de MTA blancos que presentaban menos cantidad de óxidos férricos, óxidos de aluminio, óxidos de magnesio (14,138) y reducían el potencial de decoloración del polvo de MTA gris. ProRoot MTA® está disponible en color gris o blanco, está compuesto de 75% de CP, 20% de óxido de bismuto y el 5% de sulfato de calcio deshidratado. Posteriormente salió al mercado MTA-Angelus® que contiene cemento Pórtland 80% y 20% de óxido de bismuto, sin la adición de sulfato de calcio en un intento de reducir el tiempo de fraguado. Otra marca que apareció fue C.P.M.® (139). En 2004, el C.P.M.® fue desarrollado en Argentina como MTA. Es un cemento similar al MTA blanco pero con carbonato cálcico y dos radiopacificadores (sulfato de bario y trióxido de bismuto). Se trata de finas partículas hidrofílicas que, en presencia de humedad, forman primero un gel coloidal y después se transforman en una estructura sólida. El tiempo de fraguado inicial es de 10 minutos y el final de 30 minutos aproximadamente, con lo que se acorta considerablemente el tiempo de endurecimiento del MTA (140).

En los últimos años se han iniciado diferentes líneas de investigación para mejorar algunos inconvenientes del MTA, como la manipulación y el tiempo de fraguado. Se han publicado trabajos con materiales experimentales alternativos basados en el MTA y el CP.

El CFA (Calcium flúor-Alumminate cemento) fue estudiado por Camilleri (141) con el objetivo de mejorar la manipulación del MTA aunque los datos presentados hasta ahora son insuficientes para valorarlos .

Bozeman y cols. (142) examinaron el contenido de un nuevo material Dentalcrete® comparando con ProRoot MTA® gris y blanco. Los cristales de los tres elementos fueron químicamente y estructuralmente parecidos a la hidroxiapatita. El componente de calcio en el ProRoot MTA® varía y puede ser vinculado al éxito de los resultados en los tejidos.

Chng y cols. (143) propusieron un nuevo material denominado Viscosity Enhanced Root Repair Material® (VERRM) semejante al cemento Pórtland al que se le añadía óxido de bismuto y otros materiales para aumentar su adhesividad, mejorar la biocompatibilidad y facilitar su empleo. Se comparó con el ProRoot MTA® gris y blanco. Se valoró la viscosidad, solubilidad, pH, radiopacidad y cambios dimensionales así como el sellado apical retrógrado.

No hallaron diferencias en cuanto al sellado apical con el ProRoot MTA® blanco y VERRM®. Los resultados mostraron que VERRM® tiene unas propiedades físicas similares al MTA blanco.

Santos y cols. (144) propusieron un cemento experimental nuevo, con un gel, un emulsionante, CP y sulfato de bario que compararon con el MTA-Angelus®. Estudiaron la liberación de iones calcio, el pH y la conductividad. Se parecía al MTA-Angelus® respecto a las mediciones de aumento de pH. El cemento experimental liberaba más calcio que MTA Angelus® después de 24 horas, pero después de este periodo inicial, los valores fueron similares. Los dos cementos liberaron iones calcio e hidroxilo hasta 360 horas después, manteniéndolos almacenados en solución acuosa.

Camilleri (37) investigó sobre las propiedades físicas (fraguado, pH, resistencia a la compresión y solubilidad) del CP blanco, un CP acelerado conseguido excluyendo del proceso de fabricación el yeso (Pro A) y otro cemento que se obtuvo añadiendo a este último óxido de bismuto en proporción 4:1 (Pro B). Concluyó que el tiempo de fraguado del cemento Pórtland podía ser reducido por la exclusión de yeso durante la última etapa del proceso de fabricación, sin que ello afectara otras propiedades físicas. Al añadir óxido de bismuto se afectó el fraguado alargándolo, aumentó la absorción de agua en solución y disminuyó la resistencia a la compresión.

Santos y cols. (145) evaluaron el tiempo de fraguado y el coeficiente de expansión térmica de dos cementos: MTA Angelus® y un nuevo cemento experimental llamado CER (Cemento Endodóntico Rápido) cuya composición es CP con gel de agua, sulfato de bario y un emulsionante que mejora las propiedades físico-químicas. Se determinó el tiempo de fraguado que fue menor para CER, y el coeficiente de expansión térmica no presentó diferencias significativas entre ambos. El CER tiene un coeficiente de expansión similar a la dentina, lo que podría contribuir a una reducción de la microfiltración.

En un estudio de Asgary y cols. (146) analizaron las propiedades físicas y la composición química de un Nuevo Cemento Experimental (NEC) y se comparó con MTA. NEC contenía diferentes compuestos de calcio: óxido de calcio, fosfato de calcio, carbonato de calcio, silicato de calcio, sulfato de calcio, hidróxido de calcio, y cloruro de calcio. Registraron el pH, el tiempo de trabajo, el tiempo de fraguado, los cambios dimensionales después del fraguado, el flujo, el grosor y la composición química de NEC y el MTA. Diferencias estadísticamente significativas se hallaron entre los resultados de tiempo de fraguado (menor para NEC), el espesor de la película (menor para NEC), y mayor fluidez del material para NEC. No hubo

diferencias significativas en el pH, los tiempos de trabajo, y los cambios dimensionales entre el MTA y NEC. Se concluyó que la composición química de NEC (básicamente óxido de calcio) era diferente en comparación con el MTA. Pero se llegó a la conclusión de que el NEC poseía propiedades físicas aceptables.

El objetivo de otro estudio de Asgary y cols. (29) fue comparar la composición de MTA, PC y un nuevo cemento para endodoncia (NEC). Los principales componentes de los diferentes tipos de MTA y PC fueron similares, excepto el óxido de bismuto. La diferencia de color entre gris y blanco se debía a la menor concentración de hierro en el blanco. Una microsonda electrónica reveló diferentes elementos en MTA en comparación con la dentina circundante, mientras que en el grupo NEC los patrones de distribución de calcio, fósforo y oxígeno fueron comparables. NEC difería químicamente de MTA y PC en el fósforo, ya que este elemento se encontró en cantidades casi inapreciables en MTA y PC.

Asgary y cols. (147) siguieron profundizando en el estudio de NEC hallando que la capacidad de sellado de MTA y NEC era similar y superior a IRM.

Los resultados de otros estudios (148) revelaron que el cemento NEC mezclado comprendía calcio y fosfato soluble en agua que inmediatamente forma hidroxiapatita durante y después del fraguado. El cemento era biocompatible, capaz de inducir la formación de tejido duro, formar un sello efectivo contra la entrada de microorganismos, capaz de fraguar en un entorno acuoso, tenía efecto antibacteriano, y resistía al lixiviado.

La respuesta de pulpa indicó biocompatibilidad similar para NEC, en comparación con MTA, mediante la inducción de la formación de un puente de dentina completo en su interfaz con el tejido de la pulpa. Estos resultados llevaron a la conclusión de que NEC podría ser considerado como una alternativa a MTA en el tratamiento de pulpotomías.

Los resultados MEB y EDX mostraron que la composición y estructura de los cristales precipitados fueron comparables con los de la hidroxiapatita estándar. Se concluyó que la biocompatibilidad, la capacidad de sellado, y la actividad cementogénica de MTA y probablemente de NEC se puede atribuir a esta reacción bioactiva fundamental.

En la actualidad se dispone de diferentes formulaciones comerciales en cementos de silicato de calcio:

2.3.1 TIPO 1: REPARADORES Y PROTECTORES

1. ProRoot MTA® (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE.UU.).
2. MTA Angelus® (Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil).
3. CEM CEMENT® (Bionique Dent, Tehran, Irán).
4. BIODENTINE® (Septodont, Saint Maur des Fossés, Francia).
5. MM-MTA® (Micromega, Besançon, Francia).
6. MTA Bio Angelus® (Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil).
7. BA Bio Agregado® (Innovative Bioceramix Inc. Vancouver, BC, Canadá).
8. C.P.M.®Cemento Pórtland Modificado (Egeo SRL MTM, Buenos Aires, Argentina).
9. EndoSequence® Root Repair Material™ (RRM), EndoSequence® Root Repair Putty™ (RRP); EndoSequence® BC RRM-Fast Set Putty™ (Brasseler, Savannah, GA, USA) ,Totalfill® (FKG, Le Chaux de Fonds, Suiza)
10. MTA–Caps® (Acteon, Mérignac, Francia).
11. Ortho MTA® (BioMTA, Seúl, Corea).
12. Ogná Aureoseal® (Ogná Lab., Muggio, Italia).
13. MTA plus® (Prevest Denpro Limited, Jammu city, India).
14. Theracal LC® (Bisco Inc, Schaumburg, IL, EE.UU.).
15. Endocem MTA® (Maruchi, Wonju, Corea).
16. Harvard MTA Caps® (Harvard Dental International GmbH, Hoppegarten, Alemania).
17. Capasio® (Primus Consulting, Bradenton, FL, EE.UU.) (149).
18. EndoBinder® (Binderware, São Carlos, Brasil) (150).
19. Generex-A (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EE.UU.) (151).
20. DiaRoot® BioAggregate (Diadent Group International, Burnaby, BC, Canadá) (152).
21. RetroMTA® (BioMTA, Daejeon, Corea) (153).
22. Dentalcrete® (Dentsply Tulsa Dental Specialties, Tulsa, OK, EE.UU.).
23. Viscosity Enhanced Root Repair Material® (VERRM) Universidad Nacional de Singapur, Singapur).

El **CEM cement**® fue introducido por Asgary y cols. en el 2008 (154). Se formuló usando diferentes compuestos de calcio tales como hidróxido de calcio, óxido de calcio, fosfato de calcio, sulfato de calcio, silicato de calcio, y carbonato de calcio (155).

Nosrat y cols. (156) probaron la revascularización en molares necróticos inmaduros. Mostraron que la colocación del CEM cement® sobre el coágulo de sangre formado en el interior de los conductos ofrecía un buen sellado y resultados favorables.

Nosrat y Asgary (157) publicaron su eficacia en un caso de apexogénesis mediante pulpotomía de un segundo molar inferior.

Biodentine® es un nuevo cemento reparador a base de silicato de calcio con propiedades mecánicas similares a la dentina, que puede utilizarse como sustituto de la dentina en situaciones como en las que se utiliza el MTA (158).

Tiene un efecto positivo sobre las células vitales de pulpa y estimula la formación de dentina terciaria. En contacto directo con el tejido pulpar vital, también promueve la formación de dentina reparativa. La consistencia de Biodentine® es similar a la de cemento de fosfato. El material se puede aplicar directamente en la cavidad de restauración con una espátula como un sustituto de la dentina sin ningún tratamiento de acondicionamiento previo (159).

Respecto a los elementos de composición particulares de Biodentine®. Este material es genéricamente clasificado como material a base de silicato tricálcico. Biodentine® es un sistema de polvo/líquido que comprende un polvo de silicato tricálcico, silicato dicálcico, carbonato de calcio, CaO, y el óxido de zirconio como un radiopacificador. El líquido utilizado para mezclar con el polvo de cemento se compone de cloruro de calcio y un polímero hidrosoluble. El componente de silicato tricálcico es el componente principal que se somete a la reacción de fraguado. El carbonato de calcio se incorpora para disminuir el tiempo de fraguado, dar biocompatibilidad, y su contenido en calcio. El polímero hidrosoluble se basa en policarboxilato y mantiene un equilibrio entre el bajo contenido de agua y la consistencia de la mezcla. Este polímero hidrosoluble (agente reductor de agua) mantiene las propiedades de flujo aceptables con una baja relación agua/sólido. El tiempo de fraguado se reduce al mínimo con el uso de cloruro de calcio y tamaños de partículas finas. El polvo y líquido, se proporcionan en unidades de dosis únicas independientes. El líquido se proporciona en una ampolla sellada, que después de la apertura se dispensa en una cápsula de trituración de plástico que contiene el polvo. Cinco gotas de líquido se añaden al polvo en la cápsula de plástico para mezclar. La cápsula se vuelve a cerrar y se tritura durante 30 segundos de 4000 a 4200 r.p.m. en una trituradora convencional. El tiempo de trabajo para el material es de 6 minutos y el tiempo de fraguado final de aproximadamente 10 a 12 minutos. Por lo tanto, parece que el tiempo de fraguado para Biodentine® es significativamente más rápido que

cualquiera de MTA o materiales de MTA modificados tales como Bioaggregate® y más parecido al tiempo de fraguado de cementos de restauración convencionales tales como el fosfato de zinc y ionómero de vidrio. Biodentine® fue desarrollado para usos múltiples, como sustituto de la dentina. Sin embargo, algunas de sus indicaciones clínicas van más allá de los del MTA y del cemento. Estas nuevas indicaciones incluyen la restauración de lesiones profundas y de grandes caries coronales, la restauración de las lesiones cervicales y radiculares profundas, así como las indicaciones bien establecidas del MTA como recubrimiento de la pulpa y pulpotomía, reparación de perforaciones radiculares, perforaciones de furca, reabsorciones internas perforantes, reabsorciones externas, apexificación, y la obturación del extremo radicular en cirugía endodóntica (160).

Biodentine® ha demostrado ser biocompatible. También es bioactivo y demuestra deposición de hidroxiapatita en la superficie del cemento en presencia de fluido corporal simulado. Su radiopacidad era mayor que el espesor de aluminio de 3 mm. Biodentine® provocó la absorción de calcio (Ca) y silicio (Si) en el lado de la dentina del conducto radicular en presencia de solución fisiológica (161–163).

El **MM-MTA**® presenta como novedad su presentación en cápsulas automezclables, la casa comercial refiere un tiempo endurecimiento más reducido.

En un estudio de Setbon y cols. (164) investigaron sobre MM-MTA®, **MTA-Caps**®, Biodentine®, ProRoot MTA® y MTA Angelus®. Todos los cementos probados liberaron calcio durante cinco semanas. La liberación fue significativamente mayor durante la primera semana que durante las semanas 3, 4 y 5. La cantidad total de calcio lixiviado de MM-MTA®, MTA-Caps® y Biodentine® fue significativamente mayor que MTA Angelus®. No hubo diferencias significativas entre ProRoot MTA® y los otros cementos. Los cinco cementos estudiados liberaron silicio durante todo el período de observación, pero en menor concentración que calcio.

Cualitativamente, inmediatamente después de la hidratación, los espectros de la microscopía mostraron picos característicos de silicato dicálcico y tricálcico. Después de un día, la intensidad de estos picos disminuyó, mientras que un nuevo pico, característico de apatita, apareció.

Cuantitativamente, no hubo diferencias significativas entre los cementos. Este estudio demostró la liberación iónica, y la capacidad de formación de apatita de los cementos probados.

Los elementos principales detectados en otro estudio de Setbon y cols. (165) en la superficie de todos los cementos eran de calcio, silicio y oxígeno. Se observaron diferencias importantes en varios elementos menores. El cloro estuvo presente en la superficie de Biodentine®, MM-MTA® y MTA-Caps®, y el aluminio en todos los productos excepto Biodentine®. Se encontraron diferentes radiopacificadores para cada producto, es decir, bismuto para ProRoot MTA®, MTA Angelus® y MM-MTA®, circonio para Biodentine® y tungsteno para MTA-Caps®. Aunque estos cementos derivan del cemento Pórtland, hay diferencias importantes en su composición a nivel de superficie y en el establecimiento de la cinética, que pueden influir en su interacción con otros materiales o tejidos, por lo tanto sus actuaciones clínicas.

El **MTA Bio**® es un material basado en MTA que está completamente sintetizado en el laboratorio. Según el fabricante, el objetivo de esta nueva formulación es evitar la presencia de arsénico (107,166).

Bioaggregate® es un material a base de silicato de calcio, es un cemento modificado de MTA (167). Se compone de varios componentes sintéticos de silicato de calcio hidratado, hidróxido de calcio, hidroxiapatita, óxido de tántalo y óxido de silicio amorfo. El fabricante dice que está libre de aluminio. También Saghiri y cols. (168) hallaron niveles altos de fosfato en contraste con los niveles mínimos hallados en MTA y PC.

La mayor parte de los constituyentes de Bioaggregate® son los mismos que el MTA con la excepción de los niveles de fosfato y del tántalo como radiopacificador (94).

Zhang y cols. (169) demostraron las propiedades antibacterianas de Bioaggregate® y Leal y cols. (170) su capacidad de evitar la filtración.

EndoSequence Root Repair Material® (RRM) y **EndoSequence Root Repair Putty**® (RRP), utilizan la tecnología biocerámica para paliar los déficits asociados al MTA convencional. Es un producto premezclado para proporcionar un material homogéneo y consistente. Las partículas son nanoesferas, cosa que permite que el material entre en los túbulos dentinarios. Es un material con una gran estabilidad dimensional (105). Exhibe propiedades similares al MTA, pero con características de manejo mejoradas y reducción de los tiempos de fraguado. Según el fabricante, este material está compuesto de silicatos de calcio, óxido de circonio, óxido de tántalo, fosfato de calcio monobásico, y agentes de relleno. El tiempo de trabajo es de 30 minutos y el tiempo de fraguado de 4 horas (171).

Damas y cols. (172) estudiaron la citotoxicidad de ProRoot MTA®, MTA Angelus®, RRM® y RRP®. Se utilizaron fibroblastos dérmicos humanos. Hubo una diferencia estadísticamente

significativa asociada negativamente con la viabilidad celular de los fibroblastos dérmicos humanos en relación con RRP®. RRM® mostró tener niveles de citotoxicidad similares a los de ProRoot MTA® y el MTA-Angelus®.

Shokouhinejad y cols. (110) expusieron Bioaggregate®, RRM® y ProRoot MTA® a PBS resultando la precipitación de apatita estructuras cristalinas que aumentaron con el tiempo. Esto sugirió que los materiales ensayados eran bioactivos.

En un estudio *in vitro* de Hirschman y cols. (173) compararon la citotoxicidad del MTA Angelus®, RRM®, Dycal® (Dentsply Caulk, Milford, DE, EE.UU.) y Ultra-Blend Plus® (UBP) (Ultradent Products Inc., South Jordan, UT, EE.UU.) mediante el cultivo de fibroblastos dérmicos humanos y una prueba con 3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-bromuro de diphenyltetrazolium (MTT). Los resultados mostraron que a partir de los datos de este estudio *in vitro*, MTA Angelus®, RRM® y UBP® tenían niveles de citotoxicidad de fibroblastos dérmicos humanos adultos estadísticamente similares. En relación con el control negativo, sólo Dycal® demostró tener un efecto citotóxico estadísticamente significativo para fibroblastos dérmicos humanos adultos.

Otro cemento a base de MTA es **Ortho MTA®**. Según los hallazgos de Chang y cols. (32) Ortho MTA® y ProRoot MTA® cumplen con la especificación ISO 9917-1 con respecto a los límites de seguridad de As y Pb y son biomateriales seguros.

Un cemento menos conocido es **Ogna Aureoseal®**. En un estudio de Lendini y cols. (174) compararon CP, ProRoot MTA® blanco y Ogna Aureoseal®. Estos dos últimos después del fraguado tenían un tamaño de partícula menor que en las muestras de CP. También constataron que la presencia de la apatita y de tungstato de calcio es bastante característico del cemento de MTA Ogna Aureoseal®.

MTA plus® es otro material que consiste en silicato tricálcico y dicálcico, óxido de bismuto, sulfato de calcio y sílice. Los fabricantes afirman que MTA plus® además tiene el tamaño de partícula más fino que mejora sus características de manejo y colocación. MTA plus® tiene un gel opcional como vehículo de mezcla para mejorar su resistencia al lixiviado (175).

Recientemente Camilleri y cols. (176) han publicado un estudio en que ensayan otro nuevo material a base de silicato de calcio indicado para su uso como un material de recubrimiento pulpar es **Theracal LC®**. Es un material fotopolimerizable indicado para restauraciones con composite en dientes posteriores. Theracal LC® es un material a base de cemento Pórtland modificado con resina que ha demostrado la liberación de más calcio que ProRoot MTA® y

Dycal[®], y por lo tanto es capaz de alcalinizar el líquido que le rodea. Esto está en contraste con un estudio de reciente evaluación de la hidratación de Theracal LC[®] en comparación con Biodentine[®] donde Theracal LC[®] exhibió baja liberación de iones calcio y una velocidad de reacción más lenta que Biodentine[®]. Además, el hidróxido de calcio no se formó como un subproducto de hidratación.

En un estudio reciente de Kim y cols. (177) compararon las propiedades de ProRoot MTA[®], Ortho MTA[®] y **Endocem MTA[®]**. Concluyendo que ProRoot MTA parecía ser superior a Ortho MTA[®] y Endocem MTA[®] en términos de propiedades biológicas aunque Endocem MTA[®] exhibió el tiempo de fraguado más corto y presentó menor citotoxicidad.

En un estudio Song y cols. (178) evaluaron y compararon los resultados clínicos a corto plazo del recubrimiento pulpar directo utilizando ProRoot MTA[®] o Endocem MTA[®] en un estudio prospectivo, aleatorizado y controlado. No se encontraron diferencias significativas en los resultados clínicos a corto plazo después de recubrimiento pulpar directo ProRoot MTA[®] o Endocem MTA[®] y el resultado a corto plazo fue favorable con una tasa de éxito del 93%, lo que indicó que el recubrimiento pulpar directo puede ser un tratamiento fiable para los casos de exposición pulpar en dientes permanentes.

2.3.2 TIPO 2: SELLADORES

- 1 Endo-CPM-Sealer[®] (Egeo SRL MTM, Buenos Aires, Argentina).
 - 2 ProRoot Endo Sealer[®] (Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, EE.UU.).
 - 3 MTA Fillapex[®] (Soluções Odontológicas, Londrina, Brasil).
 - 4 iRoot SP[®] (Innovative BioCreamix Inc, Vancouver, Canadá).
 - 5 Endosequence BC sealer[®] (Brasseler, Savannah, GA, EE.UU.) (179).
1. Endo-CPM-Sealer[®] tiene una composición similar a MTA, excepto por la presencia de carbonato de calcio para reducir el pH del material. Ha demostrado ser biocompatible y estimulante de la remineralización (180).
 2. ProRoot Endo Sealer[®] se basa en el silicato de calcio y se mezcla con un líquido a una proporción de polvo de 2:1. El líquido está compuesto de agua y un polímero viscoso soluble en agua (181).

3. MTA Fillapex® es un sellador que se compone de MTA, salicilato de resina, resina natural, óxido de bismuto y de sílice. Un estudio reciente demostró que este sellador tiene propiedades fisicoquímicas adecuadas, tales como la buena radiopacidad, fluidez y pH alcalino. El fabricante afirma que tiene gran tiempo de trabajo, baja solubilidad y fácil manejo (182).

4. iRoot SP® es un cemento sellador biocerámico premezclado e inyectable. Según el fabricante, iRoot SP® es un material libre de aluminio, hidrofílico, basado en silicato cálcico compuesto de fosfato de calcio, hidróxido cálcico, óxido de circonio, y un agente espesante. iRoot SP® tiene una composición similar a la de MTA blanco y tiene excelentes propiedades de sellado y actividad antimicrobiana. Ha demostrado no ser citotóxico (183).

2.4 MEZCLA CON OTROS COMPONENTES

Se ha estudiado la mezcla de MTA y CP con otros materiales para variar sus propiedades físico-químicas.

Kogan y cols. (123) estudiaron el efecto de materiales que pueden entrar en contacto durante la fase clínica con ProRoot MTA[®]. La posible variación de las propiedades del mismo al mezclarse con clorhexidina al 2% en gel, hipoclorito de sodio al 3% en gel, lidocaína al 2% con 1:100.000 de epinefrina, cloruro cálcico al 3 y 5 %, solución salina al 3% y agua estéril. Con la Instron midieron la resistencia a la compresión. Los mejores resultados se obtuvieron con la mezcla de MTA-agua. El cloruro cálcico, el hipoclorito y la clorhexidina aceleraron la reacción de fraguado del ProRoot MTA[®] y del Pórtland. El gel de hipoclorito con el ProRoot MTA[®] podría ser una mezcla adecuada ya que mejoraba el tiempo de fraguado si no necesitamos una gran resistencia a la compresión.

Bortoluzzi y cols. (184) estudiaron la influencia de añadir cloruro cálcico a tres cementos: ProRoot MTA[®], MTA-Angelus[®] y cemento Pórtland blanco radiopaco (WPC). La adición de cloruro cálcico sirvió para reducir el tiempo de fraguado del Cemento Pórtland y para mejorar sus propiedades físicoquímicas. Los dientes se instrumentaron y obturaron de forma convencional y fue practicada una apicectomía y obturación retrógrada con dichos materiales. Se realizó la medición de la filtración con Rodamina B y los resultados fueron de menor filtración a mayor: WPC con cloruro cálcico, MTA-Angelus[®] con cloruro cálcico, ProRoot MTA[®] con cloruro cálcico, MTA-Angelus[®], ProRoot MTA[®], y WCP. El cloruro cálcico mejoró la capacidad de sellado de los tres cementos.

Bortoluzzi y cols. (185) estudiaron la reacción del tejido pulpar del MTA con o sin cloruro cálcico al 10%. Se practicaron pulpotomías en 4 caninos y 8 premolares de dos perros de ocho meses de edad. MTA con o sin cloruro cálcico se aplicó a los tejidos pulpares. Los animales fueron sacrificados a los 90 días, y las muestras se procesaron para el análisis microscópico. La respuesta del tejido pulpar fue similar para el MTA, con y sin cloruro cálcico. La vitalidad pulpar estuvo presente en todos los casos a lo largo de la reparación con la formación de puentes de mineralización. La adición de cloruro cálcico al MTA no cambió sus propiedades biológicas en cuanto a la formación de la barrera de tejido mineralizado después de las pulpotomías.

Hong y cols. (186) evaluaron la microfiltración de MTA y CP, con o sin cloruro cálcico como acelerador, mediante el análisis de flujo de porometría en un modelo de apexificación *in vitro*. Las muestras fueron analizadas a los 90 minutos y a las 48 horas después de la obturación. La adición de acelerador redujo significativamente el diámetro máximo de poro de MTA y CP en la fase inicial. Después de 48 horas de la obturación, la máxima y la media de porosidad de las muestras con acelerador se redujo significativamente en comparación las otras muestras sin cloruro cálcico. No hubo diferencias estadísticamente significativas en el máximo diámetro de poro de MTA y el CP entre las mediciones en 90 minutos y 48 horas. Estos resultados implicaron que la adición de acelerador al MTA o CP podría ser útil si realizáramos una sola visita para la apexificación.

En un estudio de Bortoluzzi y cols. (187) evaluaron la influencia de la adición de 10% de cloruro cálcico como acelerador del fraguado, también se estudió el pH y liberación de iones de calcio de los materiales comercialmente disponibles: ProRoot MTA® blanco, MTA Angelus® blanco y CP blanco. Todos los productos se testaron con y sin cloruro cálcico. Los productos se mezclaron durante 30 segundos en proporciones previamente establecidas. Las muestras con cloruro cálcico aumentaron inmediatamente el pH, aunque los resultados fueron muy similares cuando se analizaron en los otros intervalos. Además, los modelos con cloruro cálcico liberaron más iones de calcio que los materiales puros en el período de 24-horas. Los resultados revelaron que la adición de cloruro cálcico al MTA mejoró las propiedades fisicoquímicas de este producto como también mejoró el manejo y necesitó menores cantidades de agua en el proceso de mezcla.

En una investigación de Camilleri y cols. (99) ensayaron un nuevo cemento semejante al MTA añadiendo distintos aditivos con el fin de mejorar sus propiedades físico-químicas comparándolo con ionómero de vidrio concluyendo que la adición de los nuevos materiales configuraba propiedades similares a las del MTA. Los aditivos al cemento Pórtland fueron: CP más 10% de granito (constituyente principal es el sílice), CP más carburo de silicio y CP más 10% de granito y 10% de óxido de aluminio. Debido al fraguado rápido de los cementos a base de cemento de Pórtland podrían ser potencialmente un buen material dental ya que ofrece una resistencia adecuada a la compresión en 1 día. La mezcla al vacío no aumentó la resistencia a la compresión. El fraguado húmedo redujo la resistencia a la compresión del cemento de CP más 10% de granito y 10% de óxido de aluminio. Este cemento absorbe más

cantidad de agua (1,7%) que el ionómero de vidrio (0'97%). La biocompatibilidad de los cementos experimentales era similar a la del ionómero de vidrio.

También Camilleri (188) publicó otro estudio referente a la adición de aceleradores. Mezcló cemento de calcio-aluminato sulfonatado con CP y cemento fluor-aluminato de calcio también con CP. Demostró que se mejoraban las características de manejo y la reducción de visitas por tratamiento cuando se usaba en apexificación y pulpotomías, y permitía que el material pudiera soportar las presiones de materiales de restauración si se utilizaba como agente de recubrimiento pulpar.

Se ha evaluado la influencia de propilenglicol (PG) en la fluidez, tiempo de fraguado, el pH y la liberación de iones de calcio del MTA. Duarte y cols. (189) en un estudio mezclaron el MTA con diferentes proporciones de PG, como sigue: Grupo 1: MTA más 100% de agua destilada (DW); grupo 2: MTA más 80% DW y 20% de PG; grupo 3: MTA más 50% DW y 50% PG; grupo 4: MTA + 20% DW y PG 80%, grupo 5: MTA más 100% PG. El valor más alto de fluidez se observó con MTA más 20% DW y PG 80% y los valores más bajos se encontraron con MTA más 100% DW. La presencia de PG no afectó el pH ni la liberación de calcio. El MTA más 100% PG favoreció el valor más alto de pH y la liberación de calcio después de 3 horas. El aumento de la proporción PG interfirió con el tiempo de fraguado y cuando se usó en el volumen de 100% no se produjo el fraguado. Se concluyó que la relación de 80% DW y 20% PG sería la más recomendable.

En otro estudio de Watts y cols. (190) probaron la resistencia a la compresión del MTA blanco y MTA gris mezclado con agua estéril o anestésico local y expuesto a solución salina tamponada con fosfato, a pH 5,0 o 7,4 durante un período de 7 o 28 días. Cuando MTA blanco y MTA gris se mezclaron con anestésico local, se observó lo siguiente: 1) pH 5 causó una disminución significativa en la resistencia a la compresión; 2) MTA blanco fue significativamente más resistente que MTA gris, y 3) más tiempo en solución salina tamponada con fosfato (total de 28 días) causó una disminución significativa en la resistencia a la compresión. No hubo diferencias consistentes en la resistencia a la compresión para MTA blanco o MTA gris cuando se mezcló con agua estéril. La variabilidad de los resultados sugiere que ambos tipos de MTA deben ser mezclados con agua estéril en entornos ácidos y neutros.

Vasconcelos y cols. (191) investigaron con ProRoot MTA® gris, MTA Angelus® gris, MTA Angelus® blanco, CPM® y se compararon con dos cementos experimentales. Uno de ellos está compuesto por CP y un gel compuesto por agua, sulfato de bario y un emulsionante en lugar

de agua destilada, con el fin de mejorar la manipulación del cemento. El otro cemento experimental era un cemento a base de resina epoxi que contiene hidróxido de calcio (MBPC). Después de 3, 24, 72, y 168 horas el agua en la que se había sumergido cada muestra se determinó el pH y la liberación de iones de calcio. Todos los materiales analizados mostraron pH alcalino y capacidad para liberar iones de calcio, una tendencia de reducción de estas características en el tiempo se observó para todos los materiales analizados, excepto para la MBPC, que mostró un ligero aumento del pH entre los 3 periodos iniciales.

También se han probado resinas para modificar las propiedades del MTA. En este estudio de Chung y cols. (127) examinaron el 4-metacriloxietil anhídrido trimelitato / metacrilato de metilo-tri-n-butil-borano resina (4-META/MMA-TBB) se puede utilizar con agregado de trióxido mineral (MTA) para superar las deficiencias de MTA. MTA en polvo se mezcló con resina 4-META/MMA-TBB en lugar de agua. El MTA mezclado con agua estéril se utilizó como control. El tiempo de fraguado, resistencia a la compresión, el pH, y la fuga de colorante de MTA/4-META y MTA fueron evaluados. El tiempo de fraguado de MTA/4-META fue significativamente menor que el de MTA. La resistencia media a la compresión de MTA/4-META después de 24 horas fue significativamente mayor que la de MTA. MTA/4-META mostraron filtración significativamente menor que el MTA. El pH de MTA fue mayor que el de MTA/4-META en todo el período, pero las diferencias fueron significativas sólo hasta 48 horas. MTA y MTA/4-META no mostraron citotoxicidad. Se concluyó que la resina 4-META/MMA-TBB como un vehículo de mezcla de MTA polvo puede mejorar el ajuste y propiedades de manipulación de MTA.

El propósito de Kao y cols. (192) fue examinar las propiedades fisicoquímicas del MTA y de los cementos preparados a partir de SiO_2 , CaO y Al_2O_3 como matrices, y ZnO , MgO y Fe_2O_3 como aditivos. Los cementos experimentales mostraron un tiempo de fraguado significativamente más rápido (<14 minutos) que el de MTA cuando se mezcló con agua. La adición de ZnO , MgO , y Fe_2O_3 para el cemento de MTA condujo a una fuerza significativamente más alta a la tracción diametral, que el cemento experimental sin aditivos. Los valores de pH de los cementos experimentales fueron similares a los del MTA.

En un estudio Huang y cols. (193) investigaron el efecto de un fosfato dibásico de sodio (Na_2HPO_4) como acelerador de MTA blanco. El tiempo de fraguado se redujo significativamente a los 26 minutos en lugar de las tres horas habituales. El 15% de Na_2HPO_4 añadido al MTA blanco consiguió lograr una resistencia máxima a la tracción diametral si

comparamos el cemento cuando se mezcla con agua. El valor de pH fue similar a los resultados usando agua.

Los resultados sugirieron que el Na_2HPO_4 en solución puede ser un acelerador de fraguado eficaz para el MTA blanco.

La adición de fluoruro de sodio según Gandolfi y cols. (194) aceleraba la formación de apatita en cementos de silicato de calcio. El fluoruro de sodio se puede introducir en la formulación de cementos de MTA para mejorar su comportamiento biológico. Con la adición de flúor los cementos de silicato de calcio son prometedores cementos óseos para uso clínico endodóntico.

Shahi y cols. (195) estudiaron la filtración del MTA gris y blanco mediante penetración de tinta china. Se mezclaron con agua destilada y con clorhexidina al 0,12%, se practicó una obturación *a retro* de las muestras. No hubo diferencias estadísticamente significativas entre los grupos.

Holt y cols. (95) compararon el efecto antimicrobiano de mineral trióxido agregado gris y blanco cuando se mezcla con agua estéril o clorhexidina al 2%. En segundo lugar, compararon las resistencias a la compresión del MTA/clorhexidina *versus* MTA/agua estéril. En el experimento de efecto antimicrobiano, las zonas de inhibición fueron significativamente mayores para las muestras mezcladas con 2% de clorhexidina. En el estudio de resistencia a la compresión, la evaluación no mostró significación estadística debido a la variabilidad. Sin embargo, los datos revelaron que si MTA se mezclaba con agua estéril siempre obtenían mayores resistencias a la compresión que con el MTA mezclado con clorhexidina.

Cuando la sangre se incorpora al MTA, su resistencia a la compresión se reduce. En una investigación de Nekoofar y cols. (196) estudiaron situaciones clínicas en las que la sangre se mezcla con MTA, sus propiedades físicas fueron comprometidas. La sangre tenía un efecto perjudicial sobre la microdureza superficial del MTA a corto y largo plazo. Concluyeron que si en condiciones clínicas la contaminación con suero o sangre era inevitable sería preferible utilizar MTA blanco (134).

Vanderweele y cols. (60) estudiaron la reparación de perforaciones de furca simuladas con y sin contaminación de la sangre. Mezclaron MTA con agua estéril, lidocaína, o solución salina. Las muestras se sometieron a pruebas con la Instron a 24 o 72 horas y a los 7 días. Las muestras no contaminadas mostraron significativamente mayor resistencia al desplazamiento

que las contaminadas con sangre. Las muestras no contaminadas tuvieron un comportamiento similar en todos los períodos de tiempo.

Camilleri y cols. (36,197) estudiaron añadir óxido de circonio a los materiales dentales haciéndolos suficientemente radiopacos, por lo tanto, podría ser usado para reemplazar el óxido de bismuto en el agregado de trióxido mineral (MTA). La mezcla de CP con un 30% de óxido de circonio en una relación agua/cemento de 0,3 dio como resultado un material con propiedades físicas adecuadas. Un cemento bioactivo que posteriormente podría ser utilizado como material de relleno del conducto radicular.

Gandolfi y cols. (66) diseñaron un MTA fotopolimerizable con luz. Es un cemento de silicato de calcio de que contiene una resina de HEMA-TEGDMA (Lc-MTA). El motivo fue obtener un fraguado rápido del cemento de obturación radicular como material bioactivo de reparación. Lc-MTA demostró un tiempo de fraguado rápido (2 minutos), baja solubilidad, la liberación de calcio alta (150-200 ppm) y poder alcalinizante (pH 10-12). Lc-MTA demostró la formación de esferulitas de apatita ósea después de 1 día. La apatita precipitó completamente llenando las porosidades de la interfase y creó una adaptación marginal perfecta. Lc-MTA permite a las células viabilidad y crecimiento y no presentó toxicidad.

En otro estudio Gandolfi y cols. (198) utilizaron calcio aluminosilicato o fluoruro de calcio-aluminio y lo mezclaron con metacrilato HEMA HTP-M/TEGDMA/PAA para preparar compuestos experimentales. Concluyeron que el uso de bioactivos "inteligentes" que contienen compuestos reactivos de silicato de calcio derivado del Pórtland polvo mineral como material de obturación personalizado podía ser un método innovador para la remineralización biomimética de las superficies de la dentina y para evitar la desmineralización de la dentina hipomineralizada o cariada, observando así un gran potencial en aplicaciones clínicas.

2.5 RESTAURACIÓN DE LOS DIENTES POSTERIORMENTE AL USO DE MTA

En un estudio de Tunç y cols. (199) evaluaron la dureza de la preparación con MTA blanco y posterior colocación de adhesivo en dos pasos (con grabado ácido) y en un paso, resultando más firmemente unido con el adhesivo que requería grabado ácido. No se hallaron diferencias entre la posterior obturación con compómero Dyract® (Dentsply International, York, PA, EE.UU.) o composite Z 250® (3M ESPE, St. Paul, MN, EE.UU.).

Otro estudio de Atabek y cols. (200) también avala el grabado ácido total ya que mostraron una mejor resistencia a las fuerzas de cizallamiento. Compararon la fuerza de adhesión al MTA con la aplicación de distintos sistemas adhesivos en distintos tiempos. Se concluyó que si transcurría más tiempo desde la obturación a la prueba de cizallamiento, mayor fuerza de adhesión. Cuando MTA blanco se utilizó con sistemas adhesivos de grabado total de 2 pasos mostró una mejor resistencia.

En cambio en este estudio de Shin y cols. (201) investigaron con tres tipos de cemento MTA: ProRoot MTA® blanco, MTA Angelus®, y Endocem MTA® (EMTA). Prepararon las muestras y se almacenaron durante una semana para favorecer el fraguado. El tratamiento de la superficie se realizó utilizando ácido fosfórico o auto-Etch Primer, y una superficie MTA no tratada se preparó como control. Se observaron los cambios en la superficie usando microscopía electrónica de barrido. Las superficies de MTA se unieron con 4 sistemas adhesivos: Scotchbond (3M Deutschland GmbH, Neuss, Alemania), Single Bond 2 (3M ESPE, St Paul, MN, EE.UU.), Clearfil SE BOND (Kuraray, Osaka, Japón), y AdheSE Uno F (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Se evaluó la unión de MTA-adhesivo seguido por la restauración de resina compuesta. Se midió la resistencia al cizallamiento de las muestras polimerizadas. Después del grabado ácido en la superficie del MTA aparecieron microcanales, grietas, porosidades, pérdida de la estructura laminar y menor fuerza de adhesión al material compuesto. Concluyeron que utilizando un sistema adhesivo de autograbado de 1 paso podría dar lugar a un fuerte vínculo de unión entre MTA blanco y la restauración de resina compuesta.

En otro estudio de Ballal y cols. (202) evaluaron el comportamiento del ionómero de vidrio cuando se coloca sobre el MTA. Concluyeron que el cemento de ionómero de vidrio convencional podría ser usado sobre el MTA después de 45 minutos para procedimientos en una sola visita.

Estos resultados coinciden con los de Yesilyurt y cols. (203) que midieron la resistencia al cizallamiento de dos cementos de ionómero de vidrio convencionales: Ketac Molar Easymix® (3M ESPE, St Paul, MN, EE.UU.) y Fuji IX® (GC, Tokio, Japón). Se colocaron sobre MTA blanco fraguado durante 45 minutos o bien 72 horas. La resistencia de la unión ionómero de vidrio-MTA no fue diferente en los diferentes tiempos. Concluyeron que se podría utilizar MTA y ionómero de vidrio dejando fraguar 45 minutos para permitir la restauración en una sola visita.

Se ha investigado cual es el momento más adecuado para restaurar con resina compuesta sobre el MTA. En un estudio de Tsujimoto y cols. (204) con microscopía electrónica hallaron que la resina compuesta con un agente adhesivo sobre MTA se puede restaurar casi inmediatamente después de mezclar el MTA en una sola visita.

Por el contrario Kayahan y cols. (205) evaluaron el efecto de los procedimientos de grabado ácido en la fuerza y la superficie de microdureza a la compresión del MTA blanco. El grabado ácido se realizó a las 4, 24 o 96 horas después de la mezcla. La resistencia a la compresión se midió y se comparó con los grupos de control sin grabar. Con el tiempo aumentaba la fuerza y la microdureza superficial a la compresión. Esto indicó que tal vez fuera mejor posponer los procedimientos de restauración durante al menos 96 h después de la mezcla de MTA. Los cambios superficiales creados sobre el MTA podrían mejorar la unión de materiales resinosos. Camilleri (206) investigó la interfaz material de ProRoot MTA® en contacto con pasta de hidróxido de calcio Calasept® (Nordiska Dental, Angelholm, Suecia), cemento de ionómero de vidrio Fuji IX GP®(GC America, Alsip IL, EE.UU.), e IRM®. Los materiales se fijaron durante 28 días a 37°C y 100% de humedad. Se observó la interfase con MEB y EDX. La pasta de hidróxido de calcio no afectó a la hidratación del MTA. Ocurrió la migración de silicio, aluminio y bismuto del MTA dentro del hidróxido de calcio. El ionómero de vidrio exhibió un alto grado de micro-grietas y algo de porosidad en la región interfacial. El estroncio del ionómero de vidrio se detectó a 200 micras dentro de la MTA. El zinc del cemento IRM se detectó a 100 micras dentro del MTA. El zinc afectó a la hidratación del MTA que condujo al retraso de la configuración y al aumento de la porosidad. El MTA interactuó con los materiales dentales ensayados con la migración de elementos hacia los materiales adyacentes.

Cementos basados en óxido de zinc eugenol se deben evitar en presencia de MTA. El zinc causa retraso de la hidratación del cemento con el aumento de la porosidad. Cementos de

ionómero de vidrio absorben el agua de hidratación del MTA y también resulta una mayor porosidad e hidratación incompleta del MTA.

2.6 REMOCIÓN

Aunque no es una opción deseada, el fracaso endodóntico nos obliga, a veces, al retratamiento y en estos casos la posibilidad de eliminar el material de obturación del conducto es necesaria para la limpieza del mismo.

Los materiales de obturación retrógrada son de baja solubilidad. Poggio y cols. (69) estudiaron IRM®, Superseal® (Phoenix Dental, INC., Fenton, MI, EE.UU.) y ProRoot MTA® concluyendo que son prácticamente insolubles. Es una propiedad física adecuada para su uso como materiales de obturación.

Boutsioukis y cols. (207) evaluaron la eficiencia en la eliminación del MTA utilizado como material de obturación de conductos. Se eliminaron mediante ultrasonidos y/o instrumentación rotatoria de níquel-titanio. Fueron encontrados restos en todas las muestras. Los resultados sugirieron que el MTA no puede ser completamente retirado del conducto con los métodos aplicados en este estudio.

Las principales desventajas del MTA son su tiempo de fraguado prolongado y la dificultad en la eliminación del interior del conducto. Debido a que el MTA es de naturaleza alcalina, puede interactuar con ácidos o productos químicos y podría desintegrarse. En un estudio de Nandini y cols. (208) evaluaron el efecto de diversas sustancias químicas para la disolución de MTA blanco. Fue expuesto a ácido carbónico, solución de clorhexidina al 2%, EDTA al 17%, y solución salina. Posteriormente se midió la dureza del MTA blanco. Resultó que el ácido carbónico se puede utilizar de manera efectiva como un complemento para disolver MTA blanco incluso después de 21 días del fraguado, mientras que 2 % de clorhexidina mostró disolución superficial significativa solo a las 24 horas de la colocación del MTA blanco. Por lo tanto, el uso de clorhexidina como irrigante en el conducto en el que el MTA blanco se utiliza debe evitarse durante 24 horas. Soluciones con EDTA no tuvieron efecto sobre la dureza superficial del MTA blanco.

Los ácidos orgánicos tienen el potencial de disminuir la dureza del MTA durante el retratamiento. Sin embargo, esto podría causar alteraciones en la composición y estructura de la dentina. Butt y Talwar (209) investigaron con ácido carbónico al 2%, clorhexidina al 2%, hipoclorito de sodio al 5,25%, ácido cítrico al 10%, ácido tartárico al 20%, y solución salina normal durante 10 minutos y 20 minutos en intervalos de 1 y 21 días desde la mezcla. El ácido carbónico fue eficaz para reducir significativamente la dureza de la superficie de MTA blanco en

1 y 21 días, seguido por ácido cítrico y ácido tartárico. El 2% de clorhexidina y el hipoclorito de sodio fueron efectivos el día 1 del fraguado del MTA blanco. Todos los productos químicos, excepto 2% de clorhexidina, disminuyeron la microdureza de la dentina significativamente en el intervalo de 20 minutos. El uso prudente de estos productos químicos si no excede de 10 min evitaría alteraciones significativas en las propiedades mecánicas del MTA.

También se ha sugerido el ácido clorhídrico al 37% como una solución eficaz para ayudar a la eliminación de MTA (210).

2.7 CEMENTO PORTLAND *versus* MTA

Los cementos retienen de forma mecánica a diferencia de los adhesivos y son materiales que en estado fluido son capaces de deslizarse entre las irregularidades superficiales, fraguan en un tiempo razonable y adquieren suficiente resistencia mecánica para mantener unidas mecánicamente dos superficies. De hecho son mezclas de arcilla y derivados calcáreos cocidos y molidos que mezclados con agua solidifican.

Los cementos artificiales Pórtland pueden ser de diferentes tipos: de alto horno o siderúrgicos, puzolánicos, aluminosos y especiales.

Se denomina Pórtland (211) por el parecido color y textura de sus piedras con las de la isla de Pórtland en Dorset (Reino Unido). Deben este nombre a un cantero de Yorkshire Joseph Asdpin que en 1824 crea una cal hidráulica por cocción a partir de una mezcla de cal y arcilla. Su hijo en 1843 obtuvo el primer cemento Pórtland.

Todos los cementos menos el aluminoso contienen clinker de cemento. Este se obtiene por calcinación de una mezcla de materiales calizos (caliza) y arcillosos (arcilla) a temperaturas inferiores a las de fusión, unos 1400°C, conservando parte del material sólido y otra parte fundido. El clinker molido en polvo, con adicción de yeso constituye el cemento Pórtland. Se ha descrito un cemento Pórtland de color blanco que presenta mayor pureza y se caracteriza por no contener hierro ni magnesio, pero tiene más proporción de caolín y creta.

La presentación del ProRoot MTA[®] blanco es una variable del mismo al que se le ha suprimido la fase ferrita según Camilleri y cols. (138) y se le ha añadido óxido de bismuto para dar radiopacidad.

Algunas experimentaciones de Holland y cols. (212) han demostrado que el MTA y el CP tienen composición química semejante. En este trabajo se analizó el proceso de reparación de los tejidos periapicales de dientes de perro después de la pulpectomía y obturación de los conductos con estos dos materiales. Noventa días después de la obturación, el animal fue sacrificado y los especímenes preparados para el análisis histomorfológico. Los resultados obtenidos fueron semejantes para los dos cementos, habiendo ocurrido cierre biológico completo y la ausencia de inflamación en la mayoría de los casos. Se llegó a la conclusión que la reparación de los tejidos periapicales de dientes de perro era semejante con los dos materiales estudiados, cuando eran empleados en la obturación de conductos radiculares.

En otro estudio Asgary y cols. (23) determinaron y compararon la composición del MTA blanco y dos cementos Pórtland blancos distintos. Las muestras se prepararon y se visualizaron con un microscopio electrónico de barrido, equipado con un espectómetro de dispersión de energía para determinar la composición elemental. Los resultados indicaron que la cal y el sílice eran los compuestos dominantes en cada caso. Los elementos eran similares en todas las muestras pero no había rastro detectable de bismuto en el Pórtland blanco. La gama de tamaños de cristal observado en MTA resultó ser claramente de menor tamaño que las observadas en el Pórtland blanco.

El MTA y el CP en su composición presentan una cantidad de arsénico muy bajo. Esto sugiere que el MTA y el CP son seguros para su uso en la práctica clínica en cuanto a la presencia de arsénico (213).

En un estudio de Dammaschke y cols. (25) compararon la composición de dos cementos Pórtland y del ProRoot MTA[®] mediante rayos X con espectroscopía fotoelectrónica y análisis de Rx con energía dispersa y los constituyentes en menor cantidad fueron identificados con espectroscopía de plasma. Se estudió la composición química de la superficie del polvo y del cemento fraguado. En ProRoot MTA[®], la cantidad de yeso es de aproximadamente la mitad de la de los cementos Pórtland. ProRoot MTA[®] consta de menos metales pesados tóxicos (Cu, Mn, Sr), menos cromóforos (Fe^{3+}), pero contiene cerca de 2% en Bi. La cantidad de azufre en la superficie en los tres cementos fue 3 veces mayor que en el polvo, lo que podría indicar que el mecanismo de acción del sulfato podría alargar el tiempo de fraguado. Los cementos Pórtland se componen de partículas con una gran variedad de tamaño, mientras que ProRoot MTA mostró un uniforme y menor tamaño de las partículas.

Camilleri y cols. (21) evaluaron la biocompatibilidad y la composición química del MTA y de un CP acelerado mediante la evaluación de la función metabólica y la proliferación celular. Utilizaron un método de prueba directa, donde la proliferación celular se midió cuantitativamente usando tinte Alamar azul[™] (Serotec, Kidlington, Oxford, Reino Unido) y un método de prueba indirecta cuando las células fueron cultivadas y la proliferación de las mismas se evaluó mediante ensayo *methyltetrazolium*. La constitución química de todos los materiales ensayados fue similar. Las pruebas de biocompatibilidad de los eluyentes o solventes de cemento mostraron la presencia de sustancias lixiviables no tóxicas en el MTA gris o blanco, y la adición de óxido de bismuto al cemento Pórtland acelerado no interfirió con la biocompatibilidad. El nuevo CP acelerado mostró resultados similares. El crecimiento

celular era pobre cuando se sembraron en contacto directo con los cementos de prueba. Sin embargo, la aparición de fases del hidróxido de calcio producido durante la reacción de hidratación indujo la proliferación celular.

Islam y cols. (41) compararon las propiedades físicas y mecánicas del CP gris y blanco y el ProRoot MTA[®] gris y blanco. Estudiaron el pH en diferentes intervalos de tiempo, la radiopacidad, la solubilidad, los cambios dimensionales, el tiempo de fraguado y la resistencia a la compresión a los tres y 28 días. El ProRoot MTA[®] blanco y gris tienen menos cambios dimensionales que el CP. El uso del CP necesita más estudios para incluirlo como material de restauración coronal.

Islam y cols. (28) estudiaron mediante difracción de rayos X el Pórtland ordinario blanco y gris comparándolo con el ProRoot MTA[®], también blanco y gris. El óxido de bismuto no estaba presente en el CP. Los otros componentes eran similares en los cuatro materiales testados.

En otro estudio Song y cols. (27) utilizaron el análisis de difracción de rayos X para identificar y caracterizar las fases cristalinas, y el espectrómetro de energía dispersiva de rayos X para determinar la composición química. Examinaron el CP gris, ProRoot MTA[®] gris y blanco y MTA Angelus[®] gris. El MTA gris y blanco fueron similares excepto por la presencia de hierro en el MTA gris. El CP se compone principalmente de óxido de silicato de calcio y no contenía óxido de bismuto. El MTA-Angelus[®] gris tuvo un menor contenido de óxido de bismuto que ProRoot MTA[®].

Danesh y cols. (26) compararon de forma similar el CP tipo I y tipo II y el ProRoot MTA[®] blanco. Se valoraron en los tres parámetros siguientes: la microdureza de Vickers, la radiopacidad, la solubilidad en un minuto, diez minutos, una hora, 24 y 72 horas, así como 28 días. Los dos CP estudiados mostraron más solubilidad, menor radiopacidad y menor dureza que el ProRoot MTA[®].

El objetivo de un estudio realizado por Bramante y cols. (214) fue valorar la presencia de arsénico en diferentes tipos de agregado trióxido mineral: MTA Angelus[®] blanco y amarillo, ProRoot-MTA[®] blanco y gris, cementos Pórtland blanco y gris, MTA-obtura[®], CPM[®], CPM sealer[®] y MTA experimental. Para verificar si cumplen con la norma ISO sobre el límite recomendado para los cementos a base de agua con arsénico de 2 mg / kg. Se midió el arsénico con espectrofotometría de absorción atómica. Todos los materiales contenían arsénico en su composición. Sólo MTA-Obtura[®], MTA Ángelus[®] blanco, y CP blanco presentaron niveles de arsénico por debajo del límite establecido en la norma ISO 9917-1.

Otro estudio de Reyes-Carmona y cols. (107) analizaron la interacción de los MTA: ProRoot MTA®, MTA Branco®, MTA Bio® y CP blanco con la dentina después de la inmersión en solución salina tamponada con fosfatos. Todos los cementos probados fueron bioactivos, provocando la precipitación inicial de fosfatos de calcio amorfo, que actúan como precursores en la formación de apatita carbonatada.

Chaipanich y Torkittikul (215) estudiaron la formación de la capa de hidroxiapatita en la superficie de un material dentro de las 4 semanas de la exposición a fluido corporal simulado *in vitro*. Si el material era bioactivo formaba un enlace con el tejido vivo. Se comprobó la formación de hidroxiapatita en la superficie y en la sección transversal de CP blanco después de la inmersión en fluido corporal simulado a partir de los 4 días.

Mahmoud y cols. (216) compararon la dureza de la superficie de MTA, CP y de un yeso dental después de la mezcla con la solución recomendada solo, o con la incorporación de suero. La dureza Vickers de CP blanco y MTA aumentó durante períodos prolongados después de fraguado inicial. El CP parecía fraguar de una manera diferente que el yeso. La dureza de CP blanco fue mayor que la de MTA blanco en todos los tiempos. La contaminación con suero puede retardar el endurecimiento temprano de algunos CP.

En el estudio de Oliveira y cols. (217) compararon los componentes de un CP (Votoran®, Sao Paulo, Brasil) y dos marcas comerciales de ProRoot MTA® y MTA Angelus®. Se realizaron doce muestras de cada material y se examinaron con MEB para analizar la superficie y el análisis microscópico de electrones con la espectroscopía de energía dispersiva para obtener el porcentaje de los elementos químicos. El bismuto sólo estaba presente en MTA para proporcionar radiopacidad. En conclusión los cementos ensayados tenían componentes similares.

Recientemente Hwang y cols. (218) ensayaron un CP experimental fabricado con materias primas puras en condiciones controladas de laboratorio. MEB y EDX revelaron que el CP experimental tenía una composición similar a la de CP y MTA. El tiempo de fraguado del CP experimental fue significativamente más corto que el de MTA y CP. La resistencia a la compresión del CP experimental fue menor que la de MTA y CP. El CP experimental mostró una biocompatibilidad similar a la del MTA y podría ser considerado como un posible sustituto del MTA en el uso clínico después de realizar más pruebas.

A pesar de la semejanza del el MTA y el CP, aún se presentan muchas diferencias que conllevan el no poder utilizar el CP en aplicaciones clínicas:

1. El CP está manufacturado por todo el mundo, y es imposible el control de calidad, composición y biocompatibilidad (219).
2. La gran cantidad de plomo y arsénico en la composición del CP (214).
3. Mayor solubilidad de algunos tipos de CP (26).
4. La resistencia a la compresión de algunos tipos de CP es significativamente menor que la del MTA 28 días después de la hidratación (41).
5. Expansión excesiva del CP que podría conllevar fisuras radiculares (41).
6. La liberación de calcio del MTA es mayor que la del CP y el mecanismo de hidratación es diferente en estos materiales (41).
7. MTA se fabrica en laboratorios como material sanitario bajo supervisión y en términos de composición y prevención de contaminación (219).

2.8 TÉCNICAS DE MEZCLADO

Se ha evaluado el efecto de diversas técnicas de mezclado incluyendo la mezcla mecánica y la mezcla manual, así como el efecto de la agitación ultrasónica durante la colocación.

Lawley y cols. (82) estudiaron la utilidad del uso de ultrasonidos en la colocación del MTA. El MTA se colocó como una barrera apical con un espesor de 4 mm, con y sin vibración ultrasónica. Después de 45 días, las muestras con la adición de los ultrasonidos mejoraron significativamente el sellado del MTA.

Nekoofar y cols. (97) examinaron el efecto de la presión de condensación en la dureza superficial, microestructura y resistencia a la compresión de ProRoot MTA® blanco. Se observó la tendencia de que a presiones de condensación más altas producían valores más bajos de dureza superficial. Sugirieron el uso de la presión de condensación controlada en la preparación de muestras para estudios futuros.

Kim y cols. (220) estudiaron la colocación por vía ortógrada de tapones apicales de MTA con ultrasonidos. Esta técnica fue eficaz para retrasar filtración bacteriana. La vibración ultrasónica puede ser un complemento útil durante la colocación del MTA, debido a que la energía ultrasónica es más eficiente que la condensación manual.

Nekoofar y cols. (133) valoraron ProRoot MTA® gris y blanco, MTA Angelus® gris y blanco preparados usando varias técnicas de mezclado: vibración ultrasónica, trituración de encapsulado y condensación convencional. Sometieron a pruebas de microdureza superficial de Vickers después de 4 y 28 días. En comparación con la trituración y técnicas de condensación, la aplicación de energía ultrasónica sobre MTA produjo un valor de microdureza significativamente mayor en ambos a los 4 y 28 días. Sin embargo, no hubo diferencia significativa entre la condensación convencional y la técnica de trituración en ambos intervalos de tiempo.

Shahi y cols. (119) evaluaron el efecto de los 3 métodos diferentes de mezclado analizando la resistencia a la expulsión del MTA blanco. Las muestras de MTA se mezclaron con un triturador de amalgama, con punta ultrasónica o con los métodos convencionales. Después dejaron fraguar las muestras. Las diferencias entre los 3 grupos no fueron estadísticamente significativas. Concluyeron que los diferentes métodos de mezclado no tienen ningún efecto significativo sobre la resistencia de la unión *push-out* de MTA blanco.

Basturk y cols. (104) estudiaron los valores de resistencia a la compresión de ProRoot MTA[®] que fueron significativamente mayores que los de MTA Angelus[®]. Los valores más altos de resistencia a compresión se registraron a partir de muestras ProRoot MTA[®] que se mezclaron mecánicamente y se colocaron usando activación ultrasónica, mientras que los valores más bajos se registraron para MTA Angelus[®] en muestras que se mezclaron manualmente y se colocaron sin activación ultrasónica. Los grupos agitados por ultrasonidos presentaron mayores valores de resistencia a compresión. Las muestras mezcladas mecánicamente tenían mayores valores de resistencia a la compresión que aquellos mezclados manualmente. Concluyeron que la mezcla mecánica mejora la resistencia a la compresión del material, así como la agitación ultrasónica.

2.9 FILTRACIÓN

La filtración del MTA se ha investigado mediante la filtración de fluidos y de filtración bacteriana.

2.9.1 FILTRACIÓN DE FLUIDOS

Los estudios de filtración de fluidos se han realizado en MTA cuando se utiliza como un material de obturación *a retro* (8). En estos estudios se demuestra la capacidad de sellado superior respecto a materiales como la amalgama, IRM[®], Geristore[®], Super EBA[®] y Vitremer[®] (221,222).

Diversos tipos de tintes se han utilizado para evaluar la capacidad de sellado del MTA, incluyendo el azul de metileno, fucsina, rodamina B, nitrato de plata, tinta china, y la tinta Pelikan (10,223) y la micro-tomografía computarizada.

Lamb y cols. (224) estudiaron el espesor mínimo necesario para proporcionar la creación de un tapón que evite la filtración. Concluyeron que este debe ser de al menos 3 mm. Otro estudio de Valois y Costa (225) indicó que un mínimo espesor de 4 mm se requiere para la prevención de la microfiltración.

En casos de ápices abiertos Matt y cols. (132) recomendaron utilizar espesores de 5mm de MTA y posterior colocación de gutapercha a las 24 horas. También demostraron menor filtración apical con MTA gris respecto a MTA blanco.

La colocación del material por vía ortógrada o retrógrada no varía la capacidad de sellado del MTA (226).

La adición de otras sustancias al MTA también ha sido objeto de estudio respecto a la capacidad de sellado. Según Bortoluzzi y cols. (184) el cloruro de calcio añadido al MTA blanco y gris mejora la capacidad de sellado de ambos.

Respecto a la filtración a nivel furcal, De Deus y cols. (166) investigaron que el MTA tenía un buen comportamiento aunque hubo filtración en todos los casos.

Respecto a la filtración y la relación del MTA con distintos medios un estudio de Roy y cols. (227) informaron de mayor cantidad de filtración si sometían el MTA a un medio ácido que en

un ambiente neutro. Los dientes que estaban expuestos a ambientes ácidos tenían significativamente menor resistencia a las fugas de tinta Pelikan que los dientes que se almacenaron bajo condiciones de pH alto.

En otro estudio de Lotfi y cols. (228) valoraron la filtración del MTA expuesto a valores alcalinos. Concluyeron que valores de pH superiores a 9,4 podían poner en peligro la capacidad de sellado de MTA blanco durante la hidratación.

En un estudio de Kubo y cols. (222) evaluaron la microfiltración mediante el uso de 2% rodamina B. La microfiltración fue mayor cuando se utilizaron previamente agentes desmineralizantes como el ácido ortofosfórico al 35 %, EDTA al 17% y EDTA al 24%.

2.9.2 FILTRACIÓN BACTERIANA

Materiales del tipo del MTA se han propuesto porque proporcionan menos microfiltración que los materiales tradicionales.

La mayoría de las investigaciones que estudian la filtración bacteriana utilizan casos de restauración apical, reparación furcal (229), y en el tratamiento de los ápices inmaduros (230,231).

Respecto a los modelos de filtración bacteriana, Roberts y cols. (15) indicaron como la cantidad mínima para la protección contra la microfiltración era de 3 mm de material de MTA, sin embargo en el tratamiento de los ápices inmaduros recomendaron 5mm (232).

En un estudio de Maltezos y cols. (233) compararon MTA con otros materiales como Super-EBA® y Resilon®. MTA filtró significativamente menos que Super EBA e igual que Resilon.

También se han demostrado mejores resultados que con amalgama respecto a la filtración bacteriana (234,235). Aunque hay estudios en que no demuestran diferencias entre los distintos materiales (236).

En un estudio de Montellano y cols. (237) estudiaron que cuando el MTA en la obturación del tercio apical se contaminaba con sangre, solución salina o saliva y en presencia de bacterias todos los grupos experimentales constataron fugas. El MTA contaminado con saliva filtró significativamente más que el MTA no contaminado.

En un estudio de Kim y cols. (220) investigaron sobre el MTA colocado por vía ortógrada como tapón apical con ultrasonidos. Esta técnica fue la más eficaz para retrasar la filtración

bacteriana. La vibración ultrasónica puede ser un complemento útil durante la colocación de MTA, debido a que la energía ultrasónica es más eficiente que la condensación a mano ya que el MTA fluye apicalmente.

Tselnik y cols. (238) estudiaron este aspecto en el MTA gris, blanco y concluyeron que se puede recomendar como una barrera coronal de filtración bacteriana durante un máximo de 90 días. La salud a largo plazo de la región periapical se basará en la colocación de una restauración coronal bien sellada.

Las propiedades antibacterianas y antifúngicas del MTA han sido ampliamente evaluadas mostrando diferencias según el tipo de MTA, la concentración y las especies de microorganismos utilizadas para el estudio (239,240).

2.10 BIOCOMPATIBILIDAD Y CITOTOXICIDAD

El MTA se puede colocar en contacto con el periodonto, por lo tanto no debe ser tóxico y debe ser biocompatible con los tejidos del huésped (10).

Múltiples estudios *in vivo* e *in vitro* se han realizado para evaluar estas propiedades.

Kettering y Torabinejad (241) estudiaron la mutagenicidad del IRM[®], Super-EBA[®], y el MTA. Basándose en los resultados obtenidos, IRM[®], Super-EBA[®], y MTA no eran mutagénicos al utilizar el ensayo de mutagenicidad estándar de Ames. Esta prueba utiliza cepas de *Salmonella typhimurium* LT-2, que son sensibles a diversas clases de mutágenos.

Regan y cols. (242) evaluaron el potencial para MTA y Diaket[®] (3 M ESPE AG, Seefeld, Bayern, Alemania) para promover la regeneración de tejido perirradicular cuando se utilizan como materiales de obturación *a retro* quirúrgicos. A siete perros se les practicaron las endodoncias de los premolares inferiores. Las cavidades de acceso coronales fueron restauradas con IRM[®]. Se estableció el acceso quirúrgico a los ápices y se prepararon con puntas ultrasónicas las cavidades *a retro*, posteriormente se obturaron con MTA o Diaket[®]. Sesenta días después de la cirugía, los animales fueron sacrificados. Los especímenes fueron desmineralizados y se seccionaron en intervalos de 6 mm para la evaluación histológica. Las secciones fueron teñidas y se examinaron bajo el microscopio óptico. No hubo diferencias estadísticas entre las respuestas regenerativas de los tejidos con los dos materiales. Tanto Diaket[®] y como MTA permitían la regeneración casi completa del periodonto perirradicular en dientes no infectados.

Ribeiro y cols. (243) evaluaron la genotoxicidad y la citotoxicidad del MTA y del cemento Pórtland. Usaron el ensayo *in vitro* de un gel unicelular alcalino y la prueba de exclusión con azul de tripano, respectivamente, en las células de linfoma de ratón. Los resultados demostraron que el gel de ensayo de una sola célula no pudo detectar daño en el ADN después de un tratamiento de las células por MTA y cementos Pórtland. Del mismo modo, los resultados mostraron que ninguno de los compuestos ensayados era citotóxico. En conjunto, estos resultados parecen indicar que el MTA y el CP no son genotóxicos y no inducen la muerte celular.

Vajrabhaya y cols. (244) investigaron el crecimiento de células de fibroblastos periodontales humanos cultivados para evaluar la citotoxicidad de los materiales de reparación de perforación furcal. Utilizaron ionómero de vidrio Ketak molar[®] (3 M ESPE, Seefeld, Alemania)

y MTA. Aunque Ketac Molar® tiene la ventaja de adherirse a la dentina, es más citotóxico. Ambos materiales suprimían el crecimiento celular.

Shahi y cols. (245) compararon la biocompatibilidad de la amalgama, MTA gris y MTA blanco en el tejido conectivo de las ratas. Los resultados mostraron que después de 3 días, MTA blanco era más biocompatible que MTA gris y la amalgama. Después de 1 semana, MTA gris era más biocompatible que MTA blanco y amalgama. Después de 3 semanas, no hubo diferencias significativas entre los grupos experimentales y el grupo de control.

Fernández-Yáñez y cols. (246) evaluaron mediante un metanálisis el éxito y el fracaso, del sellado apical y biocompatibilidad de materiales de relleno retrógrados como la amalgama de plata, IRM®, SuperEBA® y MTA. MTA fue el más biocompatible de los materiales estudiados, con prácticamente ninguna respuesta inflamatoria, mientras que la inflamación demostró leve o moderada con SuperEBA®, suave con IRM® y de moderada a severa en el caso de amalgama de plata. La regeneración tisular sólo se observó con MTA y de la misma manera, como aposición de cemento. La neoformación ósea se observó con los cuatro materiales de relleno.

Hwang y cols. (218) investigaron mediante un ensayo XTT (2,3-bis [2-Methoxy-4-nitro-5-sulfophenyl]-2H-tetrazolium-5-carboxanilide) la biocompatibilidad del MTA y del cemento Pórtland. Mostraron que eran biocompatibles cuando se exponían a las células de osteosarcoma humano. No hubo diferencias significativas entre los materiales ensayados.

Sarkar y cols. (247) investigaron el ProRoot MTA®, expuesto a fluidos tisulares sintéticos intentando reproducir o simular el medio *in vivo*. Observaron que en contacto con el fluido tisular del MTA se disolvía, liberando sus principales componentes catiónicos. El calcio es el componente principal que se libera y reacciona con los fosfatos de los fluidos formando hidroxiapatita. Por tanto no es un material inerte sino que es bioactivo.

Danesh y cols. (248) evaluaron el efecto de la formación de apatita en el tejido en contacto con MTA blanco y lo compararon con una hidroxiapatita sintética, para ello implantaron el material en tejido conectivo subcutáneo de ratas. Las muestras fueron teñidas con hematoxilina y eosina y la técnica Von Kossa fue usada para observar las estructuras mineralizadas en el tejido. Se evaluaron las reacciones inflamatorias y la mineralización a través del microscopio. En todos los grupos se produjo una reacción inflamatoria crónica moderada a los 15 días, que disminuyó con el tiempo. Los autores hallaron que el MTA blanco inducía la formación de apatita, como respuesta de biocompatibilidad.

Los estudios de cultivo celular en MTA mostraron que la respuesta celular al material depende de muchos factores tales como los tipos de células y la duración del estudio, el uso de un material fresco o fraguado, estudio de frecuencia de cambio del medio, el uso de un contacto directo o extracto de MTA y la concentración del material en los diferentes medios de cultivo celular (10).

Recientemente han salido al mercado otras marcas comerciales de MTA. También se han realizado estudios de biocompatibilidad comparando con ProRoot MTA.

En un estudio de Chang y cols. (249) compararon ProRoot MTA® con Bioaggregate® y MM-MTA® mediante un ensayo de bromuro de 3- (4,5-dimetiltiazol-2-il) -2,5-difeniltetrazolio y microscopía electrónica de barrido. Todos los productos mostraron tener una buena biocompatibilidad.

Willershausen y cols. (250) investigaron la reacción *in vitro* a unos materiales de obturación apical biocerámicos en comparación con MTA. Los materiales eran MTA Angelus® gris, MTA Angelus® blanco, ProRoot MTA®, y EndoSequenceRoot Repair Material® se incubaron con fibroblastos humanos, ligamento periodontal y osteoblastos. La proliferación celular se determinó por medio del ensayo de azul de Alamar. Además, la tinción de fluorescencia se llevó a cabo para controlar visualmente el crecimiento celular y la morfología. Los resultados sugirieron que los materiales biocerámicos eran biocompatibles.

Ma y cols. (251) evaluaron la biocompatibilidad de EndoSequenceRoot Repair Material® masilla y pasta y los compararon con ProRoot MTA® gris. Para el ensayo de citotoxicidad se incubaron fibroblastos gingivales humanos durante 1, 3, y 7 días. La viabilidad celular se evaluó con metil-tiazol-tetrazolio. Para valorar la adhesión celular los materiales fraguados durante 7 días se examinaron con el microscopio electrónico de barrido directamente después del fraguado, después de la incubación en medio de cultivo de células durante 7 días, y después de la incubación en la suspensión de fibroblastos gingivales a una densidad de 5×10^4 células por pocillo durante 2 y 7 días. Los constituyentes de los cristales formados en la superficie de los materiales se determinaron mediante análisis por energía dispersiva de rayos X. La viabilidad celular se correlacionó significativamente con el tipo de material, el tiempo de fraguado y el tiempo de incubación. Endosequence Root Repair Material® masilla y pasta muestran viabilidades celulares similares a ProRoot MTA® en todas las condiciones experimentales. Se observaron características cristalográficas de superficie similar y adhesión celular en Endosequence Root Repair Material® masilla y pasta y en ProRoot MTA®.

El propósito de una revisión sistemática de Katsamakis y cols. (252) fue investigar si el MTA como material de restauración de una comunicación de endo-periodontal conduce a la regeneración de los tejidos periodontales adyacentes. Las bases de datos MEDLINE-PubMed, Cochrane-CENTRAL y EMBASE, hasta julio de 2012 mostraron que los estudios *in vivo* que informaron sobre la respuesta histológica del periodonto al MTA fueron sobre animales. No hubo estudios sobre histología humana. Los protocolos de estudio presentaron heterogeneidad en cuanto a lesiones tratadas, la intervención y los resultados informados. Los resultados histológicos de los estudios en animales mostraron reacciones inflamatorias mínimas, la curación del hueso, la presencia del ligamento periodontal, y formación de cemento consistente. El lapso de tiempo después de la mezcla, la contaminación bacteriana, la desinfección del conducto radicular y la inflamación, eran factores a tener en cuenta. Dentro de las limitaciones de los trabajos seleccionados en relación con los protocolos de estudio no eran homogéneos y obtuvieron bajas puntuaciones de calidad metodológica, sus resultados fueron consistentes con respecto a la biocompatibilidad del MTA y la capacidad cementogénica. Los estudios experimentales en animales muestran que el MTA puede promover la curación hacia la regeneración. En la actualidad existe una clara necesidad de examinar el rendimiento clínico de MTA en los estudios de cohorte prospectivos en humanos bien controlados.

2.11 APLICACIONES CLÍNICAS

Las aplicaciones clínicas del MTA son muy variadas:

- 1- Cirugía
- 2- Obturación completa del conducto
- 3- Ápices inmaduros
- 4- Reabsorciones internas
- 5- Dens in dente
- 6- Diente supernumerario fusionado
- 7- Perforaciones radiculares
- 8- Pulpotomía
- 9- Endodoncia regenerativa
- 10- Fracturas radiculares

1- Cirugía

En cirugía se puede utilizar como material de obturación *a retro*.

El objetivo de la cirugía apical es sellar herméticamente el sistema de conductos radiculares después de la resección del extremo radicular, lo que permite la curación perirradicular. Múltiples estudios han aportado casos a la literatura científica.

En un estudio Lindeboom y cols. (253) utilizaron aleatoriamente MTA e IRM® como selladores retrógrados en endodoncia quirúrgica de dientes unirradiculares. Se tomaron radiografías después de una semana, tres meses y un año de la operación. La evaluación se realizó por dos evaluadores independientes un año después de la cirugía. La curación completa se observó en el 64% de los dientes tratados con MTA vs 50% de los dientes tratados con IRM®. La cicatrización incompleta se observó en 28% MTA vs 36% IRM®, y poco satisfactoria en el 6% MTA vs 14% IRM®. Sólo un fracaso fue visto para MTA. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos materiales de relleno.

En un estudio de Von Arx y cols. (254) prepararon con micropuntas sónicas los ápices radiculares y posteriormente los obturaron con MTA y un compuesto de resina adhesiva Retroplast (Department of Dental Materials, School of Dentistry, Faculty of Health Sciences, University of Copenhagen, Dinamarca). El estudio incluyó 353 casos con lesiones

endodónticas limitadas a la zona periapical. La tasa global de casos curados fue del 85,5%. Los dientes tratados con MTA demostraron significativamente una tasa más alta de casos cicatrizados (91,3%) en comparación con los dientes tratados con Retroplast (79,5%). MTA se recomendó para el relleno del ápice radicular en la cirugía apical, independientemente del tipo de diente tratado.

En otro estudio de Baek y cols. (255) determinaron el potencial de regeneración ósea de diferentes materiales de relleno apical mediante la evaluación de la distancia entre los materiales y el hueso recién regenerado después de la cirugía del extremo radicular. Las lesiones periapicales fueron inducidas en premolares y molares de cinco perros beagle hembra. Los dientes fueron tratados endodónticamente después del desarrollo de las lesiones. Después de una semana, los dientes fueron sometidos a cirugía. Se utilizaron como materiales: amalgama, SuperEBA® y MTA. Después de 4 meses, los perros fueron sacrificados, y las mandíbulas se prepararon para el estudio histológico. El MTA mostró la respuesta más favorable en el tejido periapical. La distancia del MTA en el hueso regenerado era similar al espesor normal promedio del ligamento periodontal en perros.

En un trabajo de Song y cols. (256) examinaron los resultados de retratamiento endodóntico mediante técnicas de microcirugía actuales en los dientes fracasados con cirugía endodóntica anterior. Los 54 dientes que requerían nuevo tratamiento quirúrgico se incluyeron en este estudio. El uso de técnicas de microcirugía y materiales biocompatibles tales como MTA y Super-EBA® dio como resultado una alta tasa de éxito clínico.

2- Obturación completa del conducto

Otra posible aplicación del MTA es la obturación completa del conducto. Bogen y Kutler (12) ilustraron varios casos de dientes que previamente habían sido tratados endodónticamente y podían mostrar mejores tasas de curación sin intervención quirúrgica utilizando la obturación con MTA, en comparación con gutapercha. Los dientes tratados previamente que presentaban grandes lesiones periapicales crónicas podían ser tratados de nuevo mediante el uso de MTA como un tapón apical para lograr la curación periapical.

Investigaciones recientes han demostrado que los dientes tratados con conductos radiculares obturados con MTA exhiben mayor resistencia a la fractura que sus homólogos no tratados. Además, parece que la colocación a largo plazo de MTA en el sistema de conductos no sólo proporciona resistencia a la fractura, sino que la fuerza del diente podría aumentar con el

tiempo. En los casos que presentaban transporte apical o perforaciones, el MTA podía proporcionar un sellado predecible que promovía la bioremineralización y la curación sin intervención quirúrgica post-tratamiento.

Bogen y Kutler (12) observaron que conductos que habían sido obturados con MTA en su totalidad antes del tratamiento quirúrgico podrían simplificar el procedimiento cuando el acceso operatorio era difícil. Las restricciones anatómicas durante el tratamiento quirúrgico pueden incluir la línea milohioidea en segundos molares inferiores donde el conducto mesial o distal pueden estar obturados antes del tratamiento quirúrgico para evitar la obturación *a retro* después de la resección de la raíz. Otra área anatómicamente difícil puede ser la zona de las raíces palatinas de molares superiores. Las consideraciones para obturar todo el conducto incluyen pacientes física y mentalmente comprometidos, los casos de sedación por vía intravenosa, y pacientes con apertura bucal limitada.

3- Ápices inmaduros

El cierre del ápice abierto de un diente inmaduro tradicionalmente se ha logrado a través de un procedimiento de apicoformación. La apicoformación es un método para inducir una barrera apical calcificada o desarrollo continuo de una raíz incompletamente formada en casos con pulpa necrótica (257).

La apicoformación puede involucrar una sola o múltiples citas para colocar hidróxido de calcio en el interior de la raíz para eliminar la infección intrarradicular y para estimular la calcificación para cerrar el ápice. Posteriormente el diente tiene que permitir que los conductos puedan ser obturados con gutapercha. Un problema del hidróxido de calcio es que puede alterar las propiedades mecánicas de la dentina y hacer que estos dientes sean más susceptibles a la fractura radicular.

El uso tradicional del hidróxido de calcio está siendo reemplazado por el MTA como técnica de un solo paso (258).

Sarris y cols. (259) evaluaron la eficacia clínica del MTA como un material de apexificación cuando se utiliza en los incisivos permanentes inmaduros no vitales en los niños. Después de una semana con hidróxido cálcico se colocó un tapón apical de MTA de 3-4 mm. La obturación final se completó usando gutapercha termoplástica al menos 1 semana después de la colocación del MTA. Los sujetos fueron examinados clínicamente y radiológicamente a intervalos de 3 meses. El tiempo de seguimiento para MTA fue de 12,53 meses de media. Del

total de 17 dientes tratados, la colocación de MTA se consideró adecuada en 13 dientes. El procedimiento mostró éxito clínico en el 94.1% de los casos, el éxito radiográfico se encontró que era de 76,5% y en los otros tres casos (17,6%) el resultado se consideró que era incierto.

En un estudio retrospectivo Holden y cols. (260) en dientes con ápices inmaduros evaluaron los resultados clínicos de ProRoot MTA® utilizado como una barrera artificial apical. Veinte dientes de 19 pacientes fueron incluidos en este estudio. Los resultados indicaron que el 85 % de los casos sanaron, por lo que la utilización de MTA es un método exitoso para la obturación de dientes con ápices inmaduros.

En un análisis retrospectivo de Witherspoon y cols. (261) estudiaron los tratamientos de conductos radiculares no quirúrgicos de 144 dientes con ápices abiertos, obturados con MTA compactado con ultrasonidos y terminados en un protocolo de 1 ó 2 visitas. La curación se observó en el 93,5% de los dientes tratados en 1 visita, y el 90,5% de los dientes tratados en 2 visitas.

Erdem y Sepet (262) estudiaron que tras la colocación de hidróxido cálcico en dientes inmaduros con pulpa necrótica, la colocación de una barrera apical con MTA y la posterior obturación del conducto con gutapercha puede considerarse una opción muy eficaz para apexificación con la ventaja de tiempo de tratamiento reducido, buena capacidad de sellado y alta biocompatibilidad.

Moore y cols. (263) investigaron el éxito clínico y radiográfico de dos tipos de MTA blanco como barrera apical en incisivos permanentes inmaduros no vitales en los niños. Después de la colocación de una cura con hidróxido cálcico, el MTA se colocó como una barrera apical en 22 incisivos permanentes traumatizados no vitales con ápices abiertos en 21 niños (edad media de 10 años). Los dientes fueron alternativamente asignados con ProRoot MTA® blanco o MTA Angelus®. No hubo diferencias significativas en los resultados clínicos o radiológicos entre los dos grupos.

Cehreli y cols. (264) describieron un caso con resolución tardía de una lesión periapical asociada a unos ápices inmaduros de unos incisivos centrales en un niño de 10 años. Después de la eliminación con éxito del contenido tóxico del conducto radicular, la colocación de unos tapones de MTA llevó a la curación de la radiotransparencia perirradicular y la regeneración del tejido periapical.

Un caso particular sería el descrito por Kusgoz y cols. (265) que publicaron el seguimiento con éxito de un caso de retratamiento en un niño de 12 años de un diente incisivo lateral inferior

con gran lesión periapical. Anteriormente se había sometido a resección apical con fracaso del tratamiento. Con pasta triple antibiótica se desinfectó y el sellado posterior fue con MTA como tapón apical.

4- Reabsorciones internas

En el caso de reabsorciones internas también se ha mostrado eficaz la utilización de MTA. Jacobovitz y de Lima (266) publicaron el tratamiento y el seguimiento de un incisivo central superior con reabsorción interna obturado con MTA blanco y un poste de fibra de vidrio para reforzar. Radiografías de seguimiento de más de 20 meses demostraron el mantenimiento de un diente funcional.

5- *Dens in dente*

El tratamiento endodóntico de los *dents in dente* es un procedimiento complejo porque tienen una anatomía difícil del conducto radicular y la posible falta de formación del ápice. Además, la morfología del canal principal puede ser irregular y el tejido invaginado podría ocupar y bloquear el conducto en diferentes niveles. Estas condiciones a menudo no nos permiten desbridar totalmente las paredes del conducto radicular. Por esta razón, a menudo, el tratamiento de estos dientes se aborda con un enfoque combinado, es decir, con un tratamiento de endodoncia ortógrado y con cirugía. El tratamiento no quirúrgico debe ser la primera opción, y la fase quirúrgica debe ocurrir sólo en los casos en que el tratamiento de conducto ortógrado no ha tenido éxito, o en casos graves de diente invaginado en las que hay lesiones periapicales graves o si los dientes tienen variaciones anatómicas que no permiten el acceso y la limpieza de todas las partes del conducto (267).

6- Diente supernumerario fusionado

Kim y You (268) presentaron el caso de un diente supernumerario fusionado a la superficie vestibular de un incisivo central superior permanente. El tratamiento de conducto en el incisivo central superior se realizó debido a la comunicación pulpar entre el diente supernumerario y el incisivo central superior después de la eliminación de la estructura del diente supernumerario. La comunicación fue sellada con MTA.

7- Perforaciones radiculares

La perforación es una comunicación entre el sistema de conductos radiculares y los tejidos circundantes a través del suelo de la cámara pulpar o de la raíz del diente. Puede ocurrir como resultado de una gran lesión cariosa, localizada o adyacente al suelo de la cámara pulpar, reabsorción radicular interna o externa, y durante el tratamiento endodóntico. El pronóstico a largo plazo de un diente perforado depende de la localización de la perforación, el tiempo que la perforación está expuesta a la contaminación oral, y la capacidad de sellar la perforación. La reparación inmediata utilizando material de relleno adecuado, puede impedir la comunicación resultante entre la perforación y el surco gingival y de este modo podría tener un pronóstico favorable.

La reparación del defecto perforado por lo general se complica por el hecho de que el tamaño del defecto puede permitir la extrusión del material en el espacio del ligamento periodontal y las estructuras circundantes. Esto puede impedir el éxito, independientemente del material utilizado.

Las perforaciones radiculares afectan negativamente el pronóstico de los dientes. El sellado inadecuado de los materiales contribuye a la mala evolución de los procedimientos de reparación.

El MTA es un material que se utiliza para reparar perforaciones:

a) Perforaciones furcales

El propósito de tratar la perforación furcal es para sellar la comunicación artificial entre el espacio cameral y el tejido perirradicular para prevenir la resorción ósea alveolar y daños en el ligamento periodontal. Estas complicaciones pueden conllevar un peor pronóstico.

En un estudio de Nakata y cols. (269) evaluaron la capacidad del MTA y la amalgama para sellar perforaciones furcales en molares humanos extraídos utilizando un modelo de filtración bacteriana anaeróbica. Ocho de 18 muestras de amalgama filtraron, mientras que ninguna de las 18 muestras de MTA filtró. MTA fue significativamente mejor que la amalgama en la prevención de filtraciones de *Fusobacterium nucleatum* en reparaciones de perforaciones furcales.

Ferris y Baumgartner (229) evaluaron la capacidad de los dos tipos de MTA gris y blanco para sellar perforaciones furcales en molares humanos extraídos utilizando un modelo de filtración bacteriana anaeróbica. No hubo diferencia significativa entre los dos tipos de MTA en la

prevención de filtración de *Fusobacterium nucleatum* en las reparaciones de perforaciones furcales.

De Deus y cols. (270) compararon Pórtland y MTA y demostraron una capacidad similar para sellar perforaciones furcales.

De Deus y cols. (166) posteriormente evaluaron la capacidad de CP, MTA Angelus® blanco y MTA Bio® para sellar perforaciones furcales en 155 dientes molares humanos extraídos mediante la evaluación de la filtración de líquido. La capacidad de sellado promovido por los tres cementos fue similar, ningún cemento fue capaz de producir un sellado hermético al fluido.

Al-Daafas y Al-Nazhan (271) investigaron la respuesta de curación histológica de perforaciones furcales experimentalmente inducidas en los dientes de los perros contaminados con saliva y reparadas con MTA con o sin matrices internas (sulfato de calcio). Los resultados se compararon a la amalgama. La colocación de sólo MTA mostró una mejor respuesta de curación en comparación con otros grupos.

Pace y cols. (272) estudiaron diez casos de perforación furcal. Todas las perforaciones se limpiaron con NaOCl, EDTA y puntas ultrasónicas y fueron selladas con MTA sin matriz interna. Por último, los dientes fueron tratados endodónticamente y restaurados coronalmente. Las visitas y las radiografías de seguimiento se realizaron a los 6 meses, 1 año, 2 años, y 5 años. Después de 5 años, la ausencia de lesiones radiolúcidas perirradiculares, dolor e inflamación así como la estabilidad de los dientes funcionales indicó un resultado exitoso al sellar perforaciones en 9 de los 10 dientes estudiados. Los resultados confirmaron que MTA sin matriz proporcionaba un sellado efectivo de las perforaciones furcales y la curación clínica del tejido periodontal circundante.

Hashem y Hassanien (273) evaluaron la capacidad de ProRoot MTA®, MTA Angelus® e IRM® para sellar grandes perforaciones de la furca utilizando un método de fuga de colorante. Las perforaciones de la furca se repararon con y sin el uso de matriz interna de colágeno antes de la colocación del material de reparación. Basado en los resultados de este estudio, se concluyó que ProRoot MTA® tenía capacidad de sellado excelente y se podía utilizar con o sin matriz en la reparación de grandes perforaciones de la furca; MTA Angelus® también obtuvo buenos resultados con la colocación de una matriz interna.

Zou y cols. (274) evaluaron el efecto de la matriz en el MTA cuando se utiliza para reparar perforaciones furcales. Cuarenta y cinco molares humanos con perforaciones de la furca se

dividieron aleatoriamente en 3 grupos y fueron reparados con MTA, ya sea solo o sobre una barrera de sulfato cálcico Dental Plaster® (Boral Australia Gypsum, Melbourne, Australia) o Collaplug® (Calcitek, Carlsbad, CA, EE.UU.). La filtración se midió después de 1, 2, 4, 7, 15, y 20 días usando el método de la glucosa oxidasa. No se encontraron diferencias significativas en ninguno de los grupos. El uso de sulfato de calcio como matriz interna hizo proporcionar barreras exitosas contra la sobre-extensión del MTA pero disminuyó significativamente su capacidad de sellado. Collaplug® no previno la extensión excesiva ni mejoró la capacidad de sellado de MTA. Por lo tanto, no se recomienda ni sulfato de calcio ni Collaplug® como matriz interna de MTA.

Uyanik y cols. (275) investigaron si diferentes regímenes de irrigación podrían alterar la capacidad de sellado en perforaciones furcales reparadas. La capacidad de sellado se vio alterada según el irrigante de menor a mayor afectación fueron: NaOCl 5,25% ≤ no irrigante <NaOCl 5,25%+ MTAD ≤ NaOCl 5,25% + EDTA. Concluyeron que EDTA y MTAD disminuyeron la eficacia del sellado.

Da Silva y cols. (276) evaluaron la respuesta biológica del periodonto adyacente a la furca en perforaciones de molares de ratas llenas de Endo-CPM® sellador (CPM), MTA-Angelus® (MTA) o cemento de óxido de zinc-eugenol (ZOE). El periodonto adyacente a las perforaciones tratadas con MTA y CPM exhibió una clara evidencia de restablecimiento así como mejor biocompatibilidad que ZOE.

Mente y cols. (277,278) realizaron un estudio de cohortes. El cemento de MTA resultó tener buena capacidad de sellado a largo plazo para perforaciones radiculares, independientemente de la ubicación. Las tasas de éxito de los dientes sometidos a la reparación de una perforación de la raíz indicaron que la reparación por vía ortógrada de perforaciones radiculares utilizando cemento MTA, es una opción de tratamiento adecuada en todas las áreas de la raíz. Las tasas de éxito fueron siempre muy elevadas, incluso después de períodos de seguimiento de más de 4 años y hasta 9 años después del tratamiento.

Azim y cols. (279) aplicaron un nuevo enfoque en la reparación furcal. En el caso de un molar mandibular que tenía una perforación en la furca y una pérdida ósea de muchos años de evolución con una profundidad de sondaje de 10 mm en la zona furcal. Utilizaron MTA para sellar la perforación seguida de la colocación de Emdogain® (Straumann, Andover, MA, EE.UU.) para conseguir una regeneración ósea guiada periodontal. Los controles de

seguimiento mostraron resultados favorables a los 19 meses con la regeneración ósea significativa en la furca y la profundidad de sondaje reducida a 4-5 mm.

b) Perforaciones laterales

Se ha demostrado que el MTA cuando se utiliza para sellar perforaciones laterales y furcales estimula la deposición de cemento recién formado. Sin embargo, cuando el sitio de la perforación está contaminado, el proceso de curación puede ocurrir bajo condiciones menos favorables.

Main y cols. (280) evaluaron la tasa de éxito de las reparaciones de perforaciones radiculares utilizando MTA. Dieciséis casos fueron incluidos en el estudio. Los resultados mostraron que en todos los casos había tejido normal adyacente a la zona de reparación en la visita de control. Los dientes con lesiones existentes mostraron resolución de la lesión, y los dientes sin lesiones preoperatorias continuaron sin lesión en la visita de seguimiento. Basándose en los resultados de este estudio, MTA proporcionaba un sellado eficaz de las perforaciones radiculares y se mostró prometedor en la mejora del pronóstico de los dientes perforados que de otro modo se vería comprometida.

Holland y cols. (281) evaluaron el proceso de curación de reparación de perforaciones laterales no contaminadas y contaminadas llenas de MTA y el efecto de llenar previamente las perforaciones contaminadas con un agente bactericida. Concluyeron que las perforaciones radiculares laterales selladas con MTA después de la contaminación presentaban peor reparación que las perforaciones no contaminadas, inmediatamente selladas. El relleno temporal con un agente bactericida (pasta a base de hidróxido de calcio) no mejoró la reparación de perforaciones expuestas a la contaminación, y los grupos contaminados presentaron resultados similares.

Holland y cols. (282) observaron el proceso de curación de las perforaciones radiculares laterales intencionadas reparadas con MTA o Sealapex® (SybronEndo, Orange, CA, EE.UU.) como control. Cuarenta y ocho conductos radiculares de dientes de perros fueron instrumentados y obturados. El análisis histológico se realizó a los 30 y 180 días después del tratamiento. Los resultados no mostraron inflamación y manifestaron deposición de cemento sobre el MTA en la mayoría de los especímenes. En el período de 180 días, Sealapex® exhibió inflamación crónica en todas las muestras y ligera deposición de cemento sobre el material sólo en tres casos. En conclusión, MTA mostró mejores resultados que el grupo control.

Yildirim y Daci (283) publicaron un caso de resolución de una perforación lateral por vía quirúrgica en un incisivo central superior. No fue posible llegar a la perforación por la cavidad de acceso debido a la angulación y al sangrado excesivo aunque el conducto se obturó con pasta de hidróxido de calcio entre las citas. Después de que el conducto se llenó con gutapercha y AH plus, el lugar de la perforación fue posteriormente sellado con MTA. Los síntomas se cesaron y los resultados fueron satisfactorios después de 15 meses de seguimiento.

8- Pulpotomía

En los niños, la caries dental es una de las enfermedades crónicas más prevalentes en todo el mundo. Las intervenciones de la pulpa están indicadas para una caries de gran profundidad. Dependiendo de la gravedad de la enfermedad, tres técnicas de tratamiento pulpar se utilizan: recubrimiento pulpar directo, pulpotomía y pulpectomía.

a) Dentición definitiva

Alqaderi y cols. (284) realizaron un estudio clínico prospectivo que evaluó el éxito del tratamiento de pulpotomía vital para los dientes permanentes con ápices cerrados con ProRoot MTA® blanco en un entorno de salud pública dental. Veintisiete primeros molares permanentes maduros y dos premolares (en 25 pacientes) con exposición a la caries fueron tratados mediante pulpotomía con MTA. La edad de los pacientes osciló entre 10 y 15 años. Cuatro profesionales entrenados realizaron el mismo procedimiento clínico para todos los pacientes. Tras el aislamiento y la eliminación de caries, el tejido pulpar inflamado se eliminó por completo de la cámara de la pulpa. Esto fue seguido por la irrigación con 2% de hipoclorito de sodio. La hemostasia se logró utilizando una torunda de algodón humedecida con solución salina normal. Una pasta de MTA blanco se puso en los orificios de pulpa. El MTA se cubrió con una bolita de algodón humedecido y una base de IRM. Los pacientes fueron citados el día después y les colocaron una capa de ionómero de vidrio y una restauración final. Los dientes fueron evaluados clínica y radiográficamente durante un máximo de 47 meses. Veintiséis de los 29 dientes eran clínicamente asintomáticos, sin evidencia de patología perirradicular o radicular durante el período de seguimiento. La tasa de éxito estimada fue de 90%. Tres dientes presentaron síntomas clínicos de dolor y evidencia radiográfica de patología perirradicular por lo que necesitaron un tratamiento de conducto o extracción. En cada visita

de seguimiento, el diente tratado fue examinado por los siguientes signos y síntomas: dolor, hinchazón, formación de fístula, sensibilidad a la percusión o la palpación, y evidencia radiográfica de patología perirradicular o furcal, o reabsorción radicular. La terapia pulpar no fue considerada exitosa si ninguno de los síntomas anteriores estaba presente. Concluyeron que en exposiciones pulpares de dientes permanentes con caries y con ápices cerrados en los niños, la pulpotomía con MTA mostraba una alta tasa de éxito.

b) Dentición temporal

La pulpotomía es un procedimiento común para tratar la pulpitis reversible asintomática en molares primarios.

Peng y cols. (285) aplicaron un metanálisis para comparar los efectos clínicos y radiográficos del MTA con el formocresol cuando se usa como apósito para pulpotomías de molares primarios. El MTA fue superior al formocresol en pulpotomías, ya que se observó una tasa de fracaso inferior.

Cardoso y cols. (286) evaluaron clínica y radiográficamente a largo plazo las pulpotomías en molares temporales realizadas con MTA gris y blanco. Compararon los resultados en una muestra de 233 molares primarios con un plazo máximo de seguimiento de 84 meses. Las evaluaciones de seguimiento, realizadas cada 6 meses, revelaron que sólo dos molares tratados con MTA blanco presentaron absceso y movilidad patológica. El examen radiográfico de los molares reveló respuesta pulpar desfavorable en sólo 6 molares (resorción interna o raíz furca), sin diferencias estadísticamente significativas entre MTA gris y blanco. Dos hallazgos radiológicos fueron constatados: la formación de puentes de dentina y estenosis parcial o total del conducto radicular. MTA gris indujo un mayor porcentaje de puentes de dentina con diferencias estadísticamente significativas. MTA gris y blanco presentaron altos niveles de éxito clínico y radiográfico.

Lin y cols. (287) realizaron una revisión sistemática en un metanálisis para comparar los resultados clínicos y radiográficos de diferentes pulpotomías de molares primarios. Tres autores realizaron la extracción de datos de forma independiente y por duplicado de los formularios de recogida de datos. Los desacuerdos se resolvieron mediante discusión. Se realizó una búsqueda bibliográfica electrónica en MEDLINE (vía PubMed), ScienceDirect, Web of Science, Cochrane y bases de datos ClinicalKey hasta diciembre de 2012. Se compararon los medicamentos para pulpotomía incluyendo formocresol, sulfato férrico, hidróxido de calcio,

MTA, y pulpotomía con láser. Después de 18 a 24 meses: formocresol, sulfato férrico y MTA mostraron significativamente mejores resultados clínicos y radiográficos que el hidróxido de calcio y terapias con láser en pulpotomías de molares primarios. El metanálisis mostró que el MTA es la primera opción para pulpotomías de molares primarios.

De Rossi y cols. (158) evaluaron la pulpa y las respuestas periapicales de dientes de perros después de una pulpotomía. Se utilizó una base de cemento de silicato tricálcico (Biodentine®) y se comparó con MTA con radiografía, análisis histopatológico y análisis histomicrobiológico. Biodentine® presentó compatibilidad con los tejidos y permitió la formación de puentes tejido mineralizado después de pulpotomía en todos los especímenes con morfología y la integridad similar a los formados con el uso de MTA.

Smaïl-Faugeron y cols. (288) evaluaron los efectos de diferentes técnicas de tratamiento pulpar y medicamentos asociados para el tratamiento de las caries extensas en los dientes temporales. No se encontraron resultados claros para identificar un medicamento para pulpotomía y una técnica mejor. Dos medicamentos pueden ser de elección: MTA o sulfato férrico.

9- Endodoncia regenerativa

Petrino y cols. (289) informaron de tres casos en que utilizaron un protocolo de revascularización. Seis dientes inmaduros con periodontitis apical (en tres pacientes) fueron tratados a través del protocolo de revascularización mediante irrigantes, una triple pasta antibiótica, y un sellado coronal con MTA. Tras el seguimiento, los seis dientes mostraron resolución de las radiolucideces periapicales, mientras que tres de los seis dientes continuaron el desarrollo de las raíces. Dos dientes mostraron una respuesta positiva a las pruebas de vitalidad. Los resultados de esta serie de casos muestran que la revascularización es un reto técnico, pero una opción de tratamiento para el diente inmaduro con periodontitis apical.

Nosrat y cols. (156) describieron el tratamiento de revascularización exitosa de dos primeros molares inferiores inmaduros necróticos. Los exámenes clínicos y radiográficos mostraron extensas caries coronales, raíces inmaduras y radiotransparencias periapicales en primeros molares inferiores de un niño de 9 años y una niña de 8 años. Se irrigaron los conductos con desinfectantes y se colocó pasta triantibiótica durante 3 semanas. A continuación, se eliminó la pasta antibiótica, se indujo el sangrado en los conductos, y CEM® cement se colocó sobre

los coágulos de sangre. En los seguimientos clínicos y radiológicos ambos casos estaban asintomáticos y funcionales. Las radiotransparencias periapicales desaparecieron, y las raíces continuaron su desarrollo.

Cehreli y cols. (290) demostraron que la revascularización con hidróxido cálcico intraconducto en molares permanentes inmaduros es posible. En una serie de casos con pacientes de 8-11 años de edad. Como en casos anteriores se realizó un proceso de revascularización seguido de un sellado coronal con MTA. Después de 10 meses de seguimiento, todos los dientes presentaban evidencia radiográfica de curación periapical completa, engrosamiento progresivo de las paredes de la dentina radicular y ausencia de síntomas clínicos.

Según García-Godoy y Murray (258) un aspecto crítico antes de considerar la posibilidad de un tratamiento de endodoncia regenerativa por inmadurez de los dientes permanentes es el tamaño del foramen apical. Un pequeño agujero apical puede limitar el flujo de sangre en los dientes. Los dientes con el flujo de sangre restringido no es probable que puedan revascularizarse y regenerar como una respuesta a procedimientos de endodoncia regenerativa. Los dientes permanentes inmaduros traumatizados con un ápice que está abierto a un diámetro de 1,1 mm o más grande son los mejores candidatos para procedimientos de endodoncia regenerativa. La revascularización a través de un ápice abierto permite el paso de las células madre mesenquimales en el espacio del conducto radicular de los dientes inmaduros necróticos después de un procedimiento de endodoncia regenerativa clínica. Esto podría permitir a la célula huésped formar nuevos tejidos en el espacio del conducto radicular.

Nosrat y cols. (291) explicaron la revascularización como un tratamiento basado biológicamente llamado tratamiento endodóntico regenerativo. Este enfoque se basa en la presencia de osteo/odonto células madre progenitoras en la papila apical que son resistentes a la infección y a la necrosis por la proximidad de suministro de sangre periodontal. En este tratamiento, el objetivo ideal es preparar un entorno adecuado en el interior del espacio del conducto radicular, es decir, la ausencia de bacterias y tejido pulpar necrótico, la presencia de una barrera y un sello coronal, que promueva la repoblación de estas células madre, la regeneración del tejido pulpar, y la continuación del desarrollo radicular. El procedimiento se inicia con la desinfección química del conducto radicular. Varios medicamentos como triple mezcla de antibióticos (metronidazol, ciprofloxacino, y minociclina) hidróxido de calcio, y formocresol han sido utilizados con éxito. En la próxima visita, que debe ser de al menos 1

semana después de la sesión inicial, en ausencia de signos clínicos de inflamación, se retira el medicamento intraconducto y se induce sangrado dentro del espacio del conducto irritando el tejido perirradicular. Después de la formación del coágulo, el clínico sella el espacio del conducto radicular mediante la colocación de un tapón de MTA sobre el coágulo de sangre. Hay varios estudios de casos que demuestran el resultado clínico y radiográfico de éxito para este tipo de tratamiento en dientes monoradiculares y en molares.

Soares y cols. (292) evaluaron la revascularización mediante la colocación intraconducto de hidróxido de calcio asociada con 2% de gel de clorhexidina. Una niña de 9 años sufrió una intrusión asociada con la exposición pulpar causada por una fractura en el incisivo central superior izquierdo. Tras el diagnóstico de necrosis pulpar, el tratamiento consistió en terapia de revascularización con medicación intraconducto con hidróxido de calcio y gel de clorhexidina al 2% durante 21 días. En la segunda sesión, un coágulo de sangre fue estimulado hasta el tercio cervical del conducto radicular y colocado MTA en coronal. Durante el período de seguimiento, el espacio del conducto radicular mostró una disminución progresiva de la anchura, la deposición de tejido mineralizado en las paredes del conducto radicular y cierre apical. Una tomografía computarizada de haz cónico tomada en el 2 años de seguimiento confirmó estos hallazgos y no mostró calcificación completa del conducto radicular.

Sachdeva y cols. (293) describieron un caso clínico de un incisivo lateral superior no vital con ápice abierto. El canal fue desinfectado y sin instrumentación mecánica se irrigó con una solución de NaOCl al 5,25% y se secó con puntas de papel estériles. Un antibiótico triple (metronidazol, ciprofloxacino y minociclina) mezclado con agua destilada llenó el canal y se dejó durante 28 días. Después de la eliminación de la mezcla de antibióticos, el plasma rico en plaquetas se inyectó en el espacio del conducto hasta el nivel de unión cemento-esmalte. Tres milímetros de MTA blanco se colocaron directamente sobre el coágulo. Dos días más tarde, el diente fue restaurado con materiales de relleno permanentes. El paciente fue llamado a los 3, 6, 12, 24 y 36 meses para control clínico y/o radiológico. El seguimiento radiográfico a los tres años reveló la resolución de la lesión periapical, aumento del engrosamiento de las paredes de la raíz, un mayor desarrollo de la longitud de la raíz y el cierre del ápice. El diente no era sensible a pruebas en frío; Sin embargo las pruebas de sensibilidad con un evaluador eléctrico pulpar suscitaban una respuesta positiva retardada.

Nagy y cols. (294) evaluaron el potencial regenerativo de dientes inmaduros permanentes con pulpa necrótica después de los protocolos de tratamiento siguientes: 1- MTA como tapón

apical, 2- el protocolo de endodoncia regenerativa con coágulo de sangre, y 3- el protocolo de endodoncia regenerativa con un coágulo de sangre y una barrera inyectable impregnada con factor de crecimiento de fibroblastos. El seguimiento se realizó hasta 18 meses. En la mayoría de los casos se mostró evidencia radiográfica de curación periapical. Los grupos 2 y 3 mostraron un aumento progresivo en la longitud y la anchura de la raíz y una disminución en el diámetro apical. El uso de hidrogel artificial y el factor de crecimiento de fibroblastos no era esencial para la reparación.

10- Fracturas radiculares

Las fracturas radiculares son aquellas que implican la dentina, el cemento, y la pulpa. Se producen con mayor frecuencia en niños que en adultos y son poco frecuentes si consideramos todas las lesiones dentales. Ellas comprenden sólo el 0,5% a 7,0% de los traumatismos que afectan a los dientes permanentes. También pueden ser causadas en el ámbito laboral (295).

Generalmente los tercios cervical y medio de las raíces se ven afectados. La curación de estas lesiones depende de la salud de la pulpa, dentina, cemento y el hueso alveolar.

Yildirim y Gençoğlu (13) describieron el tratamiento y el seguimiento a los 5 años de dos incisivos centrales superiores con fracturas radiculares horizontales con mineral trióxido agregado y la aplicación de blanqueamiento intracoronal de los dientes decolorados. El MTA actuó positivamente en la curación de dientes fracturados con valoración después de 5 años por lo que puede concluirse que puede ser utilizado clínicamente en el tratamiento de fracturas de la raíz horizontales.

Kusgoz y cols. (296) informaron sobre el manejo y seguimiento con éxito de tres incisivos centrales superiores con fracturas radiculares horizontales tratados con MTA como tapón apical. El diagnóstico de la fractura de la raíz se estableció por el examen radiográfico, clínicamente los dientes fracturados estaban extruidos y desplazados ligeramente hacia palatino. El proceso de curación de fracturas horizontales depende de diferentes variables tales como la edad del paciente, la movilidad del fragmento coronal, la ubicación de la fractura de la raíz, y la etapa de formación de la raíz. Los tipos de tejidos que se forman entre los fragmentos durante el proceso de curación son los siguientes: la curación con tejido calcificado, interposición de tejido conectivo, interposición de hueso y el tejido conectivo, y la interposición de tejido de granulación.

Chaniotis (297) publicó un caso clínico sobre el uso de MTA mezclado con sangre para la inducción de la cicatrización de los tejidos duros de múltiples fracturas radiculares horizontales en tercio medio y cervical en un incisivo central superior. La evaluación clínica reveló movilidad de tercer grado del segmento coronal. El segmento coronal se reposicionó y se estabilizó. Una mezcla bi-antibiótico, que contiene partes iguales de ciprofloxacino y metronidazol, se utilizó para la desinfección de los segmentos del conducto radicular. Un coágulo de sangre fue inducido desde el área periapical y polvo de MTA se mezcló con la sangre creando una mezcla biocerámica que cubría todos los trozos fracturados. MTA se colocó como una barrera coronal y el diente fue restaurado. El examen después de 24 meses reveló la curación de las fracturas horizontales. El MTA mezclado con la sangre perdió su radiopacidad con el tiempo. La movilidad dental regresó a los límites normales.

3 HIPÓTESIS DE TRABAJO

3 HIPÓTESIS DE TRABAJO

1. Hipótesis (H₁): La **rugosidad superficial** del MTA y el cemento Pórtland (CP) varía con los irrigantes habitualmente usados en endodoncia.
2. Hipótesis (H₂): El **pH** del MTA y CP varía con los irrigantes habitualmente usados en endodoncia.
3. Hipótesis (H₃): La **conductividad** del MTA y CP varía con los irrigantes habitualmente usados en endodoncia.
4. Hipótesis (H₄): La **solubilidad** del MTA y CP cambia con los irrigantes habitualmente usados en endodoncia.

4 OBJETIVOS

4 OBJETIVOS

4.1 OBJETIVOS GENERALES

Los objetivos generales son: estudiar la rugosidad superficial, el pH, la conductividad y la solubilidad de los materiales a base de MTA (ProRoot MTA®) y CP en el medio bajo la influencia de irrigantes habitualmente usados en endodoncia.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

De los distintos irrigantes habitualmente usados en endodoncia hemos seleccionado para el estudio de investigación los siguientes: hipoclorito sódico al 5%, hipoclorito sódico al 2,5%, ácido cítrico al 20%, ácido cítrico al 10%, clorhexidina al 2%, EDTA al 17%, y suero fisiológico como control.

1. Determinar la **rugosidad superficial** mediante microscopía óptica confocal e interferométrica del MTA y del CP influido por los distintos irrigantes habitualmente usados en endodoncia ya mencionados comparando la superficie antes y después de la inmersión durante 15 minutos.
2. Determinar el **pH** al someter el MTA y el CP a los distintos irrigantes habitualmente usados en endodoncia ya mencionados, comparando antes y después de la inmersión en los mismos. Realizando las mediciones al minuto, cinco minutos, 15 minutos, 30 minutos y una hora.
3. Determinar de forma cuantitativa la liberación de iones al medio mediante la medición de la **conductividad** al someter el MTA y el CP a los distintos irrigantes habitualmente usados en endodoncia ya mencionados, comparando antes y después de la inmersión en los mismos. Realizando las mediciones al minuto, cinco minutos, 15 minutos, 30 minutos y una hora.

4. Determinar la **solubilidad** al someter el MTA y el CP a los distintos irrigantes habitualmente usados en endodoncia ya mencionados, comparando el peso antes y después de la inmersión durante una hora.

5 MATERIAL Y MÉTODOS

5 MATERIAL Y MÉTODOS

5.1 ESTUDIOS PRELIMINARES

5.1.1 ESTUDIO PILOTO DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL CON MICROSCOPIA INTERFEROMÉTRICA

El objetivo de este estudio piloto fue valorar la rugosidad superficial de un cemento Pórtland ordinario (CP) antes y después de ser tratado con diversos irrigantes habituales en endodoncia como el hipoclorito sódico al 5%, ácido cítrico al 20%, ácido cítrico al 10% y EDTA 17%, y comparar los efectos que causan en la rugosidad superficial del CP antes y después del uso de estos irrigantes.

Métodos

Se prepararon 50 moldes de silicona Empress Penta 2 H Quick (3M ESPE AG. Seefeld. Alemania) mezclando la silicona según las instrucciones del fabricante. Se introdujo en el interior de los moldes un prisma de base cuadrangular de resina de 1cm x 1cm a 1cm de profundidad. Se dejaron fraguar los moldes de silicona, posteriormente se quitaron los prismas quedando en ella unos huecos que sirvieron de molde para el CP (Figuras nº 1 y 2).

Se espatuló el CP con proporción 3/1 (cemento/agua) en la loseta de vidrio con ayuda de la espátula metálica hasta adquirir consistencia pastosa (Figuras nº 3 y 4).

Se colocó el cemento en el interior de los moldes de silicona ayudado con la espátula y compactado bien con los atacadores (Figura nº 5).

Se dejaron secar las muestras 48 horas a temperatura ambiente. Se desmoldaron las preparaciones y se numeraron todas las muestras del 1 al 50 (Figura nº 6).

Se sometieron las muestras a las sustancias irrigantes por inmersión en un recipiente de cristal (Figuras nº 7 y 8). Los irrigantes empleados fueron: hipoclorito sódico 5%, ácido cítrico 20%, ácido cítrico 10% y EDTA 17% durante 1 minuto de tiempo para todas las sustancias irrigantes.

Las muestras se repartieron de la siguiente forma:

- Del 1al 10 correspondían a muestras sin tratar,
- Del 11 al 20 correspondían al hipoclorito sódico al 5%,
- Del 21 al 30 correspondían al ácido cítrico al 20 %,
- Del 31 al 40 correspondían al ácido cítrico al 10% y
- Del 41 al 50 correspondían al EDTA al 17%.

Posteriormente, las muestras tratadas con irrigante fueron lavadas con agua destilada durante cinco minutos agitándolas suavemente para eliminar los restos de irrigantes (Figura nº 9).

Se dejaron secar las muestras 48 horas (Figura nº 10) y se analizaron las muestras con el microscopio interferométrico NewView™ 100 Interferometer (Zygo Corporation, Middlefield, CT, EE.UU.) del departamento de Nanotecnología de los Servicios Científicotécnicos de la Universidad de Barcelona.

El cemento Pórtland es un material no reflectante por lo cual fue necesario hacer un recubrimiento de oro a las muestras.

Se usó la técnica del *sputtering* para la deposición de láminas delgadas de oro. Primero se colocaron las muestras en una cámara para hacer el vacío. Como el material de las muestras era muy poroso fue necesario que estuvieran durante 3-4 horas. Posteriormente se bombardeó la superficie de oro, con iones de Argón muy energéticos, para que estos transmitieran su energía a los átomos de oro que, de esta manera, se pulverizó. Los átomos así arrancados pudieron después depositarse sobre las muestras de CP para formar láminas delgadas o recubrimientos de oro. El tiempo de duración del bombardeo fue de 2 minutos para una capa de 100 Amstrong.

Cuando estudiamos las muestras con el microscopio interferométrico, en cada una de las muestras se registró la rugosidad en dos áreas distintas con el correspondiente perfil de cada área.

Con los datos obtenidos se valoró la variación de la rugosidad de la superficie de las no tratadas respecto de las sometidas a los distintos irrigantes.

Método estadístico de análisis de los resultados

Los resultados se analizaron estadísticamente mediante análisis de la varianza y de no cumplir los requisitos necesarios realizamos el test de Kruskal-Wallis. Para conocer si entre los grupos existían diferencias se realizaron contrastes a posteriori de Tukey.



Figura nº 1. Molde de silicona empleado para realizar las muestras.



Figura nº 2. Visión de varios moldes.



Figura nº 3. Preparación del CP.



Figura nº 4. Espatulado del cemento.



Figura nº 5. Colocación del cemento en el molde de silicona.



Figura nº 6. Visión de los moldes con el cemento Pórtland.

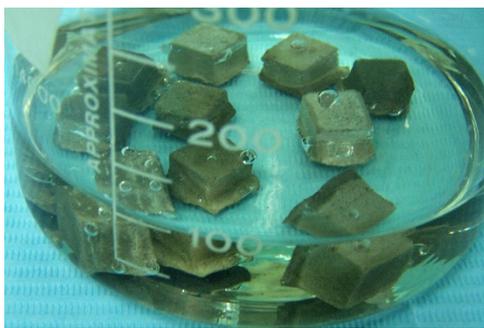


Figura nº 7. Muestras sumergidas en hipoclorito al 5%.



Figura nº 8. Muestras sumergidas en ácido cítrico al 20 %.



Figura nº 9. Lavado de las muestras sumergidas en agua destilada.



Figura nº 10. Visión de las muestras tratadas numeradas.

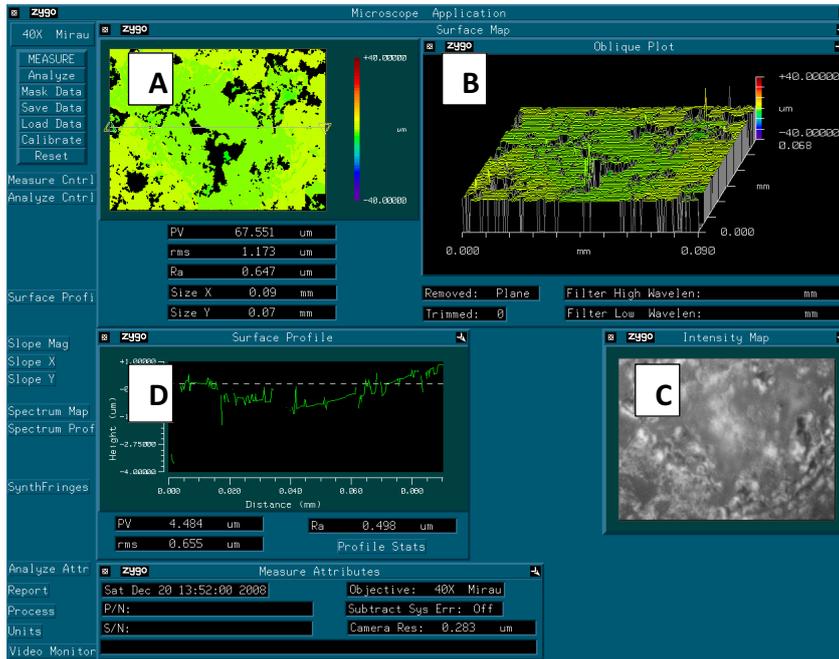


Figura nº 11. Fotografía de microscopía interferométrica de una muestra tratada con hipoclorito sódico al 5%. En A observamos una representación bidimensional de la rugosidad, en B observamos una representación 3D de la superficie, en C vemos el mapa de intensidad y en D el perfil de superficie de la muestra.

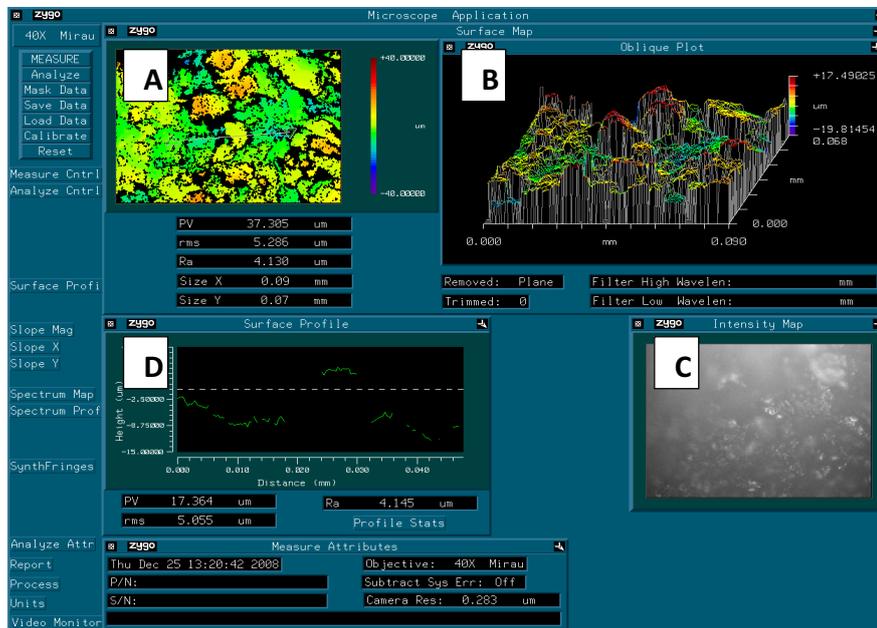


Figura nº 12. Fotografía de microscopía interferométrica de una muestra tratada con ácido cítrico al 20 %. En A observamos una representación bidimensional de la rugosidad, en B observamos una representación 3D de la superficie, en C vemos el mapa de intensidad y en D el perfil de superficie de la muestra.

Resultados

En las figuras nº 11 y 12 se observan dos registros de rugosidad con el microscopio interferométrico.

Se registraron los valores medios de cada una de las medidas, junto con la desviación estándar, para el conjunto de muestras analizadas y para cada tratamiento se observa en la tabla nº 1.

Las nociones de los valores de rugosidad se explican en las páginas 138-9.

Tabla nº 1. Valores medios y desviación estándar de cada tratamiento.

	Sin tratamiento		Hipoclorito sódico 5%		Acido cítrico 20%		Acido cítrico 10%		EDTA 17%	
	media	DE	media	DE	media	DE	media	DE	media	DE
PV_area	92,071	4,54	77,607	21,24	74,761	26,75	91,851	5,13	89,0069	3,78
RMS	4,6821	0,83	3,0089	1,24	5,7780	1,72	5,5713	2,08	3,9208	0,94
Ra_area	3,5333	0,69	2,2261	1,02	4,4533	1,37	4,2298	1,53	2,9602	0,77
PV perfil	21,0315	10,98	14,1615	10,51	24,7996	10,45	20,1402	13,05	17,5867	9,65
RMS perfil	3,8455	1,04	2,2397	1,10	5,2268	2,01	4,4866	1,94	3,2114	1,02
Ra perfil	3,0020	0,82	1,7343	0,98	4,1917	1,76	3,5192	1,42	2,5206	0,83

El PV área según contrastes de Tukey hipoclorito sódico al 5% muestra valores menores de rugosidad respecto a las muestras sin tratar ($p=0,035$). El tratamiento con ácido cítrico al 20% muestra valores medios superiores que sin tratamiento ($p=0,006$) (Tabla nº 2).

Tabla nº 2. Significación para PV área.

PV_area	Sin tratamiento
Sin tratamiento	
Hipoclorito sódico 5%	P= 0,035
Acido cítrico 20%	p=0,006
Acido cítrico 10%	
EDTA 17%	

Tabla nº 3. Significación para RMS área.

Rms área	Sin tratamiento
Sin tratamiento	
Hipoclorito sódico 5%	p=0,004
Acido cítrico 20%	
Acido cítrico 10%	
EDTA 17%	

Las mediciones de RMS muestran valores estadísticamente distintos según el tratamiento ($p < 0,0001$) (Tabla nº 3).

Según contrastes de Tukey, mediante el tratamiento con hipoclorito sódico al 5% se obtienen valores inferiores a los obtenidos sin tratamiento previo ($p = 0,004$).

Las mediciones de Ra área muestran valores estadísticamente distintos según el tratamiento ($p < 0,0001$) (Tabla nº 4).

Sin tratamiento la media de las observaciones es superior a la obtenida tras tratamiento con hipoclorito sódico 5% ($p = 0,004$).

Tabla nº 4. Significación para Ra área.

Ra_area	Sin tratamiento
Sin tratamiento	
Hipoclorito sódico 5%	p=0,004
Acido cítrico 20%	
Acido cítrico 10%	
EDTA 17%	

Mediante contrastes de Tukey no se observan diferencias entre las mediciones obtenidas tras tratamiento con ácido cítrico al 20% o hipoclorito sódico al 5%.

Las mediciones de Rms perfil muestran valores estadísticamente distintos según el tratamiento ($p < 0,0001$) (Tabla nº 5). Los valores obtenidos tras tratamiento con hipoclorito sódico al 5% son inferiores a los obtenidos sin ningún tratamiento ($p = 0,008$). También se observan diferencias en los resultados obtenidos tras los tratamientos con ácido cítrico al 20% ($p = 0,034$).

Tabla nº 5. Significación para RMS perfil.

RMS perfil	Sin tratamiento
Sin tratamiento	
Hipoclorito sódico 5%	p=0,008
Acido cítrico 20%	P=0,034
Acido cítrico 10%	
EDTA 17%	

Tabla nº 6. Significación para Ra perfil.

Ra perfil	Sin tratamiento
Sin tratamiento	
Hipoclorito sódico 5%	p=0,012
Acido cítrico 20%	P=0,022
Acido cítrico 10%	
EDTA 17%	

Las mediciones de Ra perfil muestran valores estadísticamente distintos según el tratamiento ($p < 0,0001$) (Tabla nº 6).

Los valores obtenidos tras tratamiento con hipoclorito sódico al 5% son inferiores a los obtenidos sin ningún tratamiento ($p=0,012$). También se observan diferencias en los resultados obtenidos tras los tratamientos con ácido cítrico al 20% ($p=0,022$).

Conclusiones del estudio piloto en relación con la rugosidad superficial

Según los resultados obtenidos en este estudio piloto se aportaron las siguientes conclusiones:

- El hipoclorito sódico al 5% aplicado durante un minuto por inmersión disminuía significativamente la rugosidad del cemento Pórtland.
- El ácido cítrico al 20% aplicado durante un minuto por inmersión aumentaba significativamente la rugosidad del cemento Pórtland.
- El ácido cítrico al 10% aplicado durante un minuto por inmersión aumentaba ligeramente la rugosidad del cemento Pórtland, pero sin tener valores de significación estadística.
- El EDTA al 17% aplicado durante un minuto por inmersión no variaba la rugosidad del cemento Pórtland.
- La superficie del cemento Pórtland cambiaba al ser tratada con irrigantes usados en endodoncia, de forma diferente, según fuera la composición química y la concentración de los mismos.

Serían necesarios más estudios al respecto para poder valorar la importancia de estos irrigantes en la práctica clínica diaria. Los resultados de este trabajo han sido publicados en la revista Med Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal (19).

5.1.2 ESTUDIO PILOTO DE LA DENSIDAD

En primer lugar antes de proseguir con el estudio del efecto de los irrigantes en los cementos MTA y CP consideramos importante calcular la densidad del material para comprobar su estabilidad en el tiempo con la proporción polvo/líquido sugerida por el fabricante.

Se determinó la densidad del cemento Pórtland blanco inicial de fraguado y su posible variación en el tiempo. Se comprobó si el material era estable en el tiempo y si la proporción polvo/líquido propuesta por el fabricante de ProRoot MTA® era adecuada para CP.

Material y Métodos

Se prepararon 4 muestras de cemento mezclando el polvo del cemento Pórtland blanco (CP) con agua destilada con proporción 1:3. Las muestras se realizaron con molde de silicona de 1 x 1cm. Se midió la densidad de las mismas a lo largo del tiempo ya que puede variar al ser un material muy poroso que absorbe gran cantidad de agua. Los registros se practicaron a las dos horas, tres días, nueve días y 42 días (Figura nº 13).

La valoración se practicó con un picnómetro de helio para medir densidades de sólidos en las instalaciones del Centro de diseño y optimización de procesos y materiales (DIOPMA), centro adscrito al Departamento de Ciencias de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica de la Facultad de Química Universidad de Barcelona.

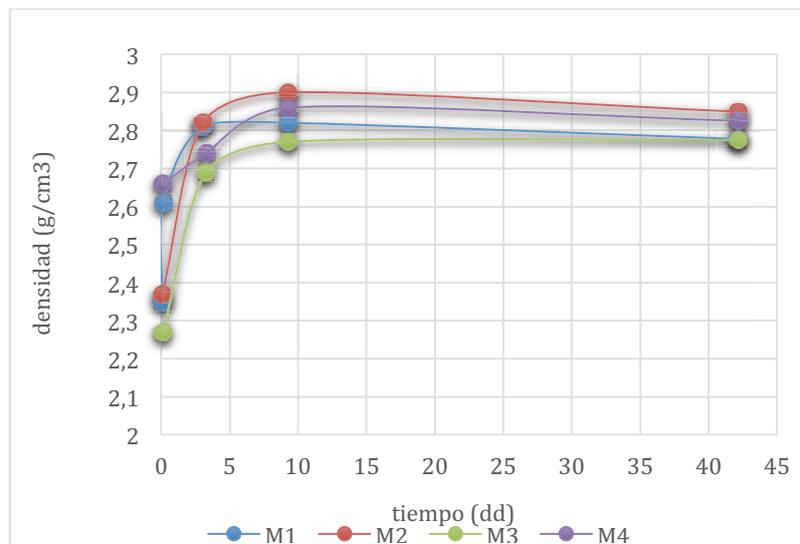


Figura nº 13. Gráfica en que se observa la relación densidad/tiempo de las cuatro muestras.

Conclusiones del estudio piloto en relación a la densidad

Según los datos obtenidos comprobamos que la densidad obtenida con la relación polvo/líquido 3:1 era estable en el tiempo. Por tanto utilizamos durante todo el experimento objeto del presente estudio la proporción 3:1 de CP i agua destilada.

5.2 DISEÑO DEL ESTUDIO

Estudio experimental con muestras de dos tipos de material (MTA y CP) expuestos a seis tipos de irrigación (clorhexidina al 2%, hipoclorito sódico al 2,5 y 5%, ácido cítrico al 10 y 20% y EDTA al 17%), con un grupo control expuesto a suero fisiológico.

Se evaluaron distintos parámetros de rugosidad superficial (Ra, RMS y PV, al inicio y a los 15 minutos de la inmersión de las muestras), así como el pH y la conductividad en diferentes tiempos (al inicio y después de 1, 5, 15, 30 y 60 minutos), y se midió la diferencia de masa al inicio y a los 60 minutos para calcular la solubilidad del material.

5.2.1 ESTUDIO DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL

El estudio de la rugosidad superficial con el microscopio Leica DCM 3D que permite una perfilometría óptica de tecnología dual (confocal e interferométrica) para realizar un análisis sin contacto, superficial y topográfico de las muestras, obteniendo tanto perfiles bidimensionales como imágenes tridimensionales, y la valoración de la superficie de las muestras mediante parámetros numéricos.

El registro de las perfilometrías de las muestras se realizó en los Centros Científicos y Tecnológicos, Unidad de Técnicas Nanométricas, Universidad de Barcelona. Se utilizó el Microscopio Leica DCM 3D (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemania).

5.2.2 DETERMINACIÓN DE LA LIBERACIÓN DE SOLUTOS AL MEDIO

Se registraron los parámetros de pH, conductividad y diferencia de peso.

La realización de las determinaciones se hizo en las instalaciones del Centro de diseño y optimización de procesos y materiales (DIOPMA), centro adscrito al Departamento de Ciencias de los Materiales e Ingeniería Metalúrgica de la Facultad de Química Universidad de Barcelona.

5.2.3 MUESTRA DEL ESTUDIO

El cálculo de la muestra se realizó en base a los resultados obtenidos en el estudio preliminar sobre la rugosidad superficial en muestras de cemento Pórtland gris sometidas durante un minuto a 4 tipos de irrigantes (19). De acuerdo con este estudio preliminar un tamaño muestral de 15 muestras permitió detectar como estadísticamente significativas diferencias en los parámetros de rugosidad de muestras sometidas a los distintos irrigantes respecto al suero fisiológico iguales o superiores a 1,00 unidades. Se asumió que la desviación estándar común es de 0,95, y se aceptó un riesgo alfa de 0,05, un riesgo beta de 0,2 en un contraste bilateral y una tasa de pérdidas de seguimiento del 0%. De este modo, por ejemplo, con 15 muestras de CP en suero fisiológico y 15 en hipoclorito sódico al 5% las siguientes diferencias observadas en el estudio serían estadísticamente significativas.

Tabla nº7. Estudio del tamaño de la muestra.

	Suero fisiológico	Hipoclorito sódico al 5%	Diferencia media
Valor medio de rugosidad (Ra): media (desviación estándar)	3,53 (0,69)	2,23 (1,02)	1,30
Valor cuadrático medio de rugosidad (RMS): media (desviación estándar)	4,68 (8,83)	3,01 (1,24)	1,67
Profundidad de rugosidad máxima (PV): media (desviación estándar)	92,07 (4,54)	77,61 (21,24)	14.46

De acuerdo con el tamaño de la muestra calculado, el número de muestras expuestas a cada tipo de irrigante fue de 15. Por ello, se estudiaron un total de 420 muestras, 210 para cada tipo de cemento:

- Para el estudio de la rugosidad superficial se utilizaron 210 muestras: 105 de MTA y 105 de CP.
- Para el estudio de pH, conductividad y solubilidad se necesitaron 210 muestras, distintas a las anteriores, ya que los tiempos de los registros eran distintos. Fueron 105 de MTA y 105 de CP.

La distribución de las muestras para cada tipo de irrigante se representa en las tablas nº 8 y 9. Esta disposición se siguió en los dos tipos de registros.

Tabla nº 8. Distribución de muestras según cemento e irrigante.

Tipo de material	Irrigante	Número de muestras
MTA	Suero fisiológico	15
	Clorhexidina 2%	15
	Hipoclorito sódico 2,5%	15
	Hipoclorito sódico 5%	15
	Ácido cítrico 10%	15
	Ácido cítrico 20 %	15
	EDTA 17%	15
CP	Suero fisiológico	15
	Clorhexidina 2%	15
	Hipoclorito sódico 2,5%	15
	Hipoclorito sódico 5%	15
	Ácido cítrico 10%	15
	Ácido cítrico 20 %	15
	EDTA 17%	15

Tabla nº 9. Descripción de los grupos experimentales.

GRUPO 1 CONTROL	GRUPO 2	GRUPO 3	GRUPO 4	GRUPO 5	GRUPO 6	GRUPO 7
S Fisiológico	Clorhexidina 2%	NaOCl 2,5%	NaOCl 5%	Ac Cítrico 10%	Ac Cítrico 20%	EDTA 17%
15 CP+15MTA	15 CP+15MTA	15 CP+15MTA	15 CP+15MTA	15 CP+15MTA	15CP+15MTA	15 CP+15MTA

5.3 MATERIALES, PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS Y PROCEDIMIENTO

5.3.1 MATERIALES

- Cementos: - CP (Cemento Pórtland blanco) (Cemex España BL II/B-LL 42, 5R UNE 80305, Madrid, España)
 - MTA blanco (ProRoot MTA® blanco, Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suiza.)

- Irrigantes: - Suero fisiológico: Cloruro de sodio 0,9%. (B Braun, Melsungen, Alemania)
 - Clorhexidina al 2%
 - Hipoclorito sódico al 2,5%
 - Hipoclorito sódico al 5%
 - Ácido cítrico al 10%
 - Ácido cítrico al 20%
 - EDTA al 17%

Los irrigantes fueron preparados según fórmula oficial (Farmacia Bolós, Barcelona, España).

- Tubo de silicona de 0,5mm de longitud y 2mm de diámetro interno
- Transportador de amalgama
- Atacadores de amalgama
- Disco diamantado (Diamand Scheibe nº 355, Edenta, Au, Suiza.)
- Loleta de cristal
- Espátula metálica
- Conductímetro EC-METER BASIC 30 de Crison (Crison Instruments, S.A., Alella, España).
- Balanza analítica Mettler PM100. (Mettler-Toledo GmbH, Greifensee, Suiza).
- Estufa para desecación y esterilización (Venticell) (MMM Medcenter Einrichtungen GmbH, Múnich, Alemania).
- Agitador Magnético con calefacción SBS Modelo ACS-160 (Instrumentación Científica Técnica, S.L., Lardero, España).
- PH-METRO GLP 22 de Crison (Crison Instruments, S.A., Alella, España) (Figura nº14).
- Microscopio Leica DCM 3D (Figura nº 15).



Figura nº 14. pH-METRO GLP 22 de Crison.



Figura nº 15. Microscopio Leica DCM 3D.

5.3.2 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS Y PROCEDIMIENTOS

El procedimiento de elaboración de las muestras fue el mismo para los dos tipos de cemento y para los dos tipos de registros. Las muestras se realizaron usando como molde un tubo de silicona de 0,5 cm de altura por 2 mm de diámetro interno.

Se mezcló el polvo del cemento Pórtland blanco con agua destilada con proporción 1:3 en la superficie de una loseta de cristal con espátula metálica.

Se mezcló el polvo del MTA con agua destilada también con proporción 1:3 según instrucciones del fabricante en la superficie de una loseta de cristal con espátula metálica.

Se introdujo el CP y el MTA en los tubos mediante un transportador de amalgama (Figura nº 16) y se compactaron manualmente en el interior del tubo con atacadores de amalgama.



Figura nº 16. Introducción del MTA en el tubo de silicona con transportador de amalgama.

Las muestras 105 CP y 105 MTA se dejaron fraguar 48 horas a temperatura ambiente. Posteriormente se procedió al pulido de las superficies con disco diamantado montado en pieza de mano.

Las muestras se numeraron e identificaron según los irrigantes correspondientes (Tabla nº 10) (Figuras 17, 18 y 19).

El mismo procedimiento se realizó para elaborar las 210 muestras que se utilizaron en los registros de pH, conductividad y solubilidad.

Tabla nº 10. Identificación de las muestras

Grupos	Nº muestra CPE y MTA	Irrigante
1	1-15	Suero fisiológico
2	16-30	Clorhexidina 2%
3	31-45	Hipoclorito sódico 2,5%
4	46-60	Hipoclorito sódico 5%
5	61-75	Ácido cítrico 10%
6	76-90	Ácido cítrico 20 %
7	91-105	EDTA 17%



Figura nº 17. Muestras de MTA numeradas del 1 al 105 después de pulidas.



Figura nº 18. Muestras de MTA numeradas del 1 al 105.



Figura nº 19. Muestras de CP numeradas del 1 al 105.

5.3.3 MÉTODO DE ESTUDIO DE LA RUGOSIDAD SUPERFICIAL: REGISTROS DE LAS VARIABLES R_a , RMS Y PV

5.3.3.1 Microscopio Leica DCM 3D

Se utilizó el Microscopio Leica DCM 3D (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemania) de los Centros Científicos y Tecnológicos, Unidad de Técnicas Nanométricas, Universidad de Barcelona, para realizar las perfilometrías de las muestras. Es un microscopio que posee dos modos integrados de funcionamiento: microscopía interferométrica y confocal de alta resolución de imagen. Este microscopio fue útil en la evaluación no destructiva y sin contacto de la micro y nano-geometría de las superficies, al contrario que los perfilómetros de contacto que pueden destruir las estructuras superficiales delicadas.

Las funciones de medición del Leica DCM 3D permitieron un rango de medición vertical de pocos nanómetros a varios milímetros. Con este microscopio pudo analizarse tanto superficies rugosas (confocal) como lisas (interferometría de escaneado vertical o VSI) o superlisas (interferometría de desplazamiento de fase o PSI). La resolución lateral puede alcanzar la escala submicrométrica ($>200\text{nm}$) y la resolución vertical a escala nanométrica ($>1\text{nm}$).

El modo confocal se empleó para medir la topografía de superficies de muestras muy rugosas a muestras lisas. Pudieron visualizarse estructuras superficiales finas sin tocar la superficie de la muestra. La muestra fue escaneada verticalmente en una serie de planos predefinidos de manera que cada punto de la superficie pasó a través del plano del foco. Toda información de la imagen que se encontraba fuera del foco fue eliminada y las imágenes adquiridas con confocal proporcionaron una información detallada de la muestra en 3D y en alta resolución. En el modo confocal se obtuvo una resolución lateral de sub-micras y una resolución vertical del rango de nanómetros.

En el modo interferométrico, un haz luminoso pasa por un divisor de rayos que lo dirige simultáneamente a la superficie de la muestra y a un espejo de referencia integrado. La luz reflejada tanto por la superficie de la muestra como por el espejo de referencia se vuelve a unir generando un patrón de interferencia de franjas. Este patrón proporciona una medida en todo momento de la posición vertical relativa de la superficie de la muestra y, por tanto, una información muy precisa sobre la superficie. En función del nivel de resolución vertical

requerido se efectuó una medición VSI (interferometría de escaneado vertical) que se aplicó para medir la altura de superficies lisas y moderadamente rugosas o PSI (interferometría de desplazamiento de fase) que se utiliza para mediciones de máxima resolución en superficies continuas muy lisas.

5.3.3.2 Nociones y definiciones

Perfilometría mediante microscopía óptica confocal e interferométrica

Mediante la perfilometría se midieron una serie de parámetros:

Ra: Valor medio de rugosidad. (desviación media aritmética del perfil). Se define como la media aritmética de los valores absolutos de todas las desviaciones de perfil dentro del recorrido total de la medida de la longitud de evaluación (l_n) (Figura nº 20).

Rugosidad Media (Ra): El parámetro más utilizado

Es la media aritmética del perfil:
$$R_a = \frac{1}{l_n} \int_0^{l_n} |y(x)| dx$$

Es el resultado de realizar la operación:
$$\frac{\sum (\text{Área } \color{red}{\square}) + \sum (\text{Área } \color{blue}{\square})}{l_n}$$

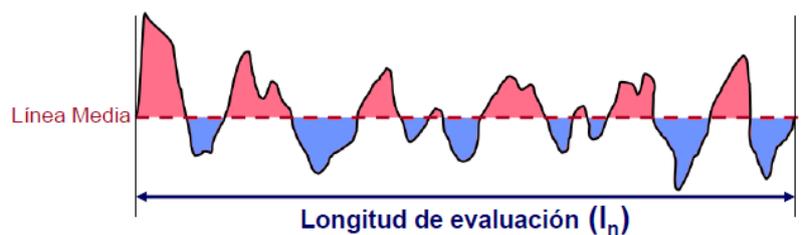


Figura nº 20. Esquema del concepto de Ra.

RMS: Valor cuadrático medio de rugosidad. Representa el promedio de las desviaciones cuadráticas respecto a la altura media. Es la desviación estándar de la distribución estadística de alturas, que a su vez es la raíz cuadrada de la varianza o segundo momento respecto a la media (Figura nº 21).

$$\text{rms} \equiv \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (X_i - X_{mig})^2}$$

Figura nº 21. Fórmula para el cálculo de RMS.

- 1- N es el número total de puntos
- 2- X_i es la distribución de alturas
- 3- i son los puntos experimentales
- 4- x_m es el valor medio de los datos

PV : Profundidad de rugosidad máxima.

Se define como la medida vertical entre el punto más alto y más bajo del perfil de la rugosidad, filtrada en el seno del curso de la medición. (Longitud de evaluación o l_n). Es el valor absoluto entre los picos más altos y más bajos (Figura nº 22).

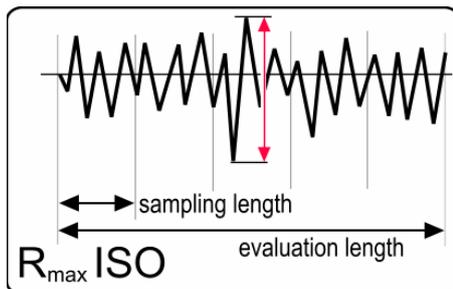


Figura nº 22. Esquema del concepto de PV.

5.3.3.3 Métodos y procedimientos

Se procedió al estudio de la rugosidad superficial con el microscopio Leica DCM 3D en una de las caras de las muestras, marcando una zona concreta en el plástico exterior de la muestra para analizar la misma zona antes (tiempo 0) y después del tratamiento.

Posteriormente se sometieron todas las muestras, en total 210, a las sustancias irrigantes por inmersión en un recipiente durante 15 minutos (Figura nº 23).



Figura nº 23. Muestras sumergidas en las distintas soluciones irrigantes durante 15 minutos.

Seguidamente las muestras fueron lavadas con agua destilada durante cinco minutos agitándolas suavemente para eliminar los restos de irrigantes.

Se dejaron secar durante 48 horas a temperatura ambiente.

Se volvió a analizar la superficie con el microscopio Leica DCM 3D en la misma zona que habíamos estudiado anteriormente para así poder comparar los parámetros de Ra, RMS y PV antes y después de la irrigación.

En todas se utilizó el objetivo confocal de 10x, el cual tiene un campo de 1,2mm x 900 μm , es decir, se obtuvieron imágenes de 768 píxeles x 576 píxeles.

No se aplicó ningún filtro pero sí se aplanaron las imágenes. Se estandarizó la escala para todas las imágenes en -250 μm a 220 μm .

Para medir la rugosidad se hizo un zoom de 2x, es decir, imágenes de 600 μm x 450 μm (384 x 288 píxeles) en la esquina izquierda inferior. No se aplicó ningún filtro. Los datos de rugosidad

antes y después se registraron en un archivo de Excel. En estos datos, el valor Ra equivale a Pa, el RMS equivale a Pq y el “peak to valley” PV equivale a Pt.

Los datos se registraron en micras. Se utilizó el software LeicaScan y LeicaMap (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemania) para tratamiento del archivo y el análisis de las imágenes.

5.3.4 MÉTODO DE ESTUDIO DE LA DETERMINACIÓN DE LA LIBERACIÓN DE SOLUTOS AL MEDIO: REGISTROS DE LAS VARIABLES DE PH, CONDUCTIVIDAD Y SOLUBILIDAD

El **pH** es una medida de acidez o alcalinidad de una disolución. El pH indica la concentración de iones oxonio $[H_3O]^+$ presentes en determinadas disoluciones. El pH es igual al valor logarítmico negativo de la concentración del ion hidrógeno (H^+), o $pH = -\log [H^+]$.

La **conductividad** iónica es una medida de la capacidad de una solución acuosa para transmitir una corriente eléctrica. Dicha capacidad depende de la presencia de iones; de su concentración, movilidad y valencia, y de la temperatura ambiental.

Los datos se registraron en mS/cm.

La **solubilidad** es una medida de la capacidad de disolverse de una determinada sustancia (solute) en un determinado medio (solvente). En nuestro caso se valoró la disolución del MTA y el CP en los distintos irrigantes.

Se evaluó la solubilidad mediante la medida de la diferencia de masa inicial y final en gramos (Figura nº 24).

$$\Delta W\% = \frac{\text{dry weight at time } t - \text{initial weight}}{\text{initial weight}} \times 100$$

Figura nº 24. Fórmula para el cálculo de la solubilidad.

Secuencia de la experimentación

1. Se eliminó con acetona los números marcados con rotulador en las muestras.
2. Se pesaron las muestras en la balanza analítica (precisión de 0,001g a 110g).
3. Se colocó 15 ml de cada irrigante (suero fisiológico, EDTA al 17%, clorhexidina al 2%, NaOCl al 2,5%, NaOCl al 5%, ácido cítrico al 10% y al 20%) en un vial.
4. Se puso un núcleo magnético para poder agitar durante la cinética. Se conectó la agitación sin calentar.
5. Se midió el pH y la conductividad con el pH-metro y conductímetro respectivamente. Valores correspondientes a $t= 0$ minutos.
6. Se añadió la muestra.
7. Se midió el pH y la conductividad en la solución irrigante con la muestra sumergida en distintos tiempos (1, 5, 15, 30 y 60 minutos).
8. Una vez acabada la cinética se lavó la muestra con agua destilada.
9. Se filtró.
10. Se secó la muestra a 105 °C durante 24h.
11. Se pesó la muestra (MTA o CP) y se calculó la diferencia de peso.
12. La muestra se volvió a numerar con rotulador.
13. Esta secuencia se repitió para las 210 muestras: 105 de MTA y 105 de CP.
14. Los datos fueron registrados en archivos de Excel para el posterior análisis estadístico.

5.4 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS

El tratamiento y análisis estadístico de las variables consistió en pruebas no paramétricas dado el carácter no normal de la mayoría de variables, e incluyó los siguientes apartados:

Análisis descriptivo de los datos:

Se realizó un análisis descriptivo para cada una de las variables de rugosidad (Ra, RMS y PV) y liberación de solutos al medio (pH, conductividad y variación de peso). Dado el carácter continuo de estas variables en primer lugar se realizó la prueba de Shapiro-Wilks y Kolmogorov-Smirnov para determinar si seguían una distribución normal. El resultado de estas pruebas fue significativo para todas las variables estudiadas concluyéndose que seguían una distribución no normal. De acuerdo con ello la presentación de las variables se hizo con la mediana como medida de tendencia central, y con los valores de los percentiles 25 y 75 como medida de dispersión. Además, debido a que en la literatura publicada se utiliza frecuentemente la media y la desviación estándar, también se presentan estos datos estadísticos descriptivos con la finalidad de poderse comparar.

Para las variables de rugosidad se presentaron los resultados pre (tiempo 0) y post (tiempo 15) y la diferencia pre-post.

Para el pH se presentaron los resultados pre (tiempo 0) y post (tiempos 1, 5, 15, 30 y 60 minutos) y la diferencia pre-post entre los intervalos 15-0 y 60-0.

Para la conductividad se presentaron los resultados a tiempo 0, 5, 15, 30 y 60 minutos y las diferencias entre tiempo 15-0 y 60-0.

Para la variación de peso se presentaron los resultados a tiempo 0 y 60 y su diferencia (solubilidad).

De acuerdo con el carácter no normal de las variables estudiadas el análisis estadístico de las variables consistió en las pruebas no paramétricas descritas a continuación. Se utilizó el paquete estadístico IBM SPSS Statistics versión 22.

Análisis de los cambios temporales de las variables resultado:

Para determinar si las variables resultado (rugosidad y liberación de solutos) han experimentado cambios en el tiempo (de 0 a 15 minutos, o de 0 a 60 minutos) se utilizó el test

no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados, ya que se comparan dos grupos (pre y post) para cada una de las muestras de MTA y CP.

Análisis de la diferencia del cambio temporal entre los 14 tipos de muestras:

Para determinar si hay diferencias significativas entre los 14 tipos de muestras se realizó la prueba de Kruskal-Wallis. La prueba de Kruskal-Wallis se utiliza cuando las muestras no siguen una distribución normal y cuando tenemos más de dos grupos independientes a comparar (en nuestro caso tenemos 14 grupos).

Como la prueba genérica de Kruskal-Wallis era significativa ($p < 0,05$), se realizó el test *post hoc* de Tukey para determinar en qué muestras había diferencias. Es decir, se compararon dos a dos todas las muestras para valorar si había diferencias significativas entre sí. El test de Tukey es pues un test de comparaciones múltiples que se aplica después de haber rechazado la hipótesis nula de igualdad de medias mediante la prueba de Kruskal-Wallis. Este test compara cada muestra con todas las demás y se utiliza cuando el número de muestras a comparar es alto (6 o más). Se trata de un test conservador porque intenta reducir la posibilidad de error tipo I que se produce al hacer comparaciones múltiples (rechazos de la hipótesis nula aunque no existan diferencias reales). Por ello es probable que en situaciones donde realmente haya diferencias entre grupos, el test de Tukey no las detecte. Las diferencias entre grupos tienen que ser realmente grandes para poder ser reconocidas por este test (problema de falsos rechazos). En definitiva, el test de Tukey mantiene bajo el error tipo I sacrificando la capacidad de detectar diferencias existentes.

Análisis de la diferencia entre las muestras de MTA y CP en cada tiempo del estudio:

Para determinar si ha habido diferencias entre las muestras de MTA y CP en cada tiempo del estudio (tiempo 0, a los 15 minutos o a los 60 minutos) se utilizó la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney de comparación de dos grupos independientes.

Esta prueba también se calcula sobre el cambio observado en el tiempo entre las muestras de MTA y CP. Se aplica pues a las diferencias observadas de las medianas (diferencia del tiempo 0 al 15, o del 0 al 60).

Este análisis de la diferencia entre el cambio observado en las muestras de MTA y CP en un tiempo del estudio coincide con el test *post hoc* de Tukey. Los resultados entre la prueba U de Mann-Whitney y el test de Tukey pueden diferir porque el primero no es tan conservador

como el segundo, ya que no realiza la corrección del error tipo I de las comparaciones múltiples. La prueba U de Mann-Whitney es más sensible y no está tan afectada por el problema de los falsos rechazos.

En todos los análisis se ha establecido el nivel de significación estadística en el 5% ($p < 0,05$).

6 RESULTADOS

6 RESULTADOS

A continuación se exponen los datos obtenidos de rugosidad en MTA y CP (Tablas nº 11 y 12) (Figuras nº 25-38).

En el apartado siguiente los resultados de pH, conductividad en miliSiemens/cm (mS/cm) y de masa en gramos. Los resultados se expresan en tablas de Excel y en gráficas describiendo también los promedios (Tablas nº 13-54) (Figuras nº 39-108).

Posteriormente se muestran unas tablas y gráficas comparativas de los dos cementos (Tablas nº 55-68) (Figuras nº 109-122).

6.1 RESULTADOS DE RUGOSIDAD

Tabla nº 11. Resultados de MTA antes y después del tratamiento.

MTA (datos en micras)						
Muestra	Pre tratamiento			Post tratamiento		
	Pa=Ra	Pq=RMS	Pt=p.v	Pa=Ra	Pq=RMS	Pt=p.v
1	14,12	17,45	96,68	8,88	10,90	74,38
2	6,41	8,23	65,52	9,84	12,33	69,77
3	10,10	12,15	67,85	6,04	8,15	40,52
4	10,60	13,49	75,89	6,34	8,41	48,18
5	5,63	6,92	41,10	11,36	14,35	75,06
6	3,21	4,11	34,60	9,59	11,20	72,58
7	13,55	16,34	83,70	5,37	7,29	54,28
8	7,03	8,46	48,14	7,84	10,62	70,31
9	11,55	16,63	112,60	5,41	7,64	58,32
10	6,55	8,24	49,65	5,80	7,00	41,35
11	8,63	10,54	58,31	6,35	8,04	55,51
12	6,99	9,16	61,37	11,52	13,54	96,07
13	10,93	13,32	73,90	4,80	6,28	47,18
14	10,71	13,23	54,15	6,19	7,74	49,43
15	10,08	13,14	107,10	8,22	10,34	47,99
16	13,12	15,56	55,02	17,82	21,44	107,10
17	28,44	33,92	113,10	8,60	10,58	87,41
18	5,24	6,84	77,81	27,78	35,85	232,00
19	19,71	25,40	154,20	10,19	13,75	76,90
20	9,81	13,15	83,58	7,57	10,42	67,90
21	6,28	8,62	68,62	15,54	17,92	82,05
22	20,64	23,73	101,90	5,97	7,42	54,78
23	5,54	6,89	45,67	7,03	8,45	52,25
24	6,65	7,77	46,03	9,99	12,18	51,31

25	11,63	13,99	65,83	5,13	6,61	44,30
26	4,81	5,99	39,25	4,16	5,42	43,39
27	4,84	6,17	45,70	6,37	7,97	52,76
28	6,82	8,27	50,32	8,45	10,19	52,37
29	19,08	25,03	168,00	4,37	5,55	54,40
30	5,66	7,06	39,63	4,72	5,92	38,41
31	4,79	6,07	46,45	4,57	5,67	39,20
32	5,63	7,45	53,39	6,03	7,61	45,78
33	4,16	5,22	35,58	35,75	42,04	202,50
34	36,06	44,48	223,30	7,19	13,16	123,10
35	7,31	8,70	45,38	3,06	4,40	38,90
36	3,57	4,79	63,00	9,50	14,28	95,26
37	7,37	11,74	91,75	22,97	26,86	142,10
38	5,30	6,84	64,18	4,87	6,17	40,86
39	4,87	6,06	36,99	18,30	21,94	154,10
40	6,47	8,68	61,19	4,94	6,16	41,04
41	5,08	6,41	44,75	7,33	8,54	49,58
42	11,09	12,90	67,00	4,85	6,01	39,68
43	6,53	8,89	62,52	4,47	5,63	39,39
44	5,97	7,39	41,61	2,29	2,90	21,45
45	3,03	3,80	25,02	17,71	21,08	115,40
46	19,98	24,35	111,20	7,54	9,41	57,36
47	7,61	9,57	56,04	23,06	27,22	128,10
48	22,59	27,25	145,80	7,01	8,84	67,63
49	21,88	32,95	173,10	18,15	22,10	109,90
50	40,04	50,15	221,30	27,19	33,97	169,20
51	5,11	6,51	46,61	6,07	7,41	35,78
52	6,19	9,89	76,96	6,64	8,30	53,17
53	7,09	8,67	59,83	22,09	25,71	120,20
54	21,87	26,96	151,50	7,65	9,14	51,18
55	6,04	7,49	42,62	9,02	11,31	58,86
56	7,98	9,92	62,57	4,52	5,77	34,65
57	4,59	5,76	39,08	24,97	30,30	163,40
58	33,88	40,46	153,40	5,90	6,94	45,31
59	31,47	40,82	182,60	6,18	7,72	47,77
60	5,36	6,84	41,51	5,34	6,88	59,25
61	6,20	7,61	59,18	6,56	7,96	41,76
62	11,33	13,36	64,67	8,34	10,31	46,83
63	14,15	17,90	62,27	5,73	7,84	68,51
64	3,62	4,83	59,49	6,63	8,75	64,25
65	7,58	9,64	68,29	13,13	15,66	75,46
66	17,47	20,15	95,63	19,83	20,90	51,87
67	10,47	12,70	69,90	7,27	9,30	93,85
68	5,09	6,63	48,57	9,35	11,18	58,70
69	7,89	9,95	109,40	10,71	12,88	69,77
70	9,31	11,06	56,54	5,23	6,46	42,04
71	8,88	11,46	79,99	11,85	13,70	58,75

72	8,69	9,89	63,78	7,57	9,33	52,90
73	12,69	14,75	104,50	14,48	16,63	82,12
74	10,27	11,40	51,30	10,46	12,65	78,44
75	11,24	13,60	73,06	13,24	15,51	55,59
76	7,83	9,14	44,99	10,41	14,04	95,79
77	9,93	13,32	108,50	10,20	11,95	59,31
78	6,59	8,50	55,01	4,92	5,93	32,18
79	7,18	8,80	48,81	4,61	6,05	53,60
80	6,16	12,17	91,16	8,55	10,90	69,99
81	6,63	8,30	58,31	24,92	33,15	148,60
82	22,30	30,58	144,70	10,30	12,28	87,11
83	11,18	13,76	71,10	7,75	9,40	60,65
84	23,26	26,27	121,10	15,49	18,56	107,40
85	9,46	11,71	69,99	6,38	10,18	73,74
86	11,82	16,79	95,31	6,25	7,84	50,10
87	6,56	8,34	48,87	8,50	14,30	87,98
88	14,52	18,80	105,10	8,50	14,81	76,32
89	10,47	14,07	70,88	12,92	15,12	75,05
90	16,50	24,16	201,40	6,15	7,71	45,16
91	13,40	16,03	141,20	19,53	22,10	90,53
92	6,14	7,55	67,90	9,86	12,43	45,54
93	15,30	17,36	105,90	3,12	3,96	32,07
94	3,02	3,83	30,83	13,98	15,77	89,03
95	20,97	28,55	115,50	8,77	10,48	45,06
96	6,49	8,02	49,85	10,82	13,25	65,64
97	7,99	10,27	67,42	9,59	12,16	66,74
98	8,18	10,20	59,00	8,03	10,68	51,50
99	7,65	8,93	36,43	7,64	9,38	53,65
100	12,00	13,80	45,79	7,16	9,33	69,63
101	5,72	7,39	47,12	7,83	10,16	70,67
102	8,28	10,96	64,87	9,43	11,60	68,24
103	12,60	15,00	81,43	7,61	9,19	84,81
104	7,06	9,80	81,98	9,23	11,67	45,36
105	4,02	5,05	36,62	16,37	23,58	98,19

Tabla nº 12. Resultados de CP antes y después del tratamiento.

CP (datos en micras)						
Muestra	Pre tratamiento			Post tratamiento		
	Pa=Ra	Pq=RMS	Pt=p.v	Pa=Ra	Pq=RMS	Pt=p.v
1	5,35	7,51	69,50	21,58	24,93	118,50
2	13,23	16,59	147,60	69,81	82,69	364,90
3	12,24	15,85	83,91	58,44	62,82	176,70
4	11,24	13,52	56,65	29,43	35,84	177,20
5	18,68	23,68	172,60	19,20	23,89	158,90
6	16,60	21,84	123,00	22,73	30,92	170,30
7	13,65	16,82	90,38	14,66	17,32	135,90
8	14,53	17,27	95,98	14,35	16,98	136,30
9	15,14	17,92	90,59	10,02	12,70	64,42
10	10,56	13,08	75,52	14,09	16,84	92,34
11	5,33	7,23	82,36	9,24	11,40	67,05
12	10,13	12,15	49,53	5,99	8,14	59,07
13	10,47	12,76	77,29	10,22	12,59	78,35
14	6,46	8,15	58,21	8,07	9,75	50,60
15	6,55	8,29	54,76	16,24	19,56	101,10
16	15,76	19,04	100,90	14,57	17,12	75,31
17	13,96	17,00	77,74	6,39	7,96	55,45
18	7,09	8,79	62,33	9,23	12,00	95,55
19	6,69	8,80	84,08	6,79	9,86	92,51
20	5,23	6,51	56,05	9,09	11,50	66,94
21	8,25	9,81	59,85	9,41	11,35	114,90
22	3,45	5,82	97,61	4,73	6,10	62,49
23	12,53	15,29	92,80	20,75	24,73	165,10
24	31,68	38,57	198,10	16,65	20,08	108,90
25	12,50	15,20	90,42	9,47	11,64	73,61
26	8,95	10,22	46,22	5,61	7,10	43,91
27	11,08	13,83	105,80	14,36	17,55	111,80
28	?	?	?	7,51	8,98	50,96
29	12,18	14,23	76,95	3,07	4,11	98,15
30	1,99	2,45	20,18	34,57	39,79	105,00
31	6,54	8,19	52,94	12,16	14,38	71,79
32	12,36	16,12	108,70	4,96	6,32	40,57
33	3,76	4,57	33,32	21,19	24,41	106,40
34	10,28	11,95	60,97	86,03	88,48	130,20
35	8,42	11,04	101,90	25,35	26,74	68,12
36	10,16	12,28	63,36	13,65	18,24	76,25
37	12,31	14,80	92,57	10,56	13,11	80,53
38	7,95	9,85	68,67	6,92	8,24	51,40
39	7,91	10,47	59,58	11,40	13,32	62,72
40	19,61	20,46	44,09	13,71	15,79	65,45
41	8,32	11,88	77,67	11,94	15,36	97,61

42	13,98	18,61	119,50	22,95	23,12	28,86
43	24,54	28,83	89,33	14,10	14,65	30,66
44	3,12	4,08	30,65	13,40	17,58	69,36
45	10,23	13,22	68,34	18,92	22,44	82,67
46	12,21	15,08	92,04	7,99	10,52	78,56
47	16,42	20,56	129,90	24,15	25,18	44,88
48	6,34	8,06	54,14	14,57	18,10	125,40
49	18,00	20,66	89,36	10,45	12,72	49,85
50	10,45	13,53	74,84	4,45	6,20	39,75
51	4,91	5,94	35,06	17,32	24,74	171,80
52	14,11	17,31	73,98	7,87	10,07	52,42
53	5,42	7,22	72,35	15,10	18,35	84,95
54	9,26	12,39	68,67	10,73	13,96	70,14
55	18,53	22,75	118,10	72,68	73,25	71,54
56	7,71	9,57	64,60	25,33	26,28	57,74
57	6,44	9,07	86,86	41,16	42,08	92,99
58	14,30	16,81	65,28	16,60	20,01	74,51
59	8,99	10,69	61,12	10,14	11,55	50,06
60	11,87	13,87	65,31	23,49	25,31	63,70
61	19,95	22,75	69,57	8,84	10,67	53,59
62	14,29	16,69	84,30	16,55	17,52	34,71
63	5,35	6,62	45,82	32,27	54,17	311,30
64	6,44	9,32	75,61	4,43	5,84	55,15
65	4,42	5,73	76,36	27,22	29,37	97,16
66	6,21	7,82	53,68	36,81	42,89	166,70
67	7,94	10,02	73,07	26,16	37,10	181,20
68	15,70	22,26	182,70	11,63	14,06	74,44
69	9,50	12,29	88,55	52,18	56,48	108,40
70	7,30	10,11	82,94	21,66	25,26	75,12
71	9,52	12,25	83,12	35,38	44,91	171,50
72	13,66	16,51	87,01	9,99	12,28	70,08
73	9,78	12,73	64,54	67,18	69,17	164,30
74	8,14	9,95	71,33	50,31	57,23	202,50
75	7,79	9,93	83,44	17,05	20,78	140,90
76	24,90	28,21	89,49	15,64	18,97	103,10
77	15,93	20,26	102,10	15,13	20,52	213,10
78	18,91	23,49	162,60	14,09	17,81	99,88
79	10,48	13,16	51,91	24,42	28,90	127,10
80	6,65	10,78	107,30	39,15	41,85	75,15
81	26,23	31,13	139,80	36,31	37,30	58,22
82	9,12	11,23	74,20	29,26	34,01	92,41
83	23,46	29,04	152,40	7,32	10,02	66,66
84	7,13	8,72	72,09	14,72	16,85	61,00
85	13,87	16,78	94,83	14,49	18,37	76,94
86	26,79	29,62	138,60	25,04	29,85	131,40
87	17,56	20,76	106,20	38,21	39,16	56,69
88	18,18	22,52	115,50	9,02	12,06	95,04

89	14,47	17,45	113,00	100,56	106,60	333,80
90	8,93	10,89	80,38	30,67	34,11	84,67
91	10,47	12,96	75,98	7,54	10,02	56,74
92	8,54	10,48	60,26	31,47	32,92	69,32
93	12,31	15,31	89,68	21,17	24,60	81,21
94	7,00	8,77	53,91	13,96	16,88	224,80
95	2,76	3,47	32,42	36,76	38,82	73,98
96	9,23	11,92	61,77	24,74	30,81	139,70
97	8,46	10,87	67,02	16,16	20,36	156,80
98	5,49	6,93	53,00	62,49	69,07	166,00
99	12,59	14,90	59,79	80,01	94,70	313,60
100	16,35	19,90	98,06	58,82	61,13	106,40
101	8,78	11,05	98,06	26,39	32,30	218,90
102	17,52	22,23	125,10	24,52	29,38	155,90
103	15,13	18,11	107,40	36,58	48,63	307,40
104	8,12	10,35	74,48	36,91	55,58	279,90
105	8,70	10,56	64,08	6,10	7,50	35,63

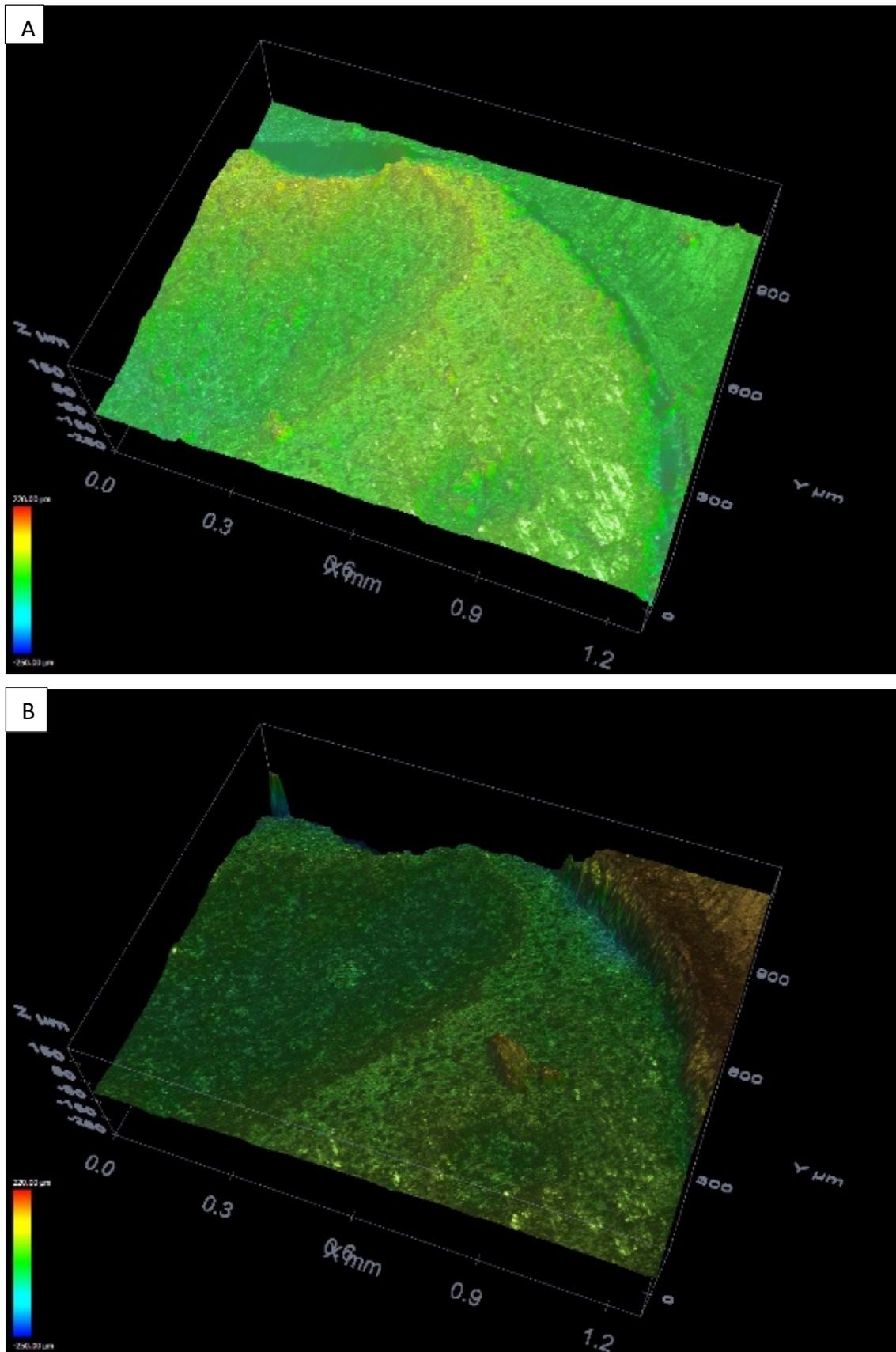


Figura nº 25. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de MTA, antes (A) y después (B) de la inmersión en suero fisiológico.

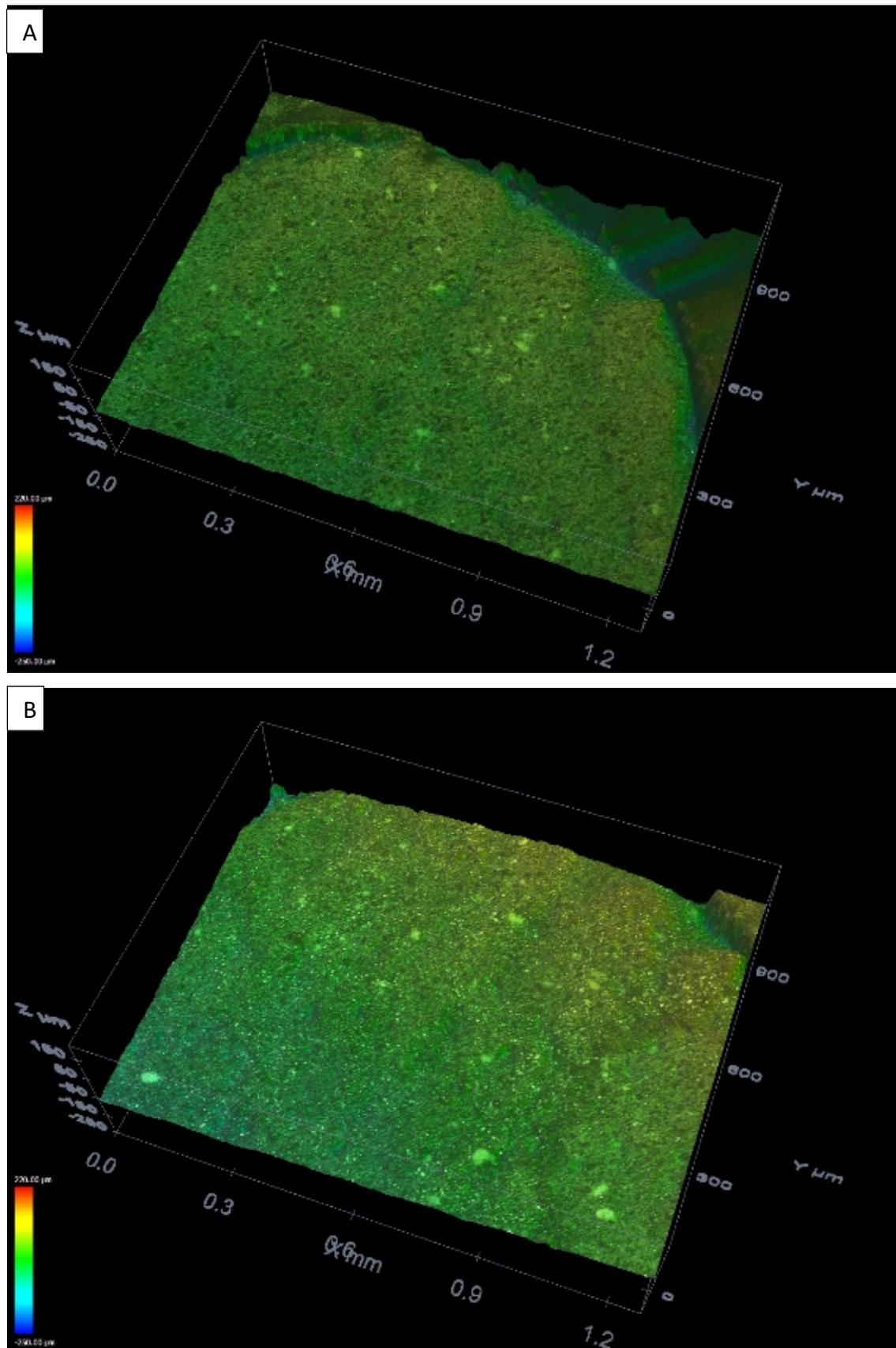


Figura nº 26. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de MTA, antes (A) y después (B) de la inmersión en clorhexidina al 2%.

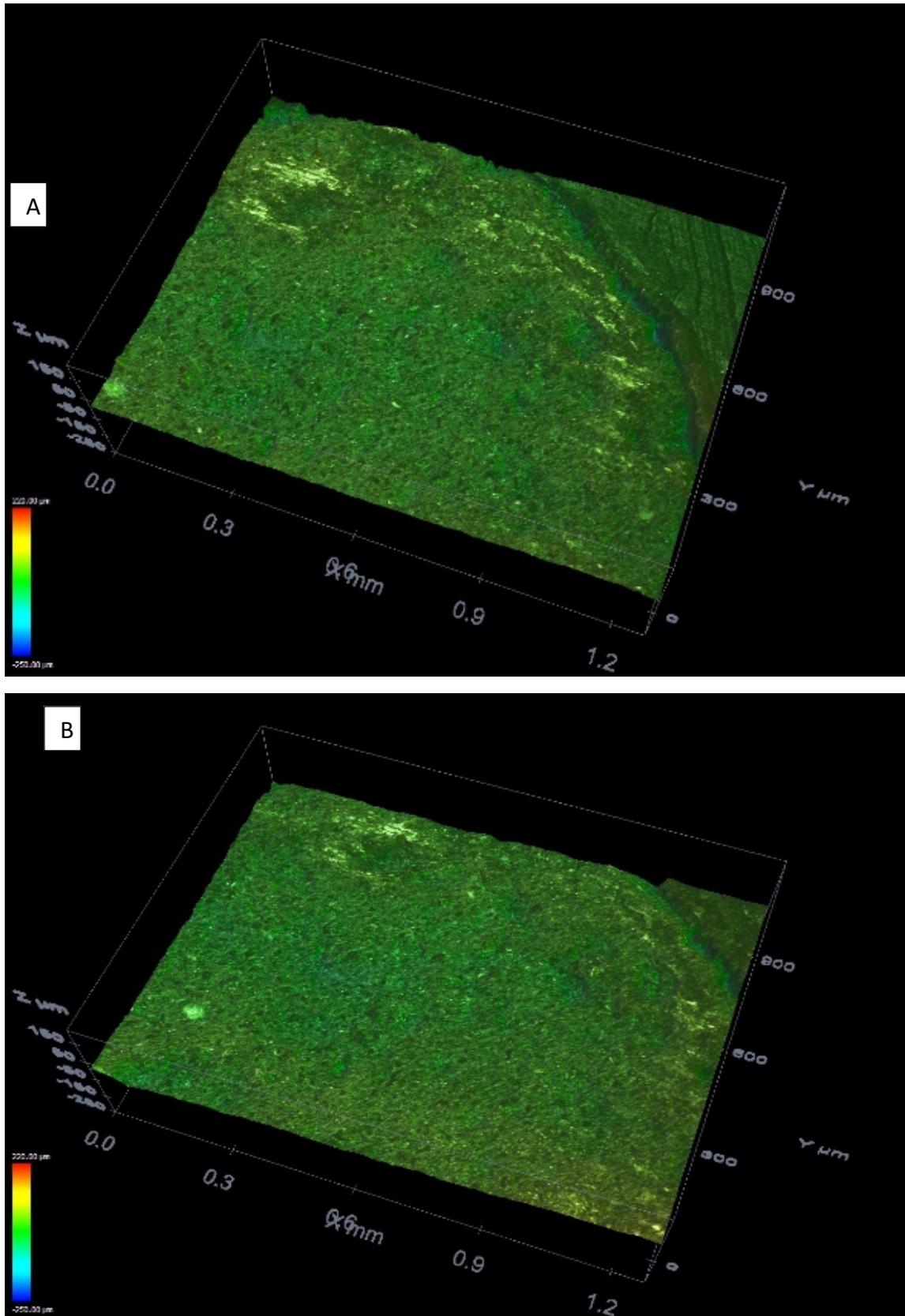


Figura nº 27. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de MTA, antes (A) y después (B) de la inmersión en hipoclorito al 2,5%.

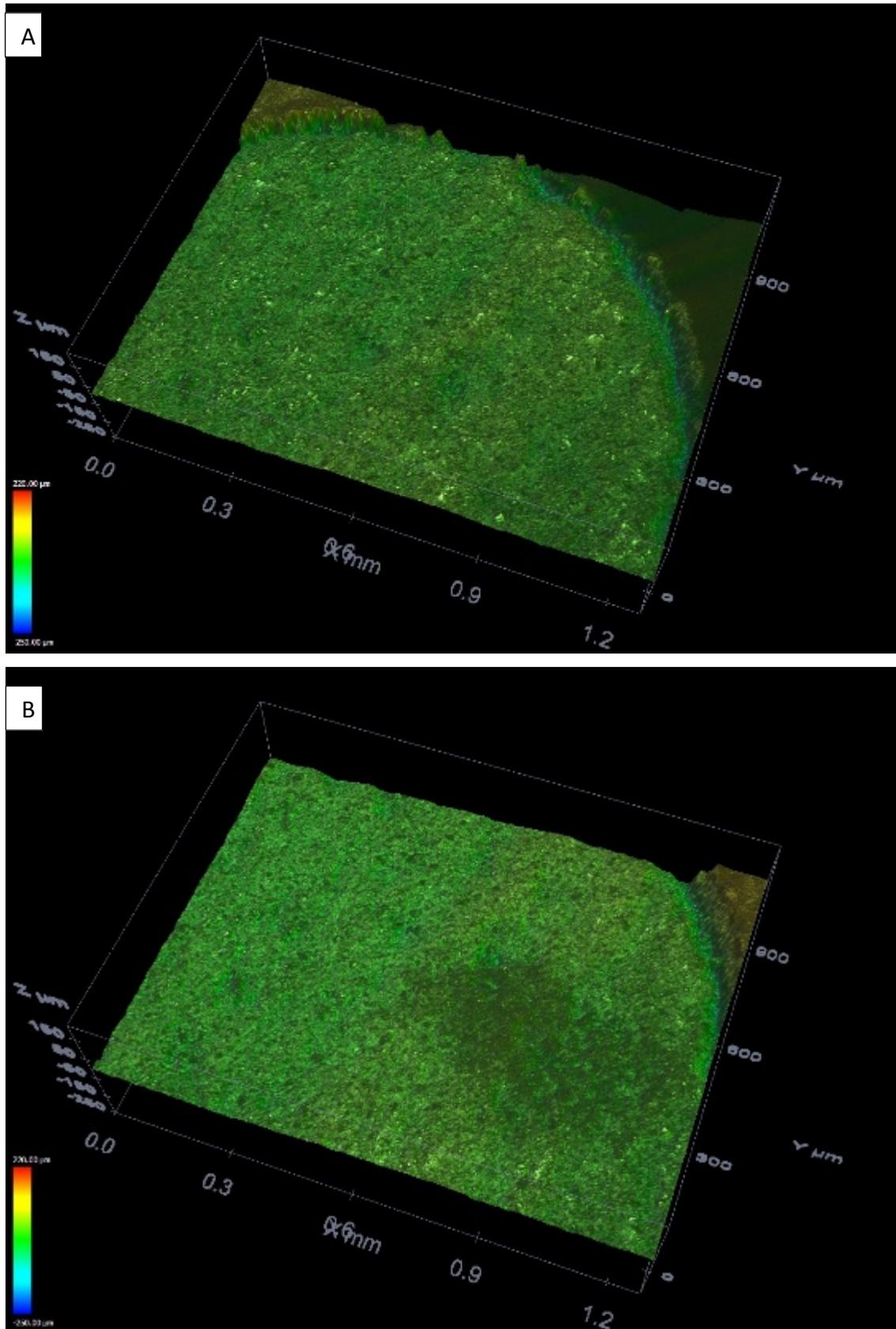


Figura nº 28. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de MTA, antes (A) y después (B) de la inmersión en hipoclorito al 5%.

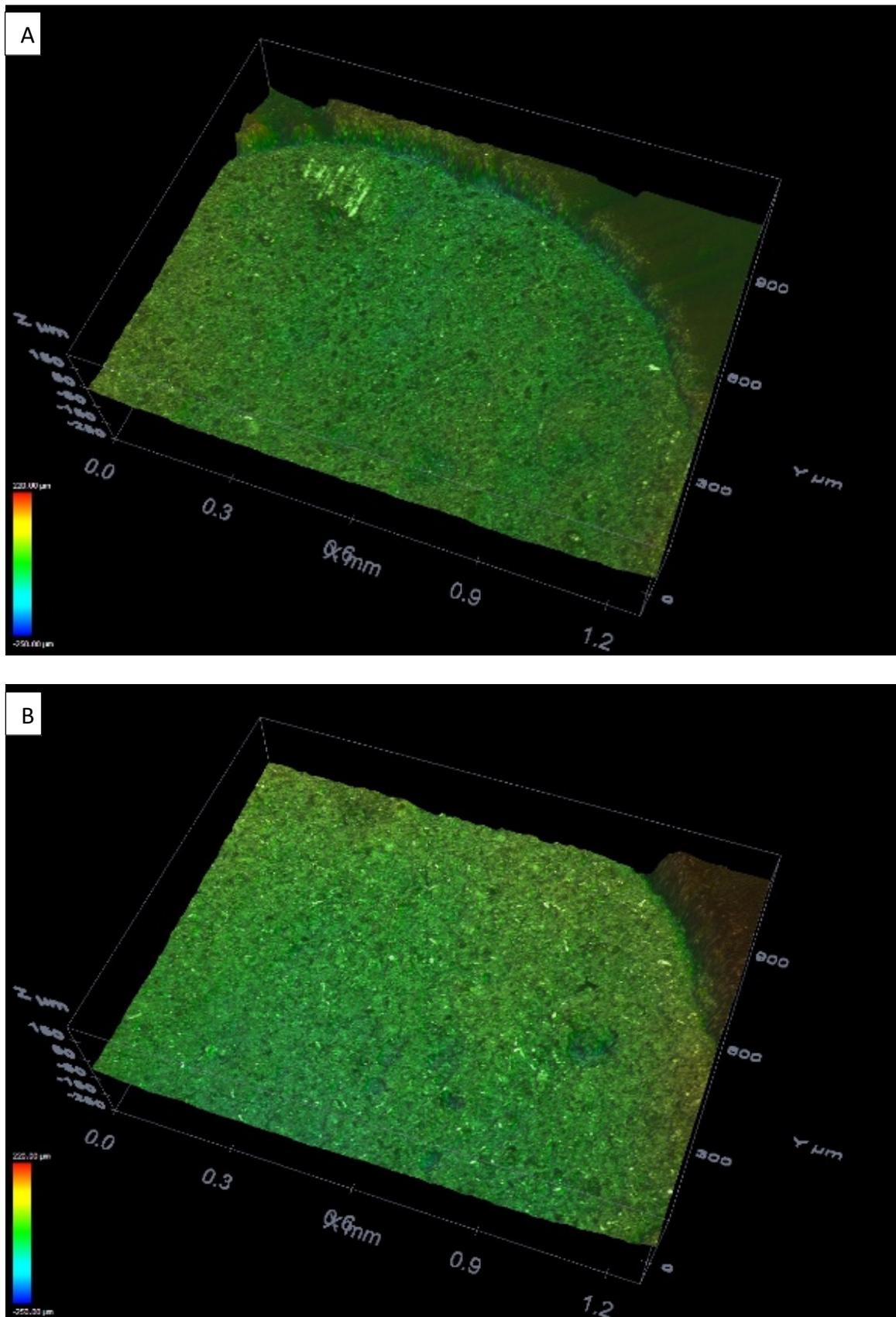


Figura n°29. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de MTA, antes (A) y después (B) de la inmersión en ácido cítrico al 10%.

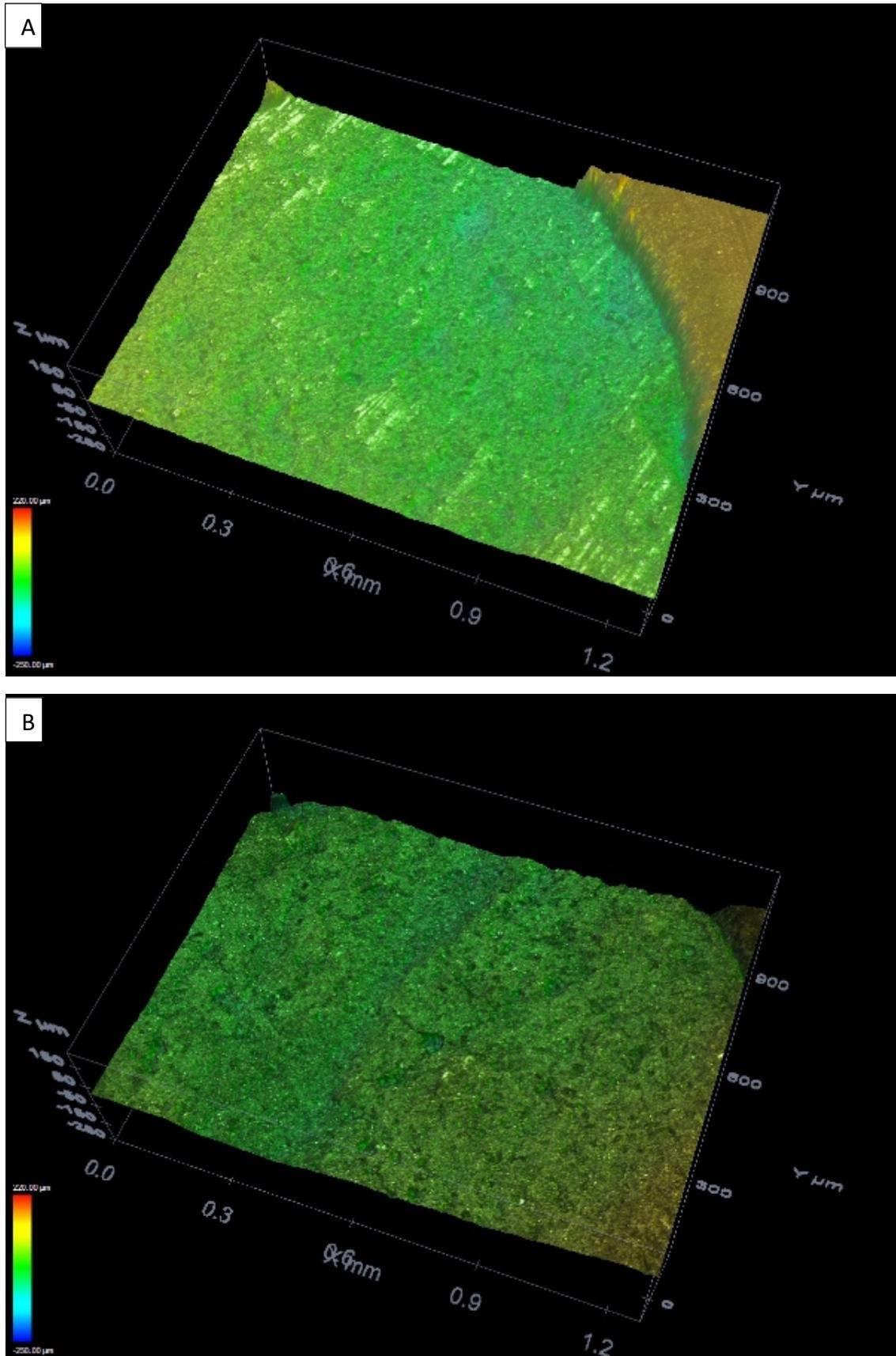


Figura nº 30. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de MTA, antes (A) y después (B) de la inmersión en ácido cítrico al 20%.

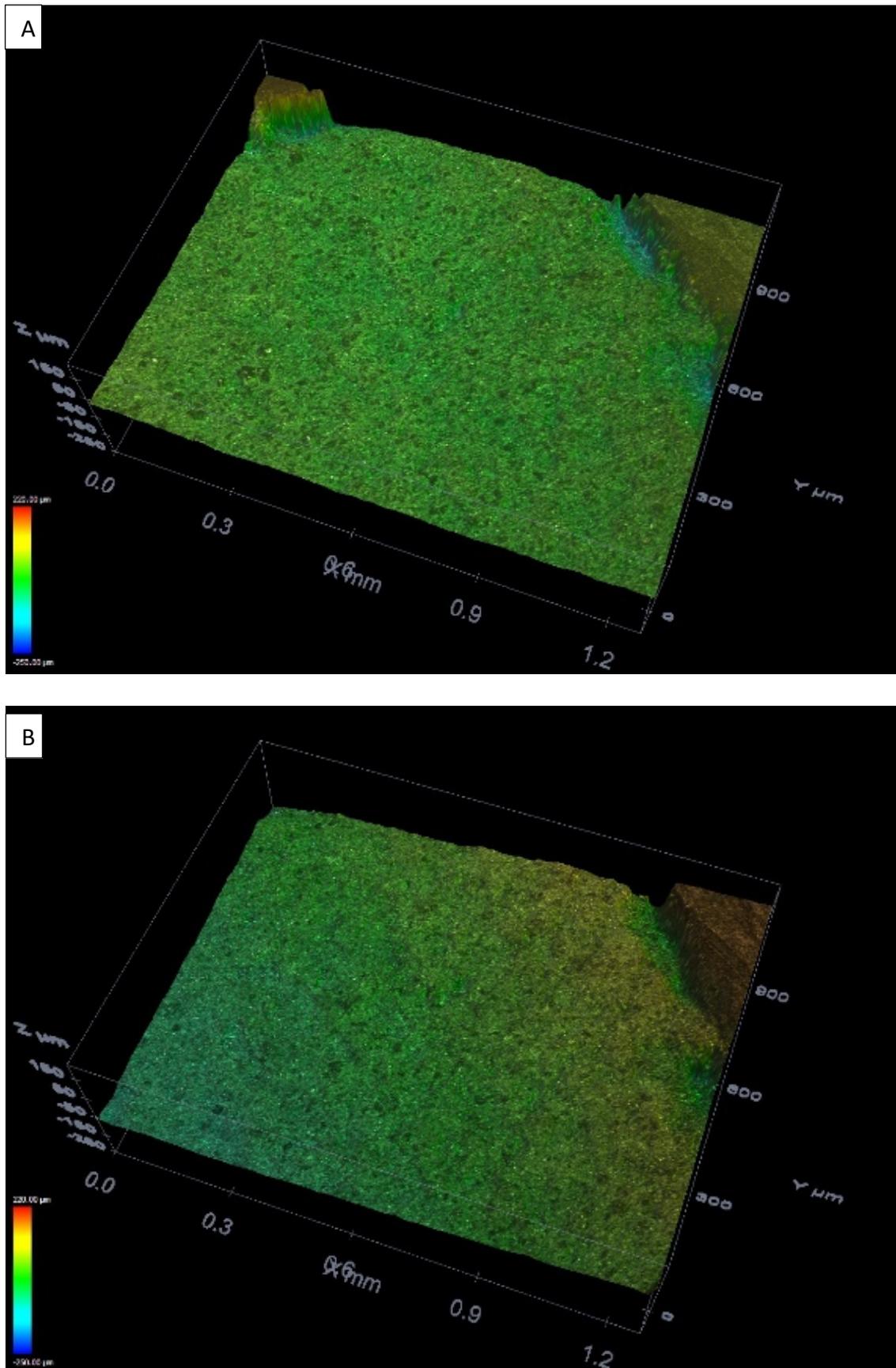


Figura nº 31. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de MTA, antes (A) y después (B) de la inmersión en EDTA al 17%.

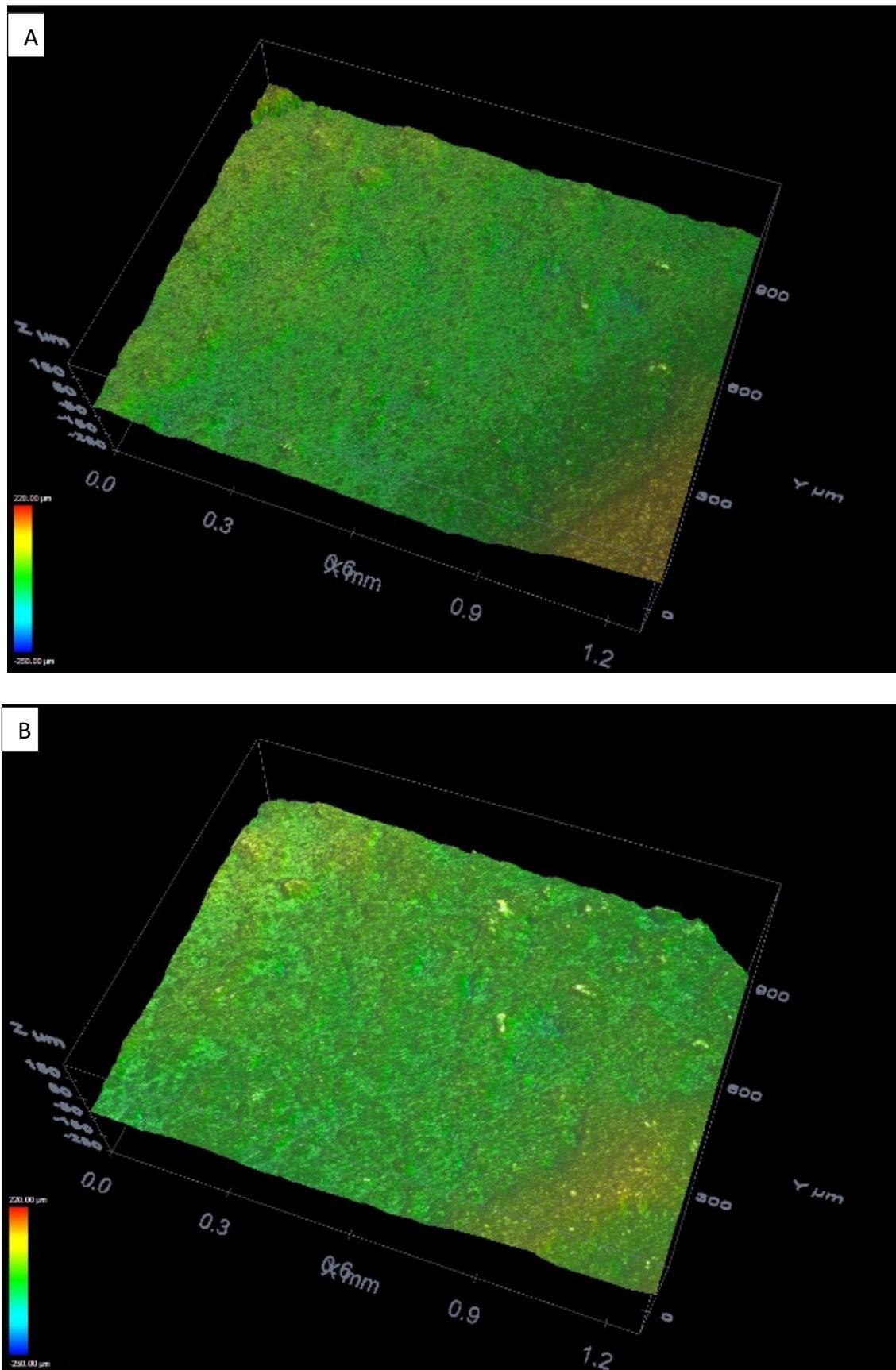


Figura nº 32. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de CP, antes (A) y después (B) de la inmersión en suero fisiológico.

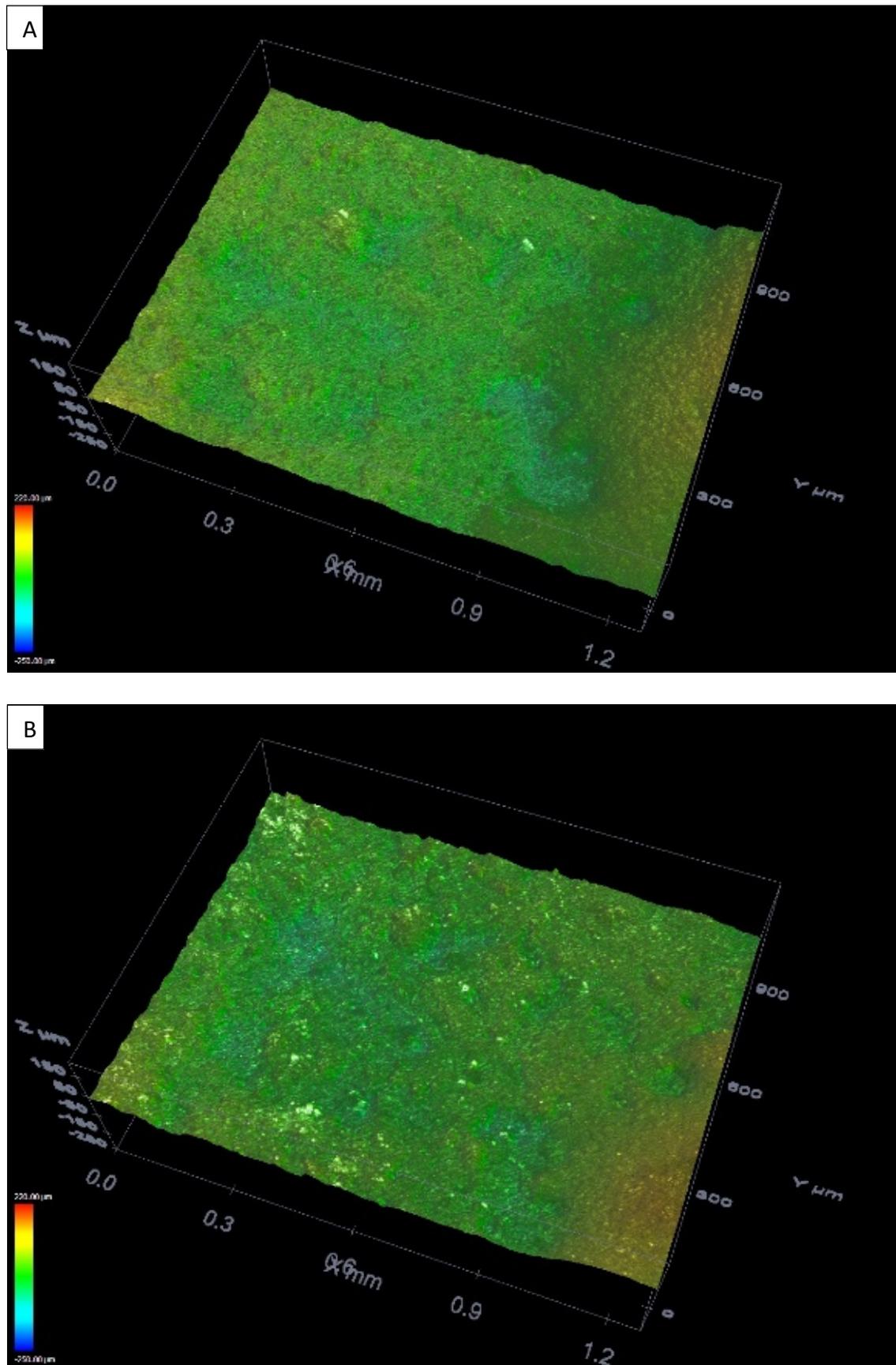


Figura nº 33. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de CP, antes (A) y después (B) de la inmersión en clorhexidina al 2%.

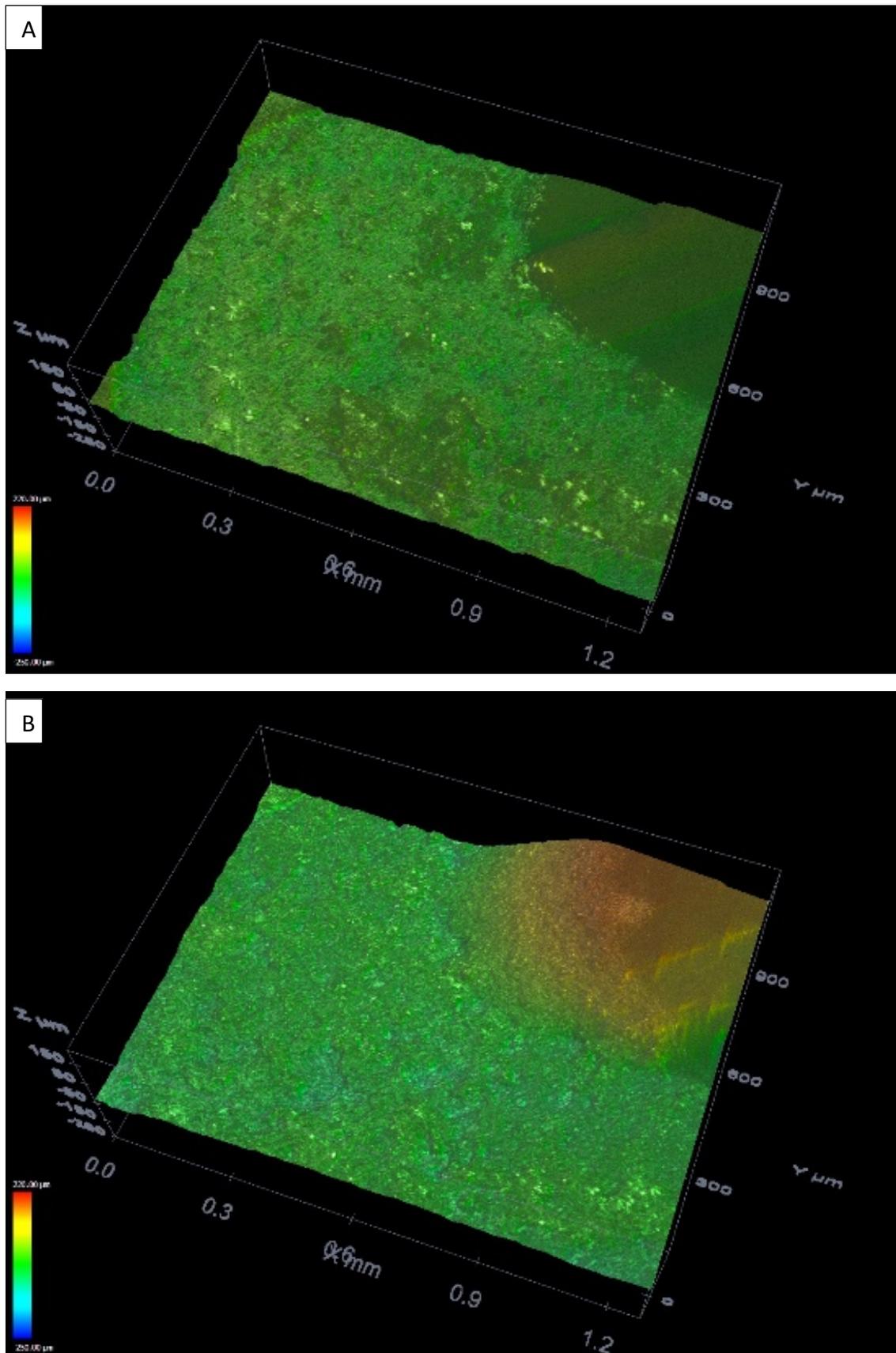


Figura nº 34. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de CP, antes (A) y después (B) de la inmersión en hipoclorito al 2,5%.

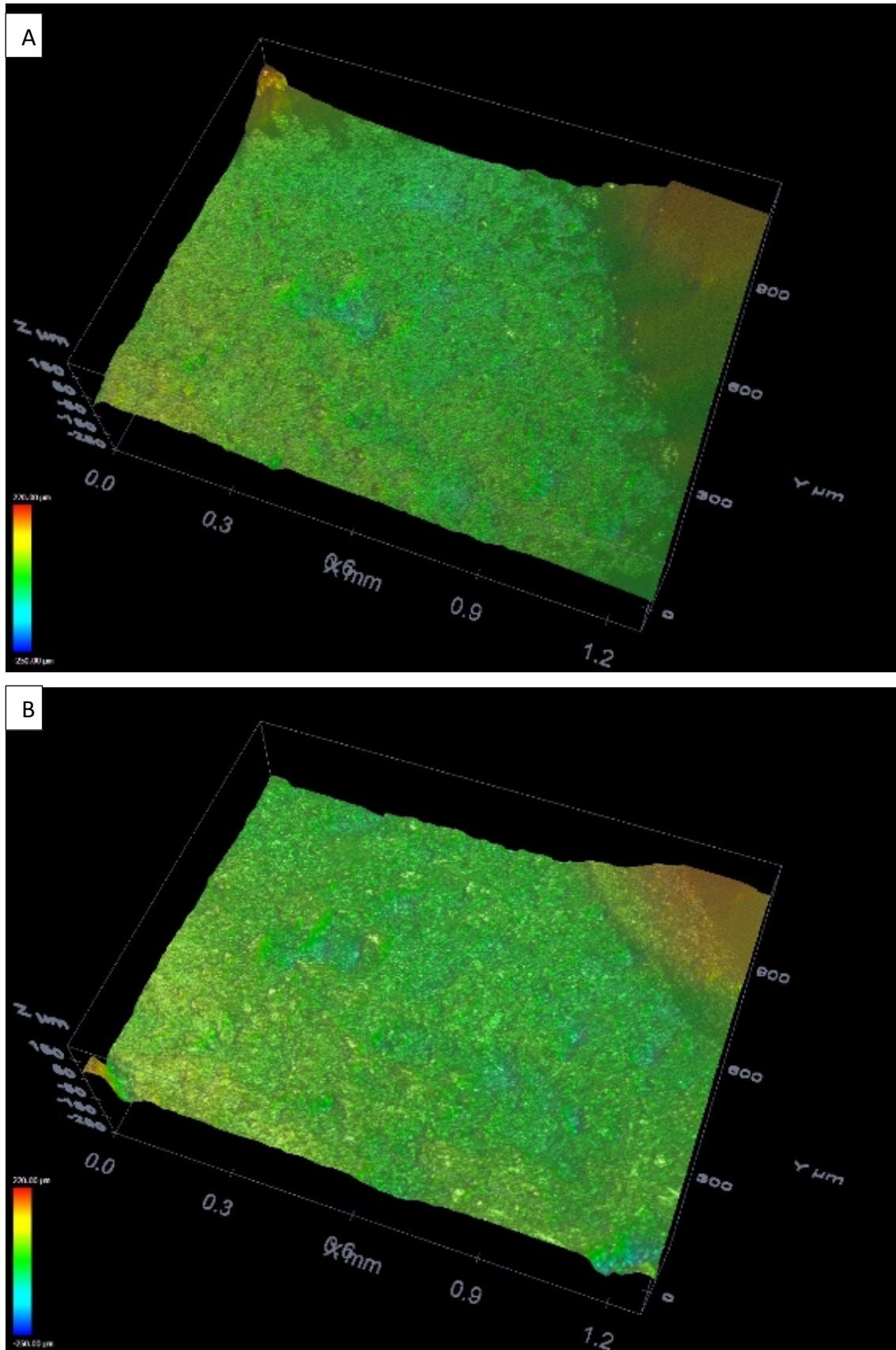


Figura nº 35. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de CP, antes (A) y después (B) de la inmersión en hipoclorito al 5%.

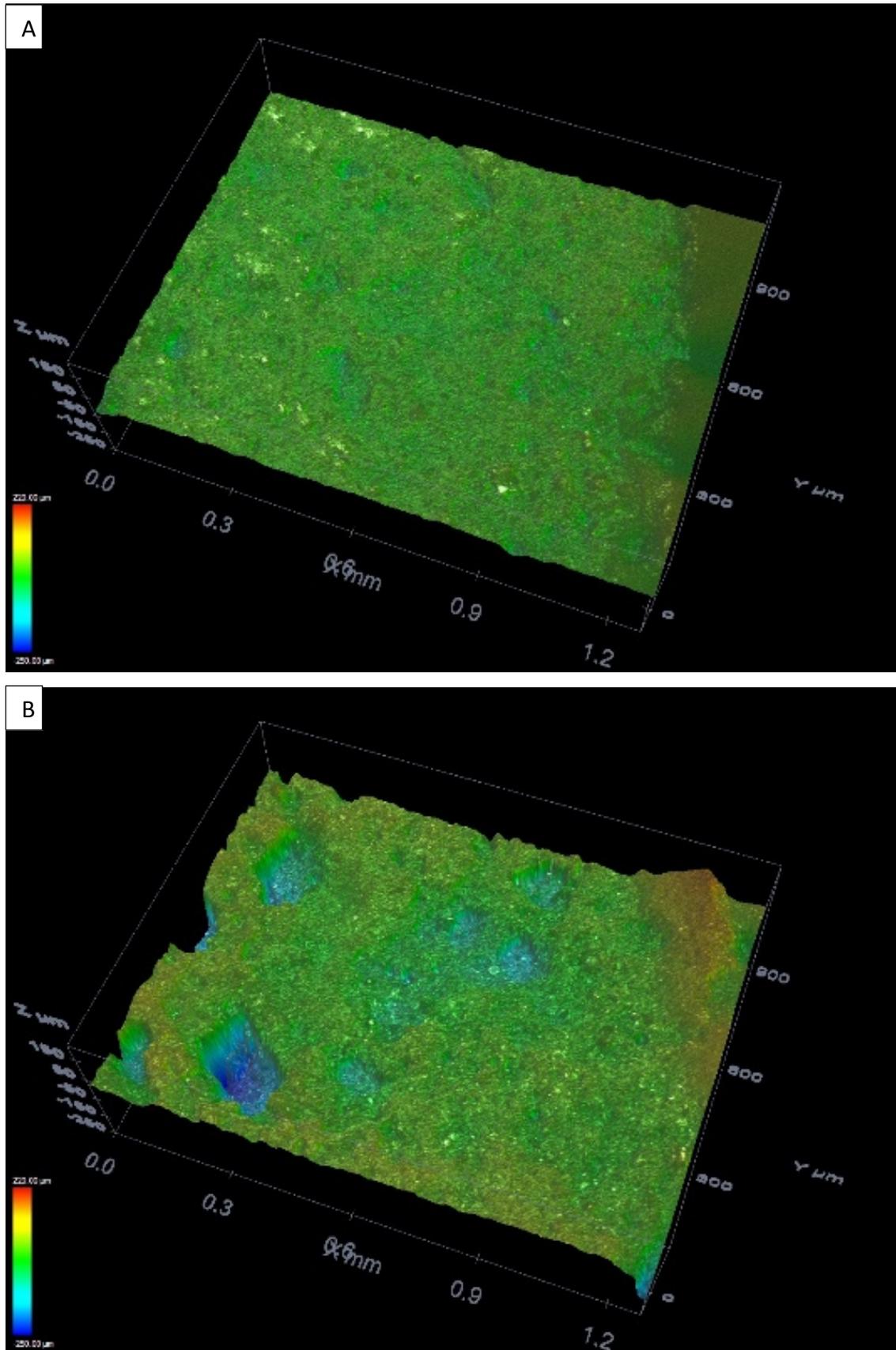


Figura nº 36. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de CP, antes (A) y después (B) de la inmersión en ácido cítrico al 10%.

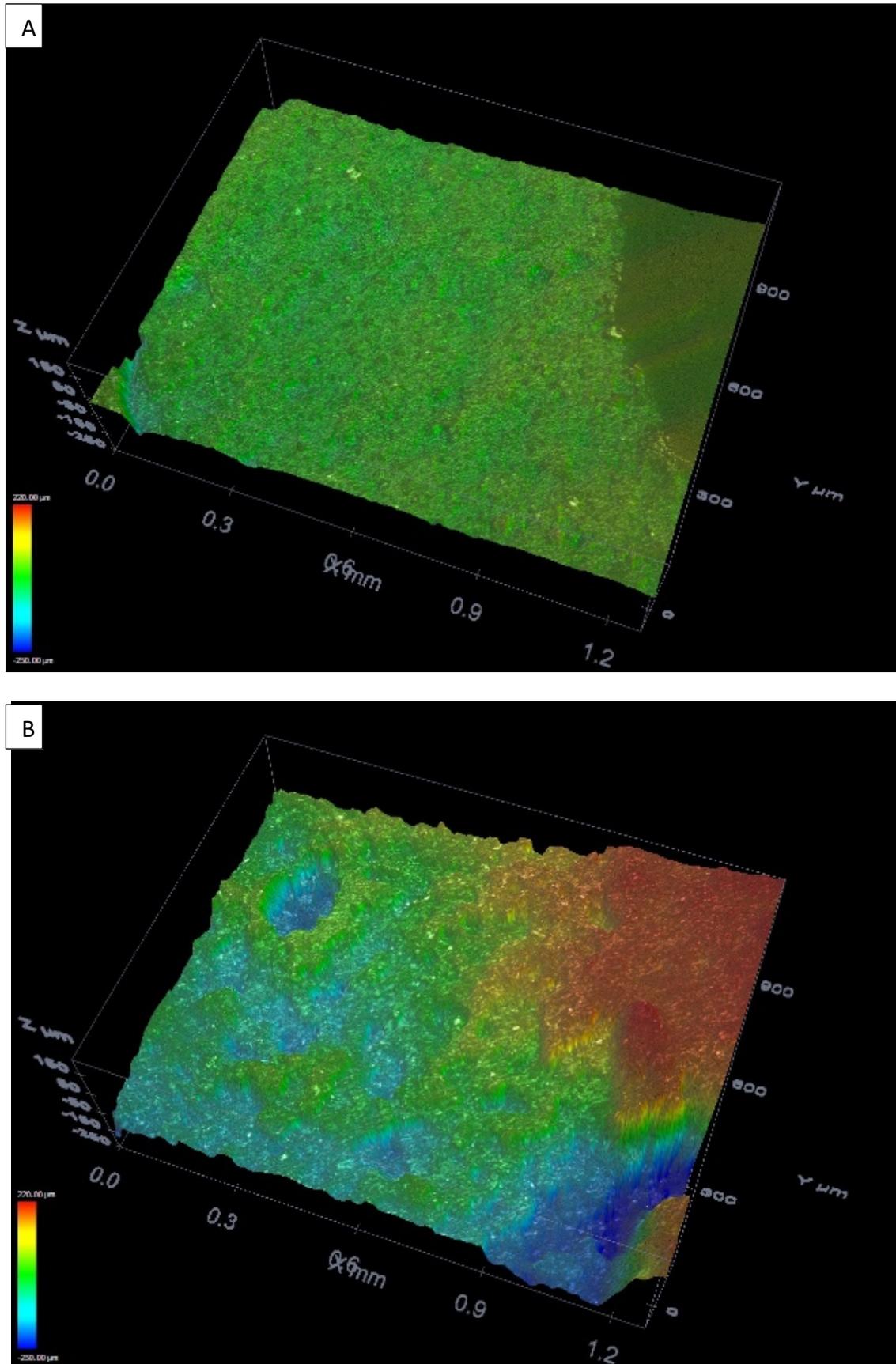


Figura nº 37. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de CP, antes (A) y después (B) de la inmersión en ácido cítrico al 20%.

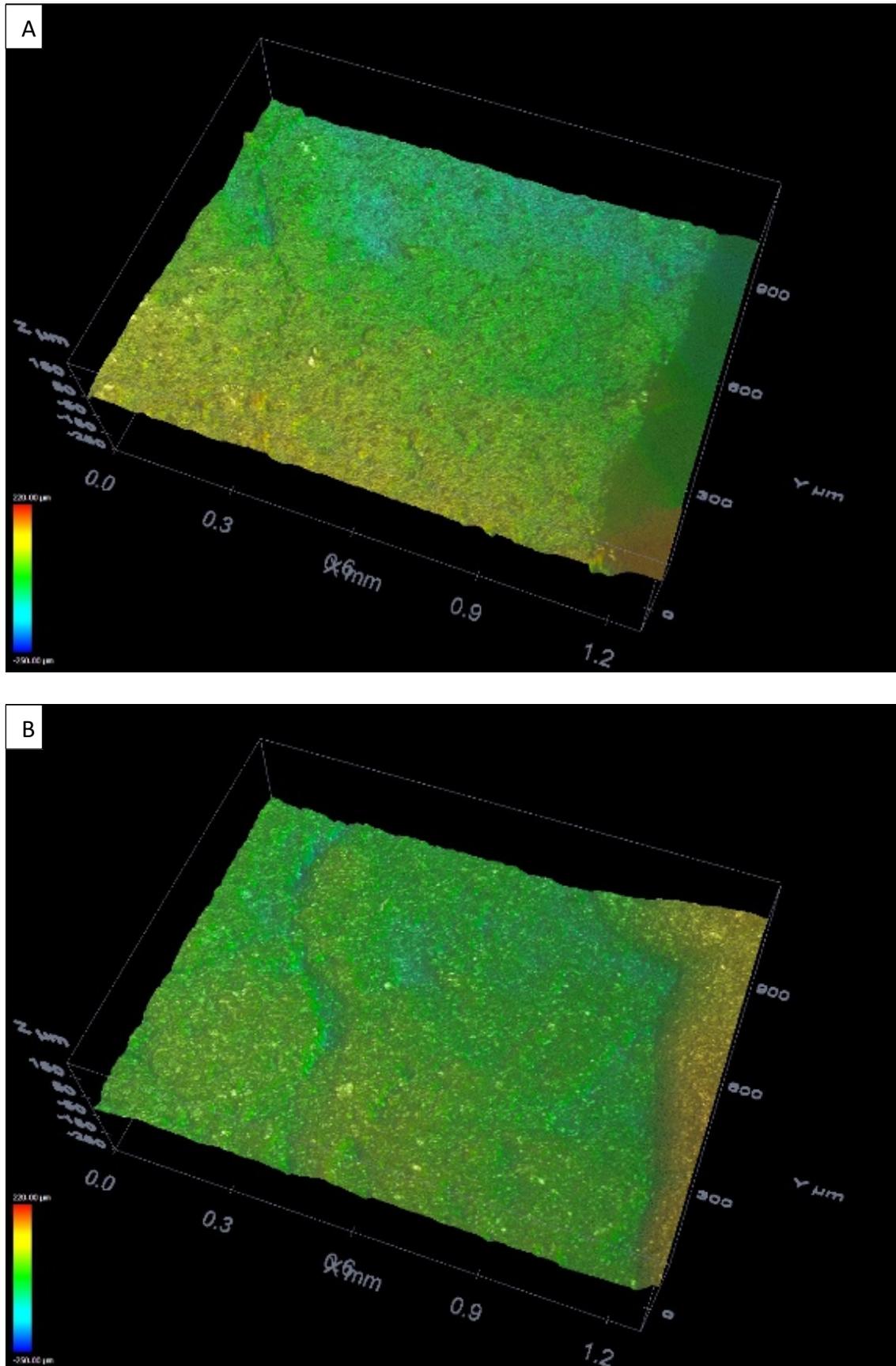


Figura nº 38. Imagen de microscopía óptica confocal e interferométrica de una muestra de CP, antes (A) y después (B) de la inmersión en EDTA al 17%.

6.2 RESULTADOS DE PH, CONDUCTIVIDAD Y SOLUBILIDAD PARA MTA

Tabla nº 13. Resultados de pH de MTA+suero fisiológico.

MUESTRA	pH /tiempo					
	Tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	6,3	8,43	8,64	8,72	9,53	9
2	5,38	8,08	8,89	8,96	8,88	8,28
3	5,74	7,39	8,62	9,03	8,87	9,32
4	5,43	8,79	9,31	9,59	9,66	9,67
5	5,91	9,29	9,65	9,67	9,74	9,54
6	5,96	8,91	9,25	9,35	9,26	9,3
7	6,05	9,3	9,61	9,6	9,51	9,46
8	5,37	8,71	9,23	9,53	9,79	9,86
9	5,94	8,62	9,13	9,28	9,29	9,24
10	5,76	6,47	6,65	8,01	8,57	9,18
11	6,2	7,52	9,03	8,88	9,04	8,99
12	5,94	7,39	7,92	8,6	9,87	10,09
13	5,59	8,07	8,99	9,38	9,57	9,59
14	6,06	8,38	9,37	9,55	9,79	9,75
15	6,4	8,3	9,7	9,88	10,26	10,09
media	5,87	8,24	8,93	9,20	9,44	9,42
desv	0,30	0,81	0,78	0,48	0,41	0,45

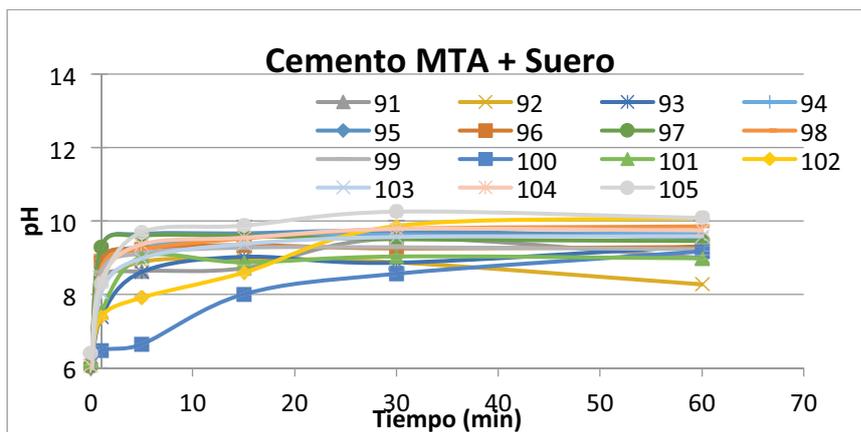


Figura nº 39. Resultados del pH de MTA en suero fisiológico.

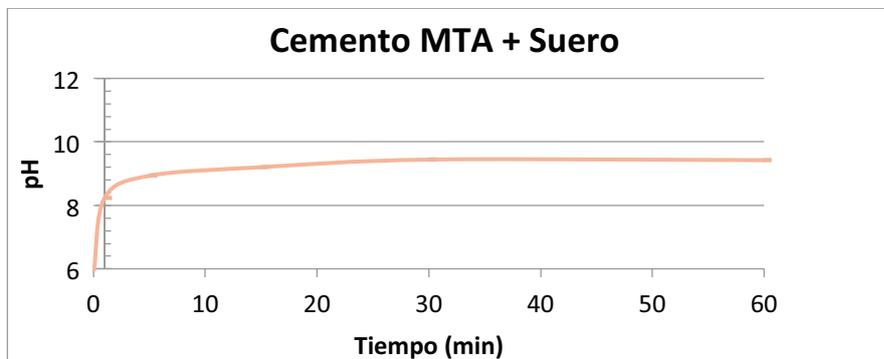


Figura nº 40. Media del pH de MTA en suero fisiológico.

Tabla nº 14. Resultados de conductividad de MTA en suero fisiológico.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	15,82	15,96	15,92	15,91	16,02	16,1
2	15,67	15,96	15,83	15,58	15,63	15,57
3	15,68	15,66	15,62	15,63	15,64	14,97
4	15,68	15,71	15,56	15,57	15,63	15,69
5	15,6	15,68	15,46	15,96	15,81	15,53
6	15,64	15,69	15,74	15,66	15,71	15,7
7	15,67	15,69	15,61	15,7	15,64	15,66
8	15,71	15,79	15,72	15,83	15,69	15,74
9	15,6	15,75	15,83	15,63	15,68	15,39
10	15,77	15,78	15,74	15,45	15,29	15,38
11	15,54	15,64	15,56	15,48	15,45	15,44
12	15,65	15,64	15,7	15,6	15,48	15,71
13	15,73	15,64	15,74	15,75	15,52	15,66
14	15,61	15,71	15,8	15,83	15,64	15,75
15	15,74	15,62	15,66	15,75	15,79	15,48
media	15,67	15,73	15,70	15,69	15,64	15,58
desv	0,07	0,11	0,12	0,15	0,17	0,25

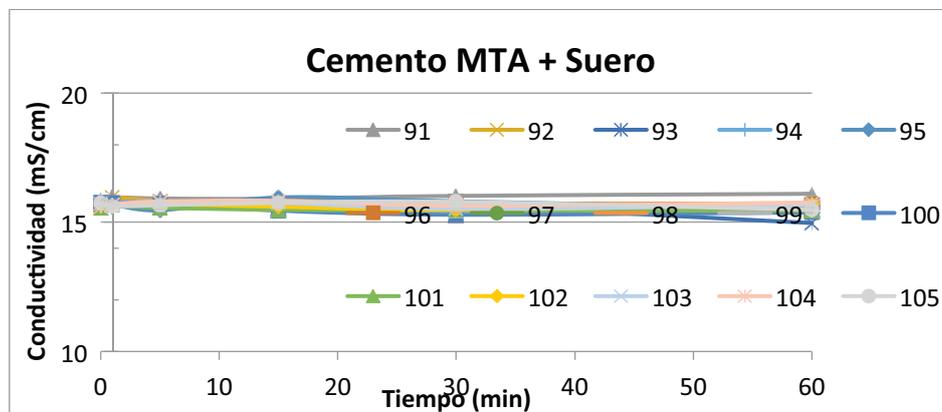


Figura nº 41. Resultados de la conductividad de MTA en suero fisiológico.

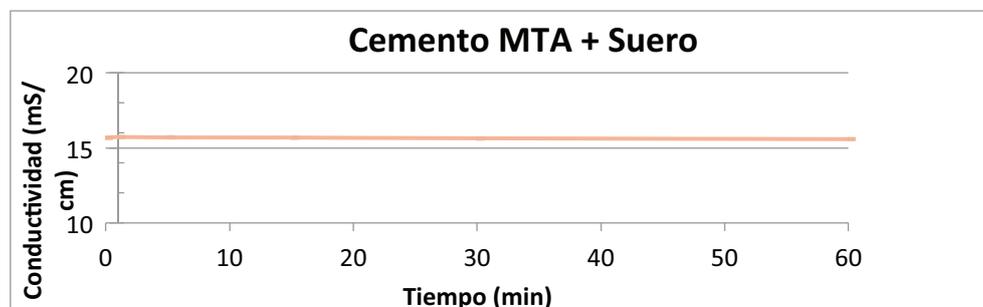


Figura nº 42. Media de la conductividad de MTA en suero fisiológico.

Tabla nº 15. Diferencia de masa para MTA con suero fisiológico.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
1	0,04	14,58	0,035
2	0,04	12,91	0,034
3	0,04	11,90	0,037
4	0,04	14,04	0,037
5	0,04	16,90	0,034
6	0,04	14,23	0,036
7	0,04	12,03	0,037
8	0,04	4,49	0,043
9	0,04	4,73	0,040
10	0,04	5,16	0,037
11	0,04	11,43	0,039
12	0,042	7,17	0,039
13	0,045	13,42	0,039
14	0,039	7,64	0,036
15	0,040	7,53	0,037
media	0,042	10,54	0,037
Desv.	0,002	4,05	0,002

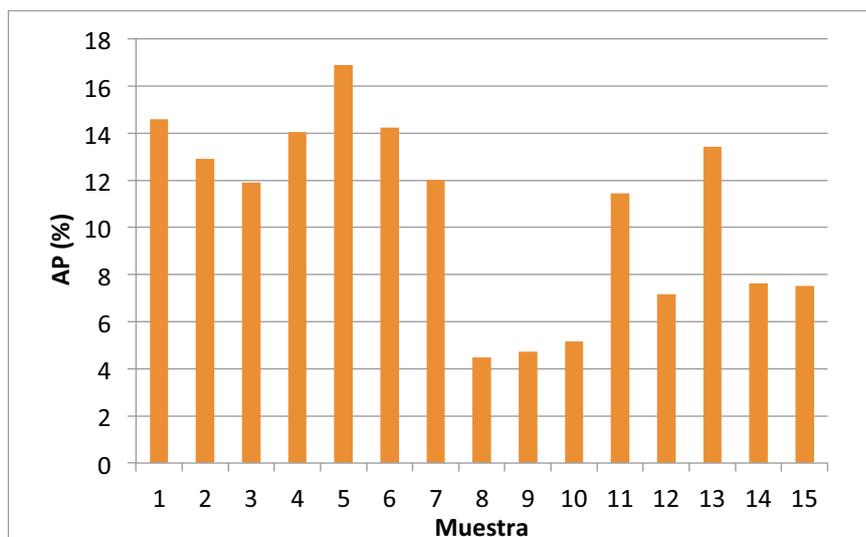


Figura nº 43. Diferencia de masa para MTA con suero fisiológico.

Tabla nº 16. Resultados del pH de MTA+clorhexidina.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	7,13	7,36	7,59	7,8	7,97	9,13
2	7,24	7,52	7,55	7,53	7,61	7,78
3	7,2	7,55	7,6	7,66	7,87	8,14
4	7,46	7,52	7,58	7,67	7,83	7,95
5	7,42	7,49	8,3	8,24	8,02	8,34
6	7,85	8,08	8,09	8,18	8,46	8,5
7	7,85	7,96	8,14	8,2	8,26	8,23
8	7,76	7,86	7,96	8,42	8,56	8,97
9	8,11	8,25	8,41	8,51	8,56	8,63
10	8,28	8,32	8,46	8,55	8,44	8,53
11	7,95	8,17	8,42	8,49	8,62	8,72
12	8,16	8,41	8,48	8,55	8,62	8,65
13	8,19	8,31	8,41	8,48	8,46	8,51
14	7,94	8,05	8,26	8,28	8,4	8,2
15	8,08	8,2	8,28	8,29	7,7	8,05
media	7,77	7,94	8,10	8,19	8,23	8,42
desv	0,39	0,36	0,37	0,37	0,34	0,37

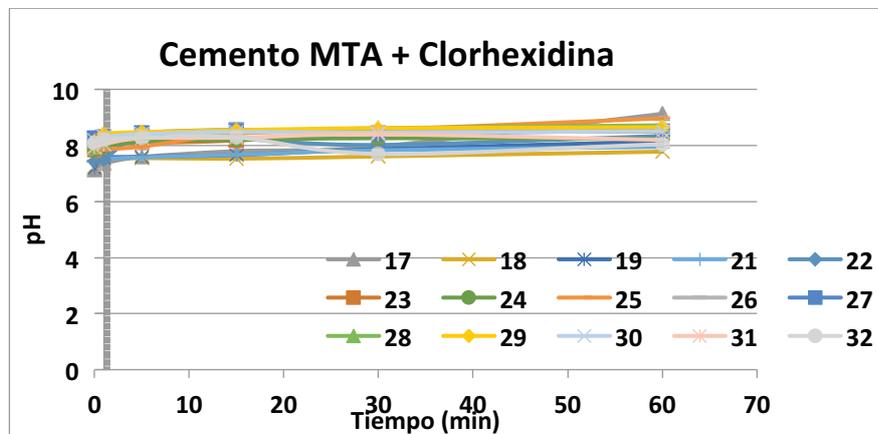


Figura nº 44. Resultados del pH de MTA en clorhexidina.

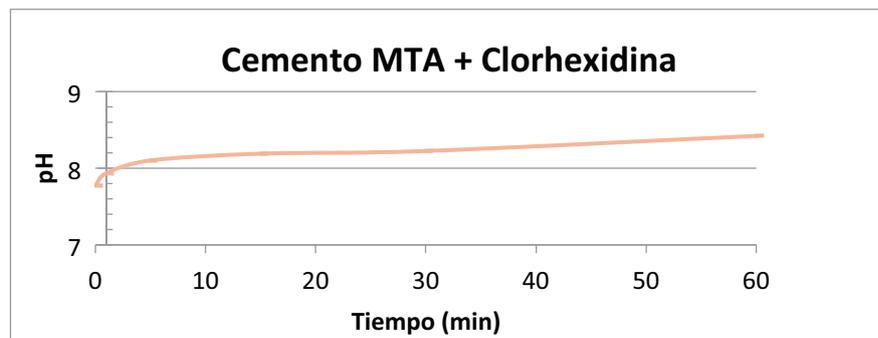


Figura nº 45. Media de pH de MTA en clorhexidina.

Tabla nº 17. Resultados de la conductividad de MTA+clorhexidina.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	1,91	1,915	1,928	1,944	1,962	1,951
2	1,893	2,03	2,06	2,04	2,06	2,06
3	1,9	1,897	1,893	1,89	1,888	1,915
4	1,864	1,884	1,89	1,887	1,901	1,915
5	1,755	1,754	1,766	1,766	1,92	1,905
6	1,756	1,744	1,884	1,901	1,916	1,918
7	1,759	1,946	1,883	1,758	1,869	1,905
8	1,934	1,815	1,802	1,82	2,01	2,03
9	1,951	1,813	1,975	1,975	1,984	2
10	1,813	1,809	1,812	1,963	1,937	1,962
11	1,942	1,811	1,808	1,817	1,98	1,984
12	1,79	1,8	1,956	1,818	1,848	1,968
13	1,8	1,935	1,811	1,816	1,958	1,987
14	1,957	1,792	1,796	1,974	1,95	1,968
15	1,769	1,967	1,979	1,987	1,877	1,984
prom	1,85	1,86	1,88	1,89	1,94	1,96
desv	0,08	0,08	0,08	0,09	0,06	0,05

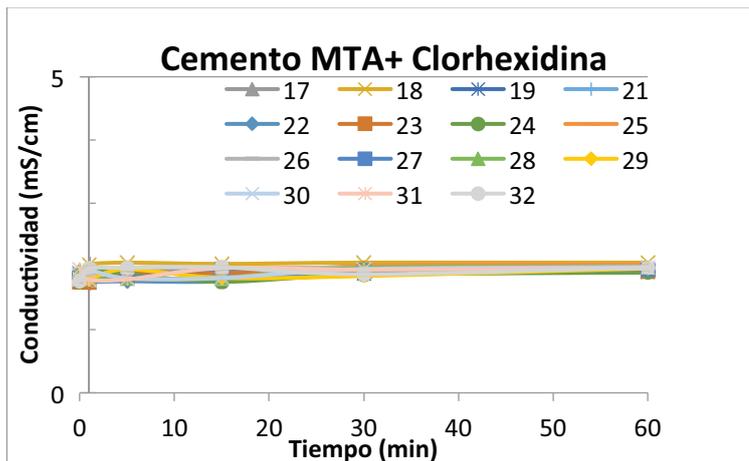


Figura nº 46. Resultados de la conductividad de MTA en clorhexidina.

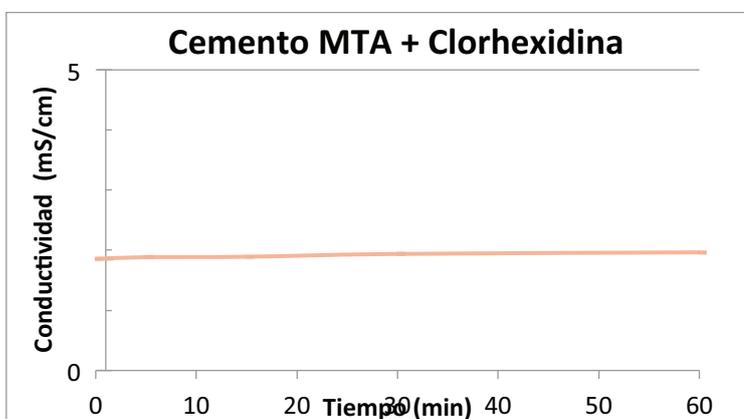


Figura nº47. Resultados de la media de la conductividad de MTA en clorhexidina.

Tabla nº 18. Diferencia de masa para MTA con clorhexidina.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
17	0,034	5,96	0,032
18	0,042	11,99	0,037
19	0,038	2,66	0,037
21	0,043	2,32	0,042
22	0,038	10,60	0,034
23	0,040	10,11	0,036
24	0,036	11,02	0,032
25	0,042	7,07	0,039
26	0,037	0,00	0,037
27	0,038	10,49	0,034
28	0,038	2,61	0,037
29	0,039	5,11	0,037
30	0,041	0,00	0,041
31	0,039	2,54	0,038
32	0,041	4,93	0,039
media	0,039	5,83	0,037
desv	0,002	4,16	0,003

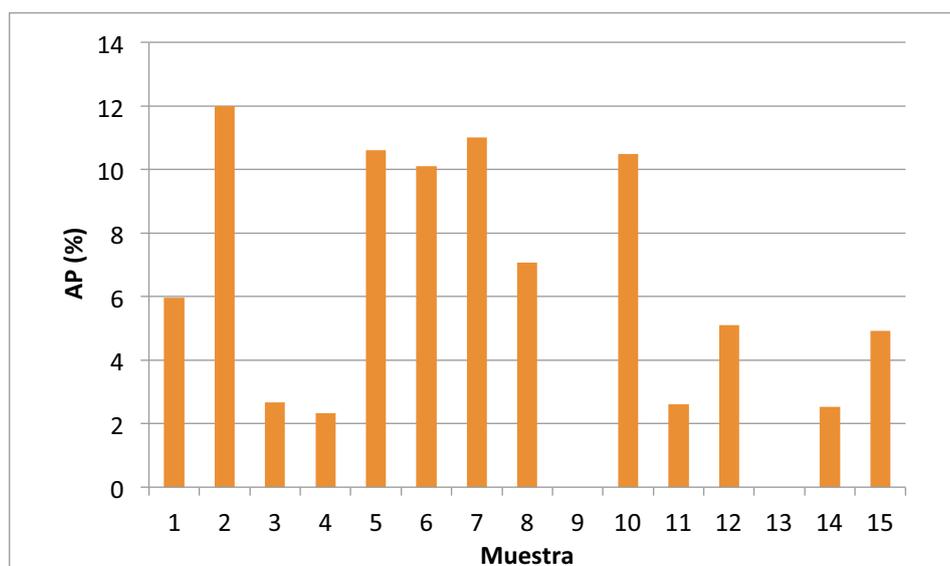


Figura nº 48. Diferencia de masa para MTA con clorhexidina.

Tabla nº 19. Resultados del pH de MTA + NaOCl 2,5%.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	11,76	11,68	11,65	11,57	11,38	10,72
2	11,53	11,52	11,47	11,35	10,88	10,3
3	10,83	10,75	10,61	10,51	10,35	10,1
4	11,4	10,75	10,59	10,48	10,21	9,89
5	10,49	10,42	10,32	10,22	10,04	9,88
6	10,24	10,14	10,09	10,04	9,88	9,74
7	10,7	10,61	10,47	10,29	10,08	9,83
8	10,16	10,11	10,05	9,99	9,86	9,56
9	9,98	9,91	9,89	9,83	9,58	9,48
10	11,76	11,76	11,74	11,7	11,5	11
11	11,24	11,2	11,05	10,84	10,37	9,99
12	10,73	10,64	10,5	10,33	10,04	9,82
13	10,34	10,28	10,16	10,09	9,91	9,75
14	11,53	11,41	11,25	11,11	10,6	10,13
15	11,11	10,96	10,83	10,66	10,29	10,05
media	10,92	10,81	10,71	10,60	10,33	10,02
desv	0,62	0,62	0,62	0,61	0,57	0,42

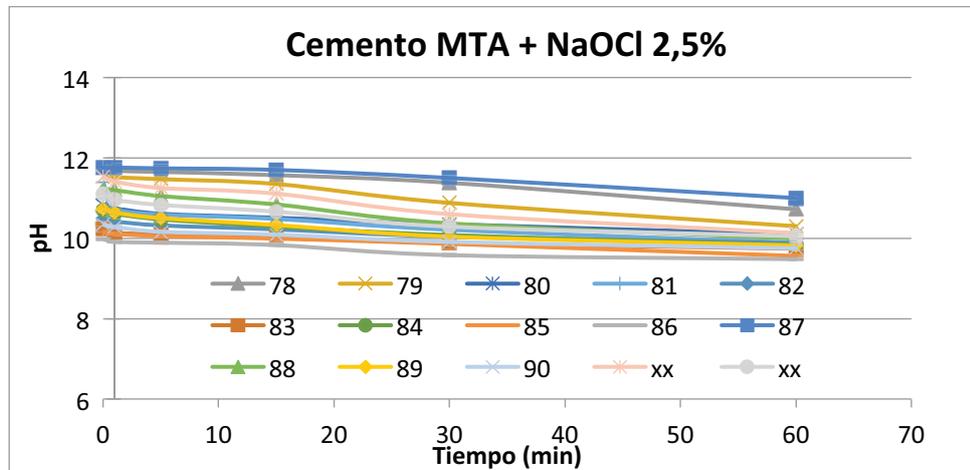


Figura nº 49. Resultados de pH de MTA + NaOCl 2,5%.

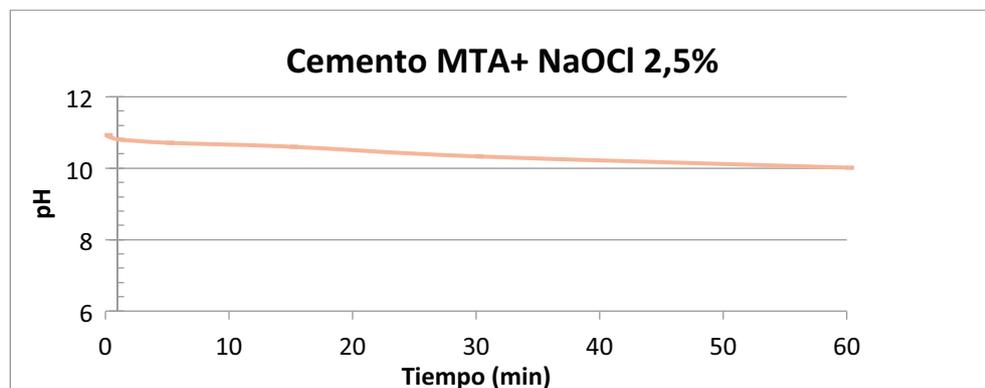


Figura nº 50. Resultados de la media pH de MTA + NaOCl 2,5%.

Tabla nº 20. Resultados de conductividad de MTA en NaOCl al 2,5%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	49,1	48,9	49,3	49,2	49,5	48
2	48,9	49	49	49,1	49,8	48,4
3	48	48,5	49	48,4	48,4	48,5
4	48,7	49,2	49,1	49,4	48,2	48,5
5	48,5	48,9	49,2	49,3	48,2	48,3
6	48,6	49,1	48,9	48,9	48,7	48,2
7	48,5	48,2	48,7	49,1	48,2	48,5
8	48,7	48,9	49	49,5	48,7	48,5
9	48,6	48,9	48,3	48,4	48,4	25,9
10	50,4	50,9	50,8	50,8	51,1	50,6
11	49,5	49,7	49,7	50,9	51,6	49,7
12	49,6	49,5	49,8	50,9	50	49,9
13	49,7	49,4	50,3	49,3	50,3	50
14	49,6	49,7	50,1	50	50,6	49,5
15	49	49,3	49,7	50	49,4	49,6
media	49,03	49,21	49,39	49,55	49,41	47,47
desv	0,62	0,62	0,66	0,82	1,13	6,02

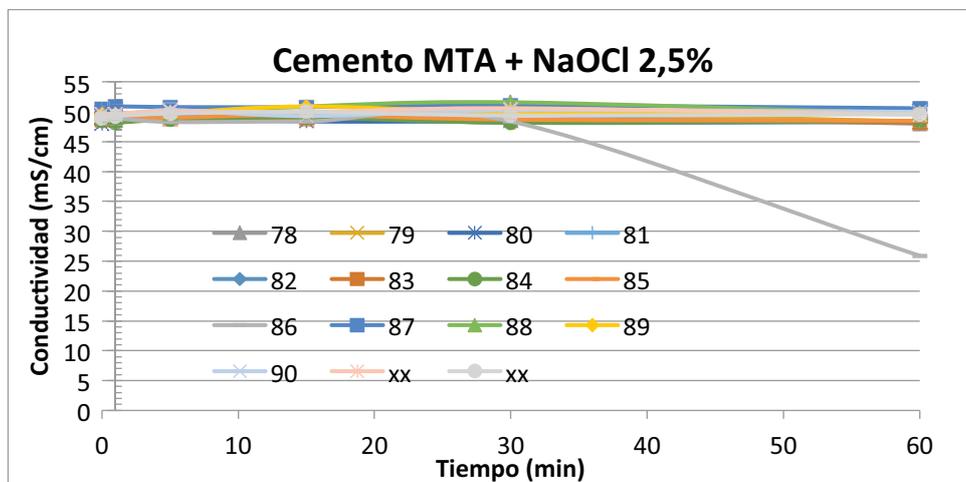


Figura nº 51. Resultados de la conductividad de MTA + NaOCl 2,5%.

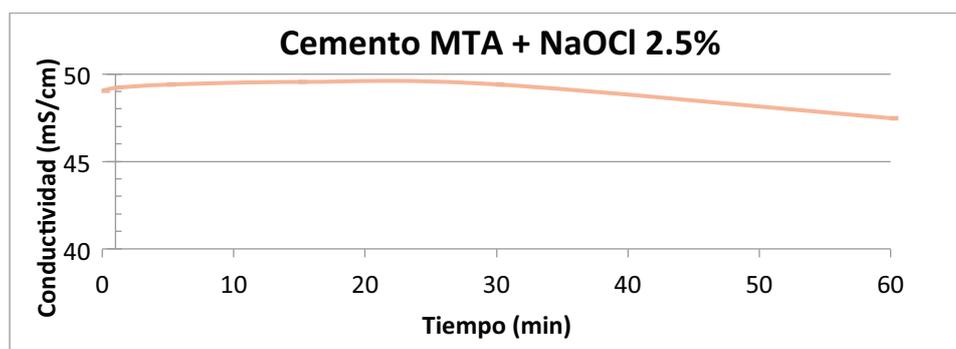


Figura nº 52. Resultados de la media de la conductividad de MTA + NaOCl 2,5%.

Tabla nº 21. Diferencia de masa para MTA con NaOCl 2,5%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
78	0,042	4,75	0,040
79	0,042	4,78	0,040
80	0,040	12,63	0,035
81	0,040	7,42	0,037
82	0,037	8,17	0,034
83	0,035	-2,86	0,036
84	0,039	12,87	0,034
85	0,040	9,93	0,036
86	0,040	7,58	0,037
87	0,040	4,95	0,038
88	0,032	3,11	0,031
89	0,035	0,00	0,035
90	0,035	0,00	0,035
91	0,037	5,43	0,035
92	0,036	2,80	0,035
media	0,038	5,44	0,036
desv	0,003	4,51	0,002

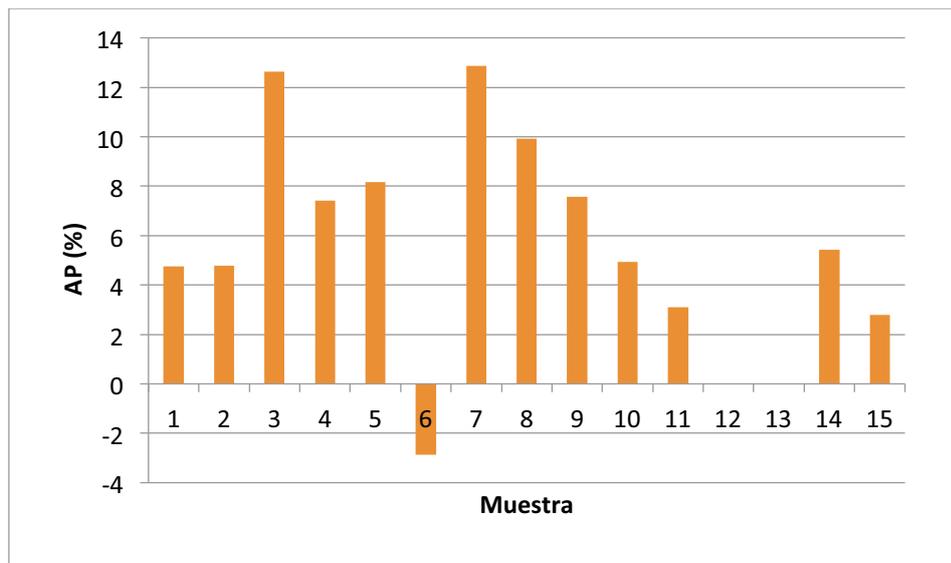


Figura nº 53. Diferencia de masa para MTA con NaOCl 2,5%.

Tabla nº 22. Resultados de pH de MTA+ NaOCl 5%.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	12,09	12,1	12,08	12,04	11,96	11,86
2	12,06	12,06	12,05	12,02	11,89	11,79
3	12,22	12,26	12,24	12,21	12,04	11,96
4	12,19	12,2	12,16	12,14	12,01	11,9
5	11,88	11,86	11,8	11,75	11,58	11,26
6	12,14	12,13	12,11	12,08	11,99	11,88
7	12,01	11,99	11,94	11,9	11,73	11,17
8	11,32	11,26	11,09	10,9	10,51	10,24
9	11,92	11,88	11,84	11,82	11,67	11,56
10	11,84	11,8	11,74	11,68	11,58	11,34
11	11,76	11,72	11,69	11,64	11,5	11,36
12	11,64	11,6	11,58	11,57	11,48	11,37
13	12,08	12,12	12,09	12,03	11,96	11,97
14	12,03	12,05	11,97	11,9	11,67	11,38
15	11,94	11,91	11,85	11,78	11,67	11,3
media	11,94	11,93	11,88	11,83	11,68	11,49
desv	0,24	0,27	0,30	0,33	0,39	0,46

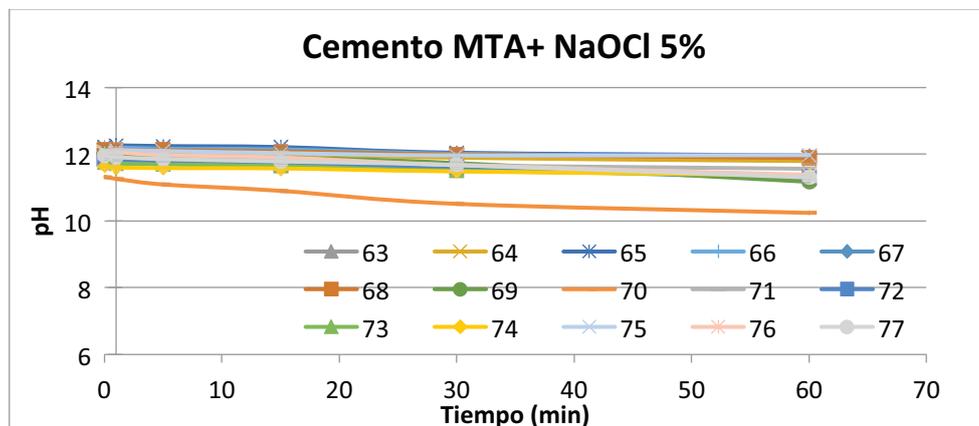


Figura nº 54. Resultados de pH de MTA + NaOCl 5%.

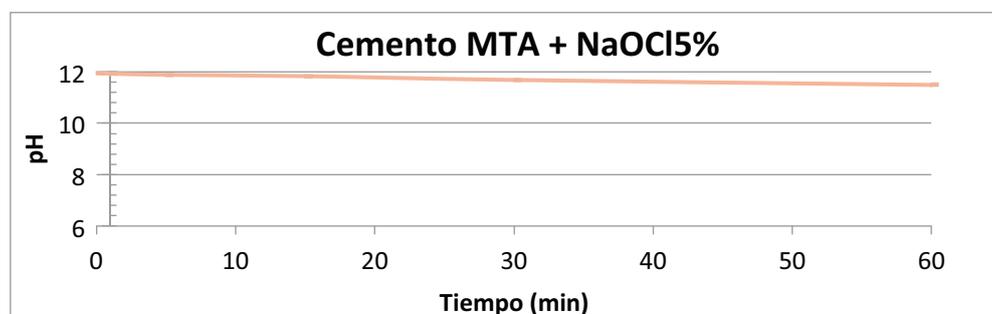


Figura nº 55. Resultados de la media de pH de MTA + NaOCl 5%.

Tabla nº 23. Resultados de conductividad de MTA+ NaOCl 5%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	86,9	86,9	87	87,2	86,3	86
2	86,7	86,4	86,9	87,2	86	85,9
3	86,9	86,8	87,4	87,5	86,6	85,9
4	86,3	86,8	87,5	87,5	85,7	85,2
5	85,9	85,7	86,7	85,7	84,9	85,5
6	86,4	86,6	87,2	86,2	87,2	87,5
7	85,4	85,6	86,2	86,2	84,7	84,9
8	85,3	84,5	84,7	83,3	83,6	84,3
9	86,2	86,4	86,5	86,6	85,8	84,6
10	85,9	86,1	86	85,8	84,4	84,9
11	85,5	85,6	85,7	86	84,9	82,2
12	85,5	85,7	86,2	86,8	85,1	83,3
13	86,4	86,1	86,2	86	86,6	86,4
14	85,8	85,5	86,7	86,8	84,9	84,7
15	85,5	85,2	85,4	85,7	85	84,3
media	86,04	85,99	86,42	86,30	85,45	85,04
desv	0,55	0,68	0,77	1,04	0,97	1,28

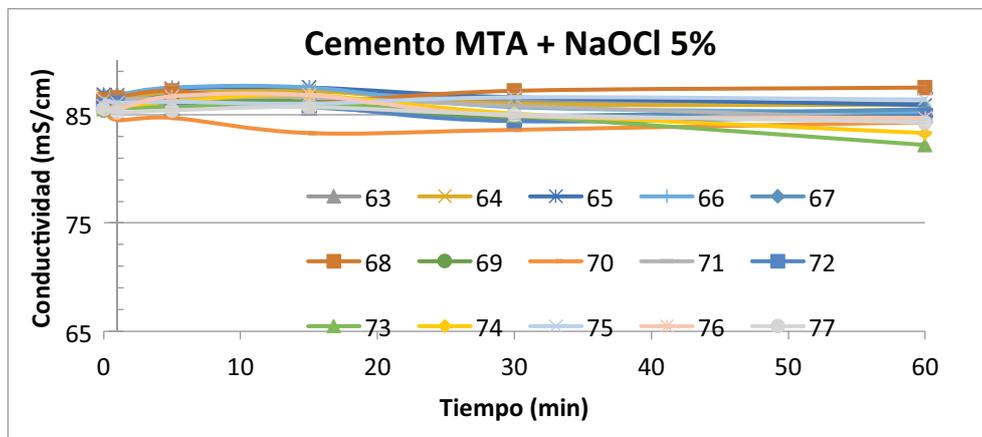


Figura nº 56. Resultados de la conductividad de MTA + NaOCl 5%.

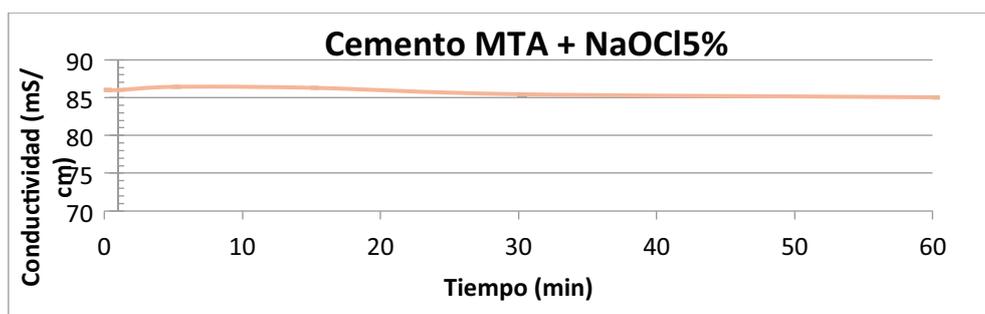


Figura nº 57. Resultados de la media de la conductividad de MTA + NaOCl 5%.

Tabla nº 24. Diferencia de masa para MTA con NaOCl 5%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
63	0,039	0,00	0,039
64	0,040	2,51	0,039
65	0,037	13,61	0,032
66	0,042	9,55	0,038
67	0,039	0,00	0,039
68	0,039	0,00	0,039
69	0,038	10,41	0,034
70	0,039	2,57	0,038
71	0,039	5,11	0,037
72	0,041	12,24	0,036
73	0,040	9,93	0,036
74	0,039	0,00	0,039
75	0,040	0,00	0,040
76	0,039	7,72	0,036
77	0,042	0,00	0,042
media	0,039	4,91	0,038
desv	0,001	5,14	0,002

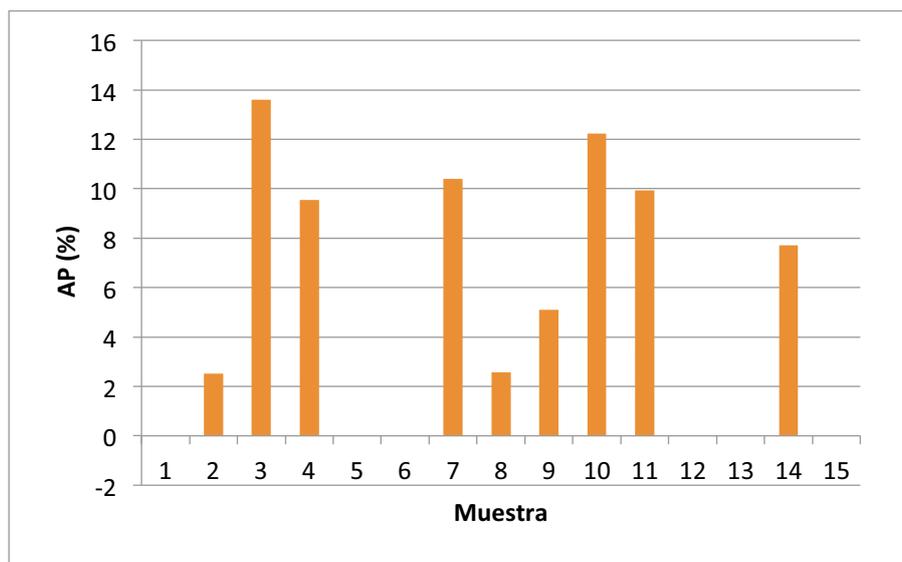


Figura nº 58. Gráfica de diferencia de masa para MTA con NaOCl 5%.

Tabla nº 25. Resultados de pH de MTA + ácido cítrico 10%.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	2,19	2,22	2,1	2,11	2,06	2,07
2	2,01	2,08	2,05	2,02	1,97	2,07
3	1,86	1,86	1,77	1,75	1,77	1,75
4	1,73	1,82	1,68	1,73	1,74	1,73
5	1,72	1,79	1,67	1,74	1,78	1,73
6	1,81	1,86	1,89	1,82	1,73	1,75
7	1,77	1,88	1,82	1,81	1,73	1,62
8	1,85	1,77	1,73	1,78	1,66	1,65
9	1,65	1,65	1,62	1,63	1,56	1,66
10	1,66	1,58	1,59	1,45	1,6	1,49
11	1,51	1,59	1,48	1,62	1,55	1,54
12	1,56	1,47	1,43	1,42	1,46	1,43
13	1,43	1,4	1,42	1,43	1,48	1,49
14	1,58	1,55	1,52	1,56	1,61	1,62
15	1,54	1,55	1,53	1,56	1,56	1,57
media	1,72	1,74	1,69	1,70	1,68	1,68
desv	0,20	0,23	0,21	0,21	0,17	0,19

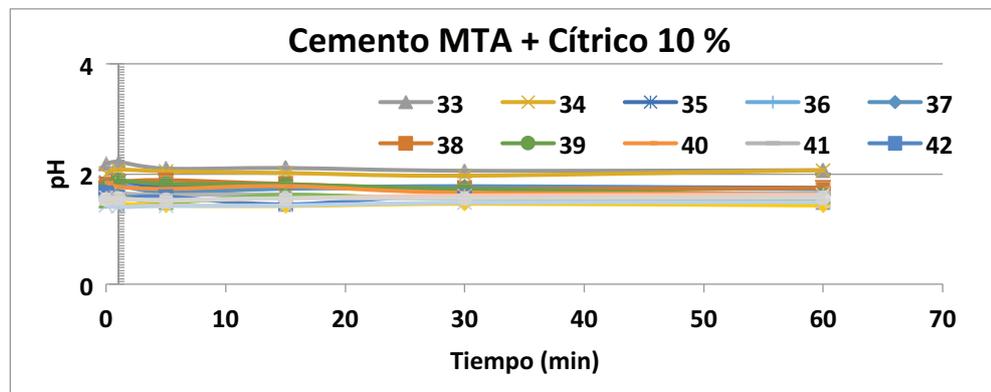


Figura nº 59. Resultados de pH de MTA + ácido cítrico 10%.

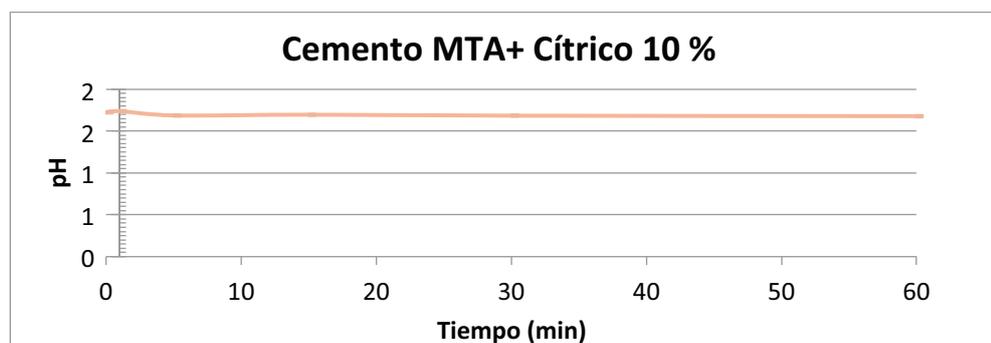


Figura nº 60. Resultados de la media de pH de MTA + ácido cítrico 10%.

Tabla nº 26. Resultados de la conductividad de MTA + ácido cítrico 10%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	6,51	6,52	6,36	6,3	6,11	5,99
2	6,52	6,5	6,4	6,31	6,21	6,06
3	6,55	6,54	6,44	6,27	5,89	5,75
4	6,52	6,52	6,4	6,36	6,08	5,97
5	6,52	6,51	6,43	6,23	5,98	5,8
6	6,47	6,45	6,37	6,31	6,13	6
7	6,47	6,43	6,39	6,31	6,08	5,96
8	6,43	6,4	6,36	6,3	6,15	6,03
9	6,48	6,45	6,44	6,33	6,09	6,02
10	6,43	6,4	6,33	6,32	5,99	5,87
11	6,4	6,41	6,35	6,22	6,12	6,04
12	6,4	6,41	6,35	6,22	6,12	6,04
13	6,46	6,43	6,36	6,27	5,92	5,8
14	6,5	6,48	6,43	6,38	6,23	6,13
15	6,48	6,51	6,46	6,41	6,2	6,08
media	6,48	6,46	6,39	6,30	6,09	5,97
desv	0,05	0,05	0,04	0,06	0,10	0,11

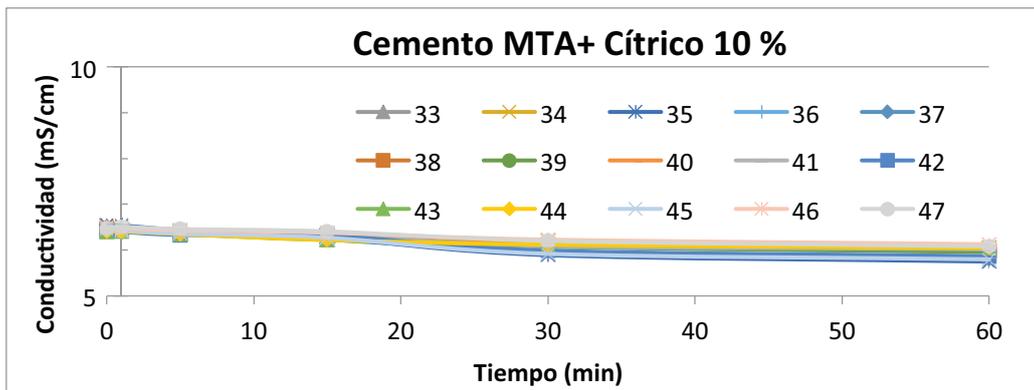


Figura nº 61. Resultados de la conductividad de MTA + ác cítrico 10%.

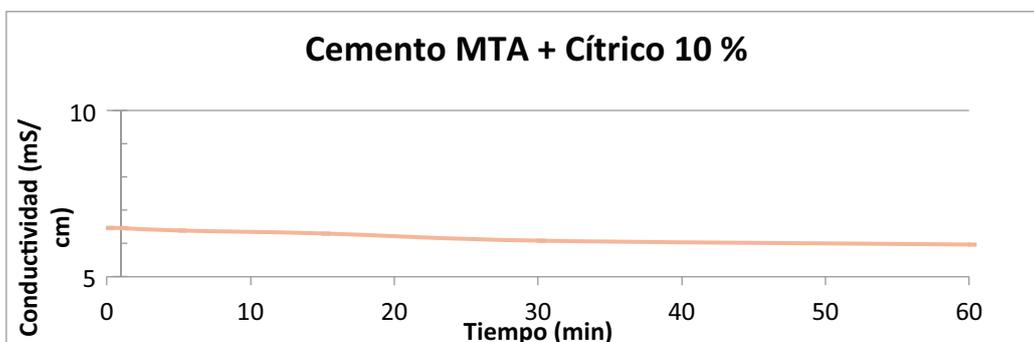


Figura nº 62. Resultados de la media de la conductividad de MTA + ác cítrico 10%.

Tabla nº 27. Diferencia de masa para MTA con ác. Cítrico 10%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
33	0,040	5,05	0,038
34	0,039	7,78	0,036
35	0,041	26,63	0,030
36	0,038	15,90	0,032
37	0,039	20,74	0,031
38	0,040	12,45	0,035
39	0,039	20,59	0,031
40	0,039	12,68	0,034
41	0,037	8,01	0,034
42	0,039	15,27	0,033
43	0,041	7,24	0,038
44	0,039	12,91	0,034
45	0,039	18,01	0,032
46	0,037	16,03	0,031
47	0,041	7,32	0,038
media	0,039	13,77	0,034
desv	0,001	6,11	0,003

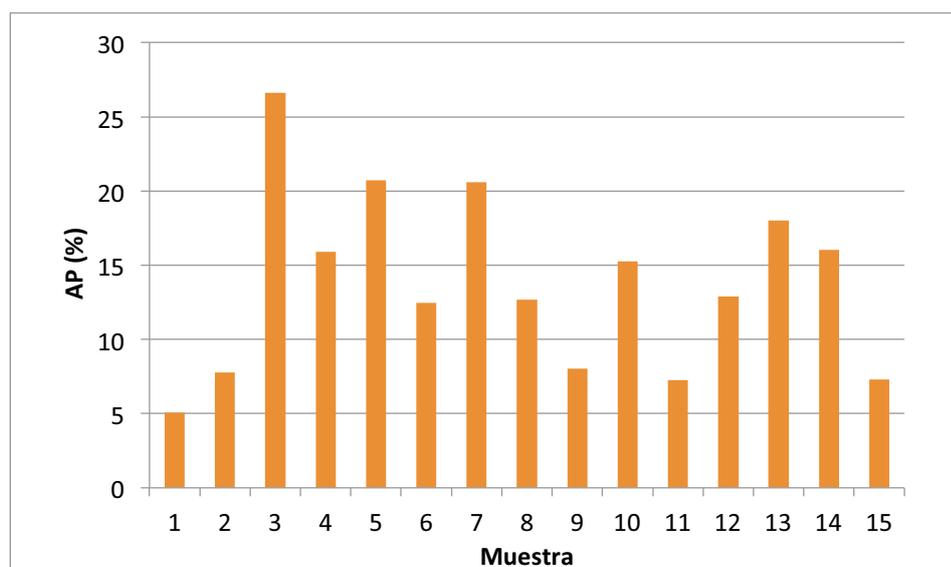


Figura nº 63. Gráfico de la diferencia de masa para MTA con ác. Cítrico 10%.

Tabla nº 28. Resultados del pH de MTA + ácido cítrico 20%.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	1,33	1,24	1,15	1,24	1,28	1,29
2	1,28	1,22	1,22	1,22	1,27	1,28
3	1,31	1,21	1,18	1,2	1,24	1,23
4	1,28	1,11	1,24	1,13	1,22	1,21
5	1,18	1,17	1,13	1,19	1,21	1,21
6	1,35	1,26	1,25	1,32	1,33	1,32
7	1,41	1,25	1,26	1,22	1,31	1,3
8	1,28	1,27	1,25	1,28	1,27	1,27
9	1,34	1,26	1,21	1,116	1,28	1,25
10	1,27	1,18	1,13	1,41	1,4	1,22
11	1,26	1,15	1,12	1,11	1,14	1,16
12	1,35	1,1	1,1	1,15	1,14	1,21
13	1,16	1,18	0,99	1,1	1,23	1,16
14	1,26	1,07	1,09	1,06	1,19	1,16
15	1,15	1,29	1,14	1,02	1,15	1,14
media	1,28	1,20	1,16	1,18	1,24	1,23
desv	0,07	0,06	0,08	0,10	0,07	0,05

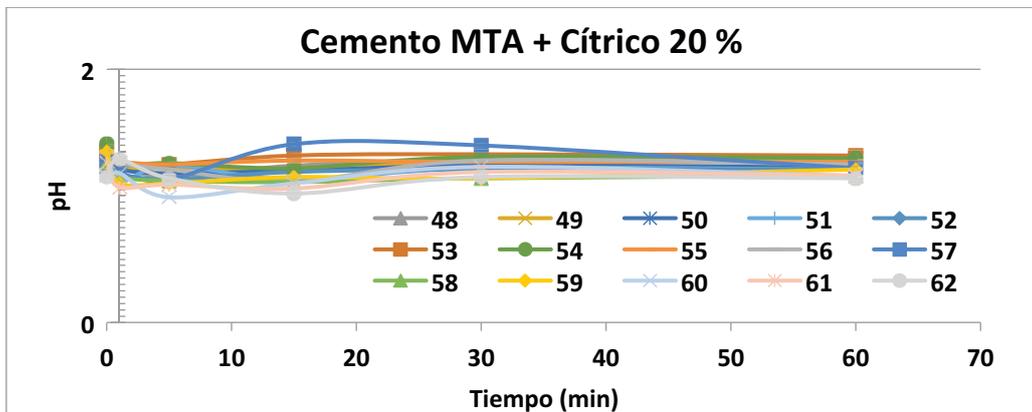


Figura nº 64. Resultados de pH de MTA + ácido cítrico 20%.

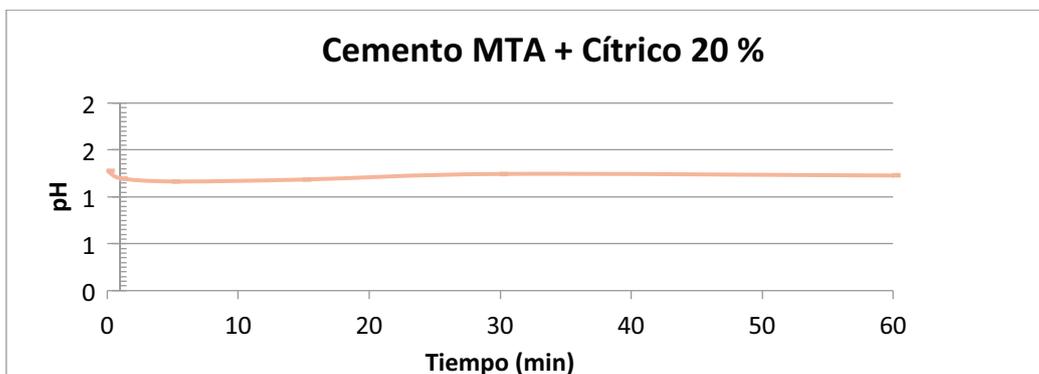


Figura nº 65. Resultados de la media de pH de MTA + ácido cítrico 20%.

Tabla nº 29. Resultados de la conductividad de MTA + ácido cítrico 20%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	7,81	7,79	7,74	7,69	7,56	7,525
2	7,81	7,81	7,77	7,75	7,59	7,54
3	7,83	7,85	7,82	7,74	7,62	7,48
4	7,81	7,82	7,71	7,68	7,53	7,47
5	7,78	7,8	7,72	7,65	7,52	7,48
6	7,73	7,71	7,66	7,59	7,43	7,35
7	7,71	7,7	7,67	7,63	7,46	7,27
8	7,7	7,66	7,61	7,48	7,39	7,34
9	7,68	7,66	7,64	7,57	7,44	7,35
10	7,71	7,69	7,62	7,52	7,5	7,35
11	7,69	7,66	7,64	7,58	7,4	7,37
12	7,69	7,69	7,68	7,6	7,51	7,43
13	7,68	7,66	7,62	7,59	7,42	7,36
14	7,71	7,7	7,68	7,63	7,51	7,44
15	7,7	7,66	7,58	7,52	7,42	7,35
media	7,74	7,72	7,68	7,61	7,49	7,41
desv	0,06	0,07	0,07	0,08	0,07	0,08

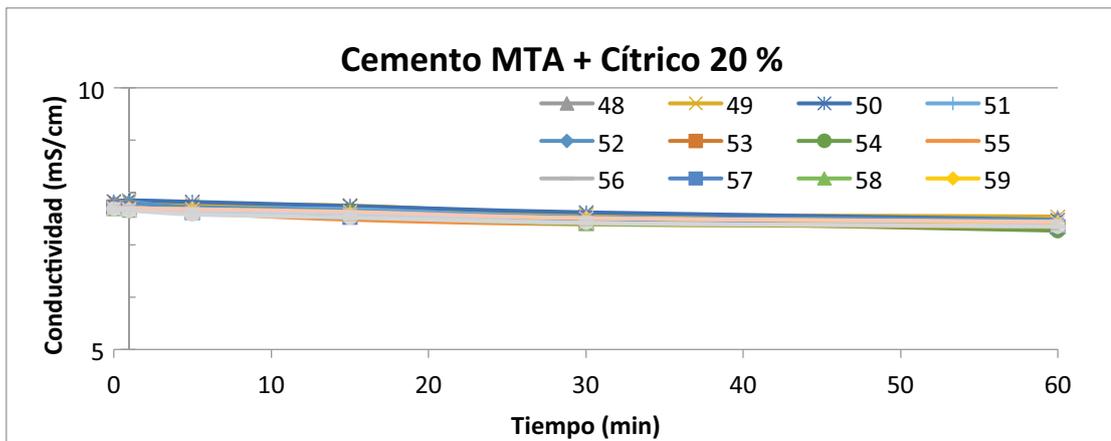


Figura nº 66. Resultados de la conductividad de MTA + ác cítrico 20%.

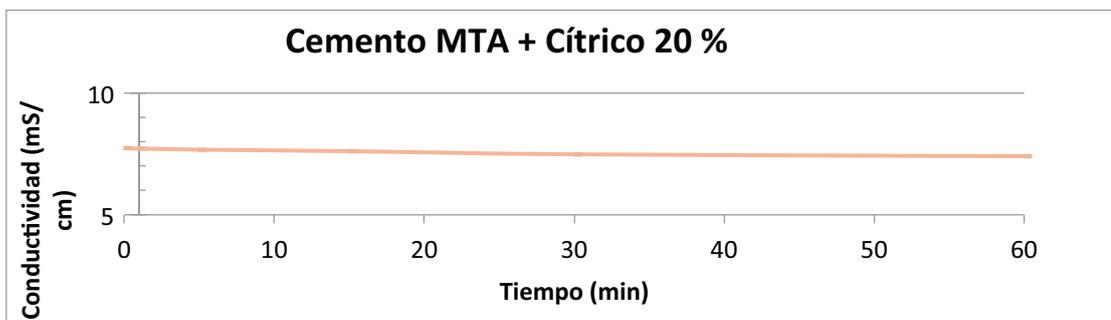


Figura nº 67. Resultados de la media de la conductividad de MTA + ác cítrico 20%.

Tabla nº 30. Diferencia de masa para MTA con ácido cítrico 20%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
48	0,040	7,50	0,037
49	0,037	0,00	0,037
50	0,038	0,00	0,038
51	0,043	4,65	0,041
52	0,037	0,00	0,037
53	0,044	6,77	0,041
54	0,038	7,98	0,035
55	0,039	5,14	0,037
56	0,040	0,00	0,040
57	0,040	2,52	0,039
58	0,039	2,57	0,038
59	0,041	2,46	0,040
60	0,039	2,54	0,038
61	0,039	5,13	0,037
62	0,040	10,03	0,036
media	0,040	3,82	0,038
desv	0,002	3,25	0,002

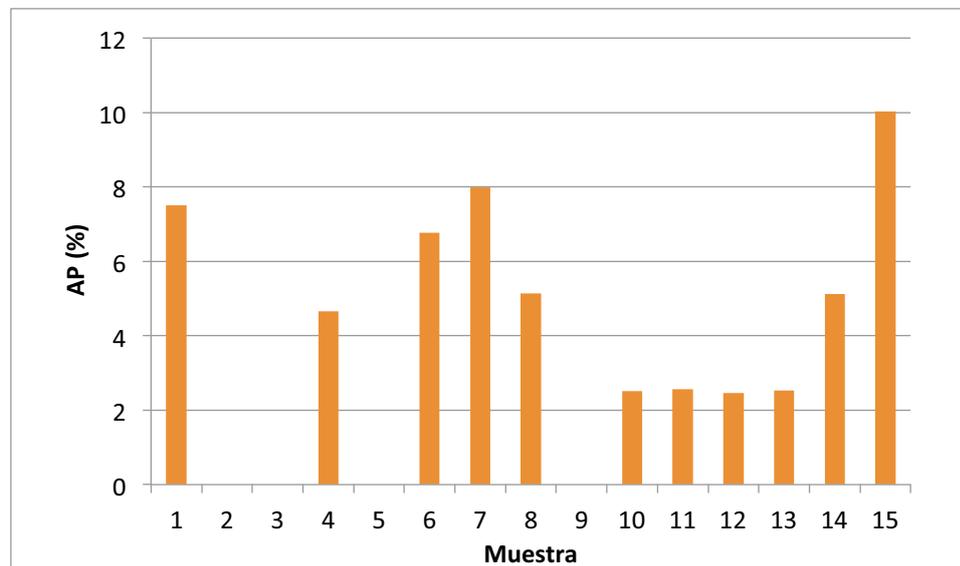


Figura nº 68. Gráfico de la diferencia de masa para MTA con ác. cítrico 20%.

Tabla nº 31. Resultados de pH MTA+EDTA 17%.

MUESTRA	pH /tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	4,2	4,15	4,07	4,02	3,92	3,87
2	4,36	4,38	4,35	4,33	4,31	4,34
3	4,34	4,35	4,34	4,35	4,32	4,32
4	4,35	4,34	4,31	4,3	4,3	4,3
5	4,32	4,31	4,3	4,31	4,31	3,76
6	4,33	4,33	4,32	4,42	3,75	3,75
7	4,41	4,4	4,38	4,39	4,36	4,3
8	4,37	4,37	4,4	4,3	4,3	4,4
9	4,3	4,3	4,3	4,3	4,3	4,3
10	4,3	4,4	4,3	4,3	4,3	4,4
11	4,3	4,3	4,3	4,3	4,3	4,2
12	4,31	4,27	4,24	4,23	3,64	4,27
13	4,35	4,37	4,34	4,36	4,38	4,37
14	4,39	4,37	4,39	4,35	4,42	4,48
15	3,93	3,93	3,93	3,97	3,99	4
media	4,30	4,30	4,28	4,28	4,19	4,20
desv	0,05	0,07	0,08	0,09	0,25	0,24

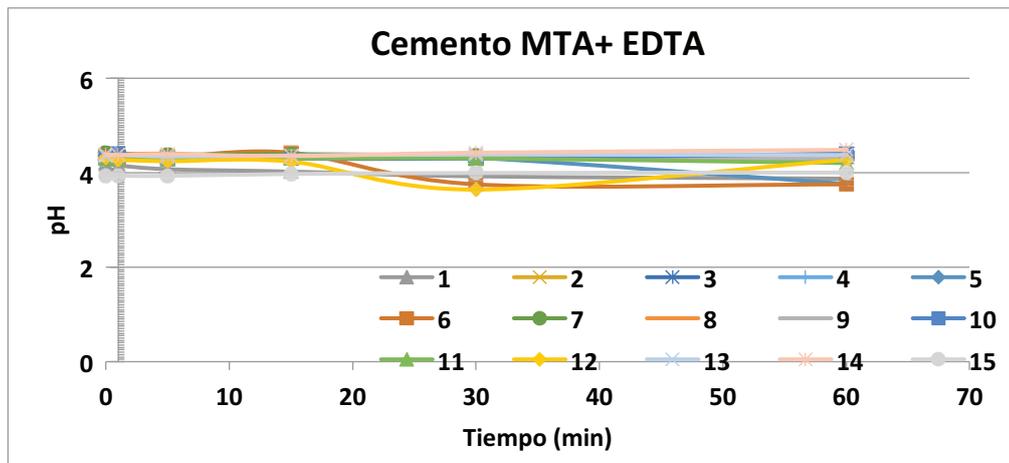


Figura nº 69. Resultados de pH de MTA + EDTA 17%.

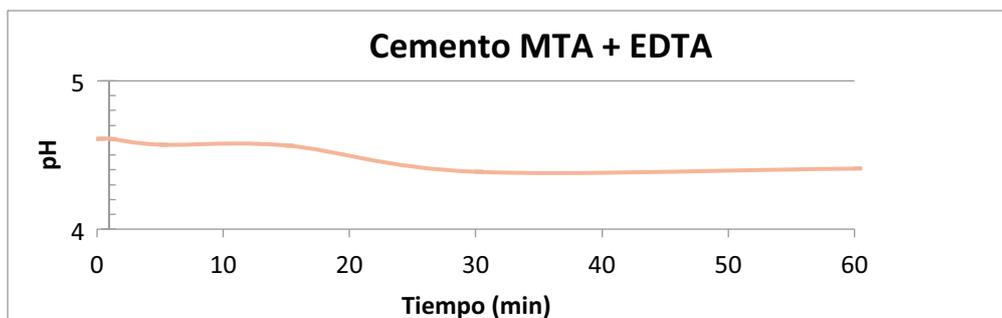


Figura nº 70. Gráfica de la media de pH de MTA + EDTA 17%.

Tabla nº 32. Resultados de la conductividad de MTA+EDTA 17%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	22,1	22	22	22,1	22,5	23,2
2	21,8	21,7	21,5	21,8	22,3	22,4
3	21,6	21,7	21,7	21,4	21,6	21,9
4	21,7	21,7	21,8	22,1	23	23,3
5	21,7	21,8	21,8	22	22,3	22,2
6	21,7	21,4	21,5	21,9	22,9	22,2
7	21,8	21,7	21,6	22	23,2	23,6
8	21,8	21,9	22,2	21,9	22,1	22,5
9	21,9	21,8	22	22,1	22,1	23,5
10	21,9	21,8	22	22,5	23,5	23
11	21,9	21,9	22,1	22,4	23,8	24,4
12	21,8	21,7	21,8	21,7	22,9	24,2
13	22,1	22,1	22,1	22	22,9	23,8
14	22,1	21,8	22	22	22,1	22,6
15	21,5	21,4	21,6	21,8	22,6	23,3
media	21,83	21,76	21,85	21,98	22,65	23,07
desv	0,18	0,19	0,23	0,27	0,59	0,76

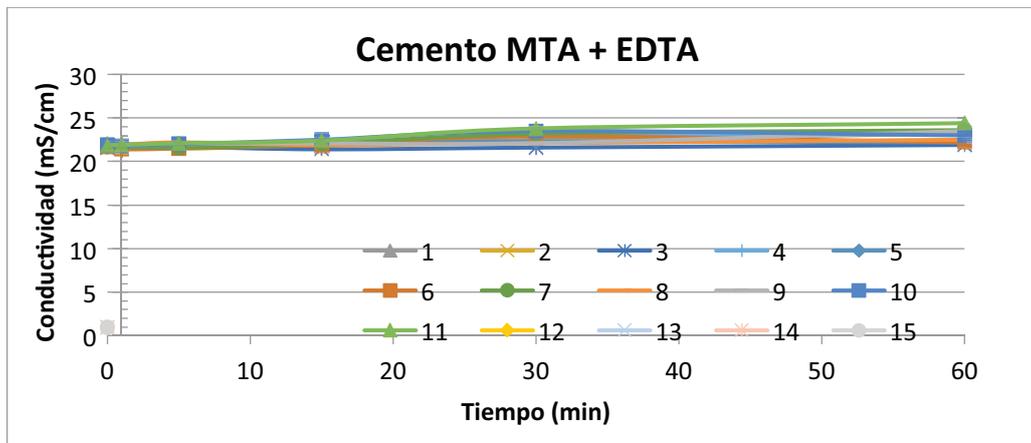


Figura nº 71. Resultados de conductividad de MTA + EDTA 17%.

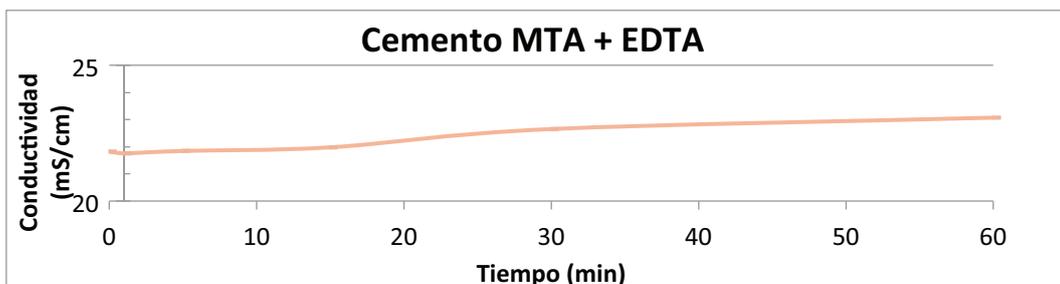


Figura nº 72. Gráfica de la media de conductividad de MTA + EDTA 17%.

Tabla nº 33. Diferencia de masa para MTA con EDTA al 17%.

MUESTRA			
1	masa cemento	ΔP (%)	masa final
2	0,04	14,58	0,035
3	0,04	12,91	0,034
4	0,04	11,90	0,037
5	0,04	14,04	0,037
6	0,04	16,90	0,034
7	0,04	14,23	0,036
8	0,04	12,03	0,037
9	0,04	4,49	0,043
10	0,04	4,73	0,040
11	0,04	5,16	0,037
12	0,04	11,43	0,039
13	0,042	7,17	0,039
14	0,045	13,42	0,039
15	0,039	7,64	0,036
media	0,040	7,53	0,037
desv	0,042	10,54	0,037

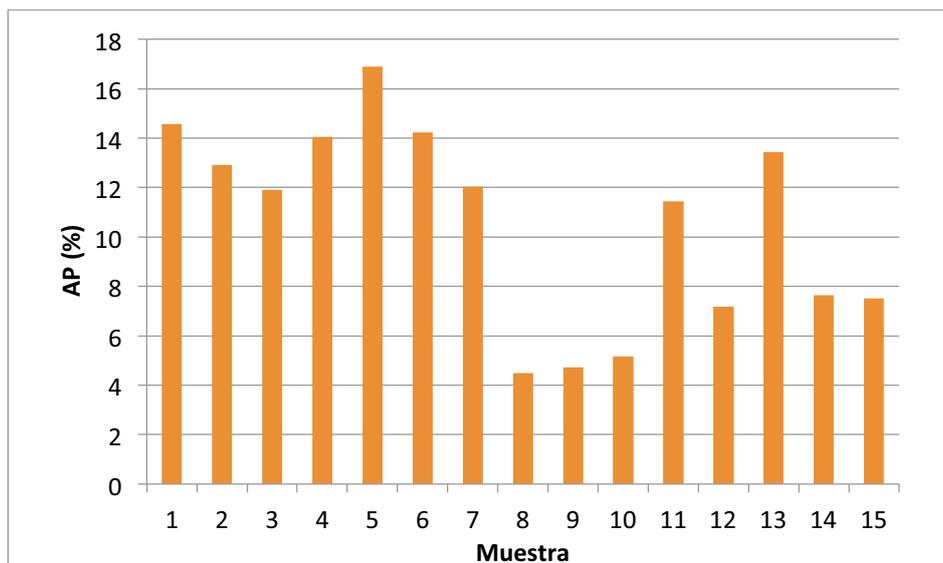


Figura nº 73. Gráfica de la diferencia de masa para MTA con EDTA al 17%.

6.3 RESULTADOS DE pH, CONDUCTIVIDAD Y SOLUBILIDAD PARA CP

Tabla nº 34. Resultados de pH de CP + suero fisiológico.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	7,2	8,45	8,97	9	8,8	8,32
2	6,21	7,93	8,43	8,58	9,1	7,88
3	7,94	8,35	8,55	9,04	8,55	8,98
4	6,14	7,25	8,21	8,34	7	7,09
5	6,44	7,36	7,98	8,45	7,31	7,4
6	6,48	7,8	8,24	8,41	8,45	8,05
7	5,96	7,85	8,8	8,9	9,08	8,65
8	6,83	8,84	9,24	9,16	8,9	8,4
9	7,17	8,45	9,2	9,82	10,27	10,14
10	7,14	8,46	8,75	8,56	8,5	7,97
11	5,93	7,69	8,86	9,04	8,74	8,13
12	6,9	8,64	8,94	8,95	8,65	7,28
13	6,72	8,21	8,66	8,71	7,22	6,98
14	8,22	9,36	8,9	8,95	8,56	8,45
15	6,25	7,5	8,91	9,08	7,84	8,18
media	6,77	8,14	8,71	8,87	8,46	8,13
desv	0,69	0,58	0,37	0,39	0,85	0,83

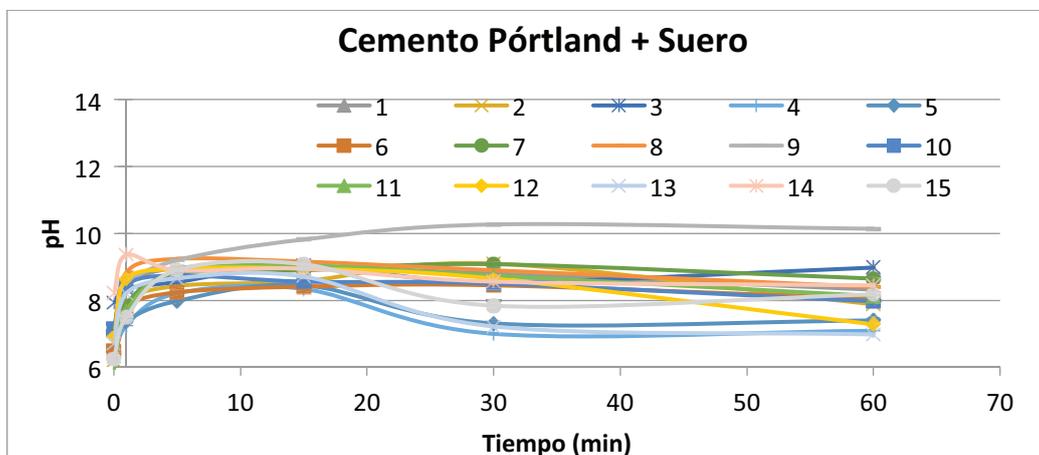


Figura nº 74. Resultados de pH de CP + suero fisiológico.

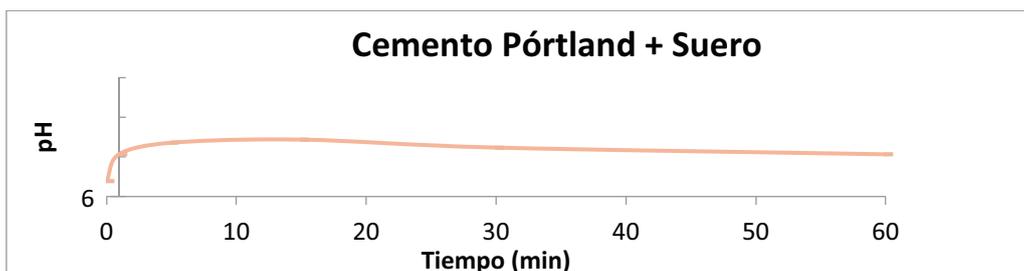


Figura nº 75. Gráfica de la media de los resultados de pH de CP + suero fisiológico.

Tabla nº 35. Resultados de conductividad de CP + suero fisiológico.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	16,04	16,13	16,21	16,22	16,27	16,51
2	15,83	15,86	15,94	15,96	15,73	15,47
3	15,27	15,72	15,33	15,41	15,25	15,36
4	15,77	15,9	16,03	16,11	15,83	15,71
5	15,67	15,84	16,01	16,13	15,77	15,78
6	15,62	15,84	15,62	15,56	15,54	15,58
7	15,73	15,78	15,97	16,05	16,22	15,01
8	15,71	16,03	16,11	16,12	15,9	15,94
9	15,12	15,63	15,71	15,69	15,71	15,7
10	15,66	15,82	15,76	15,75	15,57	15,66
11	15,72	15,99	16,04	16,1	16,18	15,46
12	15,57	15,85	16,11	16,07	15,98	15,6
13	15,15	15,78	15,85	15,89	15,73	15,58
14	15,64	15,87	15,53	15,54	15,42	14,82
15	15,38	15,51	15,75	15,5	15,41	15,35
media	15,59	15,84	15,86	15,87	15,77	15,57
desv	0,26	0,15	0,25	0,27	0,31	0,39

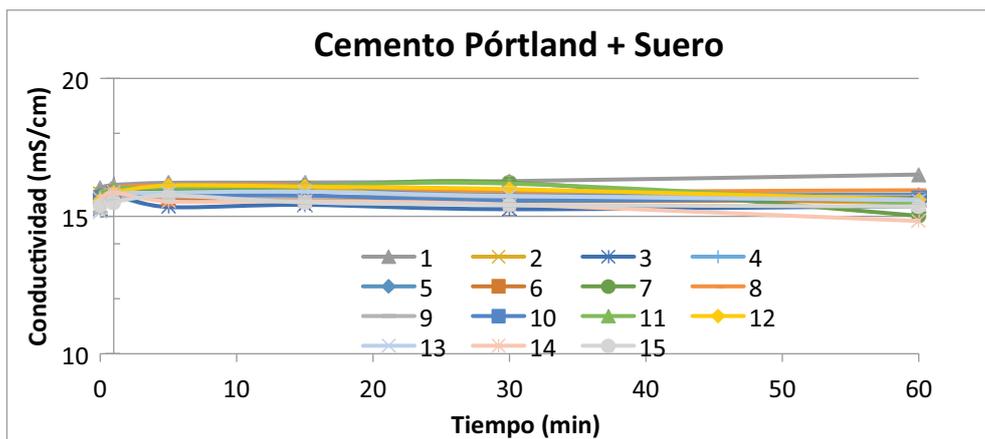


Figura nº 76. Resultados de conductividad de CP+ suero fisiológico.

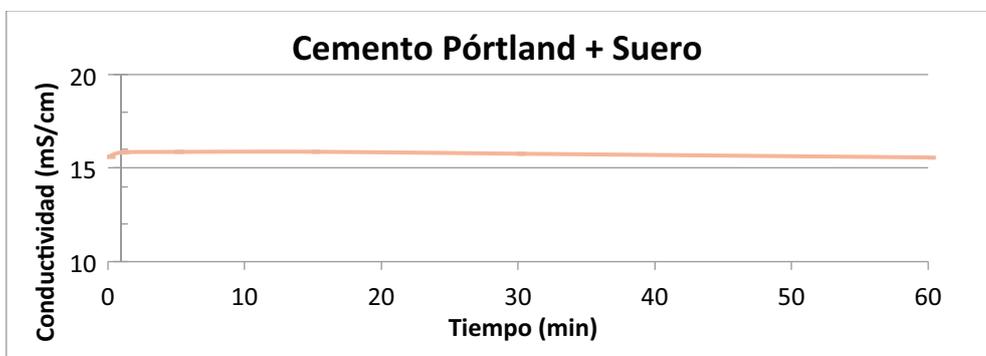


Figura nº 77. Gráfica de la media de los resultados de conductividad de CP + suero fisiológico.

Tabla nº 36. Diferencia de masa para CP + Suero fisiológico.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
1	0,033	15,09	0,028
2	0,028	3,52	0,027
3	0,035	17,08	0,029
4	0,036	2,81	0,035
5	0,034	2,93	0,033
6	0,033	12,23	0,029
7	0,034	0,00	0,034
8	0,034	2,97	0,033
9	0,031	9,68	0,028
10	0,033	3,06	0,032
11	0,032	0,00	0,032
12	0,032	3,11	0,031
13	0,029	3,47	0,028
14	0,031	3,26	0,030
15	0,035	8,60	0,032
media	0,033	5,85	0,031
desv	0,002	5,36	0,002

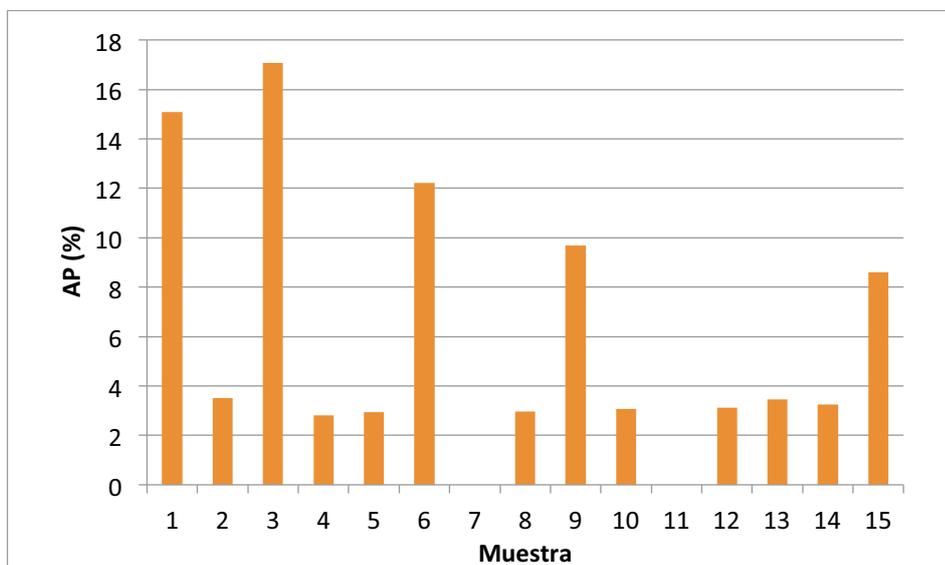


Figura nº 78. Gráfica de la diferencia de masa para CP + Suero fisiológico.

Tabla nº 37. Resultados de pH de CP+ clorhexidina 2%.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	7,03	7,05	7,04	7,72	7,87	7,87
2	7,35	7,82	7,81	7,9	7,99	9,33
3	7,34	7,51	7,7	7,79	8,2	9,34
4	7,21	7,35	7,51	7,59	8,46	10,22
5	7,34	7,35	7,38	7,44	7,61	7,84
6	7,9	7,75	7,51	7,82	7,97	9,51
7	7,35	7,34	7,5	7,57	7,72	10,09
8	7,59	7,48	7,47	7,7	7,84	9,45
9	7,46	7,37	7,54	7,59	7,76	9,3
10	7,68	7,38	7,54	7,62	7,77	7,93
11	7,61	7,64	7,68	7,44	7,87	8,89
12	7,92	7,55	7,66	7,57	7,92	8,37
13	7,37	7,52	7,39	7,43	7,54	7,61
14	7,46	7,62	7,67	7,62	7,83	7,82
15	7,44	7,61	7,78	7,74	7,84	7,97
media	7,47	7,49	7,55	7,64	7,88	8,77
desv	0,25	0,20	0,19	0,14	0,23	0,90

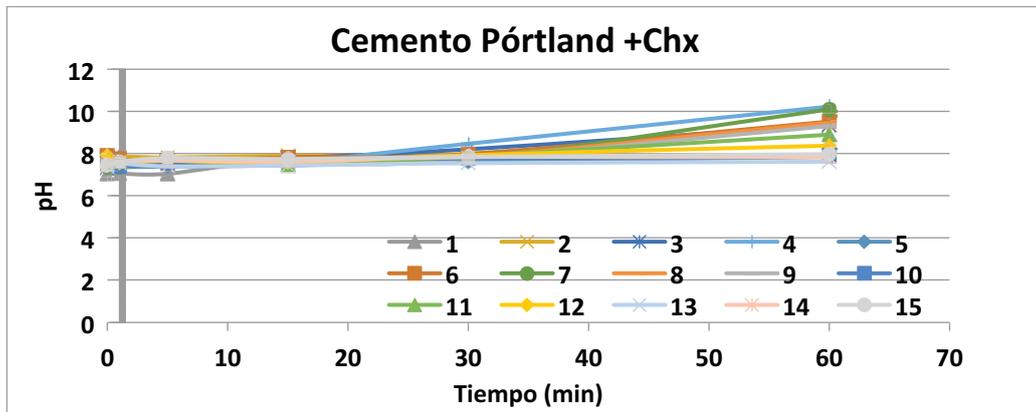


Figura nº 79. Gráfica de resultados de pH de CP+ clorhexidina 2%.

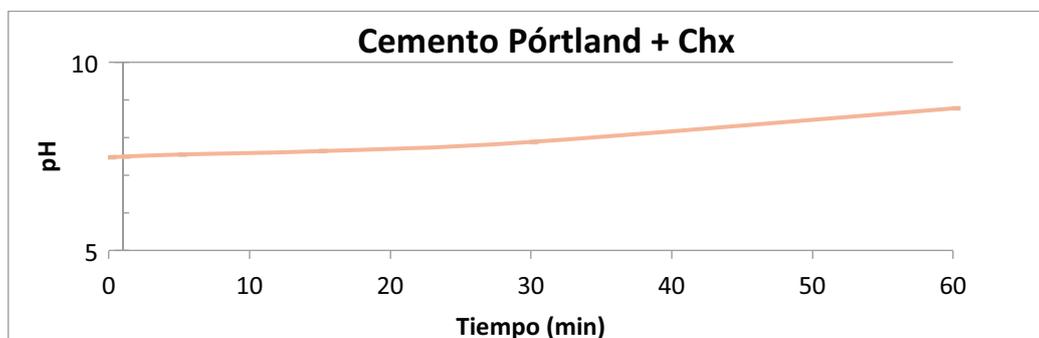


Figura nº 80. Gráfica de la media de pH de CP+ clorhexidina 2%.

Tabla nº 38. Resultados de la conductividad de CP+ clorhexidina 2%

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	1,909	1,887	1,9	1,914	1,928	1,951
2	1,901	1,91	1,906	1,92	1,914	1,92
3	1,922	1,928	1,907	1,917	1,92	1,924
4	1,901	1,915	1,916	1,913	1,888	1,822
5	1,915	1,931	1,916	1,903	1,902	1,923
6	1,912	1,924	1,918	1,92	1,913	1,921
7	1,915	1,887	1,833	1,918	1,951	1,907
8	1,949	1,949	1,957	1,961	1,987	1,995
9	1,944	1,946	1,957	1,964	1,944	1,958
10	1,936	1,95	1,958	1,966	1,969	1,974
11	1,954	1,949	1,955	1,941	1,964	1,952
12	1,991	1,972	1,971	1,981	1,991	1,978
13	1,972	1,977	1,975	1,984	1,915	1,99
14	1,966	1,975	1,973	1,971	1,971	1,958
15	1,97	1,972	1,968	1,966	1,976	1,979
media	1,94	1,94	1,93	1,94	1,94	1,94
desv	0,03	0,03	0,04	0,03	0,03	0,04

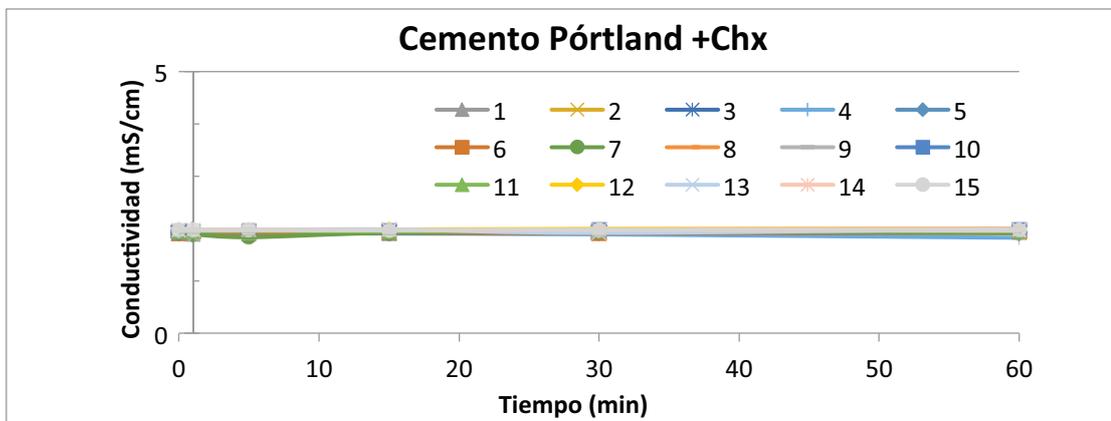


Figura nº 81. Resultados de la conductividad de CP+ clorhexidina 2%.

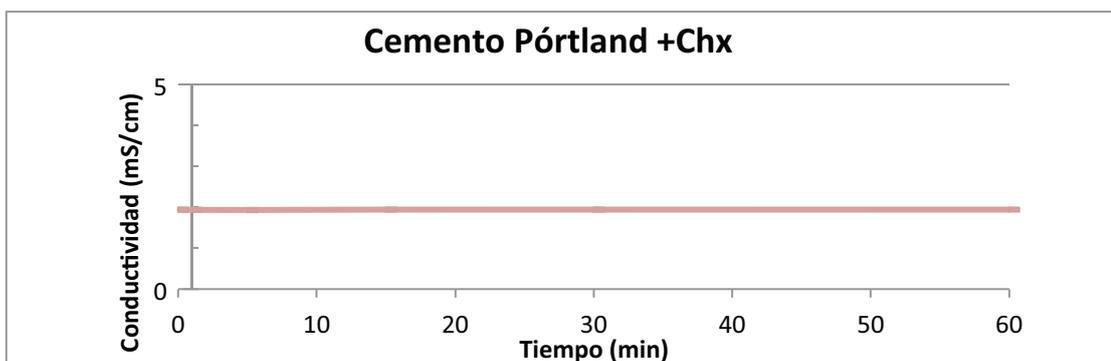


Figura nº 82. Gráfica de la media de la conductividad de CP+ clorhexidina 2%.

Tabla nº 39. Diferencia de masa para CP+clorhexidina 2%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
1	0,034	5,83	0,032
2	0,032	0,00	0,032
3	0,032	0,00	0,032
4	0,034	8,79	0,031
5	0,033	0,00	0,033
6	0,032	0,00	0,032
7	0,028	10,60	0,025
8	0,031	9,81	0,028
9	0,031	0,00	0,031
10	0,031	0,00	0,031
11	0,025	7,86	0,023
12	0,031	6,51	0,029
13	0,024	8,43	0,022
14	0,033	6,11	0,031
15	0,028	10,82	0,025
media	0,031	4,98	0,029
desv	0,003	4,45	0,004

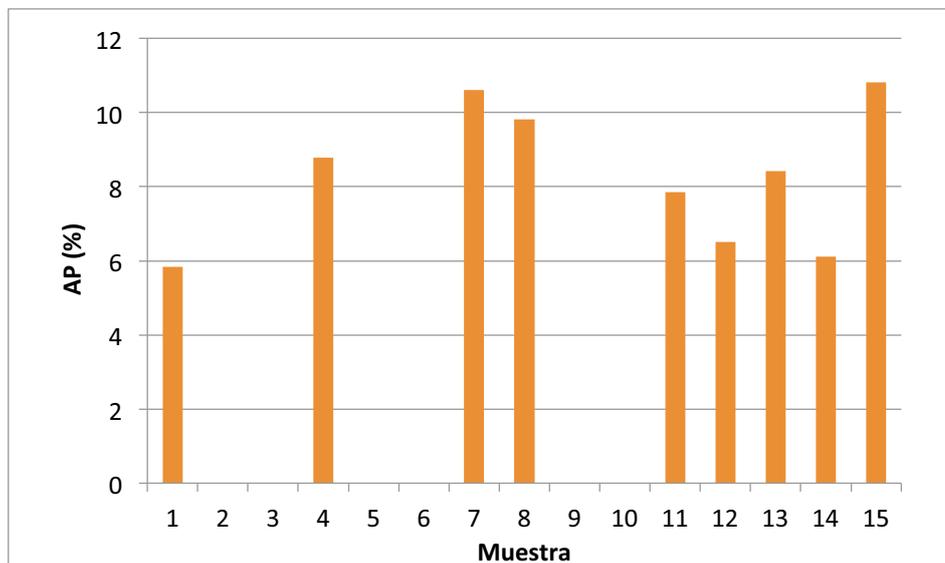


Figura nº 83. Gráfica de la diferencia de masa para CP+clorhexidina 2%.

Tabla nº 40. Resultados de pH CP+ NaOCl 2,5%.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	11,57	11,69	11,6	11,76	11,69	10,78
2	11,65	11,84	11,71	11,73	11,44	10,67
3	11,74	11,81	11,75	11,7	11,26	10,4
4	11,79	11,8	11,8	11,71	11,39	10,5
5	11,57	11,53	11,48	11,33	10,78	10,22
6	11,74	11,75	11,54	11,53	10,91	10,16
7	11,16	11,06	10,85	10,63	10,17	9,83
8	11,72	11,79	11,7	11,55	10,96	10,02
9	11,45	11,24	11	10,62	10,03	9,64
10	11,67	11,69	11,61	11,48	10,91	10,12
11	12	11,85	11,75	11,6	10,97	10,27
12	11,86	11,62	11,4	11,01	10,41	10,04
13	11,84	11,77	11,48	11,3	10,54	10,14
14	11,92	11,89	11,8	11,8	11	10,41
15	10,64	10,53	10,41	10,31	10,08	9,81
media	11,62	11,59	11,46	11,34	10,84	10,20
desv	0,21	0,24	0,29	0,40	0,48	0,31

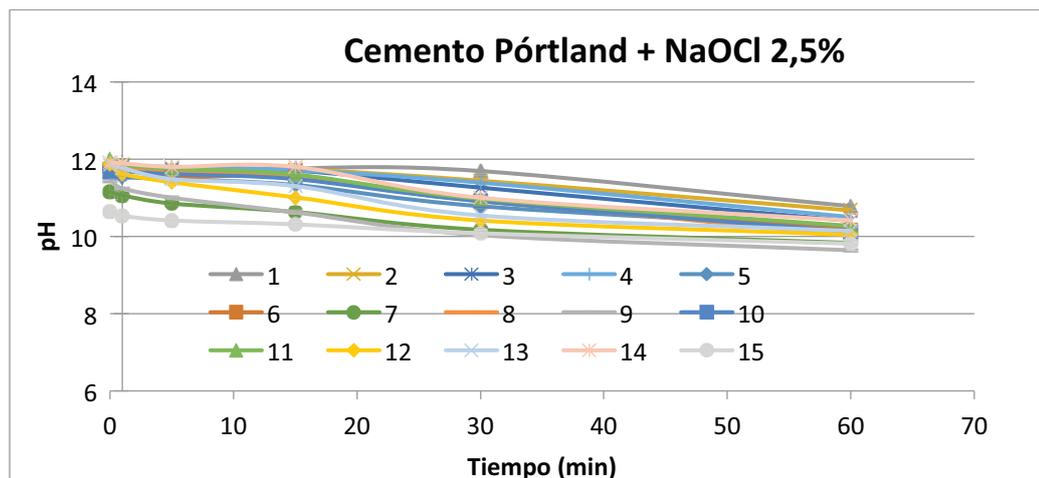


Figura nº 84. Resultados de pH CP+ NaOCl 2,5%.

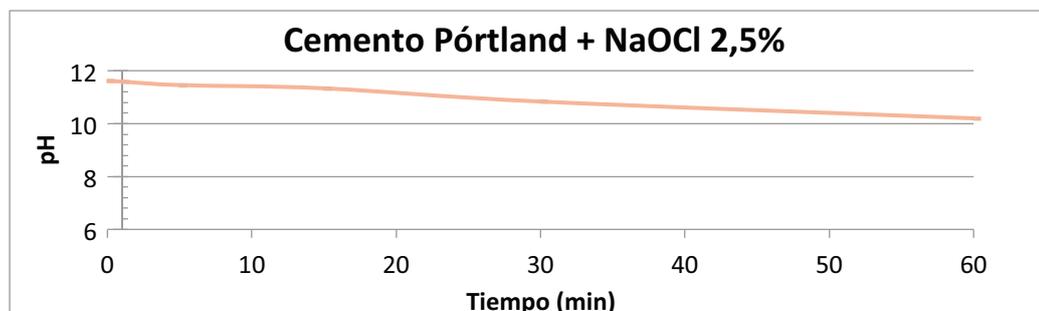


Figura nº 85. Gráfica de la media de pH CP+ NaOCl 2,5%.

Tabla nº 41. Resultados de conductividad de CP+ NaOCl 2,5%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	46,8	47,3	46,8	44,5	45,1	46,1
2	45,8	48	48,2	48,3	47,4	47,5
3	48,7	49	48,9	48,4	47,8	47,3
4	48,3	48,1	47,2	47,5	47,3	47,1
5	48	48,4	47,5	47,7	46,6	45,6
6	48,5	48,6	47,8	48,4	47,3	46,9
7	48,1	48	48,1	48,2	47,9	48,4
8	49,7	49,7	49,5	49,3	48,6	48,4
9	49,1	49,3	49,3	48,5	48,5	48,1
10	48,2	48,6	48,7	48,3	47,9	48,3
11	48,1	48,3	48	48	47,4	47,6
12	48,2	48,3	48,1	48,1	47,8	48,1
13	48	47,8	47,1	47	46,9	46,7
14	47,6	47,5	47,1	47,1	47,2	47,1
15	48,8	48	47	47,1	46,1	47,2
media	48,13	48,33	47,95	47,76	47,32	47,36
desv	0,92	0,65	0,86	1,10	0,90	0,83

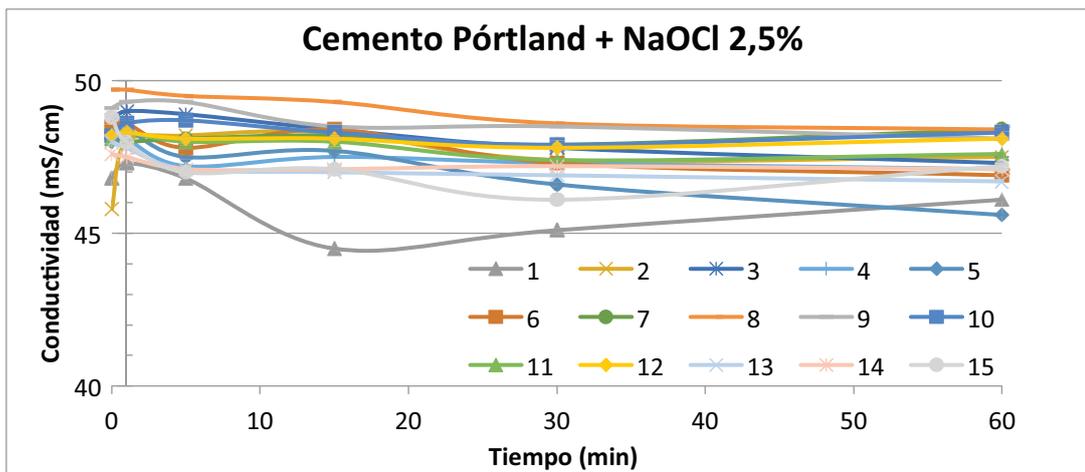


Figura nº 86. Resultados de conductividad de CP + NaOCl 2,5%.

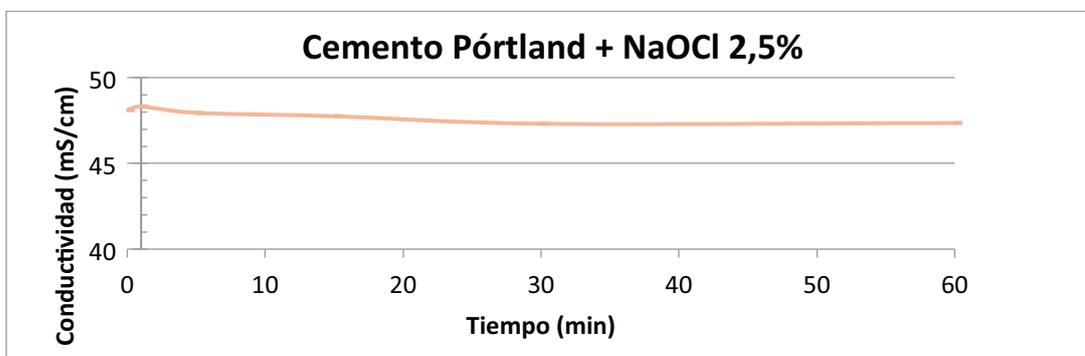


Figura nº 87. Gráfica de la media de conductividad de CP+ NaOCl 2,5%.

Tabla nº 42. Diferencia de masa para CP + NaOCl 2,5%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
1	0,030	0,00	0,030
2	0,033	6,11	0,031
3	0,037	0,00	0,037
4	0,032	9,50	0,029
5	0,035	2,88	0,034
6	0,033	0,00	0,033
7	0,030	3,32	0,029
8	0,032	3,10	0,031
9	0,033	15,09	0,028
10	0,033	6,01	0,031
11	0,027	3,68	0,026
12	0,027	11,16	0,024
13	0,033	12,11	0,029
14	0,035	8,50	0,032
15	0,032	6,25	0,030
media	0,032	5,85	0,030
desv	0,003	4,66	0,003

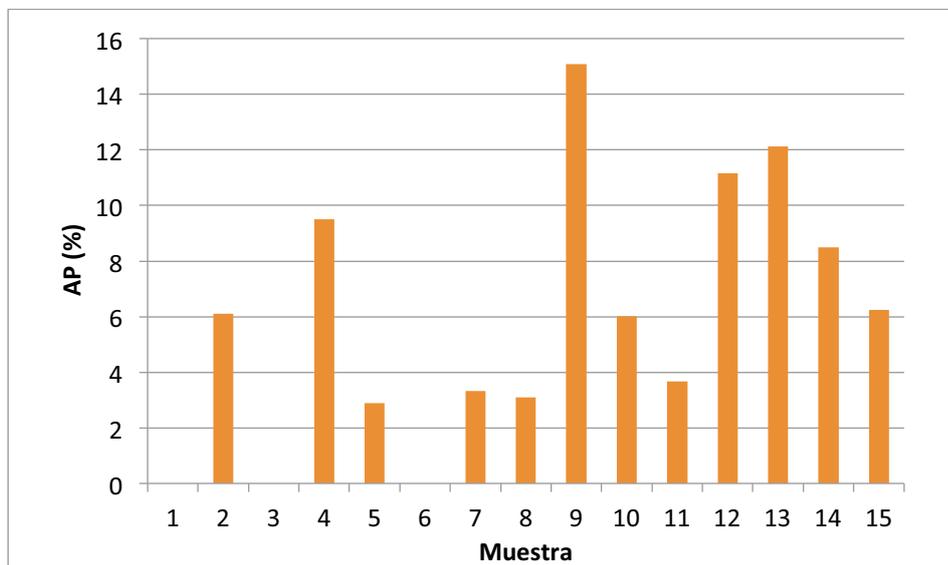


Figura nº 88. Gráfico de la diferencia de masa para CP + NaOCl 2,5%.

Tabla nº 43. Resultados de pH de CP+ NaOCl 5%.

MUESTRA	pH /tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	12,11	11,97	11,79	11,77	11,52	11,43
2	11,03	11,03	10,95	10,84	10,77	10,66
3	11,94	11,95	11,62	11,59	11,43	11,27
4	11,64	11,51	11,45	11,38	11,27	10,91
5	12,08	12,08	12,06	12,02	11,89	11,56
6	12,02	12,01	11,96	11,93	11,75	11,24
7	11,85	11,8	11,74	11,7	11,35	10,4
8	11,77	11,76	11,68	11,55	11,07	10,31
9	12	11,99	11,9	11,84	11,57	10,77
10	11,67	11,73	11,75	11,75	11,59	11,51
11	11,3	11,25	11,17	11,04	10,41	9,9
12	11,26	11,18	10,95	10,69	10,03	9,67
13	11,71	11,68	11,62	11,58	11,4	10,89
14	10,95	10,61	10,4	10,29	10,04	9,81
15	11,76	11,75	11,68	11,49	10,86	10,16
media	11,67	11,62	11,51	11,43	11,13	10,70
desv	0,39	0,44	0,47	0,52	0,61	0,64

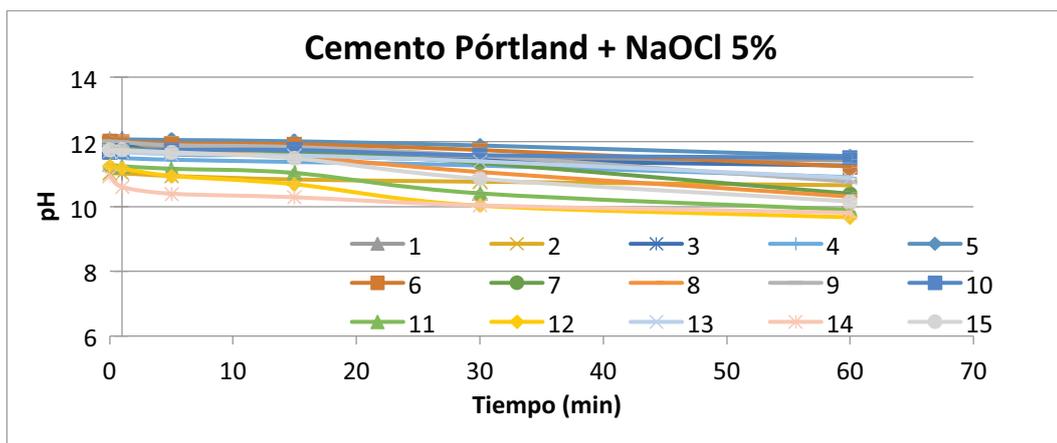


Figura nº 89. Resultados de pH de CP+ NaOCl 5%.

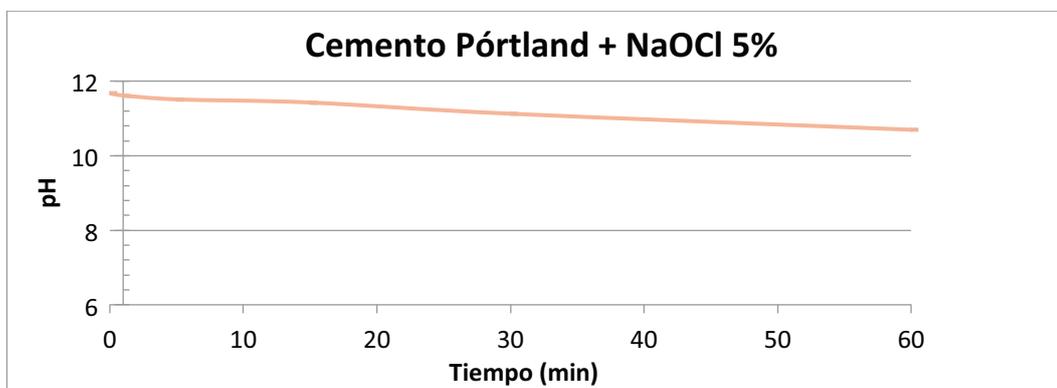


Figura nº 90. Gráfica de la media de pH de CP+ NaOCl 5%.

Tabla nº 44. Resultados de conductividad de CP + NaOCl 5%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	87,6	88,8	89,1	87,6	87,5	87
2	86,9	88,5	88,2	87,8	86,8	86,7
3	87	87,7	87,6	86,6	85,6	81,7
4	89	89,6	87,2	88	86,2	70
5	87,4	90,5	90	90,2	87,2	84,3
6	88,3	90	88,6	89,5	86,2	86,4
7	84,4	85,1	87,6	87,1	86,5	87,1
8	85,9	88	89,3	87,2	82,1	81,3
9	85,9	86,3	86,1	84,8	83,1	82,7
10	85,3	85,1	84,8	84	83,1	84,4
11	86	86,8	87,1	85,7	84,7	83,9
12	85,9	85,9	86,1	85	83,5	83
13	86,1	86,4	86,7	85,8	85	85,2
14	85,7	86,4	86,9	85,3	83	81,9
15	85	85,1	86,3	86,2	85,2	84,2
media	86,43	87,35	87,44	86,72	85,05	83,32
desv	1,26	1,82	1,40	1,73	1,73	4,16

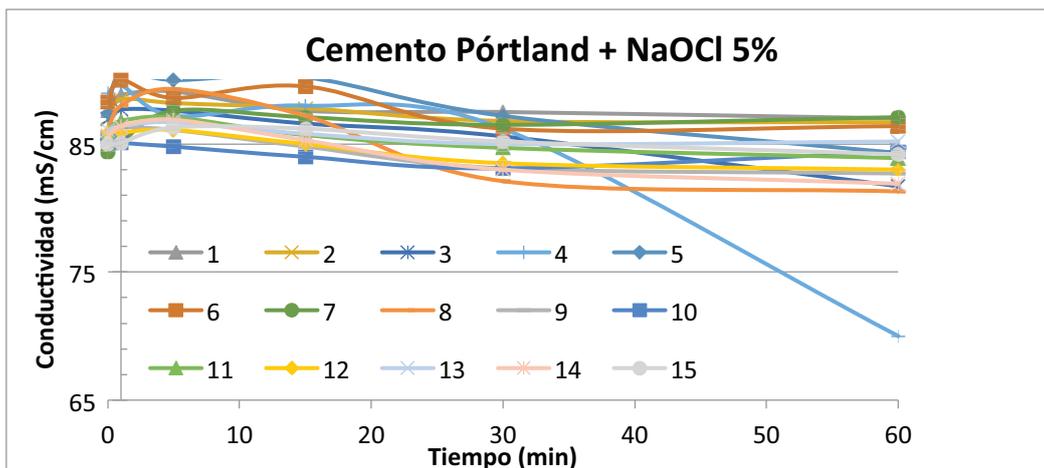


Figura nº 91. Gráfica de los resultados de conductividad de CP + NaOCl 5%.

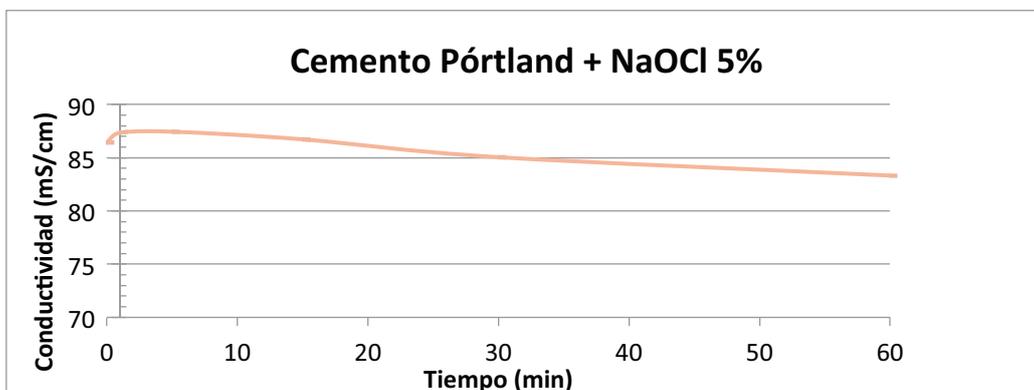


Figura nº 92. Gráfica de la media de conductividad de CP + NaOCl 5%.

Tabla nº 45. Diferencia de masa para CP + NaOCl 5%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
1	0,031	12,85	0,027
2	0,032	15,70	0,027
3	0,032	6,31	0,030
4	0,031	3,21	0,030
5	0,033	3,04	0,032
6	0,032	6,20	0,030
7	0,037	10,77	0,033
8	0,031	0,00	0,031
9	0,029	6,90	0,027
10	0,031	3,27	0,030
11	0,030	3,29	0,029
12	0,033	3,07	0,032
13	0,022	4,57	0,021
14	0,035	2,88	0,034
15	0,034	8,89	0,031
media	0,031	6,06	0,030
desv	0,003	4,31	0,003

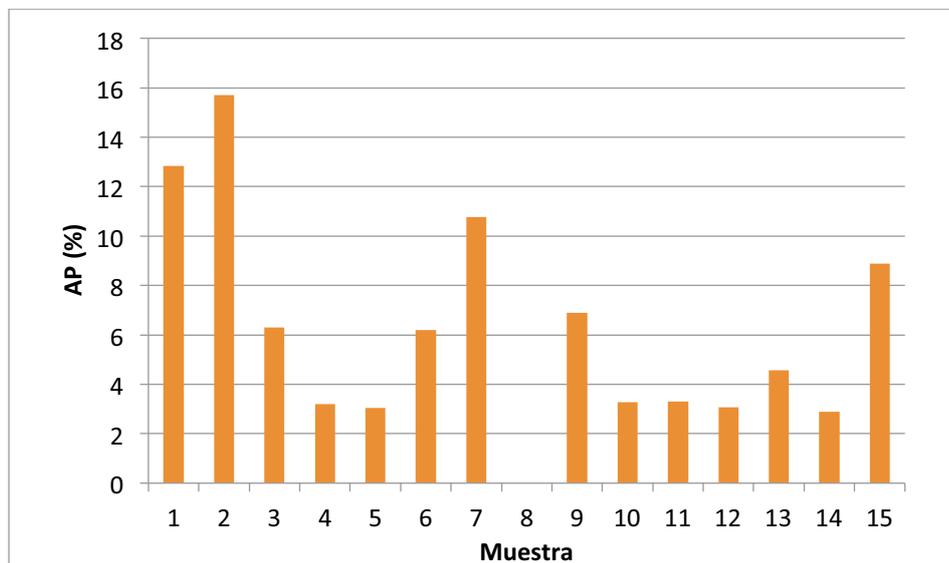


Figura nº 93. Gráfico de diferencia de masa para CP + NaOCl 5%.

Tabla nº 46. Resultados de pH de CP + ác. Cítrico 10%.

		pH / tiempo					
		tiempo (minutos)					
MUESTRA	0	1	5	15	30	60	
1	1,64	1,59	1,53	1,61	1,72	1,72	
2	1,61	1,62	1,62	1,7	1,68	1,72	
3	1,65	1,65	1,66	1,69	1,69	1,73	
4	1,7	1,55	1,46	1,54	1,6	1,59	
5	1,65	1,51	1,52	1,56	1,61	1,67	
6	1,57	1,69	1,55	1,54	1,6	1,54	
7	1,58	1,54	1,54	1,55	1,62	1,65	
8	1,57	1,54	1,49	1,55	1,59	1,62	
9	1,56	1,55	1,54	1,55	1,58	1,61	
10	1,57	1,52	1,52	1,53	1,58	1,66	
11	1,53	1,53	1,55	1,57	1,61	1,65	
12	1,55	1,54	1,54	1,56	1,57	1,61	
13	1,56	1,55	1,55	1,55	1,57	1,62	
14	1,52	1,54	1,54	1,55	1,58	1,63	
15	1,57	1,55	1,49	1,55	1,61	1,67	
media	1,59	1,56	1,54	1,57	1,61	1,65	
desv	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05	

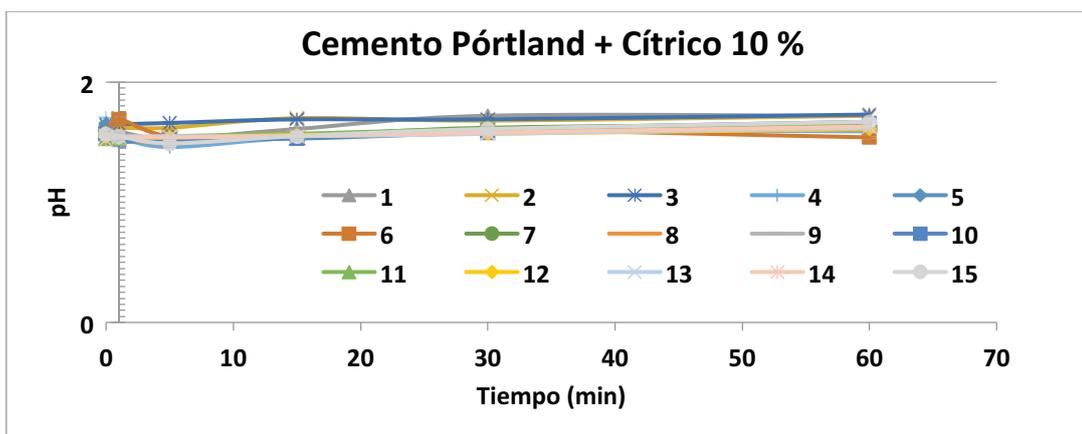


Figura nº 94. Gráfica de resultados de pH de CP+ ác. Cítrico 10%.

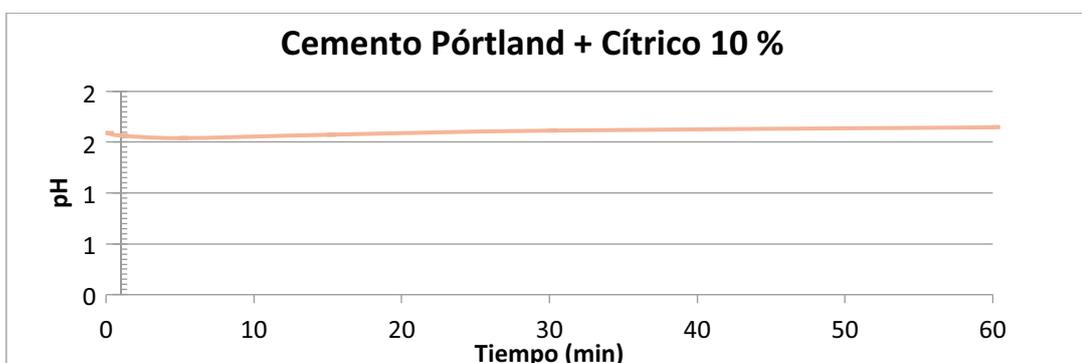


Figura nº 95. Gráfica de la media de pH de CP+ ác. Cítrico 10%.

Tabla nº 47. Resultados de conductividad de CP+ ác. cítrico 10%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	6,4	6,41	6,31	6,26	5,97	5,7
2	6,36	6,43	6,36	6,18	6,03	5,66
3	6,41	6,39	6,35	6,1	5,88	5,45
4	6,11	6,35	6,24	6,11	5,92	5,54
5	6,21	6,32	6,28	6,17	5,86	5,6
6	6,45	6,31	6,25	6,22	5,98	5,78
7	6,35	6,31	6,24	6,19	5,81	5,51
8	6,35	6,48	6,43	6,41	6,13	5,81
9	6,34	6,49	6,48	6,42	5,89	6
10	6,36	6,47	6,22	6,16	5,44	5,61
11	6,24	6,36	6,19	6,1	5,86	5,58
12	6,23	6,33	6,32	6,2	6,03	5,73
13	6,35	6,47	6,34	6,24	6,05	5,73
14	6,03	6,35	6,24	6,22	6,02	5,78
15	6,42	6,5	6,26	6,21	5,48	5,65
media	6,31	6,40	6,30	6,21	5,89	5,68
desv	0,12	0,07	0,08	0,10	0,20	0,14

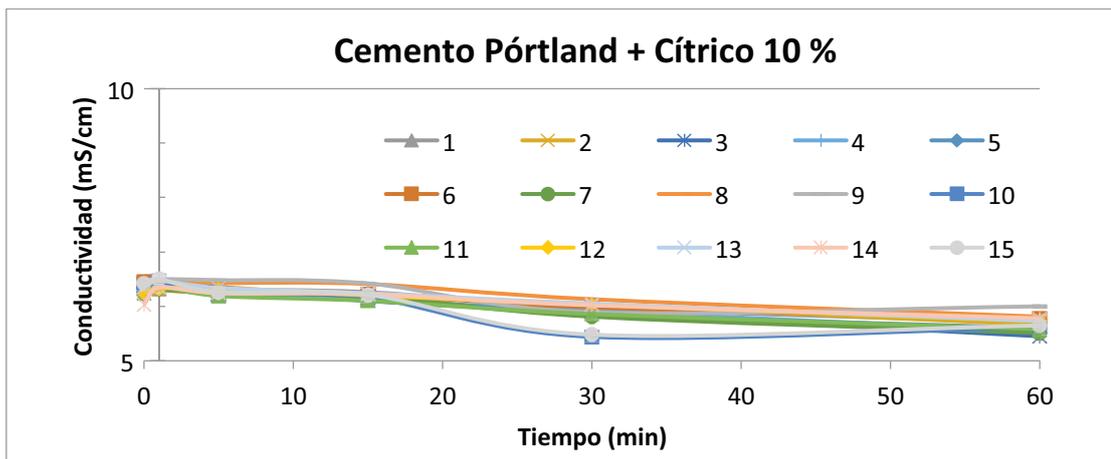


Figura nº 96. Gráfica de los resultados de conductividad de CP + ác. Cítrico 10%.

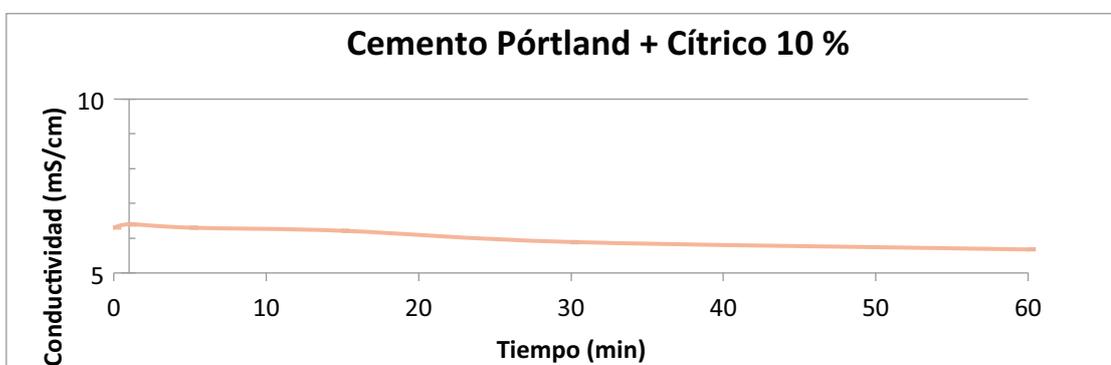


Figura nº 97. Gráfica de la media de conductividad de CP + ác. Cítrico 10%.

Tabla nº 48. Resultados de masa para CP+ác. cítrico 10%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
1	0,032	12,33	0,028
2	0,031	6,36	0,029
3	0,033	6,09	0,031
4	0,034	5,93	0,032
5	0,034	2,95	0,033
6	0,036	22,31	0,028
7	0,030	6,73	0,028
8	0,036	21,96	0,028
9	0,034	14,64	0,029
10	0,029	6,86	0,027
11	0,034	19,74	0,027
12	0,030	5,97	0,028
13	0,034	11,23	0,030
14	0,034	17,24	0,028
15	0,033	14,26	0,028
media	0,033	11,64	0,029
desv	0,002	6,43	0,002

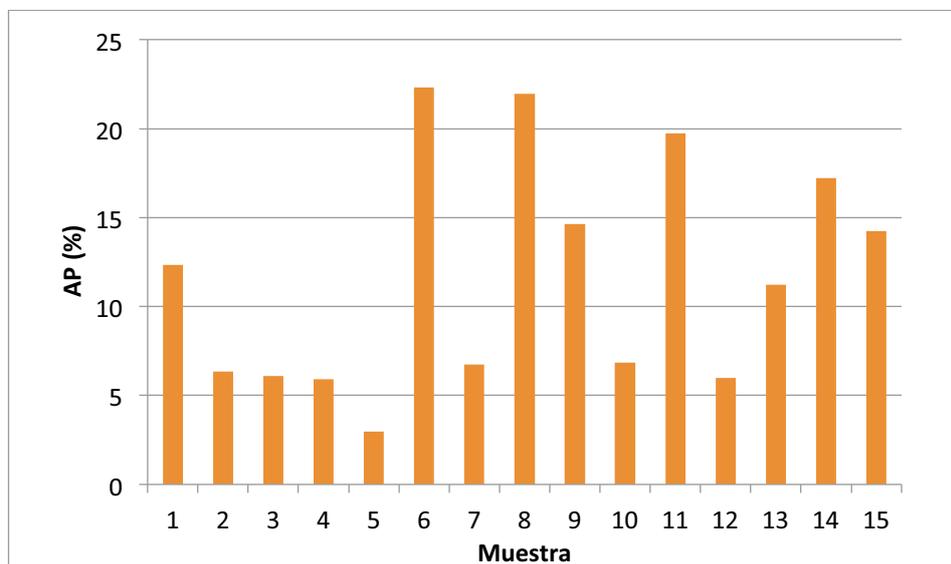


Figura nº 98. Diferencia de masa para CP + ác. Cítrico 10%.

Tabla nº 49. Resultados de pH de CP + ác. Cítrico 20%.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	1,1	1,09	1,36	1,35	1,41	1,52
2	1,08	1,09	1,38	1,37	1,43	1,54
3	1,03	1,05	1,13	1,2	1,37	1,44
4	1,09	1,14	1,41	1,36	1,47	1,48
5	1,1	1,17	1,39	1,37	1,48	1,49
6	1,11	1,18	1,38	1,34	1,46	1,53
7	1,12	1,24	1,47	1,44	1,3	1,5
8	1,18	1,23	1,34	1,36	1,57	1,36
9	1,24	1,16	1,46	1,38	1,56	1,2
10	1,09	1,21	1,44	1,45	1,46	1,16
11	1,08	1,11	1,11	1,15	1,28	1,39
12	1,18	1,13	1,14	1,16	1,29	1,38
13	1,08	1,01	1,02	1,01	1,02	1
14	1,04	1,05	1,45	1,57	1,45	1,43
15	1,06	1,07	1,39	1,46	1,44	1,39
prom	1,11	1,13	1,32	1,33	1,40	1,39
desv	0,06	0,07	0,15	0,14	0,14	0,16

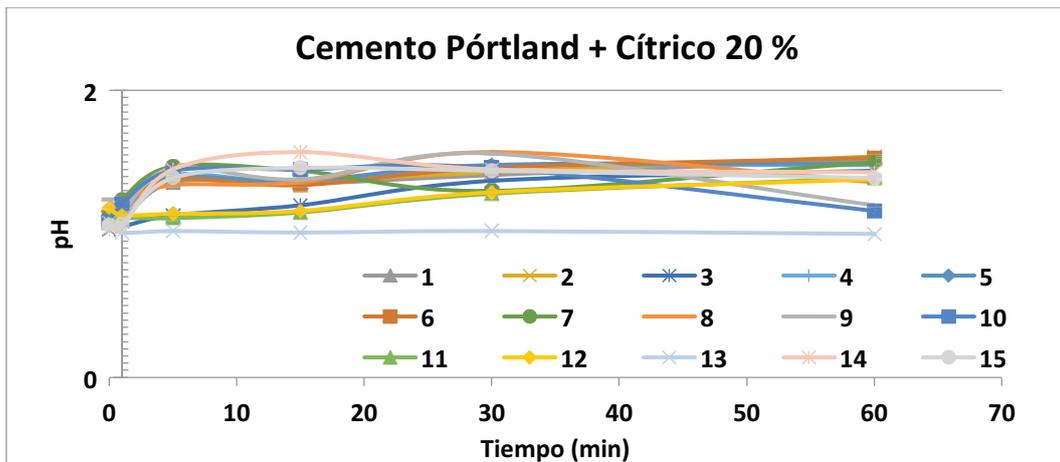


Figura nº 99. Gráfica de los resultados de pH de CP+ ác. Cítrico 20%.

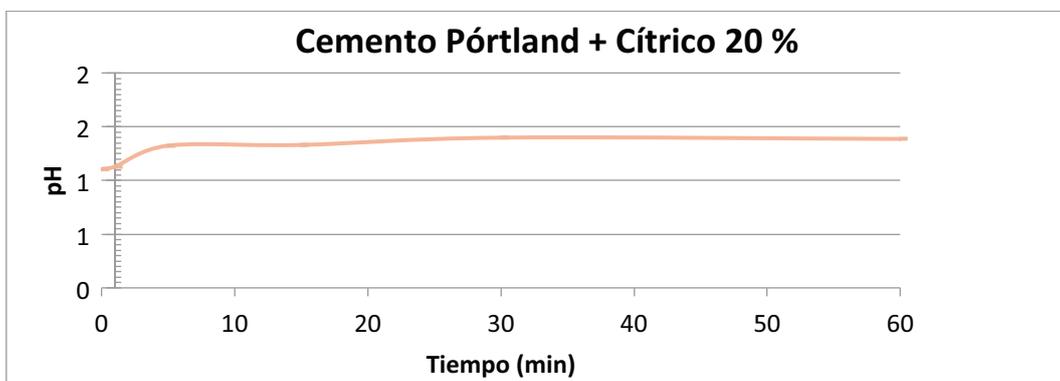


Figura nº 100. Gráfica de la media de pH de CP + ác. Cítrico 20%.

Tabla nº50. Resultados de conductividad de CP + ác. Cítrico 20%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	7,02	6,99	6,9	6,52	6,44	5,89
2	7,02	6,95	6,7	6,52	6,21	5,94
3	7,02	6,98	6,89	6,77	6,49	6,15
4	7	6,92	6,75	6,63	6,15	5,97
5	7,05	6,94	6,87	6,72	6,42	6,16
6	7,01	6,91	6,81	6,7	6,39	5,84
7	6,99	6,72	6,45	6,42	5,99	5,74
8	7,51	7,49	7,35	7,25	6,75	6,15
9	7,61	7,51	7,35	7,18	6,87	6,38
10	7,48	7,45	7,24	7,07	6,13	5,82
11	7,58	7,55	7,37	7,24	6,59	6,2
12	7,61	7,5	7,35	7,21	6,69	6,24
13	7,57	7,47	7,21	7,1	6,95	6,54
14	7,58	7,52	7,37	7,09	6,8	6,5
15	7,6	7,53	7,38	7,24	6,85	6,35
media	7,31	7,23	7,07	6,91	6,51	6,12
desv	0,29	0,31	0,31	0,31	0,30	0,25

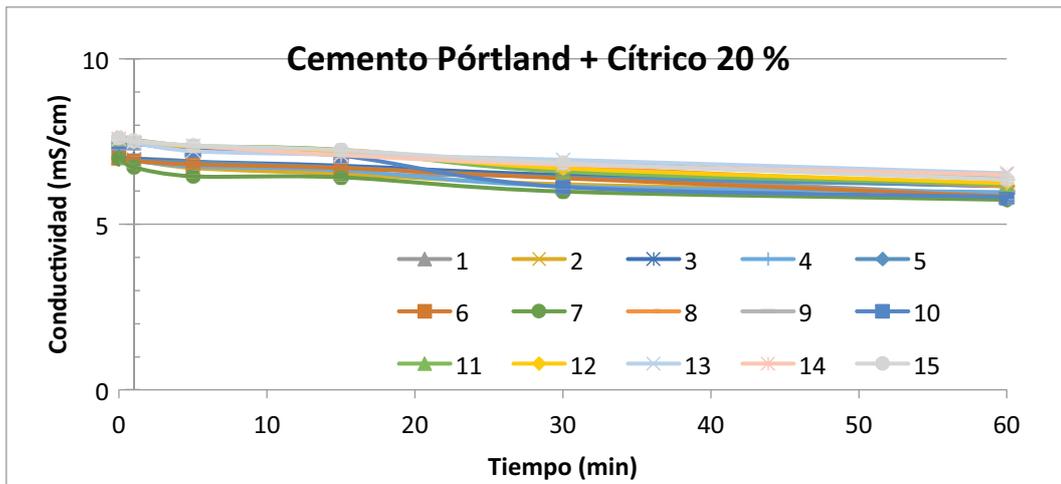


Figura nº 101. Gráfica de los resultados de conductividad de CP + ác. Cítrico 20%.

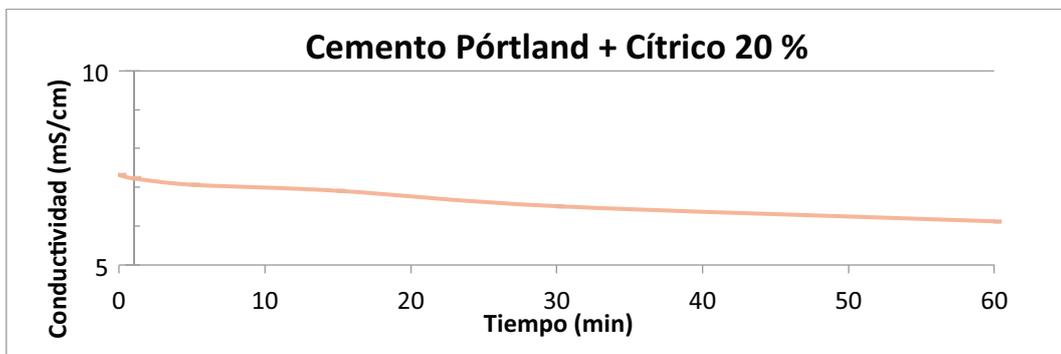


Figura nº 102. Gráfica de la media de conductividad de CP + ác. Cítrico 20%.

Tabla nº 51. Resultados de masa de CP + ác. Cítrico 20%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
1	0,032	34,51	0,021
2	0,032	28,12	0,023
3	0,031	25,81	0,023
4	0,036	41,67	0,021
5	0,032	46,45	0,017
6	0,033	54,55	0,015
7	0,033	46,45	0,017
8	0,032	53,81	0,015
9	0,032	15,83	0,027
10	0,036	39,21	0,022
11	0,034	46,87	0,018
12	0,034	26,36	0,025
13	0,032	24,88	0,024
14	0,031	25,57	0,023
15	0,032	34,68	0,021
media	0,033	36,32	0,021
desv	0,002	11,77	0,004

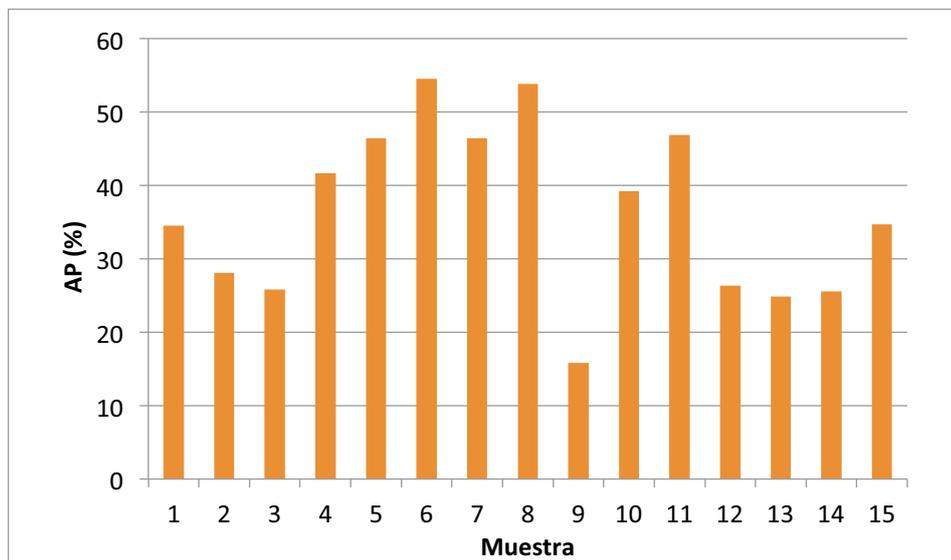


Figura nº 103. Diferencia de masa para CP + ác. Cítrico 20%.

Tabla nº 52. Resultados de pH de CP + EDTA 17%.

MUESTRA	pH / tiempo					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	4,1	4,13	4	3,76	4,08	4,18
2	4,31	4,34	4,36	4,36	4,37	4,37
3	4,35	4,34	4,32	4,35	4,3	4,29
4	4,37	4,35	4,34	4,3	4,31	4,33
5	4,61	4,51	4,5	4,47	4,44	4,38
6	4,48	4,49	4,48	4,46	4,46	4,35
7	4,56	4,51	4,47	4,45	4,41	4,39
8	4,45	4,43	4,41	4,4	4,4	4,39
9	4,38	4,38	4,37	4,37	4,35	4,35
10	4,37	4,36	4,33	4,35	4,35	4,38
11	4,32	4,31	4,31	4,3	4,29	4,28
12	4,29	4,3	4,27	4,29	4,28	4,28
13	4,18	4,15	4,13	4,1	4,06	4,02
14	4,23	4,19	4,15	4,14	4,05	3,95
15	4,13	4,08	4,05	4	3,98	3,93
media	4,34	4,32	4,30	4,27	4,28	4,26
desv	0,14	0,12	0,14	0,19	0,14	0,14

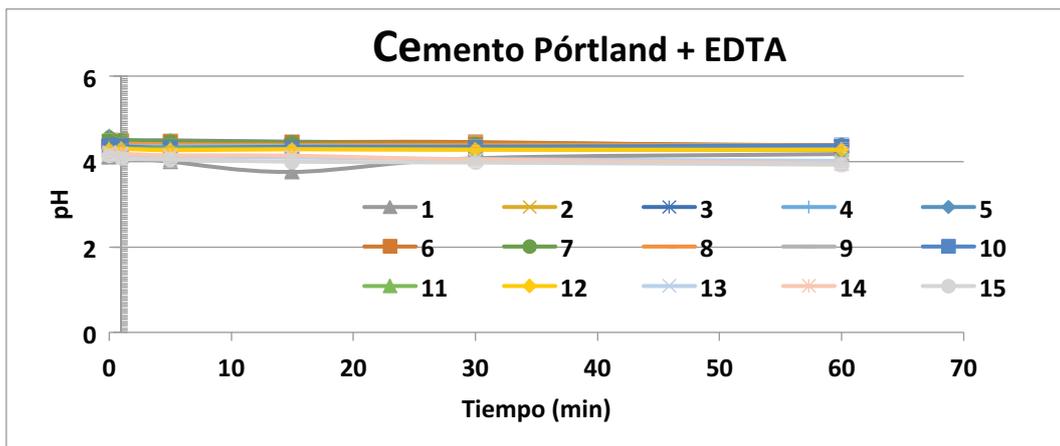


Figura nº 104. Gráfica de resultados de pH de CP + EDTA 17%.

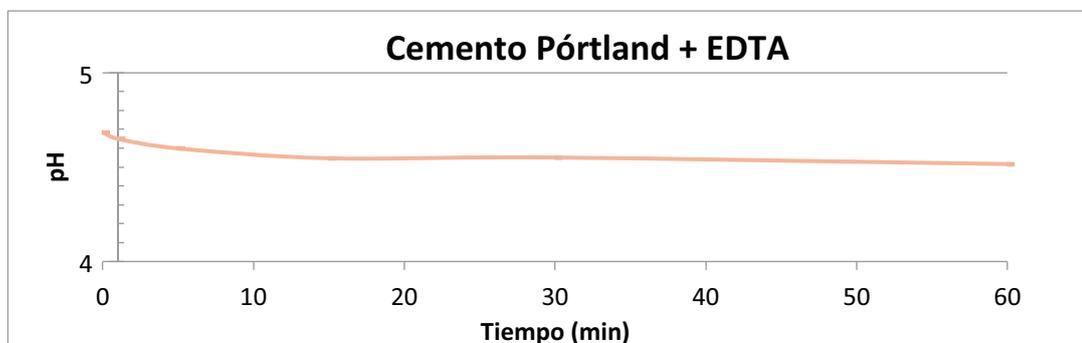


Figura nº 105. Gráfica de la media de pH de CP + EDTA 17%.

Tabla nº 53. Resultados de conductividad de CP + EDTA 17%.

MUESTRA	conductividad (mS/cm)					
	tiempo (minutos)					
	0	1	5	15	30	60
1	22,18	22,32	22,31	22,19	21,88	22,35
2	22,23	22,33	22,23	22,41	22,38	22,39
3	22,43	22,27	22,39	22,37	21,78	21,96
4	22,24	22,37	22,22	22,17	22,27	22,29
5	22,35	22,46	22,36	22,09	22,2	22,36
6	22,39	22,45	22,37	22,45	22,31	22,43
7	24,3	24,5	24,5	24,5	24,2	24,2
8	22,06	21,94	22,03	22,04	22,02	21,99
9	21,88	21,95	21,83	22,01	22,03	22,1
10	21,96	22,01	21,95	21,94	21,9	22
11	21,96	21,81	21,88	21,97	21,98	22,14
12	20	24,3	24,4	24,4	24,5	24,5
13	24,2	24,3	24,4	24,4	24,6	24,6
14	21,92	21,92	22,05	21,92	21,91	21,01
15	24,3	24,6	24,7	24,6	24,4	24,1
media	22,43	22,77	22,77	22,76	22,69	22,69
desv	1,11	1,06	1,09	1,08	1,10	1,09

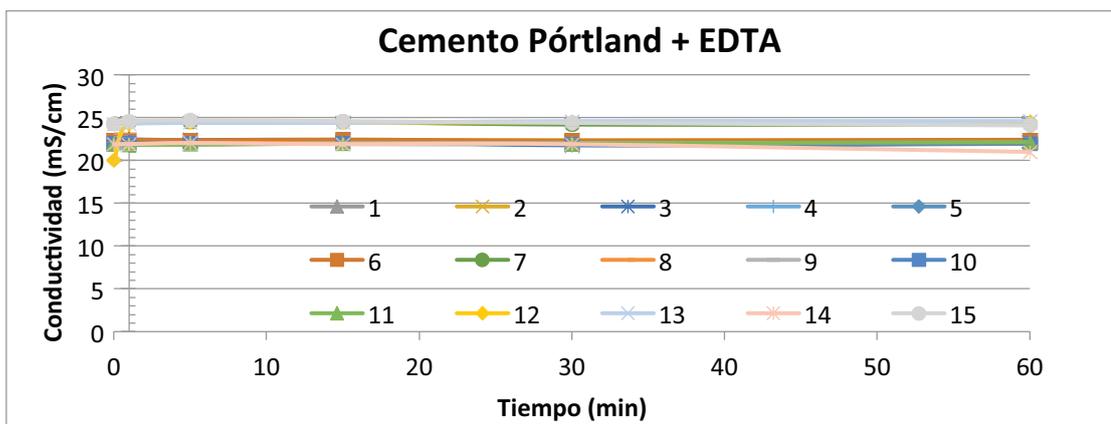


Figura nº 106. Gráfica de resultados de conductividad de CP+ EDTA 17%.

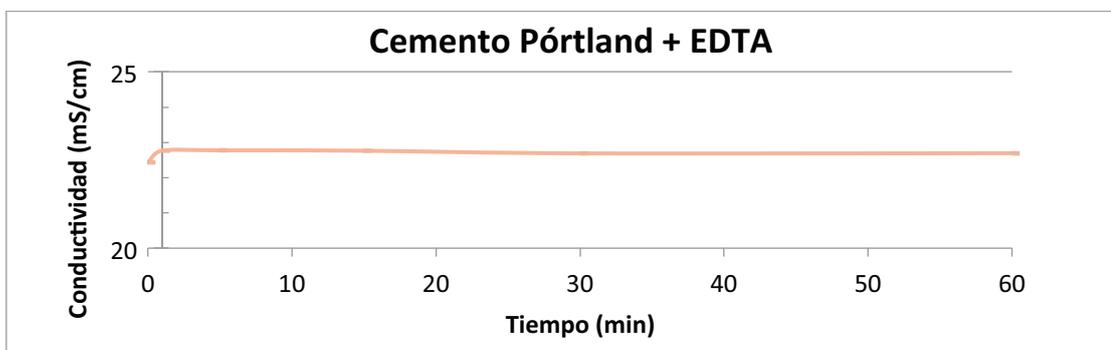


Figura nº 107. Gráfica de la media de conductividad de CP + EDTA 17%.

Tabla nº 54. Resultados de masa de CP + EDTA 17%.

MUESTRA	masa cemento	ΔP (%)	masa final
1	0,036	8,30	0,033
2	0,03	2,90	0,03
3	0,034	,91	0,032
4	0,033	9,21	0,030
5	0,020	29,54	0,01
6	0,025	8 13	0, 23
7	0,029	10 44	0,026
8	0,032	21,87	0,025
9	0,021	4,86	0,020
10	0,028	7,18	0,026
11	0,024	25,13	0,0 8
12	0,025	19,99	0,020
13	0,031	12,84	0,027
14	0,038	8,97	0,035
15	0,033	9,25	0,030
media	0,029	12,30	0,026
desv	0,006	7,98	0,006

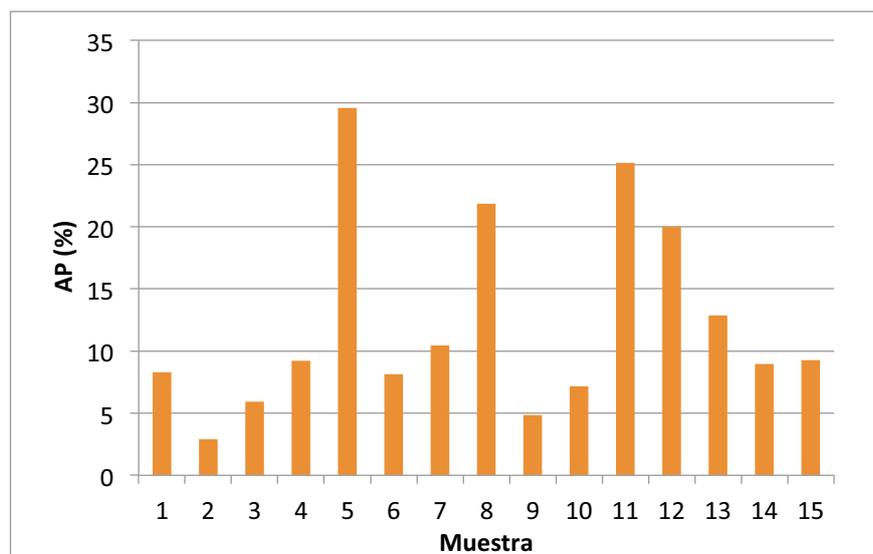


Figura nº 108. Diferencia de masa para CP + EDTA.

6.4 COMPARATIVA DE RESULTADOS DE MTA vs CP

Tabla nº 55. Comparativa de pH y conductividad de MTA+ suero fisiológico.

MTA				
	Suero fisiológico			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo(min)	media	desv	media	desv
0	15,67	0,08	5,83	0,31
1	15,75	0,11	8,24	0,88
5	15,69	0,13	8,83	0,83
15	15,67	0,16	9,10	0,50
30	15,64	0,18	9,33	0,42
60	15,57	0,27	9,33	0,47

Tabla nº 56. Comparativa de pH y conductividad de CP+ suero fisiológico.

PORTLAND				
	Suero fisiológico			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	15,59	0,26	6,77	0,69
1	15,84	0,15	8,14	0,58
5	15,86	0,25	8,71	0,37
15	15,87	0,27	8,87	0,39
30	15,77	0,31	8,46	0,85
60	15,57	0,39	8,13	0,83

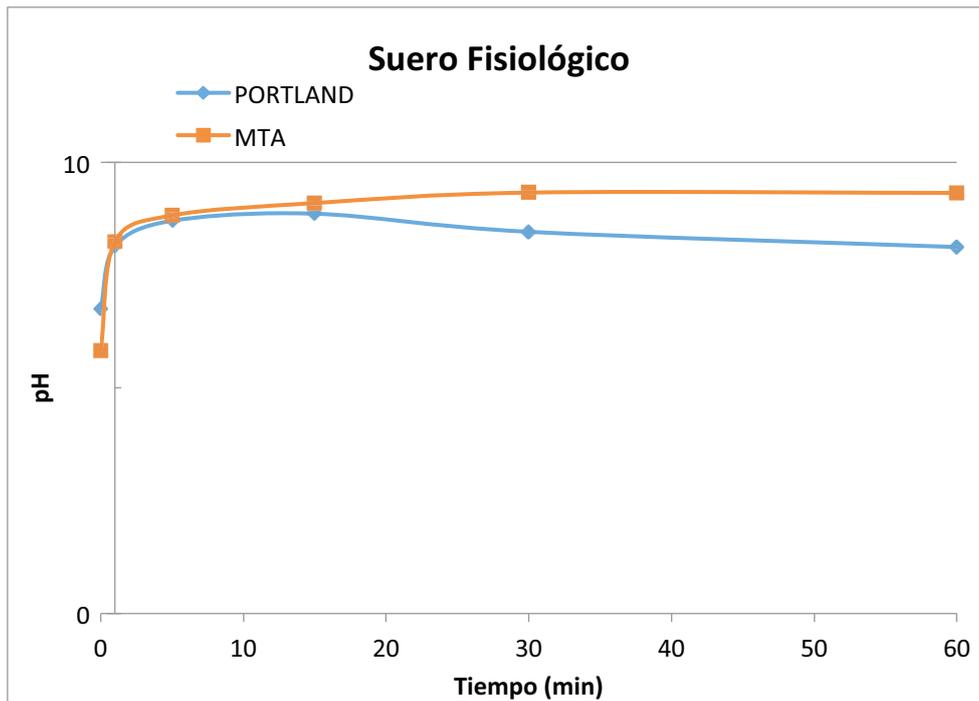


Figura nº 109. Gráfica comparativa del pH de MTA vs CP en suero fisiológico.

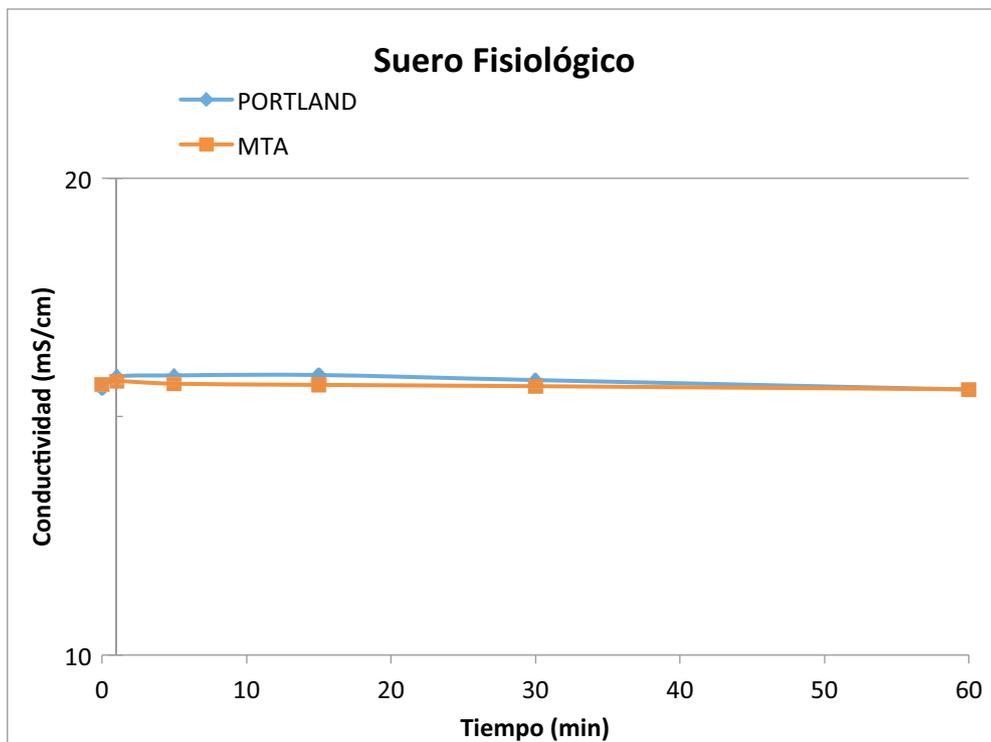


Figura nº 110. Gráfica comparativa de la conductividad de MTA vs CP en suero fisiológico.

Tabla nº 57. Comparativa de pH y conductividad de MTA+ clorhexidina 2%.

MTA				
	Clorhexidina			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	1,85	0,08	7,77	0,39
1	1,86	0,08	7,94	0,36
5	1,88	0,08	8,10	0,37
15	1,89	0,09	8,19	0,37
30	1,94	0,06	8,23	0,34
60	1,96	0,05	8,42	0,37

Tabla nº 58. Comparativa de pH y conductividad de CP+ clorhexidina 2%.

PORTLAND				
	Clorhexidina			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	1,94	0,03	7,47	0,25
1	1,94	0,03	7,49	0,20
5	1,93	0,04	7,55	0,19
15	1,94	0,03	7,64	0,14
30	1,94	0,03	7,88	0,23
60	1,94	0,04	8,77	0,90

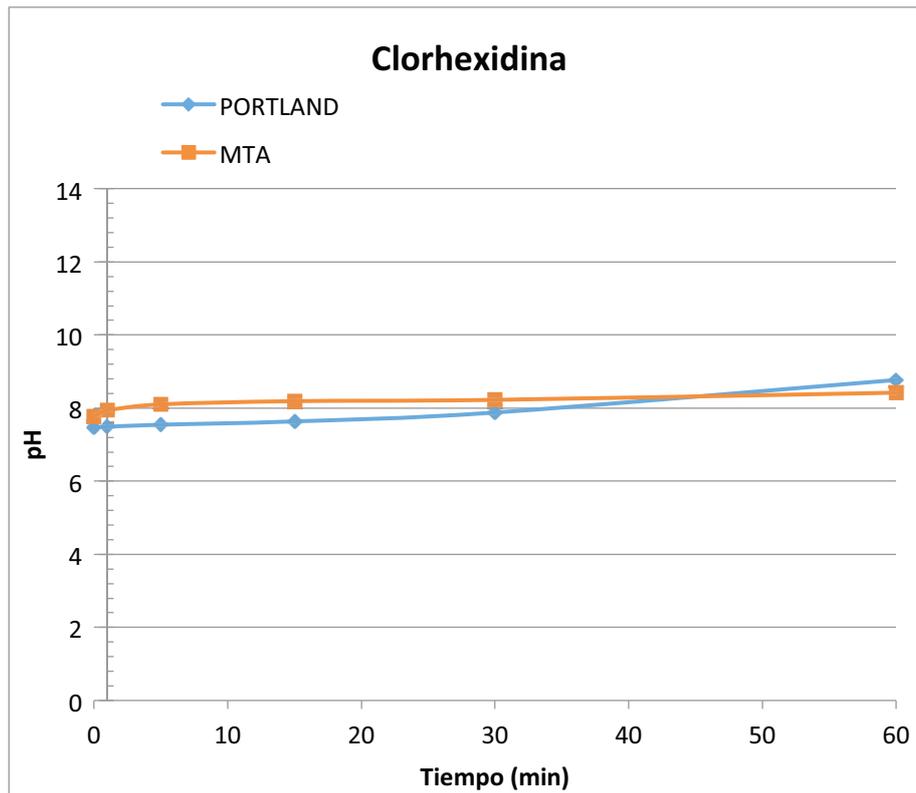


Figura nº 111. Gráfica comparativa del pH de MTA vs CP en clorhexidina al 2%.

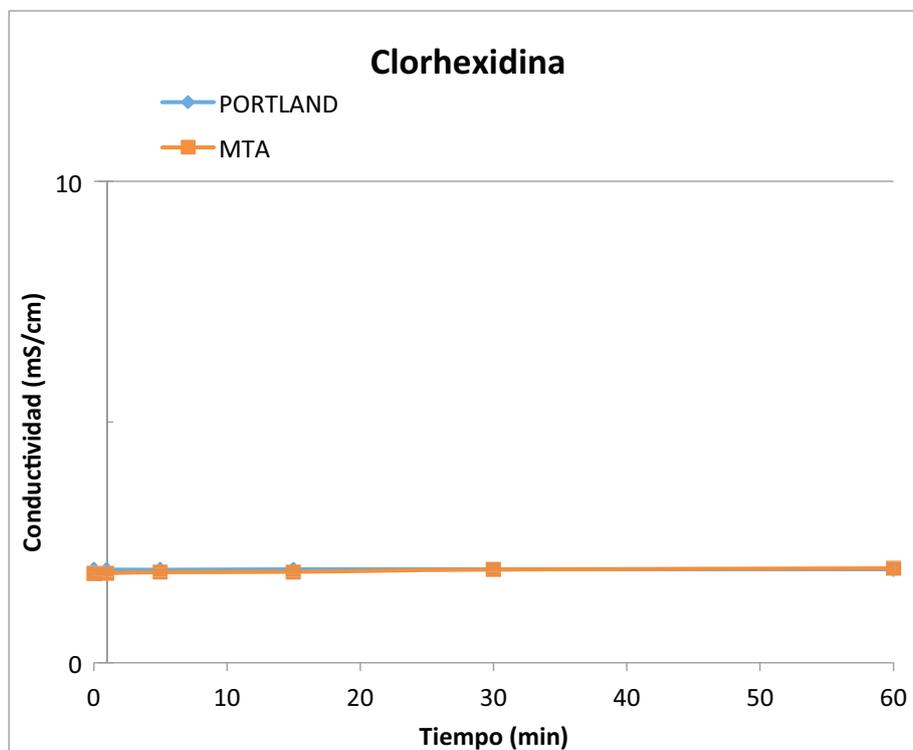


Figura nº112. Gráfica comparativa de la conductividad de MTA vs CP en clorhexidina al 2%.

Tabla nº 59. Comparativa de pH y conductividad de MTA+ hipoclorito al 2,5%.

MTA				
	NaOCl 2,5 %			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	49,03	0,62	10,92	0,62
1	49,21	0,62	10,81	0,62
5	49,39	0,66	10,71	0,62
15	49,55	0,82	10,60	0,61
30	49,41	1,13	10,33	0,57
60	47,47	6,02	10,02	0,42

Tabla nº 60. Comparativa de pH y conductividad de CP+ hipoclorito al 2,5%.

PORTLAND				
	NaOCl 2,5 %			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	48,13	0,92	11,62	0,21
1	48,33	0,65	11,59	0,24
5	47,95	0,86	11,46	0,29
15	47,76	1,10	11,34	0,40
30	47,32	0,90	10,84	0,48
60	47,36	0,83	10,20	0,31

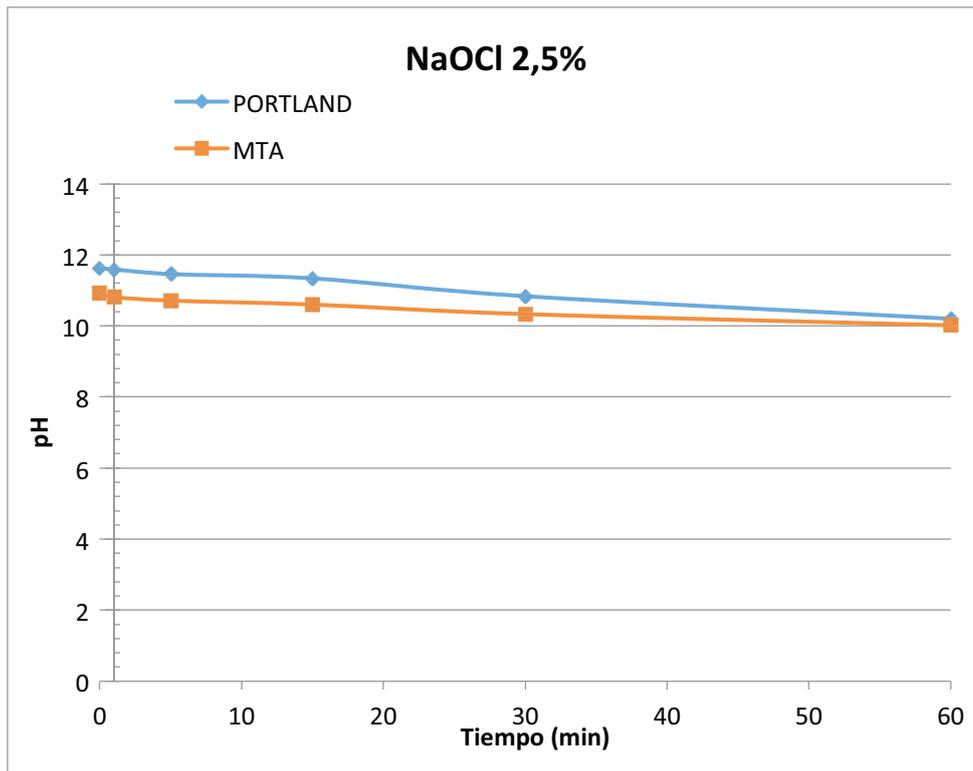


Figura nº 113. Gráfica comparativa de la media del pH de MTA vs CP en hipoclorito al 2,5%.

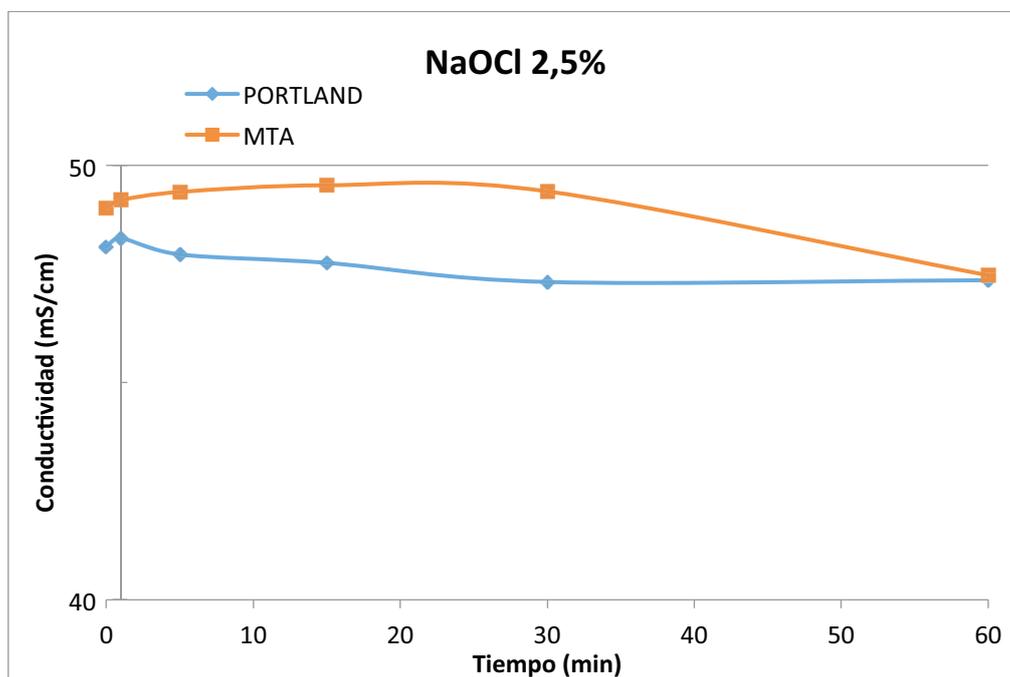


Figura nº 114. Gráfica comparativa de la media de la conductividad de MTA vs CP en hipoclorito 2,5%.

Tabla nº 61. Comparativa de pH y conductividad de MTA+ hipoclorito al 5%.

MTA				
	NaOCl 5 %			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	86,04	0,55	11,94	0,24
1	85,99	0,68	11,93	0,27
5	86,42	0,77	11,88	0,30
15	86,30	1,04	11,83	0,33
30	85,45	0,97	11,68	0,39
60	85,04	1,28	11,49	0,46

Tabla nº 62. Comparativa de pH y conductividad de CP+ hipoclorito al 5%.

PORTLAND				
	NaOCl 5 %			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	86,43	1,26	11,67	0,39
1	87,35	1,82	11,62	0,44
5	87,44	1,40	11,51	0,47
15	86,72	1,73	11,43	0,52
30	85,05	1,73	11,13	0,61
60	83,32	4,16	10,70	0,64

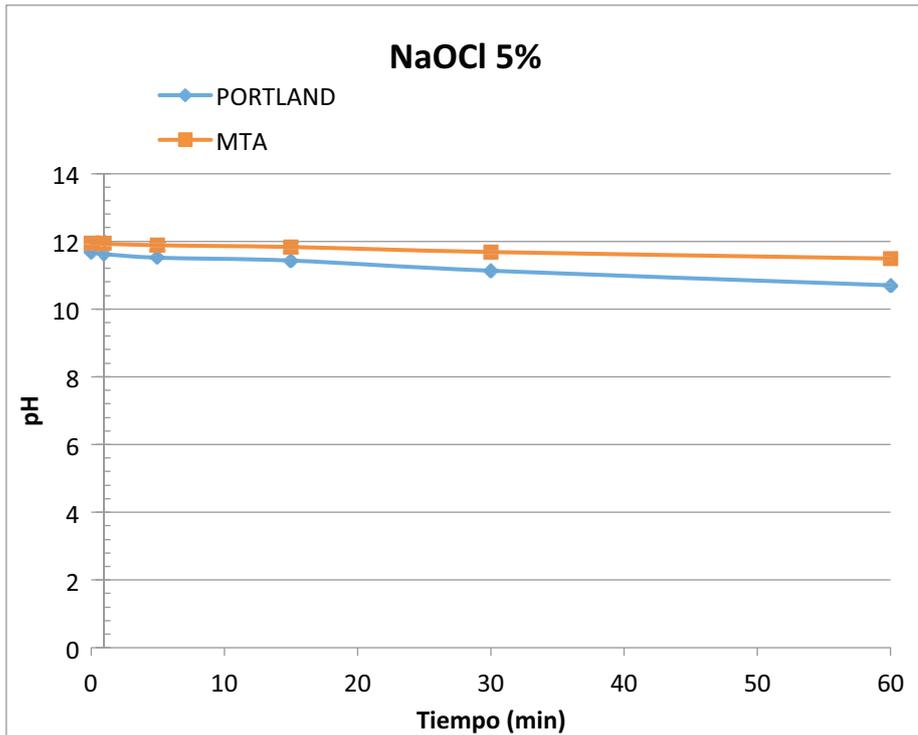


Figura nº 115. Gráfica comparativa del pH de MTA vs CP en hipoclorito al 5%.

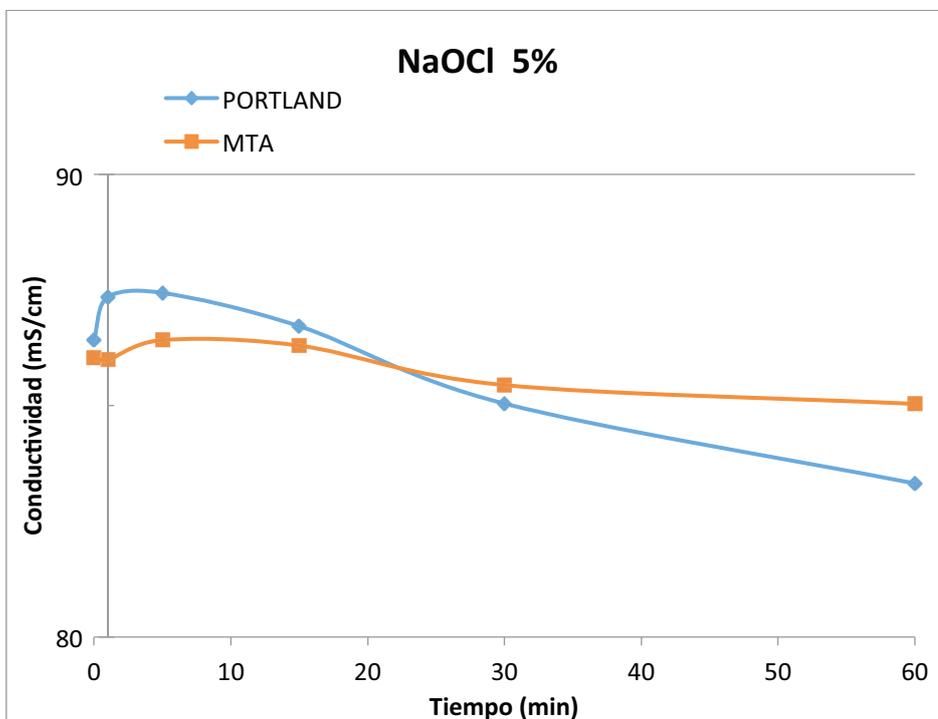


Figura nº 116. Gráfica comparativa de la conductividad de MTA vs CP en hipoclorito al 5%.

Tabla nº 63. Comparativa de pH y conductividad de MTA+ ácido cítrico al 10%.

MTA				
	Cítrico 10 %			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	6,48	0,05	1,72	0,20
1	6,46	0,05	1,74	0,23
5	6,39	0,04	1,69	0,21
15	6,30	0,06	1,70	0,21
30	6,09	0,10	1,68	0,17
60	5,97	0,11	1,68	0,19

Tabla nº 64. Comparativa de pH y conductividad de CP+ ácido cítrico al 10%.

PORTLAND				
	Cítrico 10 %			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	6,31	0,12	1,59	0,05
1	6,40	0,07	1,56	0,05
5	6,30	0,08	1,54	0,05
15	6,21	0,10	1,57	0,05
30	5,89	0,20	1,61	0,05
60	5,68	0,14	1,65	0,05

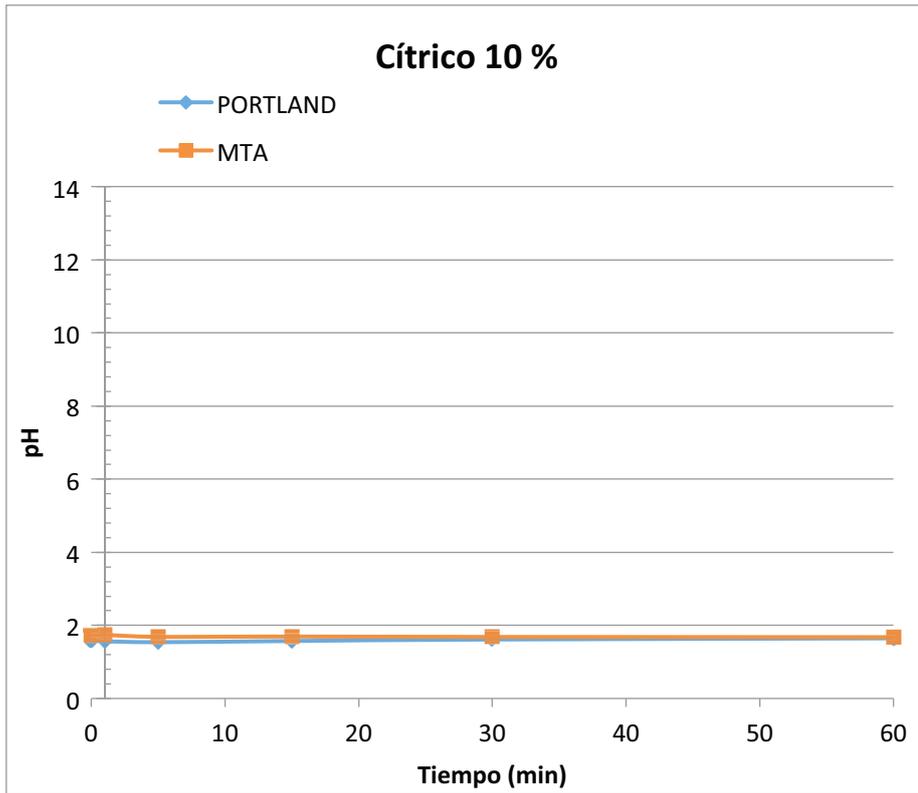


Figura nº 117. Gráfica comparativa del pH de MTA vs CP en ácido cítrico al 10%.

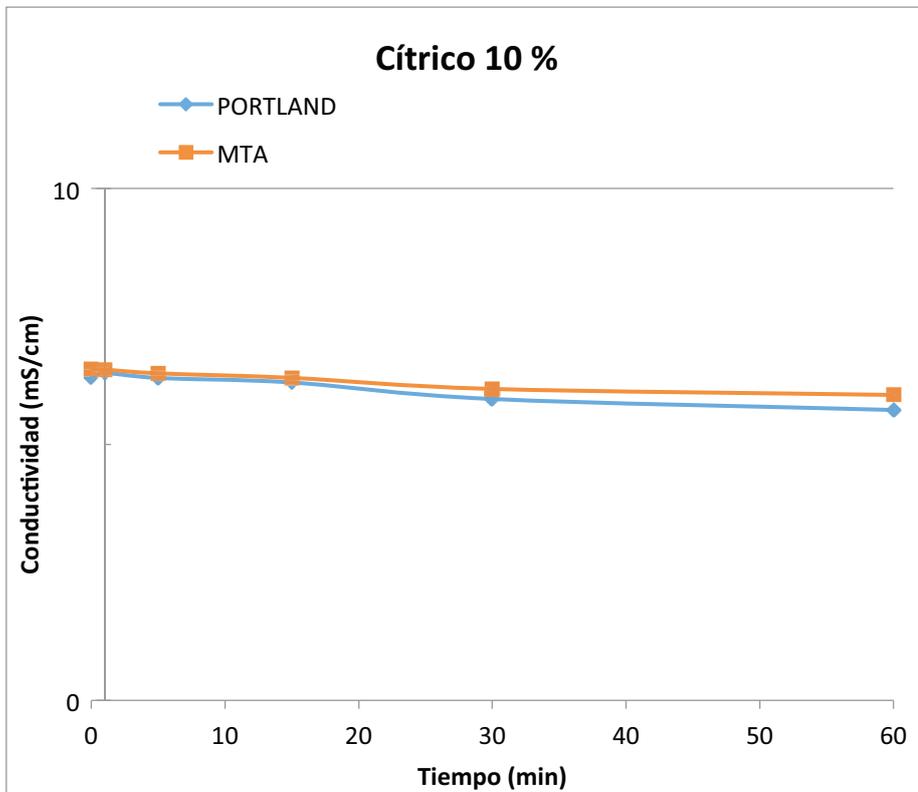


Figura nº 118. Gráfica comparativa de la conductividad de MTA vs CP en ácido cítrico al 10%.

Tabla nº 65. Comparativa de pH y conductividad de MTA+ ácido cítrico al 20%.

MTA				
	Cítrico 20 %			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	7,74	0,06	1,28	0,07
1	7,72	0,07	1,20	0,06
5	7,68	0,07	1,16	0,08
15	7,61	0,08	1,18	0,10
30	7,49	0,07	1,24	0,07
60	7,41	0,08	1,23	0,05

Tabla nº66. Comparativa de pH y conductividad de CP + ácido cítrico al 20%

PORTLAND				
	Cítrico 20 %			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	7,31	0,29	1,11	0,06
1	7,23	0,31	1,13	0,07
5	7,07	0,31	1,32	0,15
15	6,91	0,31	1,33	0,14
30	6,51	0,30	1,40	0,14
60	6,12	0,25	1,39	0,16

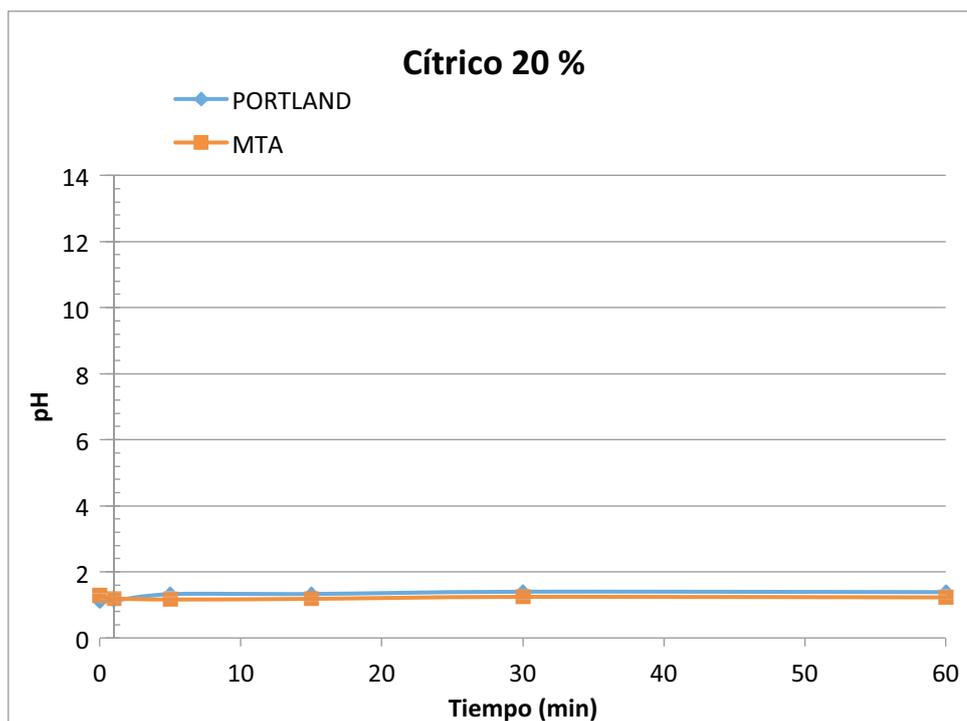


Figura nº 119. Gráfica comparativa del pH de MTA vs CP en ácido cítrico al 20%.

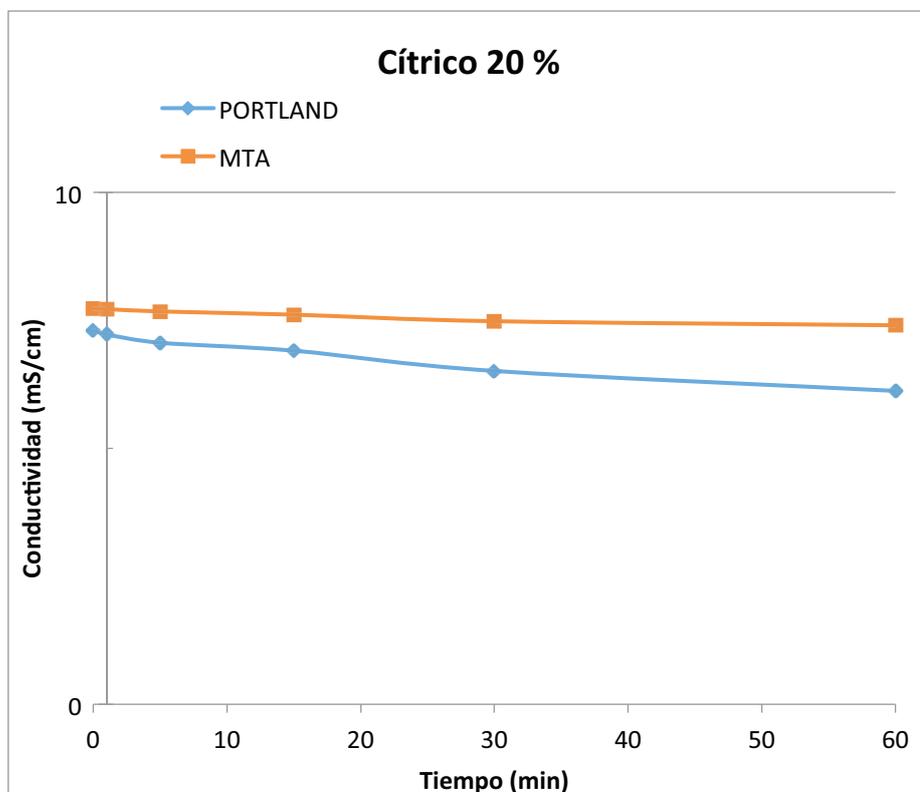


Figura nº 120. Gráfica comparativa de la conductividad de MTA vs CP en ácido cítrico al 20%.

Tabla nº 67. Comparativa de pH y conductividad de MTA+ EDTA al 17%.

MTA				
	EDTA 17%			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	21,83	0,18	4,30	0,05
1	21,76	0,19	4,30	0,07
5	21,85	0,23	4,28	0,08
15	21,98	0,27	4,28	0,09
30	22,65	0,59	4,19	0,25
60	23,07	0,76	4,20	0,24

Tabla nº 68. Comparativa de pH y conductividad de CP+ EDTA al 17%.

PORTLAND				
	EDTA 17%			
	Conductividad (mS/cm)		pH	
Tiempo (min)	media	desv	media	desv
0	22,43	1,11	4,34	0,14
1	22,77	1,06	4,32	0,12
5	22,77	1,09	4,30	0,14
15	22,76	1,08	4,27	0,19
30	22,69	1,10	4,28	0,14
60	22,69	1,09	4,26	0,14

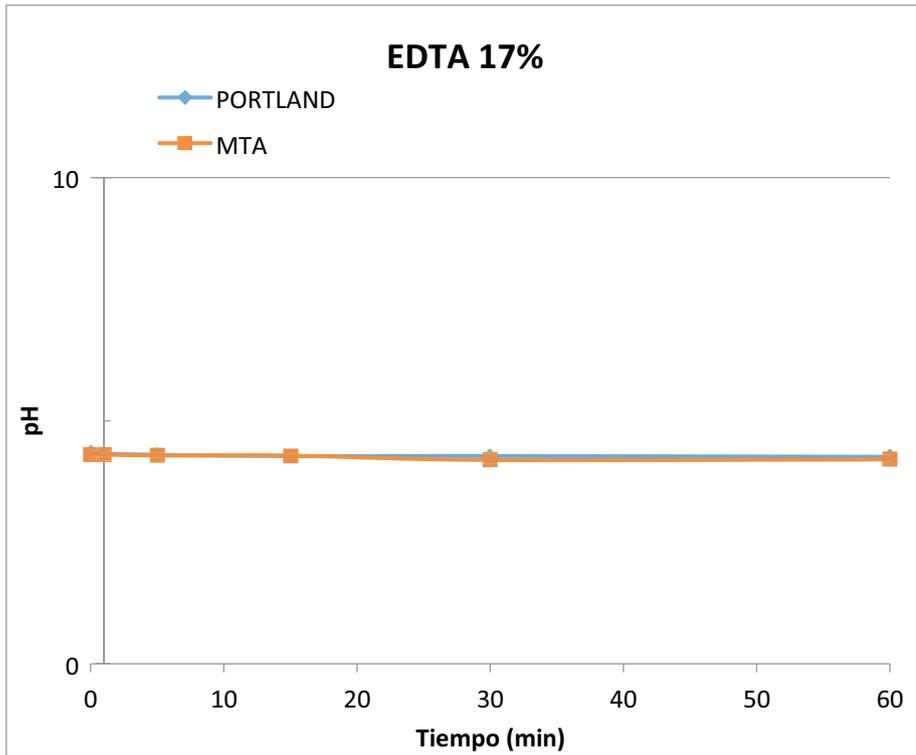


Figura nº 121. Gráfica comparativa del pH de MTA vs CP en EDTA al 17%.

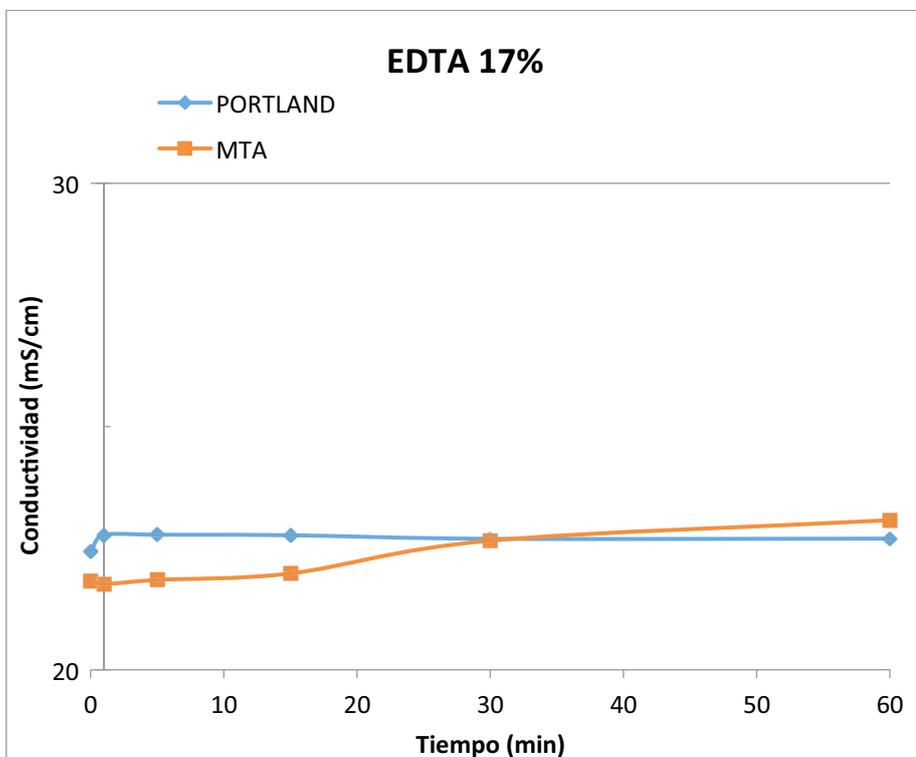


Figura nº 122. Gráfica comparativa de la conductividad de MTA vs CP en EDTA al 17%.

6.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS RESULTADOS

6.5.1 ANÁLISIS DE LA RUGOSIDAD

Se realizó un análisis descriptivo para cada una de las variables de la rugosidad (Ra, RMS y PV). Las variables continuas se presentaron con la media (desviación estándar) y la mediana (percentil 25 y percentil 75).

Para calcular si había diferencias estadísticamente significativas entre el tiempo 0 y el tiempo 15 se utilizó el test de Wilcoxon para datos apareados (prueba no paramétrica). Tabla 69, Tabla 72 y Tabla 75.

Para determinar si había diferencias significativas entre los 14 tipos de muestras se realizó la prueba de Kruskal-Wallis y *post hoc* de Tukey. Tabla 70, Tabla 73 y Tabla 76.

Para determinar si había diferencias entre las muestras de MTA y CP en el tiempo 0, en el tiempo 15 y en la diferencia entre ambos, se utilizó la prueba U de Mann-Whitney (prueba no paramétrica) ya que tenemos 2 grupos a comparar. Tabla 71, Tabla 74 y Tabla 77.

Se estableció el nivel de significación en el 5% ($p < 0,05$).

Tabla nº 69. Descriptiva de las variables de **Ra**: media, desviación estándar, mediana y percentiles 25 y 75, antes de poner la muestra en contacto con el irrigante, después de estar 15 minutos en contacto y la diferencia de Ra antes y después del irrigante.

	RA						p-valor
	PRE		POST		DIFERENCIA		
	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	
MTA+SUERO	9,1 (3,1)	10,1 (6,6 - 10,9)	7,6 (2,2)	6,3 (5,8 - 9,6)	-1,5 (4,7)	-2,3 (-5,2 i 3,4)	0,281
MTA+CLORHEXIDINA	11,2 (7,4)	6,8 (5,5 - 19,1)	9,6 (6,4)	7,6 (5,1 - 10,2)	-1,6 (10,6)	-0,7 (-9,5 i 3,3)	0,650
MTA+HIPOCLORITO NA 2,5%	16,1 (12,1)	8,0 (6,0 - 22,6)	12,1 (8,3)	7,5 (6,1 - 22,1)	-4,0 (14,3)	-3,5 (-14,2 i 3,0)	0,334
MTA+HIPOCLORITO NA 5%	7,8 (8,0)	5,6 (4,8 - 7,3)	10,3 (9,4)	6,0 (4,6 - 17,7)	2,4 (13,4)	-0,2 (-3,7 i 13,4)	0,650
MTA+ÁC CÍTRICO 10%	9,7 (3,5)	9,3 (7,6 - 11,3)	10,0 (4,0)	9,3 (6,6 - 13,1)	0,4 (3,7)	1,8 (-3,0 i 3,0)	0,570
MTA+ÁC CÍTRICO 20%	9,3 (4,8)	8,0 (6,1 - 12,6)	9,9 (4,0)	9,2 (7,6 - 10,8)	0,7 (7,0)	1,6 (-4,8 i 4,3)	0,532
MTA+EDTA	11,4 (5,5)	9,9 (6,6 - 14,5)	9,7 (5,1)	8,5 (6,3 - 10,4)	-1,6 (7,2)	-2,6 (-6,0 i 2,4)	0,156
TOTAL MTA	10,6 (7,2)	8,0 (6,2 - 12,0)	9,9 (6,1)	7,8 (6,1 - 10,7)	-0,8 (9,4)	-0,2 (-4,8 i 3,0)	0,329
CP+SUERO	11,3 (4,1)	11,2 (6,5 - 14,5)	21,6 (18,5)	14,7 (10,0 - 22,7)	10,3 (18,0)	3,5 (-0,2 i 16,2)	0,023
CP+CLORHEXIDINA	10,8 (7,2)	10,0 (6,7 - 12,5)	11,5 (8,0)	9,2 (6,4 - 14,6)	1,0 (10,9)	0,6 (-3,3 i 3,3)	0,975
CP+HIPOCLORITO NA 2,5%	11,0 (4,5)	10,4 (6,4 - 14,3)	20,1 (17,2)	15,1 (10,1 - 24,2)	9,1 (16,6)	7,7 (-4,2 i 12,4)	0,031
CP+HIPOCLORITO NA 5%	10,6 (5,6)	10,2 (7,9 - 12,4)	19,1 (19,3)	13,6 (11,4 - 21,2)	8,5 (20,3)	3,6 (-1,7 i 10,3)	0,088
CP+ÁC CÍTRICO 10%	9,7 (4,3)	8,1 (6,4 - 13,7)	27,8 (18,1)	26,2 (11,6 - 36,8)	18,1 (20,0)	18,2 (-2,0 i 30,6)	0,009
CP+ÁC CÍTRICO 20%	10,1 (4,0)	8,8 (8,1 - 12,6)	32,2 (20,9)	26,4 (16,2 - 36,9)	22,1 (20,7)	17,6 (7,0 i 34,0)	0,001
CP+EDTA	16,2 (6,9)	15,9 (9,1 - 23,5)	27,6 (22,8)	24,4 (14,5 - 36,3)	11,4 (24,8)	7,6 (-4,8 i 20,7)	0,112
TOTAL CP	11,4 (5,6)	10,3 (7,5 - 14,3)	22,9 (18,9)	16,2 (10,1 - 27,2)	11,6 (19,7)	6,5 (-1,5 i 18,2)	<0,001

Se observó que en las muestras de CP, había un cambio significativo del Ra tras introducir la muestra con el irrigante (fila "TOTAL CP", <0,001).

Se observó un cambio significativo con las muestras de CP que habían estado en contacto con el irrigante hipoclorito Na 2,5% (p = 0,031), ácido cítrico 10% (p = 0,009), ácido cítrico 20% (p = 0,001) y las muestras que habían estado en contacto con suero (p = 0,023). Todas ellas tuvieron un aumento significativo del Ra.

Tabla nº 70. Análisis *post hoc* de Tukey.

Kruskal-Wallis; p-valor < 0,001

Contraste Post-hoc de Tukey

	MTA + SUERO	MTA + CLORHEX.	MTA + HIPOCL. NA 2,5%	MTA + HIPOCL. NA 5%	MTA + ÁC CÍTRICO 10%	MTA + ÁC CÍTRICO 20%	MTA + EDTA	CP + SUERO	CP + CLORHEX.	CP + HIPOCL. NA 2,5%	CP + HIPOCL. NA 5%	CP + ÁC CÍTRICO 10%	CP + ÁC CÍTRICO 20%	CP + EDTA
MTA+SUERO												0,032	0,002	
MTA+CLORHEX.												0,030	0,002	
MTA+HIPOCL. NA 2,5%												0,007	<0,001	
MTA+HIPOCL. NA 5%													0,030	
MTA+ÁC CÍTRICO 10%													0,008	
MTA+ÁC CÍTRICO 20%													0,010	
MTA+EDTA												0,030	0,002	
CP+SUERO														
CP+CLORHEX.													0,016	
CP+HIPOCL. NA 2,5%														
CP+HIPOCL. NA 5%														
CP+ÁC CÍTRICO 10%	0,032	0,030	0,007				0,030							
CP+ÁC CÍTRICO 20%	0,002	0,002	<0,001	0,030	0,008	0,010	0,002		0,016					
CP+EDTA														

La tabla indicó que había diferencias entre CP + ác. cítrico 20% vs casi todo el resto de muestras de MTA.

Tabla nº 71. Prueba U de Mann-Whitney para comparar 2 grupos independientes.

	p-valor (Pre RA)	p-valor (Post RA)	p-valor (Diferencia)
MTA vs CP	0,020	<0,001	<0,001
SUERO	0,161	<0,001	0,009
CLORHEXIDINA	0,880	0,436	0,813
HIPOCLORITO NA 2,5%	0,653	0,061	0,045
HIPOCLORITO NA 5%	0,009	0,015	0,461
ÁCIDO CÍTRICO 10%	0,806	0,001	0,023
ÁCIDO CÍTRICO 20%	0,305	<0,001	<0,001
EDTA	0,041	<0,001	0,098

En cuanto a la diferencia de Ra se encontraron diferencias significativas entre las muestras generales (MTA total vs CP total), las muestras con suero, hipoclorito Na 2,5%, ácido cítrico 10% y ácido cítrico 20%. Los resultados diferían ligeramente del análisis de Tukey (tabla 71).

Tabla nº 72. Descriptiva RMS: media, desviación estándar, mediana y percentiles 25 y 75 de la variable RMS, antes de poner la muestra en contacto con el irrigante, después de estar 15 minutos en contacto y la diferencia de RMS antes y después.

	RMS						p-valor
	PRE		POST		DIFERENCIA		
	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	
MTA+SUERO	11,4 (3,9)	12,2 (8,2 - 13,5)	9,6 (2,5)	8,4 (7,6 - 11,2)	-1,8 (5,6)	-2,8 (-6,6 i 4,1)	0,256
MTA+CLORHEXIDINA	13,9 (9,0)	8,6 (6,9 - 23,7)	12,0 (8,0)	10,2 (6,6 - 13,8)	-1,9 (12,9)	-0,6 (-11,7 i 4,4)	0,650
MTA+HIPOCLORITO NA 2,5%	20,5 (15,1)	9,9 (7,5 - 33,0)	14,7 (10,0)	9,1 (7,4 - 25,7)	-5,8 (17,4)	-4,2 (-17,8 i 3,8)	0,233
MTA+HIPOCLORITO NA 5%	10,0 (9,9)	7,4 (6,1 - 8,9)	12,8 (10,9)	7,6 (5,7 - 21,1)	2,9 (15,1)	-0,4 (-4,3 i 15,1)	0,733
MTA+ÁC CÍTRICO 10%	11,7 (4,0)	11,4 (9,6 - 13,6)	11,9 (4,0)	11,2 (8,7 - 15,5)	0,3 (4,1)	1,3 (-3,1 i 2,9)	0,532
MTA+ÁC CÍTRICO 20%	11,5 (6,1)	10,2 (7,5 - 15,0)	12,4 (5,0)	11,6 (9,4 - 13,3)	0,9 (9,0)	1,9 (-4,5 i 5,2)	0,363
MTA+EDTA	15,0 (7,1)	13,3 (8,8 - 18,8)	12,8 (6,7)	12,0 (7,8 - 14,8)	-2,2 (10,0)	-2,6 (-7,7 i 1,1)	0,156
TOTAL MTA	13,4 (9,0)	10,2 (7,6 - 15,0)	12,3 (7,2)	10,3 (7,7 - 14,0)	-1,1 (11,5)	-0,6 (-5,5 i 3,9)	0,263
CP+SUERO	14,2 (5,1)	13,5 (8,3 - 17,3)	25,8 (20,9)	17,3 (12,6 - 30,9)	11,6 (20,1)	3,8 (-0,2 i 17,4)	0,023
CP+CLORHEXIDINA	13,3 (8,7)	12,0 (8,8 - 15,3)	14,0 (9,1)	11,5 (8,0 - 17,6)	1,1 (12,6)	0,7 (-3,6 i 3,7)	0,925
CP+HIPOCLORITO NA 2,5%	13,6 (5,2)	13,5 (9,1 - 17,3)	22,6 (16,7)	18,4 (11,6 - 25,3)	9,0 (16,1)	4,6 (-4,6 i 16,7)	0,047
CP+HIPOCLORITO NA 5%	13,1 (6,3)	12,0 (9,8 - 16,1)	21,5 (19,4)	15,8 (13,3 - 23,1)	8,4 (21,0)	4,5 (-1,7 i 13,5)	0,100
CP+ÁC CÍTRICO 10%	12,3 (5,1)	10,1 (9,3 - 16,5)	33,2 (20,1)	29,4 (14,1 - 54,2)	20,8 (22,8)	23,6 (-3,5 i 44,2)	0,011
CP+ÁC CÍTRICO 20%	12,5 (4,9)	11,1 (10,4 - 15,3)	38,2 (23,9)	32,3 (20,4 - 55,6)	25,7 (23,8)	21,3 (8,1 i 41,2)	0,001
CP+EDTA	19,6 (7,6)	20,3 (11,2 - 28,2)	31,1 (23,2)	28,9 (17,8 - 37,3)	11,5 (25,7)	6,2 (-5,7 i 22,8)	0,088
TOTAL CP	14,1 (6,5)	12,7 (9,8 - 17,3)	26,6 (20,5)	19,6 (12,6 - 32,9)	12,7 (21,6)	6,1 (-1,6 i 21,8)	<0,001

Se observó que en las muestras de CP, había un cambio significativo del RMS tras introducir la muestra con el irrigante (fila "TOTAL CP", $p < 0,001$). Cuando miramos con qué irrigante había un cambio significativo, se observó que eran las muestras que habían estado en contacto con el irrigante hipoclorito Na 2,5% ($p = 0,047$), ácido cítrico 10% ($p = 0,011$), ácido cítrico 20% ($p = 0,001$) y las muestras que habían estado en contacto con suero ($p = 0,023$). Todas ellas habían tenido un aumento significativo del RMS.

Tabla nº 73. Análisis *post hoc* de Tukey.

Kruskal-Wallis; p-valor < 0,001

Contraste Post-hoc de Tukey

	MTA + SUERO	MTA + CLORHEX.	MTA + HIPOCL. NA 2,5%	MTA + HIPOCL. NA 5%	MTA + ÁC CÍTRICO 10%	MTA + ÁC CÍTRICO 20%	MTA + EDTA	CP + SUERO	CP + CLORHEX	CP + HIPOCL.NA 2,5%	CP + HIPOCL. NA 5%	CP + ÁC CÍTRICO 10%	CP + ÁC CÍTRICO 20%	CP + EDTA
MTA+SUERO												0,019	0,001	
MTA+CLORHEX.												0,018	0,001	
MTA+HIPOCL. NA 2,5%												0,002	<0,001	
MTA+HIPOCL. NA 5%													0,018	
MTA+ÁC CÍTRICO 10%												0,056	0,004	
MTA+ÁC CÍTRICO 20%													0,006	
MTA+EDTA												0,016	0,001	
CP+SUERO														
CP+CLORHEX.													0,008	
CP+HIPOCL. NA 2,5%														
CP+HIPOCL. NA 5%														
CP+ÁC CÍTRICO 10%	0,019	0,018	0,002		0,056		0,016							
CP+ÁC CÍTRICO 20%	0,001	0,001	<0,001	0,018	0,004	0,006	0,001		0,008					
CP+EDTA														

En la tabla se mostró que había diferencias entre CP + ác. cítrico 20% vs casi todo el resto de muestras con MTA.

Había diferencias significativas entre MTA y CP cuando el irrigante era ácido cítrico al 10%.

Tabla nº 74. Prueba U de Mann-Whitney para comparar 2 grupos independientes.

	p-valor (Pre RMS)	p-valor (Post RMS)	p-valor (Diferencia)
MTA vs CP	0,022	<0,001	<0,001
SUERO	0,198	<0,001	0,011
CLORHEXIDINA	0,827	0,419	0,727
HIPOCLORITO NA 2,5%	0,576	0,085	0,033
HIPOCLORITO NA 5%	0,017	0,024	0,520
ÁCIDO CÍTRICO 10%	0,950	0,002	0,040
ÁCIDO CÍTRICO 20%	0,290	0,001	0,001
EDTA	0,110	<0,001	0,071

Esta tabla mostró las diferencias entre cementos en cada uno de los tiempos de análisis. Es decir, la primera fila (MTA vs CP) nos estaba diciendo que en el tiempo 0 existían diferencias significativas en cuanto a la RMS (10,2 las muestras de cemento MTA y 12,7 las muestras de CP). En el tiempo 15 también había diferencias estadísticas (el cemento MTA: 10,3 y el cemento CP: 19,6 y esta diferencia era significativa).

La segunda fila comparó las muestras de MTA + suero vs CP + suero en cada uno de los tiempos. En el tiempo 0 comparó el RMS de 12,2 de MTA + suero vs el RMS de 13,5 de CP + suero y esta diferencia no era significativa.

Se observó que en cuanto a la diferencia de RMS se encontraron diferencias significativas entre las muestras generales (MTA total vs CP total), las muestras con suero, hipoclorito Na 2,5%, ácido cítrico 10% y ácido cítrico 20%. Los resultados diferían ligeramente del análisis de Tukey.

Tabla nº 75. Descriptiva de **PV**: media, desviación estándar, mediana y percentiles 25 y 75 de la variable PV, antes de poner la muestra en contacto con el irrigante, después de estar 15 minutos en contacto y la diferencia de PV antes y después.

	PV						p-valor
	PRE		POST		DIFERENCIA		
	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	
MTA+SUERO	68,7 (23,3)	65,5 (49,7 - 83,7)	60,1 (15,7)	55,5 (48,0 - 72,6)	-8,6 (30,8)	-8,3 (-27,7 i 22,2)	0,334
MTA+CLORHEXIDINA	77,0 (40,8)	65,8 (45,7 - 101,9)	73,2 (47,9)	54,4 (51,3 - 82,1)	-3,8 (59,2)	2,1 (-25,7 i 7,1)	0,733
MTA+HIPOCLORITO 2,5%	104,3 (61,6)	77,0 (46,6 - 153,4)	80,1 (45,6)	58,9 (47,8 - 120,2)	-24,2 (72,3)	-27,9 (-78,2 i 17,7)	0,191
MTA+HIPOCLORITO 5%	64,1 (47,0)	53,4 (41,6 - 64,2)	79,2 (55,4)	45,8 (39,4 - 123,1)	15,1 (67,0)	-7,3 (-23,1 i 50,4)	0,865
MTA+ÁC CÍTRICO 10%	71,1 (18,6)	64,7 (59,2 - 80,0)	62,7 (15,3)	58,8 (51,9 - 75,5)	-8,4 (21,0)	-14,5 (-21,2 i 7,2)	0,156
MTA+ÁC CÍTRICO 20%	68,8 (31,8)	64,9 (45,8 - 82,0)	65,1 (19,5)	66,7 (45,5 - 84,8)	-3,7 (41,0)	3,4 (-36,6 i 23,6)	0,910
MTA+EDTA	89,0 (42,9)	71,1 (55,0 - 108,5)	74,9 (28,7)	73,7 (53,6 - 88,0)	-14,2 (55,8)	-13,7 (-45,2 i 4,8)	0,281
TOTAL MTA	77,6 (41,4)	64,7 (48,8 - 95,3)	70,8 (35,8)	58,9 (47,8 - 82,1)	-6,8 (52,3)	-8,3 (-27,7 i 15,8)	0,043
CP+SUERO	88,5 (35,0)	82,4 (58,2 - 96,0)	130,1 (78,7)	118,5 (67,1 - 170,3)	41,6 (63,5)	40,3 (-7,6 i 49,0)	0,017
CP+CLORHEXIDINA	83,5 (40,7)	80,9 (59,9 - 97,6)	88,0 (31,6)	92,5 (62,5 - 108,9)	7,2 (45,7)	7,2 (-22,3 i 33,2)	0,638
CP+HIPOCLORITO NA 2,5%	76,8 (23,9)	72,4 (64,6 - 89,4)	75,2 (34,6)	70,1 (50,1 - 85,0)	-1,6 (51,4)	-6,9 (-35,1 i 9,2)	0,363
CP+HIPOCLORITO NA 5%	71,4 (26,7)	68,3 (52,9 - 92,6)	70,8 (27,4)	69,4 (51,4 - 82,7)	-0,6 (47,1)	12,9 (-33,8 i 21,4)	0,733
CP+ÁC CÍTRICO 10%	81,5 (30,5)	76,4 (69,6 - 84,3)	127,1 (74,0)	108,4 (70,1 - 171,5)	45,7 (91,8)	20,8 (-16,9 i 108,1)	0,088
CP+ÁC CÍTRICO 20%	74,7 (24,5)	67,0 (59,8 - 98,1)	159,1 (92,1)	155,9 (74,0 - 224,8)	84,4 (90,5)	77,9 (8,3 i 170,9)	0,005
CP+EDTA	106,7 (31,5)	106,2 (80,4 - 138,6)	111,7 (73,1)	92,4 (66,7 - 127,1)	5,0 (79,8)	-11,1 (-49,5 i 18,2)	0,609
TOTAL CP	83,3 (31,8)	77,1 (62,1 - 96,8)	108,9 (68,9)	84,7 (64,4 - 135,9)	26,1 (74,2)	9,1 (-17,6 i 63,3)	0,008

Se observó que tanto en las muestras de CP como las de MTA, había habido un cambio significativo del PV después de introducir la muestra con el irrigante (fila "TOTAL CP", $p = 0,008$ y fila "TOTAL MTA", $p = 0,043$). Se observó que eran las muestras de CP que habían estado en contacto con el irrigante ácido cítrico 20% ($p = 0,005$) y las muestras que habían estado en contacto con suero ($p = 0,017$). Todas ellas tuvieron un aumento significativo del PV.

Tabla nº 76. Análisis *post hoc* de Tukey.

Kruskal-Wallis; p-valor = 0,008

Contraste Post-hoc de Tukey

	MTA + SUERO	MTA + CLORHEX.	MTA + HIPOCL.NA 2,5%	MTA + HIPOCL. NA 5%	MTA + ÁC CÍTRICO 10%	MTA + ÁC CÍTRICO 20%	MTA + EDTA	CP + SUERO	CP + CLORHEX	CP + HIPOCL. NA 2,5%	CP + HIPOCL. NA 5%	CP + ÁC CÍTRICO 10%	CP + ÁC CÍTRICO 20%	CP + EDTA
MTA+SUERO													0,004	
MTA+CLORHEX.													0,009	
MTA+HIPOCL. NA 2,5%													<0,001	
MTA+HIPOCL. NA 5%														
MTA+ÁC CÍTRICO 10%													0,004	
MTA+ÁC CÍTRICO 20%													0,010	
MTA+EDTA													0,002	
CP+SUERO														
CP+CLORHEX.													0,056	
CP+HIPOCL. NA 2,5%													0,013	
CP+HIPOCL. NA 5%													0,015	
CP+ÁC CÍTRICO 10%														
CP+ÁC CÍTRICO 20%	0,004	0,009	<0,001		0,004	0,010	0,002		0,056	0,013	0,015			0,035
CP+EDTA													0,035	

La prueba de Kruskal-Wallis mostró que había diferencias significativas ($p = 0,008$) entre los 14 tipos de muestras después de que la muestra estuviera en contacto con el irrigante, pero desconocíamos entre qué muestras concretamente, por eso realizamos el análisis *post hoc* de Tukey.

El análisis de Tukey indicó que había diferencias entre CP + ác. cítrico 20% vs casi todo el resto de muestras con MTA.

Por ejemplo, si observáramos la primera tabla de PV podíamos decir que la mediana de la diferencia de MTA + ác. cítrico 20% (3,4) y el valor de CP + ác. cítrico 20% (77,9) eran estadísticamente diferentes ($p = 0,010$).

Tabla nº 77. Prueba U de Mann-Whitney.

	p-valor (Pre PV)	p-valor (Post PV)	p-valor (Diferencia)
MTA vs CP	0,007	<0,001	0,001
SUERO	0,101	0,001	0,005
CLORHEXIDINA	0,359	0,049	0,383
HIPOCLORITO NA 2,5%	0,633	0,756	0,272
HIPOCLORITO NA 5%	0,141	0,756	0,917
ÁCIDO CÍTRICO 10%	0,141	0,007	0,059
ÁCIDO CÍTRICO 20%	0,419	0,002	0,007
EDTA	0,085	0,065	0,787

Esta tabla mostró las diferencias entre cementos en cada uno de los tiempos de análisis. Es decir, la primera fila (MTA vs CP) nos estaba diciendo que en el tiempo 0 existían diferencias significativas en cuanto al PV (64,7 las muestras de cemento MTA y 77,1 las muestras de CP). En el tiempo 15 también había diferencias estadísticas (el cemento MTA: 58,9 y el cemento CP: 84,7 y esta diferencia era significativa).

En cuanto a la diferencia de PV se encontraron diferencias significativas entre las muestras generales (MTA total vs CP total), las muestras con suero y ácido cítrico 20%. Los resultados diferían ligeramente del análisis de Tukey.

6.5.2 ANÁLISIS DEL PH

Se realizó un análisis descriptivo para cada una de las variables del pH (tiempo 0, tiempo 5, tiempo 15, tiempo 30 y tiempo 60).

Las variables continuas se presentaron con la media (desviación estándar) y la mediana (percentil 25 y percentil 75) Tabla 78.

Para calcular si había diferencias estadísticamente significativas entre el tiempo 0 y el tiempo 15 y entre el tiempo 0 y 60, se utilizó el test de Wilcoxon para datos apareados (prueba no paramétrica) Tabla 79.

Para determinar si había diferencias significativas entre los 14 tipos de muestras se realizó la prueba de Kruskal-Wallis y *post hoc* de Tukey. Tabla 80 y Tabla 81.

Para determinar si había diferencias entre las muestras de MTA y CP en el tiempo 0, en el tiempo 15, tiempo 60 y en las diferencias, se utilizó la prueba U de Mann-Whitney (prueba no paramétrica) ya que teníamos 2 grupos comparar. Tabla 82.

Se estableció el nivel de significación en el 5% ($p < 0,05$).

Tabla nº 78. Descriptiva del pH: media, desviación estándar, mediana y percentiles 25 y 75 de la variable pH, antes de poner la muestra en contacto con el irrigante, después de estar 5 minutos, 15, 30 y 60 minutos.

	PH																	
	Tiempo 0			Tiempo 1			Tiempo 5			Tiempo 15			Tiempo 30			Tiempo 60		
	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)		Media (DE)	Mediana (P25 - P75)		Media (DE)	Mediana (P25 - P75)		Media (DE)	Mediana (P25 - P75)		Media (DE)	Mediana (P25 - P75)		Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	
MTA+SUERO	5,8 (0,3)	5,9 (5,6 - 6,1)		8,2 (0,8)	8,4 (7,5 - 8,8)		8,9 (0,8)	9,1 (8,6 - 9,4)		9,2 (0,5)	9,4 (8,9 - 9,6)		9,4 (0,5)	9,5 (9,0 - 9,8)		9,4 (0,5)	9,5 (9,2 - 9,8)	
MTA+CLORHEXIDINA	7,8 (0,4)	7,9 (7,4 - 8,1)		7,9 (0,4)	8,1 (7,5 - 8,3)		8,1 (0,4)	8,3 (7,6 - 8,4)		8,2 (0,4)	8,3 (7,8 - 8,5)		8,2 (0,4)	8,4 (7,9 - 8,6)		8,4 (0,4)	8,5 (8,1 - 8,7)	
MTA+HIPOCLORITO NA 2,5%	10,9 (0,6)	10,8 (10,3 - 11,5)		10,8 (0,6)	10,8 (10,3 - 11,4)		10,7 (0,6)	10,6 (10,2 - 11,3)		10,6 (0,6)	10,5 (10,1 - 11,1)		10,3 (0,6)	10,2 (9,9 - 10,6)		10,0 (0,4)	9,9 (9,8 - 10,1)	
MTA+HIPOCLORITO NA 5%	11,9 (0,2)	12,0 (11,8 - 12,1)		11,9 (0,3)	12,0 (11,8 - 12,1)		11,9 (0,3)	11,9 (11,7 - 12,1)		11,8 (0,3)	11,9 (11,7 - 12,0)		11,7 (0,4)	11,7 (11,6 - 12,0)		11,5 (0,4)	11,4 (11,3 - 11,9)	
MTA+AC CITRICO 10%	1,7 (0,2)	1,7 (1,6 - 1,9)		1,7 (0,2)	1,8 (1,6 - 1,9)		1,7 (0,2)	1,7 (1,5 - 1,8)		1,7 (0,2)	1,7 (1,6 - 1,8)		1,7 (0,2)	1,7 (1,6 - 1,8)		1,7 (0,2)	1,7 (1,5 - 1,8)	
MTA+AC CITRICO 20%	1,3 (0,1)	1,3 (1,3 - 1,3)		1,2 (0,1)	1,2 (1,2 - 1,3)		1,2 (0,1)	1,2 (1,1 - 1,2)		1,2 (0,1)	1,2 (1,1 - 1,2)		1,2 (0,1)	1,2 (1,2 - 1,3)		1,2 (0,1)	1,2 (1,2 - 1,3)	
MTA+EDTA	4,3 (0,1)	4,3 (4,3 - 4,4)		4,3 (0,1)	4,3 (4,3 - 4,4)		4,3 (0,1)	4,3 (4,3 - 4,4)		4,3 (0,1)	4,3 (4,3 - 4,4)		4,2 (0,2)	4,3 (4,0 - 4,3)		4,2 (0,2)	4,3 (4,0 - 4,4)	
Total MTA	6,3 (3,9)	5,9 (1,9 - 10,3)		6,6 (4,0)	7,5 (1,9 - 10,3)		6,7 (4,0)	8,1 (1,8 - 10,2)		6,7 (4,0)	8,2 (1,8 - 10,1)		6,7 (4,0)	8,4 (1,8 - 10,0)		6,8 (3,9)	8,3 (1,8 - 9,9)	
CP+SUERO	6,8 (0,7)	6,7 (6,2 - 7,2)		8,1 (0,6)	8,2 (7,7 - 8,5)		8,7 (0,4)	8,8 (8,4 - 8,9)		8,9 (0,4)	9,0 (8,6 - 9,0)		8,5 (0,8)	8,6 (7,8 - 8,9)		8,1 (0,8)	8,1 (7,4 - 8,5)	
CP+CLORHEXIDINA	7,5 (0,2)	7,4 (7,3 - 7,6)		7,5 (0,2)	7,5 (7,4 - 7,6)		7,5 (0,2)	7,5 (7,5 - 7,7)		7,6 (0,1)	7,6 (7,6 - 7,7)		7,9 (0,2)	7,8 (7,8 - 8,0)		8,8 (0,9)	8,9 (7,9 - 9,5)	
CP+HIPOCLORITO NA 2,5%	11,6 (0,3)	11,7 (11,6 - 11,8)		11,6 (0,4)	11,8 (11,5 - 11,8)		11,5 (0,4)	11,6 (11,4 - 11,8)		11,3 (0,5)	11,5 (11,0 - 11,7)		10,8 (0,5)	10,9 (10,4 - 11,3)		10,2 (0,3)	10,2 (10,0 - 10,4)	
CP+HIPOCLORITO NA 5%	11,7 (0,4)	11,8 (11,3 - 12,0)		11,6 (0,4)	11,8 (11,3 - 12,0)		11,5 (0,5)	11,7 (11,2 - 11,8)		11,4 (0,5)	11,6 (11,0 - 11,8)		11,1 (0,6)	11,4 (10,8 - 11,6)		10,7 (0,6)	10,8 (10,2 - 11,3)	
CP+AC CITRICO 10%	1,6 (0,1)	1,6 (1,6 - 1,6)		1,6 (0,1)	1,6 (1,5 - 1,6)		1,5 (0,0)	1,5 (1,5 - 1,6)		1,6 (0,1)	1,6 (1,6 - 1,6)		1,6 (0,0)	1,6 (1,6 - 1,6)		1,6 (0,1)	1,7 (1,6 - 1,7)	
CP+AC CITRICO 20%	1,1 (0,1)	1,1 (1,1 - 1,1)		1,1 (0,1)	1,1 (1,1 - 1,2)		1,3 (0,1)	1,4 (1,1 - 1,4)		1,3 (0,1)	1,4 (1,2 - 1,4)		1,4 (0,1)	1,4 (1,3 - 1,5)		1,4 (0,2)	1,4 (1,4 - 1,5)	
CP+EDTA	4,3 (0,1)	4,4 (4,2 - 4,5)		4,3 (0,1)	4,3 (4,2 - 4,4)		4,3 (0,2)	4,3 (4,2 - 4,4)		4,3 (0,2)	4,4 (4,1 - 4,4)		4,3 (0,2)	4,3 (4,1 - 4,4)		4,3 (0,2)	4,3 (4,2 - 4,4)	
Total CP	6,4 (4,0)	6,7 (1,6 - 11,2)		6,6 (4,1)	7,4 (1,6 - 11,1)		6,6 (4,0)	7,5 (1,6 - 11,0)		6,6 (4,0)	7,6 (1,6 - 10,6)		6,5 (3,8)	7,8 (1,6 - 10,2)		6,4 (3,7)	7,9 (1,7 - 10,0)	

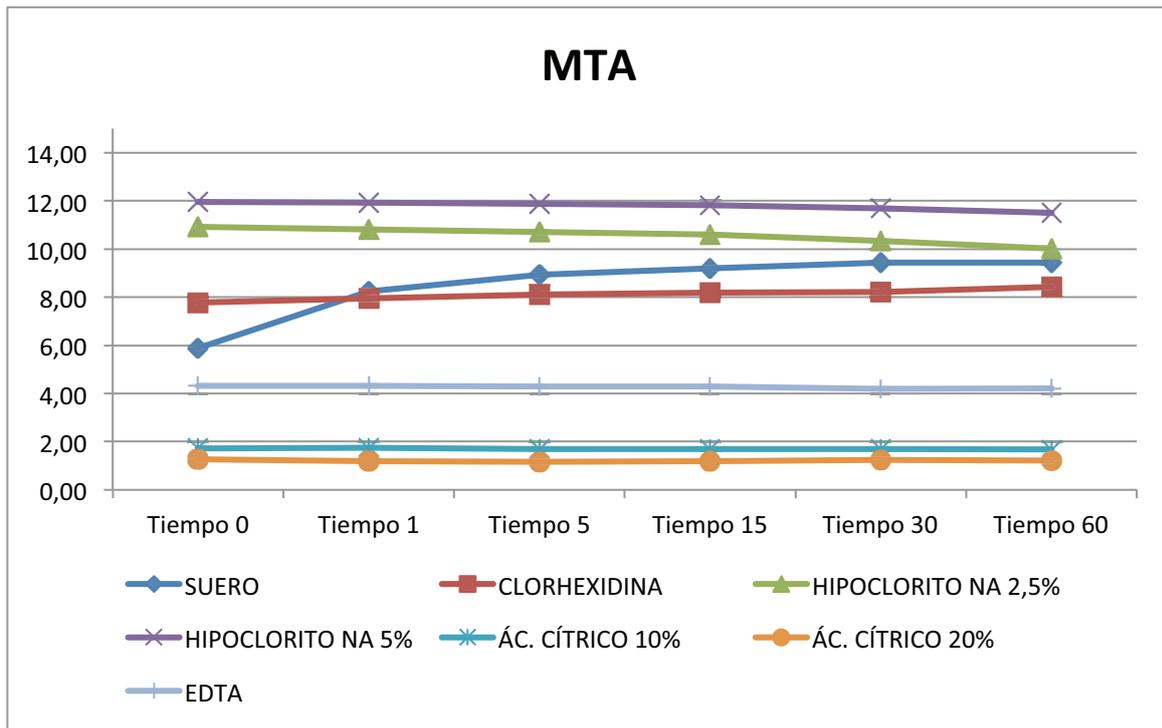


Figura nº 123. Gráfica comparativa de la media del pH de MTA.

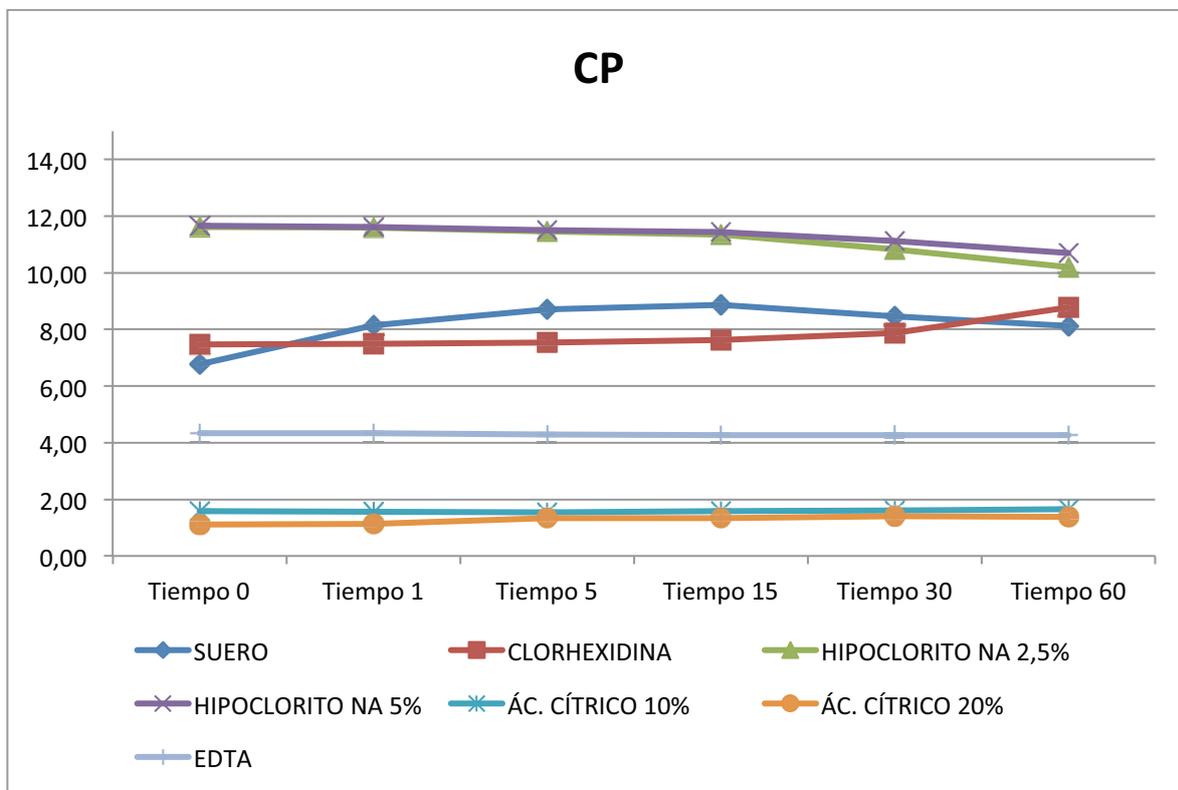


Figura nº 124. Gráfica comparativa de la media del pH de CP.

Tabla nº 79. Comparación del pH entre los tiempos 0 y 15 y los tiempos 0 y 60.

	PH					
	Diferencia Tiempo 15 - 0		p-valor	Diferencia Tiempo 60 - 0		p-valor
	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)		Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	
MTA+SUERO	3,3 (0,6)	3,5 (2,7 i 3,8)	0,001	3,6 (0,5)	3,6 (3,3 i 4,0)	0,001
MTA+CLORHEXIDINA	0,4 (0,2)	0,4 (0,3 i 0,5)	0,001	0,6 (0,5)	0,5 (0,3 i 0,9)	0,001
MTA+HIPOCLORITO NA 2,5%	-0,3 (0,2)	-0,3 (-0,4 i -0,2)	0,001	-0,9 (0,3)	-0,9 (-1,2 i -0,6)	0,001
MTA+HIPOCLORITO NA 5%	-0,1 (0,1)	-0,1 (-0,1 i -0,1)	0,001	-0,5 (0,3)	-0,4 (-0,6 i -0,3)	0,001
MTA+ÁC CÍTRICO 10%	0,0 (0,1)	0,0 (-0,1 i 0,0)	0,262	0,0 (0,1)	0,0 (-0,1 i 0,0)	0,140
MTA+ÁC CÍTRICO 20%	-0,1 (0,1)	-0,1 (-0,2 i 0,0)	0,006	-0,1 (0,0)	-0,1 (-0,1 i 0,0)	0,003
MTA+EDTA	0,0 (0,1)	0,0 (0,0 i 0,0)	0,169	-0,1 (0,2)	0,0 (-0,1 i 0,0)	0,167
Total MTA	0,5 (1,2)	0,0 (-0,1 i 0,3)	0,579	0,4 (1,4)	0,0 (-0,3 i 0,3)	0,721
CP+SUERO	2,1 (0,7)	2,1 (1,8 i 2,7)	0,001	1,4 (0,8)	1,1 (0,8 i 1,9)	0,001
CP+CLORHEXIDINA	0,2 (0,3)	0,1 (-0,1 i 0,4)	0,038	1,3 (0,9)	1,3 (0,4 i 2,0)	0,001
CP+HIPOCLORITO NA 2,5%	-0,3 (0,3)	-0,2 (-0,5 i -0,1)	0,004	-1,4 (0,3)	-1,5 (-1,7 i 1,3)	0,001
CP+HIPOCLORITO NA 5%	-0,2 (0,2)	-0,2 (-0,3 i -0,1)	0,001	-1,0 (0,5)	-0,8 (-1,5 i 0,7)	0,001
CP+ÁC CÍTRICO 10%	0,0 (0,1)	0,0 (0,0 i 0,0)	0,392	0,1 (0,1)	0,1 (0,1 i 0,1)	0,010
CP+ÁC CÍTRICO 20%	0,2 (0,2)	0,3 (0,1 i 0,3)	0,001	0,3 (0,2)	0,4 (0,2 i 0,4)	0,001
CP+EDTA	-0,1 (0,1)	0,0 (-0,1 i 0,0)	0,005	-0,1 (0,1)	-0,1 (-0,2 i 0,0)	0,016
Total CP	0,3 (0,8)	0,0 (-0,1 i 0,3)	0,193	0,1 (1,1)	0,1 (-0,7 i 0,4)	0,379

La tabla 79 mostró la media, desviación estándar, mediana y percentiles 25 y 75 de la diferencia entre el tiempo 0 y 15 y entre el tiempo 0 y 60.

Se observó que tanto las muestras de CP como las de MTA (filas del total), no había diferencias significativas del pH entre el tiempo 0 y 15 y entre el tiempo 0 y 60.

Por ejemplo, las muestras de CP + Suero pasaron de un pH de 6,7 a tiempo 0 a un pH de 9,0 en el tiempo 15 (diferencia media = 2,1) y esta diferencia es significativa.

Tabla nº 80. Análisis *post hoc* de Tukey del tiempo 15–0.

Kruskal-Wallis; p-valor < 0,001

Contraste Post-hoc de Tukey

	MTA + SUERO	MTA + CLORHEX.	MTA + HIPOCL. NA 2,5%	MTA + HIPOCL. NA 5%	MTA + AC CITRICO 10%	MTA + AC CITRICO 20%	MTA + EDTA	CP + SUERO	CP + CLORHEX.	CP + HIPOCL. NA 2,5%	CP + HIPOCL. NA 5%	CP + AC CITRICO 10%	CP + AC CITRICO 20%	CP + EDTA
MTA+SUERO		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
MTA+CLORHEX.	<0,001		<0,001	<0,001	0,002	<0,001	0,003	<0,001		<0,001	<0,001	0,004		<0,001
MTA+HIPOCL. NA 2,5%	<0,001	<0,001						<0,001	<0,001				<0,001	
MTA+HIPOCL. NA 5%	<0,001	<0,001						<0,001						
MTA+AC CITRICO 10%	<0,001	0,002						<0,001						
MTA+AC CITRICO 20%	<0,001	<0,001						<0,001						
MTA+EDTA	<0,001	0,003						<0,001						
CP+SUERO	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
CP+CLORHEX.	<0,001		<0,001					<0,001		0,002	0,008			
CP+HIPOCL. NA 2,5%	<0,001	<0,001						<0,001	0,002				<0,001	
CP+HIPOCL. NA 5%	<0,001	<0,001						<0,001	0,008				0,001	
CP+AC CITRICO 10%	<0,001	0,004						<0,001						
CP+AC CITRICO 20%	<0,001		<0,001					<0,001		<0,001	0,001			
CP+EDTA	<0,001	<0,001						<0,001						

La prueba de Kruskal-Wallis mostró que había diferencias significativas ($p < 0,001$) entre los 14 tipos de muestras después de que la muestra estuvo en contacto con el irrigante, pero desconocíamos entre qué muestras concretamente, por eso realizamos el análisis *post hoc* de Tukey.

El análisis de Tukey nos indicó que hay diferencias entre CP + suero vs MTA + suero (marcado de color rojo).

Tabla nº 81. Análisis post hoc de Tukey del tiempo 60–0.

Kruskal-Wallis; p-valor < 0,001

Contraste Post-hoc de Tukey

	MTA + SUERO	MTA + CLORHEX.	MTA + HIPOCL. NA 2,5%	MTA + HIPOCL. NA 5%	MTA + AC CÍTRICO 10%	MTA + AC CÍTRICO 20%	MTA + EDTA	CP + SUERO	CP + CLORHEX.	CP + HIPOCL. NA 2,5%	CP + HIPOCL. NA 5%	CP + AC CÍTRICO 10%	CP + AC CÍTRICO 20%	CP + EDTA
MTA+SUERO		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
MTA+CLORHEX.	<0,001		<0,001	<0,001	0,002	0,002	<0,001	0,001	0,005	<0,001	<0,001	0,020		0,001
MTA+HIPOCL. NA 2,5%	<0,001	<0,001			<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			<0,001	<0,001	<0,001
MTA+HIPOCL. NA 5%	<0,001	<0,001						<0,001	<0,001	<0,001			0,001	
MTA+AC CÍTRICO 10%	<0,001	0,002	<0,001					<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			
MTA+AC CÍTRICO 20%	<0,001	0,002	<0,001					<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			
MTA+EDTA	<0,001	<0,001	<0,001					<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			
CP+SUERO	<0,001	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
CP+CLORHEX.	<0,001	0,005	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
CP+HIPOCL. NA 2,5%	<0,001	<0,001		<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			<0,001	<0,001	<0,001
CP+HIPOCL. NA 5%	<0,001	<0,001			<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001				<0,001	<0,001
CP+AC CÍTRICO 10%	<0,001	0,020	<0,001					<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			
CP+AC CÍTRICO 20%	<0,001		<0,001	0,001				<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			
CP+EDTA	<0,001	0,001	<0,001					<0,001	<0,001	<0,001	<0,001			

El análisis de Tukey nos indicó que había diferencias entre CP + suero vs MTA + suero y entre CP + clorhexidina vs MTA + clorhexidina (marcado de color rojo).

Tabla nº 82. Prueba U de Mann-Whitney.

	p-valor (Tiempo 0)	p-valor (Tiempo 15)	p-valor (Tiempo 60)	p-valor (Diferencia 15 - 0)	p-valor (Diferencia 60 - 0)
MTA vs CPE	0,921	0,809	0,776	0,923	0,764
SUERO	<0,001	0,036	<0,001	<0,001	<0,001
CLORHEXIDINA	0,033	<0,001	0,443	0,011	0,101
HIPOCLORITO NA 2,5%	0,001	0,002	0,081	0,493	0,001
HIPOCLORITO NA 5%	0,026	0,007	0,001	0,008	0,002
ÁCIDO CÍTRICO 10%	0,038	0,026	0,819	0,950	<0,001
ÁCIDO CÍTRICO 20%	<0,001	0,005	0,002	<0,001	<0,001
EDTA	0,547	0,587	0,648	0,088	0,395

En la tabla se mostraron las diferencias entre cementos en cada uno de los tiempos de análisis.

La segunda fila se compararon las muestras de MTA + suero vs CP + suero en cada uno de los tiempos. En el tiempo 0 se comparó el pH de 5,9 de MTA + suero vs el pH de 6,7 de CP + suero y esta diferencia era significativa ($p < 0,001$).

Se pudo observar que los resultados diferían ligeramente del análisis de Tukey, los valores marcados de color rojo eran los que coincidían. Por lo tanto, para que los resultados coincidieran con los de Tukey, también se debería haber encontrado diferencias significativas en las muestras de clorhexidina en la diferencia de tiempo 0-60 ($p = 0,101$).

6.5.3 ANÁLISIS DE LA CONDUCTIVIDAD

Se realizó un análisis descriptivo para cada una de las variables de la conductividad (tiempo 0, tiempo 5, tiempo 15, tiempo 30 y tiempo 60).

Las variables continuas se presentaron con la media (desviación estándar) y la mediana (percentil 25 y percentil 75). Tabla 83.

Para calcular si había diferencias estadísticamente significativas entre el tiempo 0 y el tiempo 15 y entre el tiempo 0 y 60, se utilizó el test de Wilcoxon para datos apareados (prueba no paramétrica). Tabla 84.

Para determinar si había diferencias significativas entre los 14 tipos de muestras se realizó la prueba de Kruskal-Wallis y *post hoc* de Tukey. Tabla 85 y Tabla 86.

Para determinar si había diferencias entre las muestras de MTA y CP en el tiempo 0, en el tiempo 15, tiempo 60 y en las diferencias, se utilizó la prueba U de Mann-Whitney. Tabla 87
Se estableció el nivel de significación en el 5% ($p < 0,05$).

Tabla nº 83. Descriptiva de la conductividad: media, desviación estándar, mediana y percentiles 25 y 75 de la variable conductividad, antes de poner la muestra en contacto con el irrigante, después de estar 5 minutos, 15, 30 y 60 minutos.

	Conductividad											
	Tiempo 0		Tiempo 1		Tiempo 5		Tiempo 15		Tiempo 30		Tiempo 60	
	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)										
MTA+SUERO	15,7 (0,1)	15,7 (15,6 - 15,7)	15,7 (0,1)	15,7 (15,6 - 15,8)	15,7 (0,1)	15,7 (15,6 - 15,8)	15,7 (0,1)	15,7 (15,6 - 15,8)	15,6 (0,2)	15,6 (15,5 - 15,7)	15,6 (0,2)	15,7 (15,4 - 15,7)
MTA+CLORHEXIDINA	1,9 (0,1)	1,9 (1,8 - 1,9)	1,9 (0,1)	1,8 (1,8 - 1,9)	1,9 (0,1)	1,9 (1,8 - 2,0)	1,9 (0,1)	1,9 (1,8 - 2,0)	1,9 (0,1)	1,9 (1,9 - 2,0)	2,0 (0,0)	2,0 (1,9 - 2,0)
MTA+HIPOCLORITO NA 2,5%	49,0 (0,6)	48,9 (48,6 - 49,6)	49,2 (0,6)	49,1 (48,9 - 49,5)	49,4 (0,7)	49,2 (49,0 - 49,8)	49,5 (0,8)	49,3 (49,1 - 50,0)	49,4 (1,1)	49,4 (48,4 - 50,3)	47,5 (6,0)	48,5 (48,3 - 49,7)
MTA+HIPOCLORITO NA 5%	86,0 (0,5)	85,9 (85,5 - 86,4)	86,0 (0,7)	86,1 (85,6 - 86,6)	86,4 (0,8)	86,5 (86,0 - 87,0)	86,3 (1,0)	86,2 (85,8 - 87,2)	85,4 (1,0)	85,1 (84,9 - 86,3)	85,0 (1,3)	84,9 (84,3 - 85,9)
MTA+AC CITRICO 10%	6,5 (0,0)	6,5 (6,4 - 6,5)	6,5 (0,0)	6,5 (6,4 - 6,5)	6,4 (0,0)	6,4 (6,4 - 6,4)	6,3 (0,1)	6,3 (6,3 - 6,3)	6,1 (0,1)	6,1 (6,0 - 6,2)	6,0 (0,1)	6,0 (5,9 - 6,0)
MTA+AC CITRICO 20%	7,7 (0,1)	7,7 (7,7 - 7,8)	7,7 (0,1)	7,7 (7,7 - 7,8)	7,7 (0,1)	7,7 (7,6 - 7,7)	7,6 (0,1)	7,6 (7,6 - 7,7)	7,5 (0,1)	7,5 (7,4 - 7,5)	7,4 (0,1)	7,4 (7,4 - 7,5)
MTA+EDTA	21,8 (0,2)	21,8 (21,7 - 21,9)	21,8 (0,2)	21,8 (21,7 - 21,9)	21,8 (0,2)	21,8 (21,6 - 22,0)	22,0 (0,3)	22,0 (21,8 - 22,1)	22,7 (0,6)	22,6 (22,1 - 23,0)	23,1 (0,8)	23,2 (22,4 - 23,6)
Total MTA	26,9 (28,3)	15,7 (6,5 - 48,6)	27,0 (28,3)	15,7 (6,5 - 48,9)	27,0 (28,5)	15,7 (6,4 - 49,0)	27,0 (28,5)	15,7 (6,3 - 49,1)	27,0 (28,2)	15,6 (6,2 - 48,4)	26,6 (28,0)	15,7 (6,0 - 48,3)
CP+SUERO	15,6 (0,3)	15,7 (15,4 - 15,7)	15,8 (0,2)	15,8 (15,8 - 15,9)	15,9 (0,2)	15,9 (15,7 - 16,0)	15,9 (0,3)	16,0 (15,6 - 16,1)	15,8 (0,3)	15,7 (15,5 - 16,0)	15,6 (0,4)	15,6 (15,4 - 15,7)
CP+CLORHEXIDINA	1,9 (0,0)	1,9 (1,9 - 2,0)	1,9 (0,0)	1,9 (1,9 - 2,0)	1,9 (0,0)	2,0 (1,9 - 2,0)	1,9 (0,0)	1,9 (1,9 - 2,0)	1,9 (0,0)	1,9 (1,9 - 2,0)	1,9 (0,0)	2,0 (1,9 - 2,0)
CP+HIPOCLORITO NA 2,5%	48,1 (0,9)	48,2 (48,0 - 48,7)	48,3 (0,6)	48,3 (48,0 - 48,6)	48,0 (0,9)	48,0 (47,1 - 48,7)	47,8 (1,1)	48,1 (47,1 - 48,4)	47,3 (0,9)	47,4 (46,9 - 47,9)	47,4 (0,8)	47,3 (46,9 - 48,1)
CP+HIPOCLORITO NA 5%	86,4 (1,3)	86,0 (85,7 - 87,4)	87,3 (1,8)	86,8 (86,9 - 88,8)	87,4 (1,4)	87,2 (86,3 - 88,6)	86,7 (1,7)	86,6 (85,3 - 87,8)	85,0 (1,7)	85,2 (83,1 - 86,5)	83,3 (4,2)	84,2 (81,9 - 86,4)
CP+AC CITRICO 10%	6,3 (0,1)	6,4 (6,2 - 6,4)	6,4 (0,1)	6,4 (6,3 - 6,5)	6,3 (0,1)	6,3 (6,2 - 6,4)	6,2 (0,1)	6,2 (6,2 - 6,2)	5,9 (0,2)	5,9 (5,9 - 6,0)	5,7 (0,1)	5,7 (5,6 - 5,8)
CP+AC CITRICO 20%	7,3 (0,3)	7,5 (7,0 - 7,6)	7,2 (0,3)	7,5 (6,9 - 7,5)	7,1 (0,3)	7,2 (6,8 - 7,4)	6,9 (0,3)	7,1 (6,6 - 7,2)	6,5 (0,3)	6,5 (6,2 - 6,8)	6,1 (0,3)	6,2 (5,9 - 6,4)
CP+EDTA	22,4 (1,1)	22,2 (22,0 - 22,4)	22,8 (1,1)	22,3 (22,0 - 24,3)	22,8 (1,1)	22,3 (22,0 - 24,4)	22,8 (1,1)	22,2 (22,0 - 24,4)	22,7 (1,1)	22,2 (21,9 - 24,2)	22,7 (1,1)	22,4 (22,0 - 24,1)
Total CP	26,9 (28,4)	15,7 (6,4 - 48,0)	27,1 (28,6)	15,8 (6,5 - 48,0)	27,0 (28,7)	15,9 (6,4 - 47,1)	26,9 (28,4)	16,0 (6,2 - 47,1)	26,5 (28,0)	15,7 (6,0 - 46,9)	26,1 (27,6)	15,6 (5,7 - 46,9)

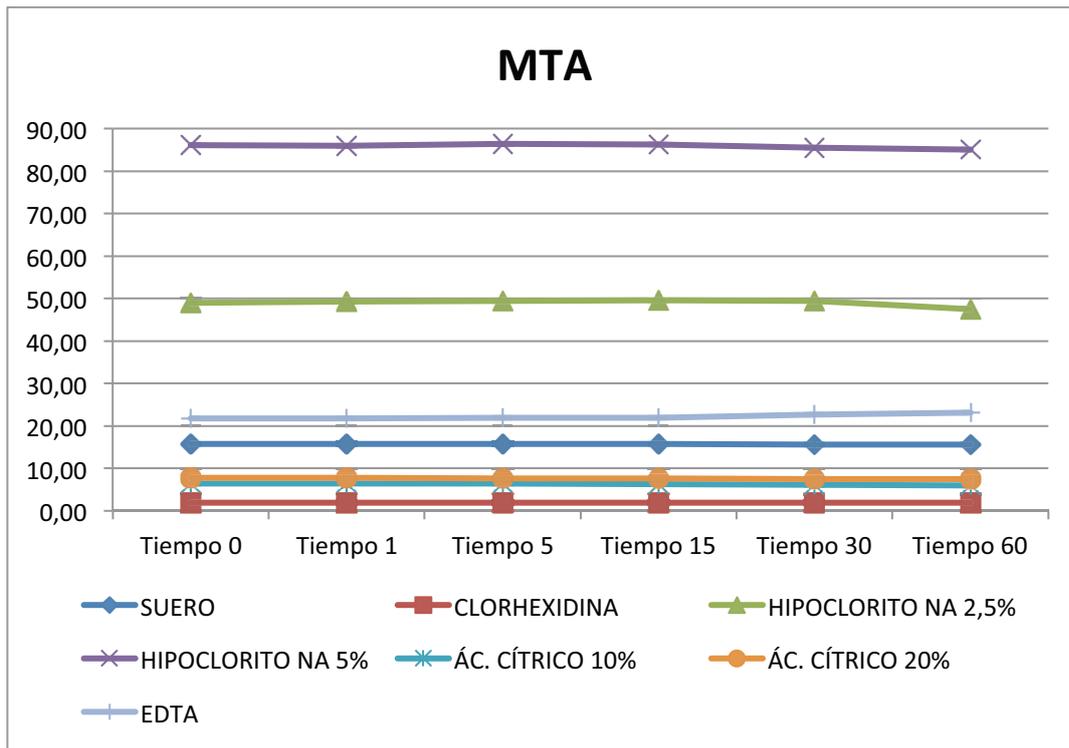


Figura nº 125. Gráfica comparativa de la media de la conductividad de MTA.

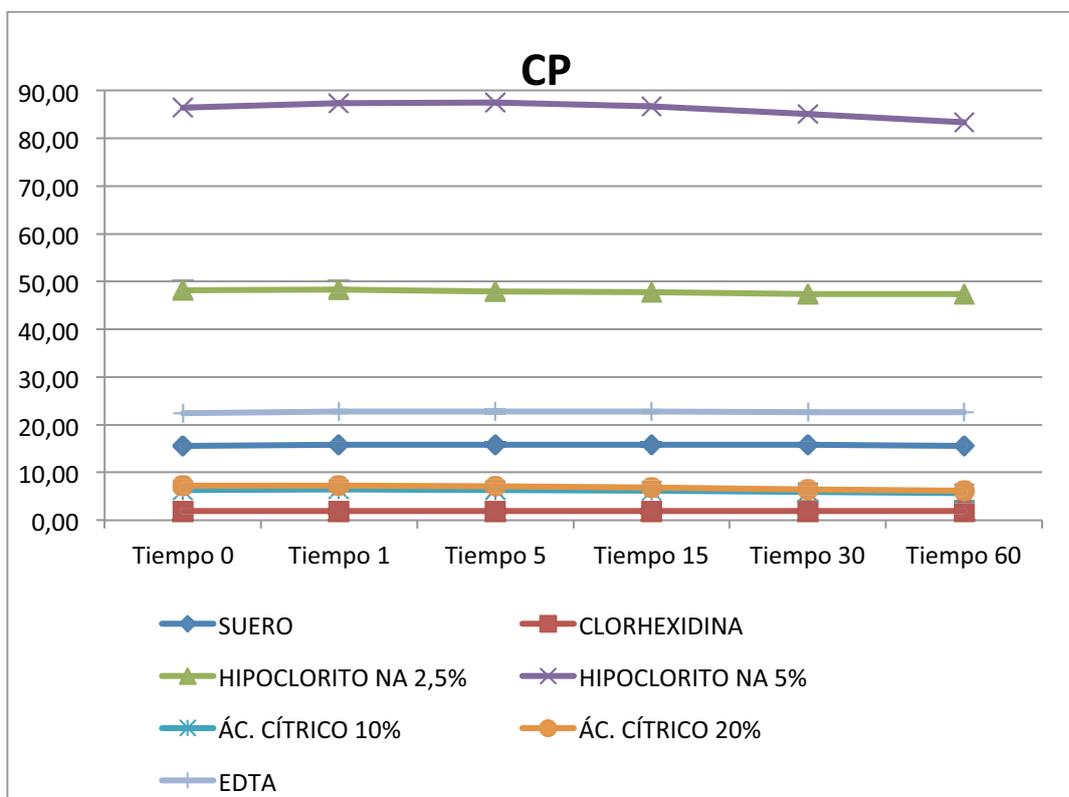


Figura nº 126. Gráfica comparativa de la media de la conductividad de CP.

Tabla nº 84. Comparación de la conductividad entre el tiempo 0 y 15 y el tiempo 0 y 60.

	Conductividad					
	Diferencia Tiempo 15 - 0		p-valor	Diferencia Tiempo 60 - 0		p-valor
	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)		Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	
MTA+SUERO	0,01 (0,15)	0,02 (-0,06 i 0,09)	0,798	-0,09 (0,24)	-0,07 (-0,21 i 0,06)	0,182
MTA+CLORHEXIDINA	0,04 (0,09)	0,02 (0,0 i 0,15)	0,041	0,11 (0,07)	0,15 (0,04 i 0,17)	0,001
MTA+HIPOCLORITO NA 2,5%	0,52 (0,50)	0,40 (0,20 i 0,80)	0,004	-1,55 (5,87)	-0,10 (-0,40 i 0,30)	0,659
MTA+HIPOCLORITO NA 5%	0,26 (0,81)	0,40 (-0,20 i 0,80)	0,073	-1,00 (0,97)	-1,00 (-1,20 i 0,50)	0,006
MTA+ÁC CÍTRICO 10%	-0,17 (0,06)	-0,16 (-0,21 i -0,13)	0,001	-0,51 (0,13)	-0,47 (-0,56 i -0,40)	0,001
MTA+ÁC CÍTRICO 20%	-0,12 (0,05)	-0,11 (-0,14 i -0,09)	0,001	-0,33 (0,05)	-0,33 (-0,36 i -0,28)	0,001
MTA+EDTA	0,15 (0,24)	0,20 (-0,10 i 0,30)	0,027	1,25 (0,72)	1,10 (0,50 i 1,80)	0,001
Total MTA	0,10 (0,43)	0,00 (-0,13 i 0,22)	0,144	-0,30 (2,35)	-0,20 (-0,44 i 0,17)	0,014
CP+SUERO	0,28 (0,24)	0,32 (0,12 i 0,46)	0,001	-0,02 (0,40)	0,00 (-0,26 i 0,23)	1,000
CP+CLORHEXIDINA	0,01 (0,01)	0,01 (0,00 i 0,01)	0,146	0,01 (0,03)	0,01 (-0,01 i 0,02)	0,118
CP+HIPOCLORITO NA 2,5%	-0,37 (1,04)	-0,30 (-0,80 i -0,10)	0,026	-0,77 (0,89)	-1,00 (-1,40 i -0,10)	0,018
CP+HIPOCLORITO NA 5%	0,29 (1,32)	-0,30 (-0,90 i 1,20)	0,509	-3,11 (4,83)	-2,10 (-3,80 i -0,80)	0,003
CP+ÁC CÍTRICO 10%	-0,09 (0,14)	-0,14 (-0,20 i 0,00)	0,026	-0,63 (0,18)	-0,66 (-0,75 i -0,54)	0,001
CP+ÁC CÍTRICO 20%	-0,40 (0,09)	-0,40 (-0,49 i -0,33)	0,001	-1,19 (0,21)	-1,17 (-1,36 i 1,03)	0,001
CP+EDTA	0,34 (1,13)	0,01 (-0,02 i 0,20)	0,187	0,27 (1,21)	0,04 (-0,10 i 0,18)	0,495
Total CP	0,01 (0,80)	-0,02 (-0,31 i -0,10)	0,072	-0,78 (2,15)	-0,50 (-1,08 i 0,01)	<0,001

La tabla 84 mostró la media, desviación estándar, mediana y percentiles 25 y 75 de la diferencia entre el tiempo 0 y 15 y entre el tiempo 0 y 60.

Se observó que tanto en las muestras de CP como en las de MTA (filas del total), no había diferencias significativas de la conductividad entre el tiempo 0 y 15. En cambio entre el tiempo 0 y 60 la conductividad había variado significativamente.

Las muestras de MTA (fila total) habían pasado de una diferencia media de 0,00 en el tiempo 0-15 a una diferencia media de 0,20 del tiempo 0-60.

Las muestras de CP (fila total) habían pasado de una media de -0,02 a -0,50 en la diferencia de tiempo entre 0 y 60 minutos.

Tabla nº 85. Análisis *post hoc* de Tukey del tiempo 15–0.

Kruskal-Wallis; p-valor < 0,001
 Contraste Post-hoc de Tukey

	MTA + SUERO	MTA + CLORHEX.	MTA + HIPOCL. NA 2,5%	MTA + HIPOCL. NA 5%	MTA + AC CÍTRICO 10%	MTA + AC CÍTRICO 20%	MTA + EDTA	CP + SUERO	CP + CLORHEX.	CP + HIPOCL. NA 2,5%	CP + HIPOCL. NA 5%	CP + AC CÍTRICO 10%	CP + AC CÍTRICO 20%	CP + EDTA
MTA+SUERO														
MTA+CLORHEX.														
MTA+HIPOCL. NA 2,5%										0,007			0,004	
MTA+HIPOCL. NA 5%														
MTA+AC CÍTRICO 10%														
MTA+AC CÍTRICO 20%														
MTA+EDTA														
CP+SUERO														
CP+CLORHEX.														
CP+HIPOCL. NA 2,5%														
CP+HIPOCL. NA 5%														
CP+AC CÍTRICO 10%														
CP+AC CÍTRICO 20%														
CP+EDTA														

El análisis de Tukey de la tabla nº 85 indicó que había diferencias entre CP + hipoclorito Na 2,5% vs MTA + hipoclorito Na 2,5%.

Tabla nº 86. Análisis *post hoc* de Tukey del tiempo 60–0.

Kruskal-Wallis; p-valor < 0,001

Contraste Post-hoc de Tukey

	MTA + SUERO	MTA + CLORHEX.	MTA + HIPOCL. NA 2,5%	MTA + HIPOCL. NA 5%	MTA + AC CÍTRICO 10%	MTA + AC CÍTRICO 20%	MTA + EDTA	CP + SUERO	CP + CLORHEX.	CP + HIPOCL. NA 2,5%	CP + HIPOCL. NA 5%	CP + AC CÍTRICO 10%	CP + AC CÍTRICO 20%	CP + EDTA
MTA+SUERO											0,009			
MTA+CLORHEX.											0,003			
MTA+HIPOCL. NA 2,5%							0,023							
MTA+HIPOCL. NA 5%														
MTA+AC CÍTRICO 10%											0,052			
MTA+AC CÍTRICO 20%											0,025			
MTA+EDTA			0,023								<0,001			
CP+SUERO											0,006			
CP+CLORHEX.											0,005			
CP+HIPOCL. NA 2,5%														
CP+HIPOCL. NA 5%	0,009	0,003			0,052	0,025	<0,001	0,006	0,005					0,001
CP+AC CÍTRICO 10%														
CP+AC CÍTRICO 20%														
CP+EDTA											0,001			

La tabla anterior indicó que había diferencias entre CP + hipoclorito 5% vs casi todo el resto de muestras, tanto de MTA como CP.

Tabla nº 87. Resultados de la prueba U de Mann-Whitney.

	p-valor (Tiempo 0)	p-valor (Tiempo 15)	p-valor (Tiempo 60)	p-valor (Diferencia 15 - 0)	p-valor (Diferencia 60 - 0)
MTA vs CP	0,775	0,763	0,293	0,012	<0,001
SUERO	0,575	0,068	0,756	0,002	0,395
CLORHEXIDINA	0,002	0,101	0,507	0,062	<0,001
HIPOCLORITO NA 2,5%	0,004	<0,001	<0,001	<0,001	0,028
HIPOCLORITO NA 5%	0,429	0,663	0,141	0,589	0,124
ÁCIDO CÍTRICO 10%	<0,001	0,002	<0,001	0,129	0,034
ÁCIDO CÍTRICO 20%	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
EDTA	0,001	0,009	0,146	0,492	<0,001

En esta tabla se mostró si había diferencias entre cementos en cada uno de los tiempos de análisis. Es decir, la primera fila (MTA vs CP) indicó que en el tiempo 0 existían diferencias significativas en cuanto a la diferencia de conductividad entre el tiempo 0 y 15 (0,0 las muestras de cemento MTA y -0,02 las muestras de CP). En la diferencia de tiempo entre 0 y 60 también había diferencias estadísticas (el cemento MTA: -0,20 y el cemento CP: -0,50).

La segunda fila comparó las muestras de MTA + suero vs CP + suero en cada uno de los tiempos. En el tiempo 0 se comparó la conductividad de 15,7 de MTA + suero vs la conductividad de 15,7 de CP + suero y esta diferencia no era significativa ($p = 0,575$).

En cuanto a la diferencia de conductividad entre el tiempo 0 y 15 se encontraron diferencias significativas entre las muestras generales (MTA total vs CP total), las muestras con suero, hipoclorito Na 2,5%, ácido cítrico 20% . Los resultados diferían ligeramente del análisis de Tukey.

En cuanto a la diferencia de conductividad entre el tiempo 0 y 60 se encontraron diferencias significativas entre las muestras generales (MTA total vs CP total), las muestras con clorhexidina, hipoclorito Na 2,5%, ácido cítrico 10%, ácido cítrico 20% y EDTA. Los resultados diferían ligeramente del análisis de Tukey.

6.5.4 ANÁLISIS DEL PESO Y SOLUBILIDAD

Se realizó un análisis descriptivo de la variable peso y se calculó la solubilidad de los cementos.

Las variables continuas se presentaron con la media (desviación estándar) y la mediana (percentil 25 y percentil 75).

Para calcular si había diferencias estadísticamente significativas entre el tiempo 0 y el tiempo 60 se utilizó el test de Wilcoxon para datos apareados (prueba no paramétrica). Tabla 88

Para determinar si había diferencias significativas entre los 14 tipos de muestras se realizó la prueba de Kruskal-Wallis y el test de *post hoc* de Tukey. Tabla 89

Para determinar si había diferencias entre las muestras de MTA y CP en el tiempo 0, en el tiempo 60 y en la solubilidad, se utilizó la prueba U de Mann-Whitney (prueba no paramétrica) ya que teníamos 2 grupos en comparar. Tabla 90

Se ha establecido el nivel de significación en el 5% ($p < 0,05$).

Tabla nº 88. Media (desviación estándar) y la mediana (P25-P75) de la variable peso, antes de poner la muestra en contacto con el irrigante y después de estar 60 minutos en contacto y la diferencia de peso (solubilidad).

	PESO (mg)						p-valor
	Tiempo 0		Tiempo 60		Solubilidad		
	Media (DE)	Mediana (P25 - P75)	Media	Mediana (P25 - P75)	Media	Mediana (P25 i P75)	
MTA+SUERO	39,1 (3,0)	39,0 (38,0 - 41,0)	37,7 (3,0)	38,0 (36,0 - 40,0)	-3,6 (2,3)	-2,7 (-4,9 i -2,4)	0,001
MTA+CLORHEXIDINA	39,1 (2,4)	39,0 (38,0 - 41,0)	36,8 (2,9)	37,0 (34,0 - 39,0)	-5,8 (4,2)	-5,1 (-10,5 i -2,6)	0,001
MTA+HIPOCLORITO NA 2,5%	38,0 (3,0)	39,0 (35,0 - 40,0)	35,9 (2,3)	35,0 (35,0 - 37,0)	-5,4 (4,5)	-5,0 (-8,1 i -2,8)	0,002
MTA+HIPOCLORITO NA 5%	39,5 (1,3)	39,0 (39,0 - 40,0)	37,6 (2,5)	38,0 (36,0 - 39,0)	-4,9 (5,1)	-2,6 (-10,0 i 0,0)	0,007
MTA+ÁC CÍTRICO 10%	39,2 (1,3)	39,0 (39,0 - 40,0)	33,8 (2,7)	34,0 (31,0 - 36,0)	-13,8 (6,1)	-12,8 (-18,0 i -7,7)	0,001
MTA+ÁC CÍTRICO 20%	39,6 (2,0)	39,0 (38,0 - 40,0)	38,1 (1,8)	38 (37,0 - 40,0)	-3,8 (3,2)	-2,6 (-6,8 i 0,0)	0,003
MTA+EDTA	40,4 (1,4)	40,0 (40,0 - 40,0)	37,3 (2,4)	37,0 (36,0 - 39,0)	-7,5 (5,9)	-7,5 (-12,5 i -7,1)	0,003
Total MTA	39,3 (2,2)	39,0 (38,0 - 40,0)	36,7 (2,8)	37,0 (35,0 - 39,0)	-6,1 (5,6)	-5,1 (-10,0 i -2,6)	<0,001
CP+SUERO	32,7 (2,2)	33,0 (31,0 - 34,0)	30,7 (2,5)	31,0 (28,0 - 33,0)	-5,9 (5,4)	-3,2 (-9,7 i -2,9)	0,001
CP+CLORHEXIDINA	30,6 (3,0)	31,0 (28,0 - 33,0)	29,1 (3,6)	31,0 (25,0 - 32,0)	-5,0 (4,4)	-6,1 (-8,8 i 0,0)	0,006
CP+HIPOCLORITO NA 2,5%	32,1 (2,7)	33,0 (30,0 - 33,0)	30,3 (3,2)	30,0 (29,0 - 32,0)	-5,9 (4,7)	-6,1 (-9,4 i -2,9)	0,002
CP+HIPOCLORITO NA 5%	31,5 (3,3)	32,0 (31,0 - 33,0)	29,6 (3,2)	30,0 (27,0 - 32,0)	-6,1 (4,3)	-4,6 (-8,8 i -3,0)	0,001
CP+ÁC CÍTRICO 10%	32,9 (2,1)	34,0 (31,0 - 34,0)	29,0 (1,8)	28,0 (28,0 - 30,0)	-11,7 (6,7)	-9,3 (-17,7 i -6,5)	0,001
CP+ÁC CÍTRICO 20%	32,8 (1,6)	32,0 (32,0 - 34,0)	20,8 (3,6)	21,0 (17,0 - 23,0)	-36,4 (11,9)	-34,4 (-47,1 i -25,8)	0,001
CP+EDTA	29,5 (5,5)	31,0 (25,0 - 34,0)	26,1 (6,2)	26,0 (20,0 - 32,0)	-12,2 (8,1)	-9,1 (-20,0 i 7,1)	0,001
Total CP	31,7 (3,3)	32,0 (31,0 - 34,0)	27,9 (4,8)	29,0 (25,5 - 31,5)	-11,9 (12,5)	-8,0 (-15,2 i -3,2)	<0,001

Se observó que en todas las muestras había una disminución estadísticamente significativa del peso después de introducir la muestra con el irrigante (test de Wilcoxon).

Tabla nº 89. Análisis *post hoc* de Tukey.

Kruskal-Wallis; p-valor < 0,001
 Contraste Post-hoc de Tukey

	MTA + SUERO	MTA + CLORHEX.	MTA + HIPOCL. NA 2,5%	MTA + HIPOCL. NA 5%	MTA + ÁC CÍTRICO 10%	MTA + ÁC CÍTRICO 20%	MTA + EDTA	CP + SUERO	CP + CLORHEX.	CP + HIPOCL. NA 2,5%	CP + HIPOCL. NA 5%	CP + ÁC CÍTRICO 10%	CP + ÁC CÍTRICO 20%	CP + EDTA
MTA+SUERO					<0,001							0,021	<0,001	0,007
MTA+CLORHEX.					0,020								<0,001	
MTA+HIPOCL. NA 2,5%					0,011								<0,001	
MTA+HIPOCL. NA 5%					0,005								<0,001	0,053
MTA+ÁC CÍTRICO 10%	<0,001	0,020	0,011	0,005		0,001		0,021	0,005	0,021	0,029		<0,001	
MTA+ÁC CÍTRICO 20%					0,001							0,030	<0,001	0,010
MTA+EDTA													<0,001	
CP+SUERO					0,021								<0,001	
CP+CLORHEX.					0,005								<0,001	0,058
CP+HIPOCL. NA 2,5%					0,021								<0,001	
CP+HIPOCL. NA 5%					0,029								<0,001	
CP+ÁC CÍTRICO 10%	0,021					0,030							<0,001	
CP+ÁC CÍTRICO 20%	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
CP+EDTA	0,007			0,053		0,010			0,058				<0,001	

El análisis de Tukey indicó que había diferencias entre MTA + ác. cítrico 10% vs casi todo el resto de muestras y entre el CP + ác. cítrico 20% vs el resto de muestras.

Tabla nº 90. Resultados de la prueba U de Mann-Whitney.

	p-valor (Tiempo 0)	p-valor (Tiempo 60)	p-valor (Solubilidad)
MTA vs CP	<0,001	<0,001	0,002
SUERO	<0,001	<0,001	0,198
CLORHEXIDINA	<0,001	<0,001	0,558
HIPOCLORITO NA 2,5%	<0,001	<0,001	0,868
HIPOCLORITO NA 5%	<0,001	<0,001	0,287
ÁCIDO CÍTRICO 10%	<0,001	<0,001	0,230
ÁCIDO CÍTRICO 20%	<0,001	<0,001	<0,001
EDTA	<0,001	<0,001	0,170

Esta tabla mostró las diferencias entre cementos en cada uno de los tiempos de análisis. Es decir, la primera fila (MTA vs CP) indicó que en el tiempo 0 existían diferencias significativas en cuanto al peso (39 mg las muestras de cemento MTA y 32 mg las muestras de CP). En el tiempo 60 también había diferencias estadísticas (el cemento MTA: 37 mg y el cemento CP: 29 mg y esta diferencia es significativa).

La segunda fila comparó las muestras de MTA + suero vs CP + suero en cada uno de los tiempos. En el tiempo 0 se comparó el peso de 39 mg de MTA + suero vs el peso de 33 mg de CP + suero y esta diferencia era significativa.

En cuanto a la solubilidad sólo se encontraron diferencias significativas entre las muestras generales (MTA total vs CP total) y las muestras con ácido cítrico 20%. Los resultados eran iguales que con el análisis de Tukey.

6.5.5 RESUMEN DE RESULTADOS

6.5.5.1 Análisis de la rugosidad

- El CP aumentó significativamente la rugosidad en el parámetro Ra y RMS con hipoclorito al 2,5%, ácido cítrico al 10%, ácido cítrico al 20% y suero fisiológico.
- También las muestras de CP irrigadas con hipoclorito 5%, clorhexidina y EDTA sufrieron aumento de la Ra y RMS aunque los datos no eran estadísticamente significativos.
- Respecto a Ra no hubo cambios significativos cuando los irrigantes estuvieron en contacto con el cemento MTA. Pero a pesar de que no había significación cuando el irrigante era suero, clorhexidina al 2%, hipoclorito al 2,5%, hipoclorito al 5% y EDTA se registró una disminución de la rugosidad, en cambio cuando era ácido cítrico al 10% y al 20% aumentó el Ra.
- El análisis de Tukey respecto a Ra y RMS mostró que había diferencias cuando el ácido cítrico al 20% actuó sobre CP o sobre MTA, aumentando más la rugosidad en CP.
- Respecto al RMS no hubo cambios significativos cuando los irrigantes estuvieron en contacto con el cemento MTA. Pero a pesar de que no hubo significación cuando se irrigó con suero, clorhexidina, hipoclorito al 2,5% y EDTA se registró una disminución de la rugosidad, en cambio cuando se irrigó con ácido cítrico al 10%, 20% e hipoclorito al 5% aumentó el RMS.
- Cuando se utiliza la prueba U de Mann-Whitney para Ra y RMS se encontraron diferencias significativas entre las muestras generales (MTA total vs CP total), y para las muestras con suero, hipoclorito sódico 2,5%, ácido cítrico 10% y ácido cítrico 20%. Los resultados diferían ligeramente del análisis de Tukey. Esta diferencia de resultados sería por la mayor sensibilidad de la prueba de Mann-Whitney.
- Se observó que tanto en las muestras de CP como en las muestras de MTA, hubo un cambio significativo del PV después de introducir las muestras con el irrigante si valoramos los resultados totales.
- Las muestras de CP que estuvieron en contacto con ácido cítrico al 20% y las muestras que estuvieron en contacto con suero tuvieron un aumento significativo del PV.

-
- El análisis de Tukey respecto a PV mostró que había diferencias cuando el ácido cítrico al 20% actuó sobre CP o sobre MTA, variando más CP. Cuando utilizamos la prueba de U de Mann-Whitney hallamos significación con el total de MTA vs CP y con la diferencia de la acción con suero fisiológico y ácido cítrico al 20%. La explicación de los resultados ligeramente distintos sería por la diferencia de sensibilidad de la prueba.
 - Los resultados de Ra y RMS eran superponibles. Respecto a PV había diferencias, de hecho RMS y Ra son medidas que nos dan una idea de la rugosidad, en cambio PV es un parámetro que mide diferencias máximas.
 - En todos los parámetros de rugosidad observamos que en general CP se vio afectado por los irrigantes utilizados, mientras que MTA no presentó afectación significativa.
 - El irrigante que más varió las muestras fue el ácido cítrico al 20%.

6.5.5.2 Análisis del pH

- Los cambios observados eran muy pequeños, aunque con significación estadística, tienen poca expresión clínica. Consideramos relevantes los cambios de pH por encima de 1.
- En nuestro estudio tanto MTA como PC alcalinizaron la solución con los irrigantes clorhexidina y suero fisiológico. Hallando valores notablemente más altos para suero fisiológico que para clorhexidina. La alcalinización fue mayor para MTA con suero fisiológico y para CP con clorhexidina al 2% a los 60 minutos con diferencias estadísticamente significativas con el análisis de Tuckey.
- Cuando se compararon los resultados de variación del pH en MTA y en PC se observó una mayor alcalinidad en suero fisiológico alcanzada con MTA a los 15 minutos y a los 60 minutos con significación estadística coincidente con la prueba de Mann-Whitney y el análisis de Tuckey.
- Respecto al hipoclorito al 2,5% y al 5% se mantuvo la alcalinidad del irrigante, disminuyendo un poco con el PC.
- En cuanto a la inmersión con ácido cítrico al 10 y 20 % con MTA y PC se mantuvo la acidez del medio en 60 minutos.

6.5.5.3 Análisis de la conductividad

- El hipoclorito al 2,5% en MTA a los 15 minutos aumentó ligeramente la conductividad, que luego disminuyó a los 60 minutos. En cambio la conductividad de CP disminuyó progresivamente en el tiempo con diferencias estadísticamente significativas entre los dos cementos.
- En el hipoclorito al 5% con MTA y con CP se observó un aumento de la conductividad tanto a los 15 minutos y una disminución a los 60 minutos, con disminución mayor para CP con valores estadísticamente significativos a los 60 minutos.
- En ácido cítrico al 10 y al 20 % los dos cementos disminuyen la conductividad en todos los tiempos con valores superiores de disminución para CP con significación estadística.
- En EDTA se observa un aumento de la conductividad a los 60 minutos en el cemento de MTA con una diferencia significativa con los valores observados en CP.
- El cemento de MTA mantuvo niveles más altos de conductividad que CP y se mantuvieron en el tiempo con valores estadísticamente significativos tanto en el periodo de 0 a 15 minutos como de 0 a 60 minutos.

6.5.5.4 Análisis del peso y solubilidad

- En todas las muestras había una disminución estadísticamente significativa del peso después de introducir la muestra con el irrigante.
- El análisis de Tukey indicó que había diferencias entre MTA vs CP con ác. cítrico 20%, habiendo más pérdida de peso con CP.
- La solubilidad de CP era más elevada que la de MTA independientemente del irrigante utilizado. Estos resultados coincidían en el análisis de Tukey y en la prueba de U Mann-Whitney
- El irrigante que causó más solubilidad en CP fue el ácido cítrico al 20%.
- El irrigante que causó más solubilidad en MTA fue el ácido cítrico al 10%.

7 DISCUSIÓN

7 DISCUSIÓN

En condiciones clínicas, cuando el MTA se utiliza como material de obturación apical o como reparador de perforaciones, el cemento se coloca generalmente en un medio ácido, en presencia de inflamación perirradicular. El pH normal de 7,4 tiende a convertirse en ácido. Un pH ácido puede inhibir el establecimiento de reacciones, afectar a la adhesión y aumentar la solubilidad de los materiales, puede causar la corrosión ácida en la que el hidróxido de calcio, el silicato cálcico hidratado (CSH), y el sulfoaluminato de calcio se descomponen para producir porosidades (81). Si la infección o inflamación persisten, la erosión de los materiales de relleno puede producirse en el medio ácido generado por las bacterias o la inflamación. La capacidad de sellado del material puede ser directa o indirectamente afectada por estos cambios físicos en los materiales (227).

Esta condición de acidez o alcalinidad se ha estudiado en relación a las distintas propiedades físicas del MTA y el cemento Pórtland. En el presente estudio hemos investigado el efecto de distintas soluciones irrigantes (también con pH diferente); intentando valorar el efecto de las mismas sobre estos cementos.

Clínicamente, el operador debe reparar inmediatamente las perforaciones de furca y las reabsorciones radiculares con el fin de minimizar la contaminación bacteriana y la irritación de los tejidos periodontales a causa del uso de irrigantes de endodoncia. Debido a ello podría tener este estudio importancia clínica. No podemos utilizar estas soluciones sin saber cuál será el efecto que nos producen en la superficie del cemento MTA.

Después de la preparación, el tratamiento endodóntico puede realizarse con diversos irrigantes incluyendo 2% de digluconato de clorhexidina (CHX), el hipoclorito de sodio (NaOCl), ácido cítrico y EDTA al 17% para desinfectar el sistema de conductos radiculares. Sin embargo, este procedimiento causa contacto inevitable de irrigantes con los materiales de reparación.

Hemos seleccionado el irrigante NaOCl por ser el más habitual durante el tratamiento endodóntico. Es la única solución utilizada en la actualidad que puede disolver materia orgánica en el conducto radicular. Por lo tanto el uso de hipoclorito es de la mayor importancia en la eliminación de restos de tejido necrótico, así como el biofilm. Se utiliza en concentraciones desde 0,5% a 6% (298).

Hemos seleccionado el irrigante CHX por ser la más potente de las bisguanidas ensayadas. Se utiliza en forma de digluconato de clorhexidina. Las soluciones con concentración de 2% son las que normalmente se utilizan en la irrigación del conducto radicular en la literatura endodóntica (299).

Las soluciones quelantes o ácidas eliminan la capa de barrillo dentinario en la preparación del conducto radicular. En el presente estudio hemos utilizado como quelantes el ácido cítrico al 10 y al 20%, y el EDTA al 17%. Las soluciones antisépticas generalmente se alternan con soluciones quelantes (300). La eliminación más eficaz de la capa de barrillo dentinario podría estar relacionada con el uso de una irrigación final con solución de EDTA al 17% (301).

El suero fisiológico fue seleccionado como irrigante del grupo control como en otras investigaciones (208,302). En múltiples publicaciones utilizan el agua desionizada, el fluido corporal simulado, el suero bovino y otras. En el presente estudio hemos seleccionado el suero fisiológico por ser un irrigante usado en endodoncia cuando queremos diluir en el conducto alguna otra solución.

Existen pocos trabajos en los que se investigue sobre el efecto de los irrigantes en el cemento MTA y hemos intentado localizar los artículos que han estudiado estos efectos o establecer paralelismos con características semejantes, o diferentes en el método utilizado.

7.1 RUGOSIDAD

El uso de perfilometría 3D ha ganado popularidad en odontología para la evaluación de los procedimientos de restauración y para valorar la erosión de las superficies dentales. Se observó que este método proporcionaba imágenes de alta resolución y un análisis preciso de las superficies (108). El microscopio óptico confocal e interferométrico es capaz de proporcionar perfiles de superficies en 3D de las muestras sin contacto (303). En el presente estudio se ha utilizado el método de microscopía de tecnología dual tridimensional para valorar el efecto de los irrigantes en la superficie sin tener que tratar previamente las muestras con recubrimiento, pudiendo así valorar los cambios acontecidos en la superficie numéricamente y cuantitativamente mediante los valores de rugosidad.

El presente estudio es posiblemente el primero en evaluar la rugosidad superficial de ProRoot MTA® y CP antes y después de la exposición a los irrigantes de endodoncia.

Los resultados de nuestro estudio indican que no ha habido cambios significativos cuando los irrigantes han estado en contacto con el cemento MTA. Pero a pesar de que no hay significación cuando irrigamos con suero, clorhexidina, hipoclorito 2,5% y EDTA tenemos una disminución de la rugosidad.

Si comparamos nuestros resultados con los obtenidos por Smith y cols. (18) observamos que nosotros hemos registrado valores de Ra y PV más altos en general pero coincidimos en que el EDTA disminuyó la rugosidad. Después de la irrigación con EDTA se produjo una mínima disolución de la superficie, relativamente suave con zonas que presentaban erosión superficial. Sin embargo en el estudio citado (18) el tiempo de exposición al irrigante fue de cinco minutos y previamente las muestras estuvieron irrigadas con NaOCl al 1,3%, por lo que los valores no son comparables numéricamente.

En un estudio piloto anterior de Ballester y cols. (19) se mostró que el hipoclorito sódico al 5% disminuía significativamente la rugosidad del cemento Pórtland y el ácido cítrico al 20% aumentaba significativamente la misma. El ácido cítrico al 10% también aumentaba ligeramente la rugosidad del cemento Portland, pero sin tener valores de significación estadística. El EDTA al 17% no variaba significativamente la rugosidad del cemento Portland. La superficie del CP cambiaba al ser tratada con diferentes irritantes utilizados de forma habitual en endodoncia, según era la composición química y la concentración de los mismos. En este trabajo se utilizó el CP gris y el tiempo de inmersión fue de un minuto. Estos datos concuerdan con el presente estudio respecto al ácido cítrico al 20 y 10% y al EDTA.

Los perfiles de rugosidad se corresponden bien con las imágenes de microscopía electrónica de barrido (MEB) de las superficies de MTA (18). Existen semejanzas entre las características observadas en microscopía electrónica con las observadas con microscopía óptica confocal e interferométrica.

Según Gunesser y cols. (118) los exámenes MEB mostraban que la CHX alteraba la morfología de la superficie de MTA con signos de erosión. La cantidad y el tamaño de las estructuras globulares en la superficie de MTA disminuyeron después de 30 minutos de inmersión en CXH. En el presente estudio hallamos una ligera disminución de la rugosidad para la CHX al 2%.

Nandini y cols. (208) cuando expusieron MTA blanco durante 24 horas con CHX al 2% mostraron disolución de la superficie. En este caso el factor tiempo es mucho más largo 24 horas vs 15 minutos que hemos mantenido sumergidas las muestras en el presente estudio.

En otro estudio, Hong y cols. (116), sumergieron la muestra en el 2% de CHX durante 30 minutos y observaron que los cristales en la superficie tenían estructuras de placa delgadas, y su tamaño se redujo casi diez veces respecto al del grupo control. Se sumergían las muestras a los 10 minutos de la mezcla de sus componentes, es decir, mientras fraguaba la muestra.

Respecto al efecto que produce el hipoclorito en el MTA Gunesser y cols. (118) observaron una marcada disminución en el tamaño de las formaciones cristalinas de superficie después de un tratamiento de NaOCl al 3,5%. En el presente estudio no hemos utilizado esta concentración de hipoclorito sódico, sin embargo el tiempo de exposición al NaOCl es semejante, coincidiendo con una disminución de la rugosidad de la superficie con los autores anteriores.

En el estudio de Hong y cols. (116) el MTA expuesto a NaOCl al 3,5% produjo estructuras cristalinas redondas con superficies irregulares, y la cantidad de cristales fue menor que la del grupo de control. Además tuvo un efecto perjudicial sobre la formación de hidróxido de calcio. Observamos paralelismos entre estas estructuras redondas, irregulares y con menor número de cristales y la disminución de la rugosidad sobre MTA que hemos registrado. Se ha de tener en cuenta que en este estudio de Hong y cols. las muestras estaban en periodo de fraguado.

Saghiri y cols. (73) observaron que el MTA podría verse afectado por productos alcalinos residuales durante la hidratación, tales como restos de hidróxido cálcico no eliminado previo a la colocación del MTA. Los cristales en forma de aguja desaparecieron de la superficie de la imagen topográfica a un valor de pH de 10,4 y una microestructura amorfa cubrió la superficie del MTA blanco. Más porosidad y la estructura no hidratada se observó en MTA blanco expuesto a valores de pH de 7,4 y 10,4. Trabajaron en un medio alcalino como sería el hipoclorito sódico y con las muestras durante el fraguado.

En otra investigación de Saghiri y cols. (79) estudiaron la topografía de la superficie de las muestras expuestas durante el fraguado. A valores de pH de 7,4 y 8,4 hallaron muchos cristales en forma de aguja que predominantemente cubrían la superficie de MTA blanco. Algunas estructuras cristalinas cúbicas se observaron en la superficie de MTA blanco expuesto a un valor de pH de 9,4. Los cristales en forma de aguja desaparecieron de la superficie a un valor de pH de 10,4 y una microestructura amorfa cubrió la superficie del MTA blanco.

En el estudio de Hong y cols. (116) los cristales de MTA mostraron un aumento de tamaño en solución salina a diferencia de los resultados del presente estudio en que disminuyeron ligeramente los valores de rugosidad de Ra y RMS.

En uno de los pocos estudios en que se registra la rugosidad, Formosa y cols. (304) evaluaron la microestructura y las características de superficie del cemento de silicato tricálcico radiopaco y CP expuestos a diferentes fraguados: en condiciones de 100% de humedad; sumergido en agua o en HBSS a 37°C. Una disminución marcada de la rugosidad (Ra) en la superficie fue observada en todos los tipos de cemento cuando se sumergió en agua. Cuando comparamos los valores de CP en HBSS con suero fisiológico los resultados citados son parecidos a los obtenidos en nuestro estudio en situación inicial. En cambio a los 28 días hallaron que Ra muestra el resultado de procesos predominantemente deposicionales. Se habían producido procesos de erosión y de sedimentación, que habían cambiado por completo la superficie original.

En una solución ácida el pH es bajo como en el estudio de Lee y cols. (80) en que las muestras de MTA hidratadas en agua destilada, solución salina normal, y pH 7 mostraron que la microestructura de MTA hidratado consiste de cristales cúbicos y en forma de aguja. En las muestras de pH 5 se observó erosión de las superficies de los cristales cúbicos. Los resultados revelaron que un entorno ácido de pH 5 es perjudicial para las propiedades físicas y el comportamiento de hidratación del MTA. Corroboramos estos resultados con una disminución de la rugosidad del MTA a pH 4,3 del EDTA al 17%.

Cuando MTA se hidrata a pH ácido, ya no se forman estructuras cristalinas en forma de aguja, porque las grandes áreas superficiales de tales cristales proporcionan un gran número de lugares de reacción para la disolución rápida del cemento (72).

Más porosidad se observó en la superficie de MTA expuesto a valores bajos de pH en los grupos experimentales (79, 205). Estos tres últimos estudios citados explicarían el aumento de los valores de rugosidad observados en las muestras sumergidas en ácido cítrico al 10 y al 20%.

Recientemente Elnaghy y cols. (305) han estudiado la influencia de un ambiente ácido sobre el MTA blanco hallando que las estructuras características desaparecieron cuando el cemento endurecido se somete a un ambiente ácido con una pérdida selectiva de matriz. La superficie se erosionó más con la exposición a un valor de pH de 5,4, posteriormente con valores de pH de 4,4 se observaron zonas negras interpretadas como poros y micro-canales. En este estudio las muestras no se sumergieron sino que se cubrieron con una gasa empapada de la solución ácida durante 7 días. Aunque la pérdida de matriz, la formación de poros y microcanales correspondería al aumento de la rugosidad que hemos hallado en medio ácido, la diferencia

estaría en que se estudia un tiempo de actuación fuera de los parámetros clínicos que nosotros pretendemos con la irrigación.

En muestras de MTA Hashem y Hassanien (306) visualizaron grandes cristales hexagonales incrustados en una matriz amorfa después de 4 días sumergidos en solución salina tamponada con fosfato. En cambio, el número y tamaño de los cristales disminuyeron con signos de erosión en ácido acético (pH=5,5).

Diferentes valores de pH revelaron una variedad de estructuras en un estudio de Namazikhah y cols. (74), tales como microcanales, depresiones causadas por las burbujas de aire y poros. Las muestras expuestas a pH más ácido tenían una amplia porosidad y formaciones cristalinas asimétricas en forma de estructuras estratificadas laminadas transversalmente. En el mencionado trabajo aunque valoran el efecto de la acidez en las reparaciones furcales lo estudian desde el prisma de la acidez del medio en estados inflamatorios, no desde el efecto de la acidez del irrigante en el MTA. El tiempo valorado es de cuatro días. Clínicamente los irrigantes quelantes del calcio no se utilizan durante periodos tan largos.

En otro estudio de Lee (131) la microestructura de MTA hidratado en EDTA resultó en una fase amorfa con un aspecto granular y una estructura en forma de cúpula. El EDTA residual en el sistema de conductos radiculares puede quelar con iones de calcio liberados desde MTA durante la hidratación y perturbar la precipitación de gel CSH. Las muestras de MTA almacenadas en EDTA no mostraban la estructura cristalina de cristales cúbicos y en forma de aguja, y tenían una ratio Ca/Si considerablemente menor que las expuestas a agua destilada o a suero fisiológico. Se concluyó que EDTA interrumpía la hidratación del MTA. Este estudio sobre la interferencia del EDTA con el fraguado del MTA es muy relevante por establecer una relación de influencia química entre un irrigante como el EDTA en el MTA más que por comparar resultados.

Glyde® (Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Suiza) contiene 15% de EDTA y peróxido de urea. Esto hace posible que Glyde® pueda infiltrarse en la capa interfacial e interferir la adhesión química entre el MTA y la dentina. Otra explicación podría ser el efecto de desmineralización que ocasiona Glyde® en materiales que contienen calcio. Debido a la naturaleza porosa de MTA esta precipitación se produce internamente dentro del MTA para cambiar su microestructura y por lo tanto conduce a una disminución significativa en la fuerza de adhesión de MTA-dentina (302). Esta naturaleza porosa del MTA y la desmineralización

ocasionada por el ácido mencionado explica los resultados de aumento de la rugosidad con ácido cítrico al 10 y al 20% que tienen pH entre 1,6 y 1,1.

En un estudio de Hashem y cols. (77) el ácido butírico, un subproducto del metabolismo bacteriano anaerobio, fue utilizado para simular las condiciones clínicas de las infecciones periapicales. Observaron una tendencia de que cuanto más ácida la solución, más extensa es la porosidad de los especímenes. La correlación de a más acidez más rugosidad es coincidente con el presente estudio.

Por otro lado en un estudio de Tsujimoto y cols. (109) las condiciones de acidez inducidas por los agentes blanqueantes también provocaron el deterioro de la superficie del MTA. Esta tendencia fue especialmente pronunciada con el peróxido de hidrógeno a alta concentración. La mayor acidez del agente blanqueador atacó la superficie del MTA que indujo la liberación de más iones Ca. Este deterioro ácido también coincide con el efecto de las sustancias ácidas en la superficie del MTA encontradas en el presente estudio.

7.2 PH

Respecto al medio en que se produce la medición del pH tenemos que distinguir: agua destilada, agua desionizada, agua ultrapura, suero fisiológico o solución salina al 0,9%, solución salina balanceada de Hank, solución salina tamponada con fosfato o en fluido corporal simulado.

Nuestros resultados con muestras sumergidas en suero fisiológico son parecidos a los reportados por Heward y Sedgley (71) que hallaron valores de pH 9 a las 3 horas. Hansen y cols. (171) con valores de pH de 9 a los 20 minutos y 9,2 a las tres horas. La diferencia de método es que ellos utilizaron en ambos estudios raíces de dientes naturales y que el microelectrodo de calibración estaba en el interior de la raíz. También otra diferencia es el modo de calibrar, ya que en el citado estudio después de sumergir las muestras en suero fisiológico, se lavaban y se introducían en agua destilada y a los diez minutos se medía el pH.

No hemos encontrado estudios en que midan el pH con otras soluciones irrigantes.

Respecto al momento en que se realiza la medición puede variar. La inmersión de las muestras se realiza justo después de la preparación de la mezcla y colocación en el molde, en

cambio hay otros en que la muestra se deja fraguar y luego se sumerge. Hemos dejado fraguar las muestras y luego las hemos sumergido en la solución como Bortoluzzi y cols. (65) por lo que nuestros resultados fueron parecidos pero la solución fue agua desionizada y la medición a las 24 horas. Camilleri y cols. (36, 307) también utilizaron muestras fraguadas pero en ambiente húmedo, en HBSS, suero bovino fetal y agua destilada, y obtuvieron unos resultados más elevados tanto para PC como para ProRoot MTA[®].

Otro factor importante es el tiempo de contacto de la solución con la muestra. Atendiendo a este parámetro nosotros hemos utilizado tiempos de contacto relativamente cortos por ser tiempos clínicamente relevantes.

Nuestros resultados se parecen a los de Hansen y cols. (171) que también usan suero fisiológico como líquido.

Hsieh y cols. (128) hallaron valores un poco más elevados. Sin embargo Chung y cols. (40) e Islam y cols. (41) encontraron valores más altos seguramente debido a que el electrodo estaba en el interior de la muestra durante el fraguado.

En general los valores de pH son más altos en agua destilada o desionizada que en solución salina, HBBS, SBF y PBS.

En un estudio de Bortoluzzi y cols. (65) hallaron resultados similares a los hallados en el presente estudio con la diferencia de la solución. Midieron las muestras sumergidas en agua desionizada con un pH inicial de 9,7 para ProRoot MTA[®] y 9,6 para PC blanco y a las 24 horas era de 11 y 11,1 respectivamente.

Duarte y cols. (308) estudiaron el cemento de MTA y el cemento Pórtland. Ambos son ricos en óxido de calcio, que en contacto con fluido de los tejidos o el agua se convierte en hidróxido de calcio. Éste se disocia a continuación en iones calcio e hidroxilo, resultando un aumento de la liberación de iones de calcio y de pH. A las 3 horas en agua desionizada se alcanzó un valor de pH para ProRoot MTA[®] de 9,3 y para MTA Angelus[®] de 9,5. Resultados similares a los del presente estudio en suero fisiológico. Estos valores disminuyeron ligeramente con el tiempo y a los siete días fueron de 9,2 y 9,3 respectivamente. En otro estudio más reciente de Duarte y cols. (309) hallaron a las tres horas valores de 10,8 para PC blanco y de 8,2 para MTA Angelus[®] blanco en agua desionizada.

En cambio Tanomaru-Filho y cols. (310, 311) registraron valores de 9,9 para MTA Angelus® blanco en agua destilada a las 3 horas y 7,8 a los 28 días. De tal manera que a medida que pasaban los días el pH disminuía.

Valores superiores en agua destilada los hallaron Hsieh y cols. (128) sumergiendo las muestras de ProRoot MTA® en agua desionizada a los 15 minutos registraron un pH de 10,5; a los 30 minutos 11,2 y a los 60 minutos 11,8. Aquí realizaron las mediciones durante el fraguado.

Camilleri (312) estudió los cementos ProRoot MTA®, CP y CP con distintos radiopacificadores donde todos ellos mostraban un pH alcalino. El pH alcalino es causado por la liberación de hidróxido de calcio del cemento hidratante. Los cambios en la solución circundante pueden alterar la hidratación del cemento con las diferencias en la reacción de subproductos. En ese estudio, se investigó el efecto suero bovino fetal en el pH de los cementos y soluciones de almacenamiento. El suero bovino fetal tenía un pH de 7,4. Aunque suero bovino fetal tiene cierta capacidad de tamponamiento, el pH de la solución subió inmediatamente a muy alcalino con los cementos estudiados. A las 24 horas en suero bovino fetal 10,8 para CP y 8,8 para MTA; en agua 11,8 para CP y 10,2 para MTA. A los siete días todos los valores aumentaron para disminuir después ligeramente a los 28 días, situándose alrededor de pH 9 para todas las variables. Comparando estos resultados con los de nuestro estudio también aquí obtenemos una alcalinidad del medio, sin embargo alcanzamos valores más altos para MTA que para CP.

En otro estudio Camilleri y cols. (36) también estudiando el comportamiento del CP blanco y de ProRoot MTA® en HBSS hallaron valores de 11,73 y 11,77 respectivamente a las 24 horas y con muestras fraguadas antes de la inmersión.

Camilleri (307) también estudió el pH a largo plazo. En 28 días el valor de pH para CP blanco en HBBS fue de 12,4 y en agua destilada de 11,8.

En otro estudio de Camilleri y cols. (197) a las 24 horas en HBSS para CP blanco hallaron un valor de 11,73.

Torabinejad y cols. (9) midieron los valores de pH de ProRoot MTA® gris. El valor de pH de MTA es 10,2 después de la mezcla. Este valor se eleva a 12,5 en 3 horas, pero esta lectura fue después de la inmersión directa del producto en agua sin molde. Este procedimiento pudo haber afectado significativamente el resultado. No coincidía con las condiciones en las que este cemento se expone con la situación clínica.

Vivan y cols. (67) hallaron a las tres horas valores de 9,6 para MTA Angelus® blanco y 9,9 para MTA Bio®. Las muestras se sumergieron en agua destilada durante el fraguado. Después de cada medición cambiaron el agua. Estos datos son parecidos a los del presente estudio.

Nuestros resultados coinciden con los reportados por Vasconcelos y cols. (191) que siguieron una metodología similar y observaron valores de pH para ProRoot MTA® gris de 9,3 y de 9,4 para MTA Angelus® blanco a las tres horas. Los tubos solo tenían un extremo libre simulando una raíz y las mediciones se hicieron durante el fraguado.

Otro estudio que simulando una condición clínica utilizó tubos con solo una apertura de 1 mm de diámetro interno para limitar la superficie de contacto de los materiales con el agua circundante fue el de Silva y cols. (182), hallando valores de 10,2 a las 3 horas en agua desionizada.

También obtuvimos resultados parecidos a los de Linhares y cols. (313) que a las 3 horas hallaron valores de 9,9 para MTA Angelus® blanco.

Investigadores, como Chng y cols. (40) e Islam y cols. (41) han informado de los valores de pH más elevados que en el presente estudio mediante la colocación de microelectrodos en los materiales durante el fraguado. Concretamente a 12,8 a los 30 minutos y 13 a los 60 minutos para ProRoot MTA® blanco.

Gonçalves y cols. (314) también hallaron valores superiores a los del presente estudio, el registro se prolongó hasta 168 horas. El agua destilada a un pH de 5,6 se utilizó para evaluar el pH de los materiales. Durante las primeras 3 horas, las muestras fueron fuertemente alcalinas, y el pH se mantuvo alto hasta el final del experimento. El pH se estabilizó con el tiempo cuando la solución se saturó de hidróxido cálcico.

En esta línea Gandolfi y cols. (66) hallaron un pH para ProRoot MTA® de 11,5 en agua desionizada a las tres horas.

En un estudio de Formosa y cols. (304) los resultados indicaron que el pH para el CP era alcalino para todos los períodos. Esta alcalinidad es resultado del hidróxido de calcio producido durante la hidratación. El hidróxido de calcio en solución cuando se disocia libera iones hidroxilo y calcio. Los componentes principales del CP, a saber, silicato dicálcico y silicato tricálcico, liberan hidróxido de calcio como un subproducto de reacción después de la hidratación. En otros estudios (315, 316) el nivel de pH para PC a las 24 horas fue de 11,6 para agua destilada y HBSS.

MTA mantuvo su valor de pH alto durante todo el curso de un estudio a largo plazo de Fridland y Rosado (63), los autores atribuyeron el alto valor de pH a la constante liberación de calcio e iones hidroxilo del MTA y la formación de hidróxido de calcio.

Hay autores que han registrado valores más bajos de pH que los del presente estudio, como Massi y cols. (317) que hallaron a las 3 horas para MTA Angelus blanco 7,6 y para Pórtland 8,4 en agua destilada.

En un estudio novedoso de Cavenago y cols. (318) que utiliza micro CT se midió el pH de MTA Angelus® a las 3 horas en raíces de dientes naturales en agua ultrapura con resultado de 7,8.

Otro estudio de Reyes-Carmona y cols. (107) con la particularidad de utilizar secciones de dientes en PBS (pH=7,4) resultó con valores más altos que los del presente estudio para ProRoot MTA® y MTA Bio®. A pH fisiológico, la formación de apatita carbonatada puede ser descrita como un proceso en dos etapas. Inicialmente, la relación Ca/P de los precipitados es inferior a 1,5 y se asocia con un aumento en el pH de la solución. Durante la segunda fase hay un aumento de la proporción Ca/P y una caída del pH. Como se observa en el comienzo de este estudio, el pH de la solución (11,0 a 9,4) era altamente alcalino. En el día 15, se observó una disminución en el pH (8,8 a 7,7). El cambio en el pH se puede atribuir a la incorporación de iones OH⁻ liberados del cemento en los sitios de la apatita.

7.3 CONDUCTIVIDAD

La conductividad es una expresión numérica de la capacidad de una disolución para dejar pasar una corriente eléctrica. Esta capacidad depende de la presencia de iones y de su concentración total (319).

Existen diversos factores que condicionan los resultados respecto a los estudios de MTA en los que se mide la conductividad:

- Medición en el interior de la muestra de MTA durante el fraguado.
- Medición de la conductividad en soluciones con muestras previamente fraguadas o la medición del pH durante el fraguado de las mismas.
- Superficie de contacto de la muestra con la solución.
- Tiempo de contacto o de inmersión con la solución.

- Volumen de la solución.
- Naturaleza de la solución.

Santos y cols. (144) estudiaron el pH y la conductividad del MTA, mediante una solución de agua desionizada (10ml). En este estudio observaron un aumento del pH y un aumento de la conductividad a las 24 horas. Hallaron un pH de 10,39 y unos valores de conductividad de 170,9 mS/cm con un gran aumento de la conductividad en los periodos iniciales para disminuir a partir de las 24h.

La variación de la conductividad en función del tiempo de inmersión tenía un comportamiento similar a la liberación de iones calcio. La correlación entre la conductividad eléctrica y la liberación de iones fue significativa, lo que confirma que en solución acuosa se disociaron predominantemente los iones de calcio. Además, a partir del análisis estadístico, una alta correlación fue observada entre las tres variables analizadas independientemente del tipo de material: pH, conductividad y liberación de iones calcio.

La conductividad eléctrica está directamente relacionada con la concentración de iones en el medio, que es proporcional a la solubilidad del material. Los resultados indicaron que la concentración de iones en solución aumentaba a medida que la solubilidad de la muestra aumentaba, lo que condujo a mayores valores de conductividad. Este fenómeno se observó en el CP y en el MTA en el estudio de Gonçalves y cols. (314). La solubilidad de los componentes individuales aumentó con el tiempo de contacto y con los aumentos de volumen de disolvente; como consecuencia la concentración de iones y la conductividad eléctrica aumentó más en el tiempo, hasta que se estabilizó debido a la saturación de la solución. Según los resultados, la conductividad de los cementos fue estadísticamente similar, lo que sugiere que todas las muestras se vieron afectadas de manera similar por su solubilidad. Por otra parte, el volumen de disolvente utilizado en la prueba era menor: de 7,5 ml vs 15 ml en el estudio presente. Aunque la conductividad aumentó significativamente con el tiempo, la conductividad eléctrica, finalmente, se estabilizó debido a la saturación de la solución. Los resultados obtenidos por Gonçalves y cols. (314) son parecidos a los del presente estudio en suero fisiológico, ellos sin embargo utilizaron como solución agua destilada y los resultados fueron a las 3 horas 11,5 mS/cm para CP y ProRoot MTA®. A las 24 horas 16,03 mS/cm y 13,88 mS/cm respectivamente.

Cuando el cemento de MTA entra en contacto con agua libera una alta concentración de iones de calcio en el medio. El calcio lixiviado se produce simultáneamente por la descomposición del hidróxido de calcio y también la del silicato cálcico hidratado, que se lixivian a un ritmo más lento en comparación con el hidróxido de calcio (320). Por la disociación de hidróxido de calcio en Ca^{2+} y iones OH^- resulta el aumento del pH del medio (144).

En un estudio Oliveira y cols. (321) obtuvieron unos resultados de conductividad más elevados que los presentes. Así registraron a los 30 minutos una conductividad de 30 mS/cm y a los 60 minutos de 40 mS/cm.

En un estudio de Seong y cols. (322) concluyeron que el cemento Pórtland experimental mostraba una mayor conductividad que ProRoot MTA[®]. Los resultados fueron aportados con unidades diferentes (K ohmios) ya que midieron la impedancia. También cabe destacar que se medía la conductividad en el interior del cemento mientras fraguaba, no del lixiviado.

En un estudio de Berástegui y cols. (139) determinaron y compararon el pH, la conductividad y la liberación de calcio de un cemento Pórtland experimental y C.P.M.[®] después de 1, 2, 3, 4, 8, 10, 15 y 30 días. Concluyeron que ambos cementos elevaron el pH de la solución salina, aunque el pH disminuyó con el tiempo. CP y C.P.M.[®] elevaron la conductividad de la solución salina en el primer día, y posteriormente disminuyó. Sin embargo, el pH y la conductividad fue ligeramente superior en la solución salina que contiene CP que en la solución salina con C.P.M.[®]. La liberación de calcio del CP fue similar a la de C.P.M.[®] después de 30 días. Ambos cementos todavía liberaban iones de calcio después de 30 días de almacenamiento en una solución salina. Las curvas de conductividad y de liberación de iones calcio mostraban perfiles semejantes: gran elevación de la conductividad y liberación de iones calcio a las 24 horas para ir disminuyendo progresivamente pero manteniendo ciertos niveles a los 30 días de la medición.

7.4 PESO Y SOLUBILIDAD

La solubilidad de un material sólido se define como la cantidad de una sustancia que se puede disolver en una cantidad dada de disolvente

La insolubilidad o baja solubilidad es una característica importante del material de obturación de formación de la barrera apical, necesaria para obtener buenos resultados en el tratamiento endodóntico.

La alta solubilidad de los materiales de endodoncia es indeseable porque la disolución puede causar la desintegración de los materiales, lo que favorece la falta de sellado entre ellos y la estructura dental (182).

Se han ensayado diferentes tipos de materiales parecidos en su composición, en distintos solventes, distintos tiempos y metodología.

Debido a la particularidad de los irrigantes, nuestro experimento de solubilidad varía de otros modelos más utilizados en la literatura, ya sea por la propia naturaleza de la solución, como por el tiempo de contacto.

Para estudiar los comportamientos de solubilidad, se realizan una serie de mediciones de cambio de peso. La prueba generalmente sigue una norma técnica. El método de solubilidad aplicado en muchos estudios, sigue la normativa ANSI/ADA nº 57 o ISO 6876, y se basa en la diferencia entre los pesos antes y después de colocar el cemento en agua destilada. De acuerdo con este método un sellador no debe tener una solubilidad mayor del 3%. En esta norma el estudio de la solubilidad se prolonga a lo largo del tiempo hasta 168 horas, en nuestro caso no creímos necesario tanto tiempo debido a que el tiempo real de aplicación de los irrigantes es mucho más corto. También la variación del solvente obedece al interés en ver la capacidad de disolución de los irrigantes sobre MTA y PC en el tiempo.

En un estudio Chiang y Ding (323) concluyeron que la degradación del cemento era un proceso lento, y el grado de solubilidad era tiempo y pH dependiente. Cuando se sumergía la muestra en una solución de pH bajo (4,0), hubo una pequeña pérdida de peso de alrededor de 0,8 % después de un tiempo de inmersión de 30 días. El cemento exhibió un aumento de peso (0,2 %) bajo un pH normal de la solución (7,4). El cemento utilizado era una variación del MTA.

Otros autores como Shie y cols. (72) también compararon ProRoot MTA[®] que a pH 4 perdía un 2,2% y a pH 7 el 1,4% en siete días. Estos datos coinciden con los resultados de Saghiri y cols. (81), en los que las muestras de ProRoot MTA[®] blanco expuesto a pH ácido mostraron una mayor solubilidad en comparación con los otros dos valores de pH. Es obvio que el MTA blanco podría sufrir cambios estructurales en la presencia de bajo pH resultando la capacidad de sellado alterada. Se registraron valores de 2,68% con pH de 4,4; con pH 7,4 la solubilidad fue 0,87% y 0.38% a pH de 10.4. Este resultado fue a los 28 días y la muestra no se sumergía sino que se empapaba con una gasa y la solución correspondiente. En el presente estudio realizado por inmersión, hemos registrado una mayor solubilidad en medio ácido y en pH neutro que lo reportado por los autores anteriores. También cabe destacar que en medio alcalino la solubilidad hallada por Saghiri y cols. (81) es mucho más baja que la registrada en el presente estudio. Coincidimos con los autores en el aumento considerable de la solubilidad en medio ácido y en la relativa poca solubilidad en medio neutro o alcalino.

Yavari y cols. (70) también estudiaron el MTA Angelus a pH 4 y 7 y coincidieron en que a pH 4 (3,36%) presentaba más solubilidad que a pH 7,4 (1,66%).

Autores como Torabinejad y cols. (9) y Bortoluzzi y cols. (65) que estudiaron tanto MTA blanco como CP blanco, e Islam y cols. (41) encontraron unos valores inferiores a los registrados en el presente estudio: MTA blanco 1,28% y PC blanco 1,05%.

Duarte y cols. (309) y Silva y cols. (182) con MTA Angelus[®] y Poggio y cols. (69) con ProRoot MTA[®] tampoco hallaron signos de solubilidad en agua. El MTA blanco exhibió pérdida de peso, pero con valores menores que 3%, los cuales son aceptables de acuerdo con la ADA.

En el presente estudio hemos hallado unos valores globales superiores de solubilidad para CP respecto de MTA y una posible explicación sería la de que ProRoot MTA[®] se compone de menos especies de azufre y potasio, pero se ha incrementado el contenido de calcio en la superficie de los materiales (25). Estas diferencias en la composición de la superficie pueden explicar la reducida solubilidad de ProRoot MTA[®], el contenido de azufre superior en CP está conectado con el contenido de yeso mayor en comparación con ProRoot MTA[®]. Se puede relacionar que el mayor contenido de yeso en el CP es una de las razones para el aumento de la solubilidad. Además, el óxido de bismuto añadido en ProRoot MTA[®] es prácticamente insoluble en agua (26, 62).

También hay estudios con resultados opuestos como el de Camilleri (68) en que el MTA fue más soluble que el PC.

La pérdida de peso de la muestra puede ser debida a la liberación de las fracciones solubles principalmente Ca(OH)_2 . Durante la reacción hidráulica el componente de CaO del polvo se disolvería en el componente líquido (agua) y convertido en Ca(OH)_2 , como se confirma por un aumento en el pH (72).

En algunos casos se ha observado aumento de peso de la muestra que podría explicarse por la formación de apatita que se correspondería con las imágenes de MEB (63) y por la absorción de agua por los poros (65).

Los aumentos tanto en el pH y la concentración de iones de Ca^{2+} promueven la precipitación de la capa de apatita. Hay un compromiso entre la disolución de cemento y la precipitación de apatita. El tiempo y el pH de la solución ejercen efectos apreciables sobre las propiedades físico-químicas del cemento (323).

Fridland y Rosado (63) en un estudio sobre la solubilidad encontraron valores parecidos a los nuestros con una proporción de agua/polvo de 1/3. Su medición fue a las 24 horas con valor de 3,7% y el solvente fue agua destilada.

La solubilidad de MTA blanco en el presente estudio en suero fisiológico fue de 3,6% para ProRoot MTA® y 5,9% para CP a los 60 minutos. Este valor fue similar al reportado por Vivan y cols. (67) que para MTA Angelus® fue de 3,47%, pero no para CP con óxido de bismuto que fue de 2,42%, o sea, menor al hallado en el presente estudio. Utilizaron agua destilada y el tiempo fue de 7 días.

Estos valores fueron más elevados que los hallados por Danesh y cols. (26) donde el valor de disolución de ProRoot MTA® blanco fue de 0,54%. Sin embargo en este mismo estudio el CP se disolvió 21,37% a la hora de inmersión muy por encima de nuestros resultados.

Una explicación para la mayor solubilidad de CP sería la falta de óxido de bismuto ya que según Camilleri (34) la adición de óxido de bismuto al MTA, que es insoluble en agua, es otra causa para la baja solubilidad del MTA.

Resultados cercanos a los nuestros serían los hallazgos de un estudio de Bodanezzi y cols. (64) que en un entorno acuoso la solubilidad a las tres horas para MTA fue de 4,23%. Es menos soluble que el cemento Pórtland (5,23%) y exceden la máxima pérdida de peso considerado aceptable por la norma ISO 6876 del año 2001. Sin embargo MTA-Angelus® fue más soluble

que el cemento Pórtland cuando está completamente sumergido en un medio acuoso a lo largo de 672 horas.

Los resultados distintos pueden ser atribuidos a las diferentes metodologías utilizadas en los estudios. En esta investigación presente las muestras se dejaron fraguar a temperatura y humedad ambiente antes de pesar la muestra por primera vez. Este protocolo se hizo para no contabilizar el exceso de agua en la pesada inicial, que podría haberse evaporado en la pesada final.

Las normas de ensayo de solubilidad recomiendan la inmersión de materiales una vez finalizado el fraguado, lo que es imposible lograr bajo condiciones clínicas en las que los materiales están inmediatamente en contacto con los fluidos orales y sangre. Por lo tanto, los valores de solubilidad son probablemente incluso más altos en condiciones clínicas (67).

En un estudio de Cavenago y cols. (318) utilizan un nuevo método para evaluar la solubilidad. El uso de muestras más pequeñas llenas en las cavidades retrógradas de dientes de acrílico, simulando la estrechez del conducto en condiciones clínicas, a fin de proporcionar una única y pequeña cara en contacto con el fluido. La exploración de micro-CT se utilizó para evaluar la solubilización volumétrica de la materia. Se observó una solubilidad de 1,83% a las 168 horas en agua destilada cuando la proporción era 3:1 como la que hemos utilizado nosotros. Con proporción 2:1 hay valores de solubilidad más altos (6,46%). También observaron una mayor solubilidad y la porosidad cuando el porcentaje de volumen de agua que se mezclaba con el polvo aumentaba.

Según Parirokh y Torabinejad (137) la prueba de solubilidad estándar utilizada tiene limitaciones que pueden tener una influencia en los resultados. Las partículas del material podrían desprenderse del cemento durante el almacenamiento, o el cemento podría absorber agua. Esto podría explicar el resultado obtenido en nuestro estudio en que paradójicamente las muestras de MTA sumergidas en ácido cítrico al 10% mostraron más solubilidad que las sumergidas en ácido cítrico al 20%. Otra posible explicación sería que la temperatura de secado provocaría el desprendimiento de partículas de las muestras.

Por otro lado también hay estudios en los que la solubilidad es mucho mayor que la del estudio presente, así, García y cols. (150) hallaron 6,65% de solubilidad para MTA Angelus® blanco en 24 horas en agua destilada siendo este un valor ligeramente más elevado. Sin embargo Gandolfi y cols. (66) hallaron valores todavía más elevados para ProRoot MTA®:

18,34% en agua destilada y 11,50% en medio de Eagle modificado de Dulbecco (DMEM, Lonza, LonzaWalkersville Inc., Walkersville, MD, EE.UU.) al que se añadió suero bovino fetal al 10% (FBS, Lonza, Lonza Walkersville Inc., Walkersville, MD, EE.UU.).

Gruyaert y cols. (324) explicaron el fenómeno de la degradación por ácido en el cemento por el mecanismo de reacción del ácido con fases hidratadas en cemento Pórtland ordinario de hormigón. Se puede resumir como sigue: el hidróxido de calcio, que es la fase más vulnerable al ataque ácido, en el concreto reacciona con el ácido láctico y acético produciendo sales de calcio solubles (lactato de calcio y acetato de calcio). Cuando se producen estas sales de lixiviación del hormigón, la porosidad aumenta, el nivel de pH cae gradualmente en los poros y el cemento se transforma en inestable. El resultado final es una desintegración total del material.

Otra explicación de Beddoe y Dorner (325) es que en el curso del ataque ácido los protones se introducen en el cemento y disuelven los productos de hidratación sólidos en el aglutinante y, dependiendo de su composición mineralógica, el agregado. Los iones hidroxilo contenidos en los productos de hidratación son neutralizados por los protones. El calcio, el hierro, el aluminio, así como iones de sulfato entran en la solución a través de los poros y se difunden hacia la superficie del cemento. Una capa corroída altamente porosa se desarrolla consistiendo esencialmente de silicatos hidratados. La tasa de crecimiento de la capa se determina mediante la difusión del ácido a través de la capa corroída al frente de reacción y la velocidad de reacción del ácido con el cemento en buen estado. Los experimentos han demostrado que la resistencia a la corrosión depende de la composición y el tipo de química del cemento, así como del pH del ácido atacante. La velocidad de corrosión se determina por la concentración del ácido y del tipo y cantidad de los productos de hidratación que toman parte en la reacción. La disolución de hidratos de ferrita o de aluminato y la correspondiente pérdida de Fe^{3+} y Al^{3+} es más lenta y se produce a valores de pH más bajos que la liberación de Ca^{2+} del silicato cálcico hidratado y el hidróxido de calcio. La capa corroída comprende zonas de diferente composición y estructura determinada por las diferentes estabilidades de pH de los productos de hidratación y la solubilidad de los iones disueltos. A medida que el valor de pH disminuye, el hidróxido de calcio a 12,6, la etringita a 10,7; el silicato cálcico hidratado a aproximadamente 10,5 y, finalmente, el aluminato de calcio e hidratos de ferrita se descomponen sucesivamente hasta un residuo de gel de sílice que se obtiene a valores de pH por debajo de 2. A valores de pH entre 4,0 y 6,5 una pequeña cantidad de calcio permanece

con fases residuales que contienen hierro y aluminio. El proceso de corrosión también se traduce en un aumento de la distribución del tamaño de poro y un gran aumento en el nº de poros.

La solubilidad de un material sólido (hemos definido) es la cantidad de una sustancia que se puede disolver en una cantidad dada de disolvente. Sin embargo, la medición de diferencia de peso antes y después del almacenamiento del material en el agua puede no dar lugar a la solubilidad, porque las partículas del material pueden desprenderse del cemento durante el almacenamiento, o el cemento puede absorber agua. Estas interacciones pueden impedir la evaluación de solubilidad real a pesar de la liberación de algunos de los contenidos de cemento en los medios de almacenamiento.

Debido a que varios investigadores utilizan diferentes métodos para evaluar esta propiedad del MTA, los resultados de estas investigaciones no son comparables, pero la mayoría son concordantes. Investigaciones recientes plantearon dudas con respecto a la relevancia clínica del método de evaluación de la solubilidad de los materiales bioactivos tales como MTA (137).

8 CONCLUSIONES

8 CONCLUSIONES

Una vez efectuado el estudio experimental *in vitro* propuesto y analizados los resultados obtenidos, se pueden establecer las siguientes conclusiones, respondiendo a los objetivos previamente planteados:

- 1) La rugosidad superficial se observó modificada en CP por los irrigantes utilizados con valores estadísticamente significativos, mientras que en ProRoot MTA la rugosidad se modificó escasamente y en este caso los resultados no eran estadísticamente significativos.
- 2) Se observaron unos valores más altos de pH en ProRoot MTA que en el CP tratados con suero fisiológico a los 15 y a los 60 minutos siendo los resultados estadísticamente significativos.
- 3) El cemento de ProRoot MTA alcanzó niveles más altos de conductividad que el CP y se mantuvo en el tiempo con resultados estadísticamente significativos tanto en el periodo de 0 a 15 minutos como de 0 a 60 minutos.
- 4) La solubilidad de CP fue más elevada que la del ProRoot MTA independientemente del irrigante utilizado siendo estos resultados estadísticamente significativos.
- 5) Como consecuencia de las conclusiones anteriores se deriva una conclusión final: El ProRoot MTA cambió menos que el CP en contacto con los irrigantes usados habitualmente en endodoncia.

9 BIBLIOGRAFÍA

9 BIBLIOGRAFÍA

1. Canalda Sahli C, Brau Aguadé E. Endodoncia: técnicas clínicas y bases científicas. Barcelona: Masson; 2014.
2. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J.* 2006;39:921–30.
3. Castellucci A. Endodontics. Firenze: Il Tridente; 2004.
4. Grossman LI, Oliet S, Ríó CE del. Endodontic practice. Philadelphia, Pa. : Lea; 1988.
5. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod.* 1993;19:541–4.
6. Torabinejad M, White D. Tooth filling material and use; US Patent umber 5,769,638, (May 1995).
7. Schmitt D, Bogen G. Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. *Pediatr Dent.* 2001;23:326–30.
8. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod.* 1993;19:591–5.
9. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995;21:349–53.
10. Torabinejad M, Parirokh M. Mineral trioxide aggregate: A comprehensive literature review—Part II: Leakage and biocompatibility investigations. *J Endod.* 2010;36:190–202.
11. Torabinejad M, Chivian N. Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 1999;25:197–205.

-
12. Bogen G, Kuttler S. Mineral Trioxide Aggregate obturation: A review and case series. *J Endod.* 2009;35:777–90.
 13. Yildirim T, Gençoğlu N. Use of mineral trioxide aggregate in the treatment of horizontal root fractures with a 5-year follow-up: report of a case. *J Endod.* 2009;35:292–5.
 14. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis R V, Ford TRP. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater.* 2005;21:297–303.
 15. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater.* 2008;24:149–64.
 16. De Belie N, Verselder HJ, De Blaere B, Van Nieuwenburg D, Verschoore R. Influence of the cement type on the resistance of concrete to feed acids. *Cem Concr Res.* 1996;26:1717–25.
 17. De-Deus G, Paciornik S, Mauricio MHP. Evaluation of the effect of EDTA, EDTAC and citric acid on the microhardness of root dentine. *Int Endod J.* 2006;39:401–7.
 18. Smith JB, Loushine RJ, Weller RN, Rueggeberg FA, Whitford GM, Pashley DH, et al. Metrologic evaluation of the surface of white MTA after the use of two endodontic irrigants. *J Endod.* 2007;33:463–7.
 19. Ballester-Palacios ML, Berástegui-Jimeno EM, Parellada-Esquiús N, Canalda-Sahli C. Interferometric microscopy study of the surface roughness of Portland cement under the action of different irrigants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013;18:e817–21.
 20. García E, Vera J, Rodríguez A, Velázquez J, González C. Nuevas posibilidades terapéuticas en endodoncia. *Rev Eur Odonto-Estomatol.* 2000;12:325–30.
 21. Camilleri J, Montesin FE, Di Silvio L, Pitt Ford TR. The chemical constitution and biocompatibility of accelerated Portland cement for endodontic use. *Int Endod J.* 2005;38:834–42.

-
22. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. Chemical differences between white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2005;31:101–3.
 23. Asgary S, Parirokh M, Eghbal MJ, Brink F. A Comparative study of white mineral trioxide aggregate and white Portland cements using X-ray microanalysis. *Aust Endod J.* 2004;30:89–92.
 24. Belío-Reyes IA, Bucio L, Cruz-Chavez E. Phase composition of ProRoot mineral trioxide aggregate by X-Ray powder diffraction. *J Endod.* 2009;35:875–8.
 25. Dammaschke T, Gerth HU V, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater.* 2005;21:731–8.
 26. Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schäfer E. A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *Int Endod J.* 2006;39:213–9.
 27. Song JS, Mante FK, Romanow WJ, Kim S. Chemical analysis of powder and set forms of Portland cement, gray ProRoot MTA, white ProRoot MTA, and gray MTA-Angelus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102:809–15.
 28. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Int Endod J.* 2006;39:220–5.
 29. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J, Kheirieh S, Brink F. comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *J Endod.* 2009;35:243–50.
 30. De-Deus G, de Souza MCB, Sergio Fidel RA, Fidel SR, de Campos RC, Luna AS. Negligible expression of arsenic in some commercially available brands of Portland cement and mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2009;35:887–90.

-
31. Matsunaga T, Tsujimoto M, Kawashima T, Tsujimoto Y, Fujiwara M, Ookubo A, et al. Analysis of arsenic in gray and white mineral trioxide aggregates by using atomic absorption spectrometry. *J Endod.* 2010;36:1988–90.
 32. Chang SW, Baek SH, Yang HC, Seo DG, Hong ST, Han SH, et al. Heavy metal analysis of Ortho MTA and ProRoot MTA. *J Endod.* 2011;37:1673–6.
 33. Schembri M, Peplow G, Camilleri J. Analyses of heavy metals in mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod.* 2010;36:1210–5.
 34. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2007;40:462-70.
 35. Camilleri J, Montesin FE, Curtis R V, Ford TR. Characterization of Portland cement for use as a dental restorative material. *Dent Mater.* 2006;22:569–75.
 36. Cutajar A, Mallia B, Abela S, Camilleri J. Replacement of radiopacifier in mineral trioxide aggregate; characterization and determination of physical properties. *Dent Mater.* 2011;27:879–91.
 37. Camilleri J. The physical properties of accelerated Portland cement for endodontic use. *Int Endod J.* 2008;41:151–7.
 38. Laghios CD, Benson BW, Gutmann JL, Cutler CW. Comparative radiopacity of tetracalcium phosphate and other root-end filling materials. *Int Endod J.* 2000;33:311–5.
 39. Tanomaru M Duarte MA, Gonçalves M, Tanomaru JM SGF. Radiopacity evaluation root-end filling materials by digitization images. *J Appl Oral Sci.* 2008;16:376–9.
 40. Chng HK, Islam I, Yap AUJ, Tong YW, Koh ET. Properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 2005;31:665–8.
 41. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *J Endod.* 2006;32:193–7.

-
42. Kim EC, Lee BC, Chang HS, Lee W, Hong CU, Min KS. Evaluation of the radiopacity and cytotoxicity of Portland cements containing bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105:e54–7.
 43. Coomaraswamy KS, Lumley PJ, Hofmann MP. Effect of bismuth oxide radioopacifier content on the material properties of an endodontic Portland cement–based (MTA-like) system. *J Endod.* 2007;33:295–8.
 44. Saliba E, Abbassi-Ghadi S, Vowles R, Camilleri J, Hooper S, Camilleri J. Evaluation of the strength and radiopacity of Portland cement with varying additions of bismuth oxide. *Int Endod J.* 2009;42:322–8.
 45. Hwang YC, Lee SH, Hwang IN, Kang IC, Kim MS, Kim SH, et al. Chemical composition, radiopacity, and biocompatibility of Portland cement with bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:e96–102.
 46. Bueno CE, Zeferino EG, Manhães LR Jr, Rocha DG, Cunha RS, De Martin AS. Study of the bismuth oxide concentration required to provide Portland cement with adequate radiopacity for endodontic use. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:e65–9.
 47. Coutinho-Filho T, De-Deus G, Klein L, Manera G, Peixoto C, Gurgel-Filho ED. Radiopacity and histological assessment of Portland cement plus bismuth oxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106:e69–77.
 48. Húngaro Duarte MA, de Oliveira El Kadre GD, Vivan RR, Guerreiro Tanomaru JM, Filho MT, de Moraes IG. Radiopacity of Portland cement associated with different radiopacifying agents. *J Endod.* 2009;35:737–40.
 49. Camilleri J, Gandolfi MG. Evaluation of the radiopacity of calcium silicate cements containing different radiopacifiers. *Int Endod J.* 2010;43:21–30.
 50. Camilleri J. Evaluation of the physical properties of an endodontic Portland cement incorporating alternative radiopacifiers used as root-end filling material. *Int Endod J.* 2010;43:231–40.

-
51. Storm B, Eichmiller FC, Tordik PA, Goodell GG. Setting expansion of gray and white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod.* 2008;34:80–2.
 52. Hawley M, Webb TD, Goodell GG. Effect of varying water-to-powder ratios on the setting expansion of white and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2010; 36: 1377-9.
 53. Gandolfi MG, Iacono F, Agee K, Siboni F, Tay F, Pashley DH, et al. Setting time and expansion in different soaking media of experimental accelerated calcium-silicate cements and ProRoot MTA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108:e39–45.
 54. Gancedo-Caravia L, Garcia-Barbero E. Influence of humidity and setting time on the push-out strength of mineral trioxide aggregate obturations. *J Endod.* 2006;32:894–6.
 55. Walker MP, Diliberto A, Lee C. Effect of setting conditions on mineral trioxide aggregate flexural strength. *J Endod.* 2006;32:334–6.
 56. Sluyk SR, Moon PC, Hartwell GR. Evaluation of setting properties and retention characteristics of mineral trioxide aggregate when used as a furcation perforation repair material. *J Endod.* 1998 ;24:768–71.
 57. Pelliccioni GA, Vellani CP, Gatto MRA, Gandolfi MG, Marchetti C, Prati C. ProRoot Mineral Trioxide Aggregate cement used as a retrograde filling without addition of water: an in vitro evaluation of its microleakage. *J Endod.* 2007;33:1082–5.
 58. Budig CG, Eleazer PD. In vitro comparison of the setting of dry ProRoot MTA by moisture absorbed through the root. *J Endod.* 2008;34:712–4.
 59. DeAngelis L, Chockalingam R, Hamidi-Ravari A, Hay S, Lum V, Sathorn C, et al. In vitro assessment of mineral trioxide aggregate setting in the presence of interstitial fluid alone. *J Endod.* 2013;39:402–5.
 60. VanderWeele RA, Schwartz SA, Beeson TJ. Effect of blood contamination on retention characteristics of MTA when mixed with different liquids. *J Endod.* 2006;32:421–4.

-
61. Caronna V, Himel V, Yu Q, Zhang JF, Sabey K. Comparison of the surface hardness between 3 materials used in an experimental apexification model under moist and dry environments. *J Endod.* 2014;40:986-9.
 62. Fridland M, Rosado R. Mineral trioxide aggregate (MTA) solubility and porosity with different water-to-powder ratios. *J Endod.* 2003;29:814-7.
 63. Fridland M, Rosado R. MTA solubility: A long term study. *J Endod.* 2005;31:376-9.
 64. Bodanezi A, Silva D, Bernardineli N, Bramante CM, García RB, de Moraes IG. Immediate and delayed solubility and mineral trioxide aggregate and portland cement. *J Appl Oral Sci.* 2008;16:127-31.
 65. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Felipe WT, Tanomaru Filho M, Esberard RM. The influence of calcium chloride on the setting time, solubility, disintegration, and pH of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with a radiopacifier. *J Endod.* 2009;35:550-4.
 66. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ciapetti G, Prati C. Development of the foremost light-curable calcium-silicate MTA cement as root-end in oral surgery. Chemical-physical properties, bioactivity and biological behavior. *Dent Mater.* 2011;27:e134-57.
 67. Vivian RR, Zapata RO, Zeferino MA, Bramante CM, Bernardineli N, Garcia RB, et al. Evaluation of the physical and chemical properties of two commercial and three experimental root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;110:250-6.
 68. Camilleri J. Evaluation of the effect of intrinsic material properties and ambient conditions on the dimensional stability of white mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod.* 2011;37:239-45.
 69. Poggio C, Lombardini M, Alessandro C, Simonetta R. Solubility of root-end-filling materials: A comparative study. *J Endod.* 2007;33:1094-7.

-
70. Yavari HR, Borna Z, Rahimi S, Shahi S, Valizadeh H, Ghojzadeh M. Placement in an acidic environment increase the solubility of white mineral trioxide aggregate. *J Conserv Dent*. 2013;16:257–60.
 71. Heward S, Sedgley CM. Effects of intracanal mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide during four weeks on pH changes in simulated root surface resorption defects: an in vitro study using matched pairs of human teeth. *J Endod*. 2011;37:40–4.
 72. Shie MY, Huang TH, Kao CT, Huang CH, Ding SJ. The Effect of a physiologic solution pH on properties of white mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2009;35:98–101.
 73. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Aeinehchi M, Ranjkesh B. Scanning electron micrograph and surface hardness of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *J Endod*. 2009;35:706–10.
 74. Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, Mohammadi MM, Dummer PM. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J*. 2008;41:108–16.
 75. Saghiri MA, Shokouhinejad N, Lotfi M, Aminsobhani M, Saghiri AM. Push-out bond strength of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *J Endod*. 2010;36:1856–9.
 76. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Iravani A, Kharrazifard MJ, Dummer PM. Effect of acidic environment on the push-out bond strength of mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2010;36:871–4.
 77. Hashem AA, Wanees Amin SA. The effect of acidity on dislodgment resistance of mineral trioxide aggregate and bioaggregate in furcation perforations: an in vitro comparative study. *J Endod*. 2012;38:245–9.
 78. Lee BN, Hwang YC, Jang JH, Chang HS, Hwang IN, Yang SY, et al. Improvement of the properties of mineral trioxide aggregate by mixing with hydration accelerators. *J Endod*. 2011;37:1433–6.

-
79. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Fatemi A, Shiezadeh V, et al. Effect of pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod.* 2008;34:1226–9.
 80. Lee Y. Effects of physiological environments on the hydration behavior of mineral trioxide aggregate. *Biomaterials.* 2004;25:787–93.
 81. Saghiri M, Sheibani N, Asatourian A, Garcia-Godoy F, Gutmann J, Lotfi M, et al. The effect of pH on solubility of nano-modified endodontic cements. *J Conserv Dent.* 2014;17:13-7.
 82. Lawley GR, Schindler WG, Walker WA 3rd, Kolodrubetz D. Evaluation of ultrasonically placed MTA and fracture resistance with intracanal composite resin in a model of apexification. *J Endod.* 2004;30:167–72.
 83. Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *J Endod.* 2006;32:350–3.
 84. Wilkinson KL, Beeson TJ, Kirkpatrick TC. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Resilon, gutta-percha, or composite. *J Endod.* 2007;33:480–3.
 85. Nagas E, Uyanik O, Altundasar E, Durmaz V, Cehreli ZC, Vallittu PK, et al. Effect of different intraorifice barriers on the fracture resistance of roots obturated with Resilon or gutta-percha. *J Endod.* 2010;36:1061–3.
 86. Ulusoy Öİ, Nayır Y, Darendeliler-Yaman S. Effect of different root canal sealers on fracture strength of simulated immature roots. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;112:544–7.
 87. Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JM, Esberard RM, Tanomaru-Filho M. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *Int Endod J.* 2007;40:684–91.

-
88. Schmoldt SJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE, Yaccino JM. Reinforcement of simulated immature roots restored with composite resin, mineral trioxide aggregate, gutta-percha, or a fiber post after thermocycling. *J Endod.* 2011;37:1390–3.
 89. Tanalp J, Dikbas I, Malkondu Ö, Ersev H, Güngör T, Bayırlı G. Comparison of the fracture resistance of simulated immature permanent teeth using various canal filling materials and fiber posts. *Dent Traumatol.* 2012;28:457–64.
 90. Seto B, Chung K-H, Johnson J, Paranjpe A. Fracture resistance of simulated immature maxillary anterior teeth restored with fiber posts and composite to varying depths. *Dent Traumatol.* 2013;29:394–8.
 91. Dikbas I, Tanalp J, Koksall T, Yalnız A, Güngör T. Investigation of the effect of different prefabricated intracanal posts on fracture resistance of simulated immature teeth. *Dent Traumatol.* 2014;30:49–54.
 92. Andreasen JO, Munksgaard EC, Bakland LK. Comparison of fracture resistance in root canals of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. *Dent Traumatol.* 2006;22:154–6.
 93. Hatibović-Kofman S, Raimundo L, Zheng L, Chong L, Friedman M, Andreasen JO. Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Dent Traumatol.* 2008;24:272–6.
 94. Tuna EB, Dinçol ME, Gençay K, Aktören O. Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Dent Traumatol.* 2011;27:174–8.
 95. Holt DM, Watts JD, Beeson TJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. The anti-microbial effect against enterococcus faecalis and the compressive strength of two types of mineral trioxide aggregate mixed with sterile water or 2% chlorhexidine liquid. *J Endod.* 2007;33:844–7.
 96. EL-Ma’aita AM, Qualtrough AJE, Watts DC. Resistance to vertical fracture of MTA-filled roots. *Dent Traumatol.* 2014;30:36–42.

-
97. Nekoofar MH, Adusei G, Sheykhrezae MS, Hayes SJ, Bryant ST, Dummer PMH. The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2007;40:453–61.
 98. Ber BS, Hatton JF, Stewart GP. Chemical modification of ProRoot MTA to improve handling characteristics and decrease setting time. *J Endod.* 2007;33:1231–4.
 99. Camilleri J, Montesin FE, Juszczak AS, Papaioannou S, Curtis R V, Donald FM, et al. The constitution, physical properties and biocompatibility of modified accelerated cement. *Dent Mater.* 2008;24:341–50.
 100. Nekoofar MH, Stone DF, Dummer PM. The effect of blood contamination on the compressive strength and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2010;43:782–91.
 101. Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandağ M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, et al. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2009;42:1004–14.
 102. Kayahan MB, Nekoofar MH, McCann A, Sunay H, Kaptan RF, Meraji N, et al. Effect of Acid Etching Procedures on the Compressive Strength of 4 Calcium Silicate-based Endodontic Cements. *J Endod.* 2013;39:1646–8.
 103. Peters CI, Peters OA. Occlusal loading of EBA and MTA root-end fillings in a computer-controlled masticator: a scanning electron microscopic study. *Int Endod J.* 2002;35:22–9.
 104. Basturk FB, Nekoofar MH, Gunday M, Dummer PM. Effect of various mixing and placement techniques on the flexural strength and porosity of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2014;40:441–5.
 105. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J.* 2013;46:632–41.

-
106. Tingey MC, Bush P, Levine MS. Analysis of mineral trioxide aggregate surface when set in the presence of fetal bovine serum. *J Endod.* 2008;34:45–9.
 107. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. Biomineralization ability and interaction of mineral trioxide aggregate and white Portland cement with dentin in a phosphate-containing fluid. *J Endod.* 2009;35:731–6.
 108. Munhoz MF, Marchesan MA, Cardoso DR, Silva SR, Silva-Sousa YT, Sousa-Neto MD. Quantitative 3D profilometry and SEM analysis of the adaptation of root-end filling materials placed under an optical microscope. *Int Endod J.* 2011;44:560–6.
 109. Tsujimoto M, Ookubo A, Wada Y, Matsunaga T, Tsujimoto Y, Hayashi Y. Surface changes of mineral trioxide aggregate after the application of bleaching agents: electron microscopy and an energy-dispersive X-ray microanalysis. *J Endod.* 2011;37:231–4.
 110. Shokouhinejad N, Nekoofar MH, Razmi H, Sajadi S, Davies TE, Saghiri MA, et al. Bioactivity of EndoSequence root repair material and bioaggregate. *Int Endod J.* 2012;45:1127–34.
 111. Rhim EM, Huh SY, Ahn SJ, Abbott P V, Kim EC, Park SH. Comparison of the microhardness and morphology of five different retrograde filling materials in aqueous and dry conditions. *Scanning.* 2012;34:359–66.
 112. Saghiri MA, Asgar K, Lotfi M, Karamifar K, Neelakantan P, Ricci JL. Application of mercury intrusion porosimetry for studying the porosity of mineral trioxide aggregate at two different pH. *Acta Odontol Scand.* 2012;70:78–82.
 113. Komabayashi T, Spångberg LS. Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: A study with a flow particle image analyzer. *J Endod.* 2008;34:94–8.
 114. Komabayashi T, Spångberg LS. Particle size and shape analysis of MTA finer fractions using Portland cement. *J Endod.* 2008;34:709–11.

-
115. Loxley EC, Liewehr FR, Buxton TB, McPherson JC. The effect of various intracanal oxidizing agents on the push-out strength of various perforation repair materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95:490–4.
 116. Hong ST, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Shon WJ, Lee W. Effects of root canal irrigants on the push-out strength and hydration behavior of accelerated mineral trioxide aggregate in its early setting phase. *J Endod.* 2010;36:1995–9.
 117. EL-Ma’aita AM, Qualtrough AJ, Watts DC. The effect of smear layer on the push-out bond strength of root canal calcium silicate cements. *Dent Mater.* 2013;29:797–803.
 118. Guneser MB, Akbulut MB, Eldeniz AU. Effect of various endodontic irrigants on the push-out bond strength of Biodentine and conventional root perforation repair materials. *J Endod.* 2013;39:380–4.
 119. Shahi S, Rahimi S, Yavari HR, Samiei M, Janani M, Bahari M, et al. Effects of various mixing techniques on push-out bond strengths of white mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2012;38:501–4.
 120. Reyes-Carmona JF, Felipe MS, Felipe WT. The Biomineralization ability of mineral trioxide aggregate and Portland cement on dentin enhances the push-out strength. *J Endod.* 2010;36:286–91.
 121. Salem Milani A, Froughreyhani M, Charchi Aghdam S, Pournaghiazar F, Asghari Jafarabadi M. Mixing with propylene glycol enhances the bond strength of mineral trioxide aggregate to dentin. *J Endod.* 2013;39:1452–5.
 122. Rahimi S, Ghasemi N, Shahi S, Lotfi M, Froughreyhani M, Milani AS, et al. Effect of blood contamination on the retention characteristics of two endodontic biomaterials in simulated furcation perforations. *J Endod.* 2013;39:697–700.
 123. Kogan P, He J, Glickman GN, Watanabe I. The Effects of various additives on setting properties of MTA. *J Endod.* 2006;32:569–72.

-
124. AlAnezi AZ, Zhu Q, Wang YH, Safavi KE, Jiang J. Effect of selected accelerants on setting time and biocompatibility of mineral trioxide aggregate (MTA). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;111:122–7.
 125. Wiltbank KB, Schwartz SA, Schindler WG. Effect of selected accelerants on the physical properties of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Endod.* 2007 ;33:1235–8.
 126. Ding SJ, Kao CT, Shie MY, Hung Jr C, Huang TH. The physical and cytological properties of white MTA mixed with Na₂HPO₄ as an accelerant. *J Endod.* 2008;34:748–51.
 127. Chung H, Kim M, Ko H, Yang W. Evaluation of physical and biologic properties of the mixture of mineral trioxide aggregate and 4-META/MMA-TBB resin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;112:e6–11.
 128. Hsieh SC, Teng NC, Lin YC, Lee PY, Ji DY, Chen CC, et al. A novel accelerator for improving the handling properties of dental filling materials. *J Endod.* 2009 ;35:1292–5.
 129. Chiang TY, Ding SJ. Comparative physicochemical and biocompatible properties of radiopaque dicalcium silicate cement and mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2010; 36:1683–7.
 130. Lee SK, Lee SK, Lee SI, Park JH, Jang JH, Kim HW, et al. Effect of calcium phosphate cements on growth and odontoblastic differentiation in human dental pulp cells. *J Endod.* 2010;36:1537–42.
 131. Lee YL, Lin FH, Wang WH, Ritchie HH, Lan W-H, Lin CP. Effects of EDTA on the hydration mechanism of mineral trioxide aggregate. *J Dent Res.* 2007;86:534–8.
 132. Matt G, Thorpe J, Strother J, Mcclanahan S. Comparative study of white and gray mineral trioxide aggregate (MTA) simulating a one- or two-step apical barrier technique. *J Endod.* 2004;30:876–9.
 133. Nekoofar MH, Aseeley Z, Dummer PM. The effect of various mixing techniques on the surface microhardness of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2010;43:312-20.

-
134. Nekoofar MH, Oloomi K, Sheykhrezae MS, Tabor R, Stone DF, Dummer PM. An evaluation of the effect of blood and human serum on the surface microhardness and surface microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2010;43:849–58.
 135. Kang JS, Rhim EM, Huh SY, Ahn SJ, Kim DS, Kim SY, et al. The effects of humidity and serum on the surface microhardness and morphology of five retrograde filling materials. *Scanning.* 2012;34:207–14.
 136. Saghiri MA, Lotfi M, Joupari MD, Aeinehchi M, Saghiri AM. Effects of storage temperature on surface hardness, microstructure, and phase formation of white mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2010;36:1414–8.
 137. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: A comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *J Endod.* 2010;36:400–13.
 138. Camilleri J, Montesin FE, Papaioannou S, McDonald F, Pitt Ford TR. Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2004;37:699–704.
 139. Berástegui E, Valmaseda-Castellón E, Faus V, Ballester M-L, Berini-Aytés L. Study of two MTA cements. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2014;19:e634–8.
 140. Assmann E, Scarparo RK, Böttcher DE, Grecca FS. Dentin bond strength of two mineral trioxide aggregate-based and one epoxy resin-based sealers. *J Endod.* 2012;38:219–21.
 141. Camilleri J. Modification of mineral trioxide aggregate. Physical and mechanical properties. *Int Endod J.* 2008;41:843–9.
 142. Bozeman TB, Lemon RR, Eleazer PD. Elemental analysis of crystal precipitate from gray and white MTA. *J Endod.* 2006;32:425–8.
 143. Chng HK, Islam I, Yap AU, Tong YW, Koh ET. Properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 2005;31:665–8.

-
144. Santos AD, Moraes JC, Araújo EB, Yukimitu K, Valério Filho WV. Physico-chemical properties of MTA and a novel experimental cement. *Int Endod J.* 2005;38:443–7.
 145. Santos AD, Araújo EB, Yukimitu K, Barbosa JC, Moraes JC. Setting time and thermal expansion of two endodontic cements. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2008;106:e77–9.
 146. Asgary S, Shahabi S, Jafarzadeh T, Amini S, Kheirieh S. The properties of a new endodontic material. *J Endod.* 2008;34:990–3.
 147. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghanavati F, Rahimi H. A comparative study of histologic response to different pulp capping materials and a novel endodontic cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;106:609–14.
 148. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M, Ghoddusi J. Effect of two storage solutions on surface topography of two root-end fillings. *Aust Endod J.* 2009;35:147–52.
 149. Porter ML, Bertó A, Primus CM, Watanabe I. Physical and chemical properties of new-generation endodontic materials. *J Endod.* 2010;36:524–8.
 150. Garcia L da F, Chinelatti MA, Rossetto HL, Pires-de-Souza F de C. Solubility and disintegration of new calcium aluminate cement (EndoBinder) containing different radiopacifying agents. *J Endod.* 2014;40:261–5
 151. Washington JT, Schneiderman E, Spears R, Fernandez CR, He J, Opperman LA. Biocompatibility and osteogenic potential of new generation endodontic materials established by using primary osteoblasts. *J Endod.* 2011;37:1166–70.
 152. Khalil WA, Eid NF. Biocompatibility of BioAggregate and mineral trioxide aggregate on the liver and kidney. *Int Endod J.* 2013;46:730–7.
 153. Chung CJ, Kim E, Song M, Park JW, Shin SJ. Effects of two fast-setting calcium-silicate cements on cell viability and angiogenic factor release in human pulp-derived cells. *Odontology.* 2015 Jan 18; [Epub ahead of print]. PMID: 25596932.

-
154. Nosrat A, Asgary S, Eghbal MJ, Ghoddusi J, Bayat-Movahed S. Calcium-enriched mixture cement as artificial apical barrier: A case series. *J Conserv Dent*. 2011;14:427–31.
 155. Asgary S, Eghbal MJ, Parirokh M. Sealing ability of a novel endodontic cement as a root-end filling material. *J Biomed Mater Res. A*. 2008;87A:706–9.
 156. Nosrat A, Seifi A, Asgary S. Regenerative endodontic treatment (revascularization) for necrotic immature permanent molars: a review and report of two cases with a new biomaterial. *J Endod*. 2011;37:562–7.
 157. Nosrat A, Asgary S. Apexogenesis of a symptomatic molar with calcium enriched mixture. *Int Endod J*. 2010;43:940–4.
 158. De Rossi A, Silva LA, Gatón-Hernández P, Sousa-Neto MD, Nelson-Filho P, Silva RA, et al. Comparison of pulpal responses to pulpotomy and pulp capping with biodentine and mineral trioxide aggregate in dogs. *J Endod*. 2014;40:1362–9.
 159. Nowicka A, Lipski M, Parafiniuk M, Sporniak-Tutak K, Lichota D, Kosierkiewicz A, et al. Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2013;39:743–7.
 160. Jefferies SR. Bioactive and biomimetic restorative materials: a comprehensive review. Part I. *J Esthet Restor Dent*. 2014;26:14–26.
 161. Zhou H, Shen Y, Wang Z, Li L, Zheng Y, Häkkinen L, et al. In vitro cytotoxicity evaluation of a novel root repair material. *J Endod*. 2013;39:478–83.
 162. Camilleri J, Sorrentino F, Damidot D. Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dent Mater*. 2013;29:580–93.
 163. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J*. 2011;44:1081–7.

-
164. Setbon HM, Iserentant A, Leloup G, Devaux J, Leprince JG. In vitro bioactivity of new fast setting and injectable calcium silicate-based cement. *Dent Mater.* 2013;29:e58.
 165. Setbon HM, Leloup G, Leprince JG. Surface and setting characteristics of five commercially available silicate-based cements. *Dent Mater.* 2012;28:e55–6.
 166. De-Deus G, Reis C, Brandão C, Fidel S, Fidel RA. The ability of Portland cement, MTA, and MTA Bio to prevent through-and-through fluid movement in repaired furcal perforations. *J Endod.* 2007;33:1374–7.
 167. Park JW, Hong SH, Kim JH, Lee SJ, Shin SJ. X-Ray diffraction analysis of white ProRoot MTA and Diadent BioAggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2010;109:155–8.
 168. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Asatourian A, Lotfi M, Banava S, Khezri-Boukani K. Effect of pH on compressive strength of some modification of mineral trioxide aggregate. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013;18:e714–20.
 169. Zhang H, Pappen FG, Haapasalo M. Dentin enhances the antibacterial effect of mineral trioxide aggregate and Bioaggregate. *J Endod.* 2009;35:221–4.
 170. Leal F, De-Deus G, Brandão C, Luna AS, Fidel SR, Souza EM. Comparison of the root-end seal provided by bioceramic repair cements and white MTA. *Int Endod J.* 2011 ;44:662–8.
 171. Hansen SW, Marshall JG, Sedgley CM. Comparison of intracanal EndoSequence Root Repair Material and ProRoot MTA to induce pH changes in simulated root resorption defects over 4 weeks in matched pairs of human teeth. *J Endod.* 2011;37:502–6.
 172. Damas BA, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of mineral trioxide aggregates and EndoSequence bioceramic root repair materials. *J Endod.* 2011;37:372–5.

-
173. Hirschman WR, Wheeler MA, Bringas JS, Hoen MM. Cytotoxicity comparison of three current direct pulp-capping agents with a new bioceramic root repair putty. *J Endod.* 2012;38:385–8.
 174. Lendini M, Rigolone M, Tribaudino M, Zabetta FC, Mazza D, Berutti E. Caratterizzazione in microscopia SEM-EDS del cemento endodontico MTA: un confronto tra diversi prodotti. *Giornale Italiano Endo.* 2011;25:33–40.
 175. Aggarwal V, Singla M, Miglani S, Kohli S. Comparative evaluation of push-out bond strength of ProRoot MTA, Biodentine, and MTA Plus in furcation perforation repair. *J Conserv Dent.* 2013;16:462–5.
 176. Camilleri J, Laurent P, About I. Hydration of Biodentine, Theracal LC, and a prototype tricalcium silicate-based dentin replacement material after pulp capping in entire tooth cultures. *J Endod.* 2014;40:1846–54.
 177. Kim M, Yang W, Kim H, Ko H. Comparison of the biological properties of ProRoot MTA, OrthoMTA, and Endocem MTA cements. *J Endod.* 2014;40:1649–53.
 178. Song M, Kang M, Kim HC, Kim E. A randomized controlled study of the use of ProRoot mineral trioxide aggregate and Endocem as direct pulp capping materials. *J Endod.* 2015;41:11–5.
 179. Zoufan K, Jiang J, Komabayashi T, Wang YH, Safavi KE, Zhu Q. Cytotoxicity evaluation of Gutta Flow and Endo Sequence BC sealers. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2011;112:657–61.
 180. Gomes-Filho JE, Watanabe S, Bernabé PF, de Moraes Costa MT. A mineral trioxide aggregate sealer stimulated mineralization. *J Endod.* 2009;35:256–60.
 181. Camilleri J. Evaluation of selected properties of mineral trioxide aggregate sealer cement. *J Endod.* 2009;35:1412–7.

-
182. Silva EJ, Herrera DR, Rosa TP, Duque TM, Jacinto RC, Gomes BP, Zaia AA. Evaluation of cytotoxicity, antimicrobial activity and physicochemical properties of a calcium aluminate-based endodontic material. *J Appl Oral Sci.* 2014;22:61–7
 183. Chang SW, Lee SY, Kang SK, Kum KY, Kim EC. In vitro biocompatibility, inflammatory response, and osteogenic potential of 4 root canal sealers: Sealapex, Sankin apatite root sealer, MTA Fillapex, and iRoot SP root canal sealer. *J Endod.* 2014;40:1642–8.
 184. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Garcia RB, de Moraes IG, Bernardineli N. Sealing ability of MTA and radiopaque Portland cement with or without calcium chloride for root-end filling. *J Endod.* 2006;32:897–900.
 185. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Bramante CM, Consolaro A, Garcia RB, de Moraes IG, et al. Mineral trioxide aggregate with or without calcium chloride in pulpotomy. *J Endod.* 2008;34:172–5.
 186. Hong ST, Bae KS, Baek SH, Kum KY, Lee W. Microleakage of accelerated mineral trioxide aggregate and Portland cement in an in vitro apexification model. *J Endod.* 2008;34:56–8.
 187. Bortoluzzi EA, Broon NJ, Hungaro Duarte MA, de Oliveira Demarchi AC, Bramante CM. The use of a setting accelerator and its effect on pH and calcium ion release of mineral trioxide aggregate and white Portland cement. *J Endod.* 2006;32:1194–7.
 188. Camilleri J. Characterization and chemical activity of Portland cement and two experimental cements with potential for use in dentistry. *Int Endod J.* 2008;41:791–9.
 189. Duarte MA, Alves de Aguiar K, Zeferino MA, Vivan RR, Ordinola-Zapata R, Tanomaru-Filho M, et al. Evaluation of the propylene glycol association on some physical and chemical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2012;45:565–70.
 190. Watts JD, Holt DM, Beeson TJ, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. Effects of pH and mixing agents on the temporal setting of tooth-colored and gray mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2007;33:970–3.

-
191. Vasconcelos BC de, Bernardes RA, Cruz SML, Duarte MA, Padilha P de M, Bernardineli N, et al. Evaluation of pH and calcium ion release of new root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108:135-9.
 192. Kao CT, Shie MY, Huang TH, Ding SJ. Properties of an accelerated mineral trioxide aggregate-like root-end filling material. *J Endod.* 2009;35:239–42.
 193. Huang TH, Shie MY, Kao CT, Ding SJ. The effect of setting accelerator on properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2008;34:590–3.
 194. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ginebra MP, Prati C. Fluoride-containing nanoporous calcium-silicate MTA cements for endodontics and oral surgery: early fluorapatite formation in a phosphate-containing solution. *Int Endod J.* 2011 ;44:938–49.
 195. Shahi S, Rahimi S, Yavari HR, Shakouie S, Nezafati S, Abdolrahimi M. Sealing ability of white and gray mineral trioxide aggregate mixed with distilled water and 0.12% chlorhexidine gluconate when used as root-end filling materials. *J Endod.* 2007;33:1429–32.
 196. Nekoofar MH, Haddad DC, Nolde J, Aseeley Z. Water content of ampoule packaged with ProRoot MTA. *Int Endod J.* 2009;42:549-51.
 197. Camilleri J, Cutajar A, Mallia B. Hydration characteristics of zirconium oxide replaced Portland cement for use as a root-end filling material. *Dent Mater.* 2011;27:845–54.
 198. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, De Stefano ED, Prati C. Biomimetic remineralization of human dentin using promising innovative calcium-silicate hybrid ‘smart’ materials. *Dent Mater.* 2011;27:1055–69.
 199. Tunç EŞ, Sönmez IŞ, Bayrak Ş, Eğılmez T. The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *J Endod.* 2008;34:603–5.

-
200. Atabek D, Sillelioğlu H, Ölmez A. Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *J Endod.* 2012;38:1288–92.
201. Shin JH, Jang JH, Park SH, Kim E. Effect of mineral trioxide aggregate surface treatments on morphology and bond strength to composite resin. *J Endod.* 2014;40:1210–6.
202. Ballal S, Venkateshbabu N, Nandini S, Kandaswamy D. An in vitro study to assess the setting and surface crazing of conventional glass ionomer cement when layered over partially set mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2008;34:478–80.
203. Yesilyurt C, Yildirim T, Taşdemir T, Kusgoz A. Shear bond strength of conventional glass ionomer cements bound to mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2009;35:1381–3.
204. Tsujimoto M, Tsujimoto Y, Ookubo A, Shiraishi T, Watanabe I, Yamada S, et al. Timing for composite resin placement on mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2013;39:1167–70.
205. Kayahan MB, Nekoofar MH, Kazandağ M, Canpolat C, Malkondu O, Kaptan F, et al. Effect of acid-etching procedure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2009;42:1004-14.
206. Camilleri J. Scanning electron microscopic evaluation of the material interface of adjacent layers of dental materials. *Dent Mater.* 2011;27:870–8.
207. Boutsoukis C, Noula G, Lambrianidis T. Ex vivo study of the efficiency of two techniques for the removal of mineral trioxide aggregate used as a root canal filling material. *J Endod.* 2008;34:1239–42.
208. Nandini S, Natanasabapathy V, Shivanna S. Effect of various chemicals as solvents on the dissolution of set white mineral trioxide aggregate: an in vitro study. *J Endod.* 2010;36:135–8.
209. Butt N, Talwar S. In-vitro evaluation of various solvents for retrieval of mineral trioxide aggregate and their effect on microhardness of dentin. *J Conserv Dent.* 2013 ;16:199–202.

-
210. Saghiri MA, Garcia-Godoy F, Gutmann JL, Sheibani N, Asatourian A, Lotfi M, et al. Removal of white mineral trioxide aggregate cement: a promising approach. *Biomed Res Int*. 2013;469164. [about 7 p.]. doi: 10.1155/2013/469164. Pubmed PMID: 24089680. PubMed Central PMCID: PMC3780607.
211. González C. Estudio in vitro de la interfase entre el agregado de trióxido mineral y la dentina. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid;2004.
212. Holland R, de Souza V, Murata SS, Nery MJ, Bernabé PF, Otoboni Filho JA, Dezan Júnior E. Healing process of dog dental pulp after pulpotomy and pulp covering with mineral trioxide aggregate or Portland cement. *Braz Dent J*. 2001;12:109-13.
213. Duarte MA, De Oliveira Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, De Campos Fraga S. Arsenic release provided by MTA and Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005;99:648–50.
214. Monteiro Bramante C, Demarchi AC, de Moraes IG, Bernadineli N, Garcia RB, Spångberg LS, et al. Presence of arsenic in different types of MTA and white and gray Portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2008;106:909–13.
215. Chaipanich A, Torkittikul P. Microstructure: Surface and cross-sectional studies of hydroxyapatite formation on the surface of white Portland cement paste in vitro. *Appl Surf Sci*. 2011;257:8385–90.
216. Mahmoud O, Whitworth JM, McCabe JF. Serum contamination affects the surface hardness of Portland-type cements. *Int Endod J*. 2008;41:816–816.
217. Oliveira MG de, Xavier CB, Demarco FF, Pinheiro AL, Costa AT, Pozza DH. Comparative chemical study of MTA and portland cements. *Braz Dent J*. 2007;18:3–7.
218. Hwang YC, Kim DH, Hwang IN, Song SJ, Park YJ, Koh JT, et al. Chemical constitution, physical properties, and biocompatibility of experimentally manufactured Portland cement. *J Endod*. 2011;37:58–62.

-
219. Primus CM. Comments on “Arsenic release provided by MTA and Portland cement” by Duarte MA, et al. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;101:416–7.
220. Kim US, Shin SJ, Chang SW, Yoo HM, Oh TS, Park DS. In vitro evaluation of bacterial leakage resistance of an ultrasonically placed mineral trioxide aggregate orthograde apical plug in teeth with wide open apices: a preliminary study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:e52–6.
221. Tanomaru Filho M, Figueiredo FA, Tanomaru JMG. Effect of different dye solutions on the evaluation of the sealing ability of mineral trioxide aggregate. *Braz Oral Res.* 2005; 19:119–22.
222. Kubo CH, Gomes AP, Mancini MN. In vitro evaluation of apical sealing in root apex treated with demineralization agents and retrofiled with mineral trioxide aggregate through marginal dye leakage. *Braz Dent J.* 2005;16:187–91.
223. Zakizadeh P, Marshall SJ, Hoover CI, Peters OA, Noblett WC, Gansky SA, et al. A novel approach in assessment of coronal leakage of intraorifice barriers: a saliva leakage and micro-computed tomographic evaluation. *J Endod.* 2008;34:871–5.
224. Lamb EL, Loushine RJ, Weller RN, Kimbrough WF, Pashley DH. Effect of root resection on the apical sealing ability of mineral trioxide aggregate. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95:732–5.
225. Valois CR., Costa ED. Influence of the thickness of mineral trioxide aggregate on sealing ability of root-end fillings in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97:108–11.
226. Andelin WE, Browning DF, Hsu GR, Roland DD, Torabinejad M. Microleakage of resected MTA. *J Endod.* 2002;28:573–4.
227. Roy CO, Jeansonne BG, Gerrets TF. Effect of an acid environment on leakage of root-end filling materials. *J Endod.* 2001;27:7–8.

-
228. Lotfi M, Vosoughhosseini S, Saghiri M, Zand V, Yavari HR, Kimyai S, et al. Effect of alkaline pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16:e1014–6.
229. Ferris D, Baumgartner J. Perforation repair comparing two types of mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2004;30:422–4.
230. Hachmeister D, Schindler W, Walker WA 3rd, Thomas DD. The sealing ability and retention characteristics of mineral trioxide aggregate in a model of apexification. *J Endod*. 2002;28:386–90.
231. Deleimburg M, Angeretti A, Ceruti P, Lendini M, Pasqualini D, Berutti E. MTA obturation of pulpless teeth with open apices: bacterial leakage as detected by polymerase chain reaction assay. *J Endod*. 2004;30:883–6.
232. Alkahtani A, Shostad S, Schifferle R, Bhambhani S. In-vitro evaluation of microleakage of an orthograde apical plug of mineral trioxide aggregate in permanent teeth with simulated immature apices. *J Endod*. 2005;31:117–9.
233. Maltezos C, Glickman GN, Ezzo P, He J. Comparison of the sealing of Resilon, Pro Root MTA, and Super-EBA as root-end filling materials: a bacterial leakage study. *J Endod*. 2006;32:324–7.
234. Aqrabawi J. Sealing ability of amalgam, super EBA cement, and MTA when used as retrograde filling materials. *Br Dent J*. 2000;188:266–8.
235. Pereira CL, Cenci MS, Demarco FF. Sealing ability of MTA, Super EBA, Vitremer and amalgam as root-end filling materials. *Braz Oral Res*. 2004;18:317–21.
236. Adamo HL, Buruiana R, Schertzer L, Boylan RJ. A comparison of MTA, Super-EBA, composite and amalgam as root-end filling materials using a bacterial microleakage model. *Int Endod J*. 1999;32:197–203.

-
237. Montellano AM, Schwartz SA, Beeson TJ. Contamination of tooth-colored mineral trioxide aggregate used as a root-end filling material: a bacterial leakage study. *J Endod.* 2006;32:452–5.
238. Tselnik M, Baumgartner J, Marshall J. Bacterial leakage with mineral trioxide aggregate or a resin-modified glass ionomer used as a coronal barrier. *J Endod.* 2004;30:782–4.
239. Al-Hezaimi K, Al-Hamdan K, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JHS, Rotstein I. Effect of white-colored mineral trioxide aggregate in different concentrations on candida albicans in vitro. *J Endod.* 2005;31:684–6.
240. Al-Hezaimi K, Al-Shalan TA, Naghshbandi J, Oglesby S, Simon JH, Rotstein I. Antibacterial effect of two mineral trioxide aggregate (MTA) preparations against *Enterococcus faecalis* and *Streptococcus sanguis* in vitro. *J Endod.* 2006;32:1053–6.
241. Kettering JD, Torabinejad M. Investigation of mutagenicity of mineral trioxide aggregate and other commonly used root-end filling materials. *J Endod.* 1995;21:537–42.
242. Regan JD, Gutmann JL, Witherspoon DE. Comparison of Diaket and MTA when used as root-end filling materials to support regeneration of the periradicular tissues. *Int Endod J.* 2002;35:840–7.
243. Ribeiro D, Duarte M, Matsumoto M, Marques M, Salvadori D. Biocompatibility in vitro tests of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements. *J Endod.* 2005;31:605–7.
244. Vajrabhaya L, Korsuwannawong S, Jantararat J, Korre S. Biocompatibility of furcal perforation repair material using cell culture technique: Ketac Molar versus ProRoot MTA. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102:e48–50.
245. Shahi S, Rahimi S, Lotfi M, Yavari H, Gaderian A. A comparative study of the biocompatibility of three root-end filling materials in rat connective tissue. *J Endod.* 2006;32:776–80.

-
246. Fernández-Yáñez Sánchez A, Leco-Berrocal MI, Martínez-González JM. Metaanalysis of filler materials in periapical surgery. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008;13:e180–5.
247. Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *J Endod*. 2005;31:97–100.
248. Danesh F, Tootian Z, Jahanbani J, Rabiee M, Fazelpour S, Taghva O, et al. Biocompatibility and mineralization activity of fresh or set white mineral trioxide aggregate, biomimetic carbonated apatite, and synthetic hydroxyapatite. *J Endod*. 2010;36:1036–41.
249. Chang SW, Lee SY, Kum KY, Kim EC. Effects of ProRoot MTA, Bioaggregate, and Micromega MTA on odontoblastic differentiation in human dental pulp cells. *J Endod*. 2014;40:113–8.
250. Willershausen I, Wolf T, Kasaj A, Weyer V, Willershausen B, Marroquin BB. Influence of a bioceramic root end material and mineral trioxide aggregates on fibroblasts and osteoblasts. *Arch Oral Biol*. 2013;58:1232–7.
251. Ma J, Shen Y, Stojicic S, Haapasalo M. Biocompatibility of two novel root repair materials. *J Endod*. 2011;37:793–8.
252. Katsamakidis S, Slot DE, Van der Sluis LW, Van der Weijden F. Histological responses of the periodontium to MTA: a systematic review. *J Clin Periodontol*. 2013;40:334–44.
253. Lindeboom JA, Frenken JW, Kroon FH, van den Akker HP. A comparative prospective randomized clinical study of MTA and IRM as root-end filling materials in single-rooted teeth in endodontic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005;100:495–500.
254. Von Arx T, Hänni S, Jensen SS. Clinical results with two different methods of root-end preparation and filling in apical surgery: mineral trioxide aggregate and adhesive resin composite. *J Endod*. 2010;36:1122–9.

-
255. Baek SH, Lee WC, Setzer FC, Kim S. Periapical bone regeneration after endodontic microsurgery with three different root-end filling materials: amalgam, SuperEBA, and mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2010;36:1323–5.
256. Song M, Shin SJ, Kim E. Outcomes of endodontic micro-resurgery: a prospective clinical study. *J Endod.* 2011;37:316–20.
257. Rafter M. Apexification: a review. *Dent Traumatol.* 2005;21:1-8.
258. Garcia-Godoy F, Murray PE. Recommendations for using regenerative endodontic procedures in permanent immature traumatized teeth. *Dent Traumatol.* 2012;28:33–41.
259. Sarris S, Tahmassebi JF, Duggal MS, Cross IA. A clinical evaluation of mineral trioxide aggregate for root-end closure of non-vital immature permanent incisors in children—a pilot study. *Dent Traumatol.* 2008;24:79-85.
260. Holden DT, Schwartz SA, Kirkpatrick TC, Schindler WG. Clinical outcomes of artificial root-end barriers with mineral trioxide aggregate in teeth with immature apices. *J Endod.* 2008;34:812–7.
261. Witherspoon DE, Small JC, Regan JD, Nunn M. Retrospective analysis of open apex teeth obturated with mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2008;34:1171–6.
262. Erdem AP, Sepet E. Mineral trioxide aggregate for obturation of maxillary central incisors with necrotic pulp and open apices. *Dent Traumatol.* 2008;24:e38–41.
263. Moore A, Howley MF, O’Connell AC. Treatment of open apex teeth using two types of white mineral trioxide aggregate after initial dressing with calcium hydroxide in children. *Dent Traumatol.* 2011;27:166–73.
264. Cehreli ZC, Sara S, Uysal S, Turgut MD. MTA apical plugs in the treatment of traumatized immature teeth with large periapical lesions. *Dent Traumatol.* 2011;27:59–62.

-
265. Kusgoz A, Yildirim T, Er K, Arslan I. Retreatment of a resected tooth associated with a large periradicular lesion by using a triple antibiotic paste and mineral trioxide aggregate: a case report with a thirty-month follow-up. *J Endod.* 2009;35:1603–6.
266. Jacobovitz M, de Lima RK. Treatment of inflammatory internal root resorption with mineral trioxide aggregate: a case report. *Int Endod J.* 2008;41:905–12.
267. Coraini C, Mascarello T, de Palma CM, Gobbato EA, Costa R, de Micheli L, et al. Endodontic and periodontal treatment of dens invaginatus: Report of 2 clinical cases. *Giornale Italiano Endo.* 2013;27:86–94.
268. Kim E, Jou YT. A supernumerary tooth fused to the facial surface of a maxillary permanent central incisor: case report. *J Endod.* 2000;26:45–8.
269. Nakata TT, Bae KS, Baumgartner JC. Perforation repair comparing mineral trioxide aggregate and amalgam using an anaerobic bacterial leakage model. *J Endod.* 1998;24:184–6.
270. De-Deus G, Petruccelli V, Gurgel-Filho E, Coutinho-Filho T. MTA versus Portland cement as repair material for furcal perforations: a laboratory study using a polymicrobial leakage model. *Int Endod J.* 2006;39:293–8.
271. Al-Daafas A, Al-Nazhan S. Histological evaluation of contaminated furcal perforation in dogs' teeth repaired by MTA with or without internal matrix. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103:e92–9.
272. Pace R, Giuliani V, Pagavino G. Mineral trioxide aggregate as repair material for furcal perforation: case series. *J Endod.* 2008;34:1130–3.
273. Hashem AA, Hassanien EE. ProRoot MTA, MTA-Angelus and IRM used to repair large furcation perforations: sealability study. *J Endod.* 2008;34:59–61.
274. Zou L, Liu J, Yin S, Li W, Xie J. In vitro evaluation of the sealing ability of MTA used for the repair of furcation perforations with and without the use of an internal matrix. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2008;105:e61–5.

-
275. Uyanik MO, Nagas E, Sahin C, Dagli F, Cehreli ZC. Effects of different irrigation regimens on the sealing properties of repaired furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:e91–5.
276. Da Silva GF, Guerreiro-Tanomaru JM, Sasso-Cerri E, Tanomaru-Filho M, Cerri PS. Histological and histomorphometrical evaluation of furcation perforations filled with MTA, CPM and ZOE. *Int Endod J.* 2011;44:100–10.
277. Mente J, Hage N, Pfefferle T, Koch MJ, Geletneky B, Dreyhaupt J, et al. Treatment outcome of mineral trioxide aggregate: repair of root perforations. *J Endod.* 2010;36:208–13.
278. Mente J, Leo M, Panagidis D, Saure D, Pfefferle T. Treatment outcome of mineral trioxide aggregate: repair of root perforations—long-term results. *J Endod.* 2014;40:1746-51
279. Azim AA, Lloyd A, Huang GT. Management of longstanding furcation perforation using a novel approach. *J Endod.* 2014;40:1255–9.
280. Main C, Mirzayan N, Shabahang S, Torabinejad M. Repair of root perforations using mineral trioxide aggregate: a long-term study. *J Endod.* 2004;30:80–3.
281. Holland R, Bisco Ferreira L, de Souza V, Otoboni Filho JA, Murata SS, Dezan E. Reaction of the lateral periodontium of dogs' teeth to contaminated and noncontaminated perforations filled with mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2007;33:1192–7.
282. Holland R, Filho JA, de Souza V, Nery MJ, Bernabé PF, Junior ED, et al. Mineral trioxide aggregate repair of lateral root perforations. *J Endod.* 2001;27:281–4.
283. Yildirim G, Dalci K. Treatment of lateral root perforation with mineral trioxide aggregate: a case report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102:e55–8.

-
284. Alqaderi HE, Al-Mutawa SA, Qudeimat MA. MTA pulpotomy as an alternative to root canal treatment in children's permanent teeth in a dental public health setting. *J Dent.* 2014;42:1390–5.
285. Peng L, Ye L, Tan H, Zhou X. Evaluation of the formocresol versus mineral trioxide aggregate primary molar pulpotomy: a meta-analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2006;102:e40–4.
286. Cardoso-Silva C, Barbería E, Maroto M, García-Godoy F. Clinical study of mineral trioxide aggregate in primary molars. Comparison between grey and white MTA-a long term follow-up (84 months). *J Dent.* 2011;39:187–93.
287. Lin PY, Chen HS, Wang YH, Tu YK. Primary molar pulpotomy: a systematic review and network meta-analysis. *J Dent.* 2014;42:1060–77.
288. Smail-Faugeron V, Courson F, Durieux P, Muller-Bolla M, Glenny AM, Fron Chabouis H. Pulp treatment for extensive decay in primary teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2014, Issue 8. Art. No.: CD003220. DOI: 10.1002/14651858.CD003220.pub2.
289. Petrino JA, Boda KK, Shambarger S, Bowles WR, McClanahan SB. Challenges in regenerative endodontics: a case series. *J Endod.* 2010;36:536–41.
290. Cehreli ZC, Isbitiren B, Sara S, Erbas G. Regenerative endodontic treatment (revascularization) of immature necrotic molars medicated with calcium hydroxide: a case series. *J Endod.* 2011;37:1327–30.
291. Nosrat A, Homayounfar N, Oloomi K. Drawbacks and unfavorable outcomes of regenerative endodontic treatments of necrotic immature teeth: a literature review and report of a case. *J Endod.* 2012;38:1428–34.
292. Soares A de J, Lins FF, Nagata JY, Gomes BP, Zaia AA, Ferraz CC, et al. Pulp revascularization after root canal decontamination with calcium hydroxide and 2% chlorhexidine gel. *J Endod.* 2013;39:417–20.

-
293. Sachdeva GS, Sachdeva LT, Goel M, Bala S. Regenerative endodontic treatment of an immature tooth with a necrotic pulp and apical periodontitis using platelet-rich plasma (PRP) and mineral trioxide aggregate (MTA): a case report. *Int Endod J.* 2014; [Epub ahead of print] PMID 25369448.
294. Nagy MM, Tawfik HE, Hashem AAR, Abu-Seida AM. Regenerative potential of immature permanent teeth with necrotic pulps after different regenerative protocols. *J Endod.* 2014;40:192–8.
295. Trullás JM, Ballester ML, Bolívar I, Parellada N, Berástegui E. Frequency and characteristics of occupational dental trauma. *Occup Med (Lond).* 2013;63:152–5.
296. Kusgoz A, Yildirim T, Tanriver M, Yesilyurt C. Treatment of horizontal root fractures using MTA as apical plug: report of 3 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:e68–72.
297. Chaniotis A. The use of MTA/blood mixture to induce hard tissue healing in a root fractured maxillary central incisor. Case report and treatment considerations. *Int Endod J.* 2013;47:989-90.
298. Haapasalo M, Shen Y, Wang Z, Gao Y. Irrigation in endodontics. *Br Dent J.* 2014;216:299–303.
299. Zehnder M. Root Canal Irrigants. *J Endod.* 2006;32:389–98.
300. González-López S, Camejo-Aguilar D, Sanchez-Sanchez P, Bolaños-Carmona V. Effect of CHX on the Decalcifying Effect of 10% Citric Acid, 20% Citric Acid, or 17% EDTA. *J Endod.* 2006;32:781–4.
301. Uroz-Torres D, González-Rodríguez MP, Ferrer-Luque CM. Effectiveness of the EndoActivator System in removing the smear layer after root canal instrumentation. *J Endod.* 2010;36:308–11.

-
302. Yan P, Peng B, Fan B, Fan M, Bian Z. The Effects of Sodium Hypochlorite (5.25%), Chlorhexidine (2%), and Glyde File Prep on the Bond Strength of MTA-Dentin. *J Endod.* 2006;32:58–60.
303. Wang Y, Meletis EI, Huang H. Quantitative study of surface roughness evolution during low-cycle fatigue of 316L stainless steel using Scanning Whitelight Interferometric (SWLI) Microscopy. *Int J Fatigue.* 2013;48:280–8.
304. Formosa LM, Mallia B, Bull T, Camilleri J. The microstructure and surface morphology of radiopaque tricalcium silicate cement exposed to different curing conditions. *Dent Mater.* 2012;28:584–95.
305. Elnaghy AM. Influence of acidic environment on properties of biodentine and white mineral trioxide aggregate: a comparative study. *J Endod.* 2014;40:953–7.
306. Hashem AAR, Hassanien EE. ProRoot MTA, MTA-Angelus and IRM Used to Repair Large Furcation Perforations: Sealability Study. *J Endod.* 2008;34:59–61.
307. Camilleri J. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2008;41:408–17.
308. Duarte MA, Demarchi AC, Yamashita JC, Kuga MC, Fraga S de C. pH and calcium ion release of 2 root-end filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95:345–7.
309. Hungaro Duarte MA, Minotti PG, Rodrigues CT, Zapata RO, Bramante CM, Tanomaru Filho M, et al. Effect of different radiopacifying agents on the physicochemical properties of white Portland cement and white mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2012;38:394–7.
310. Tanomaru-Filho M, Chaves Faleiros FB, Saçaki JN, Hungaro Duarte MA, Guerreiro Tanomaru JM. Evaluation of pH and calcium ion release of root-end filling materials containing calcium hydroxide or mineral trioxide aggregate. *J Endod.* 2009 ;35:1418–21.

-
311. Tanomaru-Filho M, Saçaki JN, Faleiros FBC, Guerreiro-Tanomaru JM. pH and calcium ion release evaluation of pure and calcium hydroxide-containing Epiphany for use in retrograde filling. *J Appl Oral Sci.* 2011;19:1–5.
 312. Camilleri J. Evaluation of the physical properties of an endodontic Portland cement incorporating alternative radiopacifiers used as root-end filling material. *Int Endod J.* 2010;43:231–40.
 313. Linhares G da S, Cenci MS, Knabach CB, Oliz CM, Vieira MA, Ribeiro AS, et al. Evaluation of pH and calcium ion release of a dual-cure bisphenol a ethoxylate dimethacrylate/mineral trioxide aggregate–based root-end filling material. *J Endod.* 2013;39:1603–6.
 314. Gonçalves JL, Viapiana R, Miranda CE, Borges ÁH, Cruz Filho AM da. Evaluation of physico-chemical properties of Portland cements and MTA. *Braz Oral Res.* 2010;24:277–83.
 315. Gandolfi MG, Taddei P, Modena E, Siboni F, Prati C. Biointeractivity-related versus chemi/physisorption-related apatite precursor-forming ability of current root end filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2013;101:1107–23.
 316. Gandolfi MG, Siboni F, Prati C. Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping. *Int Endod J.* 2012;45:571–9.
 317. Massi S, Tanomaru-Filho M, Silva GF, Duarte MA, Grizzo LT, Buzalaf MA, et al. pH, calcium ion release, and setting time of an experimental mineral trioxide aggregate-based root canal sealer. *J Endod.* 2011;37:844–6.
 318. Cavenago BC, Pereira TC, Duarte MA, Ordinola-Zapata R, Marciano MA, Bramante CM, et al. Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2014;47:120–6.

-
319. López Guerrero E, Cavazos Flores R, Delgado Acosta M. Caracterización de superficies maquinadas por medio de parámetros de rugosidad. *Revista Ingenierías* Vol. VI No. 18 Enero -Marzo 2003 [Internet]. Available from: <http://ingenierias.uanl.mx/18/index.html>
 320. Camilleri J. Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dent Mater.* 2011;27:836–44.
 321. Oliveira IR, Pandolfelli VC, Jacobovitz M. Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement. *Int Endod J.* 2010;43:1069–76.
 322. Seong KP, Jeon SY, Singh B, Hwang JH, Song SJ. Comparative study of an experimental Portland cement and ProRoot MTA by electrochemical impedance spectroscopy. *Ceram Int.* 2014;40:1741–6.
 323. Chiang TY, Ding SJ. Physicochemical properties of radiopaque dicalcium silicate cement as a root-end filling material in an acidic environment. *Int Endod J.* 2013;46:234–41.
 324. Gruyaert E, Van den Heede P, Maes M, De Belie N. Investigation of the influence of blast-furnace slag on the resistance of concrete against organic acid or sulphate attack by means of accelerated degradation tests. *Cem Concr Res.* 2012;42:173–85.
 325. Beddoe RE, Dorner HW. Modelling acid attack on concrete: Part I. The essential mechanisms. *Cem Concr Res.* 2005;35:2333–9.

10 PUBLICACIONES CIENTÍFICAS

Journal section: Endodontics

Publication Types: Research

doi:10.4317/medoral.19082

<http://dx.doi.org/doi:10.4317/medoral.19082>

Interferometric microscopy study of the surface roughness of Portland cement under the action of different irrigants

Maria L. Ballester-Palacios ¹, Esther M. Berástegui-Jimeno ², Neus Parellada-Esquius ³, Carlos Canalda-Sahli ⁴

¹ Associate Professor of Dental Pathology and Therapeutics. Investigator of the IDIBELL Institute. School of Dentistry. University of Barcelona. Barcelona. Spain

² Professor of Dental Pathology and Therapeutics. Investigator of the IDIBELL Institute. School of Dentistry. University of Barcelona. Barcelona. Spain

³ Physician specialized in Epidemiology and Public Health. Catalan Health Institute. Barcelona. Spain

⁴ Chairman of Dental Pathology and Therapeutics. Investigator of the IDIBELL Institute. School of Dentistry. University of Barcelona. Barcelona. Spain

Correspondence:

Investigator of the IDIBELL Institute
Campus de Bellvitge
Pavelló de Govern Feixa Llarga s/n
08907 - L'Hospitalet de Llobregat
Barcelona, Spain
mballesterp@ub.edu

Ballester-Palacios ML, Berástegui-Jimeno EM, Parellada-Esquius N, Canalda-Sahli C. Interferometric microscopy study of the surface roughness of Portland cement under the action of different irrigants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013 Sep 1;18 (5):e817-21.
<http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/v18i5/medoralv18i5p817.pdf>

Received: 23/01/2013

Accepted: 03/02/2013

Article Number: 19082 <http://www.medicinaoral.com/>
© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689336 - pISSN 1698-4447 - eISSN: 1698-6946
eMail: medicina@medicinaoral.com

Indexed in:

Science Citation Index Expanded
Journal Citation Reports
Index Medicus, MEDLINE, PubMed
Scopus, Embase and Emcare
Indice Médico Español

Abstract

Objectives: Some investigations suggested common Portland cement (PC) as a substitute material for MTA for endodontic use; both MTA and PC have a similar composition. The aim of this study was to determine the surface roughness of common PC before and after the exposition to different endodontic irrigating solutions: 10% and 20% citric acid, 17% ethylenediaminetetraacetic (EDTA) and 5% sodium hypochlorite.

Study Design: Fifty PC samples in the form of cubes were prepared. PC was mixed with distilled water (powder/liquid ratio 3:1 by weight). The samples were immersed for one minute in 10% and 20% citric acid, 17% EDTA and 5% sodium hypochlorite. After gold coating, PC samples were examined using the New View 100 Zygo interferometric microscope. It was used to examine and register the surface roughness and the profile of two different areas of each sample. Analysis of variance (ANOVA) was carried out, and as the requirements were not met, use was made of the Kruskal-Wallis test for analysis of the results obtained, followed by contrasts using Tukey's contrast tests.

Results: Sodium hypochlorite at a concentration of 5% significantly reduced the surface roughness of PC, while 20% citric acid significantly increased surface roughness. The other evaluated citric acid concentration (10%) slightly increased the surface roughness of PC, though statistical significance was not reached. EDTA at a concentration of 17% failed to modify PC surface roughness. Irrigation with 5% sodium hypochlorite and 20% citric acid lowered and raised the roughness values, respectively.

Conclusions: The surface texture of PC is modified as the result of treatment with different irrigating solutions commonly used in endodontics, depending on their chemical composition and concentration.

Key words: MTA, Portland cement, citric acid, ethylenediaminetetraacetic acid, sodium hypochlorite, surface roughness.

Introduction

Several studies have compared mineral trioxide aggregate (MTA) with Portland cement and the findings suggest that both show almost identical macroscopically, microscopically, and by X-ray diffraction analysis (1).

Other study affirms that Portland cements contain the same chemical elements as MTA (2,3). This suggests that Portland cement has the potential to be used as a less expensive root-end-filling material in dental practice (4). Camilleri et al. (5) determined the composition of the two commercially available MTA formulations (ProRoot MTA, Dentsply Tulsa, Tulsa, OK, USA), gray and white. Dispersion analysis showed white MTA (WMTA) to be composed mainly of calcium, silica, bismuth and oxygen, while gray MTA (GMTA) also contained iron and aluminum. X-ray diffraction analysis demonstrated that MTA was composed of tricalcium silicate and bismuth oxide, while GMTA was found to be composed of tricalcium silicate, dicalcium silicate and bismuth oxide. Thus, the commercial versions of MTA were shown to have a composition similar to that of Portland cement, widely used as a binder for materials employed in the building industry, with the exception that MTA contained bismuth oxide to enhance its radiopacity (6). In ProRoot MTA, the amount of gypsum is approximately half of that of the Portland cements. ProRoot MTA consists of fewer toxic heavy metals like copper (Cu), manganese (Mn) and strontium (Sr), which might reduce rejection, inflammation or other allergic reactions when applied to the patient. The Portland cements are composed of particles with a wide range of size, whereas ProRoot MTA particles are smaller and uniform in size (7).

Irrigating solutions used in endodontics, such as ethylenediaminetetraacetic acid (EDTA) and citric acid, designed to eliminate the smear layer, are sufficiently aggressive to demineralize intra-radicular dentin (8-10). These irrigants generate a sufficiently acid environment (pH=2) to cause serious deterioration of Portland cement (11). Thus, when citric acid or EDTA are used during second treatment or retreatment of root canals presenting perforations repaired with MTA, they could affect the surface of this material altering its properties and its roughness. However, few studies have analysed the effect of these irrigants upon the surface of MTA in terms of cement corrosion and dissolution.

During endodontic therapy various irrigating solutions at different concentrations and duration are used.

These chemical solutions may affect the setting reaction of MTA.

After a final flushing with a chemical irrigant, some amount of the irrigating solution may remain in the root canal space, which may affect the properties of MTA.

The present study investigates and compares the surface roughness of Portland cement (PC) before and after treatment with different irrigating solutions commonly used in endodontic.

Material and Methods

Fifty cubic samples (1cm x 1cm x 1cm) of common Portland Cement (PC) (Cemex, Grey cement. Sant Feliu del Llobregat. Barcelona. Spain) were prepared as follows. Cubic silicone molds (Empress Penta 2 H Quick, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) were made setting the silicone while resin prisms of rectangular base (1cm x 1 cm) were placed at a depth of 1 cm. After prisms were removed, leaving spaces served as molds for the PC (Cemex, Grey Cement. Sant Feliu del Llobregat. Barcelona. Spain). A metal spatula was used for mixing PC in 3/1 proportion (cement/ water) on a glass plate to form a paste. The cement was added and carefully compacted within the silicone molds using the spatula and condensers. The samples were allowed to dry for 48 hours at room temperature. The preparations were removed from the molds and numbered from 1 to 50. Then, the samples were immersed in glass recipients containing the different irrigating solutions. The following irrigants were used: 5% sodium hypochlorite, 10% and 20 % citric acid and 17% EDTA, prepared in pharmacy according to magistral formula. All samples were exposed for one minute.

Five experimental groups were established. Group 1: samples 1-10, control, not exposed to the irrigating solutions. Group 2: samples 11-20, exposed to 5% sodium hypochlorite; Group 3: samples 21-30, exposed to 20% citric acid, Group 4: samples 31-40, exposed to 10% citric acid, and Group 5; samples 41-50, exposed to 17% EDTA solution.

Both the treated and the un-treated samples were posteriorly washed with distilled water for 5 minutes, shaking them gently to remove the traces of irrigating solution. The samples were left to dry for 48 hours and, then, were examined using the New View 100 interferometric microscope (Zygo, Middlefield, Connecticut, USA).

This microscope allows an accurately and reliably

measure surface topography. Optical profilometry is a nondestructive, and noncontact measure surface metrology technique.

PC is a non-reflecting material; as a result, prior gold coating of the samples was carried out using the sputtering technique. Interferometric microscopy was used to examine and register the surface roughness and the profile of two different areas of each sample. The study parameters were PV (maximum roughness depth), Ra (mean roughness value) and Rms (roughness mean square value). Based on the data obtained, calculations were made of the variation in surface roughness of the surfaces treated with the different irrigating solutions versus those not exposed to the irrigants.

-Statistical analysis of the results. Analysis of variance, (ANOVA) was carried out, but as the requirements were not met, use was made of the Kruskal-Wallis test for analysis of the results obtained. The presence of significant differences between groups was evaluated using Tukey's contrast tests ($p \leq 0.05$).

Results

Table 1 shows the mean values of each parameter, together with the standard deviation, for the global samples analyzed and for each treatment group.

The PV area values for the samples exposed to 5% sodium hypochlorite were smaller than in the case of the untreated samples ($p=0.035$), according to Tukey's contrast tests. Treatment with 20% citric acid in turn yielded significantly greater mean values versus the untreated samples ($p=0.006$).

The Rms area values differed significantly according to the type of treatment used ($p<0.0001$). Based on Tukey's contrast tests, treatment with 5% sodium hypochlorite yielded lower values than in the case of the untreated samples ($p=0.004$).

The Ra area values likewise differed significantly according to the type of treatment used ($p<0.0001$). In the absence of treatment, the mean value was found to be greater than in the 5% sodium hypochlorite group ($p=0.004$).

The PV profile measurements differed significantly according to the type of treatment used ($p=0.04$). Tukey's contrast tests revealed no differences in the measurements obtained after exposure to 20% citric acid and 5% sodium hypochlorite.

The Rms profiles measurements differed significantly according to the type of treatment used ($p<0.0001$). The values obtained after treatment with 5% sodium hypochlorite were lower than those recorded in the untreated group of samples ($p=0.008$). Differences were also seen with respect to the results obtained after treatment with 20% citric acid ($p=0.034$).

The Ra profiles measurements likewise differed significantly according to the type of treatment used ($p<0.0001$). Treatment with 5% sodium hypochlorite yielded lower values than in the case of the untreated samples ($p=0.012$). Differences were also seen with respect to the results obtained after treatment with 20% citric acid ($p=0.022$) (Table 2).

Discussion

Several authors have studied modifications of MTA by irrigating solutions commonly used in endodontics.

Yan et al. (12) evaluated the effects of 5.25% sodium hypochlorite, 2% chlorhexidine and EDTA-carbamide peroxide (Glide Prep) (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) upon MTA adhesion to dentin. No differences were observed between sodium hypochlorite and chlorhexidine, though in the case of Glide Prep adhesion was significantly affected. Glide File Prep is a combination of 15 %EDTA and 10%Carbamide in a

Table 1. Mean and standard deviation(SD) values of each of the study measures, for the global samples analyzed and for each treatment group. PV (maximum roughness depth), Ra (mean roughness value) and Rms (roughness mean square value).

	Without treatment		5% sodium hypochlorite		20% citric acid		10% citric acid		17% EDTA (ethylene diamine tetraacetic acid)	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
PV area	92.0711	4.54	77.6077	21.24	74.7611	26.75	91.8514	5.13	89.0069	3.78
Rms area	4.6821	0.83	3.0089	1.24	5.7780	1.72	5.5713	2.08	3.9208	0.94
Ra area	3.5333	0.69	2.2261	1.02	4.4533	1.37	4.2298	1.53	2.9602	0.77
PV profile	21.0315	10.98	14.1619	10.52	24.7996	10.45	20.1402	13.05	17.5867	9.65
Rms profile	3.8455	1.04	2.2397	1.10	5.2268	2.01	4.4866	1.94	3.2114	1.02
Ra profile	3.0020	0.82	1.7343	0.98	4.1917	1.76	3.5192	1.42	2.5206	0.83

Table 2. Significance level (p value) in the comparison of PV area, Rms area, Ra area. Rms profile and Ra profile between the samples with irrigant and the untreated samples (Tukey's contrast). PV (maximum roughness depth), Ra (mean roughness value) and Rms (roughness mean square value).

	PV area	Rms area	Ra area	Rms profile	Ra profile
5% sodium hypochlorite	p=0.035	p=0.004	p=0.004	p=0.008	p=0.012
20% citric acid	p=0.006	ns	ns	p=0.034	p=0.022
10% citric acid	ns	ns	ns	ns	ns
17% EDTA (ethylene diamine tetraacetic acid)	ns	ns	ns	ns	ns

water-soluble base. The acidic environment had an adverse effect on MTA-dentin bond strengths.

The influence of different irrigation protocols upon filtration after furcal repair with MTA and zinc oxide eugenol cement modified with ethoxybenzoic acid (Super-EBA). The study groups comprised 5.25% sodium hypochlorite, 5.25% sodium hypochlorite with EDTA, 5.25% sodium hypochlorite with doxycycline-citric acid-detergent mixture (Biopure MTAD), and a non-irrigated group. EDTA and Biopure MTAD were seen to reduce the sealing effect of MTA and Super EBA(13,14).

Smith et al. (11) also examined the surface characteristics of white MTA in response to exposure to different irrigating solutions used: 1.3% sodium hypochlorite, 17% EDTA and Biopure MTAD (Dentsply Tulsa) in solution and evaluated calcium depletion. The exposure times were 1,3 and 5 minutes. The material exerting the greatest effect upon the MTA surface was found to be Biopure MTAD. The effect of Biopure MTAD (pH=2) on the surface corrosion and dissolution of MTA would be related to our results with 20% citric acid.

One of the effects of irrigants in dentin is that it removes the smear layer(14).

Yildirim et al. (15) conducted an in vitro study of the effect of the smear layer upon apical filtration in teeth filled with white MTA. The authors concluded that apical filtration with MTA is less pronounced when the smear layer is present than when it is absent.

These results are in agreement with investigations which found that removal of smear layer by EDTA promotes an increase in dentinal permeability, which has a positive influence on microbial leakage (16).

Variations in the pH value, particularly because of bacterial-induced local metabolic acidosis or tissue inflammation, could possibly influence MTA physical and chemical properties (17).

It has been evaluated MTA microfiltration, using this material for apical filling exposed to a variety of acidic media during hydration. Significantly longer time was needed for filtration to occur in the samples stored at high pH values (18).

In another study, Saghiri et al. (19) evaluated the microstructure and surface hardness of WMTA (WMTA, Dentsply Tulsa) after exposure to a range of alkaline environments during hydration. The authors concluded that surface hardness and morphology can be influenced by different alkaline pH values.

Also the bond strength and the sealing ability of WMTA might be affected by alkaline pH (20,21).This should be taken into account particularly when alkaline residues remain within the canal.

Namazikhah et al. (22) studied the effect of pH upon the surface hardness (as determined using the Vickers test) and the microstructure of MTA (using scanning electron microscopy).Final maximum hardness corresponded to the surface exposed to pH 7.4, and minimum hardness to pH 4.4 with statistically significant differences between the two groups. It showed the porosity tended to increase with more acidic solutions.

Regarding the roughness-diminishing action of 5% sodium hypochlorite, a possible explanation would be dissolution of the outermost surface layer in a way similar to the situation observed by Bodanezi et al. (23) on fully immersing MTA and Portland cement rings in an aqueous medium.

The similarity of MTA and Portland cement, these effects might happen to MTA as well.

Based on the methodology used and the results obtained in this study, it can be concluded that 5% sodium hypochlorite applied for one minute through immersion significantly reduces the surface roughness of PC. In contrast, 20% citric acid applied in the same way significantly increases roughness, while 10% citric acid solution does so only slightly without reaching statistical significance. EDTA at a concentration of 17% does not modify the surface roughness of Portland cement. Thus, the PC surface is modified in different ways when using irrigating solutions commonly used in endodontics, depending on their chemical composition and concentration. Further studies are needed to better evaluate the importance of the action of these irrigating solutions in the clinical setting.

References

1. Islam I, Chng HK, Yap AU. X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Int Endod J.* 2006;39:220-5.
2. Camilleri J, Montesin FE, Curtis RV, Ford TR. Characterization of Portland cement for use as a dental restorative material. *Dent Mater.* 2006;22:569-75.
3. Islam I, Chng HK, Yap AU. Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and portland cement. *J Endod.* 2006;32:193-7.
4. Menezes R, Bramante CM, Letra A, Carvalho VG, Garcia RB. Histologic evaluation of pulpotomies in dog using two types of mineral trioxide aggregate and regular and white Portland cements as wound dressings. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;98:376-9.
5. Camilleri J, Montesin FE, Brady K, Sweeney R, Curtis RV, Ford TR. The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dent Mater.* 2005;21:297-303.
6. Roberts HW, Toth JM, Berzins DW, Charlton DG. Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dent Mater.* 2008;24:149-64.
7. Dammaschke T, Gerth HU, Züchner H, Schäfer E. Chemical and physical surface and bulk material characterization of white ProRoot MTA and two Portland cements. *Dent Mater.* 2005;21:731-8.
8. De-Deus G, Paciornik S, Mauricio MH. Evaluation of the effect of EDTA, EDTAC and citric acid on the microhardness of root dentine. *Int Endod J.* 2006;39:401-7.
9. Haapasalo M, Qian W, Portenier I, Waltimo T. Effects of dentin on the antimicrobial properties of endodontic medicaments. *J Endod.* 2007;33:917-25.
10. Zehnder M. Root canal irrigants. *J Endod.* 2006;32:389-98.
11. Smith JB, Loushine RJ, Weller RN, Rueggeberg FA, Whitford GM, Pashley DH, et al. Metrologic evaluation of the surface of white MTA after the use of two endodontic irrigants. *J Endod.* 2007;33:463-7.
12. Yan P, Peng B, Fan B, Fan M, Bian Z. The effects of sodium hypochlorite (5.25%), Chlorhexidine (2%), and Glyde File Prep on the bond strength of MTA-dentin. *J Endod.* 2006;32:58-60.
13. Uyanik MO, Nagas E, Sahin C, Dagli F, Cehreli ZC. Effects of different irrigation regimens on the sealing properties of repaired furcal perforations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107:e91-5.
14. Khedmat S, Shokouhinejad N. Comparison of the efficacy of three chelating agents in smear layer removal. *J Endod.* 2008;34:599-602.
15. Yildirim T, Oruçoğlu H, Cobankara FK. Long-term evaluation of the influence of smear layer on the apical sealing ability of MTA. *J Endod.* 2008;34:1537-40.
16. Estrela C, Estrada-Bernabé PF, de Almeida-Decurcio D, Almeida-Silva J, Rodrigues-Araújo-Estrela C, Poli-Figueiredo JA. Microbial leakage of MTA, Portland cement, Sealapex and zinc oxide-eugenol as root-end filling materials. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16:e418-24.
17. Nekoofar MH, Namazikhah MS, Sheykhrezae MS, Mohammadi MM, Kazemi A, Aseeley Z, et al. pH of pus collected from periapical abscesses. *Int Endod J.* 2009;42:534-8.
18. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Fattahi A, Shiezhadeh V, et al. Effect of pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate as a root-end filling material. *J Endod.* 2008;34:1226-9.
19. Saghiri MA, Lotfi M, Saghiri AM, Vosoughhosseini S, Aeinchi M, Ranjkesh B. Scanning electron micrograph and surface hardness of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *J Endod.* 2009;35:706-10.
20. Saghiri MA, Shokouhinejad N, Lotfi M, Aminsobhani M, Saghiri AM. Push-out bond strength of mineral trioxide aggregate in the presence of alkaline pH. *J Endod.* 2010;36:1856-9.
21. Lotfi M, Vosoughhosseini S, Saghiri M, Zand V, Yavari HR, Kimyai S, et al. Effect of alkaline pH on sealing ability of white mineral trioxide aggregate. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16:e1014-6.
22. Namazikhah MS, Nekoofar MH, Sheykhrezae MS, Salariyeh S, Hayes SJ, Bryant ST, et al. The effect of pH on surface hardness and microstructure of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2008;41:108-16.
23. Bodanezi A, Carvalho N, Silva D, Bernardineli N, Bramante CM, Garcia RB, et al. Immediate and delayed solubility and mineral trioxide aggregate and Portland cement. *J Appl Oral Sci.* 2008;16:127-31.

Acknowledgments

This research was conducted in the Department of Nanotechnology Scientific-Technical Services of Barcelona University, thank you for your cooperation and service delivery.

Journal section: Oral Surgery

Publication Types: Research

doi:10.4317/medoral.19936

http://dx.doi.org/doi:10.4317/medoral.19936

Study of two MTA cements

Esther Berástegui ¹, Eduard Valmaseda-Castellón ², Vicente Faus ³, María-Luisa Ballester ⁴, Leonardo Berini-Aytés ⁵

¹ DMD, PhD, Professor. University of Barcelona .Department of Endodontics. School of Dentistry. Barcelona, Researcher of the IDIBELL Institute. Barcelona

² DDS, PhD, Professor. University of Barcelona. Department of Endodontics. School of Dentistry. Barcelona, Researcher of the IDIBELL Institute. Barcelona

³ DMD, PhD, Professor. University of Valencia

⁴ Assistant Professor. University of Barcelona. Researcher of the IDIBELL Institute. Barcelona

⁵ DMD, PhD, Professor. University of Barcelona. Professor of the Master Degree on Oral Surgery and Orofacial implantology. University of Barcelona. Researcher of the IDIBELL Institute. Barcelona

Correspondence:

University of Barcelona

Department of Endodontics

School of Dentistry

Feixa LLarga s/n

Hospitalet de Llobregat

08097- Barcelona

eberastegui@gmail.com

Berástegui E, Valmaseda-Castellón E, Faus V, Ballester ML, Berini-Aytés L. Study of two MTA cements. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2014 Nov 1;19 (6):e634-8.

http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/v19i6/medoralv19i6p634.pdf

Article Number: 19936 <http://www.medicinaoral.com/>
© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689336 - pISSN 1698-4447 - eISSN: 1698-6946
eMail: medicina@medicinaoral.com

Indexed in:

Science Citation Index Expanded
Journal Citation Reports
Index Medicus, MEDLINE, PubMed
Scopus, Embase and Emcare
Indice Médico Español

Received: 03/03/2014

Accepted: 27/03/2014

Abstract

Introduction: To determine and compare the pH, conductivity and calcium release of an experimental Portland cement (PE) consisting of trioxid mineral aggregate and a commercially available modified Portland cement (C.P.M.) after 1, 2, 3, 4, 8, 10, 15 and 30 days.

Material and Methods: Cements were mixed following the manufacturer's instructions, with a powder: liquid ratio of 3:1. Each cement was placed in 12 PVC tubes 1 mm in diameter and 10 mm in length and allowed to set. Four empty tubes were used as negative controls. Tubes were submerged in plastic flasks containing 10 ml deionized water and stored at 37°C and 100% humidity. After 1, 2, 3, 4, 8, 10, 15 and 30 days tubes were removed from the flasks and these were refilled with deionized water. We measured pH, conductivity and calcium content of the recovered solution. Data were analyzed using repeated measures ANOVA.

Results: pH was 0.3 units more alkaline with PE cement ($p=0.023$). pH experienced a slight decrease with time ($p<0.001$), independently of the cement type ($p>0.05$). Conductivity of PE and CPM cements diminished at 4 days and almost recovered at 30 days ($p<0.001$). PE cement had a higher conductivity ($p<0.001$). Calcium release diminished from the first day and recovered at 30 days ($p<0.001$) similarly for both cements ($p>0.05$).

Conclusions: PE cement raised pH slightly more and had higher conductivity than CPM. Calcium release diminished after the first day and recovered at 30 days, similarly for both cements.

Key words: Mineral trioxide aggregate, pH, electrical conductivity, periapical surgery.

Introduction

Lee *et al.* (1) in 1993 described for the first time a new dental cement for use in various clinical situations. The material was a composite or aggregate (conglomerate) or Mineral Trioxide Aggregate (MTA) of gray. After MTA was commercially available, other similar cements were launched. The behaviour in the biological environment or bio-compatibility and other desirable properties of the cements mentioned above and the new MTA-based cements, has been the object of ongoing search by many groups studying material properties and clinical endodontics.

Nowadays there are many reports on this material, although uncertainties still persist. In terms of the proportion of its components and the chemical nature and mechanism of their action, questions have also been raised, due to the complexity of its variations in the chemical composition, all of them apparently similar. Torabinejad *et al.* (2) described MTA as a fine gray powder of hydrophilic particles consisting of compounds tricalcium silicate, tricalcium oxide, tricalcium aluminate and silicate oxide. Several subsequent studies have shown that MTA is similar to ordinary Portland cement used in construction. Recently other cements have appeared on the market such as the new MTA Angelus (Soluções Dentistry, Londrina, Brazil) or the MTA called Modified Portland Cement or C.P.M. (Egeo S.R.L.MTM, Buenos Aires, Argentina). The manufacturer of this latter MTA has also commercialized an MTA based endodontic sealer or root canal cement (Endo-C.P.M.-Sealer). The mechanism of action of MTA is similar to that of calcium hydroxide (1). The antimicrobial activity is related to the release of hydroxyl ions, which increase the pH of the connective tissue and create an unfavorable environment for bacterial survival. On the other hand, the formation of a mineralized barrier is induced by the release of Ca^{2+} ions into the surrounding tissue. MTA stimulates hard tissue formation and the starting mechanism seems to be the release of calcium ions into the tissues (3). These promising qualities of the MTA justify the need for further research on important parameters such as changes in pH, conductivity and calcium ion release. The study objectives were to compare the pH, conductivity and the ability to release calcium ions in saline solution of a commercially available MTA cement, Modified Portland Cement or C.P.M. and a new experimental material based in the formulation of Portland cement (CEMEX CEM II / B-P-32,5N (UNE-EN-197-1.CE-0099; Sant Feliu de Llobregat, Spain) from 1 day to 30 days.

Material and Methods

We compared a new experimental Portland (PE) cement (CEMEX CEM II / B-P-32,5N; UNE-EN-197-1.CE-0099, Sant Feliu de Llobregat, Barcelona) with Modi-

fied Portland Cement C.P.M.® (CPM) (Egeo S.R.L. MTM, Buenos Aires, Argentina). PE Cement consists of a powder of tricalcium and dicalcium silicate, tricalcium aluminate and tetracalcium lumino ferrite. We prepared twenty-four cement samples (12 PE and 12 CPM) by mixing 150 mg of cement with 50 ml of saline in a proportion 3:1, following the manufacturer's instructions. We measured powder with a precision scale (Adventurer Ohaus; Ohaus Corp., Pine Brook, NJ, USA). We used a glass plate and a plastic spatula for mixing to avoid metal contamination. We placed each cement sample into a PVC tube 10 mm long and with a diameter of 1 mm.

We sealed PVC tubes and allowed them to set for 60 minutes at 37°C and 100% relative humidity, before submerging samples in 10 ml of deionized water, stored in a glass flask. After 24 hours, we carefully removed the tubes and placed them into another flask with the same amount of deionized water. This procedure was again repeated after 2, 3, 4, 8, 10, 15 and 30 days for each sample. Thus, 8 saline samples for each tube were recovered, which rendered a total of 96 saline solution samples for each cement. Four flasks containing PVC tubes without cement were processed as negative controls. We stored the negative controls in saline and recovered the saline solution only at day 1 and 30, to rule out any change of chemical properties of the saline solution not attributable to the cement. We placed the recovered fluid in plastic flasks for pH and conductivity measurements. We measured conductivity and pH with the pH testing device Hanna hi 9811-5 (Eutech instruments, Santiago de Chile, Chile). We repeated each measurement 8 times and used the mean value of the 8 measurements. Conductivity was expressed in $\mu\text{S}/\text{cm}$. The detection of calcium ions followed a standard protocol. We shook the flasks before measurement. We added 15 μl (a 1% of the total volume) of 69 % nitric acid (HNO_3) to each tube using an automated pipette, in order to stabilize the samples. We stored the tubes in a refrigerator before analysis. We detected calcium ions using inductively coupled plasma optical emission spectrometry (ICP-OES) (Spectrometer Perkin-Elmer, Optima 3200-RL; Buenos Aires; Argentina). Values were also the mean of 8 measurements. The results were expressed in ppm. We used SPSS 15.0 for Windows for data analysis (SPSS Inc; Chicago; IL; USA). The statistical test was a repeated measures ANOVA. The within-subject variable was time and the between-subject variable was the cement. We chose the Greenhouse-Geisser correction of the degrees of freedom if the Mauchly test ruled out sphericity. Differences were considered significant if $p < 0.05$.

Results

Fluid pH was markedly alkaline, with PE cement being 0.3 pH units (95 % CI of the difference: 0.04 to 0.54

pH units) more alkaline than CPM cement ($F=5.953$; $df=1$; $p=0.023$). pH significantly changed across time ($F=7.199$; $df=7$; $p=1.88 \cdot 10^{-7}$) but this change was similar for both cements ($F=1.157$; $df=7$; $p=0.331$) (Fig. 1). Fluid conductivity was $7.60 \mu\text{S/cm}$ higher (95 % CI of the difference: 4.21 to $11.0 \mu\text{S/cm}$) in PE cement samples ($F=21.623$; $df=1$; $p=0.0001$). Conductivity significantly changed across time ($F=51.723$; $df=3.058$; $p=1.32 \cdot 10^{-17}$), experiencing a marked reduction in the first days and then a slight increase at 1 month. This differences across time were similar for both cements ($F=1.665$; $df=3.058$; $p=0.182$) (Fig. 2).

Both cements released calcium to the water solution, but there were no differences between them ($F=0.716$; $df=1$; $p=0.407$). Calcium release significantly changed across time ($F=33.770$, $df=3.392$; $p=8.40 \cdot 10^{-15}$). Release decreased up to day 5 and then slightly recover at 1 month, with a peak on day 8. Differences in calcium release across time were similar for both cements ($F=1.265$; $df=3.392$; $p=0.292$) (Fig. 3).

Conductivity ($\mu\text{S/cm}$) per day

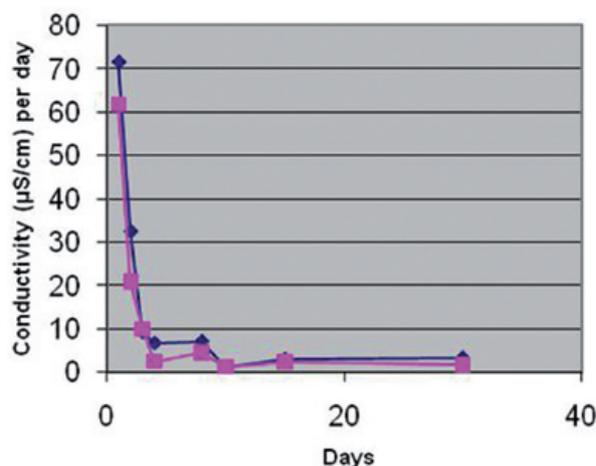


Fig. 2. Comparison between PE and C.P.M. of obtained values of electrical conductivity as a function of immersion time.

pH

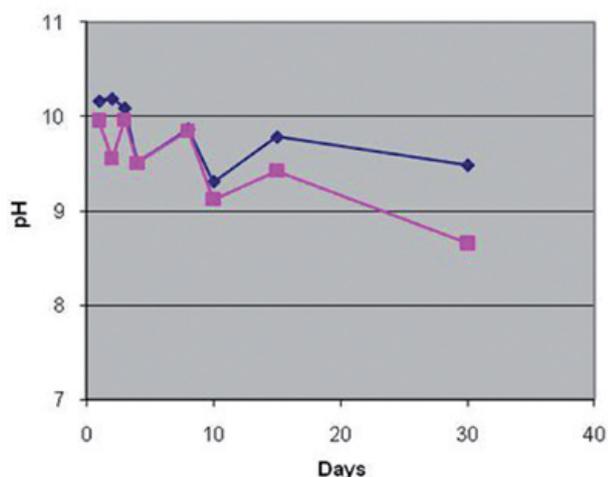


Fig. 1. Comparison between PE and C.P.M. of obtained values of pH as a function of immersion time.

Ca release (ppm) per day

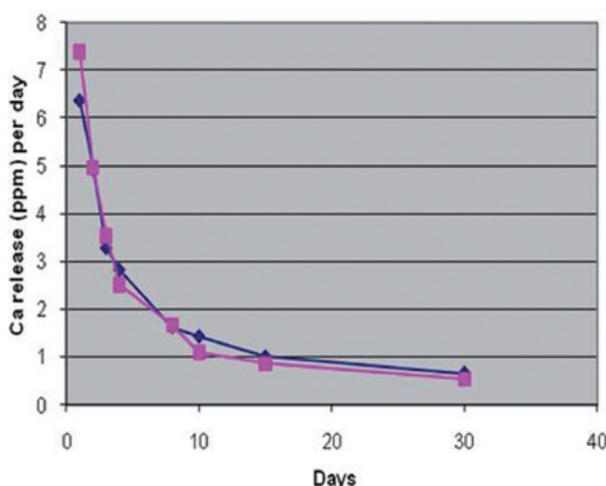


Fig. 3. Comparison between PE and C.P.M. of obtained values of Ca^{2+} release as a function of immersion time.

Discussion

There are many published reports regarding the chemical, physical, and antibacterial properties of MTA (4). Our search showed that MTA is composed of calcium, silica, and bismuth.

The patented material is authorized as Portland cement Type I by the American Standards for Testing Materials (ASTM) with a 4:1 ratio of added oxide bismuth to add radio-opacity to the material. This cement in contact with osseous tissue is supposed to transfer calcium ions to surrounding tissues, a theoretically beneficial clinical action. Similarly to MTA, PE cement, as a result of hy-

dration, results in calcium hydroxide surrounding dicalcium and tricalcium silicates. In the initial hours, when the cement powder is mixed with water, the resulting calcium hydroxide dissociates in aqueous calcium and hydroxyl ions. This increases both the pH and concentration of calcium. Camilleri (5) in their study on the hydration mechanism of MTA reported on the ability of processing the material with water and the formation of new elements, comparing them with those of Portland cement. The conclusion was that the microstructure of hydrated MTA is probably more stable than Portland cement. This report suggested that bis-

muth could affect the hydration mechanism of MTA and therefore precipitation to form calcium hydroxide. A similar methodology to ours was already used by Santos *et al.* (6) to evaluate the release of calcium ions from MTA-Angelus® and a new experimental cement. Both material and time interacted to influence the pH, and also the release of calcium and conductivity. There was also a high correlation between pH, conductivity and calcium regardless of the type of cement, as our data suggest. Besides, the present study adds a measurement after 30 days. Other authors (7) have compared ProRoot® and MTA Angelus® and concluded that differences in pH and calcium ion release do not change substantially with time. However, immersion rates in this study is considerably shorter (maximum 3 days). Information on the one-month pH, conductivity and calcium release seem to be relevant for the assessment of the performance of Portland-based cements. To evaluate the radiopacity (8) setting time, pH level, calcium ion release and solubility of white mineral trioxide aggregate (MTA; Angelus, Londrina, Pr, Brazil) with different powder-to-water ratios. Three MTA groups were prepared using 4:1, 3:1 and 2:1 powder-to-water ratios. For the radiopacity analysis, the 10×1mm specimens were arranged on occlusal films with a cylinder of dentine and an aluminium stepwedge. The digitized radiographs were evaluated with Digora 1.51 software to determine the radiographic density. Thirty acrylic teeth with root-end filling material were immersed in ultra pure water for measurement of pH level and calcium ion release (atomic absorption spectrophotometer) at 3, 24, 72 and 168 h. In the solubility test, the root-end fillings of 30 acrylic teeth were scanned twice by a Micro-CT, before and after immersion in ultra pure water for 168h. Digital data were reconstructed, and the volume (mm³) of the samples was obtained using CTan software (CTan v1.11.10.0, SkyScan). The radiopacity was higher ($P<0.05$) when the 4:1 proportion was utilized. The setting time was longer, and the pH level and calcium ion release were higher ($P<0.05$) with a greater volume of water. The group with more water (2:1) had significantly ($P<0.05$) more material volume loss (6,46%) compared with the other groups. The ratio of powder/water significantly interfered with the physical and chemical properties of white MTA Angelus. The influence (9) of additives on several physical and chemical properties of a novel endodontic cement based on calcium aluminate in comparison with mineral trioxide aggregate (MTA) to evaluate. The calcium aluminate cement without additives had a setting time of approximately 60 min, and when combined with Li₂CO₃ it decreased to 10 min. The material also released Ca²⁺ ions and alkalized the medium. The novel cement set more rapidly, had better fluidity, improved handling properties, higher mechanical strength, and reduced porosity with lower pore

size compared to Gray-MTA Angelus. The purpose of study (10) was to evaluate the hydrogenionic potential and electrical conductivity of Portland cements and MTA, as well as the amount of arsenic and calcium released from these materials. In Teflon molds, samples of each material were agitated and added to plastic flasks containing distilled water for 3, 24, 72 and 168 h. The electrical conductivity of the cements were not statistically different ($p>0.05$). White non-structural cement Amta-BIO released the largest amount of calcium ions into solution ($p<0.05$), while arsenic release was insignificant in all of the materials ($p>0.05$). The results indicated that the physico-chemical properties of Portland cements and MTA were similar. Further more, all materials produced an alkaline environment and can be considered safe for clinical use because arsenic was not released. The electrical conductivity and the amount of calcium ions released into solution increased over time. The effect of storage pH on solubility (11) of white mineral trioxide aggregate (WMTA), bioaggregate (BA), and nano WMTA cements. Forty-eight moulds randomly located in to three groups of pH 4.4 (group A), 7.4 (group B), and 10.4 (group C); and one empty as control in each group. Each group was further divided in to three subgroups according to the material studied; WMTA, BA, and nano WMTA. The specimens in subgroup A were soaked in butyric acid buffered with synthetic tissue fluid (STF) (pH 4.4), while the samples in subgroups B (pH 7.4) and C (pH 10.4) buffered in potassium hydroxide for 24 h and then the loss of cement was determined. Acidic environments can significantly increase the cement loss of all three types of tested materials. However, these cements showed the minimal solubility in alkaline pH values. Nano WMTA showed the lowest cement loss in comparison with WMTA and BA, especially in low pH value. This issue can suggest nano WMTA to be applied in acidic environments such as preapical inflammation.

Conclusions

Both cements raised the pH of saline solution, although pH decreased with time. Both cements raise the conductivity of saline solution on the first day, which then decreased.

However, pH and conductivity was slightly higher in saline containing PE than in saline with C.P.M.

The calcium release of the PE cement was similar to that of C.P.M. After 30 days the calcium ion release by PE was greater than C.P.M. Both cements still released calcium ions after 30 days of storage in a saline solution.

References

1. Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *J Endod.* 1993;19:541-4.

2. Torabinejad M, Hong CU, McDonald F, Pitt Ford TR. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod.* 1995;21:349-53.
3. Holland R, Souza V, Juvenal M, Otoboni JA, Estrada PF, Dezan E. Reaction of dogs Teeth to root canal filling with mineral trioxide aggregate or a glass ionomer sealer. *J Endod.* 1999;25:728-30.
4. Pariokeh M, Torabinejad M. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review. Part I: chemical, physical and antibacterial properties. *J Endod.* 2010;36:16-27.
5. Camilleri J. Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2007;40:462-70.
6. Santos AD, Moraes JCS, Araújo EB, Yukimitu K, Valério Filho WV. Physicochemical properties of MTA and a novel experimental cement. *Int Endod J.* 2005;38:443-7.
7. Duarte MAH, Demarchi ACOO, Yamashita JC, Kuga MC, Fraga SC. PH and calcium ion release of 2 root-filling materials. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2003;95:345-7.
8. Cavenago BC, Pereira TC, Duarte MAH, Ordinola-Zapata R, Marciano MA, Bramante CM, et al. Influence of powder-to-water ratio on radiopacity, setting time, pH, calcium ion release and a micro-CT volumetric solubility of white mineral trioxide aggregate. *Int Endod J.* 2014;47:120-6.
9. Oliveira IR, Pandolfelli VC, Jacobovitz M. Chemical, physical and mechanical properties of a novel calcium aluminate endodontic cement. *Int Endod J.* 2010;43:1069-76.
10. Gonçalves JL, Viapiana R, Miranda CES, Borges AH, Cruz Filho AM. Evaluation of physico-chemical properties of Portland cements and MTA. *Braz Oral Res.* 2010;24:277-83.
11. Saghiri MA, Godoy FG, Gutmann JL, Lotfi M, Asatourian A, Sheibani N, et al. The effect of pH on solubility of nano-modified endodontic cements. *J Conserv Dent.* 2014;17:13-7.

Acknowledgments

The authors deny any conflicts of interest. I affirm that I/We have no financial affiliation (e.g., employment, direct payment, Stock holdings, retainers, consultant ships, patent licensing arrangements or honoraria), or involvement with any commercial organization with direct financial interest in the subject or materials discussed in this manuscript, nor have any such arrangements existed in the past three years. Any other potential conflict of interest is disclosed.