

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BARCELONA  
FACULTAD DE MEDICINA  
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA

**TESIS DOCTORAL**  
**Osteotomía Tibial Valguizante.**  
**Osteosíntesis con Tornillos Canulados.**  
**Estudio biomecánico experimental.**

Por la doctoranda  
TERESA SERRA PORTA

Director de tesis  
Dr. MANUEL MARÍN NAVARRO

Tutor de tesis  
Prof. Dr. ANTONIO NAVARRO QUILIS

NOVIEMBRE 2002

## AGRADECIMIENTOS

Al Prof. Dr. Manuel Marín Navarro, por haber aceptado la dirección de esta tesis y por las orientaciones que me han facilitado el desarrollo de la misma.

Al Prof. Dr. Antonio Navarro Quilis, por el interés mostrado en este trabajo en todo su desarrollo.

Al Prof. Dr. Francesc Roure , sin el cual no hubiera sido posible el diseño y la realización del estudio mecánico.

Al Prof. Pau Golanó Alvarez, por facilitarme el mayor volumen de las muestras de estudio haciendo posible su realización.

A la Dra. LLuïsa Mariñoso, por las facilidades dadas en la primeras fases del estudio.

A los Drs. Julia Duran Neira i Jordi Franch, por la orientación prestada en el campo de Veterinaria.

Al Dr. Joaquim Forés, por iniciarme en el campo de la metodología biomecánica.

A los Drs. Javier, Matínez y Royo por su colaboración desinteresada en la realización de los estudios radiológicos.

Al Sr. Samuel Pradales por su colaboración personal y material en el desarrollo de este trabajo.

Al Dr. Robert Cabré Guixé, por el soporte incondicional y la ayuda gráfica prestada.

A todas las personas que de una manera u otra, me han ayudado a plantear, desarrollar y finalizar este trabajo.

**“...debemos valorar los efectos de la escritura sobre la sociedad. No se trata de un simple espejo del comportamiento humano sino de un ingrediente activo del sistema. Puede superar el tiempo, el espacio y la distancia social.”**

**J.N. Postgate**

**Al Manel, al Jaume i a la Mare.**

# ÍNDICE

|          |   |          |
|----------|---|----------|
| <b>1</b> | <b>INTRODUCCIÓN</b>   | <b>7</b> |
| 1.1      | ARTROSIS :SALUD PÚBLICA   | 8        |
| 1.2      | ARTROSIS DE RODILLA O GONARTROSIS   | 10       |
| 1.2.1    | Estudios anatómicos   | 10       |
| 1.2.2    | Estudios radiológicos   | 10       |
| 1.2.3    | Cuadro clínico  | 11       |
| 1.2.4    | Patogénesis de la artrosis fémoro-tibial interna                                | 11       |
| 1.2.5    | Evaluación radiológica de la alineación de las extremidades inferiores          | 14       |
| 1.2.6    | Evaluación cinemática de las extremidades inferiores                            | 25       |
| 1.3      | OSTEOTOMÍAS DE ALINEACIÓN   | 27       |
| 1.3.1    | Bases mecánicas   | 27       |
| 1.3.2    | Historia de la osteotomía   | 28       |
| 1.3.3    | Tipos de osteotomía valguizante   | 29       |
| 1.4      | OSTEOTOMÍAS : SERIES CLÍNICAS   | 37       |
| 1.4.1    | Osteotomías metafisarias de sustracción   | 37       |
| 1.4.2    | Osteotomías infratuberositarias de sustracción                                  | 43       |
| 1.4.3    | Osteotomías curviplanas o en cúpula   | 44       |
| 1.4.4    | Osteotomías metafisarias de adición   | 45       |
| 1.4.5    | Osteotomía valguizante y artrosis fémoro-patelar                                | 47       |
| 1.4.6    | Complicaciones de la osteotomía   | 48       |
| 1.4.7    | Osteotomía y osteosíntesis  | 49       |
| 1.4.8    | Osteotomía y cinemática   | 53       |
| 1.5      | OSTEOTOMÍAS Y PRÓTESIS  | 56       |
| 1.6      | INDICACIONES QUIRÚRGICAS EN EL TRATAMIENTO DE LA ARTROSIS FÉMORO-TIBIAL INTERNA | 63       |
| 1.6.1    | Osteotomía valguizante  | 63       |
| 1.6.2    | Prótesis parciales o unicompartmentales   | 64       |
| 1.6.3    | Prótesis totales  | 65       |

|          |   |            |
|----------|---|------------|
| 1.7      | <b>ESTUDIOS EXPERIMENTALES</b>  | 66         |
| 1.7.1    | Propiedades mecánicas del hueso   | 68         |
| 1.7.2    | Valoración de la densidad mineral ósea  | 71         |
| 1.7.3    | Conservación de los tejidos biológicos  | 74         |
| 1.7.4    | Estudios mecánicos experimentales sobre rodillas  | 77         |
| 1.7.5    | Biomecánica de las síntesis   | 81         |
| 1.7.6    | Otros estudios experimentales   | 86         |
| <b>2</b> | <b>OBJETIVOS</b>  | <b>87</b>  |
| <b>3</b> | <b>ESTUDIOS PILOTOS PRELIMINARES EN MUESTRAS ANIMALES</b>                               | <b>90</b>  |
| 3.1.1    | <b>MUESTRAS ANIMALES</b>  | <b>91</b>  |
| 3.1.1    | Obtención-selección-preparación de muestras animales                                    | 91         |
| 3.1.2    | Descripción anatómica. Comparación anatómica de la extremidad inferior humana y porcina | 91         |
| 3.1.3    | Disecciones de modelos humanos y animales   | 93         |
| 3.1.4    | Descripción radiológica de la extremidad posterior porcina:                             |            |
|          | a-Radiología de modelos animales íntegros   | 96         |
|          | b-Radiología de modelos animales preparados para el estudio mecánico                    | 99         |
| 3.2      | <b>DESARROLLO DEL BASTIDOR MECÁNICO</b>   | <b>102</b> |
| 3.2.1    | Muestras  | 102        |
| 3.2.2    | Bastidor mecánico   | 102        |
| 3.2.3    | Ensayos mecánicos   | 106        |
| 3.2.4    | Resultados  | 107        |
| 3.2.5    | Modificaciones del bastidor   | 107        |
| 3.3      | <b>CORRELACIÓN ENTRE LA RESISTENCIA MECÁNICA Y LA DENSIDAD MINERAL ÓSEA</b>             | <b>109</b> |
| 3.3.1    | Muestras  | 109        |
| 3.3.2    | Test mecánico   | 109        |
| 3.3.3    | Resultados densitométricos  | 109        |
| 3.3.4    | Resultados mecánicos  | 110        |
| 3.3.5    | Conclusiones  | 112        |
| 3.4      | <b>INFLUENCIA DE LA CONSERVACIÓN EN EL COMPORTAMIENTO MECÁNICO DE MODELOS ANIMALES</b>  | <b>113</b> |

|          |  |            |
|----------|--|------------|
| 3.4.1    | Metodología  | 113        |
| 3.4.2    | Resultados del estudio mecánico                                    | 114        |
| 3.4.3    | Resultados del estudio radiológico                                 | 114        |
| 3.4.4    | Conclusiones   | 116        |
| <b>4</b> | <b>MATERIAL Y MÉTODOS</b>  | <b>117</b> |
| 4.1      | OBTENCIÓN – SELECCIÓN - PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS HUMANAS        | 118        |
| 4.2      | ANÁLISIS DENSITOMÉTRICO  | 121        |
| 4.3      | OSTEOTOMÍA Y OSTEOSÍNTESIS   | 123        |
| 4.4      | ESTUDIO RADIOLÓGICO PREVIO AL ESTUDIO MECÁNICO                     | 127        |
| 4.5      | ESTUDIO MECÁNICO   | 131        |
| 4.6      | ESTUDIO RADIOLÓGICO POSTERIOR AL ESTUDIO MECÁNICO                  | 133        |
| 4.7      | RECICLAJE FINAL DE LAS MUESTRAS DE ESTUDIO                         | 135        |
| <b>5</b> | <b>RESULTADOS EN EXPERIMENTACIÓN HUMANA</b>                        | <b>136</b> |
| 5.1      | RESULTADOS DENSITOMÉTRICOS   | 137        |
| 5.2      | REALIZACIÓN DE OSTEOTOMÍA VALGIZANTE Y OSTEOSÍNTESIS               | 139        |
| 5.3      | RESULTADOS DEL ESTUDIO RADIOLÓGICO INICIAL                         | 141        |
| 5.4      | REALIZACIÓN DEL TEST DE COMPRESIÓN AXIAL                           | 145        |
| 5.5      | RESULTADOS DEL ESTUDIO RADIOLÓGICO POSTERIOR AL TEST DE COMPRESIÓN | 150        |
| 5.5.1    | Ángulo distal del fémur  | 150        |
| 5.5.2    | Ángulo alfa  | 151        |
| 5.5.3    | Ángulo beta  | 154        |
| 5.5.4    | Ángulo fémoro-tibial   | 156        |
| 5.5.5    | Análisis de la posición de la osteosíntesis                        | 157        |
| 5.5.6    | Fracaso de la osteosíntesis  | 159        |
| 5.5.7    | Puente óseo medial y medialización metafiso-diafisaria             | 162        |
| 5.5.8    | Fracturas secundarias al test de compresión axial                  | 163        |

|          |   |     |
|----------|---|-----|
| <b>6</b> | <b>DISCUSIÓN</b>  | 169 |
| 6.1      | DISCUSIÓN METODOLÓGICA  | 170 |
| 6.1.1    | Discusión de las muestras utilizadas                                    | 170 |
| 6.1.2    | Discusión de las osteotomías utilizadas                                 | 173 |
| 6.1.3    | Discusión de las osteosíntesis aplicadas                                | 175 |
| 6.1.4    | Discusión del estudio radiológico                                       | 177 |
| 6.1.5    | Discusión del diseño mecánico   | 181 |
| 6.1.6    | Discusión del estudio densitométrico inicial                            | 184 |
| 6.1.7    | Discusión del estudio de conservación del hueso                         | 187 |
| 6.2      | DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS   | 191 |
| 6.2.1    | Discusión de los resultados densitométricos                             | 191 |
| 6.2.2    | Discusión de los resultados del estudio radiológico inicial             | 192 |
| 6.2.3    | Discusión de los resultados del test de compresión                      | 195 |
| 6.2.3    | Discusión de los resultados radiológicos después del ensayo mecánico    | 198 |
| <b>7</b> | <b>CONCLUSIONES</b>   | 204 |
|          | HALLAZGOS NO LIGADOS DIRECTAMENTE AL OBJETIVO PRINCIPAL DE ESTE TRABAJO | 205 |
|          | CONCLUSIONES  | 206 |
| <b>8</b> | <b>BIBLIOGRAFÍA</b>   | 208 |

## ABREVIATURAS

AFTI .....Artrosis fémoro-tibial interna

EEII.....Extremidades inferiores

LLI.....Ligamento lateral interno

OTV.....Osteotomía tibial valguizante

PTR.....Prótesis total de rodilla

VL.....Valgo

VR.....Varo

# **1.INTRODUCCIÓN**

## 1.1 ARTROSIS : SALUD PÚBLICA

El aumento de la esperanza de vida y la mayor actividad de la población de edad más avanzada (Paley 1990) con mayores requerimientos funcionales de la población en nuestro medio han convertido a la degeneración articular primaria o artrosis de rodilla en un problema de salud pública.

La afectación degenerativa de la articulación de la rodilla es una situación frecuente debido a los requerimientos de carga que sufre esta articulación, la elevada movilidad que presenta y la pérdida de estabilidad intrínseca que parece con el paso de los años (Hsu 1990). La aparición de dolor local y limitación funcional es la causa de consulta habitual y en función de la edad del paciente de alteración de la actividad laboral o recreativa (Paley 1994).

La localización de la degeneración articular puede hallarse en cualquier punto de la rodilla aunque existe mayor incidencia relativa en el compartimento interno (Riegger 1998), que es la zona comprendida entre el cóndilo femoral interno y el platillo tibial interno. Esta patología degenerativa primaria denominada artrosis fémoro-tibial interna ( en adelante AFTI ) se considera una entidad patogénica por sí misma (Engel 1981) acompañándose de una deformidad en varo en la extremidad inferior.

Los recursos terapéuticos de que disponemos para su tratamiento son variados y oscilan desde sistemas conservadores que incluyen el uso de fármacos antiinflamatorios, ortesis, tratamientos fisioterapéuticos hasta intervenciones quirúrgicas (Campbell 1998) que deben ser contempladas en último término y que varían mucho en función de la edad del paciente y los requerimientos a los que somete a su rodilla. La mirada de recursos quirúrgicos propuestos es amplia e incluye el lavado artroscópico, osteotomías correctoras y prótesis parciales o totales.

Los tres procedimientos quirúrgicos que poseen una mayor difusión en la actualidad en el tratamiento de la AFTI son la osteotomía tibial valgizante (en adelante OTV), la prótesis total de rodilla (en adelante PTR) y la prótesis unicompartimental de rodilla.

La OTV es una técnica utilizada ampliamente con eficacia reconocida y resultados variables a largo plazo. Conserva las superficies articulares y provoca una alteración de la anatomía de la extremo tibial superior que puede dificultar la posterior implantación de una PTR sin embargo se asocia a una rápida recuperación y no utiliza material de grandes costos. Algunos autores la consideran atractiva por la posibilidad de retrasar o evitar la implantación de una PTR ( Paley 1994, Wright 1995 ).

En las últimas décadas la evolución de los diseños de las prótesis de rodilla parciales también denominadas unicompartimentales y totales y sus excelentes resultados han reducido el uso de las osteotomías tibiales para el

tratamiento de la AFTI. Wright (1995) observa un mayor índice de implantación de prótesis con un descenso del uso de la osteotomía ( OTV ) a ritmo de 10-14% menos cada año en el periodo 1985-1990 en pacientes de más de 65 años y 3-4% menos cada año en pacientes menores de 65 años.

La prótesis unicompartmental ofrece como ventajas iniciales una conservación de los compartimentos articulares no afectados por la artrosis es decir el compartimento fémoro-tibial externo y articulación fémoro-patelar.

La PTR constituye una substitución completa de las superficies articulares y ofrece buenos resultados inmediatos, sin embargo igual que la prótesis parcial presupone el riesgo de un aflojamiento posterior y la posibilidad de recambio protésico, resulta más cara y está indicada en pacientes sedentarios sin grandes demandas funcionales.

La actitud quirúrgica adoptada en primera instancia tiene una gran importancia en pacientes jóvenes ( <60 años ) tanto por la repercusión directa en su actividad laboral que incluye el periodo de baja laboral, tiempo de hospitalización y tiempo de recuperación así como en las consecuencias a largo plazo en caso de requerir nuevos tratamientos quirúrgicos.

Después de numerosas series clínicas de resultados de cada técnica, en la actualidad las indicaciones para cada opción parecen bien perfiladas:

- ✓ Pacientes jóvenes ( <65 años ), con movilidad de la rodilla conservada, actividad física elevada y artrosis fémoro-tibial interna poco evolucionada son candidatos de OTV especialmente si presentan sobrepeso.
- ✓ Pacientes de más de 65 años sedentarios con artrosis evolucionada del compartimento interno y afectación variable del resto de la rodilla son candidatos para la implantación de una PTR.
- ✓ Pacientes con afectación exclusiva del compartimento interno, sin sobrepeso ni alteraciones importantes de alineación de la rodilla, sedentarios y sin una franja de edad clara serían candidatos a la implantación de una prótesis parcial de rodilla.

## **1.2 ARTROSIS DE RODILLA O GONARTROSIS**

La gonartrosis o artrosis de rodilla es una entidad clínica que posee una descripción anatómica, radiológica y clínica.

La artrosis primaria es la forma de presentación más frecuente (Turek 1982). Se define por la ausencia de una causa que desencadene el proceso degenerativo articular como fracturas, infecciones articulares, enfermedades del sistema nervioso central, enfermedades autoinmunes como la artritis reumatoide o artropatías metabólicas como la gotosa.

### **1.2.1 Estudios anatómicos**

Desde punto de vista anatómico macroscópico se observan cambios iniciados en el cartílago articular y en fases avanzadas se involucran también el hueso subcondral subyacente, el tejido sinovial (Campbell 1998) y el resto de estructuras blandas de la rodilla es decir los meniscos, ligamentos laterales y cruzados, almohadilla adiposa infrarrotuliana y cápsula articular.

Las primeras descripciones de la artrosis de rodilla o gonartrosis corresponden a estudios anatómicos realizados en cadáveres. Se describen la fibrilación, fisuración y fractura de la superficie cartilaginosa así como la aparición de ulceraciones condrales y los cambios asociados en el hueso subcondral ( esclerosis, osteofitos y usura ).

Heine (1926 ) realiza un extenso estudio de gonartrosis en autopsias. Describe la destrucción cartilaginosa de la rodilla y observa que es rara antes de los 50 años. Por otra parte Collins (1950) obtiene una mayor incidencia de alteraciones cartilaginosas en mujeres aunque aprecia cambios degenerativos menores en la población general sin predominio de sexo.

### **1.2.2 Estudios radiológicos**

La radiología convencional se utiliza para la descripción de la artrosis de rodilla o gonartrosis y evaluación de su estado evolutivo.

Los primeros estudios publicados que correlacionan las imágenes radiológicas con los cambios destructivos articulares corresponden a Arndt (1965). Establece los primeros criterios radiológicos descriptivos de gonartrosis basándose en proyecciones sin apoyo o carga de la extremidad afecta.

El autor que define más extensamente las características radiológicas de la artrosis de rodilla es Alhbäck (1968). A partir de su publicación el diagnóstico de gonartrosis estará siempre vinculado a parámetros radiológicos.

Realiza un amplio estudio sobre la población general evaluando 1800 rodillas e introduce la radiología en carga de la extremidad como elemento diagnóstico de la destrucción del cartilago articular.

En su análisis halla 370 pacientes con criterios radiológicos de destrucción articular que define ampliamente. Dichos criterios corresponden a : pérdida de altura u obliteración de la interlínea articular; aparición de esclerosis del hueso subcondral, osteofitos y geodas; erosión ósea o pérdida de altura; y subluxación o luxación articular. La mayor parte de los individuos que presentan estos cambios tienen una edad superior a los 50 años y las mujeres son más numerosas que los varones.

Establece la localización o distribución anatómica de los cambios radiológicos definiendo 3 compartimentos de la rodilla : interno, correspondiente a la superficie articular comprendida entre cóndilo femoral interno y su platillo tibial correspondiente; externo, entre cóndilo femoral externo y platillo tibial homólogo; y fémoro-patelar, superficie articular ubicada entre la tróclea femoral y la rótula. Observa que la forma de presentación más común es la AFTI caracterizada por la afectación del compartimento tibial interno, diez veces más frecuente que la externa o artrosis fémoro-tibial externa y seguida por la artrosis fémoro-patelar en cuanto a formas puras. Sin embargo la localización de los cambios degenerativos no siempre queda confinada a un compartimento y es frecuente la afectación de 2 ó 3 de ellos. La asociación que aparece con más frecuencia en su serie es la afectación simultánea de los compartimentos interno y fémoro-patelar.

### **1.2.3 Cuadro clínico**

Las manifestaciones clínicas se caracterizan por la aparición de dolor local de características mecánicas con episodios de agudizaciones asociadas a derrame articular, pérdida de la movilidad de la rodilla y deformación progresiva de la misma.

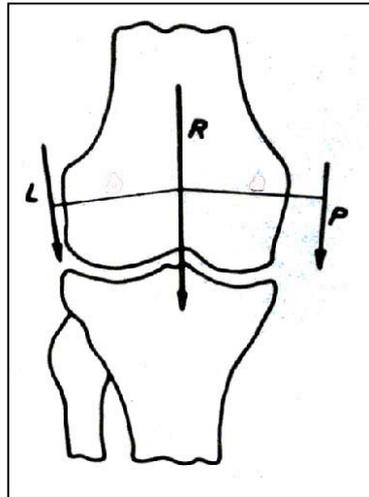
### **1.2.4 Patogénesis de la artrosis fémoro-tibial interna**

La patogénesis de la enfermedad degenerativa articular primaria está relacionada con el exceso de presiones en las zonas de contacto articulares en ausencia de otras causas desencadenantes.

A partir de las observaciones clínicas y radiológicas, Maquet (1976 y 1980) propone que la degeneración artrósica de la rodilla aparece como resultado del incremento y concentración de estreses o fuerzas articulares en alguna parte de la misma por tanto contempla que el problema esencial es una alteración mecánica.

El autor define las fuerzas que actúan en la rodilla en condiciones normales ( Figura 1). A nivel de la rodilla se transmiten en el plano coronal o ántero-posterior la fuerza P correspondiente a la masa corporal o peso del cuerpo y fuerza L desarrollada por la musculatura. El vector resultante

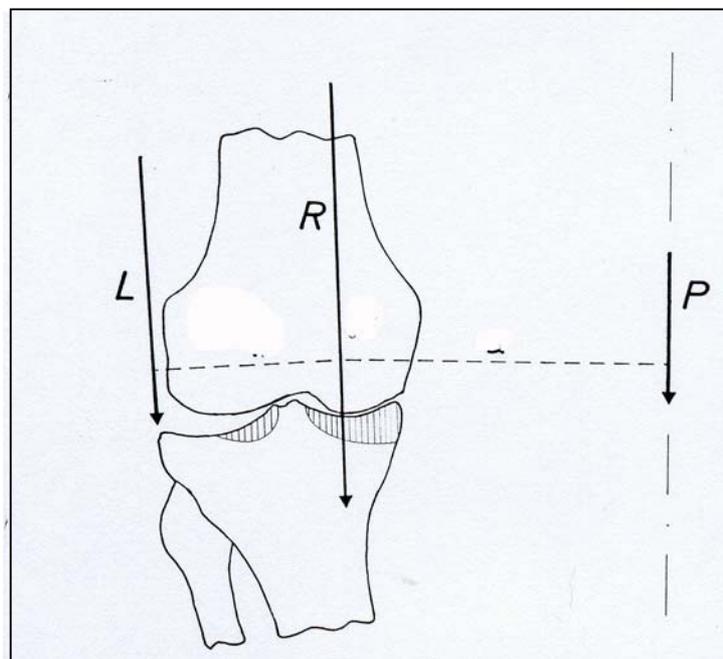
denominado fuerza R es la suma de ambas que se distribuye sobre la superficie de carga ( platillos tibiales ).



**Figura 1.** Esquema de Maquet.  
Fuerzas actuantes a nivel de la rodilla.

El punto de aplicación del vector resultante o fuerza R puede desplazarse medialmente por la deformidad en varo ( en adelante VR ) de la rodilla.

Este desplazamiento medial provoca una concentración de cargas localmente y la destrucción del cartílago articular que causa o agrava la deformidad en VR preexistente entrando la rodilla en un círculo vicioso de degeneración articular o AFTI. Figura 2.



**Figura 2.** Esquema de Maquet en AFTI  
Desplazamiento medial de la fuerza R

Expone los mismos cambios relacionados con el desplazamiento lateral de la fuerza R asociado a deformidad en valgo ( en adelante VL ) generando artrosis de compartimento externo o artrosis fémoro-tibial externa.

Maquet aplica las directrices de Pauwels ( 1973 ) descritas para la patogénesis de la artrosis de la cadera a nivel de la rodilla.

Con estas apreciaciones sienta las bases patomecánicas de la artrosis unicompartmental, aceptadas ampliamente en la literatura (Coventry 1969, Dearborn 1996, Engel 1981, Hsu 1990, Insall 1976, Lerat 2000, Paley 1990, Rodriguez –Cazar 1986 ) aunque sin un método experimental biomecánico definido ya que se apoya en la experiencia clínica y en los cambios radiológicos observados.

Kettelkamp (1972 ) y Johnson-Waugh ( 1980 ) consideran que cualquier grado de varismo de la extremidad inferior ocasiona un desplazamiento de las cargas al compartimento interno. Sólo en extremidades que presentan alineaciones entre 0 y 6° de VL las cargas son repartidas entre el compartimento medial y lateral (Kettelkamp-1972). Por otra parte a partir de 7° de VL de la extremidad inferior aparece la descarga del compartimento interno de la rodilla.

La aportación experimental de la teoría de la artrosis desencadenada por la carga o por su mala distribución de Maquet y Pauwels la desarrolla Radin (1978). Realiza un estudio en animales vivos (conejos maduros) a los que aplica cargas repetitivas axiales equivalentes a 1,5 veces el peso del animal en posición de extensión máxima. Observa que existe una alteración metabólica caracterizada por la liberación de enzimas lisosomales que desencadenan proliferación celular y esclerosis subcondral que preceden a la degeneración cartilaginosa y artrosis. Demuestra la ley de Wolff expresada como “ las fuerzas compresivas fortalecen al hueso“.

Thomine (1981) y Paley (1990) desarrollan las causas de deformidad progresiva en VR observada en la AFTI . Contribuyen la pérdida de altura del cartílago articular a nivel medial en las primeras fases y en estadios avanzados, la pérdida ósea o usura del compartimento interno a las que se suman la incompetencia muscular y las inestabilidades ligamentosas secundarias que incrementan el varismo dinámico es decir que aparece durante la marcha.

La inestabilidad de la rodilla por lesión crónica del ligamento cruzado anterior provoca una artrosis del compartimento interno y ésta crea mala alineación en VR secundaria según desarrolla Déjour (1994).

Navarro (1983) estudia los cambios aparecidos en rodillas experimentales después de la creación de inestabilidad por sección de estructuras ligamentosas.

Cameron (1997) determina los cambios en la concentración de citoquinas a nivel del líquido articular en rodillas con inestabilidad por lesión

ligamentosa. Observa el incremento de las mismas y las define como marcadores de los cambios artrósicos prerradiológicos.

Akamasu (1997) desarrolla el paralelismo entre alteración mecánica y medición radiológica. Halla una correlación directa entre la aparición de esclerosis en el compartimento interno y progresión de la artrosis con el ángulo fémoro-tibial mecánico; es decir evalúa la progresión de la AFTI mediante la medición radiológica de alineación de la extremidad ( correlación artrosis-patomecánica- radiología ).

Riegger-Krugh (1998) realiza un estudio mecánico experimental en rodillas humanas. Observa que durante la fase de apoyo monopodal de la marcha aparece un momento varizante a nivel de la extremidad que incrementa las lecturas de presión en el cartílago articular del compartimento interno.

La relación entre las hiperpresiones articulares y el desarrollo de la AFTI tiene según el autor una base anatómica y funcional. Anatómicamente, el cartílago articular del compartimento medial tiene menor protección por el tamaño del menisco interno menor que el externo y por la gran área de contacto articular medial. Funcionalmente existe una sobrecarga en cada estación monopodal de la marcha por el desplazamiento del peso del cuerpo sobre la rodilla y el momento varizante de la extremidad.

Considera dos situaciones distintas que reproducen hiperpresiones en el compartimento interno: en rodillas sin alteraciones de alineación sometidas a cargas anormalmente altas por actividad deportiva ( p.e. atletas ) o por choques fuertes contra el suelo al andar ( p.e. en obesos o por alteraciones de la marcha ); en rodillas con mala alineación en VR sometidas a cargas normales.

Por tanto a la luz de todas estas apreciaciones podemos afirmar que :

- 1º- la concentración de cargas o hiperpresión provoca artrosis
- 2º- la deformidad en VR de la rodilla provoca hiperpresión en el compartimento interno
- 3º- la artrosis primaria de rodilla de compartimento interno o AFTI se halla frecuentemente asociada a deformidad en VR.

Para definir y evaluar el grado de varismo de una extremidad inferior debemos recurrir a los estudios radiológicos de las extremidades.

### **1.2.5 Evaluación radiológica de la alineación de las extremidades inferiores**

La radiología aporta los criterios diagnósticos de la gonartrosis, su estadio evolutivo y su localización. Permite además evaluar las deformidades de las EEII así como localizar el ápex o centro angular de la deformidad .

Los criterios de degeneración articular o diagnóstico radiológico de la artrosis son los publicados por Alhbäck (1968). Basándose en proyecciones en carga realizó una extensa descripción de los cambios degenerativos articulares y de la localización de la artrosis en los diferentes compartimentos. No estableció una clasificación específica para la AFTI .

Su clasificación ha sido aplicada a la AFTI por distintos autores con modificaciones. Looftvoet (1993) propone la gradación :

Grado I : altura de la interlínea más del 50% de la normal

Grado II : altura de la interlínea menos del 50% de la normal o nula

Grado III : aparición de esclerosis y geodas

Grado IV: luxación articular

Mientras que Rinonapoli (1998 ) aplica la siguiente clasificación modificada:

Grado I : pinzamiento del espacio articular

Grado II : obliteración del espacio articular

Grado III : erosión ósea < 5mm

Grado IV: erosión ósea de < 10 mm

Grado V: erosión ósea de > 10 mm, con subluxación y artrosis externa secundaria.

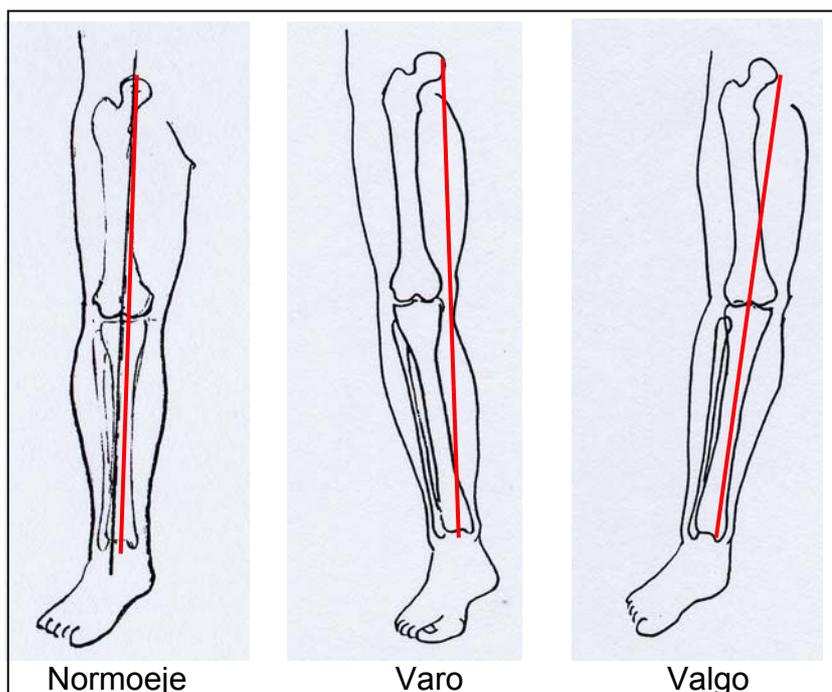
A las clasificaciones expuestas se les atribuye una baja sensibilidad para valorar la progresión de la artrosis por lo que se han desarrollado otras distintas.

Para la evaluación de la alineación y deformidades de las EEII se requiere la realización de una proyección telemétrica.

La radiología telemétrica en carga es una proyección pósterio-anterior de toda la extremidad que incluye desde la articulación coxo-femoral hasta el pie con orientación de la extremidad mediante la patela dirigida al frente. Las rotaciones que se imprimen a la extremidad modifican poco las mediciones de los ejes en cambio las mediciones angulares (ángulo fémoro-tibial) sufren grandes alteraciones en rotaciones interna o externa de la extremidad especialmente cuando existen deformidades en VR o VL (Swanson 2000).

El eje mecánico de la extremidad inferior es una línea de carga trazada entre el centro de la cabeza femoral y el punto medio de la articulación del tobillo. El paso del eje mecánico de la extremidad a nivel de la rodilla en el plano frontal define la deformidad en el plano ántero-posterior. Si pasa por el centro de la rodilla cercano a la espina tibial interna se trata de una extremidad normoaxada; si se halla en el compartimento interno se define como genu VR; genu VL en el caso que pase por el compartimento externo (Paley 1992). Se ilustra en la Figura 3.

Levigne (1991) mide en milímetros la distancia entre el centro de la rodilla y el eje mecánico definiendo “écart varisant” o distancia varizante de la línea de carga.



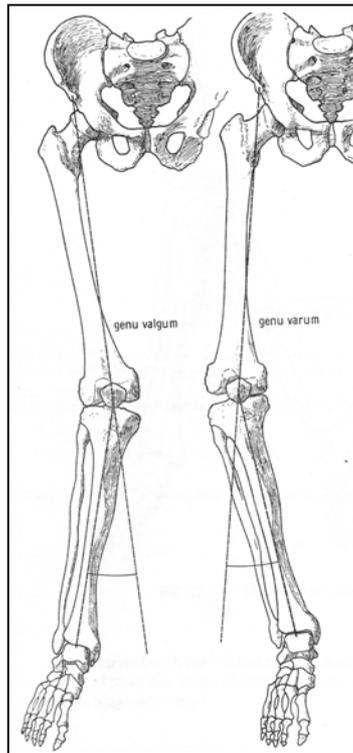
**Figura 3.** Eje mecánico de la extremidad

La evaluación o medición angular del grado de VR –VL de la extremidad se realiza mediante la misma proyección radiológica aunque existen diferentes variantes en función de los puntos de referencia utilizados.

Maquet (1976 y 1980) y Johnson (1980) utilizan el ángulo fémoro-tibial mecánico o de carga formado por la intersección del eje femoral de carga ( centro de cabeza femoral – espacio intercondilar o centro de la rodilla ) y el eje tibial de carga ( trazado entre las espinas tibiales o centro de la rodilla y centro de la articulación tibio-astragalina ).

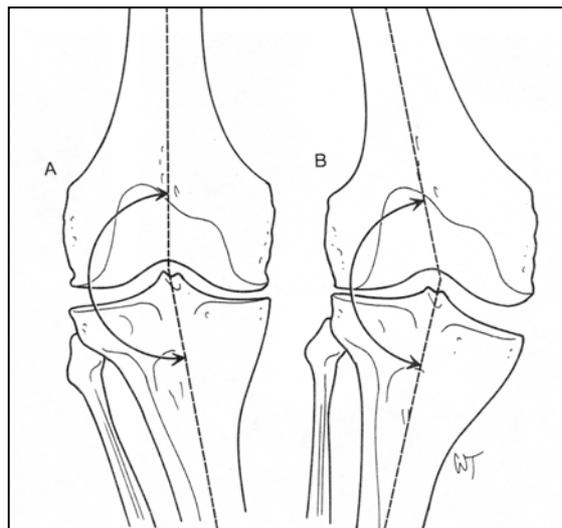
En su descripción ambos ejes deben coincidir ( colineales ) en una rodilla normoaxada presentando un valor  $0^\circ$ . En deformidades en VL o VR de la extremidad aparece un valor positivo o negativo en dicha intersección ( Figura 4 ), definiendo el genu valgum o genu varum respectivamente.

Mynerts ( 1980 ) observa que todas las rodillas con AFTI tienen una alineación fémoro-tibial mecánica en VR que oscila entre  $1^\circ$  y  $12.5^\circ$ .



**Figura 4.** Ángulo fémoro-tibial mecánico

Autores como Vainionpää (1981) utilizan en cambio el eje fémoro-tibial anatómico descrito por Bauer (1969) y utilizado por Kettelkamp (1976). Difiere del anterior por tomar los ejes anatómicos femoral y tibial. El eje anatómico tibial ( Figura 5 ) coincide con el mecánico mientras que el eje anatómico femoral se traza a lo largo del canal medular femoral ( desde la fosita piriformis femoral hasta el espacio intercondíleo femoral ). La medición del ángulo externo formado por ambos ejes anatómicos se utiliza para considerar la extremidad normoeje con valores oscilantes entre 165-175°, deformidad en VR con valores superiores a 175° o VL en valores inferiores a 165°.



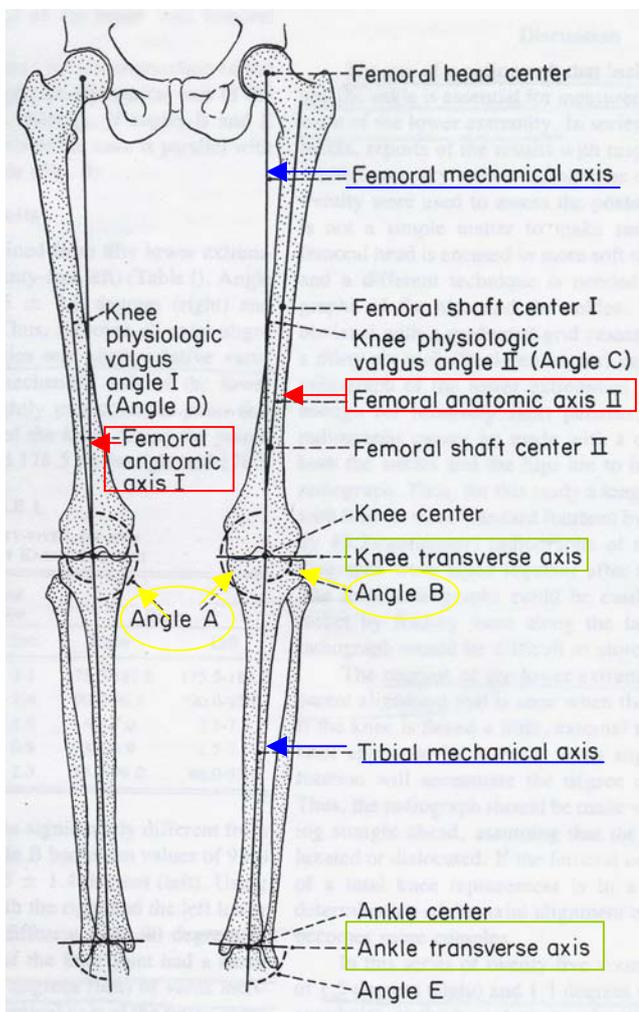
**Figura 4.** Ángulo fémoro-tibial anatómico.

Moreland (1987) realiza un estudio poblacional sobre 35 hombres voluntarios sin patología, para determinar los valores normales de alineación de extremidades inferiores (en adelante EEII) debido a la variabilidad observada en individuos asintomáticos. Figura 5.

Utiliza los ejes y ángulos descritos definiendo 2 ejes anatómicos femorales :

- ✓ eje femoral anatómico I : desde el punto medio diafisario a nivel de tercio medio femoral hasta el centro de la rodilla.
- ✓ eje femoral anatómico II : desde el punto medio diafisario a nivel de tercio medio hasta el punto medio metafisario distal ( 10 cm por encima de la interlinea articular la rodilla )

Por otra parte define los ejes transversos articulares de la rodilla ( línea tangente a los cóndilos femorales distales ) y del tobillo ( línea tangente a la cúpula astragalina ).



**Figura 5.** Ejes y ángulos de Moreland

Respecto al ángulo fémoro-tibial mecánico expresado como ángulo A en la Figura 5 mide la vertiente medial considerando normoeje en valores iguales a 180° ( ejes mecánicos colineares ).

Introduce otras mediciones angulares que son :

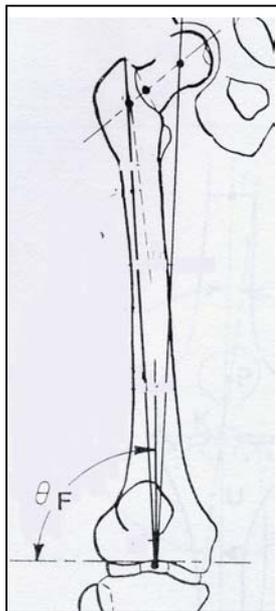
- ✓ ángulo lateral o externo de la tibia formado por el eje transverso de la rodilla y el eje mecánico de la tibia que mide el varismo (  $>90^\circ$  ) o valguismo (  $<90^\circ$  ) tibial, correspondiente al ángulo B de la Figura 5.
- ✓ ángulos de valguismo fisiológico de la rodilla medidos por la intersección del eje mecánico femoral con el eje anatómico femoral I y II, midiendo el valguismo femoral fisiológico.

Todas las extremidades de su estudio presentan una discreta alineación en VR (  $1,5^\circ$  ), pasando el eje mecánico de la extremidad ligeramente medial al centro de la rodilla difiriendo de los diagramas clásicos de Kapandji (1970) que considera erróneos. Demuestra de forma estadísticamente significativa que el ángulo formado por el eje transverso de la rodilla y el eje mecánico tibial presenta  $3^\circ$  de varismo en todas las articulaciones. El valguismo fisiológico de la rodilla que mide la angulación formada entre el eje mecánico y anatómico femoral oscila en la serie entre  $4^\circ$  con el ángulo I y  $6^\circ$  con el II que se aproxima más al valor usualmente aceptado de  $6^\circ$ .

Hsu y Coventry (1990) realizan un extensísimo estudio de alineación a 120 individuos sanos de ambos sexos. Describen los mismos parámetros anteriores aunque determinan el centro de la rodilla como el punto medio entre ambas espinas tibiales a medio camino entre la escotadura intercondílea.

Describen discretas variaciones de los valores comunicados anteriormente: valguismo femoral fisiológico medido entre el eje mecánico femoral y el anatómico ( con centro en el punto medio del tercio medio diafisario femoral ) con un valor medio de  $4,2^\circ$  y ángulo distal femoral, formado por el eje anatómico y el articular femoral (Figura 6).

Explica que la oblicuidad articular o eje transverso articular de la rodilla es más vara en varones que en hembras por lo que desacredita publicaciones anteriores realizadas en varones exclusivamente.

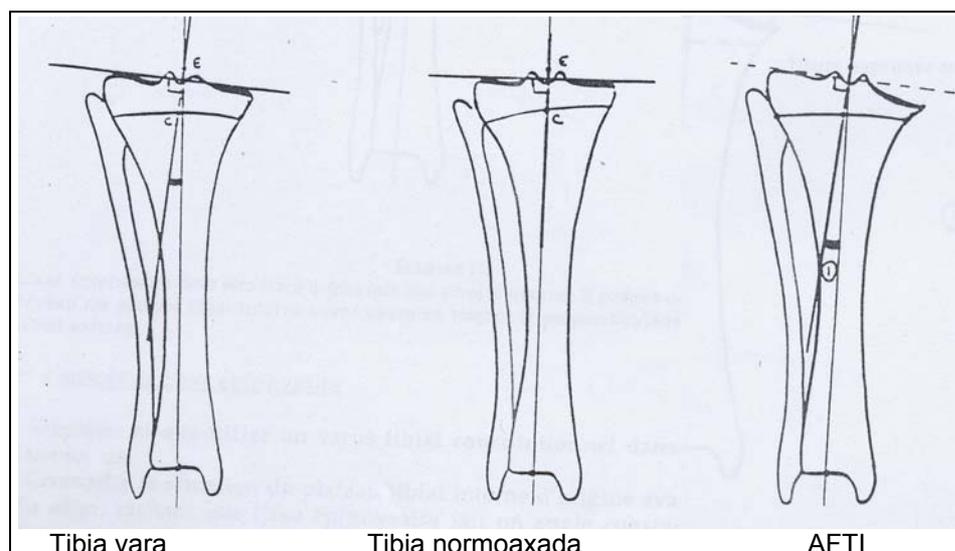


**Figura 6.** Ángulo distal femoral

Levigne (1991) describe el eje epifisario tibial que permite medir el VR constitucional del extremo proximal de la tibia independientemente del grado de usura de la superficie articular. Difiere del ángulo lateral o externo de la tibia de Moreland (1987) en que no utiliza el eje transverso articular de la rodilla que se puede alterar por la erosión ósea propia de la AFTI.

Mide el VR tibial proximal mediante el cálculo del eje epifisario : éste se traza entre el punto medio de ambas espinas tibiales y el punto medio de la línea que une los puntos corticales del cartílago de conjunción tibial en la metáfisis tibial ( restos del cartílago de crecimiento de la epífisis proximal tibial ). El eje epifisario presenta una perpendicularidad constante con la superficie articular que no se modifica ni siquiera con la usura producida por una AFTI (Figura 7).

La intersección del eje epifisario con el eje mecánico tibial obtiene el denominado ángulo epifisario que determina el VR constitucional tibial : valores positivos ( en la vertiente externa del eje mecánico ) corresponden a VR tibial constitucional , mientras que valores negativos ( ángulo en la vertiente interna del eje mecánico ) expresan valgusismo tibial constitucional.



**Figura 7.** Ángulo epifisario de Levigne en tibia vara, tibia normo axada y AFTI

En las sucesivas ediciones del Genu (Barcelona 1993) y la Escola Catalana del Genoll (Barcelona 1996) se utiliza esta medición para sentar la indicación del tratamiento con osteotomía de una AFTI como Lootvoet ( 1993 ) que considera que un valor de ángulo epifisario superior a 5° es un requisito primario para indicar el uso de osteotomía en AFTI.

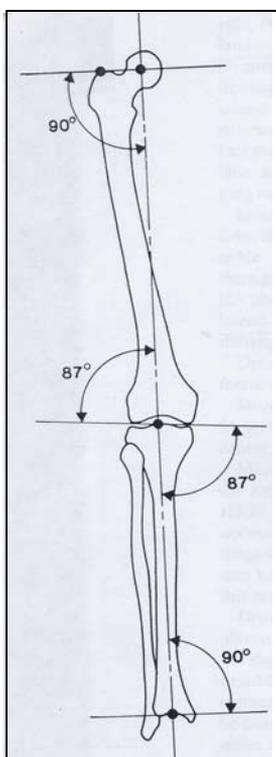
Respecto a la importancia de las rotaciones en los estudios radiológicos , Swanson (2000) demuestra en un estudio experimental que los ejes femorales mecánico y anatómico nunca varían más de 1° a pesar de imprimir una rotación a la extremidad de más de 40°. Respecto al ángulo fémoro-tibial, la rotación

interna o externa de la extremidad modifica el ángulo obtenido, y la medición presenta mayores alteraciones con las rotaciones cuando existen deformidades en VR o VL.

Paley en sus publicaciones del 1992 y 1994, aglutina todas las mediciones previas y establece un algoritmo diagnóstico-terapéutico de las deformidades de las EEII.

Atribuye al eje anatómico del fémur ( de la fosita piriforme al centro de la rodilla ) un valguismo de 5 a 7° superior al mecánico.

Las líneas de orientación articular de la rodilla y el tobillo son paralelas y perpendiculares al eje anatómico de la tibia, aunque la línea articular tibial presenta un discreto varismo respecto al eje tibial cercano a 3° y la línea articular del fémur distal presenta un discreto valguismo respecto del eje mecánico de 3° de media (Figura 8).



**Figura 8.** Líneas de orientación articular

Las deformidades en el plano frontal que originan una desviación del eje mecánico y por tanto alteran la línea de la fuerza de carga normal. Estas deformidades pueden localizarse en fémur, tibia o articulaciones. Pueden ser uniaxiales o multiaxiales en función de si aparecen una o más deformidades angulares denominadas ápex o centro de rotación de la deformidad. El autor describe también las deformidades aparecidas en el plano sagital que no desarrollamos para evitar aumentar la complejidad de la exposición.

Las deformidades de los huesos de las EEII pueden localizarse a nivel diafisario, metafisario o epifisario también denominadas yuxtaarticulares que aparecen entre la fisis o la línea de sutura fisaria en adultos y la superficie articular. El nivel del ápex de la deformidad suele ser claro a nivel diafisario mientras que en los otros dos puede ser sutil u oculto.

Las deformidades articulares pueden tener un origen ligamentoso creando una deformidad angular dinámica que aparece durante la marcha y que es debida a retracción o insuficiencia de los ligamentos laterales de la rodilla.

La contribución de los ligamentos al genu varum puede deberse al ligamento lateral externo o interno (en adelante LLI ). Las laxitudes articulares del compartimento externo o lateral pueden provocar una deformidad en VR de tipo dinámico que se presenta durante la carga monopodal, cuando el desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo provoca un momento varizante a nivel de la rodilla. En la vertiente medial, el LLI puede presentar contractura o laxitud en asociación a la AFTI, siendo más frecuente la pseudo laxitud del compartimento interno por la pérdida de altura relativa del cartílago y/o del hueso en el compartimento interno ( Figura 9).



**Figura 9:** Inestabilidad ligamentosa secundaria en AFTI

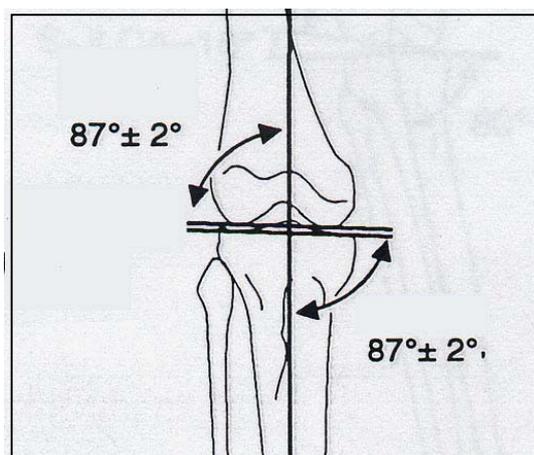
De todas las variantes descritas de desviación del eje mecánico, la combinación deformidad angular tibial yuxtaarticular o metafisaria con fémur normal es la más frecuente en AFTI primaria. En estos casos el ápex de la deformidad se localiza en la unión metáfiso-diafisaria tibial.

En el genu varum asociado a AFTI concurren varios elementos : deformidad angular o ápex a nivel de la unión metáfiso diafisaria ( deformidad metafisaria tibial ), pérdida ósea en el compartimento interno de la rodilla ( deformidad epifisaria tibial ) y pseudo laxitud del LLI ( deformidad articular de la rodilla ) con afectación ocasional del ligamento lateral externo.

El test de mala alineación o malalignement test desarrollado por el autor como algoritmo diagnóstico de las deformidades de EEII puede aplicarse a la AFTI como al resto de deformidades de EEII aunque resulta más complejo ya

que el eje articular de la rodilla puede ser de difícil identificación. En condiciones normales el platillo tibial externo presenta una discreta convexidad mientras que el interno es moderadamente cóncavo, característica que se incrementa por la usura.

En su siguiente publicación (1994) para definir mejor las alteraciones articulares considera que se deben dibujar los ejes articulares transversales femoral y tibial por separado ( Figura 10).



**Figura 10.** Ejes articulares de Paley

El trazado del eje articular del fémur o línea articular femoral ( trazada entre la parte más distal de ambos cóndilos ) forma ángulo por su intersección con el eje mecánico formando el ángulo distal femoral lateral que considera normal entre  $87 \pm 2^{\circ}$ .

El trazado de la línea articular tibial debe realizarse en el punto de contacto con el cóndilo femoral en el lugar de mayor concavidad, configurando el ángulo proximal tibial por intersección con el eje tibial mecánico que es normal hasta  $> a 87 \pm 2^{\circ}$ .

El autor aconseja para la corrección de una deformidad angular el uso de osteotomía que debe realizarse en el ápex para evitar hipercorrecciones con traslación de los segmentos óseos y creación de deformidades secundarias.

Por otra parte, Milner (1997) rompe con la concepción clásica de que el eje mecánico de la tibia se superpone al eje anatómico tibial. Observa en su publicación que la medición mediante el denominado eje mecánico de la tibia no pasa en la mayoría de los individuos por el centro del canal medular, ya que la diáfisis tibial dibuja una discreta curva en forma en S.

Desarrolla una medición por superposición con la radiografía de la tibia contralateral para evaluar las deformidades secundarias a la consolidación de fracturas diafisarias de tibia, ya que considera que en individuos normales una tibia es el espejo de la otra. Utiliza la superposición de los extremos tibiales proximal y distal para determinar el centro de rotación de angulación de forma

directa o mediante calcos en acetato. Halla resultados distintos a los obtenidos por el método convencional ya que tiene en cuenta esta angulación diafisaria tibial que el resto de mediciones no observan. Halla un bajo nivel de diferencias de medición intraobservador e interobservador.

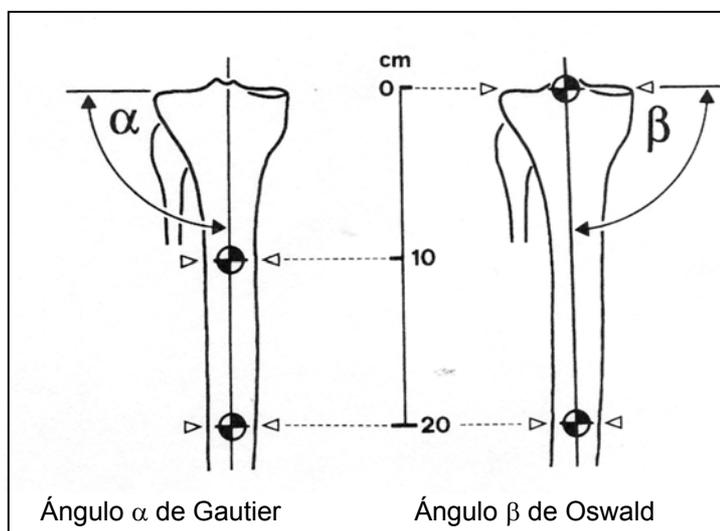
Gautier (1999) considera que el conjunto de mediciones radiológicas expuestas hasta ahora resultan aún insuficientes para evaluar pérdidas de corrección de una osteotomía valguizante en valores inferiores a 5° ya que difícilmente se detectan con las mediciones clásicas.

Utiliza para la medición del valgismo de su serie clínica, dos sistemas radiológicos ( Figura 11):

1º- descrito por él : define ángulo alfa o externo creado por la intersección de una línea tangente a la superficie de los platos tibiales y el eje diafisario tibia. Este eje se traza entre el punto medio diafisario medido a 10 y 20 cm de la superficie tibial.

2º - descrito por Oswald en 1993 : ángulo beta o interno, definido por la misma tangente a la superficie articular tibial y un eje tibial ahora trazado entre el centro de las espinas tibiales y el punto medio diafisario a 20 cm de la superficie articular.

Observa que un cambio de 5° del ángulo beta tiene una gran significación . Produce un 40-50% de desplazamiento del eje mecánico en relación al platillo tibial lateral.

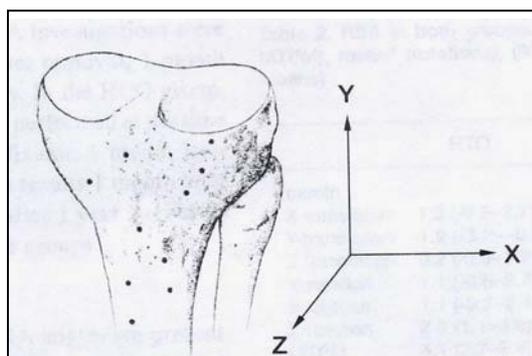


**Figura 11.** Mediciones tibiales adaptadas a OTV de Gautier ( ángulo  $\alpha$ ) y Oswald ( ángulo  $\beta$  ).

Magyar (1999) introduce el concepto de la radioestereometría. Los cambios aparecidos en la tibia después de una osteotomía no son evaluables por las mediciones previas ya que existe un componente tridimensional que no se recoge en las proyecciones ántero-posteriores. Utiliza la medición del eje

mecánico y el ángulo formado entre el eje anatómico tibial y la línea articular tibial ( platillos tibiales ).

A los pacientes intervenidos les implanta marcadores de Tantalio a ambos lados de la osteotomía, que representaran distintos puntos de referencia para controles radiológicos posteriores, en asociación con un sistema de coordenadas tridimensional, permite la detección de los movimientos tridimensionales, traslaciones y rotaciones (Figura 12).



**Figura 12.** Implantación de marcadores óseos en radioesterometría

El gran número de sistemas de medición y las divergencias de los valores de normalidad expuestos que expresan la gran dificultad de descripción bidimensional de la extremidad inferior y en concreto de la rodilla mediante los estudios radiológicos.

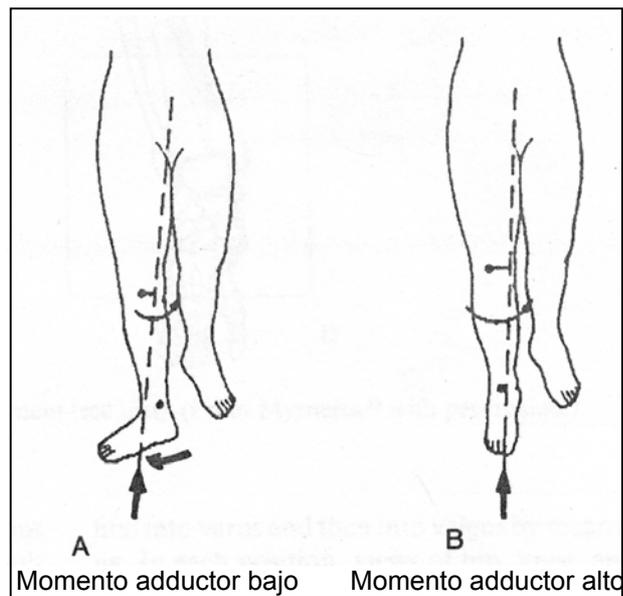
### **1.2.5 Evaluación cinemática de las extremidades inferiores**

Los estudios cinemáticos aportan una visión más dinámica que la obtenida mediante los estudios radiológicos que son estáticos con excepción de la radioestereometría (Magyar 1996).

La evaluación cinemática es el único método que evalúa el componente funcional de las fuerzas desarrolladas por la musculatura. Consiste en un análisis de la marcha que se realiza por observación directa o mediante la aplicación de un conjunto de marcadores de superficie o a nivel del hueso ( en la radioestereometría ).

Los estudios cinemáticos han evolucionado en los últimos años de forma paralela a los sistemas ópticos e informáticos. Se han desarrollado registros de marcha mediante cámaras en distintos ángulos y mediante informatización de los datos obtenidos se analizan el movimiento o desplazamiento de los puntos de referencia.

En pacientes con gonartrosis se ha observado una disminución de la velocidad y la longitud del paso. En esta situación se desarrolla un mecanismo compensador dinámico caracterizado por la aparición de un momento adductor elevado o bajo ( Wang 1990) . Los pacientes con momento adductor elevado tienen una marcha y una longitud del paso aparentemente normales y tendencia a la rotación interna de la extremidad de forma que el pie tiende a dirigir el dedo gordo hacia delante. Los pacientes que presentan un momento adductor bajo caminan con menor velocidad y con tendencia a la rotación externa de la extremidad quedando el dedo gordo del pie hacia fuera (Figura 13). Todas estas características son debidas las fuerzas musculares y su equilibrio.



**Figura 13.** Tipos de marcha

## 1.3 OSTEOTOMÍAS DE ALINEACIÓN

### 1.3.1 Bases mecánicas

La base del tratamiento de la artrosis unicompartimental de rodilla mediante osteotomía es el traslado de cargas o del eje mecánico de la extremidad del compartimento afecto al contralateral. La traslación del eje mecánico se consigue mediante una sección ósea u osteotomía alrededor de la rodilla.

El efecto producido es la alineación de la extremidad o corrección de la deformidad en el plano ántero-posterior o frontal y redistribución de las cargas en la superficie articular. Se persigue descargar la región afecta y favorecer la curación del cartílago sometido a excesivas presiones alterando la evolución de la patología articular degenerativa (Akamasu1997, Coventry 1965, Holden 1988, Ivarson 1990, Jonhson 1980, Maquet 1967).

Según Maquet (1967) la redistribución de la fuerza transmitida a una mayor superficie articular se consigue mediante una osteotomía correctora que acerca la fuerza R al centro de gravedad de la rodilla y permite su distribución por ambos platillos tibiales. Sin embargo aconseja hipercorrecciones de las deformidades preexistentes y no una restitución anatómica correcta de la extremidad ya que considera que la fuerza compensatoria muscular se halla hipertrofiada o exagerada por la deformidad previa.

La disminución de presiones en el compartimento afecto conseguido mediante osteotomía se traduce en disminución del dolor que es el objetivo final de la intervención (Catagni 1994). Por otra parte algunos autores ( Akamasu 1997) mediante estudios densitométricos demuestran la disminución de la esclerosis del compartimento interno al año de la realización de una osteotomía valguizante.

Algunos autores han postulado que la mejoría sintomática asociada a osteotomía tiene una base vascular ( Arnoldi 1975, Benjamin 1969, Helal 1965, Ruiz-Manrique 1991) por la descarga de la presión venosa intramedular.

La recuperación del cartílago asociado a la osteotomía así como la prevención de una mayor destrucción se ha aceptado por Maquet (1980) y Egund (1981) que observa la apertura de la interlínea articular. Coventry ( 1979) corrobora este efecto en autopsias, Ivarson (1990) mediante biopsias y Schultz (1999) mediante artroscopias realizadas al año de practicada la osteotomía.

### 1.3.2 Historia de la osteotomía

Las primeras descripciones de las osteotomías de EEII persiguen la corrección de deformidades angulares secundarias a consolidaciones viciosas de fracturas. Volkmann describe en 1875 la osteotomía correctora para deformidades de EEII posteriores a fracturas de huesos largos; Wardle la utiliza a nivel tibial asociada a osteotomía de peroné (1962).

Por otra parte McMurray (1935) y Pawels (1965) utilizan osteotomías correctoras en la cadera con el objeto de descomprimir el cartílago lesionado de la cabeza femoral es decir para el tratamiento de la degeneración articular.

Los precursores de las osteotomías en el tratamiento de la artrosis a nivel de la rodilla fueron Jackson y Waugh (1958, 1961 y 1969). Observan la asociación entre la degeneración articular y la deformidad en VR de la extremidad. En 1958, Jackson describe el uso de la osteotomía en gonartrosis usando una osteotomía curviplana a nivel tibial y en publicaciones posteriores aplica la osteotomía de sustracción, ambas por debajo de la tuberosidad tibial anterior.

La dificultad de consolidación ósea a este nivel contribuyen a la popularización de la OTV con cuña de sustracción externa por encima de la tuberosidad tibial anterior, descrita por Gariépy en 1961 y por Coventry en 1965. Esta última es la más comúnmente utilizada debido a su simplicidad aunque el propio Coventry establece las características del paciente ideal y un conjunto de contraindicaciones.

Maquet retoma la osteotomía de Blaimont (1968) y populariza la osteotomía cupuliforme o curviplana en 1976, de la que describe dos variantes : proximal a la tuberosidad tibial anterior, con concavidad distal o por debajo de la tuberosidad tibial anterior en la osteotomía focal o de concavidad proximal. Sienta las bases biomecánicas de la indicación de osteotomía en artrosis unicompartimental mediante la redistribución de cargas de la rodilla siguiendo los principios aplicados anteriormente a la cadera.

Múltiples autores han empleado la técnica de OTV y han contribuido a su desarrollo (Debeyre 73, Harris-Kostuic 1970, Herbert 1967, Holden 88, Insall 84, Matthews 88, Merle d'Aubigné 1961) poseyendo en la actualidad una aplicabilidad reconocida en el tratamiento de la AFTI. La realización de la osteotomía se efectúa después de una planificación preoperatoria basada en las mediciones radiológicas descritas anteriormente. El ángulo fémoro-tibial anatómico y mecánico, el ángulo epifisario y centro de rotación de la angulación definen el nivel de la deformidad y del valor angular de la misma.

Se considera que de todos los parámetros relacionados con el resultado clínico de una OTV , la alineación o ángulo fémoro-tibial conseguido es uno de los más relevantes a parte de la correcta indicación. La corrección angular buscada mediante una osteotomía tibial es y ha sido motivo de numerosas publicaciones basadas en series clínicas y estudios experimentales de

diferentes diseños. A pesar de la amplia información recopilada no existe acuerdo sobre la alineación definitiva de forma que los valores aconsejados oscilan entre 4°-35° de VL por lo que exponemos las sugerencias de los distintos autores en la Tabla I.

Sólo se coincide en que debe conseguirse una hipercorrección en VL. Una osteotomía de cualquier morfología que produzca una alineación definitiva neutra o en VR, es decir con ángulo fémoro-tibial mecánico 0 o negativo se asocia a malos resultados clínicos (Engel 1981, Johnson 1980, Kettelkamp 1976, Maquet 1977, Terauchi 2002). La mayoría de autores aconsejan hipercorrecciones en VL moderado tomando valores del ángulo fémoro-tibial mecánico.

| <b>Autor</b>       | <b>Año</b> | <b>Ángulo fémoro-tibial mecánico</b> |
|--------------------|------------|--------------------------------------|
| Harris             | 1970       | 10° VL                               |
| Maquet             | 1980       | 2-4° VL                              |
| Jonhson-Kettelkamp | 1980       | 3-6° VL ( aconsejable 7°)            |
| Engel              | 1981       | 5-10° VL                             |
| Coventry           | 1984       | 10° VL                               |
| Ruiz-Manrique      | 1991       | 7° VL                                |
| Insall             | 1993       | 10°-14° VL                           |
| Akamasu            | 1997       | 10° VL                               |
| Maygar             | 1998       | 4° VL                                |
| Riegger-Krugh      | 1998       | 35° VL                               |
| Gautier            | 1999       | 4-18° VL ( media de 9° )             |
| Antonescu          | 2000       | 3-6° VL (media de 4° )               |
| Lerat              | 2000       | 3-6° VL                              |

**Tabla I:** Valores de valgo aconsejados en OTV

A pesar de todo Naudie en un análisis de supervivencia no halla ninguna diferencia entre la altura de la cuña y el fallo de OTV.

Sin embargo la corrección angular operatoria no es siempre la misma que se consigue al final de la consolidación ósea ( Terauchi 1995 y 2002). Vainionpää (1981) presenta una pérdida de corrección en los 6 primeros meses con las OTV tipo Maquet. Todos los autores están de acuerdo en que la evaluación de los resultados de una OTV debe realizarse en función del cálculo de alineación conseguido después de la consolidación ósea.

### **1.3.3 Tipos de osteotomía valguizante**

Exponemos los diversos tipos de osteotomía de rodilla propuestos para la corrección de una deformidad en VR de la extremidad asociada a una AFTI .

Las variantes técnicas propuestas difieren en la morfología de la incisión cutánea, el nivel y tipo de osteotomía, la sección del peroné y el retensado de partes blandas ( ligamentos laterales interno y externo ).

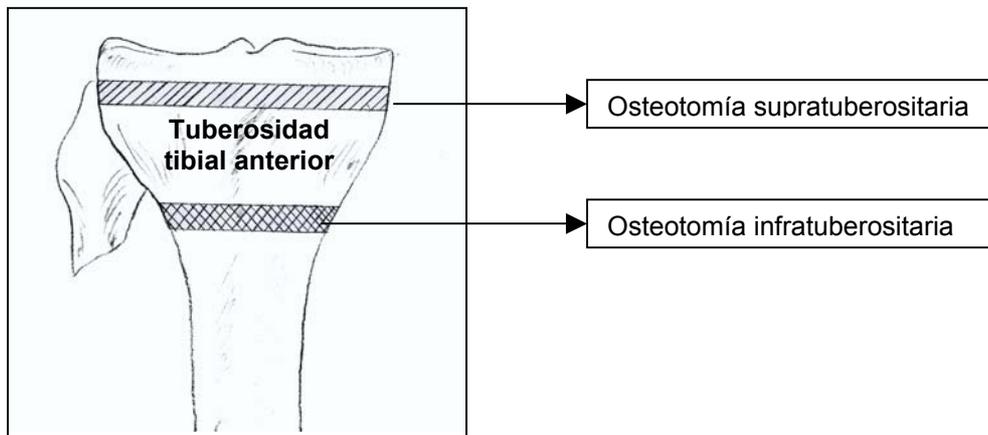
## 1.- Incisión cutánea

La incisión cutánea oscila desde una incisión transversal hasta una longitudinal. Las incisiones laterales y en forma de "S" han sido ampliamente descritas (Engel 1981). En la actualidad, el tipo de incisión preferida es aquella que origina menos complicaciones cutáneas en la posible protetización posterior (Paley 1992).

## 2.- Nivel de la osteotomía tibial

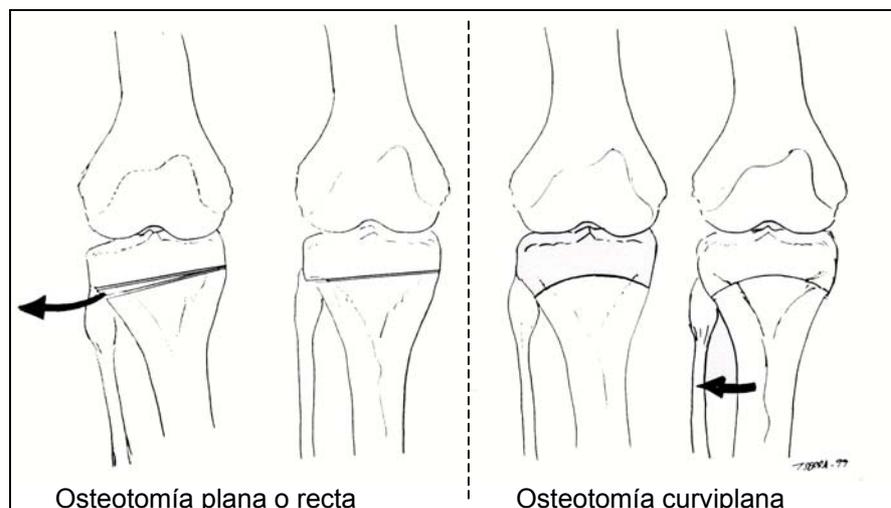
Respecto a los tipos de OTV pueden clasificarse (Lerat 2000 ,Paley 1994) en función del punto anatómico de realización o por su morfología.

Las realizadas proximalmente a la tuberosidad tibial anterior se denominan supratuberositarias e infratuberositarias las realizadas por debajo (Figura 14).



**Figura 14.** Nivel de osteotomía tibial

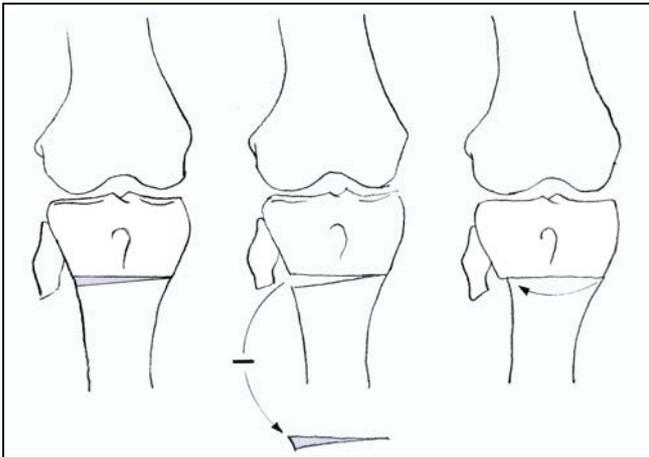
La morfología de la sección ósea determina la denominación de osteotomías planas o rectas y curviplanas o en cúpula cuando el trazo posee una concavidad proximal o distal (Figura 15).



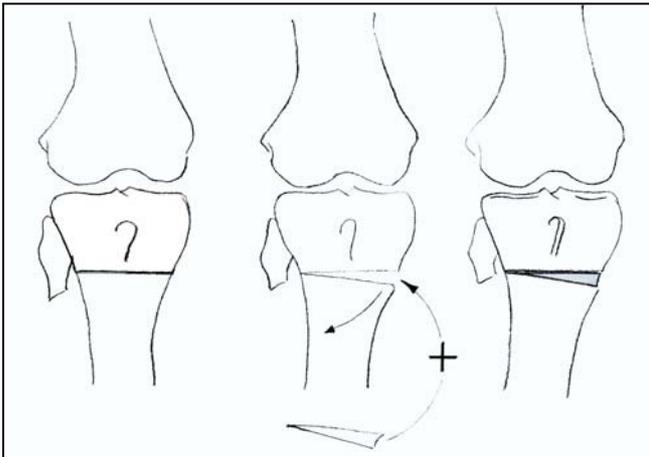
**Figura 15.** Morfología de la OTV

Las osteotomías planas o rectas pueden ser de cierre ( con cuña de sustracción ósea ) o de apertura realizadas respectivamente en la vertiente externa o interna de la tibia en la corrección de un VR tibial.

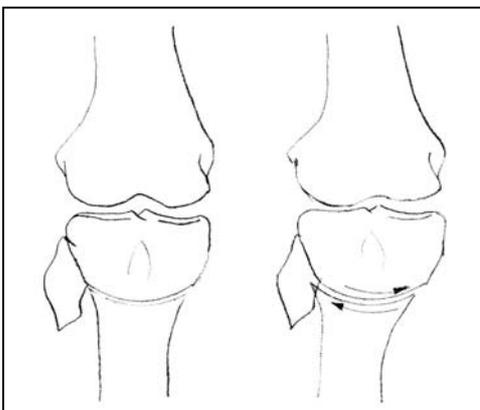
Las OTV distales a la TTA o infratuberositarias pueden ser de apertura o de cierre con cuña de sustracción externa. La medición de la cuña de sustracción externa corresponde a  $1\text{mm de base}=1^\circ$  de corrección angular. También se han descrito osteotomías en cúpula infratuberositarias (Figura 16).



16.a: OTV recta de sustracción



16.b: OTV recta de adición



16.c: OTV curviplana

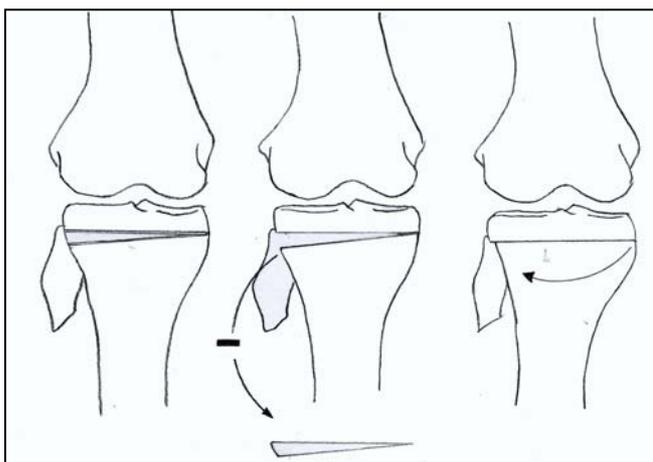
**Figura 16.** Tipos de OTV infratuberositarias; a: recta de sustracción, b:recta de adición, c:curviplana.

Las ventajas de realización de la OTV a este nivel son la conservación de un fragmento óseo proximal grande que favorece la aplicación de un sistema de fijación u osteosíntesis y la sencillez de realización ya que en esta zona la tibia poco ancha. Por otra parte no se afecta el aparato extensor (tuberosidad tibial anterior-tendón rotuliano-rótula) y puede corregir deformidades torsionales de la tibia.

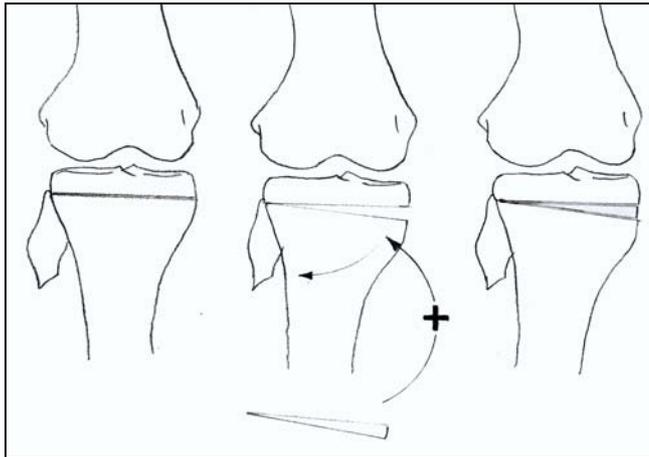
En el caso concreto de las osteotomías curviplanas infratuberositarias u osteotomías curvas focales presentan una concavidad superior. La propia osteotomía forma parte de un círculo cuyo centro se halla en el centro de la rodilla y consigue una corrección geométrica sin deformidad secundaria de la tibia. La medición intraoperatoria de la corrección es más fácil en la OTV de cuña de sustracción que en las osteotomías en cúpula o las infratuberositarias.

Las desventajas para ambas morfologías a este nivel son numerosas. Se asocia a un elevado porcentaje de retraso de consolidación ósea o pseudoartrosis que puede disminuirse utilizando técnicas percutáneas, lo que indica que la exposición quirúrgica e incluso el uso de sierras mecánicas pueden contribuir a este retraso y exige la aplicación de algún sistema de osteosíntesis ya que esta osteotomía presenta una elevada inestabilidad. La traslación lateral de la tibia en las osteotomías planas de apertura o de cierre es la deformidad secundaria más habitual debido a la realización de la osteotomía lejos del centro de rotación de la deformidad que normalmente se halla cercano a la articulación.

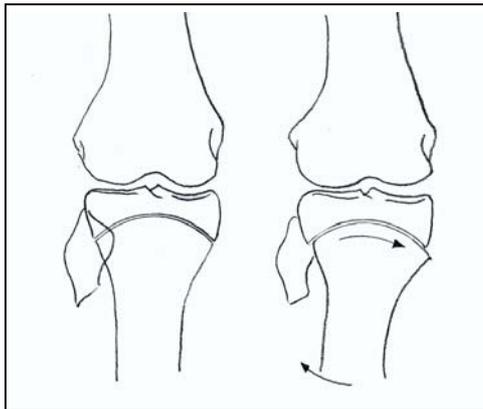
Las OTV proximales a la TTA o supratuberositarias también denominadas metafisarias por hallarse a nivel de la metáfisis tibial pueden tener las dos morfologías, planas o en cúpula (Figura 17).



17.a: OTV recta de sustracción



17.b: OTV recta de adición



17.c: OTV curviplana

**Figura 17.** Tipos de OTV supratuberositarias o metafisarias; a: recta de sustracción, b:recta de adición, c:curviplana.

Las planas pueden ser de cierre por la sustracción de cuña ósea en la vertiente externa o de apertura con aporte de injerto en la vertiente interna. La equivalencia entre la altura de la base de la cuña de sustracción y la modificación angular obtenida es (Coventry 1965 y Bauer 1969):

$$1\text{mm de base de cuña}=1^\circ \text{ de corrección angular}$$

teniendo en cuenta que se realiza a nivel metafisario donde la anchura de la tibia es de 57 mm es más válida en mujeres que en hombres. Debido al mayor tamaño tibial en varones una cuña de base de 10 mm proporciona generalmente una corrección de sólo 8°.

Bohler demuestra en un estudio experimental que la altura de la base de la cuña de sustracción (5°-10°-15°) en una OTV de cierre, no modifica el área de contacto cortical.

En la realización de la osteotomía se aconseja la sección incompleta de la de la tibia, aproximadamente de  $\frac{3}{4}$  partes de su perímetro con debilitación de la cortical remante pero sin lesionar las partes blandas. La deformidad plástica o fractura por compresión conocida como osteoclasia del puente óseo remante favorece la consolidación ulterior y el mejor control de desplazamiento de los

fragmentos óseos a ambos lados de la osteotomía confiriendo una autoestabilidad elevada ( Bohler 1999, Flamme 1999) y minimizando la necesidad de aplicación de osteosíntesis de gran rigidez.

Muchos autores realizan la sección ósea proximal a 1.5 cm de la superficie articular ( Engel 1981, Insall 1982 ). Magyar (1999) la practica a 2-2.5 cm por debajo de la interlinea ya que aplica sistemas de osteosíntesis. Bohler (1999) en un estudio experimental sobre tibias humanas demuestra que el nivel de la OTV de cierre a 2 ó 3 cm de la superficie articular no modifica significativamente las áreas de contacto cortical.

La principal ventaja de la osteotomía metafisaria de sustracción o cierre es la rápida consolidación ósea tanto por la rica vascularización metafisaria como por la amplia superficie de contacto. La contracción del cuádriceps realiza una compresión activa a nivel del foco de osteotomía (Coventry 1984) favoreciendo su consolidación. Se le atribuye una descompresión secundaria de la articulación fémoro-patelar aunque no todos los autores coinciden en este punto.

En el caso de las osteotomías de adición o apertura se puede conseguir un retensado del LLI.

Las osteotomías curviplanas o en cúpula también poseen una amplia superficie de contacto y no producen pérdida de hueso esponjoso metafisario ya que no existe cuña de sustracción.

Los inconvenientes de las osteotomías de cierre son la modificación de la morfología metafisaria que puede dificultar la implantación posterior de una PTR y la retracción de la grasa retropatelar que ocasiona una patela baja más difícil de luxar durante la implantación de una PTR.

El fragmento proximal óseo tibial es especialmente pequeño en las osteotomías de cierre realizadas cerca de la articulación (a 1.5 cm) lo que dificulta la implantación de un sistema de osteosíntesis y aumenta la posibilidad de producir fracturas articulares. Por otra parte las osteotomías de cierre pueden provocar una discrepancia de longitud de extremidades.

Las osteotomías de apertura metafisaria ofrecen una corrección angular igualmente satisfactoria aunque precisan del aporte óseo o de un sistema de distracción progresivo para la regeneración ósea que supone en definitiva un tiempo de consolidación mayor y ocasionales pérdidas de reducción posteriores por el colapso de la distracción conseguida.

Las curviplanas poseen una mayor dificultad técnica, se asocian a fracturas a nivel articular o lesión del aparato patelo-femoral que dificulta además su acceso. Estas osteotomías presentan concavidad distal y el centro del círculo que dibujan no coincide con el centro de rotación de la deformidad creando una deformidad secundaria con traslación diafisaria y mala orientación de la articulación del tobillo. Por otra parte no consiguen la corrección de deformidades torsionales que sólo pueden ser corregidas con osteotomías rectas.

## 2.- Nivel de la osteotomía peroneal

El nivel de la osteotomía de peroné es otro de los temas de interés y se halla relacionado con lesiones a nivel del nervio ciático poplíteo externo. Éste pasa alrededor del cuello del peroné cercano al periostio y entre 70-150 mm de la cabeza peroneal. Se divide en 2 ramas una profunda y otra superficial.

Es especialmente vulnerable a la lesión cuando se realiza la osteotomía a nivel del cuello y en el tercio proximal del peroné, siendo menor el riesgo de lesión a nivel de tercio medio. Sin embargo a este nivel el ramo superficial o sensitivo puede resultar afectado y también la rama motora cuando se aborda el peroné a través del compartimento muscular ántero-externo (peroneo). En el tercio distal la posibilidad de lesión es menor, especialmente en el intervalo entre los compartimentos musculares ántero-externo y posterior superficial. Cualquier osteotomía de peroné realizada distalmente a la articulación tibio-peronea proximal no altera la tensión del ligamento lateral externo de la rodilla.

En vez de la osteotomía del peroné algunos autores utilizan la desarticulación o sección de las estructuras capsulares de la articulación tibio-peronea proximal que acarrea la pérdida de tensión del ligamento lateral externo y la migración proximal de la cabeza del peroné. Ambas provocan una deformidad en VR dinámica que contrarresta la corrección angular conseguida con la osteotomía tibial de sustracción metafisaria. A pesar de ello Forst (1992), aconseja esta técnica después de un estudio anatómico-mecánico en 14 piernas de cadáver donde demuestra que la lesión del nervio ciático poplíteo externo se reduce al máximo y además no se modifica de forma significativa el movimiento del peroné a nivel del tobillo.

Coventry (1965) desarrollando la osteotomía de Gariépy (1960), realiza una resección de la cabeza del peroné con una re inserción del bíceps femoral y del ligamento lateral externo a nivel del cuello del peroné y retensado del mismo.

## 4.- Retensado de partes blandas

Las estructuras ligamentosas que pueden alterarse en una AFTI sobre una extremidad con deformidad en VR son el ligamento lateral externo y LLI.

La asociación de tibia vara con laxitud del ligamento lateral externo es una situación habitual que puede provocar un VR dinámico a pesar de la realineación ósea. Se evidencia en la fase de la marcha de apoyo monopodal cuando el centro de gravedad del cuerpo se desplaza a la porción medial de la rodilla y se asocia a una rotación de la extremidad para compensar dicha inestabilidad (Wang 1990).

Algunos autores (Coventry 1969) aconsejan restablecer la tensión ligamentosa en todos los casos mediante la resección de la cabeza del peroné

y re inserción del ligamento lateral externo y el bíceps femoral (Gariépy 1960). Otras publicaciones (Mynerts 1980) aconsejan el gesto quirúrgico sólo a algunos pacientes que presentan una inestabilidad preoperatoria ya que en rodillas normales existe una cierta inestabilidad en VR-VL que oscila entre 0 y 9.5° angulares en ambas direcciones mientras que en pacientes con AFTI es de 1° a 12.5°. Por otra parte, otros autores ( Aglietti 1993, Dugdale 1992) opinan que la hipercorrección tibial ósea evita los efectos de la laxitud del ligamento lateral externo y no asocian gestos quirúrgicos de retensado ya que asumen que la laxitud se recupera espontáneamente después de la osteotomía.

El problema del retensado ligamentoso del ligamento lateral externo es restablecer la tensión adecuada, por lo que Paley (1994) desarrolla un sistema progresivo basado en el uso de un fijador externo que produce un transporte óseo entre 9 y 23 mm de la cabeza del peroné hasta conseguir una subluxación tibio-peronea inferior.

La laxitud del compartimento medial, por elongación del LLI puede evidenciarse en radiología forzada en VL, determinándose una inestabilidad cierta en caso de apertura articular de 5° o más. No existen técnicas de retensado directo por lo este efecto se consigue mediante osteotomías metafisarias. La osteotomía supratuberositaria de adición puede restituir la tensión ligamentosa del LLI así como la osteotomía curviplana metafisaria ya que el ligamento posee el fascículo superficial que se extiende de 5 a 7 cm distalmente a la interlínea articular.

Las series clínicas publicadas muestran que el nivel de osteotomía más utilizado es el metafisario y los tipos más comunes de osteotomía son las OTV de cierre (Antonescu 2000, Bohler 1999, Engel 1981, Gautier 1999, Hsu 1990, Magyar 1999, Martin Ferrero 1991, Riegger-Krugh 1998, Ruiz Manrique 1991, Terauchi 1995) denominada comúnmente de Coventry y la curviplana (Akamasu 1997, Josa 1995, Koshino 1976, Turner 1993) conocida también como tipo Maquet.

Naudie (1999) en un análisis de supervivencia no halla ninguna diferencia entre ambos tipos de osteotomía respecto a la duración del efecto terapéutico. Lerat (2000) considera que cualquier tipo de OTV es correcta si su realización es adecuada.

Las osteotomías metafisarias de apertura ( Magyar 1999, Martin Ferrero 1991) y todos los tipos infratuberositarios (Catagni 1994) poseen una menor difusión.

## **1.4 OSTEOTOMÍAS : SERIES CLÍNICAS**

Las series clínicas publicadas de osteotomías valguizantes tibiales (OTV) han ido perfilando sus indicaciones, estableciendo criterios diagnósticos precisos y aportando datos sobre la evolución clínica a largo plazo de esta técnica.

Se considera que aparece fallo clínico de la osteotomía cuando reaparece el dolor en la rodilla, aumenta o recidiva la deformidad en VR, se afectan el resto de compartimentos de la rodilla o cuando se reinterviene al paciente. Los motivos de la reintervención o conversión a PTR pueden ser los criterios clínicos asociados a fallo de la OTV (Naudie 1999) o complicaciones propias de la osteotomía como la no unión o pseudoartrosis (Cameron 1993).

### **1.4.1 Osteotomías metafisarias de sustracción**

Los resultados de las series de corto seguimiento (<5 años) son uniformemente buenos respecto al dolor y a la función de la extremidad siempre que la corrección conseguida sea correcta (Engel 1981, Fernández Sabaté 1980, Rodríguez-Cazar 1986).

Engel (1981) considera que los malos resultados obtenidos en diferentes series son atribuibles a errores técnicos debidos a una mala corrección de la deformidad en VR. Aconseja basándose en Kettlekamp (1976) una hipercorrección mínima de 7° de VL.

En su serie halla 25 % de malos resultados que relaciona con una hipocorrección, inferior a 4° de valguismo, determinada por la alineación conseguida durante el tiempo quirúrgico ya que en su serie halla pocas diferencias de las correcciones iniciales con las obtenidas al año de evolución. En 4 ocasiones la hipocorrección se realiza por error de planificación debido a un estudio radiológico incorrecto e infravaloración de laxitud ligamentosa y en uno por error técnico intraoperatorio.

Las series publicadas por Coventry (1965, 1984, 1987 y 1993) e Insall (1984 y 1990) son las primeras que permiten evidenciar el detrimento de los resultados clínicos con el paso de los años.

Coventry (1984) publica una serie de 213 OTV de cierre seguidas durante 16 años, observando buenos satisfactorios a los 10 años en 61% de los pacientes a los que practica exploraciones artroscópicas demostrando que el cartílago de la zona descargada se regenera y cura.

Los parámetros más importantes para conseguir buenos resultados a largo plazo son correcta elección del paciente, exactitud de la técnica y

hipercorrección de 10° de VL.

Indica OTV de cierre en pacientes con dolor localizado en compartimento interno y cambios radiológicos localizados a nivel del compartimento interno o AFTI, jóvenes (<70 años) o activos, delgados, sin enfermedades generales y deportistas. La contraindica en arteriosclerosis obliterans, limitación del arco móvil ( -20° de extensión o flexión máxima de 70-80° ), inestabilidad severa con translación de 1 cm o usura ósea importante. La edad no influye en el resultado pero sí el sobrepeso de forma negativa.

Técnicamente usa una grapa única y aplica yeso cilíndrico durante 5 semanas porque considera que sin fijación interna puede aparecer retraso de la unión o no unión aunque en su serie no describe ningún caso. No halla problemas de movilidad a pesar del yeso y las complicaciones secundarias son bajas.

En 1993 publica una serie de 86 OTV de cierre seguidas durante 10 años ( 3-14 años ) a la que aplica un análisis estadístico uni y multivariado de los factores de riesgo para el fallo de la osteotomía que son : sexo, operaciones previas, afectación de la articulación fémoro-patelar, nivel del dolor preoperatorio, edad, altura, varismo preoperatorio.

Sólo halla significación estadística con el peso del individuo y la corrección angular obtenida al año de la intervención ya que observa una pérdida de corrección después de la osteotomía de 1° de media. Confirma que no se aprecia una pérdida valorable de la extensión de la rodilla después de la OTV.

Los mejores resultados a largo plazo se consiguen cuando se obtiene un hipercorrección de 8° a 10° de VL al año de la intervención y el peso del individuo es igual o menor a 1,32 el peso ideal. En esta situación la mejoría clínica se mantiene en un 90% de los pacientes a los 5 años de la intervención y en un 65% de los pacientes a los 10 años. En la situación contraria ( pacientes con sobrepeso e hipocorrección ) a los 5 años de la intervención sólo un 38% de los pacientes presentan resultados satisfactorios y descienden a un 19% a los 10 años.

También considera el sobrepeso como un factor de mal pronóstico Giagounidis (1999) que revisa 71 osteotomías valguizantes por AFTI. A los 9 años obtiene una mejoría del dolor a la marcha en un 73% y desde el punto de vista radiológico un 69,5% de los pacientes mejoran o persisten en el grado de artrosis detectada preoperatoriamente.

Realiza un análisis estadístico multivariado que evidencia 4 parámetros relacionados con el fallo clínico de la OTV : lesiones preoperatorias, meniscopatía preoperatoria, progresión del grado de artrosis y aumento de peso. En sobrepesos superiores al 10% del índice de masa corporal el periodo

medio libre de dolor se cifra en 5 años, mientras que en caso contrario se amplía a 7,8 años.

Insall (1984) evalúa 95 OTV metafisarias de sustracción seguidas entre 5-15 años observando que el deterioro del resultado clínico posee una relación directa con el tiempo de evolución. A los 9 años sólo 37 % de los pacientes intervenidos están libres de dolor por lo que concluye que la mejoría obtenida con esta técnica nunca es superior a 10 años .

A diferencia de Coventry considera la edad del paciente un factor muy importante aconsejando osteotomías tibiales valguizantes (OTV) sólo en pacientes menores de 60 años y con trabajo físico importante o práctica deportiva.

Coincide en obtener una hipercorrección aunque busca valores superiores (corrección inicial entre 10-14° de VL).

Las contraindicaciones son similares a las propuestas por Coventry: rodillas con más de 10° VR preoperatorio por la inestabilidad ligamentosa existente, flexo de más de 30° o arco móvil limitado a 75°. No considera la artrosis fémoro-patelar una contraindicación absoluta.

Utiliza una OTV de cierre utilizando 1 grapa y aplica un yeso circular reductor que mantiene durante 2 meses permitiendo la carga parcial a partir del 3° día y total a 2-3 semanas. Se observa la consolidación entre 5 y 12 semanas ( 9 semanas de media ). En 1/3 parte de su serie (32 pacientes) aparece un cambio de la alineación conseguida mediante la intervención, especialmente por recidiva del VR.

En conjunto observa que los resultados buenos y excelentes disminuyen con el tiempo.

Reaparece el dolor en 3 pacientes a los 2 años, en 15 rodillas a los 5 años y en 35 al final del estudio. Evidencia incremento del grado de artrosis en 26 pacientes.

Expone las complicaciones de la técnica no descritas por Coventry. Requiere la movilización forzada bajo anestesia en 6 rodillas por pérdida de arco móvil de la rodilla tras la osteotomía y/o yeso. En su serie tiene 1 caso de no-uni6n de la osteotomía que requiere intervenci6n.

La reconversi6n a PTR se precisa en 22 pacientes en un periodo entre 2 y 11 a6os tras la osteotomía (OTV). Observa un aumento de la dificultad t6cnica durante la protetizaci6n por el acortamiento de la distancia entre superficie articular y la tuberosidad tibial anterior adem6s del acortamiento del tend6n rotuliano.

Otra serie de largo seguimiento es la de Odenbring (1990) que expone los resultados de 314 OTV de sustracción a los 10-19 años.

Analiza el ángulo fémoro-tibial mecánico conseguido después de la consolidación de la osteotomía y observa que 144 pacientes no presentan ningún grado de varismo es decir están normo o hipercorrectos en VL.

Al final de su estudio sólo el 30% de los pacientes sufren una reintervención ( 62 rodillas ) que consiste en la implantación de una PTR en 52 pacientes y en una nueva osteotomía en 10.

Considera que con pocas excepciones, el deterioro del resultado se asocia la pérdida de la corrección después de la consolidación de la osteotomía que ya había reseñado anteriormente Insall.

Esta serie discrepa profundamente de los resultados presentados por otros autores respecto al bajísimo índice de fallos en un seguimiento muy largo.

Los resultados expuestos por Ivarson (1990) en una serie de 99 OTV seguidas hasta 11-13 años son similares respecto a los expuestos anteriormente aunque indica OTV en estadios avanzados de artrosis con pérdida de hueso en la vertiente medial de más de 10 mm ( grado V ) sin hallar relación entre los resultados de las OTV a largo plazo ( 11,9 años de media ) y el grado de artrosis inicial de la rodilla.

Observa resultados buenos o aceptables en la última revisión en un 60% de los casos y protetiza 11 casos por dolor severo o a la marcha.

Respecto al análisis radiológico de sus pacientes observa una pérdida de la corrección angular obtenida durante la intervención a los 6 meses con recidivas importantes del VR en 6 rodillas (entre 6 y 12° de VR) y moderadas en 5 pacientes con valores cercanos a 0°. Por otra parte el valgusismo postoperatorio conseguido no se halla relacionado con la aparición de cambios en el compartimento externo de la rodilla.

Considera que la corrección de la deformidad angular continúa siendo el factor pronóstico más importante en la supervivencia de la osteotomía.

Rinonapoli (1998) 102 OTV de cierre sin osteosíntesis seguidas 20 años en rodillas con artrosis radiológica moderada y desalineación preoperatoria en VR inferior a 10°.

El ángulo FT anatómico después de la cirugía fue de 8-12° en 33 rodillas y >12° en 24 equivalente a un rango de 3°-7° por medición fémoro-tibial mecánica. Observa las pérdidas de corrección de la alineación que divide en precoces y tardías.

Obtuvo una pérdida de corrección precoz en 10 rodillas al retirar el yeso

con un valor angular medio de 3°.

La pérdida de corrección tardía superior a 5° apareció en 11 pacientes de los 60 controlados ( 24% ) y se debió a la progresión de la artrosis en el compartimento interno ( 69% ) y externo en el 67% de los casos. La progresión de la artrosis fue más marcada en hipercorrecciones > a 15° de VL ( coincide con Hernigou 1996 ). Sin embargo no halla una correlación estadística entre la recurrencia del VR y los resultados insatisfactorios.

Respecto a la valoración clínica el índice de satisfacción obtenido fue satisfactorio en un 73% de las rodillas a los 10-14 años y un 40% a los 20 años.

Con un análisis estadístico multivariado halla sólo correlación entre los resultados clínicos y 2 parámetros evaluados: el grado de osteoartrosis preoperatoria y la duración del seguimiento. A mayor grado de artrosis preoperatoria los resultados clínicos son peores y por otro lado observa el deterioro de los resultados clínicos a partir de los 15 años de evolución. En cambio no halla correlación estadística entre el ángulo FT y los resultados clínicos pero aconseja corrección ideal de 10-12° de valgusismo.

Majima y Yasuda (2000), aportan su experiencia en un serie de OTV de cierre a la que aplican un sistema de osteosíntesis de elevada rigidez, concretamente un fijador externo tipo Charnley, a 10-15 años de seguimiento.

También observan una pérdida de corrección precoz en el primer año y una correlación estadísticamente significativa entre la progresión de la artrosis (AFTI) a los 10 años y el ángulo fémoro-tibial medido al año de la cirugía. No se detecta ninguna relación significativa de dicho ángulo y la progresión de la artrosis del compartimento externo.

La progresión de la artrosis en compartimento interno hace que los resultados de la función de la rodilla valorados según la escala de la Knee Society (Insall 1989) empeoren en el último seguimiento respecto de los del primer año, aunque se hallan por encima de los obtenidos preoperatoriamente.

Concluye que la hipercorrección en VL provoca un enlentecimiento en la progresión de la AFTI y cambios al mismo ritmo en el compartimento externo.

Naudie y Rorabeck (1999) realizan un estudio estadístico de 106 OTV que incluyen 94 osteotomías (OTV) de cierre y 12 osteotomías (OTV) en cúpula seguidas entre 10 y 22 años. Se utilizaron sistemas de osteosíntesis en todos los casos (1 ó 2 grapas o fijador externo ) y yeso circular o clamps de compresión además de las grapas.

En su serie aparecen 15 casos de retraso de consolidación ( 8,5% ) o pseudoartrosis ( 5,7 % ) que se resolvieron de forma espontánea (6 casos) , con aplicación de nuevo yeso (en 6) o reintervención con retirada de la osteosíntesis y aporte de injerto con síntesis a compresión.

Los estudios estadísticos de supervivencia ( Kaplan-Meier ) indican que no requieren PTR el 73% de los pacientes a los 5 años, el 51% a los 10 años, el 39% a los 15 años y el 30% a los 20 años ( son los mismo resultados publicados por Hernigou a 20 años aunque sin hipercorrección).

Los análisis de regresión univariable de Cox determinan los factores de riesgo para el fallo precoz definido por la necesidad de conversión a PTR clasificados en preoperatorios, operatorios y postoperatorios. Los factores de riesgo preoperatorios son edad superior a los 50 años, artroscopia previa, afectación del compartimento externo y flexión preoperatoria menor de 120°. Los intraoperatorios consisten en la corrección en VL satisfactoria (>5°). Los factores de riesgo postoperatorios son la pérdida de corrección en el primer año, concretamente la recidiva del VR a valores iguales o superiores a 0° y el retraso de la consolidación con aparición de dolor local y falta de consolidación radiológica a los 6 meses o no consolidación de la osteotomía al año de la cirugía.

El análisis de regresión multivariable de Cox determina como factores de riesgo de fallo precoz: índice de masa corporal inferior a 25Kg/m<sup>2</sup> ( contrariamente a lo publicado por Coventry ), afectación del compartimento externo o retraso de la unión o pseudoartrosis de la osteotomía.

Sus resultados son parecidos a los publicados por otros autores ( Coventry 1993) a excepción del bajo límite de edad ( 50 años), de flexión mínima preoperatoria (120°) y del índice de masa corporal donde se observan malos resultados en pesos bajos. También difiere de otras series por su elevado índice de retrasos de consolidación y pseudoartrosis.

Los resultados óptimos en cuanto a supervivencia de la osteotomía (OTV) son del 95% a los 5 años, del 80% a los 10 y del 60% a los 15 años de la intervención siempre que la elección del paciente haya sido correcta, la intervención haya conseguido una correcta alineación y ésta se mantenga al año.

Quizás por la especificidad de la selección del paciente los resultados expuestos son sensiblemente superiores a los publicados por otros autores ( Coventry 1993, Insall 1993). Finalmente proponen el uso de síntesis más rígida ( lámina placa ) para evitar los retrasos de consolidación o pseudoartrosis que en su serie son muy superiores a los indicados en otras publicaciones.

La edad inferior a 50 años es la principal recomendación de Holden (1988) que realiza 45 OTV en pacientes jóvenes y estilo de vida activo y los sigue durante 10 años. Son los candidatos ideales con un 70% de buenos o excelentes resultados a los 10 años. Halla correlación entre el buen resultado clínico y la corrección obtenida aunque sin significación estadística. El factor más importante es el grado de afectación del cartílago articular de la rodilla en el momento de la intervención y considera que la técnica puede modificar el curso de la enfermedad degenerativa.

La mala evolución de una osteotomía que ha presentado retraso de consolidación o pseudoartrosis queda reflejada en la serie de Cameron (1993) donde aparece fallo precoz y precisan prototización a corto plazo una vez conseguida la consolidación del foco de osteotomía.

Calvo (1990) expone un 95% de buenos resultados a los 10 años utilizando OTV de cierre con aplicación de 2 grapas y sección de la sindesmosis tibio-peronea superior.

#### **1.4.2 Osteotomías infratuberositarias de sustracción**

Las series de resultados de osteotomías infratuberositarias son menos numerosas y con un seguimiento más corto. Los resultados expuestos son globalmente buenos.

Vainionpää (1981) aporta un serie de 100 osteotomías (OTV) de sustracción proximales y distales a la TTA y seguidas durante 7 años de media. Sólo realiza osteosíntesis a las infratuberositarias mediante lámina-placa. El índice de prototización de sus serie es elevado respecto a otras con más del 60% a los 7,6 años.

Se basa en la medición del eje anatómico medido por su parte externa considerando normal de 165 a 175°. Aconseja una corrección moderada del eje entre 167° a 175° donde obtiene mejores resultados clínicos ( coincide con Coventry 1993 e Insall 1993). Los malos resultados los atribuye a poca corrección o a la recidiva del VR sin encontrar peores resultados en las infratuberositarias aunque las ventajas de metafisarias son mayores ya que consolidan mejor, las no-uniones o retrasos son menos frecuentes y el cálculo de la corrección pre e intraoperatorio es más sencillo.

En 1990 Catagni utiliza osteotomías (OTV) distales a la tuberosidad tibial anterior para conservar el balance ligamentoso de la rodilla. Coloca un fijador externo tipo Ilizarov que considera mínimamente invasivo y permite carga parcial inmediata. Mantiene el fijador durante 32-105 días (media 85 días).

Evalúa 55 osteotomías y las sigue durante 5 años. Presenta pocas complicaciones excepto un 10% de infección superficial de los pines e informa de la necesidad de translación diafisaria tibial para que el eje mecánico se desplace al centro de la rodilla y que la articulación del tobillo no presente valgusismo.

Lootvoet (1993) revisa 193 OTV infratuberositarias de cuña de sustracción externa estabilizadas con lámina-placa. Postoperatoriamente inicia

la movilización de la rodilla inmediatamente pero demora la carga total durante 3 meses aunque permite carga parcial de la extremidad a las 6 semanas.

A los 6-10 años de evolución, obtiene un 71% de buenos resultados respecto de la mejoría del dolor. El ángulo mecánico aconsejado es de hipercorrección moderada con 3° a 5° de valgismo final. Observa una pérdida de corrección precoz de 2,3° de media que considera debida a la propia osteosíntesis y 2,6° al final del estudio por la evolución de la artrosis.

Para obtener los resultados óptimos a los 8 años de evolución se debe seleccionar el paciente ideal. Consideran indicada la técnica en edades iguales o inferiores a 60 años. Radiológicamente las características requeridas son: VR constitucional tibial >de 5°, artrosis moderada o leve con altura de la interlínea interna al 50%, ángulo fémoro-tibial mecánico preoperatorio igual o inferior a 10° y ausencia de inestabilidad ligamentosa expresada como subluxación de las espinas tibiales. Estadísticamente hallan una correlación significativa con la altura de la interlínea o grado de artrosis preoperatorio como factor más importante en los resultados clínicos obtenidos.

#### **1.4.3 Osteotomías curviplanas o en cúpula**

Naudie (1999) demuestra que no existe ninguna diferencia significativa entre el resultado clínico obtenido mediante una osteotomía metafisaria de cierre o en cúpula.

Maquet (1980) aporta una serie de 110 pacientes sometidos a osteotomía en cúpula que estabiliza con 2 pins transfixiantes y fija con clamps externos a los que permite una movilización inmediata de la rodilla y carga de la extremidad. Su serie abarca un seguimiento entre 1 y 12 años. Consigue buenos resultados clínicos que relaciona con la hipercorrección mientras que en los casos en que recidiva el VR o existe una restitución anatómica los resultados son malos.

Vainionpää ( 1981 ) afirma que poseen una mayor dificultad para el cálculo intraoperatorio de la corrección angular y un elevado número de recidivas de la deformidad en los primeros 6 meses.

Terauchi (1995) estudia 41 pacientes sometidos a 46 osteotomías valgizantes tipo Maquet ( cupuliforme metafisaria con concavidad distal ) y estabilizadas mediante un fijador externo tipo Charnley con osteotomía peroneal a nivel de tercio medio. Se retira el fijador a las 8 semanas de la intervención y son seguidos durante 2 años de media.

Realiza hipercorrecciones de 7°-9° obteniendo un fémoro-tibial final oscilante entre 165°-169°. En casos de gran hipercorrección ( mayor a 15° )

aparece una báscula importante de la superficie tibial y los resultados son malos ( como ya había descrito Coventry ).

En un estudio clínico comparativo entre osteotomías valguzantes de sustracción y osteotomías en cúpula, Marín (1985) halla peores resultados en las segundas por un mayor índice de fracasos y complicaciones.

Khan (2000) a pesar de las afirmaciones previas presentan una serie de 35 pacientes con osteotomía cupuliforme y buenos resultados a 6 años sin recurrencia de la deformidad en VR. En su serie no utiliza ningún tipo de fijación interna y remarca la bondad de la técnica al conservar el stock óseo metafisario.

#### **1.4.4 Osteotomías metafisarias de adición**

Las osteotomías metafisarias de adición son fuente de numerosas publicaciones en los últimos años. El principal inconveniente, la pérdida precoz de la alineación conseguida ha sido suplida por el uso de síntesis más rígidas ( fijadores externos ) y la hemicallostasis que consiste en la conservación de un puente óseo en la vertiente medial por la sección de  $\frac{3}{4}$  partes de la circunferencia tibial.

Martín Ferrero (1991) compara osteotomías metafisarias de adición (Debeyre 1973) con osteotomías de sustracción (Ramadier 1974). Aporta una serie clínica con casuística interesante ( 72/71 ) con seguimiento medio de 5 y 3 años respectivamente. No considera que la edad constituya una contraindicación, aunque el estado de la articulación fémoro-patelar determina los malos resultados contrariamente a las apreciaciones de Lootvoet (1993).

El factor de mayor influencia en el resultado clínico es la corrección angular operatoria donde se busca un valguzismo moderado (5-6°).

Magyar (1999) compara 50 osteotomías (OTV) con distribución aleatoria de apertura y cierre practicadas a pacientes jóvenes con AFTI moderada y VR preoperatorio constante de 164 a 176°. En todos los casos se consigue valguzación quirúrgica igual o superior a los 10°. En las osteotomías cierre aplica yeso y en las de apertura, fijador externo. A las 6 semanas de la intervención quirúrgica, 7 de las osteotomías de cierre y 21 casos de las de apertura habían perdido dicha corrección. Al año los resultados radiológicos son los mismos. La valoración funcional a los 2 años de evolución es idéntica para ambas series.

Magyar (1999) aporta otra serie de 33 pacientes tratados mediante osteotomías (OTV) de cierre o apertura con hemicallostasis, comparando la corrección obtenida en 3 dimensiones mediante radioestereometría. Este sistema consiste en la implantación durante la intervención de marcadores de Tantalio a ambos lados de la osteotomía. Estos marcadores son radioopacos y permiten la realización de controles de desplazamiento relativo. En su serie aplica el mismo método que el desarrollado anteriormente y realiza controles al mes y al año de la cirugía.

Observa mayores alteraciones del segmento proximal en las osteotomías de cierre consistentes en desplazamiento medial, traslación distal y rotación de los platillos tibiales respecto del eje de la tibia. Demuestra que las OTV de apertura no se colapsan después de retirada la fijación externa. Presenta una serie de corto seguimiento porque hace hincapié en la pérdida de corrección precoz de la osteotomía.

Recomienda la OTV de apertura en pacientes jóvenes y activos y aconseja una ligera hipercorrección para conseguir mejores resultados a corto y largo plazo.

Nakamura (2001) compara en un estudio prospectivo 50 osteotomías repartidas aleatoriamente entre metafisarias en cúpula con osteotomías de apertura asociadas a hemicallostasis y aplicación de fijador externo.

Obtiene la misma corrección angular intraoperatoria. Al final del seguimiento, en las de apertura no hay alteraciones de la altura del tendón patelar y el grado de inclinación y el desplazamiento lateral del plato tibial respecto de la diáfisis es menor al contrario que en las osteotomías en cúpula donde aparece acortamiento patelar o patela baja, inclinación del platillo tibial medial y balanceo del cóndilo tibial respecto al eje óseo que pueden dificultar la implantación posterior de una PTR.

Weale (2001) realiza 67 osteotomías metafisarias de apertura estabilizadas mediante fijador externo y observa que los resultados obtenidos son comparables a otras osteotomías convencionales: supervivencia a 5 años del 89% y del 63 % a los 10 años. Entre las ventajas cita el aumento del resultado funcional, una elevada supervivencia de la OTV en pacientes correctamente seleccionados y la facilidad de implantación de una PTR posteriormente. La publicación de Kitson (2001) remarca la misma característica obteniendo en las rodillas reintervenidas unos resultados funcionales según la escala de la Knee Society (Insall 1989) satisfactorios.

Para Klinger (2001) las ventajas del uso de osteotomías metafisarias de apertura con aplicación de fijador externo son la baja tasa de lesión nerviosa o vascular y la correcta alineación de la extremidad sin valguismos finales superiores a 175°. No observa colapsos del hueso neoformado teniendo en cuenta que mantiene el fijador durante un periodo medio de 2,5 meses.

### 1.4.5 Osteotomía valguizante y artrosis fémoro-patelar

La afectación de la articulación fémoro-patelar es una contraindicación relativa para la realización de una OTV según Insall (1993), mientras que para Coventry es indiferente. Riegger-Krugh (1998) considera que se trata de un factor preoperatorio que influye negativamente en el resultado de la osteotomía.

Hijazi al Susi (1994) revisando osteotomías 65 de adición medial a 5 años de evolución halla una importante relación entre el grado de artrosis fémoro-tibial y fémoro-patelar. Concluye que la artrosis fémoro-patelar puede disminuir los buenos resultados de la osteotomía. Aconseja en caso de artrosis fémoro-patelar moderada se debe realizar algún gesto quirúrgico asociado mientras que en formas avanzadas de degeneración articular rotuliana considera como indicación primaria la artroplastia de rodilla.

Ruiz Manrique (1991) aporta una serie de 27 pacientes jóvenes con deformidad en VR y artrosis de compartimento interno (AFTI) asociado a artrosis de la articulación fémoro-patelar con arco móvil de la rodilla conservado (90°) y sin inestabilidad, seguidos durante 4 años.

Les practica una osteotomía de sustracción sin ostetosis asociada a patelectomía obteniendo una hipercorrección en VL entre 5-10°. Los inmoviliza con yeso durante 5 semanas y permite el apoyo inmediato. Estima un periodo medio de fisioterapia postoperatorio de 4 meses.

Obtiene buenos resultados en 64% de los pacientes, regulares en el 14 % y malo en 21 % por severo dolor y limitación. Precisa la conversión a PTR en 4 pacientes (14%) al cabo de 2 años de promedio. La pérdida de movilidad o corrección aparece en 1 caso teniendo en cuenta la patelectomía. El autor considera que los malos resultados aparecen durante el primer o segundo año.

Determina como factores de mal pronóstico la artrosis fémoro-tibial avanzada, la aparición de necrosis del cóndilo femoral interno o del platillo tibial ( complicación por OTV muy alta ) y en cambio considera que la patelectomía no tiene repercusiones importantes.

#### 1.4.6 Complicaciones de la osteotomía

Las complicaciones más comunes asociadas a osteotomía (OTV) a parte de la pérdida de corrección y la progresión de la artrosis son parálisis del nervio ciático poplíteo externo, el síndrome compartimental, el retraso de consolidación o pseudoartrosis o las fracturas intraarticulares en osteotomías excesivamente subcondrales (Paley 1992). La incidencia global de las mismas es muy variable en las distintas series y oscilan entre el 10 y el 60%.

Forst (1993) aporta un estudio anatómico extenso de localización y recorrido del ciático poplíteo externo alrededor del cuello del peroné. Informa de la posibilidad de lesión en cualquier tipo de osteotomía peroneal que sólo desciende mediante la luxación tibio-peronea proximal o desarticulación.

El síndrome compartimental es una complicación poco frecuente en las osteotomías que no utilizan osteosíntesis. El uso de fijaciones internas rígidas como la lámina-placa puede asociarse a síndrome compartimental como demuestra Lemaire (1982) en un estudio comparativo en osteotomías estabilizadas mediante un cuadro de compresión o lámina-placa. La mayor lesión muscular requerida para la adaptación de la placa favorece la aparición de este síndrome.

Cameron (1993) resalta los malos resultados clínicos de las osteotomías que han precisado una o varias intervenciones por retraso o pseudoartrosis de la osteotomía y una vez conseguida la consolidación del foco de fractura se requiere prototización a corto plazo. Mammi (1993) aplica electroestimulación para mejorar la consolidación a nivel del foco.

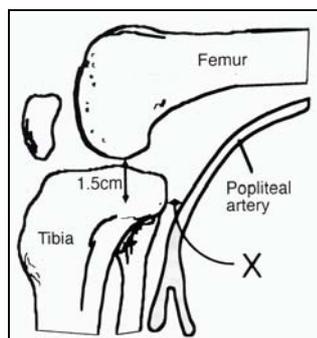
Las complicaciones vasculares también deben tenerse en cuenta.

Turner (1993) halla trombosis venosa profunda clínica en un 15% de 84 pacientes sometidos a osteotomía en cúpula estabilizadas con Steinmann y clamps externos con tiempo quirúrgico de 90 minutos e isquemia neumática de 75 previa exanguinación con Esmarch a pesar de la profilaxis con heparina de bajo peso molecular. El estudio por venografía demuestra en el 41% de los pacientes signos de trombosis venosa profunda aunque no se asocian a clínica. No tienen ningún caso de tromboembolismo pulmonar aunque la incidencia de éste es del 1.7% de los pacientes con trombosis venosa.

Zaidi (1995) refiere la posibilidad de lesión de la arteria poplíteo durante la realización de una osteotomía valguizante metafisaria.

Realiza un estudio anatómico experimental y otro paralelo mediante ultrasonografía en pacientes voluntarios donde demuestran que la arteria poplíteo pasa cercana a la tibia en el punto de osteotomía tanto en extensión

completa como en flexión de 90°, demostrando que la flexión de la rodilla no protege a esta estructura vascular (Figura 18).



**Figura 18.** Recorrido de la arteria poplítea

#### **1.4.7 Osteotomía y osteosíntesis**

Hasta ahora hemos relacionado el uso de síntesis primarias rígidas (fijador externo o lámina-placa) con las osteotomías de apertura sin embargo son cada vez más aconsejadas en cualquier tipo de osteotomía para evitar las pérdidas de corrección precoz e iniciar la movilización de la rodilla de forma inmediata que a su vez disminuye la incidencia de patela baja.

El tipo de fijación depende del tipo y el nivel de osteotomía elegido (Lerat 2000, Paley 1992). Se pueden usar sistemas internos o externos.

Dentro de las síntesis internas las más referenciadas son las grapas preconizadas por Coventry (1965) que resultan suficientes en caso de osteoclasia medial que se caracteriza por mantener la cortical interna intacta pero que generalmente se asocian al uso de yeso circular.

Las grapas modificadas con anclaje alargado y escalón se han desarrollado para su implantación en osteotomías de cierre (Flamme 1999, Magyar 1999) aumentando su rigidez.

Otros tipos de síntesis internas son los tornillos y las placas o lámina-placa (Müller 1971) que ofrecen una mayor estabilidad aunque requieren una mayor exposición quirúrgica.

Las principales desventajas de la lámima-placa son su baja ajustabilidad a la osteotomía (Lootvoet 1993, Orozco 1988) y la poca capacidad para modificar la corrección una vez implantada. Aunque puede realizarse un control radiológico intraoperatorio para determinar la correcta alineación este resulta difícil por el amplio campo que debe exponer. Lerat (2000) también describe la mayor dificultad de cierre con este sistema de osteosíntesis.

Autores como Miniacci (1989) desarrollan síntesis mixtas confeccionadas a partir de una placa recta que se dobla para aplicarse como una lámina placa, aunque su menor tamaño y su moldeabilidad evitan problemas como el síndrome compartimental y disminuyen las dificultades de adaptación.

Gautier (1999) utiliza una lámina-placa canulada para la estabilización de osteotomías de sustracción que facilita la implantación y orientación de la misma.

Por otra parte existen los fijadores externos que ofrecen una elevada rigidez en su montaje. Pueden ser circulares o planos dependiendo del anclaje óseo que utilicen es decir, clavos transfixiantes o pines monolaterales. Las ventajas de los fijadores son variadas, permiten la corrección del valgismo una vez implantados y pueden utilizarse en osteotomías percutáneas especialmente en infratuberositarias, donde disminuyen el retraso de consolidación, la lesión nerviosa del ciático poplíteo externo y el síndrome compartimental al no requerir exposición quirúrgica importante. Por otro lado existe un mayor riesgo de infección superficial o profunda de los puntos de entrada de los anclajes óseos.

Hoffmann (1991) compara un grupo de pacientes con osteotomía tibial inmovilizado con yeso con otro con osteosíntesis interna rígida. El segundo grupo mostró una recuperación de balance articular más rápida y un número de complicaciones significativamente menor.

Rinonapoli (1998) observa el descenso de la rótula valorado por el índice de Caton-Deschamps (1982) en un 80% de pacientes sometidos a osteotomía sin osteosíntesis y lo atribuye a la inmovilización de la rodilla en extensión mediante yeso circular.

Westrich (1998) demuestra que la osteosíntesis y la rápida movilización de la rodilla influyen directamente en la altura patelar y evitando dificultades secundarias durante la protetización de la rodilla. Analiza un grupo heterogéneo de osteotomías de sustracción realizado por varios cirujanos y sintetizado con grapas de osteotomía, placa en "L" con tornillos y placa recta sin hallar diferencias importantes entre los distintos tipos de síntesis utilizado.

Billings (2000) en una serie de 64 OTV de sustracción con osteosíntesis interna rígida concretamente placa en "L" a los que permite movilización precoz de la rodilla. A los 8 años de seguimiento observa una menor incidencia de patela baja. Calcula una supervivencia del 85% a los 5 años y del 53% a los 10 años, muy parecida a la aceptada para esta misma técnica con grapa y

inmovilización por yeso. En la conversión en 21 rodillas a PTR no halla dificultad de implantación por patela baja ni por la osteosíntesis utilizada.

Closkey (2001) atribuye también a la movilización precoz la disminución de la alteración del aparato extensor entendido como el conjunto de tendón cuadriceps, rótula y tendón rotuliano y la aparición de patela baja.

Muchos autores opinan que el deterioro de la corrección ósea se asocia a un peor resultado (Coventry 1987, Hernigou 1996, Odrenbring 1990). Cuando este proceso se inicia precozmente después de la intervención indica una insuficiente fijación de la osteotomía (Magyar 1999) y se agrava por el sobrepeso y la corrección insuficiente del VR (Flamme 1999). En otros casos aparece después de la consolidación ósea y depende de la progresión de la artrosis o de la inadecuada compensación de las fuerzas que actúan en la rodilla ( Prodromos 1985, Wang 1990).

Por otra parte la pérdida precoz de corrección conseguida mediante la osteotomía es causa de revisiones quirúrgicas (Cameron 1993, Hernigou 1987, Miniacci 1989, Myrnerets 1880, Tj rnstrand-Egund 1981) que empobrecen el resultado de la osteotomía como ya ha sido expuesto.

A diferencia de Coventry (1993) que expone una serie de 213 osteotomías sin ningún retraso de consolidación ni pseudoartrosis otros autores como Myrnerets (1980) creen que la falta de fijación de la osteotomía es causa del retraso o fallo de consolidación y considera que la pérdida precoz de corrección est  infravalorada.

Hernigou (1987) informa de una pérdida de corrección en un 23% de su serie y en 12% de los casos debida directamente a la inestabilidad de la fijación.

Miniacci (1988) en osteotomías valguizantes de sustracción detecta pérdida de corrección en el 7% de los casos inmovilizados con yeso.

Por otro lado, Gautier (1999) utilizando lámina-placa para estabilización de la osteotomía aporta sólo 2 pacientes con pérdida de corrección.

Naudie (1999) publica en su serie un elevado número de retrasos ( 8,7%) y fallos de consolidación (5,7%) que no explica ya que usa frecuentemente 1   2 grapas como sistema de síntesis, aunque se trata de un sistema de síntesis de baja rigidez.

Cameron (1993) informa de un índice personal de pseudoartrosis menor al 0,5%, sin embargo interviene 10 casos remitidos de otros centros. Excepto un osteotomía cupuliforme estabilizada con fijador el resto son osteotomías de sustracción estabilizadas con grapas y yeso, grapas o grapas y fijador externo. En la reintervención utiliza placas simples y en 5 casos doble placa. En el segundo grupo obtiene consolidación en todos los casos mientras que el grupo

de placa simple fallan en 2 ocasiones y precisan una nueva intervención por lo que aconseja doble placa en el rescate.

Rozbruch (2002) en casos de osteotomía de sustracción fallida con desviación angular en VR o VL o alteración de la longitud del miembro aconseja el uso de fijador externo a distracción aportando estabilidad y consiguiendo la consolidación ósea en 4,4 meses de media.

Flamme (1999) revisa las pseudoartrosis de otros autores con índices del 1 al 4% (Bauer 1969, Coventry 1985, Geibel 1985, Schatzker 1985) siendo Wardle (1962) el autor que notifica mayor incidencia (13%), en todo caso la atribuye a una subóptima estabilización primaria en los tipos usualmente utilizados de osteosíntesis.

No existe consenso para definir cual es la osteosíntesis ideal.

Defienden la osteosíntesis interna mínima Dejour (1994) y Coventry (1984) que consideran que una sola grapa bien colocada es suficiente. Fernandez Sabaté (1980) emplea sistemáticamente 2 grapas. Flamme (1999) cree que debe garantizar la movilización precoz en el postoperatorio inmediato y ser técnicamente lo más simple posible para evitar los malos resultados fruto de la curva de aprendizaje (Orozco 1988).

Las osteosíntesis internas rígidas en osteotomías de sustracción las preconizan Khosino (1976), Orozco (1988), Mammi (1993), Korovesis (1999), Billings (2000) aplicando placa AO/ASIF en "L" aunque existe la necesidad de moldeado previo para facilitar la adaptación a la tibia. Lootvoet (1993) defiende el uso de lámina-placa pero informa que puede dificultar el cierre de la osteotomía, para Rinonapoli (98) garantiza una estabilidad suficiente para evitar el uso de ortesis en el postoperatorio y la modificación canulada de Gautier (1999) facilita su implantación. Lerat (2000) remarca la menor utilización de la placa como material de osteosíntesis mientras que las grapas, lámina-placa y fijador externo son los métodos más utilizados.

Respecto al uso del fijador externo, Weale (2001) lo aplica en osteotomías metafisarias de apertura con pocas complicaciones y Takahashi (2000) en osteotomías cupuliformes percutáneas consiguiendo una corrección angular exacta. Majima (2000) usa un fijador tipo Charnley como osteosíntesis primaria en osteotomías metafisarias de cierre.

Forst (1993) no halla evidencias que la unión de la osteotomía esté influenciada por el sistema empleado.

#### 1.4.8 Osteotomía y cinemática

La osteotomía valguizante ocasiona una modificación de la morfología del extremo superior de la tibia y un desplazamiento del punto de presiones articulares, con repercusiones a nivel de la musculatura local. Existen numerosas series clínicas que observan el comportamiento cinemático de las rodillas sometidas a osteotomía.

Johnson y Waugh (1979 y 1980) observan que durante la marcha en rodillas con eje mecánico correcto la carga es predominantemente medial pero en rodillas varas la carga del compartimento interno corresponde al 100% del peso corporal total.

Las cargas soportadas por el compartimento interno de la rodilla son superiores durante la marcha. Los resultados estáticos no contemplan la aparición de fuerzas horizontales de reacción al suelo que explican esta divergencia de resultados.

Harrington (1983) considera después de un estudio de la marcha que las presunciones de carga a través de estudios estáticos son totalmente erróneas. Se basa en análisis de la marcha mediante transductores que miden las fuerzas generadas en las articulaciones de forma no invasiva.

Confiere una gran importancia al desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo, a la velocidad de marcha y a la contracción de los grupos musculares externos que no se valoran en proyecciones radiográficas estáticas. En las deformidades angulares de la rodilla detecta una disminución de las cargas en las zonas afectadas por el desarrollo de mecanismos compensadores.

Prodromos (1985) estudia la relación entre el resultado clínico de 21 pacientes sometidos a osteotomía y distribución de la carga durante la marcha.

Estudia el momento adductor de la rodilla y lo clasifica en elevado y bajo según el valor del vector resultante. Considera la aparición de una marcha compensadora en rotación externa asociada a momentos bajos y en rotación interna de la extremidad en momentos aductores elevados.

Un momento adductor bajo preoperatorio es el factor que se asocia a mejores resultados a los 3,2 años de seguimiento ya que existe un estilo de marcha en rotación externa compensatorio que se mantiene después de la intervención. Por otra parte los pacientes con recidiva de la deformidad en VR presentan un pico de momento adductor elevado.

Wang (1990) revisa a más largo plazo ( 8,9 años ) la serie de 28 rodillas de Prodromos. Observa la correlación entre los resultados y el pico máximo adductor de la rodilla durante la marcha.

El grupo de bajo momento adductor posee buenos resultados en el 100%, aunque en el otro grupo también existen 9 casos con buenos resultados. El VR recidiva en 10 de los pacientes con elevado momento adductor y en 3 de bajo momento.

Existe una pérdida de los resultados funcionales obtenidos en ambos grupos asociada al paso del tiempo.

El grupo de elevado momento adductor posee una media de 3,7° de VR al final del seguimiento. El grupo de bajo momento adductor se asocia al mantenimiento de la corrección en VL y la marcha en rotación externa del pie que supone la capacidad de reducir el momento adductor de la rodilla.

Wada (1998) también estudia la relación entre el momento de adducción de la rodilla preoperatorio y los resultados clínicos de OTV a los 6 años de seguimiento sin hallar ninguna correlación. En todos los casos consiguen una valguzación de la extremidad moderada entre 6-8° de valgusismo.

Opina que el momento adductor detectado preoperatoriamente es reflejo de la alineación en VR preoperatorio. Por otra parte halla una buena correlación entre los resultados clínicos y las mediciones radiológicas ( telemetría en carga).

Goh (1993) realiza un estudio clínico comparativo de la marcha entre 3 grupos: pacientes sanos, pacientes con gonartrosis y pacientes con gonartrosis intervenida con osteotomía y buen resultado clínico a los 2 años de la intervención. El estudio cinemático se realiza mediante marcadores de superficie y 5 videocámaras interconectadas con un ordenador. Se determina el pico del momento adductor que expresa el instante de máxima carga a nivel de la rodilla durante la fase de marcha.

Observa una gran alteración del patrón de distribución de cargas a las que atribuye el deterioro clínico de los resultados a los 5 años en los pacientes del último grupo.

Observa que mientras en una rodilla vara el compartimento interno conserva la máxima fuerza unido a un aumento de la tensión del ligamento lateral externo en las rodillas con deformidad en VL el compartimento más cargado es el externo y se asocia a un aumento de la tensión del LLI.

Un 57% de las rodillas intervenidas presentan una alteración del patrón de distribución de cargas. En las que existe hipercorrección mayor de 5° las

cargas del compartimento externo aumentan mucho y no son tan marcadas en correcciones inferiores a 5° de VL. Difiere de las series clínicas publicadas con anterioridad que no atribuyen a la osteotomía valguizante un aumento de artrosis en el compartimento externo.

Sólo algunos pacientes adoptan una marcha compensadora en rotación externa ( momento adductor bajo ) y no puede atribuir la aparición de la misma a un resultado clínico específico de la intervención.

Weidenhielm (1993) aporta el primer estudio cinemático invasivo caracterizado por la aplicación de marcadores de tantalio directamente en el hueso a nivel del fémur, de la rótula y de la tibia a ambos lados de la osteotomía desarrollando la radioestereometría. Se analizan 7 pacientes sometidos a OTV con una corrección media de 4° de VL.

Observa el eje de rotación fémoro-tibial durante la marcha que permanece inmodificado ya que se trata de un procedimiento extraarticular, en cambio aumenta la rotación tibio-femoral después de la cirugía por la disminución del dolor.

No hay cambios significativos de la posición rotuliana que depende básicamente de la función cuadricepsal y afirma que el valguismo conseguido no influye de forma importante en el desplazamiento patelar.

Finalmente postula que la cinemática de la rodilla no se afecta por la osteotomía y que las mediciones radiológicas en carga son un buen soporte para el cálculo de la cuña de sustracción.

Aunque Nagel e Insall (1996) no desarrollan un estudio cinemático completo aportan los resultados funcionales de 34 pacientes jóvenes sometidos a osteotomía (OTV) por AFTI. Al final del estudio un 82 % de los pacientes presentan un elevado grado de satisfacción y practican algún tipo de deporte ( correr o saltar ) que podría lesionar los componentes de una PTR.

## 1.5 OSTEOTOMÍAS Y PRÓTESIS

El tratamiento quirúrgico de la artrosis de compartimento medial ( AFTI ) ha tenido históricamente varias fases. Después de su descripción se utilizaron ampliamente las osteotomías correctoras para el tratamiento de la artrosis de rodilla y posteriormente debido al desarrollo de las prótesis totales se limitaron sus indicaciones.

Sin embargo, durante la década de los ochenta las osteotomías volvieron a popularizarse fruto de los fracasos observados con las primeras prótesis unicompartmentales especialmente en pacientes jóvenes (Engel 1981).

Aunque algunos autores (Hewett 1998) consideran la posibilidad del uso de ortesis como alternativa previa a la osteotomía o prótesis en AFTI, las posibilidades de tratamiento quirúrgico en AFTI (Dearborn 1996, Marmor 1990) con sintomatología superior a un año de evolución se perfilan en tres técnicas: osteotomía tibial valguizante (OTV), prótesis unicompartmental y prótesis total de rodilla (PTR).

Algunos autores consideran que existe no conflicto de indicación (Dearborn 1996, Gill 1995) una vez evaluados los parámetros de edad, alineación en VR de la extremidad y nivel de actividad del paciente.

Existen otras técnicas quirúrgicas propuestas para el tratamiento de la gonartrosis como la limpieza articular o las perforaciones que no desarrollamos por no considerarlos tratamientos definitivos.

Insall en 1981 hace mención del aumento de la protetización articular de la rodilla por gonartrosis en detrimento del uso de las osteotomías. Advierte que la substitución completa ( PTR ) o parcial ( prótesis unicompartmental ) de las superficies articulares obliga a preveer la aparición de complicaciones que obliguen al recambio protésico.

En el sumario aporta su experiencia en 72 recambios de prótesis de rodilla. Los resultados clínico-radiológicos obtenidos en sus casos son parecidos a los observados en prótesis primarias pero no idénticos recalando la dificultad de obtener una resolución completa del dolor y la afectación constante del mecanismo extensor.

Broughton (1986) compara los resultados 49 osteotomías tibiales valguizantes (OTV) y 42 prótesis unicompartmentales seguidas durante 5-10 años obteniendo mejores resultados respecto a la función y al movimiento en las prótesis parciales. Aunque los periodos de seguimiento son distintos realiza un análisis de supervivencia que convierte a los grupos en comparables, excepto que el grupo de osteotomías posee una menor edad media.

Halla más complicaciones sistémicas y locales en el grupo de las osteotomías (OTV). En el estudio radiológico, las osteotomías consiguen frenar la evolución de la artrosis en el compartimento interno aunque en el externo aparecen cambios degenerativos moderados. En las unicompartmentales, no aparece progresión de la artrosis en la articulación fémoro-patelar pero sí en el compartimento externo en algunos casos (<10%).

En el análisis de fallos para cada técnica se exponen 10 reintervenciones de osteotomías y 3 recambios de prótesis parciales.

Las osteotomías se revisan entre 7 meses y 7 años de la primera intervención por no unión, malacorrección de la deformidad y progresión de la artrosis, infección, pérdida de corrección posterior a la intervención o falta de remisión de la sintomatología a pesar de una técnica correcta.

En el caso de las prótesis unicompartmentales se realizan 3 recambios por valguismo exagerado con afectación del compartimento externo, progresión de la artrosis en el compartimento externo sin defectos de implantación y dolor fémoro-patelar incapacitante.

El autor concluye que los resultados de las osteotomías son poco predecibles mientras que las unicompartmentales poseen unos resultados clínicos muy superiores. Considera las prótesis unicompartmentales el tratamiento de primera elección en AFTI en pacientes ancianos.

No sólo se ha comparado el resultado clínico de las osteotomías respecto a las prótesis sino que también se ha analizado profundamente el resultado de una prótesis implantada en una rodilla previamente osteotomizada. Los resultados son muy divergentes en las distintas publicaciones.

Staehele (1987), revisa retrospectivamente 35 pacientes con osteotomía (OTV) metafisaria de sustracción fallida a los que se ha implantado una prótesis total o parcial.

Los motivos que obligaron a la protetización fueron la progresión de la artrosis, inadecuada corrección o recidiva del VR, no unión o hipercorrección en VL.

No halla más complicaciones intraoperatorias ni en la evaluación a los 2 años. Considera que en los casos en que se ha realizado una osteotomía valguizante no existen alteraciones óseas de importancia y considera que no hay diferencias respecto a una prótesis primaria.

Sin embargo en la publicación de Rees (2001) los resultados de las prótesis unicompartmentales implantadas a pacientes con osteotomía fallida empeoran de forma significativa. En este grupo aporta un índice de recambios

de la prótesis a los 5 años del 27% que es muy superior al 4% propio de las unicompartmentales primarias para este tiempo evolutivo que poseen un valor de supervivencia superior al 96%.

Simultáneamente a Staeheli, Katz (1987) expone una serie comparativa entre PTR primarias o secundarias a fallo de osteotomías (OTV) en 21 pacientes después de 2.9 años de seguimiento.

Halla excelentes resultados en el 100% de las primarias y el 81 % de las prótesis totales implantadas en pacientes a los que se les había practicado una osteotomía previa. Las osteotomías fueron metafisarias de cierre en el 86% y curviplanas en el 14%.

El autor expone un conjunto de dificultades quirúrgicas en el caso de las PTR posteriores a osteotomía tibial como la retirada de material de osteosíntesis propio de la osteotomía, la pérdida de altura rotuliana y la excesiva rotación externa de la parte proximal de la tibia. Postoperatoriamente, 2 pacientes precisan otro gesto quirúrgico y encuentra dificultades evolutivas por la pérdida de altura rotuliana.

Concluye que los resultados de prótesis totales de rodilla en pacientes sometidos a osteotomía previa se aproximan a las obtenidos en prótesis primarias pero no son iguales. En el primer grupo concretamente en las osteotomías de cierre se dificulta la implantación protésica por la disminución del espacio entre la tuberosidad tibial anterior y superficie articular.

Uchinou (1996) también expone dificultades técnicas en la protetización de una rodilla a la que se le había practicado una osteotomía metafisaria curviplana. Plantea las posibilidades de rescate en rodillas hiper corregidas en VL por una osteotomía durante la implantación de una PTR. Sugiere la realización de una nueva osteotomía en el mismo tiempo quirúrgico e implantación de un vástago tibial de recambio (prótesis de rescate). Cita a otros autores (Krackow 1990) que utilizan para el defecto en la parte medial metafisario cuñas metálicas o cementación del platillo tibial interno, que el autor considera desaconsejables ya que se observan líneas de radiolucencia precoces.

Aunque algunas publicaciones defienden la inocuidad de la osteotomía (Lizaur 1999) varios autores han publicado las dificultades técnicas de la implantación de una PTR después de la realización de una osteotomía tibial (Amendola 1989, García 1993, Hoffmann 1994, Laguna 1996, Mont-Clin Orthop 1994, Mont-Orthop Clin North 1994, Neyret 1992, Windsor 1988).

Sarasquete (1998) compara dos series equivalentes de pacientes a los que se ha implantado una PTR primaria o después de una osteotomía y seguidas durante 5 años.

La tasa de revisión o reintervención de la prótesis es del 16% por resultado regular o malo en las PTR posteriores a osteotomía además presentar un descenso rotuliano constante.

La evaluación parámetros clínico-funcionales valorados mediante la escala de Knee Society (Insall 1989) y radiológicos define dos subgrupos en los pacientes con PTR posterior a osteotomía:

pacientes con osteotomías metafisarias de sustracción ( o sencilla ) y los pacientes con osteotomías complejas curviplanas o combinadas o pacientes multioperados.

El subgrupo portador de prótesis después de una osteotomía sencilla presentó peores resultados que las prótesis primarias pero sin significación estadística.

Las revisiones de prótesis se asociaron de forma constante a prótesis no cementadas, osteotomías complejas o pacientes multioperados (patelectomía previa) y presentaron además una mayor dificultad técnica.

Meding ( Clin Orthop 2000; J Bone Joint Surg Am 2000) presenta los resultados clínicos de prótesis totales de rodilla cementadas implantadas después de osteotomías tibiales de sustracción o curviplanas y seguidas durante un periodo más largo de 8,7 años de media.

Aunque expone las dificultades técnicas intraoperatorias no halla resultados clínico-radiológicos significativamente distintos respecto de las PTR primarias al final del estudio.

Billings (2000) no halla dificultades intraoperatorias en el momento de la protetización de la rodilla en un grupo de pacientes sometidos a OTV a los que había aplicado un sistema de osteosíntesis rígida inicial y atribuye a la movilización precoz después de la osteotomía este efecto.

Por otra parte, la implantación de una prótesis unicompartmental de rodilla como primera elección no está exenta de riesgos, y en los grupos con mayor experiencia se refieren también complicaciones. Los resultados de una prótesis total de rescate por prótesis unicompartmental fallida no ofrece los resultados clínicos que se observan en una prótesis total primaria.

Barrett (1987) expone su amplia experiencia en prótesis unicompartmentales . Su serie está compuesta por 29 pacientes portadores de prótesis unicompartmentales que han precisado reintervención por aflojamiento de uno o los dos componentes protésicos, progresión de la artrosis en el compartimento externo, síntomas fémoro-patelares, inestabilidad y malposición del componente tibial o errores técnicos. En la mitad de las

revisiones se requirió aporte óseo, de tornillos y cemento, vástagos de revisión o la combinación de varios.

El grupo de trabajo de Barrett ( Boston ) implantó desde 1974 hasta el momento de la publicación un total de 620 prótesis unicompartmentales. Las ventajas atribuidas a las prótesis parciales de rodilla son la conservación de los ligamentos cruzados anterior y posterior, de la articulación fémoro-patelar y de la mitad de la superficie articular de la rodilla, es decir, el compartimento no protetizado.

En el análisis de fallos resalta las características del paciente ( 6 de ellos con artritis reumatoidea y 3 con peso > a 90 kg) y los errores técnicos.

Después de la curva de aprendizaje de la técnica y durante el año previo a la publicación, explica que el índice de recambios ha disminuido de forma muy importante realizando 2 recambios por errores técnicos de 256 prótesis parciales implantadas.

Indica la prótesis unicompartmental en pacientes con clínica y radiología de artrosis fémoro-tibial unicompartmental interna o externa por artrosis primaria, peso inferior a 90kg y pacientes de edad avanzada. El autor expone que los nuevos diseños protésicos unicompartmentales conservan más hueso que los modelos iniciales. En su serie, los resultados de la PTR de recambio después de la implantación de una prótesis unicompartmental son inferiores a los de una PTR primaria.

Como apuntó Insall la implantación de una PTR que podría indicarse en una AFTI debe valorar las posibilidades de rescate, ya que las revisiones protésicas nunca alcanzan los resultados ni la supervivencia de una prótesis primaria.

Rand (1988) expone los resultados de las prótesis de revisión, es decir aquellas que se han implantado después de una prótesis primaria por fallo de la misma. Los criterios para la evaluación incluyen parámetros clínicos, funcionales y radiológicos, además de contemplar las complicaciones aparecidas. De 50 revisiones protésicas utilizando prótesis condilares en pacientes que presentan una mínima pérdida de hueso y competencia ligamentosa conservada obtiene resultados buenos o excelentes en el 76% a los 4,8 años.

A pesar de todo halla cambios radiológicos (índice de radiolucencia) en el 17 % de los casos y en 5 pacientes aparecen complicaciones como el aflojamiento de uno o dos componentes, hematoma y cemento libre. En esta serie utiliza para la revisión una prótesis parecida a la primaria aunque expone que en los casos con mayores cambios locales de pérdida de hueso o laxitudes ligamentosas, usa otro tipo de prótesis de rodilla con anclajes adicionales como vástagos largos o central stabilizing pegs.

Amplía su estudio a 427 recambios de PTR a los que han aplicado distintos diseños protésicos. En su grupo evalúa pacientes con 1, 2 o 3 reintervenciones o recambios de prótesis de rodilla. En la primera revisión los resultados satisfactorios de la prótesis implantada se elevan al 64%, siendo sólo del 59% de buenos resultados después de 2 revisiones y del 50% de buenos resultados en pacientes que han sufrido 3 reintervenciones.

La serie de Rand permite evaluar la dificultad de rescate de una PTR y aunque la serie de Barrett es muy optimista también hace hincapié en que la revisión de una prótesis parcial se comporta como una PTR de recambio.

Padgett (1991) revisa los resultados de la revisión de las prótesis unicompartmentales. Difiere de series anteriores y remarca la dificultad técnica de la revisión de una prótesis unicompartmental a la que se la había atribuido una revisión más sencilla y una conservación importante de masa ósea.

Su serie contempla 21 rodillas portadoras de prótesis parciales que han precisado la implantación de una PTR entre 8 meses y 8 años de la cirugía primaria. Los pacientes del estudio tenían en el momento de la revisión entre 49-69 años. La prótesis unicompartmental fue interna en todos excepto en 1 caso.

El motivo de la revisión fue la progresión de la artrosis, malaalineación, laxitud ligamentosa e inestabilidad, aflojamiento del componente tibial, colapso y hundimiento del platillo tibial interno y dolor inexplicable. En el momento de la revisión apareció un defecto óseo importante en 16 rodillas ( 76% ) localizado en el platillo tibial, en el cóndilo femoral interno y en 1 caso en el cóndilo femoral externo correspondiente a la prótesis parcial externa.

Los resultados obtenidos mediante la PTR de revisión fueron buenos o excelentes en 16 casos, mediano en 1 y malo en 2. Los malos resultados se asociaron a uso de una gran cantidad de cemento en el platillo tibial interno por defecto óseo local. Después de un seguimiento de la revisión de 2 a 10 años, un 62% presentaron líneas de radiolucencia evidentes.

Concluye que el rescate de la pérdida de stock óseo mediante cemento no es una buena solución ya que se asocia aflojamientos de la PTR de revisión. La pérdida de hueso aparecida en una prótesis parcial fallida es debida según el autor a la resección propia del diseño protésico. Los resultados obtenidos con una PTR implantada después de una prótesis unicompartmental fallida son satisfactorios pero no ideales y se acercan a los obtenidos con una prótesis de revisión.

El estudio que compara directamente los resultados de una PTR después de una osteotomía (OTV) o una prótesis unicompartmental fallida lo desarrolla Gill (1995). Se trata de una serie retrospectiva de 30 pacientes en cada grupo, con seguimiento medio de 3,8 años. Intraoperatoriamente ambas son técnicamente difíciles.

En el grupo de las osteotomías se observó un déficit en el platillo tibial interno sin embargo las reconstrucciones óseas más importantes aparecieron en el grupo de prótesis parciales. A pesar de que en su serie no halla dificultades significativas remarca la dificultad de exposición que aparecen en PTR después de osteotomía. Los pacientes con PTR posterior a una osteotomía presentan una valoración clínico-funcional superior a los del grupo PTR posterior a una prótesis unicompartmental aunque las líneas de radiolucencia observadas son iguales en ambos grupos.

Aunque Barrett apunta como ventaja de la prótesis unicompartmental la conservación de los ligamentos cruzados de la rodilla, Dejour (1994) considera que la osteotomía (OTV) se puede asociar a una reconstrucción simultánea de un ligamento cruzado anterior en pacientes de menos de 40 años que presentan una AFTI, con unos resultados excelentes en cuanto a estabilidad y función de la rodilla.

## 1.6 INDICACIONES QUIRÚGICAS EN EL TRATAMIENTO DE LA ARTROSIS FÉMORO-TIBIAL INTERNA

Se indica tratamiento quirúrgico en pacientes con AFTI (Dearborn 1996, Marmor 1990) con sintomatología superior a un año. Para optimizar el resultado de las distintas técnicas se determinan un conjunto de características del paciente y las indicaciones y contraindicaciones que exponemos a continuación.

### 1.6.1 Osteotomía valguizante

#### Indicaciones:

Están indicadas en pacientes jóvenes y con sobrepeso (Gill 1995, Insall 1993, Wrigh 1991) y nivel de actividad elevado, sin afectación del arco móvil de la rodilla y estadio evolutivo de la artrosis moderado siempre que la deformidad consista en VR tibial (Insall 1993, Paley 1992) y no existan inestabilidades asociadas de importancia.

La edad del paciente varía en función de los autores considerándose en ocasiones 60 (Insall 1993) o 70 años (Coventry 1993) en función de la actividad física practicada. También se indica en pacientes con enfermedades inflamatorias articulares como la artritis reumatoide (Coventry 1969).

Las osteotomías metafisarias de sustracción no modifican significativamente los resultados de la PTR posteriores al fallo de la osteotomía que son iguales a los obtenidos mediante prótesis primarias según Meding (2000), Toksvig-Larsen (1998), Lizaur (1999) y aunque Sarasquete (1998) halla peores resultados que no presentan significación estadística.

Magyar (1998) indica osteotomías metafisarias de apertura en pacientes jóvenes y activos ya que no provocan acortamiento tibial ni rotación de la porción superior de la osteotomía que sí se detectan en las osteotomías de cierre. Mientras que otros (Coventry 1993, Flamme 1999) las consideran sólo indicadas en inestabilidades mediales moderadas de la rodilla.

#### Contraindicaciones:

Están contraindicadas (Coventry 1965) las osteotomías de sustracción metafisaria en:

- ✓ procesos degenerativos articulares con afectación del compartimento externo o artrosis muy evolucionada en el compartimento interno con varismo superior a 10-15° secundario

- ✓ a usura o pérdida ósea,
- ✓ inestabilidad severa con traslación o subluxación lateral de la rodilla superior a 1 cm,
- ✓ alteraciones del arco móvil de la rodilla con flexión menor a 90° o déficit de extensión superior a 10° ,
- ✓ pacientes de más de 70 años y
- ✓ en coexistencia con enfermedades sistémicas como la arteriosclerosis obliterans.

Por otra parte las deformidades en otros planos distintos del antero-posterior o frontal ( p.e. recurvatum de la tibia ) no pueden ser corregidas mediante osteotomías metafisarias rectas. Una deformidad en dos planos anatómicos ( antero-posterior y sagital ) debe ser corregida por una osteotomía aplicada en un plano oblicuo. Las deformidades torsionales son generalmente distales a la tuberosidad anterior de la tibia y las osteotomías curvas se hallan contraindicadas en esta situación (Paley 1992).

La patología patelo-femoral no constituye una contraindicación absoluta para las osteotomías rectas (Engel 1981) en estadios evolutivos moderados.

Las inestabilidades moderadas no son contraindicaciones absolutas. Déjour (1994) indica osteotomías valguizantes de sustracción en pacientes de 40 años con AFTI secundaria a inestabilidad por lesión del ligamento cruzado anterior. Paley propone retensados ligamentosos en laxitud moderada del ligamento lateral externo y osteotomías metafisarias de adición o curviplanas en inestabilidades moderadas del LLI.

### **1.6.2 Prótesis parciales o unicompartmentales**

#### Indicaciones:

Las prótesis unicompartmentales (Gill 1995) están indicadas en pacientes preferentemente jóvenes, sedentarios, sin sobrepeso con AFTI de origen primario, sin alteraciones importantes de la estabilidad articular ni de la alineación de las EEII u osteotomías previas.

Para Weale (2001) es aconsejable la implantación de una prótesis parcial en pacientes jóvenes ya que la revisión es menos compleja.

Broughton (1986) en AFTI en pacientes ancianos considera de primera elección la prótesis unicompartmental versus la OTV.

#### Contraindicaciones:

Están contraindicadas las prótesis unicompartmentales en:

- ✓ AFTI de origen reumático en pacientes jóvenes (Gill 1995)
- ✓ inestabilidades ligamentosas severas (Barrett 1987)
- ✓ como rescate de una osteotomía fallida (Rees 2001)
- ✓ sobrepesos superiores a 90 Kg (Barrett 1987) o actividad física importante.

### **1.6.3 Prótesis totales**

#### Indicaciones:

Las PTR están básicamente indicadas en pacientes ancianos, sedentarios, con estadios evolutivos mayores de AFTI (grados III-IV) con deformidades importantes de la rodilla, afectación del arco móvil o compromiso fémoro-patelar e inestabilidades ligamentosas (Insall 1993).

#### Contraindicaciones:

Son las indicaciones de las anteriores osteotomía o prótesis unicompartmental.

## 1.7 ESTUDIOS EXPERIMENTALES

Un estudio biomecánico pretende analizar uno o varios parámetros mecánicos de una estructura biológica. Los estudios experimentales que estudian el comportamiento biomecánico de fragmentos óseos permiten evaluar características básicas del mismo. Existen numerosos estudios mecánicos del hueso tanto en modelos humanos como animales.

Los estudios biomecánicos realizados en modelos humanos son muchos aunque metodológicamente muy variados. El diseño experimental mecánico persigue el estudio de un parámetro predefinido y la metodología para conseguirlo está adaptada a este objetivo. Los sistemas de evaluación biomecánica utilizados son muy variados y han sido motivo de una tesis doctoral (Vilar 1995).

Los estudios biomecánicos realizados in vivo en humanos son no invasivos (estudios cinemáticos) o mínimamente invasivos (radioesterometría).

Los estudios biomecánicos in vitro, sobre tejido óseo utilizan secciones o cilindros o piezas anatómicas completas. En el primer caso, se testan un gran número de muestras a diferencia realizados en piezas anatómicas completas donde la dificultad de obtención reduce significativamente el número de especímenes. Oh (1978) realiza 11 test de compresión axial en 5 fémures, Shaw (1996) utiliza 2 modelos anatómicos completos desde columna lumbar hasta los pies, Flamme (1999) utiliza 10 tibias para explorar más de 8 variantes de síntesis y Bohler (1999) 12 rodillas para evaluar 6 osteotomías distintas.

La dificultad de obtención de tejido óseo humano especialmente de grandes piezas o huesos completos es evidente por razones médico-legales, éticas y de disponibilidad. Por ello el estudio de parámetros mecánicos óseos se ha desarrollado enormemente mediante la experimentación con modelos de origen animal.

Existen estudios con animales de experimentación que se han realizado in vivo y sacrificado posteriormente aunque la mayoría de los parámetros de carga, resistencia y elasticidad óseas se han obtenido por estudios experimentales in vitro.

La elección de la raza que se somete a estudio varía ampliamente. Se tiene en cuenta su disponibilidad y tamaño en los casos que requieren experimentación in vivo siendo las ratas o ratones, conejos y perros los más comúnmente utilizados. En las situaciones donde la experimentación es in vitro se han empleado hueso bovino, porcino y ovino.

Las similitudes entre los modelos animales y humanos no se limitan a la estructura ósea en sus características mecánicas básicas si no que en muchos casos la anatomía macroscópica presenta múltiples paralelismos. Este es el caso de la pierna trasera del cerdo que muestra una gran similitud con la extremidad inferior humana como se recoge en textos descriptivos publicados

por Barone (1978), Popesko (1987) o Sack (1982). Se han utilizado fémures completos de cerdo para estudiar el comportamiento mecánico de determinados tipos de síntesis utilizados en clínica (Forés 1991).

Gómez (1991) realiza un estudio comparativo de rodillas animales aplicables a experimentación. Compara las rodillas humanas con las del macaco, gato, perro, conejo y cabra hallando múltiples similitudes especialmente con el primate. Concluye que ningún modelo animal es ideal y considera preciso simplificar al máximo el nivel de comparación y no pretender un modelo experimental articular de la rodilla. Por otra parte todos los animales que somete a estudio poseen una gran diferencia de tamaño y peso total respecto al modelo humano ya que los animales testados son de “pequeño” tamaño respecto a un adulto humano.

### 1.7.1 Propiedades mecánicas del hueso

Respecto al comportamiento mecánico del hueso Wolff postula en 1870 la ley “ las fuerzas compresivas fortalecen el hueso “ aceptado actualmente por todos los ortopedas.

Pope (1974) estudia las características mecánicas del hueso diafisario. Desarrolla la ley de Wolff (1870) en fragmentos de tibias bovinas demostrando que la orientación de las travéculas óseas se distribuye en función de las fuerzas compresivas a que es sometido el hueso, siendo longitudinal a nivel de la diáfisis y variable en las regiones metafisarias. De cada hueso obtiene 30 muestras. Utiliza un test mecánico determinando las tensiones aparecidas, los módulos de elasticidad y las variaciones de la fractura por tensión mediante la aplicación de cargas colineares o desaxadas. Observa que la variación de la fractura por tensión está en función del ángulo entre el eje longitudinal y radial.

En su trabajo demuestra la anisotropía del hueso o sea que las propiedades mecánicas del hueso son distintas en las diferentes direcciones aportando una concepción tridimensional de la estructura ósea parámetro del que adolecen los modelos fotoelásticos o de hueso sintético.

Otra propiedad mecánica la investiga Reilly (1975) utilizando secciones delgadas de hueso diafisario bovino y humano para la descripción de las propiedades elásticas. Aplica el test mecánico de inflexión en tres puntos de carga para determinar el módulos de elasticidad en hueso cortical bajo carga de aplicación lenta ya que la aplicación rápida de la misma hace que se comporte como un sólido-elástico. También determina los criterios de fallo para fuerzas compresivas obteniendo unas curvas de fuerza-desplazamiento características de sólido-elástico.

Lotz en 1991 continua estudiando la resistencia del hueso a la carga pero a nivel metafisario y la relaciona con la densidad y la orientación travecular. Utiliza 123 secciones de hueso procedentes de la región metafisaria de 5 fémures humanos frescos conservados por congelación. Les practica un test mecánico de inflexión en tres puntos.

El autor define el hueso diafisario como modelo isotrópico transversal, con constantes elásticas en tensión definidas por Reilly y Burstein en 1975. Describe el comportamiento mecánico de las regiones metafisarias que también son anisotrópicas pero poseen un módulo de elasticidad diferente al diafisario. La función mecánica del hueso cortical circundante a nivel metafisario que es más delgado que el diafisario posee un efecto mecánico menor y el hueso travecular otorga una contribución estructural importante. Por tanto las diferencias de resistencia metafisarias son debidas a la densidad y la orientación travecular.

Ding (1997) explora las propiedades mecánicas del hueso esponjoso en un estudio mecánico e histoquímico. Utiliza más de 300 cilindros óseos de 31 tibias humanas conservadas por congelación. Determina la cantidad absoluta de hueso y colágeno observando diferencias de comportamiento mecánico con la edad y el contenido absoluto y porcentual de mineral y colágeno del hueso. Realiza dos tipos de test mecánicos : pruebas destructivas con aplicación de cargas hasta conseguir la fractura de la pieza de estudio y no destructivas por carga axial observando la deformación y plasticidad.

En los test destructivos define la fuerza última o máxima aplicada para provocar la fractura, la tensión última o máxima y la energía de fracaso absorbida en el fracaso o fractura del cilindro. Obtiene curvas típicas de fuerza-tensión con una pendiente que define el módulo de Young.

En los test no destructivos valora la elasticidad del hueso por la aplicación de cargas a baja velocidad (Young's Modulus). Como Burstein (1975) opina que la plasticidad ósea es debida al contenido colágeno mientras que la fuerza y la rigidez dependen más del contenido mineral.

Concluye que la densidad de colágeno es un buen predictor de la energía de fallo y su concentración es el único predictor de fatiga. Sin embargo observa que el contenido mineral condiciona la fuerza máxima de carga. La pérdida de resistencia mecánica la atribuye a la pérdida de sustancia ósea y a su calidad, es decir la proporción entre cantidad de hueso y colágeno.

Radin (1978) también explora el comportamiento elástico y sólido del hueso en experimentación animal mediante distintas velocidades de aplicación de la carga. La carga axial constante y lenta a ritmo de  $3,3\text{Newton} \times 10^{-4}\text{segundos}^{-1}$  permite la evaluación de las propiedades elásticas del hueso mientras que en aplicaciones rápidas de fuerza  $1\text{Newton}/0,1\text{segundo}$  el hueso no muestra sus características plásticas y se comporta como un sólido-elástico.

Lewandrowski (1998) demuestra que el factor más importante en la resistencia mecánica de un hueso sometido a carga axial destructiva es la cantidad de mineral del hueso.

Los estudios in vivo desarrollados en animales permiten explorar características del hueso vivo, como la respuesta a la carga o la curación de las fracturas.

Radin (1978) desarrolla un estudio experimental "in vivo" en conejos maduros donde combina un estudio mecánico con determinaciones histoquímicas. Desarrolla artrosis en rodillas por cargas axiales repetitivas equivalentes a 1,5 veces el peso del animal en posición de extensión máxima durante varias semanas. Observa que existe una alteración metabólica que

incrementa la proliferación celular y la rigidez ( esclerosis ) subcondral que preceden a la degeneración cartilaginosa desencadenada por la liberación de enzimas lisosomales. Consigue reproducir un proceso de degeneración articular inducida por la carga y por tanto demuestra experimentalmente la teoría de Maquet.

Larsson (2001) en un estudio in vivo en perros realiza un defecto tibial diafisario con separación de los extremos óseos de 2 mm que estabiliza mediante un fijador externo. Analiza 2 situaciones, fijador externo rígido o con dinamización que permite una cierta compresión axial pero anula los demás movimientos ( lateralizaciones y rotaciones ). Los animales se sacrifican a lo largo de varias semanas y se observa que el callo perióstico y la formación ósea endóstica son mayores en los dinamizados, la resistencia mecánica del callo óseo en este grupo es mayor y más precoz. Concluye que la dinamización axial precoz en las fases primarias de curación ósea favorece y acelera la formación de callo óseo que además posee una resistencia mecánica superior. Por el contrario los sistemas excesivamente rígidos retrasan este proceso. Por otra parte, aumentos de la separación de los bordes óseos superiores a 2 mm retrasan la formación y la resistencia del callo óseo ( Claes 1997).

### 1.7.2 Valoración de la densidad mineral ósea

El hueso puede presentar una gran variabilidad de contenido mineral cálcico y con ello un distinto comportamiento mecánico en cuanto a resistencia a la fractura. El comportamiento biomecánico de vértebras ha sido estudiado por Renau (Tesis doctoral 2000) valorando factores cuantitativos y cualitativos.

En estudios sobre tejidos animales, el grado de mineralización presenta una menor dispersión ya que la edad de sacrificio es homogénea y habitualmente se trata de animales sanos. Algunos autores (Reilly 1975) consideran que la mayor densidad vascular del hueso bovino lo hace menos resistente a las fracturas aunque resulta una estructura válida para la realización de estudios bi y trimensionales. Para evitar el sesgo debido a las diferencias de mineralización algunos autores utilizan la evaluación de las muestras respecto de sí mismas (Oh 1978, Otani 1993, Pope 1974) obteniendo varios fragmentos óseos del mismo animal aunque también se considera correcto el uso de fragmentos óseos procedentes de animales de edad y peso parecidos.

En experimentación humana este factor se halla menos controlado, los especímenes obtenidos generalmente proceden de personas de mayor edad, con diferencias de calcificación importantes y posible patología asociada. Se intenta uniformizar las muestras mediante selección de parámetros conocidos como la edad, sexo, peso o ausencia de patología asociada pero en muchas ocasiones no existe acceso a toda esta información.

Los estudios radiológicos han permitido la evaluación del contenido mineral óseo. Es sistema radiológico de Singh (1970) ha sido utilizado por varios autores (Cristofoni 1996) para la valoración del grado de osteoporosis femoral.

Alho (1989) intenta establecer el grado de mineralización y de resistencia ósea a través de estudios con tomografía computerizada empleando las Hunsfield units, obtenidas por tomografía computerizada que se correlacionan de forma aproximativa con la densidad ósea. Estudia en 26 fémures humanos la resistencia a la carga axial y fuerza máxima de fractura correlacionándolo con esta valoración tomográfica.

Halla una elevada correlación entre la densidad del hueso esponjoso de la cabeza femoral con la resistencia a la carga como ocurre con el hueso esponjoso de la metáfisis tibial (Hvid 1987). También determina una correlación significativa entre la carga máxima y la masa cortical diafisaria. En su estudio tomográfico no detecta diferencias significativas entre los distintos sexos. Sostiene que existe un sesgo por la desaparición de fuerzas torsionales y musculares.

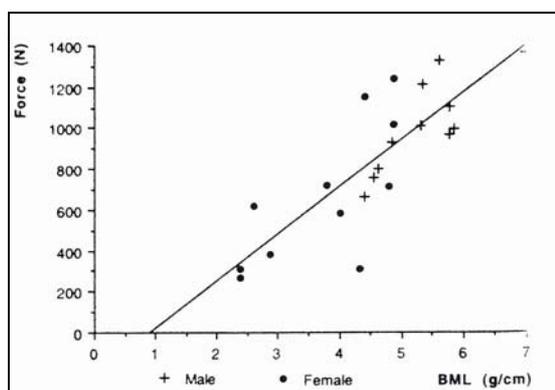
La densitometría permite la valoración de la densidad mineral ósea y ha sido aplicada a estudios experimentales para conseguir homogenizar las muestras mecánicas.

Sharp (1990) determina valores medios de densidad del tejido mineral óseo en el hueso trabecular humano próximos a  $1.9 \text{ g/cm}^3$  y  $2.0 \text{ g/cm}^3$  para el hueso cortical.

Sakkers (1995) estudia la aparición de fracturas a nivel de la diáfisis por la introducción de cemento a presión en 22 fémures humanos. Obtiene una relación directa entre la aparición de la fractura a una determinada presión hidráulica de cementación y la densidad mineral ósea medida con densitometría o DEXA ( dual ray absorciometry ).

Practica una densitometría a los fémures mediante un aparato QDR 1000 en uso de modo lumbar y sumergidos en agua. Expresa el contenido mineral por longitud (g/cm) y la densidad mineral ósea ( $\text{g/cm}^3$ ). Observa que la primera medición (g/cm) obtiene unos resultados variables que precisan reajuste por edad y sexo. Mientras que la densidad mineral ósea (BMD) expresada en  $\text{g/cm}^3$  no presenta diferencias significativas respecto a la edad y sexo y los valores absolutos oscilan entre  $0.592$  a  $2.071 \text{ g/cm}^3$ .

Existe una relación directa entre la fuerza de fractura o presión hidráulica de cementación y contenido mineral por longitud (g/cm) que gráficamente se expresa de forma lineal con coeficiente de regresión de  $247/1 \text{ g/cm}$ . Se observa la misma correlación lineal y coeficiente de regresión con la densidad mineral ósea ( $\text{g/cm}^3$ ) con un intervalo de confianza del 95% (Figura 19).



**Figura 19.** Relación lineal entre la fuerza de fractura y la densidad mineral ósea

Para el autor el factor más predictivo del comportamiento mecánico del hueso sometido a cargas es el grado de mineralización. La absorciometría con rayos X de energía dual o DEXA constituye una medición cuantitativa, fiable y precisa de los cambios de mineralización y porosidad del fémur.

Baitner (1999) realiza un estudio mecánico en 16 fémures con aplicación de osteosíntesis. Para conseguir una muestra uniforme incluye la valoración densitométrica. Los especímenes de su estudio se habían conservado por embalsamamiento que incluye sistemas físicos de ebullición y secado y químicos. Las densidades minerales óseas medias obtenidas se situaron alrededor de  $0,625 \text{ g/cm}^2$  sin diferencias importantes respecto a las descritas por Sakkers (1995).

Afirma que el uso de este tipo de tratamiento óseo provoca una descalcificación de las muestras observada y medida por DEXA ( McElhaney 1964). El análisis estadístico de la covarianza ANCOVA correlacionó la densidad mineral ósea con la carga hasta el fracaso.

### 1.7.3 Conservación de los tejidos biológicos

El uso de tejido biológico entraña la necesidad de su conservación antes, durante y después de la realización de los estudios mecánicos. El sistema de conservación utilizado puede modificar las características mecánicas del hueso. Existen múltiples investigaciones sobre la influencia de los distintos sistemas de conservación en el comportamiento mecánico de segmentos óseos y de unidades ósteo-ligamentosas.

Los estudios experimentales que utilizan segmentos o piezas anatómicas completas de hueso precisan la exéresis de las partes blandas susceptibles de provocar o desencadenar descomposición.

El sistema más empleado es la conservación por congelación tanto en especímenes animales (Bonfield 1968, Lewandrowski 1998, Pelker 1983, Pope 1974, Reilly 1975, Roe 1988, Sedlin 1965) como humanos (Bright y Burstein 1978, Ding 1997, Frankel 1973, Oh 1978, Pelker 1983, Triantafylou 1975) y la temperatura más habitual son  $-20^{\circ}$  centígrados (C) previo embolsado de las muestras.

También se utilizan otras temperaturas de congelación como  $-35^{\circ}$ C (Triantafylou 1975),  $-40^{\circ}$ C (Molina 1995) o  $-78^{\circ}$ C (Komender 1976).

Pelker (1983) compara especímenes frescos con otros congelados a  $-20^{\circ}$ C y  $-70^{\circ}$ C sin hallar diferencias significativas.

Tampoco influye el tiempo de conservación como demuestran Frankel (1960) y Sedlin (1965) en fragmentos óseos conservados durante varias semanas respecto a huesos frescos ya que no detectan diferencias de resistencia mecánica a la fractura.

Bonfield (1999) observa que por debajo de los  $-25^{\circ}$ C las características de elasticidad y plasticidad a la carga son distintas, sin embargo el componente inelástico del hueso es independiente de la temperatura ya que la congelación influye en el componente hidroxiapatita-colágeno. Por otra parte las temperaturas superiores a  $50^{\circ}$ C provocan una incapacidad de recuperación para la deformación y un cambio irreversible en la estructura del hueso. El comportamiento de sólido no se modifica por la congelación y en cambio los procedimientos de ebullición (superiores a  $50^{\circ}$ C) alteran de forma permanente la estructura y el comportamiento óseo.

Ding (1997) discrepa de Lindahl (1976) en la experimentación en huesos a los que se ha sustraído la grasa ya que considera que dicha preparación modifica el comportamiento mecánico de las muestras. Opina que el hueso húmedo sin sustracción de grasa es el mejor representante del comportamiento mecánico real. Sakkars (1995) coincide en este punto y expone que la limpieza

y el remojo de los especímenes aunque no alteran las propiedades elásticas ni la resistencia producen pequeñas fracturas en la superficie de las diáfisis.

Baitner (1999) usa fémures embalsamados que han sido sometidos a tratamientos químicos con hipoclorito sódico y físicos incluyendo la ebullición y secado. Mientras que la ebullición sustrae la porción grasa el hipoclorito sódico tiene un efecto sobre el tejido lipídico y sobre el mineral provocando una desmineralización parcial. Por otra parte la ebullición provoca una sustracción grasa adicional y altera las características óseas. Estas muestras no requieren ningún otro tipo de conservación adicional aunque se comportan como huesos poróticos (Blanton 1967, McElhaney 1964). La desmineralización parcial (Lewandowski 1998) modifica la rigidez a la incurvación no destructiva y disminuye la resistencia a la compresión axial.

Los estudios de Roe (1988) demuestran el efecto de los agentes químicos en la conservación del tejido óseo. Compara 3 sistemas de conservación : la congelación simple a  $-20^{\circ}\text{C}$ ; la congelación asociada a esterilización química con óxido de etileno, metanol-cloroformo y ácido yodoacético; y la congelación con esterilización química y decalcificación parcial con ácido hidro-clórico. Demuestra una disminución de la resistencia a la compresión en los huesos esterilizados respecto a los congelados más acusada en los parcialmente decalcificados que aumenta al prolongarse el tiempo de conservación.

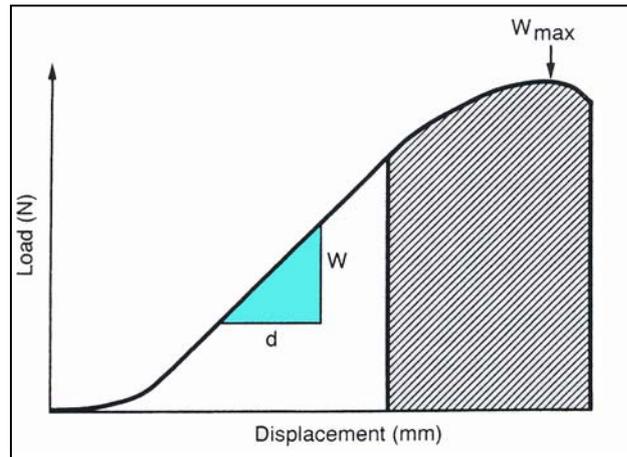
Las congelaciones en seco o deshidratación previa a la congelación ha sido utilizadas por Bright y Burstein (1978), demostrando que las propiedades mecánicas se recuperan en un intervalo de varias horas después de la rehidratación. Pelker (1983) compara especímenes frescos, congelados y deshidratados y congelados observando que la resistencia mecánica disminuye mucho más en los deshidratados.

Otros autores utilizan la liofilización (Baitner 1999, Triantafyllou 1975) que consiste en la deshidratación y congelación ultrarrápida a los que también se sustrae la grasa por métodos químicos con formaldehído. Cristofoni (1996) observa una pérdida de las propiedades mecánicas en los huesos liofilizados con respecto a los conservados por congelación simple.

Hamer (1996 ) utiliza para la esterilización de tejido óseo la irradiación observando que provoca una destrucción del colágeno tipo alfa debido a la aparición de radicales libres procedentes de la moléculas de agua. La ultracongelación o congelación a  $-78^{\circ}\text{C}$  disminuye la movilidad de las moléculas de agua y reduce este efecto sobre el colágeno en casos de irradiación posterior.

Por otra parte indica que el hueso sometido a congelación posee unas propiedades mecánicas idénticas al hueso fresco que se observa en las

gráficas obtenidas de fuerza–desplazamiento que presentan el mismo pico de fuerza y la misma pendiente o rigidez ( Figura 20)



**Figura 20.** Gráfica de fuerza-desplazamiento por carga axial.  $W_{max}$  corresponde al pico de fuerza. Triángulo azul, la hipotenusa de la fuerza ( $W$ )-desplazamiento( $d$ ) corresponde a la rigidez.

La conservación por congelación también se aplica a unidades ósteo-articulares que conservan inserciones ligamentosas como rodillas (Hoshino 1987) o segmentos vertebrales (Panjabi 1982). No se demuestra ninguna diferencia entre patrón de transmisión de cargas entre especímenes "frescos" y los congelados a  $-20^{\circ}\text{C}$  y descongelados posteriormente a temperatura ambiente a pesar de estar sometidos a congelación durante periodos cortos (1 día o 21 días ) o largos ( 232 días).

En definitiva y a la luz de los estudios expuestos el sistema de conservación del hueso más aceptado consiste en la congelación a  $-20^{\circ}\text{C}$ , sin límite de tiempo y sin asociación a tratamientos químicos o físicos ( ebullición o irradiación ). La descongelación a temperatura ambiente sin remojo de las piezas evita alteraciones secundarias del hueso.

Los autores coinciden en que un proceso de congelación no altera las características mecánicas de los fragmentos óseos. No hemos hallado en la literatura consultada referencias al efecto de varios procesos de congelación y descongelación en una misma muestra.

#### 1.7.4 Estudios mecánicos experimentales sobre rodillas

Las fuerzas actuantes a nivel de la rodilla son variadas y dependen de la carga del peso del cuerpo y de las fuerzas generadas por la musculatura. Los estudios cinemáticos evalúan minuciosamente los vectores aparecidos en los distintos planos del espacio. En experimentación in vitro las fuerzas musculares pueden reproducirse sólo por aproximación. Durante la bipedestación y la marcha la carga de mayor magnitud es la fuerza axial, es decir, a lo largo del eje de la extremidad, generada por el peso del cuerpo.

Las cargas aplicadas a los huesos de las EEII durante las actividades de la vida diaria varían en función de los distintos autores aunque existe un cierto consenso en situarlas alrededor de 2,5 veces el peso del cuerpo.

Oh (1978) utiliza fémures humanos a los que implanta 6 tipos de prótesis. Aplica una carga axial no destructiva y determina su distribución a lo largo del fémur mediante galgas de superficie que permiten mediciones directas de la carga. Aplica fuerzas axiales cercanas a los 2500 Newton (equivalentes a 250 Kilogramos) que considera habituales en el apoyo monopodal de la marcha.

Otani (1993) también utiliza fémures humanos para el estudio de cargas axiales y torsionales en pruebas no destructivas. En este caso aplica cargas de 1000 y 2000 Newton (N) que considera normales en la cabeza femoral durante las actividades de la vida diaria.

Para Riegger-Krugh (1998) la marcha normal de un individuo adulto a nivel de la rodilla genera una carga axial equivalente a tres veces el peso del cuerpo que evalúa como 1960 Newton.

Flamme (1999) considera que 1000 N que es la fuerza axial máxima que soporta una rodilla de un paciente que ha sido intervenido mediante una osteotomía valguizante.

Una vez determinado el parámetro a evaluar se debe diseñar el bastidor mecánico donde se adaptará la pieza ósea de estudio y la disección idónea de la muestra. Generalmente este paso supone la eliminación de las partes blandas ya que in vitro no se pueden valorar las fuerzas y tensiones musculares. Cualquier modelo mecánico de estudio posee esta limitación intrínseca (Wang 1990).

Por otra parte el intento de suplir las fuerzas musculares mediante sensores u otros sistemas resulta insuficiente ya que no observa la capacidad de adaptación de la musculatura que aparece de forma espontánea en

cualquier cambio articular. Concretamente los cambios musculares observados en rodillas animales a los que se les ha producido una inestabilidad por sección ligamentosa ha sido estudiada por Pellisé y Navarro-Quilis (1997).

El parámetro mecánico sometido a evaluación define las características del montaje de la máquina de ensayos así como la disección a que es sometido el fragmento óseo.

Exponemos algunos de los estudios biomecánicos de distribución de cargas a nivel de la rodilla, para ejemplificar la gran variabilidad de montajes y disecciones empleadas.

Shaw (1996) realiza estudios sobre modelos cadavéricos completos que incluyen ambas extremidades inferiores, pelvis y parte de la columna lumbar. Explora situaciones de apoyo mono y bipodal. Observa que el eje mecánico de la extremidad coincide con el eje de carga durante la fase de apoyo bipodal y en cambio son divergentes en apoyo monopodal que es la situación que aparece durante la marcha, aunque en su estudio no contempla ningún mecanismo muscular compensador.

Hoshino (1987) estudia el comportamiento de la rodilla íntegra de cadáver sometida a carga axial pura. Define la energía absorbida por los diferentes elementos de la misma ( cartílago articular, meniscos, cápsula articular ) y demuestra que su eliminación provoca un aumento del pico de fuerza para la misma carga y el mismo desplazamiento demostrando la absorción de energía por parte de estas estructuras. Su estudio no contempla la variabilidad existente entre las diferentes rodillas ( tamaño absoluto ni grado de varismo o valguismo fémoro-tibial ) ni su nivel de densidad mineral ósea.

Otros evidencian los cambios aparecidos después de diferentes intervenciones realizadas en rodillas de cadáver.

Molina (1995) testa rodillas humanas completas con sección a nivel de diáfisis tibial y femoral y conservación del tendón rotuliano y rótula desarrollando un estudio de presiones fémoro-patelares antes y después de distintas intervenciones sobre el aparato extensor en distintos grados de flexión de la rodilla.

Weber (1997) estudia EEII desde la diáfisis femoral hasta el mediopié a las que ha practicado una osteotomía valguizante resecano solamente las partes blandas de los compartimentos ántero-laterales de la pierna. Desarrolla un bastidor que permite la compresión axial de la extremidad para observar el desplazamiento superior del peroné en osteotomías valguizantes de la tibia y la función de la sindesmosis tibio-peronea.

Matsumoto (1994) utiliza rodillas humanas frescas íntegras con la misma disección que Hoshino con y sin reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Su bastidor está diseñado para explorar los momentos torsionales aparecidos en la rodilla mediante la aplicación de rotaciones a los extremos diafisarios que intentan reproducir fuerzas valguizantes y varizantes. No explora cargas axiales.

Anouchi (1993) utiliza rodillas humanas que disecciona retirando las partes blandas e implantando una PTR. Intenta también la aplicación de fuerzas varizantes y valguizantes mediante un bastidor mecánico que mantiene fija la porción ósea femoral y libre la tibial. Efectúa mediciones mediante células de carga y potenciómetros para las lecturas de fuerza. No desarrolla estudios destructivos ni mediciones de carga axial.

Riegger-Krugh (1998) obtiene unidades articulares de la rodilla de 40cm por sección de diáfisis femoral a 22 cm de la interlínea articular y tibial a 18 cm. Observa la transmisión de cargas después de practicarles una OTV con cuñas de sustracción variables mediante un bastidor que aplica cargas axiales no destructivas obteniendo lecturas de carga a través de films sensibles a la presión localizados en el interior de la rodilla. Intenta reproducir las cargas varizantes o valguizantes mediante la modificación de la posición del extremo femoral.

Otros autores como Bohler (1999) y Flamme (1999) utilizan solamente la tibia para el estudio del comportamiento mecánico de osteotomías disecando las partes blandas excepto el periostio. En ambos casos las fijaciones al bastidor se efectúan en los extremos de la tibia.

Bohler (1999) desarrolla un estudio experimental en tibias cadavéricas a las que se practica OTV de sustracción a 2 y 3 cm de la superficie articular y de distintos tamaños ( 5°-10°-15° ) a las que aplica cargas axiales no destructivas.

Las variaciones de nivel osteotomía-superficie articular y altura de la cuña de sustracción no modifican significativamente las áreas de contacto entre los bordes óseos. En cambio el desplazamiento lateral o medial del segmento distal de la osteotomía modifica significativamente el área de contacto y reduce mucho la resistencia mecánica que pasa a depender exclusivamente del hueso esponjoso. Considera no desplazadas aquellas osteotomías que mantienen contacto cortical en la vertiente medial o puente medial íntegro conseguido por osteoclasia de la cortical interna.

Concluye que las osteotomías con conservación del puente óseo medial poseen una elevada autoestabilidad y resta importancia a los sistemas de osteosíntesis en esta situación.

Flamme (1999) realiza un estudio comparativo de varias osteosíntesis aplicadas a OTV. Estudia los momentos torsionales entre los dos fragmentos de la tibia y aplica cargas axiales en test no destructivos.

### 1.7.5 Biomecánica de las síntesis

De los estudios biomecánicos in vivo que analizan las características de las osteosíntesis remarcamos el realizado por Stoffel (2000) que analiza la influencia de la exposición quirúrgica requerida en la implantación de osteosíntesis. Experimenta en ovejas a las que realiza una osteotomía oblicua tibial y osteosíntesis mediante 4 diferentes modelos de placa. Las placas de mayor rigidez se asocian a reabsorción ósea alrededor del foco de osteotomía y de los tornillos. En todos los casos la desperiostización se relaciona con porosis cortical, signo de falta de riego sanguíneo local. El autor recomienda implantes y abordajes mínimamente invasivos para evitar la lesión perióstica.

Los estudios biomecánicos in vitro que evalúan sistemas de osteosíntesis sobre huesos largos o completos son distintos de los que conservan la articulación de la rodilla.

Cuando se aplica una síntesis a una pieza anatómica completa los extremos óseos que pueden fijarse sólidamente al bastidor mecánico mediante resinas, cemento o tornillos y desaparecen los parámetros de movilidad articular y laxitud ligamentosa que existen en caso de conservar la articulación.

Este es el caso de estudios de estabilización de osteotomías diafisarias de tibia con osteosíntesis endomedulares que permiten explorar el comportamiento a la torsión (Carr 1996), a compresión con cargas colineares y three-point bending test (Schandelmaier 1996) o aplicación de cargas varizantes o valgizantes en los extremos tibiales (Weber 1997).

Algunos autores que estudian el comportamiento de síntesis aplicadas en regiones metafisarias sin conservación de la articulación con lo que pueden determinar parámetros de torsión y cargas axiales.

Baitner (1999) realiza un estudio mecánico en osteotomías de cuello femoral y estabiliza con dos sistemas distintos ( tornillo-placa y tornillos canulados). Estudia el comportamiento mecánico a la carga axial determinando la carga última hasta el fracaso del sistema que está definido por la penetración del material de osteosíntesis en la cabeza femoral, la aparición de fractura adicional, el desplazamiento de la fractura mayor a 5 mm o la deformidad permanente del implante.

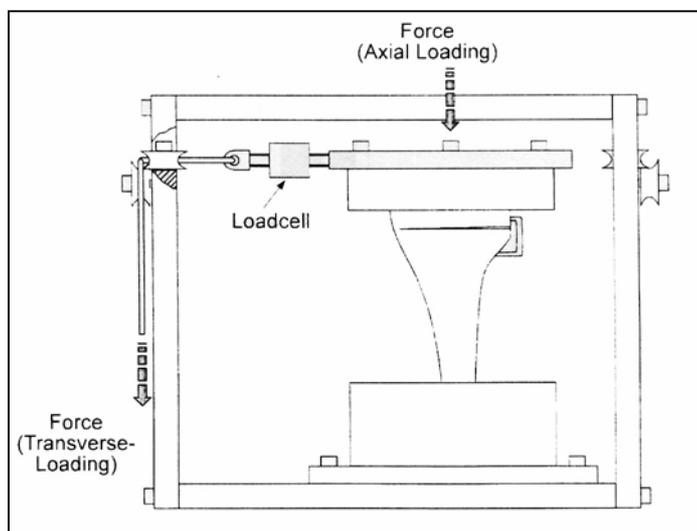
Observa que el patrón de fallo difiere en función del sistema de síntesis utilizado. Los tornillos canulados retroceden a lo largo de los orificios del taladro, aunque algunos provocan fracturas secundarias o se doblan. El tornillo-placa no presenta deformaciones del implante siendo el principal mecanismo de fracaso el colapso del hueso travecular de la cabeza femoral con la subsiguiente protusión del tornillo a través de la parte superior de la cabeza.

Flamme (1999) desarrolla un estudio experimental con objeto de determinar la estabilidad primaria de distintos tipos de síntesis habituales en las osteotomías valguizantes con cuña de sustracción utilizando tibias aisladas.

Explora el comportamiento de diferentes variantes de placas rectas, lámina-placa, grapas de osteotomía y fijador externo tipo Orthofix que considera representativas de las tendencias contemporáneas de la estabilización de una osteotomía valguizante.

Después de la osteosíntesis realiza estudios radiológicos para analizar la traslación lateral en el plano ántero-posterior y la conservación del punete óseo medial. Admite déficits menores de cierre de la osteotomía de hasta 5 mm en fijador externo y algunas muestras de su estudio presentan sección completa del puente óseo medial.

Aplica test mecánicos no destructivos que imprimen desplazamientos entre el segmento proximal y distal de la osteotomía. Algunos son de tracción pura ( anterior, posterior, lateral y medial ) y otros de rotación en el eje longitudinal de la tibia. Desarrolla un complejo bastidor mecánico caracterizado por poleas laterales que permiten varias posiciones (Figura 20). Finalmente aplica una test de compresión axial uniforme no destructivo donde observa la rigidez del sistema con carga máxima de 1000 Newton o 100 Kilogramos.



**Figura 20.** Bastidor mecánico de Flamme

Obtiene los mejores resultados mecánicos en el fijador externo, lámina – placa y grapa modificada mientras que la grapa simple y la placa recta tienen menor estabilidad en los diferentes planos.

La conclusión de su estudio es que la conservación del puente óseo medial determina el comportamiento mecánico y la estabilidad primaria independientemente del sistema de síntesis empleado. En caso de pérdida de contacto de este puente medial aparece un deslizamiento del segmento proximal que si es mayor a 5 mm empeora sensiblemente los resultados mecánicos incluso con el fijador externo.

Los test no destructivos que analizan el desplazamiento en los 4 sentidos aportan información del anclaje de la síntesis al hueso. No corresponden a ninguna fuerza desarrollada durante la marcha. Todas las pruebas mecánicas aplican cargas torsionales o momentos muy bajos inferiores a 100 Newton e incluso la carga axial utilizada es de poca magnitud ya que nunca excede los 1000 Newton.

En su estudio utiliza un espécimen para cada variante de osteosíntesis que testa en diferentes planos. Algunas muestras que se destruyen antes de la finalización de la finalización del ensayo y no contemplan todas las mediciones.

No tiene en cuenta el grado de mineralización ósea ni la alineación previa de la tibia aplicando a todas ellas una cuña de sustracción uniforme. Tampoco evalúa el valgismo conseguido después de la osteotomía.

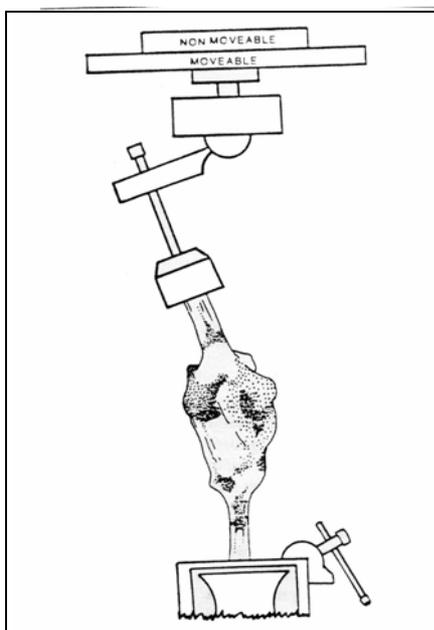
Finalmente el tipo anclaje óseo mediante cemento en los extremos de la tibia utilizado para el montaje al bastidor mecánico aporta pocas garantías de alojar exclusivamente el hueso y no incluir la síntesis. La inclusión del material de osteosíntesis en el cemento obtendría unos resultados mecánicos totalmente sesgados ya que las lecturas expresarían el comportamiento mecánico del par cemento-síntesis y no del par hueso-síntesis.

En los casos de conservación de la articulación la exploración en extensión de la rodilla de la carga axial compresiva colinear, es decir, a lo largo del eje mayor de la muestra se puede realizar mediante anclajes en los extremos diafisarios femoral y tibial de forma sólida y alejada de la metáfisis.

Para la aplicación de cargas excéntricas es decir fuerzas varizantes o valgizantes se requiere la liberación completa de uno de los extremos de la muestra (Anouchi 1993, Matsumoto 1994) o libertad de movimiento ( Riegger-Krugh 1998).

En estas situaciones se obtienen resultados de grados de rotación de los componentes (Matsumoto 1994) o fuerzas de torque (Anouchi 1993) y generalmente no se asocian a ensayos con cargas axiales destructivas.

Riegger-Krugh (1998) emplea rodillas humanas. Introduce en el extremo diafisario femoral una extensión metálica que tiene libertad de movimiento produciendo VR-VL femoral (Figura 21). Aplica cargas axiales colineares cercanas a 2000 Newton en todas las muestras. Realiza lecturas de presión en films sensibles localizados en varios puntos de la articulación de la rodilla. Posteriormente practica OTV de sustracción con cuña externa uniforme de 5° y sin osteosíntesis.



**Figura 21.** Bastidor de Riegger-Krugh

Evidencia que las osteotomías de sustracción de cuña de 5mm de altura no modifican sensiblemente las presiones en el interior de la rodilla en diferentes situaciones de VR y VL. Cuñas de sustracción mayores se asocian a fallo del sistema alrededor de 2000 Newton (200 Kilogramos) por fractura en el hueso travecular a nivel del foco de la osteotomía aunque el objetivo del estudio no es el desarrollo de pruebas destructivas.

Una osteotomía correctora de 5° no altera la tensión del LLI en rodillas sanas , aunque esto no es aplicable a rodillas con AFTI. El autor explica que un cambio de angulación de 10° sí puede modificar la tensión del LLI.

Considera que una de las deficiencias de su estudio es que aplica cargas sin flexión o movimiento tibial que aparecen durante la marcha normal. Por otra parte no tiene en cuenta el varismo previo de las rodillas que osteotomiza ni el grado de alineación después de la osteotomía. No realiza ningún estudio radiológico de sus muestras ni de densidad mineral ósea.

Los estudios biomecánicos in vivo de osteotomías de rodilla se basan en la evaluación del desplazamiento durante la marcha de marcadores de superficie mediante distintos sistemas de imagen y se han desarrollado en trabajos cinemáticos.

A caballo entre la cinemática y la biomecánica se encuentran los estudios de radioesterometría consistentes en la implantación de marcadores de Tantalio a ambos lados de la osteotomía durante el tiempo quirúrgico. Controles radiológicos posteriores permiten la evaluación tridimensional de su posición relativa durante o después de la consolidación ósea.

Magyar (1999) realiza un estudio radioesterométrico en individuos sometidos a OTV de sustracción y adición. En el grupo OTV de sustracción aplica síntesis mínima con grapas de anclaje alargado y yeso durante 44 días y en el de apertura implanta un fijador externo durante 90 días. En ambos casos permite apoyo inmediato.

Al mes de la intervención realiza estudios radiológicos donde observa una rotación del segmento proximal de la osteotomía alrededor del eje longitudinal de la tibia en el grupo de cierre apreciando una mayor estabilidad rotacional en el grupo de apertura. También detecta una traslación en el plano horizontal y vertical que indica movimiento a nivel de la osteotomía y acortamiento tibial asociados a la osteotomía valguizante de cuña de sustracción.

Los hallazgos detectados indican una compresión a nivel del foco y hundimiento en el grupo de cierre. Los resultados obtenidos son poco valorables en el grupo de apertura ya que al mes de la intervención conserva aún el fijador externo.

### 1.7.6 Otros estudios experimentales

Los inconvenientes de los estudios con tejido biológico como la obtención, conservación y homogeneidad de la muestra se han intentado soslayar mediante el uso de modelos fotoelásticos (Antonescu 2000), hueso sintético (Cristofoni 1996) o modelos experimentales de elementos finitos (Seral 2001) aunque tienen numerosas limitaciones.

Antonescu realiza estudios experimentales en simulaciones de carga femoral en modelos fotoelásticos aunque Oh (1978) los critica ya que no poseen las propiedades de anisotropía característica del hueso.

Los principales inconvenientes los estudios mecánicos realizados sobre modelos sintéticos son que no existe ninguna variabilidad anatómica ni de resistencia, sólo se han desarrollado algunos huesos (fémur y vértebras) y aunque reproducen bien la estructura diafisaria no son tan válidos en las regiones metafisarias.

Cristofoni (1996) compara mecánicamente modelos sintéticos de fémur con fémures humanos conservados por congelación, liofilizados o con substracción grasa. En su estudio no halla diferencias significativas en el comportamiento mecánico de los modelos sintéticos y en cambio sí una elevada variabilidad en los modelos humanos que atribuye al bajo número de muestras utilizadas ( 4 congelados y 4 liofilizados ). Defiende la uniformidad de la muestra que bajo nuestro punto de vista es precisamente erróneo. Podolski utiliza modelos sintéticos para el estudio de rigidez de montajes con el fijador externo de Ilizarov.

Los estudios mecánicos desarrollados por ordenador mediante modelos experimentales de elementos finitos poseen las mismas deficiencias que los huesos sintéticos. Las características de rigidez y elasticidad se mantienen constantes y se corresponden a los valores predeterminados. No contemplan ninguna variabilidad anatómica ni de densidad mineral ósea. Se han desarrollado modelos de la mitad proximal femoral aunque los mismos autores consideran las deficiencias del método (Seral 2001) en el diseño de la porción distal del fémur .