

## 2. Segunda parte

### 2.1 Efecto del recubrimiento de HA en la incidencia de complicaciones óseas

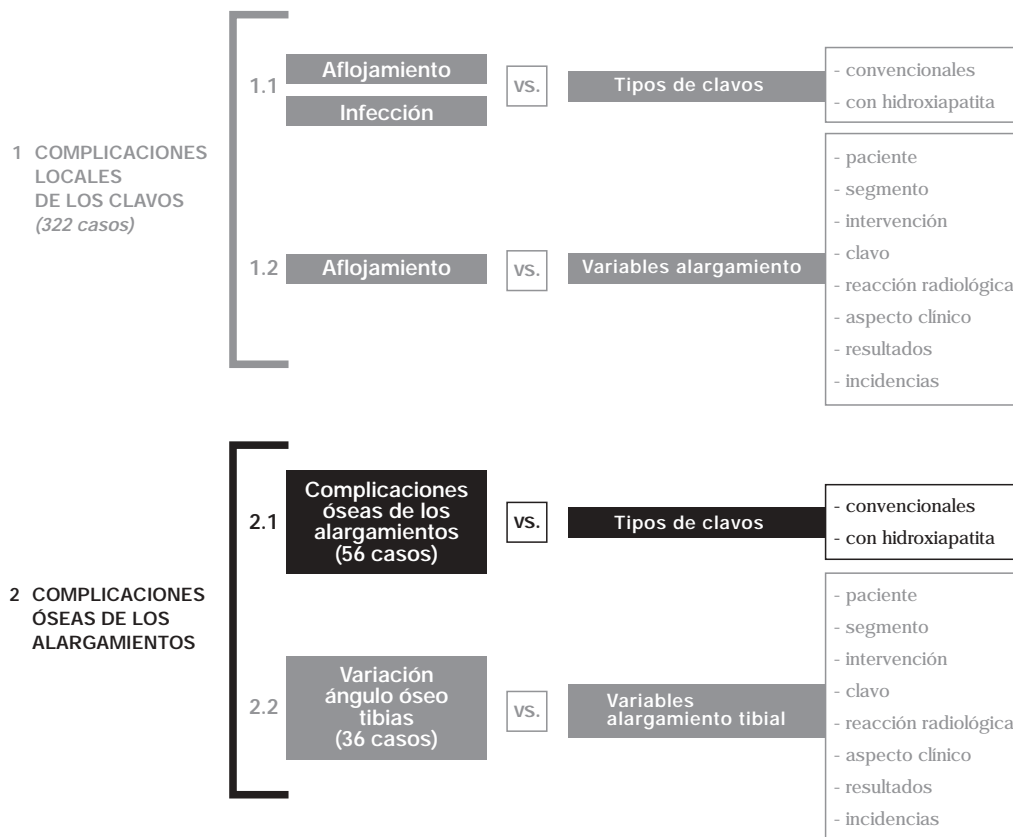


Tabla 4.32: resumen del análisis de las variables realizado. Se ha resaltado el apartado que se expone a continuación.

#### 2.1.1 Alargamiento del segmento humeral

##### 2.1.1.1 Estadística Descriptiva

Tablas 4.33 y 4.34, Figuras 4.56 y 4.57.

Caso	Sexo	Edad	Diag	Altura	Peso	Lado	HA	# cl	L inic	$\alpha$ inic	Lat	t impl	L final	L alar	%	BHI	$\alpha$ final	Comentarios
12	♀	19	1	125	46	Der	No	2+2	142	2°	7	564	249	107	75	52.71	5°	IP: alarg. tibia + fémures
12	♀	19	1	125	46	Izq	Sí	2+2	152	0°	7	564	251	99	65	56.97	-4°	IP: alarg. tibia + fémures
14	♀	17	2	147	61	Der	Sí	3+2	156	-	5	308	249	93	60	33.12	5°	IP: alarg. fémur + tibias
14	♀	17	2	147	61	Izq	No	3+2	158	-	5	308	259	101	64	30.50	-3°	IP: alarg. fémur + tibias
15	♂	11	1	135	36	Der	No	3+2	169	17°	8	248	261	92	54	26.96	13°	IP: alarg. tibia + fémures
15	♂	11	1	135	36	Izq	Sí	3+2	171	15°	8	248	248	77	45	32.21	10°	IP: alarg. tibia + fémures
16	♂	13	1	129	27	Der	No	3+2	141	13°	5	292	246	105	74	27.81	6°	IP: alarg. tib + fémures
16	♂	13	1	129	27	Izq	Sí	3+2	151	9°	5	292	241	90	60	32.44	5°	IP: alarg. tib + fémures
17	♂	14	1	130	41	Der	No	3+2	147	2°	6	266	250	103	70	25.83	3°	IP: alarg. tib + fémures
17	♂	14	1	130	41	Izq	Sí	3+2	135	6°	6	266	239	104	77	25.58	8°	IP: alarg. tib + fémures

# cl: número de clavos (proximales+distales). %: porcentaje de alargamiento. +fémures; alargamiento simultáneo de fémur. +tibias; alargamiento simultáneo de tibias. BHI: índice de consolidación. Diag: diagnóstico (1: acondroplasia, 2: hipocondroplasia). HA: clavos recubiertos de hidroxiapatita. inic: inicial. IP: intervenciones previas. L: longitud. Lat: latencia. t impl: tiempo implantado.  $\alpha$ : ángulo óseo (- valgo, + varo).

Tabla 4.33: Resumen de los datos de los alargamientos del segmento humeral.

Caso	Lado	Óseas	Musculares	Articulares	Neurovascular	Fijador	Infección	Otras
12	Der	Retraso consolidación	-	-	Paresia radial (recuperación parcial)	-	-	Alopecia por stress Eczema autolítico
12	Izq	Retraso consolidación	-	-	Paresia radial (recuperación parcial)	-	-	
14	Der	-	-	Flexo codo 40° (recuperado con RHB)	-	-	-	-
14	Izq	-	-	Flexo codo 30° (recuperado con RHB)	-	-	-	-
15	Der	Varo final de 13°	-	-	-	-	-	Dismetria final 13 mm: D>I
15	Izq	-	-	-	-	-	-	
16	Der	-	-	-	-	-	-	-
16	Izq	-	-	Flexo codo (recuperado con RHB)	-	-	-	-
17	Der	-	-	-	-	-	-	Dismetria final 11 mm: D>I
17	Izq	-	-	-	-	-	-	

Tabla 4.34: resumen de las complicaciones en los alargamientos del segmento humeral (entre paréntesis el tratamiento aplicado).

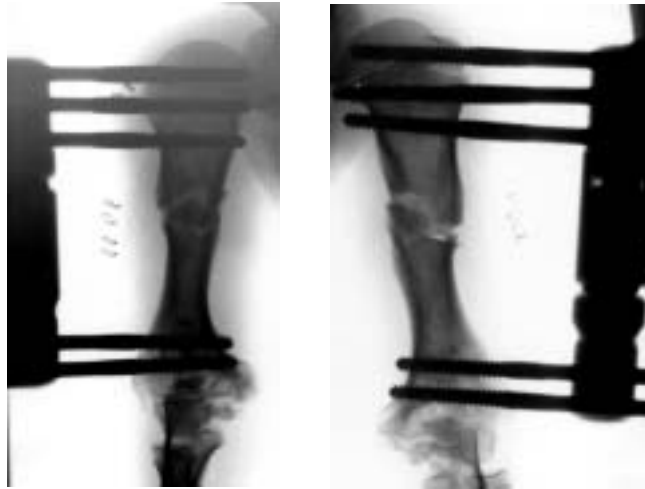


Figura 4.56: elongación humeral (caso 16, acondroplásico). a) Postoperatorio inmediato



b) periodo de alargamiento.



Figura 4.57: elongación humeral (caso 16, acondroplásico). Imagen radiológica previa a la retirada de los alargadores.

### 2.1.1.2 Influencia de la HA en complicaciones óseas del alargamiento humeral

#### 2.1.1.2.1 Ángulo óseo final en el plano frontal

El ángulo óseo final medio en los alargamientos humerales con clavos convencionales fue de  $4.80^\circ$  (DE 5.76; Rango de  $-3^\circ$  a  $13^\circ$ ) y en los que utilizaron clavos recubiertos de hidroxiapatita fue de  $4.80^\circ$  (DE 5.35; Rango de  $-4^\circ$  a  $10^\circ$ ). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. En los 5 alargamientos con clavos convencionales se dio un caso de angulación final mayor de  $10^\circ$  (y/o corrección axial), mientras que en los 5 realizados con clavos de hidroxiapatita no se dio ninguno. Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

#### 2.1.1.2.2 Variación del ángulo óseo en el plano frontal

La variación del ángulo óseo media en los alargamientos humerales con clavos convencionales fue de  $-1.7^\circ$  (DE 4.5; Rango de  $-7^\circ$  a  $3^\circ$ ) y en los que utilizaron clavos recubiertos de hidroxiapatita fue de  $2.7^\circ$  (DE 3.2; Rango de  $-5^\circ$  a  $2^\circ$ ). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. En los 5 alargamientos con clavos convencionales se dio un caso de variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (valguización de  $7^\circ$ ), mientras que en los 5 realizados con clavos de hidroxiapatita no se dio ninguna. Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

#### 2.1.1.2.3 Ángulo óseo final en el plano sagital

En los alargamientos humerales, no se dio ningún caso con angulación en el plano sagital mayor de  $15^\circ$ . En el grupo de casos con clavos convencionales se produjeron 2 angulaciones mayores de  $10^\circ$  y 1 en los casos con hidroxiapatita. Estas diferencias no resultaron estadísticamente significativas.

#### 2.1.1.2.4 Índice de consolidación

El índice medio de consolidación en los alargamientos humerales realizados con clavos convencionales fue de 32.7 días por centímetro (DE 11.2; rango 25.8 a 52.7) y en los casos con hidroxiapatita fue de 36 días/cm (DE 12; rango 25.5 a 56.9). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

Considerando retraso de consolidación, un índice mayor de 50 días por centímetro, en los alargamientos humerales se produjeron 2 retrasos, ambos en el caso 12 y, por tanto, uno con clavos convencionales y uno con clavos de hidroxiapatita.

#### 2.1.1.2.5 Fractura después de retirar el fijador

En los alargamientos humerales no se dio ninguna fractura después de retirar el fijador.

#### 2.1.1.2.6 Corrección axial

En los alargamientos humerales no se realizó ninguna corrección del eje óseo por manipulación.

### 2.1.2 Alargamiento del segmento femoral

#### 2.1.2.1 Estadística Descriptiva

Tablas 4.35 y 4.36. Figuras 4.58 a 4.59.

Caso	Sexo	Edad	Diag	Altura	Peso	Lado	HA	# cl	L inic	$\alpha$ inic	Lat	t impl	L final	L alar	%	BHI	$\alpha$ final	Comentarios
9	♂	14	4	97	29	Der	Si	3+2	253	11°	7	630	350	97	38	64.95	5°	no tenotom
9	♂	14	4	97	29	Izq	No	3+2	240	5°	7	630	337	97	40	64.95	-3°	no tenotom
12	♀	19	1	125	46	Der	No	3+3	215	-4°	7	564	347	132	61	42.73	4°	IP: alarg. tibia + húmeros
12	♀	19	1	125	46	Izq	Si	3+3	215	-4°	7	564	379	164	76	34.39	8°	IP: alarg. tibia + húmeros
15	♂	11	1	135	36	Der	No	3+3	234	1°	8	392	366	132	56	29.70	-4°	IP: alarg. tibia + húmeros
15	♂	11	1	135	36	Izq	Si	3+3	229	3°	8	392	371	142	62	27.61	4°	IP: alarg. tibia + húmeros
16	♂	13	1	129	27	Der	No	3+3	230	-3°	5	425	423	193	84	22.02	5°	IP: alarg. tibia + húmeros
16	♂	13	1	129	27	Izq	Si	3+3	224	-7°	5	425	410	186	83	22.85	2°	IP: alarg. tibia + húmeros
17	♂	14	1	130	41	Der	No	3+3	207	3°	6	714	390	183	88	39.02	8°	IP: alarg. tibia + húmeros
17	♂	14	1	130	41	Izq	Si	3+3	210	-3°	6	714	388	178	85	40.11	2°	IP: alarg. tibia + húmeros

# cl: número de clavos (proximales+distales). %: porcentaje de alargamiento. +húmeros: alargamiento simultáneo de húmeros. BHI: índice de consolidación. Diag: diagnóstico (1: acondroplasia, 4: displasia espódilo epifisaria). HA: clavos recubiertos de hidroxiapatita. inic: inicial. IP: intervenciones previas. L: longitud. no tenotom: no se practicaron tenotomías en el momento de la intervención. Lat: latencia. t impl: tiempo implantado.  $\alpha$ : ángulo óseo (- valgo, + varo).

Tabla 4.35: resumen de los datos de los alargamientos del segmento femoral.

Caso	Lado	Óseas	Musculares / Rigideces	Articulares	Neurovascular	Fijador	Infección	Otras
9	Der	Maduración rápida (2 mm/d x 1 sem.) Retraso consolidación	Flexo de cadera 90° (RHB) Déficit flexión rodilla (RHB: 0°-65°)	Luxación de cadera*	-	-	-	Dismetria final 13 mm: D>I
9	Izq	Maduración rápida (2 mm/d x 1 sem.) Retraso consolidación	Flexo de cadera 90° (RHB) Déficit flexión rodilla (RHB: 0°-65°)	Luxación de cadera*	-	-	-	
12	Der	-	Flexo cadera/rodilla (tenotomias + férula)	-	-	-	Infección grupo proximal (ATB EV)	Alopecia por stress Eczema atóxico Dismetria final 32 mm: I>D***
12	Izq	-	Flexo rodilla (RHB + férula pasiva + osteotomía extensora)	-	-	-	-	
15	Der	Maduración rápida (2 mm/d x 2 sem.)	Flexo rodilla 80° (RHB) Flexo cadera (tenotomias + férula)	Luxación cadera (reducción cruenta + tectoplastia)	-	-	-	
15	Izq	Maduración rápida (1.5 mm/d x 2 sem.)	Flexo rodilla 60° (RHB)	-	-	-	-	
16	Der	-	Flexo cadera (RHB) Déficit flexión rodilla (0/75°) (RHB)	-	-	-	-	Dismetria final 13 mm: D>I
16	Izq	-	Flexo cadera (RHB) Déficit flexión rodilla (0/40°) (RHB)	-	-	-	-	
17	Der	Consolidación precoz (fractura por clavo y continua alargamiento)	Déficit flexión rodilla**	Luxación rodilla (Iizarov + artrolysis)	Parálisis CPE (recuperada) Linfedema (Diosmina)	-	-	-
17	Izq	-	-	-	-	-	-	-

\* Destrucción epifisaria. Pendiente PTC

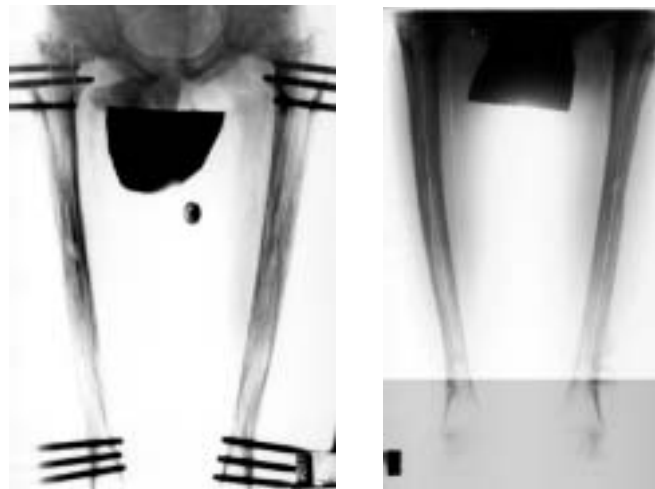
\*\*Acudió después de 1 mes sin fisioterapia2

\*\*\*Dismetria previa de 20 mm D&gt;I tras alargamiento tibial fuera de protocolo

Tabla 4.36: resumen de las complicaciones en los alargamientos del segmento femoral (entre paréntesis el tratamiento aplicado).



**Figura 4.58:** elongación femoral (caso 16, acondroplásico). Postoperatorio inmediato.



**Figura 4.59:** elongación femoral (caso 16, acondroplásico).  
a) Final al periodo de consolidación, previamente a la retirada de los alargadores.  
b) Resultado final del alargamiento (dos meses después de la retirada).



**Figura 4.60:** elongación femoral (caso 3, acondroplásico). Imágenes radiológicas al final del periodo de consolidación, previamente a la retirada de los alargadores.



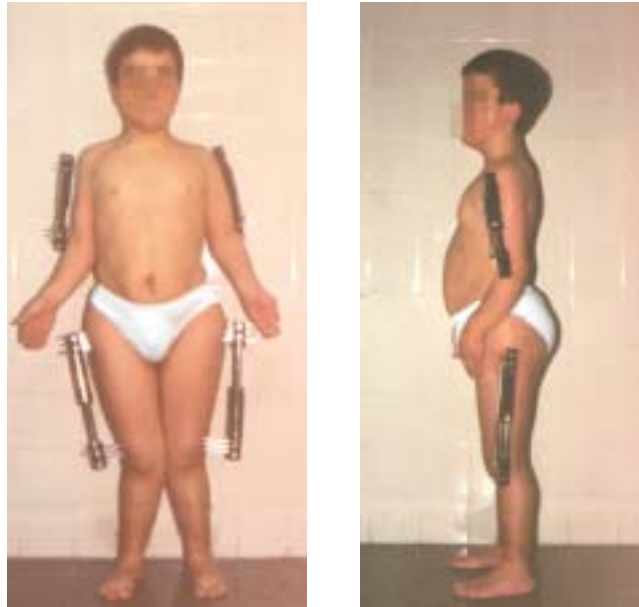


Figura 4.61: alargamiento simultáneo de cuatro extremidades. Imágenes clínicas de un paciente acondroplásico durante la fase de elongación humeral y femoral (previamente, se había practicado alargamiento tibial bilateral en otro centro).

### 2.1.2.2 Influencia de la HA en complicaciones óseas del alargamiento femoral

#### 2.1.2.2.1 Ángulo óseo final en el plano frontal

El ángulo óseo final medio en los alargamientos femorales con clavos convencionales fue de  $2^\circ$  (DE 5.2; rango de  $-4^\circ$  a  $8^\circ$ ) y en los que utilizaron clavos recubiertos de hidroxiapatita fue de  $4.2^\circ$  (DE 2.4; rango de  $2^\circ$  a  $8^\circ$ ). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. En los 10 alargamientos femorales no se dio ningún caso de angulación final mayor de  $10^\circ$  (y/o corrección axial).

#### 2.1.2.2.2 Variación del ángulo óseo en el plano frontal

La variación del ángulo óseo media en los alargamientos femorales con clavos convencionales fue de  $1.6^\circ$  (DE 7.5; Rango de  $-8^\circ$  a  $8^\circ$ ) y en los que utilizaron clavos recubiertos de hidroxiapatita fue de  $4.2^\circ$  (DE 7; Rango de  $-6^\circ$  a  $12^\circ$ ). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. En los 5 alargamientos con clavos convencionales se dieron 3 casos de variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) y lo mismo en los 5 realizados con clavos de hidroxiapatita. En cuanto al sentido de las angulaciones, en ambos grupos se produjeron dos variaciones del ángulo en varo y una en valgo, mayores de  $5^\circ$ .

#### 2.1.2.2.3 Ángulo óseo final en el plano sagital

En los alargamientos femorales no se produjo ninguna angulación final en el plano sagital mayor de  $10^\circ$ .

#### 2.1.2.2.4 Índice de consolidación

El índice medio de consolidación en los alargamientos femorales realizados con clavos convencionales fue de 39.6 días por centímetro (DE 16.2; rango 22 a 64.9), y en los casos con hidroxiapatita fue de 37.9 días/cm (DE 16.4; rango 22.8 a 64.9). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

Considerando retraso de consolidación los índices mayores de 50 días por centímetro, en los alargamientos femorales se dieron 2 retrasos, ambos en el caso 9, y, por tanto, 1 con clavos convencionales y 1 con clavos de hidroxiapatita.

#### 2.1.2.2.5 Fractura después de retirar el fijador

En los alargamientos femorales no se produjo ninguna fractura tras la retirada del fijador.

#### 2.1.2.2.6 Corrección axial

En los alargamientos femorales no fue practicada ninguna corrección del eje óseo por manipulación.

### 2.1.3 Alargamiento del segmento tibial

#### 2.1.3.1 Estadística Descriptiva

Tablas 4.37 y 4.38. Figuras 4.62 a 4.67.

**Tabla 4.38:** (Pág 258-259) abreviaturas:

**ATB EV:** antibiótico endovenoso. **BAG:** bajo anestesia general. **BAL:** bajo anestesia local. **CPE:** nervio ciático poplíteo externo. **Dismetria final:** se han recogido diferencias de longitud de las tibias mayores de 1 cm. **EAP:** edema agudo de pulmón. **EPDG:** músculo extensor propio del dedo gordo. **gl med:** glúteo medio. **GM:** glúteo mayor. **IT:** músculos isquiotibiales. **miotenot:** miotenotomía. **ORLA:** ortesis antiequino Rancho Los Amigos. **PTB:** *patellar tendon-bearing cast* (yeso funcional con soporte rotuliano de Sarmiento). **RHB:** rehabilitación. **SV:** supraventricular. **tenot.** **Aquiles:** tenotomía percutánea de Aquiles. **TP:** músculo tibial posterior. **varo tob.:** varización del tobillo.

\* Solución de limpieza clavos: 50% agua bidestilada + 25% alcohol etílico de 96° + 25% ácido acético al 2%

Caso	Sexo	Edad	Diag	Altura	Peso	Lado	HA	# cl	L inic	α inic	Lat	t impl	L final	L alar	%	BHI	α final	Comentario
1	♂	10	1	104	26	Der	No	3+3	164	0°	20	588	329	165	100	35.64	0	IP: osteot. de Kopits
1	♂	10	1	104	26	Izq	Si	3+3	161	2°	20	588	316	155	96	37.93	5°	IP: osteot. de Kopits
2	♂	11	1	112	31	Der	Si	3+3	178	3°	5	588	342	164	92	35.85	-3°	
2	♂	11	1	112	31	Izq	No	3+3	177	0°	5	588	336	159	90	36.98	-12°	
3	♂	15	1	123	32	Der	Si	3+3	195	16°	4	560	374	179	92	31.28	11°	
3	♂	15	1	123	32	Izq	No	3+3	193	13°	4	560	385	192	99	29.17	5°	
4	♂	10	1	107	21	Der	No	3+3	161	0°	5	545	335	174	108	31.32	-12°	
4	♂	10	1	107	21	Izq	Si	3+3	159	0°	5	545	327	168	106	32.44	-15°	
5	♂	10	1	113	37	Der	No	3+3	156	4°	5	791	312	156	100	55.00	-12°	
5	♂	10	1	113	37	Izq	Si	3+3	155	-3°	5	791	317	162	104	52.96	-6°	
6	♀	14	3	121	37	Der	No	3+3	220	30°	5	504	333	113	51	44.60	22°	
7	♀	17	1	123	44	Der	Si	3+3	221	27°	5	1184	291	117	67	111.79	10°	
7	♀	17	1	123	44	Izq	No	3+3	172	22°	5	690	306	134	78	51.49	10°	
8	♀	8	1	98	24	Der	Si	3+3	143	-3°	4	672	328	185	129	36.32	-10°	
8	♀	8	1	98	24	Izq	No	3+3	144	-7°	4	672	327	183	127	36.72	-25°	
10	♀	9	1	111	29	Der	Si	3+3	175	7°	5	564	331	156	89	36.15	-23°	
10	♀	9	1	111	29	Izq	No	3+3	169	0°	5	385	336	167	99	33.77	-20°	
11	♂	10	1	113	35	Der	No	3+3	162	8°	5	385	330	168	104	26.67	-12°	
11	♂	10	1	113	35	Izq	Si	3+3	171	-4°	5	448	337	166	97	26.99	-15°	
13	♀	9	1	101	23	Der	Si	3+3	145	6°	6	656	322	177	122	37.06	-4°	
13	♀	9	1	101	23	Izq	No	3+3	145	0°	6	656	325	180	124	36.44	-12°	
14	♀	17	2	147	61	Der	Si	3+3	273	-3°	5	487	427	151	56	32.25	-3°	IP: alarg. femoral + tibias
14	♀	17	2	147	61	Izq	No	3+3	271	-1°	5	487	422	154	55	31.62	-20°	IP: alarg. femoral + tibias
18	♀	15	5	146	48	Der	Si	3+3	.	.	5	428	401	.	.	.	-12°	
18	♀	15	5	146	48	Izq	No	3+3	.	.	5	725	398	.	.	.	-4°	
19	♂	13	2	135	49	Der	No	3+3	251	14°	4	487	374	123	49	39.59	0	
19	♂	13	2	135	49	Izq	Si	3+3	240	12°	4	487	379	139	58	35.04	0	
20	♀	15	3	122	38	Der	No	3+3	227	16°	5	648	347	120	53	54.00	27°	IP: alarg. femoral
20	♀	15	3	122	38	Izq	Si	3+3	190	16°	5	648	346	156	75	41.54	17°	IP: alarg. femoral IP: ost. valguiz. tibia
21	♀	9	1	105	25	Der	No	3+3	170	5°	6	515	331	161	95	31.99	-16°	no ost peroné
21	♀	9	1	105	25	Izq	Si	3+3	157	7°	6	515	331	174	110	29.60	5°	
22	♀	15	5	142	48	Der	No	3+3	269	10°	5	613	365	96	36	63.85	-29°	
22	♀	15	5	142	48	Izq	Si	3+3	284	0°	5	613	376	92	32	66.63	-11°	
23	♂	12	6	124	25	Der	Si	3+3	240	-7°	5	525	372	132	55	57.95	0	no ost peroné
23	♂	12	6	124	25	Izq	No	3+3	253	-8°	5	347	368	115	45	35.56	0	

Tabla 4.37: resumen de los datos de los alargamientos del segmento tibial.

# cl: número de clavos (proximales+distales). %: porcentaje de alargamiento. +húmeros: alargamiento simultáneo de humeros. BHI: índice de consolidación. Diag: diagnóstico (1: acondroplasia, 2: hipocondroplasia, 3: displasia metatarsia, 4: displasia espóndilo epifisaria, 5: síndrome de Turner, 6: síndrome de Russell Silver), inic: inicial, IP: intervenciones previas. HA: clavos recubiertos de hidroxiapatita. L: longitud. no osteot peroné: no se practicó osteotomía de peroné. Lat: latencia. t impl: tiempo implantado. α: ángulo óseo (- valgo, + varo).

CASO	LADO	ÓSEAS	MUSCULARES / RIGIDEZES	ARTICULARES	NEUROVASCULAR	FIJADOR	INFECCIÓN	OTRAS
1	Der	Epifisiolisis traumática fémur distal (yeso)	Equinismo (tenot. Aquiles) Déficit gl.med. (RHB) Flexo rodilla 25° (RHB)	-	Paresia, CPE, postoperatoria (recuperación parcial)	-	Infección grupo distal (ATB, EV)	-
1	Izq	-	Equinismo (tenot. Aquiles)	-	-	-	-	-
2	Der	-	Flexo rodilla 10° (RHB) Déficit gl. med. (RHB)	-	-	-	-	-
2	Izq	-	Equinismo + varo tob. (tenot. Aquiles)	-	Hiperestesia plantar pie (transitoria)	-	-	Quemadura por mezcla incorrecta: grupo clavos distales
3	Der	-	Equinismo (RHB)	-	-	-	-	-
3	Izq	-	Equinismo (RHB)	-	-	-	-	-
4	Der	-	Equinismo (tenot. Aquiles) Flexo rodilla 60° (RHB)	-	-	-	-	-
4	Izq	-	Equinismo (tenot. Aquiles)	-	-	-	-	Quemadura por mezcla incorrecta: grupo clavos distales
5	Der	Retraso consolidación (2 meses PTB post alargador)	Flexo rodilla 40° (RHB) Hipotonía cuádriceps (RHB)	-	Linfedema (Esbertven®)	-	-	-
5	Izq	Retraso consolidación (2 meses PTB post alargador)	Flexo rodilla 40° (RHB)	-	Linfedema (Esbertven®)	-	-	-
6	Der	-	Equinismo (tenot. Aquiles) Flexo rodilla 30° (RHB) Hipotonía IT/GM/Gm	-	-	-	-	-
6	Izq	-	Equinismo (tenot. Aquiles) Flexo rodilla 22° (RHB)	-	-	-	-	-
7	Der	Retirada precoz fijador (yeso 4m) Retraso consolidación (magnetoterapia)	Flexo rodilla 24° (RHB) Equinismo + varo tob. (ORLA)	-	-	Desencaje fijador pequeño (cambio a medio) Ruptura fijador grande (Sustitución BAG) Ruptura clavos 14, 15, 17	Infección tipo 4 grupo proximal (retirada fijador)	-
7	Izq	-	Flexo rodilla 58° (RHB)	-	-	-	-	-
8	Der	-	Equinismo (tenot. Aquiles)	-	Linfedema (Esbertven®)	-	-	-
8	Izq	-	Equinismo (tenot. Aquiles) Flexo rodilla 18° (RHB)	Sublux tobillo (osteotomía + alarg. peroné)	Linfedema (Esbertven®)	Ruptura fijador grande (sustitución BAG)	-	Tomillo suprasindesmal retrofibial
10	Der	Valgo 23°	Equinismo (disminución velocidad + 2 tenot. Aquiles) Flexo rodilla 40° (RHB)	-	-	-	-	-
10	Izq	Fractura traumática supracondílea fémur (férula posterior) Retirada precoz fijador (yeso 6m) Retraso consolidación Valgo 20° (osteotomía)	Equinismo (tenot. Aquiles) Flexo rodilla 25° (RHB)	-	-	-	-	-

CASO	LADO	OSEAS	MUSCULARES / RIGIDECES	ARTICULARES	NEUROVASCULAR	FIJADOR	INFECCIÓN	OTRAS
11	Der	Maduración rápida (2 mm/d x 2 sem.) Retirada precoz fijador (yeso 2m)	Equinismo (tenot. Aquiles) Flexo rodilla 18° (RHB)	-	Linfedema (Esberiven®)	Fijador contacta piel (separación)	Infección tipo 4 grupo proximal (retirada fijador)	-
11	Izq	Maduración rápida (2 mm/d x 2 sem.) Valgo (osteotomía varizante)	Equinismo (2 tenot. Aquiles) Flexo rodilla 22° (RHB) Varo tobillo (RHB)	-	Linfedema (Esberiven®)	-	-	-
13	Der	Maduración rápida (2 mm/d x 2 sem.)	Equinismo + varo tob. (tenot. Aquiles + ORLA +RHB) Flexo rodilla 25° (RHB)	-	Paresia transitoria EPDG durante alargamiento	Desencaje fijador pequeño (cambio a medio)	-	Taquicardia paroxística SV + Insulí cardíaca Izq + EAP (tratamiento médico)
13	Izq	Maduración rápida (2 mm/d x 2 sem.)	Equinismo + varo tob. (tenot. Aquiles + ORLA +RHB) Flexo rodilla 15° (RHB)	-	-	-	-	-
14	Der	-	Flexo rodilla 50° (RHB)	-	Linfedema Esberiven®	-	-	-
14	Izq	Valgo (corrección parcial BAG)	Flexo rodilla 59° (RHB)	-	Linfedema Esberiven®	-	-	-
18	Der	Fractura post retirada (yeso) Valgo post fractura (osteoclastia + yeso 2m)	Equinismo (tenot. Aquiles) Varo tobillo (mio tenot TP)	-	Linfedema Esberiven®	-	-	-
18	Izq	Valgo (corrección completa BAG) Retraso consolidación (yeso 6m + magnetoterapia)	Equinismo (tenot. Aquiles) Varo tobillo (mio tenot TP)	-	Linfedema (Esberiven®) Paresia CPE tras corrección valgo (ORLA)	-	Infección tipo 3 clavos 31-32-33-35 (retirada clavos, sustitución 31-32-33)	Dolor postoperatorio (alargamiento) que requiere bomba de analgesia (morficos) controlada por el paciente
19	Der	-	Equinismo (tenot. Aquiles) Flexo rodilla 20° (RHB)	-	-	-	-	-
19	Izq	-	Equinismo (tenot. Aquiles) Flexo rodilla 18° (RHB)	-	-	-	-	-
20	Der	Osteotomía incompleta (ruptura puente al alargar)	Equinismo (stop temporal + tenot. Aquiles) Varo tobillo 20° (plantillas) Flexo rodilla 30° (RHB)	-	-	Ruptura clavo 18	-	-
20	Izq	-	Equinismo (stop temporal + tenot. Aquiles) Varo tobillo 30° (yeso + plantillas) Flexo rodilla 30° (RHB)	-	-	Ruptura fijador (colapso) Recolocación distractor BAG Ruptura clavos 33-36	-	Sección completa Aquiles en 1ª interv. (no complicaciones)
21	Der	Colapso parcial al dinamizar (sin incidencia)	Equinismo (2 tenot. Aquiles) Varo tobillo 20° (plantilla)	-	-	-	-	Protrusión externa tornillo supracondillear (reintroducción BAL)
21	Izq	-	Equinismo (2 tenot. Aquiles) Varo tobillo 20° (plantilla)	-	-	-	Infección grupo distal (ATB EV)	-
22	Der	Valgo (corrección parcial BAG)	Equinismo (2 tenot. Aquiles) Varo talon (ORLA)	-	Paresia EPDG durante distracción (0,5 mm/d 2 sem y recuperación) Linfedema (Esberiven®)	-	-	-
22	Izq	-	Equinismo (2 tenot. Aquiles) Varo talon (ORLA)	-	Linfedema (Esberiven®)	-	Ruptura fijador grande (sustitución BAG)	-
23	Der	Retirada precoz fijador (yeso)	Flexo rodilla 40° (RHB)	-	Linfedema (Diosmina)	-	Infección grado 4 clavos 13-14-15 (retirada precoz fijador)	-
23	Izq	Valgo (corrección completa BAG) Retirada precoz fijador (yeso)	Flexo rodilla 40° (RHB)	-	Linfedema (Diosmina)	-	Infección grado 4 clavos 32-33-34 (retirada precoz fijador)	-

Tabla 4.38: resumen de las complicaciones en los alargamientos del segmento humeral (entre paréntesis el tratamiento tibial). Abreviaturas ver pág. 256.



Figura 4.62: imagen preoperatoria de la tibias del caso 19 (hipocondroplasia).

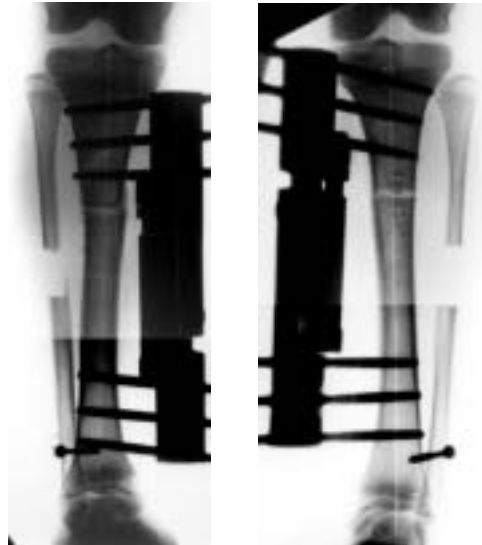


Figura 4.63: alargamiento tibial (caso 19, hipocondroplasia). Imagenes del postoperatorio inmediato.

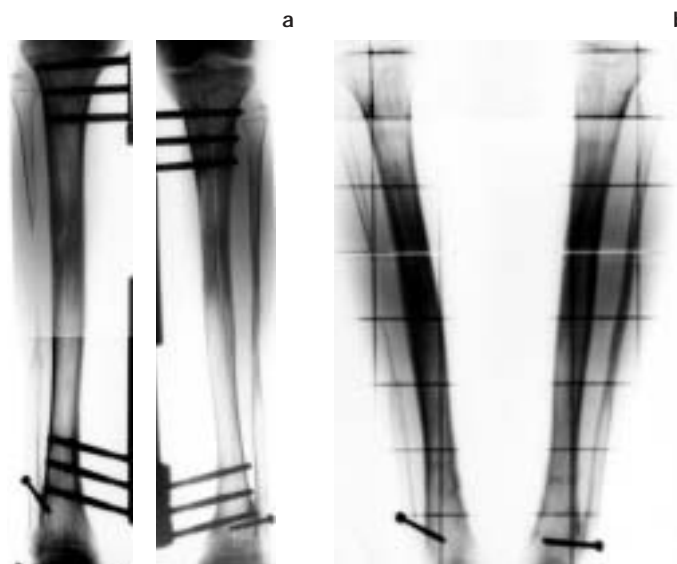


Figura 4.64: alargamiento tibial (caso 19, hipocondroplasia). a) Final del periodo de consolidación, antes de la retirada de los alargadores; b) resultado final, 8 meses tras la retirada de los alargadores.



Figura 4.65: radiografía después de retirar fijadores en el caso 10 (acondroplasia). Se observa una angulación en valgo mayor en la tibia izquierda (clavos convencionales) que en la derecha (recubiertos de hidroxipatita), que requirió posteriormente una osteotomía.



Figura 4.66: alargamiento tibial: paciente acondroplásico durante la fase de distracción.



Figura 4.67: alargamiento tibial: serie de fotografías remitidas por un paciente acondroplásico durante su alargamiento tibial que demuestran, por comparación, el aumento de la talla.

### 2.1.3.2 Influencia de la HA en complicaciones óseas del alargamiento tibial

#### 2.1.3.2.1 Ángulo óseo final en el plano frontal

El ángulo óseo final medio en los alargamientos tibiales con clavos convencionales fue de  $-6.1^\circ$  (DE 15.1; rango de  $-29^\circ$  a  $27^\circ$ ) y en los que utilizaron clavos recubiertos de hidroxiapatita fue de  $-1.5^\circ$  (DE 12.3; rango de  $-23^\circ$  a  $26^\circ$ ). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. Entre los 18 alargamientos tibiales con clavos convencionales se encontraron 14 (77.8%) con angulación mayor de  $10^\circ$  (y/o corrección axial), mientras que entre los 18 con clavos de hidroxiapatita se encontraron 8 (44.4%) (Fig. 4.30). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas, aunque presentaron una tendencia a la significación ( $p=0.087$ ).

#### 2.1.3.2.2 Variación del ángulo óseo en el plano frontal

La variación del ángulo óseo media en los alargamientos tibiales con clavos convencionales fue de  $-12.4^\circ$  (DE 11.2; rango de  $-39^\circ$  a  $11^\circ$ ) y en los que utilizaron clavos recubiertos de hidroxiapatita fue de  $-6.4^\circ$  (DE 8.4; rango de  $-30^\circ$  a  $7^\circ$ ). Estas diferencias fueron estadísticamente significativas ( $p=0.022$ ) (Fig. 4.68).

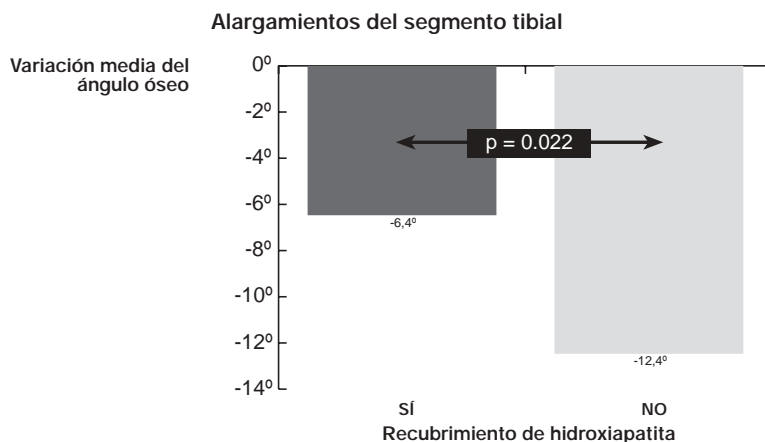


Figura 4.68: comparación de medias de variación del ángulo óseo en los alargamientos tibiales, entre los clavos convencionales y los recubiertos de hidroxiapatita. Las diferencias fueron estadísticamente significativas.

En los 18 alargamientos con clavos convencionales se dieron 17 casos (94.4%) de variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial). En los 18 realizados con clavos de hidroxiapatita se produjeron 10 casos (58.8%). Estas diferencias fueron estadísticamente significativas ( $p=0.018$ ) (Fig. 4.69).



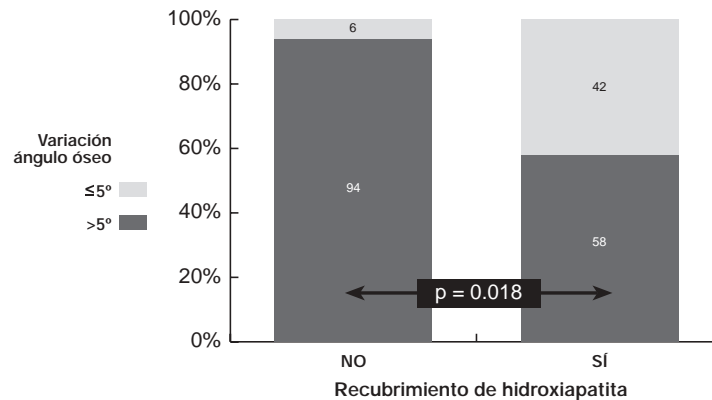


Figura 4.69: comparación de la incidencia relativa de variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o corrección axial) en los alargamientos con clavos convencionales y con clavos recubiertos de hidroxiapatita. Las diferencias fueron estadísticamente significativas.

En el grupo de casos con clavos convencionales, las angulaciones significativas fueron en valgo en 14 casos (82.4%) y en varo en 2 (11.8%). En los casos con clavos recubiertos se dieron 9 valgos significativos (52.9%) y 1 varo (5.9%). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas, pero presentaron una clara tendencia a la significación ( $p=0.052$ ).

#### 2.1.3.2.3 Ángulo óseo final en el plano sagital

En los alargamientos tibiales no se produjo ninguna angulación final en el plano sagital mayor de 15°. En los procedimientos realizados con clavos convencionales se produjo 1 caso de angulación sagital mayor de 10° (5.6%) y en los realizados con clavos recubiertos de hidroxiapatita se produjeron 2 (11.1%). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

#### 2.1.3.2.4 Índice de consolidación

El índice medio de consolidación en los alargamientos tibiales realizados con clavos convencionales fue de 39.6 días por centímetro (DE 10.4; rango 26.6 a 63.8), y en los casos con hidroxiapatita fue de 44 días/cm (DE 20.4; rango 26.9 a 111.7). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

Se consideró que había retardo de consolidación (índice de consolidación mayor de 50 días 12,219) en 9 casos (5 der.+izq., 7 der.+izq., 18 izq., 20 der., 22 der.+izq. y 23 der.), 5 con clavos convencionales (55.6%) y 4 con clavos recubiertos de hidroxiapatita (44.4%). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

#### 2.1.3.2.5 Fractura después de retirar el fijador

En los alargamientos tibiales se dio un caso de fractura tras la retirada del fijador, en el caso 18 derecha, con clavos recubiertos de hidroxiapatita. Las diferencias no resultaron estadísticamente significativas.

#### 2.1.3.2.6 Corrección axial

En los alargamientos tibiales se practicó una corrección axial por desviación en valgo durante el periodo de fijación en 4 casos con clavos convencionales (14 izq., 18 izq., 22 der. y 23 izq.) y en ninguno de los realizados con clavos recubiertos de hidroxiapatita; sin embargo, las diferencias no resultaron estadísticamente significativas.

## 2.2 Influencia de las variables del alargamiento tibial en la variación del ángulo óseo en el plano frontal

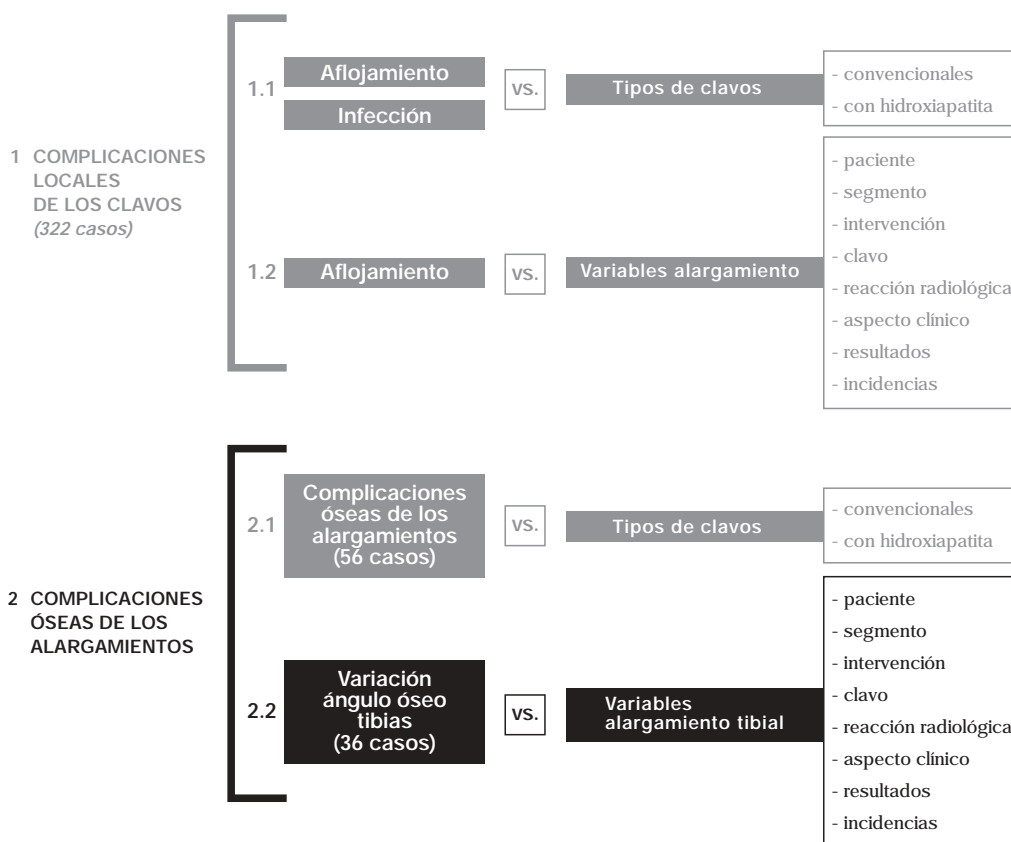


Tabla 4.39: resumen del análisis de las variables realizado. Se ha resaltado el apartado que se expone a continuación.

### 2.2.1 Variables del paciente.

#### 2.2.1.1 Sexo

No se hallaron diferencias significativas de la variación del ángulo óseo entre ambos sexos, ni se detectó mayor incidencia de variaciones mayor de 5° (o corrección axial) en un grupo que en otro. Tampoco se produjeron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Sexo	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Varón	-7.25	8.34	12	75%	10/2
Mujer	-11.66	12.57	15	78.9%	13/1
Significación	n.s.			n.s.	

$\alpha$  : ángulo óseo. \*no incluye las correcciones axiales.

Tabla 4.40: variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) en función del sexo.

### 2.2.1.2 Edad

Se ha observado una correlación positiva y estadísticamente significativa (entre la edad y la variación del ángulo óseo, de modo que la variación fue más hacia valgo (valores negativos) en los pacientes de menor edad. Al considerar la variaciones mayores de 5° frente a las menores, no se observaron diferencias significativas de edad entre ambos grupos. Tampoco se produjeron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido (Fig. 4.70).

Edad (años)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
	$r= 0.430$	Media	DE	Media	DE
		11.96	2.94	12.50	3.07
Significación	$p= 0.011$	n.s.			

Tabla 4.41: correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la edad (años) y comparación de la media de edad entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

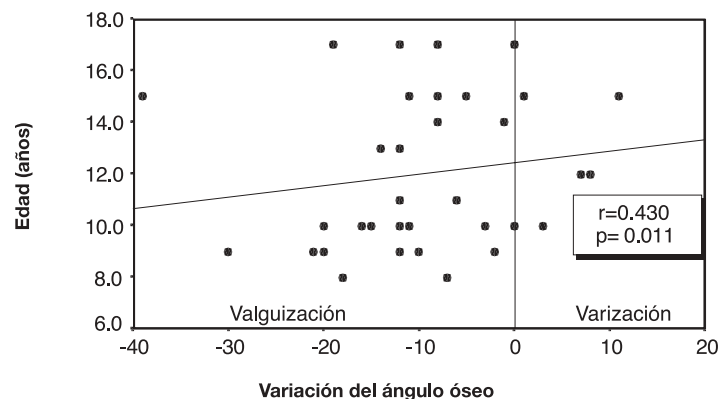


Figura 4.70: correlación entre la variación del ángulo óseo y la edad del paciente en el momento de la intervención de alargamiento.

### 2.2.1.3 Diagnóstico

Al comparar la variación media del ángulo óseo entre los grupos de pacientes con distinto diagnóstico, se observó que las diferencias eran estadísticamente significativas ( $p=0.026$ ). Al analizar estas diferencias entre los diferentes diagnósticos, tomados dos a dos, se mantuvieron únicamente entre la acondroplasia y la displasia metafisaria ( $p=0.016$ ), y entre la acondroplasia y el síndrome de Russell-Silver ( $p=0.007$ ). En ambos casos, la acondroplasia presentó una tendencia a valguizarse (77.3% de valguizaciones mayores de 5°), frente a la varización observada en los otros dos grupos (displasia metafisaria: 25% de varizaciones mayores de 5° y 25% de valguizaciones mayores de 5°; síndrome de Russell-Silver: 100% de varizaciones mayores de 5°).

La incidencia de variaciones del ángulo mayores de 5°, con independencia del sentido, (y/o necesidad de corrección axial) en cada grupo diagnóstico, no fue estadísticamente significativa.

Diagnóstico	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Acondroplasia	-11.09°	7.98	17	77.3	17/0
Hipocondroplasia	-13°	1.41	3	75	3/0
Displasia Metafisaria	-0.75°	7.84	2	50	1/1
Sd Turner	-25°	19.79	3	100	2/0
Sd Russell-Silver	7.5°	0.70	2	100	0/2
Significación	p=0.026		n.s.		

\*no incluye las correcciones axiales.

**Tabla 4.42:** variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) en función del diagnóstico.

### 2.2.1.4 Altura

No se encontró correlación significativa entre la altura del paciente al iniciar el procedimiento y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observó una altura media distinta en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5°, respecto al resto, ni se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $<-5^\circ$ ) o varizaciones (variación del ángulo  $>5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Altura (cm)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Si		No		
		Media	DE	Media	DE	
	-	118.85	14.6	117.38	14.51	
Significación	n.s.		n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.43:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la altura (cm) y comparación de la media de altura entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.1.5 Peso

No se encontró correlación significativa entre el peso del paciente al iniciar el procedimiento y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observó un peso medio distinto en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5°, frente al resto, ni se produjeron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $<-5^\circ$ ) o varizaciones (variación del ángulo  $>5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Peso (Kg)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Si		No		
		Media	DE	Media	DE	
	-	34.67	10.89	35.25	11.73	
Significación	n.s.		n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.44:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el peso (Kg.) y comparación de la media de peso entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

## 2.2.2 Variables del hueso

### 2.2.2.1 Lado

No se encontraron diferencias significativas de la variación del ángulo óseo entre ambos lados, ni se encontró mayor incidencia de variaciones mayor de 5° (o corrección axial) en un grupo que en otro. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Lado	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Derecho	-11.12°	12.61	14	82.4	12/2
Izquierdo	-7.53°	8.12	13	72.2	11/1
Significación	n.s.		n.s.		

$\alpha$  : ángulo óseo. \* no incluye correcciones axiales.

**Tabla 4.45:** variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) en función del lado alargado.

### 2.2.2.2 Longitud ósea inicial

No se encontró correlación significativa entre la longitud inicial y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observó una longitud inicial media distinta en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5°, frente al resto, ni se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Longitud inicial tibia (mm)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Correlación		Sí	No	
	-	Media	DE	Media	DE
		194.19	44.98	189.50	40.89
Significación	n.s.		n.s.		

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.46:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la longitud inicial de la tibia (mm) y comparación de la longitud inicial media entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.2.3 Ángulo óseo inicial en el plano frontal

No se halló una correlación significativa entre la variación del ángulo óseo y la angulación inicial de las tibias. Tampoco fue significativamente diferente el ángulo óseo inicial, al comparar los casos con variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o corrección axial) y el resto. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Ángulo óseo inicial (°)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
	-	Media	DE	Media	DE
Significación	n.s.	5.31	9.44	7.75	10.90
		n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.47:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el ángulo óseo inicial (grados) y comparación del ángulo inicial medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

#### 2.2.2.4 Diámetro del hueso

No se encontró correlación significativa entre el diámetro óseo y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observó un diámetro distinto en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección axial), frente al resto. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $< -5^\circ$ ) o varizaciones (variación del ángulo  $> 5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de  $5^\circ$  en cualquier sentido.

Diámetro óseo (mm)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
	-	Media	DE	Media	DE
Significación	n.s.	26.57	3.22	25.29	2.97
		n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.48:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el diámetro óseo medio (mm) y comparación de la media de diámetro óseo entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

#### 2.2.2.5 Grosor de las corticales

No se halló correlación significativa entre la variación del ángulo óseo y el grosor cortical, ni éste fue significativamente distinto en casos con variación mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) respecto al resto. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $< -5^\circ$ ) o varizaciones (variación del ángulo  $> 5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de  $5^\circ$  en cualquier sentido.

Grosor cortical (mm)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
	-	Media	DE	Media	DE
Significación	n.s.	4.32	1.43	4.89	1.36
		n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.49:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el grosor medio de las corticales (mm) y comparación de la media de grosor de las corticales entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.2.6 Longitud inicial del peroné

No se encontró correlación significativa entre la longitud inicial del peroné y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observó una longitud distinta en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección axial), frente al resto, ni se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Longitud inicial del peroné (mm)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
		Media	DE	Media	DE
	-	210.96	42.55	214.12	48.08
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.50:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la longitud inicial del peroné (mm) y comparación de la longitud media del peroné entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.2.7 Índice tibioperoneo inicial

No se encontró correlación significativa entre el índice tibioperoneo inicial y la variación del ángulo óseo. El índice medio en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección axial) no fue significativamente diferente al del resto. Tampoco se observaron diferencias significativas de índice tibioperoneo inicial al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Índice tibioperoneo inicial (%)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
		Media	DE	Media	DE
	-	109.34	5.57	112.75	2.49
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.51:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el ángulo fijador-hueso (grados) y comparación del ángulo medio fijador-hueso entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

## 2.2.3 Variables de la intervención

### 2.2.3.1 Ángulo del fijador con el eje óseo mecánico

No se encontró correlación significativa entre el ángulo del fijador con el eje óseo mecánico y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observó un índice distinto en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección axial), frente al resto. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Ángulo fijador-hueso (°)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación		Sí		No	
			Media	DE	Media	DE
	-		-0.07	3.46	-2.25	3.77
Significación	n.s.				n.s.	

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.52:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la altura (cm) y comparación de la media de altura entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

Se consideró que el fijador estaba paralelo al hueso si el ángulo eje fijado-eje óseo era menor de  $5^\circ$ . No se observaron diferencias significativas en la variación del ángulo óseo entre los fijadores paralelos y no paralelos, ni se evidenció una mayor incidencia de variaciones significativas ( $>5^\circ$  y/o corrección axial) entre los fijadores no paralelos. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $<-5^\circ$ ) o varizaciones (variación del ángulo  $>5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de  $5^\circ$  en cualquier sentido.

Ángulo fijador-hueso	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Paralelo	-9.42°	9.68	22	75.9	20/2
No paralelo	-9.20°	16.30	4	80	3/1
Significación	n.s.			n.s.	

$\alpha$  : ángulo óseo. \*no incluye las correcciones axiales.

**Tabla 4.53:** variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) en función del paralelismo del fijador con el eje óseo (se consideraron no paralelos los fijadores con ángulo mayor de  $5^\circ$  en cualquier sentido).

### 2.2.3.2 Distancia media del fijador al eje óseo

No se encontró correlación significativa entre la distancia media del fijador al eje óseo y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observó una distancia distinta en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección axial), frente al resto, ni se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $<-5^\circ$ ) o varizaciones (variación del ángulo  $>5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de  $5^\circ$  en cualquier sentido.

Distancia fijador eje óseo (mm)	variación $\alpha$		variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación		Sí		No	
			Media	DE	Media	DE
	-		61.5	13.7	63.18	13.01
Significación	n.s.				n.s.	

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.54:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la distancia media del fijador al hueso (mm) y comparación de la media de distancia fijador-hueso entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.



### 2.2.3.3 Distancia entre la osteotomía y el clavo 3 (% long tibial)

No se encontró correlación significativa entre la distancia entre la osteotomía y el clavo 3, y la variación del ángulo óseo. La distancia media en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección axial) no fue significativamente diferente a la del resto. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valgizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Distancia osteotomía clavo 3 (%)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
		Media	DE	Media	DE
	-	7.72	3.12	8.12	4.48
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.55:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la distancia entre la osteotomía y el clavo 3 (en % de longitud tibial) y comparación de la distancia media del clavo 3 a la osteotomía (%) entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.3.4 Distancia entre la superficie proximal y el clavo 3 (% long tibial)

No se encontró correlación significativa entre la distancia entre la osteotomía y el clavo 3, y la variación del ángulo óseo. La distancia media en el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección axial) no fue significativamente diferente a la del resto. Al considerar el sentido de la angulación se observó una diferencia significativa entre las varizaciones mayores de 5° y los casos en que no se produjo variación ( $p=0.024$ ) o se produjo valgización mayor de 5° ( $p=0.004$ ), de modo que cuando había desviación en varo el clavo 3 estaba más alto.

Distancia proximal clavo 3 (%)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
		Media	DE	Media	DE
	-	23.54	5.46	26.5	7.74
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.56:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la distancia entre la meseta tibial y el clavo 3 (en % de longitud tibial) y comparación de la distancia media del clavo 3 a la meseta (%) entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.3.5 Índice de corticotomía

No se encontró correlación significativa entre las altura de la osteotomía tibial, y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observaron diferencias entre el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección axial) y el resto. Sin embargo, al considerar el sentido de la angulación, se observaron diferencias significativas entre las tibias que se varizaron (variación del ángulo >5°) y que se valgizaron (variación del ángulo <-5°) ( $p=0.001$ ), así como entre las que se varizaron y aquellas cuyo ángulo no varió mas de 5° en cualquier sentido ( $p=0.012$ ), de modo que las primeras presentaron osteotomías tibiales más altas, en proporción al tamaño de la tibia, que las dos últimas.

Índice de corticotomía (%)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación		Sí		No	
		Media	DE	Media	DE	
	-	33.42	6.28	36.37	6.52	
Significación	n.s.					n.s.

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.57:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice de corticotomía (%) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.3.6 Tipo de osteotomía

No se hallaron diferencias significativas en la variación del ángulo óseo según el tipo de fractura que provocó la osteotomía. Tampoco se hallaron diferencias significativas al agrupar las osteotomías en simples (transversas, oblicuas o espiroideas) y complejas (con tercer fragmento o conminutas). No se evidenció una incidencia significativamente diferente de variaciones mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) en los grupos mencionados. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $<-5^\circ$ ), las varizaciones (variación del ángulo  $>5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de  $5^\circ$  en cualquier sentido.

Tipo de osteotomía	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Simple	-8.2°	9.63	10	66.7	9/1
Compleja	-10.5°	11.74	14	87.5	12/2
Significación		n.s.			n.s.

$\alpha$  : ángulo óseo.\*no incluye las correcciones axiales.

**Tabla 4.58:** variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) en función del tipo de fractura producido por la osteotomía.

### 2.2.3.7 Clavos afectados por osteotomía

En 13 alargamientos el trazo de fractura de la osteotomía alcanzó el clavo distal del grupo proximal y en 6 de estos casos el clavo distal y el medio. No se hallaron diferencias en cuanto a la variación del ángulo óseo según los clavos afectados por la osteotomía ni se observó distinta incidencia de variaciones significativas (mayores de  $5^\circ$  y/o corrección axial). Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $<-5^\circ$ ), las varizaciones (variación del ángulo  $>5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de  $5^\circ$  en cualquier sentido.

Clavos alcanzados por osteotomía	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
No	-8.84	9.13	17	81	16/1
Sí	-10.25	13.12	9	69.2	7/2
Significación		n.s.			n.s.

$\alpha$  : ángulo óseo.\*no incluye las correcciones axiales.

**Tabla 4.59:** variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) en función de si el trazo de osteotomía afectó a los clavos cercanos.

### 2.2.3.8 Índice interosteotomías

No se halló una correlación estadísticamente significativa entre el índice interosteotomías y la variación del ángulo óseo, ni la media de este índice fue significativamente distinta en los casos que presentaron variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial). Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <math>< -5^\circ</math>), las varizaciones (variación del ángulo >math>> 5^\circ</math>) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Índice interosteotomías (%)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
		Media	DE	Media	DE
	-	15.90	6.41	19.85	12.62
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.60:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice interosteotomías (% de longitud tibial) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.3.9 Distancia osteotomía peroné a maléolo (% long peroné)

No se halló correlación significativa entre la altura de la osteotomía de peroné y la variación del ángulo óseo. Sin embargo, la osteotomía de peroné fue significativamente más alta en el grupo de alargamientos con variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o corrección axial) que en el resto ( $p=0.031$ ).

Al considerar el sentido de la angulación, se encontró una tendencia a la significación ( $p=0.091$ ), con altura de la osteotomía del peroné más alta en los casos que se angularon a varo o valgo, respecto a los no angularados.

Altura osteotomía de peroné (%)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
		Media	DE	Media	DE
	-	53.36	6.02	46.25	8.24
Significación	n.s.	$p= 0.031$			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.61:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la altura de la osteotomía del peroné (% de longitud peroné) y comparación de la altura media de la osteotomía entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.3.10 Índice de resección del peroné

No se encontró correlación significativa entre el peroné resecaado y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observaron diferencias entre el grupo de pacientes con variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección axial) y el resto. Tampoco se observaron diferencias significativas al

considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $<-5^\circ$ ), las varizaciones (variación del ángulo  $>5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de  $5^\circ$  en cualquier sentido.

Índice de resección peroné (%)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Correlación		Sí	No	
	-	Media	DE	Media	DE
		11.61	3.63	11	2.3
Significación	n.s.			n.s.	

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.62:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice de resección del peroné (%) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.3.11 Número de corticales perforadas por el tornillo suprasindesmal

En 13 alargamientos (36.1%) el tornillo hacía presa en la cortical interna de la tibia (atravesaba las 2 corticales del peroné y las 2 de la tibia), en 21 (58.3%) no alcanzaba la cortical interna de la tibia (atravesaba el peroné y la cortical externa de la tibia) y en dos (5.6%) casos, por error de técnica, el tornillo no atravesaba la tibia (atravesaba las dos corticales del peroné, quedando posterior a la tibia (Fig. 4.78). En estos dos casos se produjo un ascenso del peroné distal medio de 12.5 mm (DE 2.1) mientras que en el resto, la media fue de 4.6 mm (DE 2.7). Estas diferencias resultaron estadísticamente significativas ( $p=0.043$ ). En uno de estos casos se produjo una subluxación tibio-peroneo-astragalina que requirió tratamiento quirúrgico.

No se observaron diferencias significativas en la variación del ángulo óseo según el número de corticales atravesadas por el tornillo suprasindesmal. Tampoco se observó una incidencia de variación del ángulo óseo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) significativamente diferente en función de esta variable.

Al considerar el sentido de la variación del ángulo óseo, se observaron valguizaciones mayores de  $5^\circ$  en los dos casos con tornillo retrotibial, en 12 casos de tornillo tricortical (65%) y en 9 casos de tornillo tetracortical (39%). Solo se observaron varizaciones mayores de  $5^\circ$  en 3 casos, todos ellos con tornillo tetracortical. Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas, aunque presentaron una tendencia a la significación ( $p=0.075$ ).

Tornillo suprasindesmal	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
2 corticales	$-15^\circ$	4.24	2	100	2/0
3 corticales	$-9^\circ$	9.76	13	65	12/0
4 corticales	$-8^\circ$	12.72	12	92.3	9/3
Significación	n.s.			n.s.	t.s.( $p= 0.075$ )

$\alpha$  : ángulo óseo. t.s.: tendencia a la significación. \*no incluye las correcciones axiales.

**Tabla 4.63:** variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) en función del número de corticales perforadas por el tornillo suprasindesmal.

Se reagruparon los casos en dos grupos: tornillo tetracortical frente al resto. Con este criterio, tampoco se observaron diferencias significativas respecto a la variación del ángulo óseo ni a la incidencia de variaciones significativas de este ángulo. Sin embargo la incidencia de valgizaciones cuando el tornillo era tetracortical fue de 9 casos, frente a 14 cuando no lo era, y estas diferencias resultaron estadísticamente significativas ( $p=0.029$ ).

## 2.2.4 Variables del clavo

### 2.2.4.1 Recubrimiento de hidroxiapatita

La influencia del recubrimiento de hidroxiapatita en la angulación final y en la variación del ángulo óseo ha sido revisada previamente (2.1.3.2).

## 2.2.5 Variables de la evolución radiológica y biomecánica

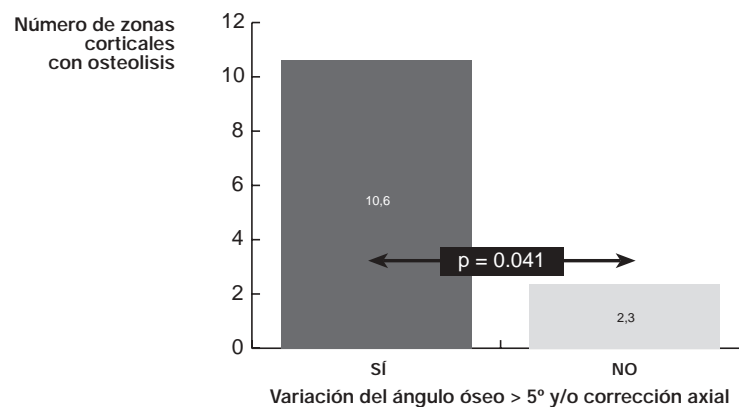
### 2.2.5.1 Número de zonas de osteolisis

No se halló correlación significativa entre el número de zonas corticales con osteolisis observadas en un alargamiento y la variación del ángulo óseo. Sin embargo, aquellos casos que presentaron una variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial), presentaron un promedio de 10.6 zonas con osteolisis (DE 7.9), mientras que el resto presentó un promedio de 2.3 zonas de osteolisis (DE 4.4). Estas diferencias fueron estadísticamente significativas ( $p=0.041$ ). Al considerar el sentido de la variación del ángulo, no se observaron diferencias significativas (Fig. 4.71).

	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial	
	Correlación	Si	No	
Número de osteolisis	-	Media 10.62 DE 7.92	Media 2.37 DE 4.43	
Significación	n.s.	$p=0.041$		

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.64:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el número de zonas corticales con osteolisis y comparación del número medio de osteolisis entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.



**Figura 4.71:** comparación del promedio de zonas de osteolisis en los alargamientos con variación del ángulo óseo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) y el resto. Las diferencias fueron estadísticamente significativas.

### 2.2.5.2 Índice de osteolisis

Dado que todos los alargamientos tibiales se realizaron con 6 clavos, al utilizar el índice de osteolisis, los resultados no variaron respecto a la variable anterior.

No se halló correlación significativa entre el índice de osteolisis y la variación del ángulo óseo. Sin embargo, aquellos casos que presentaron una variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial), presentaron índice medio de 9.8% (DE 18.4), mientras que el resto presentó un índice medio de 44.2% (DE 33). Estas diferencias fueron estadísticamente significativas (p=0.041). Al considerar el sentido de la variación del ángulo, no se observaron diferencias significativas.

### 2.2.5.3 Índice de aposición ósea

No se halló correlación significativa entre el índice de aposición ósea y la variación del ángulo óseo. Los casos que presentaron una variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial), presentaron índice medio de 24% (DE 24.8), mientras que el resto presentó un índice medio de 48.9% (DE 36.1). Estas diferencias no fueron estadísticamente significativas, aunque presentaron una tendencia a la significación (p=0.073). Al considerar el sentido de la variación del ángulo, no se observaron diferencias significativas.

Índice de aposición (%)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Correlación	Si		No	
	-	Media 24.07	DE 24.87	Media 48.95	DE 36.17
Significación	n.s.	t.s.(p= 0.073)			

$\alpha$  : ángulo óseo. t.s.: tendencia a la significación.

**Tabla 4.65:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y índice de aposición ósea (%) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.5.4 Índice de reacción medular

No se halló correlación significativa entre el índice de reacción medular y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente este número en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, no se observaron diferencias significativas.

Índice de reacción medular (%)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Correlación	Si		No	
	-	Media 38.27	DE 28.61	Media 16.66	DE 30.53
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.66:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice de reacción medular (%) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.5.5 Índice medio de aflojamiento de Pettine

No se halló correlación significativa entre el índice de aflojamiento y la variación del ángulo óseo, ni se observó un índice diferente en los casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) respecto al resto. Tampoco se obtuvieron diferencias significativas al considerar el sentido de la variación del ángulo.

Índice medio de aflojamiento (%)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Correlación	Si	No	Media	DE
	-	Media -903.87	DE 1818.22	Media -1003.21	DE 1063.52
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.67:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice de aflojamiento (%) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.5.6 Par tursor de extracción medio

No se halló correlación significativa entre el par tursor de extracción medio y la variación del ángulo óseo. Sin embargo, el promedio de par de extracción en los casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) fue de 2521.2 Nmm/° (DE 3440.3) y de 8161.9 Nmm/° (DE 3655.1) en los que se angularon menos. Estas diferencias fueron estadísticamente significativas ( $p=0.002$ ) (Fig. 4.72).

Al tener en cuenta el sentido de la angulación (valguización / varización / no variación  $> 5^\circ$ ), se mantuvieron las diferencias significativas ( $p=0.008$ ). Analizando estas diferencias, se observó que los casos que se valguizaron tenían un par de extracción medio significativamente inferior a los que no se angularon ( $p=0.002$ ), no siendo significativas las diferencias entre valguizaciones y varizaciones ni entre no angulación y varización.

Par tursor medio de extracción (Nmm/°)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Correlación	Si	No	Media	DE
	-	Media 2521.29	DE 3440.39	Media 8161.96	DE 3655.13
Significación	n.s.	$p= 0.002$			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.68:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y par tursor medio de extracción (Nmm/°) y comparación del par tursor de extracción medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

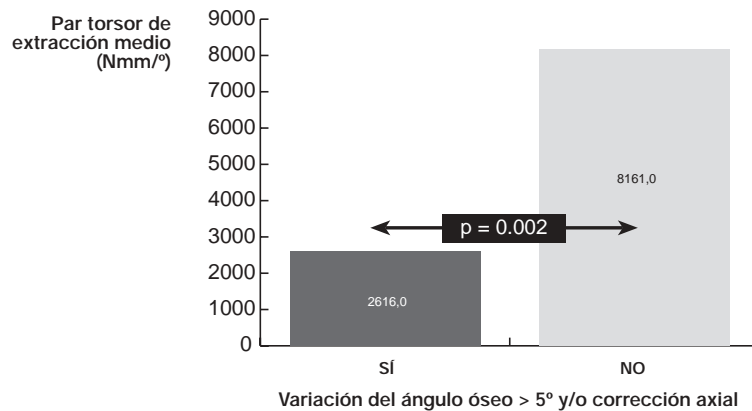


Figura 4.72: comparación del promedio de par torsor de extracción en los alargamientos con variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o corrección axial) y el resto. Las diferencias fueron estadísticamente significativas.

## 2.2.6 Variables de los resultados

### 2.2.6.1 Longitud final de la tibia

No se halló correlación significativa entre la longitud final de la tibia y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente esta longitud en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación		Sí		No	
Longitud final de la tibia (mm)	-		Media	DE	Media	DE
			345.75	30.02	345.88	37.72
Significación	n.s.		n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

Tabla 4.69: correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la longitud final de la tibia (mm) y comparación de la longitud final media entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.2 Longitud alargada

No se halló correlación significativa entre la longitud alargada y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente esta longitud en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.



	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
Longitud alargada (mm)	-	Media 149.65	DE 28.46	Media 156	DE 22.35
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.70:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la longitud alargada (mm) y comparación de la longitud media alargada entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.3 Porcentaje de elongación

No se halló correlación significativa entre el porcentaje alargado y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente este porcentaje en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
Porcentaje elongación (%)	-	Media 83.08	DE 29.64	Media 85.13	DE 22.96
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.71:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el porcentaje de elongación (%) y comparación del porcentaje medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.4 Tiempo de alargamiento

No se halló correlación significativa entre el tiempo de alargamiento y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente este periodo en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
Tiempo de alargamiento (días)	-	Media 189.52	DE 40.58	Media 194.87	DE 28.01
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.72:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el tiempo de alargamiento (días) y comparación del tiempo medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.5 Tiempo de implantación

No se halló correlación significativa entre el tiempo de implantación y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente este periodo en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

Tiempo de implantación (días)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Si		No		
		Media	DE	Media	DE	
	-	588.15	160.04	585.13	98.64	
Significación	n.s.	n.s.				

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.73:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el tiempo de implantación (días) y comparación del tiempo medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.6 Tiempo de fijación total

No se halló correlación significativa entre el tiempo total de fijación y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente este periodo en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

Tiempo de fijación total (días)	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Si		No		
		Media	DE	Media	DE	
	-	621.92	180.66	593.5	119.30	
Significación	n.s.	n.s.				

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.74:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el tiempo de fijación total (días) y comparación del tiempo medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.7 Velocidad de alargamiento

No se halló correlación significativa entre la longitud alargada y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente esta longitud en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

Velocidad de alargamiento (mm/día)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
		Media	DE	Media	DE
	-	0.78	0.11	0.80	0.13
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.75:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la velocidad de alargamiento (mm/día) y comparación de la velocidad media entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.8 Índice de consolidación

No se halló correlación significativa entre el índice de consolidación y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente esta variable en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

Índice de consolidación (días/cm)	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
		Media	DE	Media	DE
	-	42.88	17.90	38.59	8.27
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.76:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice de consolidación (días/cm) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.9 Índice tibioperoneo final

Se halló una correlación moderadamente positiva y estadísticamente significativa entre el índice tibioperoneo final y la variación del ángulo óseo ( $r=0.451$ ;  $p=0.007$ ) (Fig. 4.73). La media de índice tibioperoneo final en los casos con variación del ángulo óseo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) fue de 96.2% (DE 2.6), y en el resto de casos de 99.3% (DE 2.3), siendo estas diferencias estadísticamente significativas ( $p=0.006$ ).

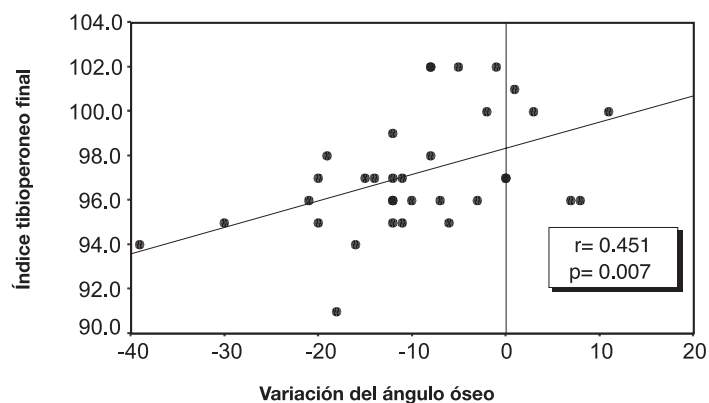


Figura 4.73: correlación entre la variación del ángulo óseo (valores negativos: valguización; valores positivos: varización) y el índice tibioperoneo final. Existe una moderada correlación positiva, y estadísticamente significativa, donde los valores más bajos del índice tibioperoneo se asocian con más variación hacia valgo.

Al considerar el sentido de la angulación, la media del índice tibioperoneo final en los casos que se valguizaron fue de 96.4% (DE 2.4), en los que se varizaron de 97.3% (DE 2.3) y en el resto, como hemos visto, de 99.3% (DE 2.3). Estas diferencias fueron significativas ( $p=0.029$ ). Entre estos grupos tomados dos a dos, las diferencias solo mantuvieron su significación entre los clavos que se valguizaron y los que no se angularon más de  $5^\circ$  en ningún sentido ( $p=0.009$ ) (Fig. 4.74).

	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
Índice tibioperoneo final (%)	$r= 0.451$	Media	DE	Media	DE
Significación	$p= 0.007$	96.29	2.64	99.37	2.38
		$p= 0.006$			

$\alpha$  : ángulo óseo.

Tabla 4.77: correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice tibioperoneo final (%) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

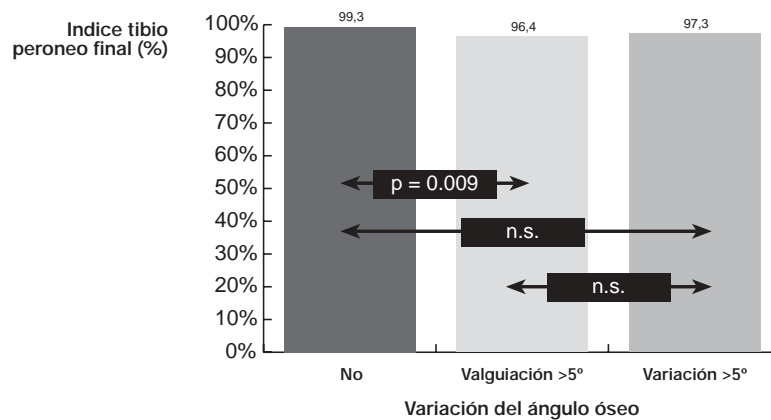


Figura 4.74: comparación de las medias de índice tibioperoneo final en los casos que no presentaron variación del ángulo óseo (No), las angulaciones a valgo de más de 5° (Valgización >5°) y las angulaciones en varo de más de 5° (Varización >5°).

#### 2.2.6.10 Diferencia de índices tibioperoneos

Se halló una correlación moderadamente positiva y estadísticamente significativa entre la diferencia entre los índices tibioperoneos y la variación del ángulo óseo ( $r=0.371$ ;  $p=0.030$ ) (Fig. 4.75). De modo que los casos en que el peroné se acortó más respecto a la tibia (diferencia de índices más negativa), fueron los que más se angularon en valgo (variación negativa=valgo).

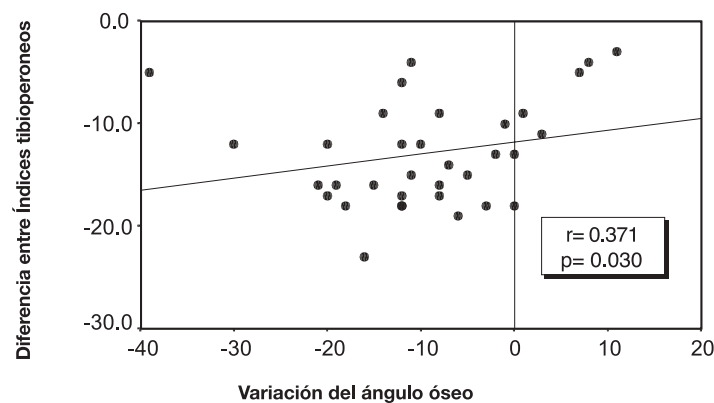


Figura 4.75: correlación entre la variación del ángulo óseo (valores negativos: valgización; valores positivos: varización) y la diferencia entre los índices tibioperoneos inicial y final.

La media de la diferencia entre índices en los casos con variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o corrección axial) no fue significativamente diferente de la del resto de casos. Al considerar el sentido de la angulación, sin embargo, se obtuvo una media de diferencia entre índices de -13.3 (DE 3.4) en los que no se angularon más de 5°; de -13.9 (DE 4.8) en los que se valgizaron; y de -4 (DE 1) en

los que se varizaron, siendo estas diferencias estadísticamente significativas ( $p=0.023$ ). Entre estos grupos tomados de 2 en 2, las diferencias mantuvieron su significación entre los casos que se varizaron y los que no se angularon ( $p=0.012$ ) y entre los que se varizaron y los que se valguizaron ( $p=0.003$ ).

	Variación $\alpha$	Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Si		No	
Diferencia índices tibioperoneos	$r= 0.371$	Media	DE	Media	DE
		-12.80	5.56	-13.37	3.42
Significación	$p= 0.030$	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.78:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la diferencia entre índices tibioperoneos inicial y final, y comparación de la diferencia media entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

#### 2.2.6.11 Índice de descenso del peroné proximal

No se hallaron diferencias significativas entre la media de descenso en los casos con ángulo final mayor de  $10^\circ$  (y/o corrección axial) respecto al resto.

No se halló correlación significativa entre el descenso de la cabeza del peroné y la variación del ángulo óseo. Tampoco se observó una media de descenso significativamente diferente en el grupo de casos en que se produjo una variación del ángulo óseo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial). Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

	Variación $\alpha$	Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Si		No	
Índice descenso peroné proximal (%)	-	Media	DE	Media	DE
		8.96	4.01	9.5	4.34
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.79:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice de descenso del peroné proximal (% longitud del peroné) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

#### 2.2.6.12 Índice de ascenso del peroné distal

No se halló correlación significativa entre el ascenso del peroné distal y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente esta variable en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
Índice ascenso peroné distal (%)	-	Media	DE	Media	DE
		2.64	1.85	2	1.41
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.80:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el índice de ascenso del peroné distal (% longitud del peroné) y comparación del índice medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.6.13 Variación del ángulo del tornillo suprasindesmal

No se halló correlación significativa entre la variación del ángulo del tornillo suprasindesmal y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente esta variable en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
Variación $\alpha$ tornillo suprasindesmal ( $^\circ$ )	-	Media	DE	Media	DE
		-6.08	9.88	-10	11.55
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.81:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y la variación del ángulo del tornillo suprasindesmal (grados) y comparación de la variación media del ángulo del tornillo entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

## 2.2.7 Variables de las incidencias

### 2.2.7.1 Necrosis cutánea

Se detectó necrosis cutánea en algún clavo en 12 alargamientos tibiales. No se halló correlación significativa entre el número de necrosis y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente esta variable en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

	Variación $\alpha$	Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial			
	Correlación	Sí		No	
Nº de clavos con necrosis cutánea	-	Media	DE	Media	DE
		1.07	1.66	1.12	1.55
Significación	n.s.	n.s.			

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.82:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el número de clavos con necrosis cutánea y comparación del número medio de clavos con necrosis entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.



Figura 4.76: alargamiento tibial (caso 21 derecha, acondroplasia). Extrusión del tornillo suprasindesmal.

### 2.2.7.2 Antibioticoterapia endovenosa

Se requirió la administración de antibiótico parenteral en tres casos. No se observaron diferencias significativas en cuanto a la variación del ángulo óseo, entre estos casos y el resto.

Uno de estos casos presentó un ángulo óseo final con un valgo de 16° y una variación del ángulo óseo hacia valgo de 21°, mientras que los otros dos no presentaron angulación significativa.

Antibiótico parenteral	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
No	-9.57°	10.76	26	81.3	22/3
Sí	-7.66°	11.59	1	33.3	1
Significación	n.s.		n.s.		

$\alpha$  : ángulo óseo. \*no incluye las correcciones axiales.

Tabla 4.83: Variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) en función de la necesidad de administrar antibiótico por vía parenteral.

### 2.2.7.3 Aflojamiento

En 19 alargamientos se consideraron aflojados la mitad o más clavos de fijación externa, 17 con clavos convencionales y 2 con clavos recubiertos de hidroxiapatita.

No se observaron diferencias en la variación del ángulo óseo entre los casos con aflojamiento (50% o más clavos aflojados) o sin aflojamiento. En el grupo de alargamientos con aflojamiento se dieron 18 casos (94.7%) de variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o corrección axial), mientras que en los otros alargamientos se dieron 9 casos (56.3%). Estas diferencias fueron estadísticamente significativas ( $p=0.013$ ) (Fig. 4.77).



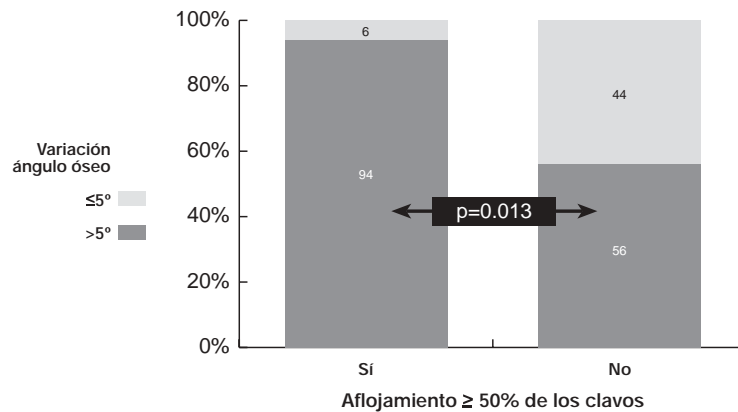


Figura 4.77: comparación de la incidencia relativa de variación del ángulo óseo > 5° (y/o corrección axial) en los alargamientos con aflojamiento de menos del 50% de los clavos frente a aquellos en que se aflojaron el 50% o más clavos. Las diferencias fueron estadísticamente significativas.

Al considerar el sentido de la variación del ángulo óseo, en el grupo de alargamientos con aflojamiento, se observó un caso sin variación (5.6%), 14 valguizaciones (77.8%) y 3 varizaciones (16.7%), mientras que en el grupo sin aflojamiento, el ángulo óseo no varió más de 5° en 7 casos y se dieron 9 casos de valguización (56.3%) y ninguna varización. Estas diferencias fueron estadísticamente significativas (p=0.014).

Aflojamiento ≥50% clavos	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Sí	-7.78	8.30	18	94.7%	14/3
No	-10.70	12.36	9	56.3%	9/0
Significación	n.s.		p= 0.013		p= 0.014

$\alpha$  : ángulo óseo. \*no incluye las correcciones axiales.

Tabla 4.84: variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) en función de la presencia de aflojamiento (par tursor de extracción <150 Nmm/°) en la mitad o más clavos.

#### 2.2.7.4 Retirada precoz del fijador

Tuvieron que retirarse antes de la consolidación 5 fijadores (casos 7 der., 10 izq., 11 der., 23 der. y 23 izq.). En todos los casos por infección grado 4 de los clavos del grupo proximal de las tibias, aunque en el caso 10 izq. el aflojamiento se vio precipitado por una caída. Se continuó la inmovilización hasta la consolidación mediante yeso cruropédico. En el caso 23 izq. se aprovechó el cambio de fijador a yeso para realizar una corrección axial por un valgo tibial.

Retirada precoz	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Si	-9.92°	10.2	5	100%	3/2
No	-6.6°	13.77	22	73.3%	20/1
Significación	n.s.		n.s.		

$\alpha$  : ángulo óseo. \*no se incluyen las correcciones axiales.

**Tabla 4.85:** Variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de  $5^\circ$  (y/o corrección del eje por manipulación) en función de la necesidad de retirar el alargador antes de la consolidación.

No se observaron diferencias significativas en cuanto a la variación del ángulo óseo en los casos que se retiraron precozmente. Entre estos casos se produjo 1 variación del ángulo óseo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial), mientras que en los que no fue necesario retirar precozmente el fijador, se produjo en 22 casos (73.3%), pero estas diferencias no fueron estadísticamente significativas. Las variaciones de ángulo en los alargamientos con retirada precoz del fijador fueron hacia valgo en 3 casos y hacia varo en dos, mientras que en los que no se retiró precozmente se dieron 20 angulaciones hacia valgo y una hacia varo, no siendo estas diferencias estadísticamente valorables por presentar una frecuencia mínima esperada  $< 0.5$  al realizar la prueba de ji cuadrado.



**Figura 4.78:** alargamiento tibial: (caso 7 izquierda, acondroplasia). Colocación incorrecta del tornillo supracondíleo posterior a la tibia.

#### 2.2.7.5 Fractura intercurrente

Se produjeron 2 casos de fractura durante el alargamiento, y en ambos casos se trató de fracturas a nivel del fémur distal, una epifisiolisis tipo I (caso 1 der.) y una fractura supracondílea (caso 10 izq.). Ambas se produjeron por caídas alrededor del final del alargamiento, en el primer caso 2 semanas antes y en el segundo 4 semanas después.

Los casos con fractura intercurrente presentaron un ángulo óseo final de  $0^\circ$  (1 der.) y  $20^\circ$  de valgo (10 izq.), con una variación del ángulo óseo del mismo valor, pues ambos partían de tibias sin angulación ósea. No se observaron diferencias significativas de angulación final ni variación del ángulo respecto a los casos no fracturados.

### 2.2.7.6 Grado medio de infección

No se halló correlación significativa entre el grado medio de infección y la variación del ángulo óseo, ni fue diferente esta variable en el grupo de casos con variación del ángulo mayor de 5° (y/o corrección axial) respecto al resto. Al considerar el sentido de la variación del ángulo, tampoco se observaron diferencias significativas.

Grado medio de infección	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Correlación	Si	No		
	-	Media 0.29	DE 0.23	Media 0.28	DE 0.15
Significación	n.s.	n.s.		n.s.	

$\alpha$  : ángulo óseo.

**Tabla 4.86:** correlación entre la variación del ángulo óseo (grados) y el grado medio de infección y comparación del grado medio entre los casos que presentaron variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) y los que no.

### 2.2.7.7 Corrección axial

Se practicó una corrección axial de la tibia durante el periodo de fijación en 4 casos (14 izq., 18 izq., 22 der. y 23 izq.) por desviaciones en valgo excesivas. En todos los casos se trató de alargamientos con clavos convencionales. En los casos 18 izq. y 23 izq. la corrección fue eficaz y llegaron al final del alargamiento con una angulación de 4° de valgo y 0° respectivamente. En los casos 14 izq. y 22 der., a pesar de la manipulación, se llegó al final del procedimiento con valgos superiores a los 20° en ambos casos. Esto hizo que los resultados en cuanto a ángulo final y variación del ángulo óseo de los alargamientos que requirieron corrección axial, no fueran significativamente mejores que el resto de casos.

### 2.2.7.8 Rotura del fijador externo

Se produjeron alteraciones de la integridad de los fijadores en cinco alargamientos tibiales (Tabla 4.28). Consistieron en dos desencajes del alargador del menor tamaño al alcanzar su tope de longitud, un colapso del fijador en la fase de consolidación (fallo del tornillo de fijación), y tres rupturas del cuerpo del fijador (una de ellas en un segmento en el que se había desencajado previamente el fijador de menor tamaño).

No se encontraron diferencias significativas de la variación del ángulo óseo entre ambos grupos, ni se observó mayor incidencia de variaciones mayor de 5° (o corrección axial) en los casos con ruptura del fijador. Tampoco se encontraron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo  $< -5^\circ$ ) o varizaciones (variación del ángulo  $> 5^\circ$ ) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Rotura del fijador	Variación $\alpha$		Variación $\alpha > 5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Sí	-9.44°	11.13	4	100	2/1
No	-9°	7.87	23	74.2	21/2
Significación	n.s.		n.s.		

$\alpha$  : ángulo óseo. \*no se incluyen las correcciones axiales.

**Tabla 4.87:** variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) en función de la rotura o desencaje del alargador.

### 2.2.7.9 Retardo de consolidación

Se observó un índice de consolidación mayor de 50 días por centímetro en 8 casos.

No se encontraron diferencias significativas de la variación del ángulo óseo entre ambos grupos, ni se evidenció mayor incidencia de variaciones mayores de 5° (o corrección axial) en los casos con retardo de consolidación. Tampoco se observaron diferencias significativas al considerar por separado las valguizaciones (variación del ángulo <-5°) o varizaciones (variación del ángulo >5°) y las variaciones del ángulo óseo menores de 5° en cualquier sentido.

Retardo de consolidación	Variación $\alpha$		Variación $\alpha >5^\circ$ y/o corrección axial		
	Media	DE	n	%	valgo/varo*
Sí	-8.87°	15.37	8	88.9	5/2
No	-9.56°	8.92	19	73.1	18/1
Significación	n.s.		n.s.		

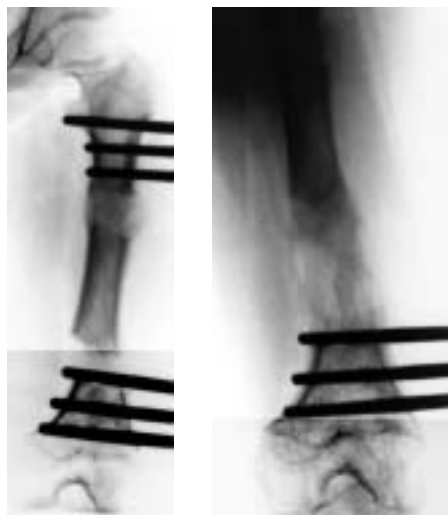
$\alpha$  : ángulo óseo. \* no incluye correcciones axiales.

**Tabla 4.88:** variación media del ángulo óseo (grados) e incidencia de variaciones del ángulo óseo mayores de 5° (y/o corrección del eje por manipulación) en función de la presencia de retardo de consolidación (índice de consolidación mayor de 50 días/cm).

### 2.2.7.10 Refractura

Sólo se dio un caso de fractura después de retirar el fijador, en el caso 18 derecha. En este procedimiento se observó un valgo de 12° al retirar el fijador. Tres días después se produjo la fractura tibial, empeorando considerablemente el valgo, por lo que se practicó una corrección por manipulación bajo anestesia y se trató con yeso durante dos meses.

Dado que solo hubo un caso no se realizó análisis estadístico. En las figuras 4.80 y 4.81 se ilustra un caso de fractura tibial, fuera del protocolo de este estudio.



**Figura 4.79:** alargamiento femoral (caso 17, izquierdo, acondroplasia). Consolidación precoz del foco de fractura que provocó una fractura por el orificio del clavo proximal del grupo distal. Se continuó el alargamiento por ese foco sin incidencias.



Figura 4.80: caso 15, tibia izquierda (fuera de protocolo de estudio). Fractura tras la retirada del fijador.

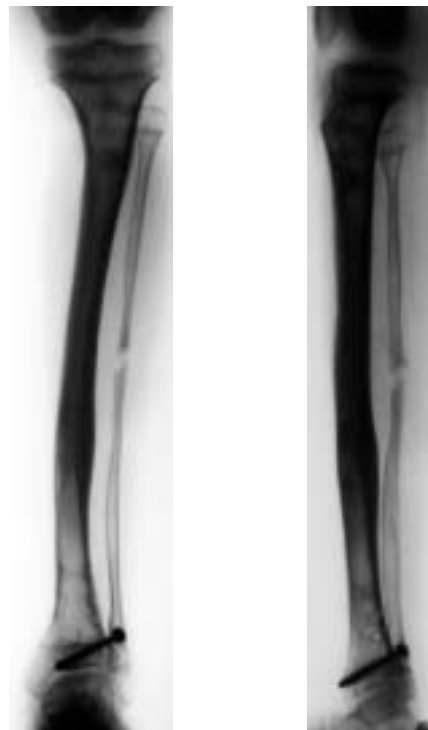


Figura 4.81: caso 15, tibia izquierda (fuera de protocolo de estudio). Resultado final con consolidación de la fractura tras inmovilización con yeso crurópédico.

## **2.2.8 Resumen: variables con influencia en la variación del ángulo óseo ( $p < 0.05$ )**

### **2.2.8.1 Edad**

Los las tibia de los pacientes de menor edad presentaron mayor tendencia a la variación del ángulo óseo en valgo.

### **2.2.8.2 Diagnostico**

Los pacientes acondroplásicos presentan mayor tendencia a la valguización, mientras que la displasia metafisaria y el síndrome de Russell-Silver a la varización.

### **2.2.8.3 Distancia entre la superficie proximal y el clavo 3**

En las tibia que se desviaron más de  $5^\circ$  en varo, el clavo 3 estaba situado más cerca de la superficie proximal del hueso.

### **2.2.8.4 Índice de corticotomía**

Las tibia que se desviaron más de  $5^\circ$  en varo presentaban osteotomías tibiales más altas que las que no se desviaron o se valguizaron.

### **2.2.8.5 Distancia osteotomía peronea a maléolo**

En los casos en que se produjo una desviación axial mayor de  $5^\circ$ , en cualquier sentido, o tuvo que corregirse su alineación, las osteotomías peroneas eran más altas.

### **2.2.8.6 Número de corticales perforadas por el tornillo suprasindesmal.**

Se produjeron menos desviaciones mayores de  $5^\circ$  en valgo cuando el tornillo suprasindesmal atravesaba las dos corticales del peroné y de la tibia.

### **2.2.8.7 Hidroxiapatita.**

Los alargamiento con clavos recubiertos de hidroxiapatita sufrieron menor variación del ángulo óseo, y la incidencia de variaciones de este ángulo mayores de  $5^\circ$  (y/o necesidad de corrección axial) fue menor que con los clavos convencionales.

### **2.2.8.8 Número de zonas de osteolisis e Índice de osteolisis.**

Los casos que presentaron variación del ángulo óseo mayor de  $5^\circ$  y/o requirieron corrección axial, presentaban mayor número de osteolisis.

### **2.2.8.9 Par tursor de extracción medio.**

El par tursor de extracción medio fue más bajo en los casos que se angularon más de  $5^\circ$  (y/o fue necesario corregir el eje), que en los que no se angularon más de  $5^\circ$ . De entre los que se angularon más de  $5^\circ$ , el par de extracción fue más bajo en los que lo hicieron en valgo que en los que hicieron en varo.

### **2.2.8.10 Índice tibioperoneo final.**

Cuanto más bajo fue el índice tibioperoneo, más se desvió en valgo el segmento óseo, siendo el índice fue más bajo en los casos con desviación mayor de  $5^\circ$  (y/o necesidad de corrección axial). De entre los que se angularon más de  $5^\circ$ , el índice fue más bajo en los que lo hicieron en valgo que en los que hicieron en varo.

Por tanto, cuanto más corto era el peroné respecto a la tibia al final del alargamiento, se observó mayor valguización de este segmento.

### 2.2.8.11 Diferencia entre índices tibioperoneos.

Cuanto menor fue la diferencia entre los índices inicial y final, más se desvió en valgo el segmento óseo. De entre los que se angularon más de 5°, la diferencia fue menor en los que lo hicieron en varo que en los que hicieron en valgo.

Por lo tanto, cuando más disminuye la longitud del peroné en relación a la tibia (diferencia entre índice tibioperoneo inicial y final más negativa), se produce mayor valguización.

### 2.2.8.12 Aflojamiento.

Se observó mayor incidencia de variaciones del ángulo óseo de más de 5° (y/o necesidad de corrección axial) cuando estaban aflojados la mitad de los clavos del fijador o más. En el grupo de segmentos con aflojamiento se evidenció mayor incidencia tanto de valguizaciones como de varizaciones mayores de 5°.

## 2.2.9 Análisis multivariante

El análisis multivariante en este caso está limitado por el número de casos. Por ello solo se incluyeron variables que presentaron significación respecto a la variación del ángulo óseo y a la variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o necesidad de corrección axial). Como variable dependiente se tomó la variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o necesidad de corrección axial).

Como variables independientes, se descartaron las que solo presentaron significación según el sentido de la variación del ángulo óseo (Distancia de la superficie proximal al clavo 3, Índice de corticotomía y Número de corticales del tornillo suprasindesmal).

De entre las restantes, el Número de osteolisis, Índice de osteolisis, Par torsor de extracción medio y Aflojamiento (del 50% de los clavos o más), representan distintos aspectos de un mismo acontecimiento, y sus relaciones con la variación del ángulo óseo son muy similares. Se escogió el Aflojamiento, por ser una variable dicótoma, de más fácil interpretación.

Del mismo modo, el Índice tibioperoneo final y la Diferencia entre índices tibioperoneos, reflejan la relación de longitud entre la tibia y el peroné. Se eligió incluir en el modelo el Índice tibioperoneo final ya que presentaba una relación más estricta con la variación del ángulo óseo.

Se incluyeron en el modelo multivariante las variables que se enumeran en la Tabla 4.89.

<b>Variables Independientes</b>
- Edad
- Diagnóstico
- Altura osteotomía peroné
- Recubrimiento de hidroxapatita
- Aflojamiento
- índice tibioperoneo final
<b>Variables dependientes</b>
- Variación mayor de 5° y/o corrección axial

Tabla 4.89: variables incluidas en el modelo explicativo.

El análisis de regresión logística obtuvo, tras 4 pasos, un modelo capaz de explicar el 90.00% de los casos de aflojamiento (Tabla 4.90).

**a)** Beginning Block Number 1. Method: Forward Stepwise (WALD)

Step	Improv			Model			Correct	
	Chi-Sq	df	sig	Chi-Sq.	df	sig	Class %	Variable
1	6,481	1	0,011	6,481	1	0,011	76,67	IN: IN2_TIPE
2	6,279	1	0,012	12,759	2	0,002	86,67	IN: AFLO_M50
3	10,868	1	0,001	23,627	3	0,000	90,00	IN: DI_OS_PE
4	-5,153	1	0,023	18,474	2	0,000	90,00	OUT: IN2_TIPE

No more variables can be deleted or added.

**b)** Variación del ángulo óseo mayor de 5° (y/o corrección axial)

		Predicted		Percent Correct
		0	1	
Observed	0	6	2	75,00%
	1	1	21	95,45%
Overall				90,00%

**c)** ----- Variables in the Equation -----

Variable	B	S.E.	Wald	df	Sig	R	Exp(B)	95% CI for Exp (B)	
								Lower	Upper
DI_OS_PE	0,2960	0,1193	6,1590	1	0,0131	0,3457	1,3445	1,0642	1,6985
AFLO_M50	4,5300	1,8134	6,2406	1	0,0125	0,3491	92,7623	2,6535	3242,8428
Constant	-15,6606	6,4469	5,9008	1	0,0151				

Tabla 4.90: resultados ofrecidos por SPSS 9.0 tras realizar el análisis de regresión logística por el método de pasos sucesivos de Wald (*Forward Stepwise (WALD)*). a) La primera tabla muestra los 4 pasos sucesivos realizados por el programa, con la variable introducida o extraída en cada paso y el aumento progresivo de la clasificación correcta de los casos con variación mayor de 5° del ángulo óseo (*Correct class %*). b) Sensibilidad y especificidad del modelo final para explicar los casos de variación mayor de 5° del ángulo óseo. c) Modelo explicativo obtenido, con la constante del modelo al final (DI\_OS\_PE: altura de la osteotomía del peroné en % de la longitud del peroné. AFLO\_M50: 50% o más clavos aflojados).

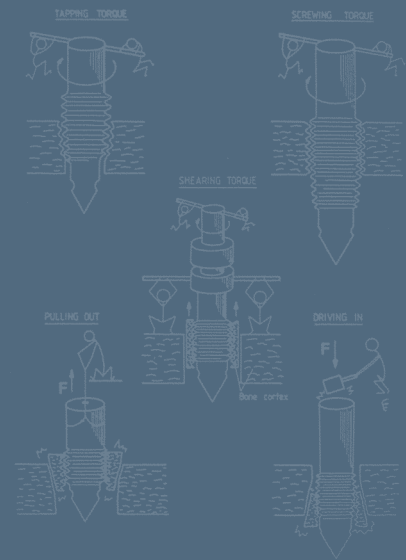


El modelo final obtenido presenta una significación estadística con  $p=0.0001$ . En el sólo quedaron dos variables con valor explicativo de la variación del ángulo óseo mayor de  $5^\circ$  (y/o corrección axial), que fueron la altura de la osteotomía del peroné (a mayor altura de la osteotomía, mayor incidencia de angulación), y la presencia de aflojamiento de la mitad de los clavos o más. Ambas variables presentaron significaciones similares ( $p=0.0131$  y  $p=0.0125$ , respectivamente), pero la *Odds Ratio* (Exp (B)) aflojamiento de la mitad de los clavos fue de 92.7623, mucho mayor que la de la altura de la osteotomía peronea (OR=1.3445) (Tabla 4.90).

Es decir que el factor que, independientemente, más influía en la aparición de variación del ángulo óseo mayor de  $5^\circ$  y/o necesidad de corrección axial, era el aflojamiento de por lo menos la mitad de los clavos del alargador.



# V Discusión



El interés por el presente estudio nació de la observación de la frecuencia de complicaciones derivadas de los clavos de fijación externa, especialmente en procedimientos de elongación ósea. En base a estudios previos realizados por un miembro de nuestro equipo (Moroni et al. 1991; Moroni et al. 1992; Moroni et al. 1993; Moroni et al. 1994; Caja, Ruiz y Aliaga 1995; Caja y Moroni 1996; Moroni et al. 1997 b), se decidió probar la utilidad del recubrimiento con hidroxiapatita de los clavos de fijación externa, en la prevención de estas complicaciones.

Con este objetivo se decidió llevar a cabo un estudio clínico comparativo, prospectivo y aleatorio, en alargamientos óseos simétricos por hipometría.

Realizar un trabajo en clínica humana presenta indiscutibles ventajas en cuanto a la validez de los resultados, pero plantea problemas éticos derivados del hecho de probar una nueva tecnología en humanos. En el presente estudio, la realización de alargamientos óseos esta ampliamente aceptada (Aldegheri et al. 1988; Trivella y Aldegheri 1988; Saleh y Sharrard 1989; De Bastiani, Renzi Brivio y Lavini 1989 b; Vilarrubias, Ginebreda y Jimeno 1990; Saleh y Burton 1991; Vilarrubias et al. 1992; Vilarrubias 1998; Aldegheri 1999) y la introducción del elemento ensayar, el recubrimiento de hidroxiapatita, no es una novedad en la Cirugía Ortopédica. Numerosos estudios experimentales (Jarcho 1981; Cook et al. 1988 a y b; Cook, Thomas y Kay 1991; Kester et al. 1991; Shin et al. 1992; Manley 1993; Wang, Lee y Chang 1993; David et al. 1995; Yoshinari, Klinge y Derand 1996) y clínicos (Holmes, Bucholz y Mooney 1986; Sartoris et al. 1986; Bucholz, Carlton y Holmes 1989; Kroon y Freeman 1992; D'Antonio, Capello y Jaffe 1993; David et al. 1993; Geesink 1993; Martin et al. 1993 ; McPherson, Friedman y Dorr 1993; Soballe et al. 1993 b; Verhaar 1993; Capello 1994; Karrholm et al. 1994; Spivak et al. 1994; Augat et al. 1995 ; Geesink y Hoefnagels 1995; Lapresle y Missenard 1995 ; McPherson et al. 1995 ; Rothman et al. 1996; Epinette 1999 a y c; Laurent 1999; Vidalain 1999 b) avalan la biotolerancia y falta de toxicidad local o sistémica de esta substancia, utilizada en forma de recubrimientos o implantada como relleno de cavidades. Es más, los resultados de la utilización de la hidroxiapatita específicamente en el recubrimiento de clavos de fijación externa también han sido publicados previamente en estudios experimentales (Augat y Claes 1993; Augat et al. 1995; David et al. 1995; Stea et al. 1995; Caja y Moroni 1996; Moroni et al. 1997 a y b; Pommer et al. 1997; Moroni et al. 1998 b) y en humanos (Caja, Ruiz y Aliaga 1995; Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 a), demostrando su eficacia y la ausencia de reacciones adversas.

Llevar a cabo un trabajo prospectivo permite planificar los elementos que van a ser estudiados y asignar cada caso aleatoriamente al grupo de control o de estudio. Se eligió como modelo clínico el alargamiento óseo en hipometrías simétricas por dos motivos fundamentales. En primer lugar, porque las elongaciones óseas son las aplicaciones en las que se somete al sistema fijador hueso a mayores esfuerzos (Leong et al. 1979; Cañadell y Forriol 1993; Yasui et al. 1993; Younger, Mackenzi y Morrison 1994; Simpson et al. 1995). Esto es especialmente significativo en los alargamientos por hipometría, en los que con relativa frecuencia se aspira a obtener aumentos de la talla cercanos a los 30 cm (Saleh y Burton 1991), unos 15 cm por segmento de las extremidades inferiores, lo que se acerca, si no supera, el 100% de la longitud inicial de los huesos (Vilarrubias 1998). Si se tiene en cuenta que los índices de consolidación para fémur y tibia son, aproximadamente, de 36 y 41 días por centímetro alargado (De Bastiani et al. 1987), se alcanzan unos periodos de implantación del fijador que pueden superar los 20 meses. En segundo lugar, al tratarse de alargamientos de segmentos simétricos (brazo, muslo o pierna), se cuenta con la ventaja metodológica de poder colocar un fijador con clavos recubiertos en un lado y otro con clavos convencionales en el opuesto. De este modo cada uno de los clavos de estudio tendrá un clavo control implantado en la misma posición, en el mismo hueso y en el mismo individuo. Este modelo se acerca bastante al ideal de que la muestra de casos control sea superponible en sus características a la de casos de estudio.

Este trabajo presenta, sobre los estudios clínicos comparativos realizados previamente sobre el mismo tema (Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 a), las ventajas de utilizar un modelo de larga implantación y condiciones muy exigentes para los montajes de fijación y el valor añadido de que los mismos pacientes sirven de caso de estudio y caso control, con las ventajas que conlleva.

Por otra parte, se ha dado importancia a la valoración del efecto de la hidroxiapatita en el resultado final de los alargamientos. Demostrar la efectividad del recubrimiento en la prevención del aflojamiento de los clavos no haría más que validar, con una metodología distinta, los resultados de estudios previos (Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 a). Era pues necesario determinar si esa supuesta mejora del intersticio hueso-clavo redundaba en unos mejores resultados finales de los alargamientos. Así, se dividió el trabajo en dos partes.

En la primera parte se consideró cada clavo implantado como un caso de estudio y se comparó la incidencia de complicaciones locales de los clavos entre los recubiertos de hidroxiapatita y los convencionales. Se prestó especial atención a las dos complicaciones más habituales directamente relacionadas con la implantación de los clavos: el aflojamiento y la infección de su trayecto (Green 1981, 1982 y 1983; Sisk 1983 b ; Eldridge y Bell 1991). Además, se intentó valorar la importancia del resto de las variables del procedimiento (relativas al paciente, al hueso, a la aplicación del fijador, al desarrollo del alargamiento, sus resultados y sus complicaciones) en el aflojamiento, para descartar que la influencia de la hidroxiapatita se debiera a factores de confusión. Los motivos de realizar esta valoración multivariante respecto al aflojamiento, y no a la infección, han sido dos: el disponer de una medición cuantitativa y bastante precisa de la fuerza de sujeción final del clavo, el par torsor inicial de extracción, simplifica el desarrollo del análisis y facilita la interpretación de los resultados. Por otra parte, aunque antes de la aparición de los antibióticos la infección de los clavos tenía en ocasiones graves consecuencias (Clasper et al. 1999), actualmente estas complicaciones suelen resolverse con medidas sencillas (Moseley 2001), y la incidencia infecciones graves o de osteomielitis es relativamente baja (Eldridge y Bell 1991). Así pues, una de las principales preocupaciones respecto a la infección del trayecto de los clavos, es precisamente, su relación con el aflojamiento.

En la segunda parte se consideró cada segmento alargado como un caso de estudio y se comparó la incidencia de complicaciones óseas en los procedimientos de alargamiento realizados con clavos recubiertos y en los realizados con clavos convencionales. Las múltiples complicaciones que pueden aparecer durante la elongación de una extremidad han sido clasificadas por diversos autores (Wagner 1978; Green 1990; Paley 1990; Eldridge y Bell 1991; Saleh y Scott 1992 b; Cañadell y Forriol 1993; Aquerreta, Forriol y Cañadell 1994). Estas clasificaciones suelen incluir las complicaciones derivadas del punto de inserción del clavo, las derivadas del fijador, las complicaciones articulares, neurovasculares, psicológicas y óseas. En este último grupo se incluyen consolidación precoz o retrasada del callo de elongación, la desviación o fractura después de la retirada del fijador y las desviaciones axiales del hueso durante el periodo de fijación (Eldridge y Bell 1991; Faber, Keessen y van Roermund 1991; Saleh y Scott 1992 b). La mayoría de las complicaciones mencionadas pueden aparecer en alargamientos con fijación externa monolateral siendo dependientes del paciente y de la estrategia de la elongación, no viéndose directamente influidas por la mecánica del fijador, considerando, por supuesto, los sistemas de fijación monolateral actuales. En cambio, las complicaciones óseas, y en especial la desviación axial del hueso, pueden verse influidas de forma directa por la estabilidad del montaje (Klip y Bosma 1978; Siffert 1987; Chandler et al. 1988; Dahl y Fischer 1991; Ginebreda et al. 1992; García-Cimbrelo et al. 1993) o por el aflojamiento de los clavos (Klip y Bosma 1978; Glorion et al. 1996; Leyes et al. 1998 a ; Aldegheri 1999). Dado que la estabilidad del sistema de fijación externa depende en gran medida de la integridad del intersticio entre el hueso y el clavo (Aronson y Harp 1990; Churches,

Tanner y Harris 1985 a y c), se consideró que la influencia del recubrimiento de hidroxiapatita en la mejoría de los resultados de los alargamientos debería encontrarse en la disminución de complicaciones óseas, especialmente de la desviación axial.

Finalmente se ha intentado, además, valorar la importancia de las diferentes variables del procedimiento (relativas al paciente, al hueso, a la aplicación del fijador, al desarrollo del alargamiento, sus resultados y sus complicaciones) en la aparición de angulaciones del eje óseo.



## 1. Complicaciones locales de los clavos

El uso de fijadores externos para el tratamiento de afecciones óseas ha comportado diversos problemas desde sus inicios. En términos generales, se podrían agrupar estas dificultades en dos grupos: mecánicas y biológicas.

El fijador externo es una estructura que, desde fuera del organismo debe ejercer una función de soporte del hueso y además debe permitir, en muchos casos, llevar a cabo determinadas maniobras sobre este sustrato (Adrey 1970) como son la reducción de una fractura, la compresión en el foco de fractura y la distracción o el transporte óseo. Esta situación comporta un problema mecánico complejo al que ya se enfrentaron los pioneros de la fijación externa. Los logros para mejorar la mecánica de los fijadores se fundamentaron en tres aspectos básicos: el entendimiento de la biomecánica de estos sistemas, los avances tecnológicos y la diversificación en el diseño.

El estudio de la biomecánica de los fijadores, sumado a la experiencia práctica obtenida de los primeros modelos diseñados, permitió establecer una serie de principios básicos a la hora de montar un sistema de fijación externa. Autores como Hoffmann, Vidal o Adrey (Hoffmann 1938; Vidal 1968; Vidal et al. 1970; Adrey 1970), y posteriormente Burny y su grupo (Burny y Bourgois 1972) sentaron las bases mecánicas de esta técnica.

Los avances tecnológicos, especialmente en ingeniería de materiales, compiten con el ingenio de los cirujanos para desarrollar nuevas técnicas. En ocasiones, la aparición de nuevos materiales permite llevar a cabo con efectividad ideas antiguas. Prueba de ello es la historia de la Fijación Externa, que se puede decir que empezó con los fijadores externos monolaterales de Parkhill (1897 y 1898) y Lambotte (1902 y 1912), y después de pasar por multitud de diseños, ha vuelto a la simplicidad de la idea inicial gracias a la utilización de unos materiales y unas manufacturas que los convierten en verdaderamente aplicables.

La multitud de usos de los fijadores ha llevado a la evidencia de que ningún fijador puede solucionar todos los problemas planteados. De este modo, se ha evolucionado al concepto de sistemas de fijación, de modo que los fabricantes ofrecen todo un catálogo de productos nacidos de un diseño original común y adaptados para satisfacer las necesidades de diferentes casos clínicos.

Sin embargo, la problemática relacionada con los fijadores no es, evidentemente, sólo de ingeniería, ya que son estructuras implantadas en un ser vivo con objeto de solucionar una determinada patología. A pesar de esta evidencia, a lo largo de los años de existencia de estas técnicas, la mayoría de los esfuerzos se han dirigido a mejorar la mecánica del fijador. Actualmente, aunque sería aventurado decir que se ha resuelto este problema, sí que hay que reconocer que los aparatos de fijación de que se dispone, presentan unas características mecánicas muy adecuadas para su función (Chao y Hein 1988; Aronson y Harp 1990). Este indudable avance ha permitido eliminar toda una serie de complicaciones derivadas de la estructura del fijador y poner de manifiesto el otro gran problema de los fijadores externos: su unión al organismo. Además, ha permitido favorecer diseños de fijadores menos agresivos en su implantación y más cómodos para el paciente, como son los monolaterales, sin detrimento de su estabilidad mecánica.

La unión del fijador externo al cuerpo se realiza por medio de los clavos de fijación externa y es en el intersticio entre el clavo y el hueso donde se sitúa el eslabón crítico del montaje (Klip y Bosma 1978; Chao y Malluege 1981; Briggs y Chao 1982; Seligson et al. 1984; Halsey et al. 1992). El intersticio es el lugar donde un material extraño, el clavo metálico, se une a un tejido vivo, el hueso, para transmitir las fuerzas que se producen en el cuerpo al fijador (carga sobre la extremidad) o las que se han aplicado en la estructura del fijador al hueso (compresión, distracción, traslación). Por



otra parte, el clavo es una estructura que pone en continuidad el medio interno y el externo a través de la piel que es la barrera natural que los separa habitualmente. Estos hechos comportan que el clavo presente dos riesgos fundamentales: el aflojamiento y la infección.

Parece claro que aflojamientos muy importantes del clavo favorecerían su infección (Burny 1984 a) y que, por otra parte infecciones graves del trayecto del clavo provocarían su aflojamiento (Andrianne et al. 1989). Sin embargo, ambos procesos pueden darse de forma independiente y tienen causas diferentes, de modo que se pueden explicar por separado.

### **1.1 Efecto del recubrimiento de hidroxiapatita en el aflojamiento de los clavos**

El aflojamiento consiste en la pérdida de fuerza de sujeción en el intersticio hueso-clavo, que le impide llevar a cabo correctamente su misión de transmisor de fuerzas. Según Pope y Evans (1982), el fallo de un sistema de fijación externa monolateral por exceso de cargas se produce de tres maneras: el deslizamiento del clavo en la mordaza, el pandeo de los clavos y el fallo del intersticio hueso-clavo. Los dos primeros aspectos son cuestiones puramente mecánicas y prácticamente resueltos con los fijadores actuales (Chao y Hein 1988; Aro, Hein y Chao 1990), quedando el problema centrado en el intersticio.

Se han relacionado diversos factores con la integridad del intersticio hueso-clavo. La técnica de inserción determina en gran medida la calidad del contacto inicial entre el hueso y el clavo. Es necesario evitar el daño térmico mediante el pretaladrado con una broca en buenas condiciones (Matthews y Hirsch 1972; Christie 1980; Matthews, Green y Goldstein 1984; Saleh y Scott 1992 b; Harkess y Ramsey 1996); el lugar ideal para la inserción es en el punto de máximo diámetro del hueso (Sisk 1983 b; Eldridge y Bell 1991), evitando inserciones intracorticales (Green y Ripley 1984; Chao y Aro 1991).

Se han propuesto sistemas de precarga (*preload*) de los clavos para evitar su aflojamiento. Estos consisten en la aplicación a un implante de una fuerza estática de suficiente magnitud para soportar todas las cargas dinámicas a las que será sometido, manteniendo el contacto óseo de forma ininterrumpida (Biliouris et al. 1989); que se consiguen separando o aproximando los clavos entre sí una vez implantados (*bending preload*) (Doyle, Hayes y Fenlon 1988), utilizando un taladro de diámetro menor que el clavo (*radial preload*) (Biliouris et al. 1989) o con sistemas que producen una tracción axial del clavo implantado (*axial preload*) (Karnezis et al. 1999). De todas ellas, parece que la precarga radial es la que ofrece mejores resultados (Hyldahl et al. 1991).

La rigidez del montaje de fijación externa influye en las fuerzas a las que se ve sometido el intersticio hueso-clavo (Chao y Malluege 1981; Seligson et al. 1984; Pettine, Chao y Kelly 1993). En este sentido, contribuyen a aumentar la rigidez del sistema factores como el aumento de la dispersión de los clavos en cada fragmento (Briggs y Chao 1982; Chao, Kasman y An 1982; Behrens et al. 1983; Churches, Tanner y Harris 1985 a y c; Oni, Capper y Soutis 1993), el aumento del número de clavos por fragmento (Briggs y Chao 1982; Chao, Kasman y An 1982) o la disminución de la separación del fijador al hueso (Klip y Bosma 1978; Chao y Malluege 1981; Briggs y Chao 1982; Chao, Kasman y An 1982; Behrens et al. 1983; Churches, Tanner y Harris 1985 a y c; Huiskes, Chao y Crippen 1985).

Deben considerarse también las cargas a que se somete al fijador, recomendándose la descarga inicial, especialmente cuando no hay contacto óseo (Chao y Malluege 1981).

El diseño del clavo tiene también importancia, sobre todo en cuanto al material usado para su fabricación, recomendándose el acero por su mayor rigidez (Briggs y Chao 1982; Chao, Kasman y

An 1982; Behrens et al. 1983; Huiskes, Chao y Crippen 1985); el diámetro del clavo, que aumenta la rigidez en función de su cuarta potencia (Klip y Bosma 1978; Briggs y Chao 1982; Chao, Kasman y An 1982; Chao y Pope 1982; Pope y Evans 1982; Behrens et al. 1983; Huiskes, Chao y Crippen 1985) y las características de la rosca y la punta. En este sentido, se ha valorado el paso de rosca (Krag et al. 1986; Firoozbakhsh, DeCoster y Moneim 1991), la interferencia (Firoozbakhsh, DeCoster y Moneim 1991; Halsey et al. 1992; Lavini, Renzi Brivio y Leso 1994) o la forma de la rosca (Krag et al. 1986; Halsey et al. 1992). La interferencia ideal para el hueso cortical parece estar entre 1.5 mm (Firoozbakhsh, DeCoster y Moneim 1991) y 1.75 mm (Lavini, Renzi Brivio y Leso 1994), y este diseño también ha demostrado mejores resultados en hueso esponjoso (Lawes y Goodship 1997). Frente a opiniones inicialmente contrarias (Seligson et al. 1984; Bennet et al. 1987; Behrens 1989 b), parece que lo más adecuado es que la rosca ocupe las dos corticales (Lavini, Renzi Brivio y Leso 1994).

Sin embargo Aro, Markel y Chao (1993) y Pettine, Chao y Kelly (1993), demostraron que los clavos de fijación externa in vivo sufren sistemáticamente un aflojamiento, reflejado en la disminución en el par tursor de extracción respecto al de inserción; y esto sucede en todos los casos, aunque no se someta al clavo a carga alguna. Estos autores realizaron un estudio histomorfométrico de la remodelación ósea alrededor de los clavos implantados, marcando el hueso nuevo mediante la administración de tetraciclinas a los animales del estudio (perros), y observaron una significativa remodelación ósea del tejido de alrededor del implante.

Trabajos previos sobre tornillos de osteosíntesis (Schatzker, Horne y Sumner-Smith 1975 a y b; Perren et al. 1969), ya habían dejado constancia de que la medición de la compresión a la que se somete una osteotomía mediante una placa de osteosíntesis cae a valores próximos a cero un tiempo después de la fijación, sin que ello pueda achacarse a una osteolisis del foco, es lo que se denominó *creeping substitution*. Del mismo modo, se había observado que al introducir un tornillo en el hueso, el hueso compactado a su alrededor no se necrosaba, sino que era substituido por hueso nuevo, que se adaptaba a la nueva morfología, disminuyendo la compresión inicial a cero.

El hueso presenta, pues, diferencias muy notables en su comportamiento mecánico a las que presenta un material inerte, como la madera o el metal, ya que el hueso reacciona activamente a la compresión remodelándose mediante *creeping substitution*, y tendiendo a reducirla.

A la hora de considerar los factores relacionados con el aflojamiento de los clavos roscados en el hueso, es pues, insuficiente la valoración de las características mecánicas del montaje de fijación externa o el diseño del propio clavo, que han sido los puntos más frecuentemente considerados. Es necesario mejorar los clavos en cuanto a sus características biológicas, de su interacción con el hueso como entidad viva y capaz de reaccionar ante el material implantado.

Manley et al. (1984) fueron, probablemente, los primeros autores que propusieron disminuir los estreses en el intersticio hueso-clavo mediante la interposición de un tercer material entre ambos. En un estudio experimental sobre un modelo fotoelástico de resina sintética, observaron como el recubrimiento de los clavos con una capa de silicona, provocaba una drástica disminución de las fuerzas de compresión máximas en la zona periférica al punto de inserción. Manley sugirió que el material de interposición actuaría deformándose y acoplado perfectamente el clavo con el sustrato al que se inserta, de modo que aumentaría la superficie de contacto, mejorando la distribución de fuerzas. Se trata, por tanto, de un nuevo esfuerzo para mejorar la mecánica del sistema, aplicado directamente al intersticio.

Sin embargo, la idea de aplicar un recubrimiento a los clavos, llevó a pensar en materiales capaces de mejorar la calidad biológica del intersticio.

El titanio no es un material idóneo para la fabricación de clavos de fijación externa, pues tiene un límite elástico elevado (módulo de Young de 110 GPa frente a los 200 GPa del acero 316-L) que implica una importante disminución de la rigidez de la fijación (Chao, Kasman y An 1982). Pero tiene unas propiedades de biocompatibilidad muy superiores al acero (Litsky y Spector 1997), y por ello se ha aplicado como material de recubrimiento de los clavos de fijación externa (Moroni et al. 1994; Moroni et al. 1998 b), obteniendo resultados superiores al acero desnudo en cuanto a incidencia de aflojamiento (Moroni et al. 1998 b). A pesar de la mejoría de la unión del hueso al metal que supone este recubrimiento, estudios ultraestructurales demuestran que sobre el titanio sigue observándose una capa de tejido de interposición, de modo que no existe una unión real con el tejido óseo (Moroni et al. 1998 b).

Las cerámicas bioactivas, concretamente la hidroxiapatita, son sustancias que combinan una falta de toxicidad, ausencia de reacción inflamatoria o reacción a cuerpo extraño y ausencia de respuesta pirógena (Jarcho 1981; Cook et al. 1988 a; Manley 1993) con unas propiedades osteoconductoras (Jarcho 1981; Geesink, de Groot y Klein 1987; Manley 1993; Jaffe y Scott 1996). Además, la hidroxiapatita es susceptible de ser aplicada sobre sustratos metálicos por spray de plasma (Serekian 1993; Jaffe y Scott 1996; Petit 1999 a), obteniéndose capas uniformes y con buena adherencia al metal. Estas propiedades llevaron a proponerla como recubrimiento de los clavos de fijación externa con, con resultados superiores a los clavos convencionales (Augat y Claes 1993; Augat et al. 1995; Caja, Ruiz y Aliaga 1995; David et al. 1995; Stea et al. 1995; Caja y Moroni 1996; Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Pommer et al. 1997; Moroni et al. 1997 a y b; Moroni et al. 1998 a) y a los recubiertos de titanio (Moroni et al. 1998 b). En estos estudios se ha demostrado una mejoría mecánica, radiológica e histológica, mostrando mayor superficie de contacto hueso-clavo y ausencia de tejido de interposición, con una unión directa entre la hidroxiapatita y el tejido óseo.

Cabría pensar que el efecto de la hidroxiapatita fuera simplemente mecánico, es decir, que aumentara la fijación del clavo simplemente por su carácter de material de interposición, como habían sugerido Manley et al. (1984). Sin embargo, Augat et al. (1995) estudiaron, en hueso de cadáver, el par torsor de extracción inmediatamente después de la inserción, no observándose diferencias entre los clavos de hidroxiapatita y los no recubiertos. Por otra parte, el par torsor de inserción de los clavos recubiertos varía en función del diseño del clavo. Al utilizar clavos bicilíndricos Moroni y Caja (Caja y Moroni 1996; Moroni et al. 1996 b; Moroni et al. 1997 b) obtuvieron valores de inserción significativamente más altos en los clavos recubiertos. Al utilizar clavos troncocónicos, en cambio, los pares torsores de inserción fueron similares en los dos grupos (Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 b). A pesar de estas diferencias de par torsor de inserción, e independientemente del tipo de clavo (bicilíndrico o troncocónico), en todos estos estudios el par torsor de extracción es mucho más alto en los clavos recubiertos.

En el presente estudio se ha pretendido valorar la influencia de la hidroxiapatita en el aflojamiento de los clavos. El aflojamiento puede valorarse de forma subjetiva, movilizándolo el clavo en el momento de la extracción (Burny 1984 a; Andrienne et al. 1989; Mahan et al. 1991), pero este sistema es poco fiable. La medición clínica más aceptada de la calidad del intersticio en el momento de la retirada del clavo es el par torsor de extracción (Ansell 1968; Burny et al. 1984 b; Wagenknecht et al. 1984; Andrienne et al. 1987; Wagenknecht et al. 1989; Morberg y Albrektsson 1992; Aro, Markel y Chao 1993; Pettine, Chao y Kelly 1993; Caja y Moroni 1996; Orienti et al. 1999). Algunos autores lo han utilizado como medida directa, lo cual es útil en estudios comparativos (Burny et al. 1984 b; Wagenknecht et al. 1984; Andrienne et al. 1987; Wagenknecht et al. 1989; Morberg y Albrektsson 1992; David et al. 1995; Caja y Moroni 1996; Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 b). Sin embargo, para poder hablar de aflojamiento se necesita una referencia previa con la que comparar la medición final o bien un umbral a partir del que hablar de aflojamiento. Así, diversos autores han considerado la fuerza de extracción respecto a la de inserción

(Aro, Markel y Chao 1993; Pettine, Chao y Kelly 1993; Karnezis et al. 1999) hablando de porcentaje de reducción del par torsor (Aro, Markel y Chao 1993), índice de aflojamiento (Pettine, Chao y Kelly 1993) o simplemente de la relación entre par de inserción y extracción (Karnezis et al. 1999). Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni (1997) utilizan el límite de 200 Nmm/° para definir un clavo aflojado, sin ofrecer una explicación para ello.

Otra forma de valorar el aflojamiento de los clavos es la osteolisis radiológica (Hyldahl et al. 1991; Aro, Markel y Chao 1993; Pettine, Chao y Kelly 1993). Pettine, Chao y Kelly (1993) consideraron como osteolisis valorable la presencia de un halo radiolúcido de 0.5 mm o más, alrededor del clavo, y dividió el trayecto intraóseo del clavo en 6 zonas, 4 corticales y dos medulares.

En esta tesis doctoral se optó por medir el aflojamiento en base al par torsor de extracción, utilizando los diferentes métodos propuestos:

> Clínico: se valoró la necesidad de retirada precoz de los clavos por aflojamiento severo.

> Par torsor de extracción

- Medición directa del par torsor inicial de extracción.
- Relación del par torsor de extracción con el de inserción:
  - Diferencia entre el par de inserción y el de extracción.
  - Tasa de extracción: que es la relación entre el par de inserción y el de extracción (Karnezis et al. 1999), pero multiplicada por 100, para poder hablar de la extracción como porcentaje de la inserción.
  - Índice de aflojamiento: tal como lo describen Pettine, Chao y Kelly (1993).
- Aflojamiento: se consideraron aflojados los clavos con par de extracción inferior a 150Nmm/°. Esta medición se basó en la presencia de osteolisis bicortical. Pettine, Chao y Kelly (1993) observaron que de los clavos aflojados, 3/4 presentaban osteolisis en las dos corticales, y Aro, Markel y Chao (1993) refieren que prácticamente todos los clavos con osteolisis bicortical presentan una resistencia prácticamente nula a la extracción. En base a ello, se hizo la media del par de extracción del conjunto de los clavos de esta serie con osteolisis bicortical, obteniendo un valor de 142 Nmm/°, por lo que se optó por considerar aflojados los clavos con extracción menor de 150 Nmm/°. Este valor se aproxima bastante al de 200 Nmm/°, utilizado por Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni (1997).

> Radiología: se valoró la reacción radiológica en las cuatro zonas corticales del clavo en una proyección anteroposterior (Pettine, Chao y Kelly 1993) y se consideró osteolisis en una cortical la presencia de un halo de radiolucencia de 0.5 mm o más (Pettine, Chao y Kelly 1993) a ambos lados del clavo. Se agruparon los clavos en tres grupos: osteolisis en cortical de entrada, osteolisis en cortical de salida y osteolisis bicortical.

Con estos criterios se compararon los resultados entre los 161 clavos convencionales y los 161 clavos recubiertos de hidroxiapatita. Todas las variables referentes al aflojamiento resultaron significativamente diferentes entre ambos tipos de clavo, excepto la necesidad de retirada precoz del clavo.

En esta serie se retiraron 19 clavos (5.9%) antes de conseguir la consolidación, todos tibiales y del grupo proximal, 13 convencionales (8.1%) y 6 con hidroxiapatita (3.7%). Estas diferencias no resultaron estadísticamente significativas, pero mostraron tendencia a la significación ( $p=0.093$ ).

Estas retiradas se dieron en 6 alargamientos tibiales, que representan el 10.7% del total de alargamientos realizados y el 16.6% de las elongaciones tibiales. Esta incidencia es similar a la publicada por Glorion et al. (1996), donde se tuvieron que reemplazar clavos en 8/70 (11.4%) casos de alargamiento femoral, y a la de Noonan et al. (1998), con una incidencia de retirada de clavos de 4/114 (3.5%) casos en fémur, pero de 27/147 (18.3%) casos en tibia. Otros autores refieren incidencias más bajas de retirada de clavos en alargamientos óseos con fijación monolateral, que varían del 0% al 2.2% de los casos (Eldridge y Bell 1991; Saleh y Scott 1992 b; Aquerreta, Forriol y Cañadell 1994; Vilarrubias 1998).

El par torsor de inserción medio de los clavos convencionales fue de 2313.3 Nmm<sup>o</sup> (DE 1702.1) y el de los recubiertos de hidroxiapatita de 1454.7 Nmm<sup>o</sup> (DE1267.8), siendo estas diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.001$ ). Estos resultados contrastan con los trabajos experimentales de Caja y Moroni (1996) y Moroni et al. (1997 b) con clavos bicilíndricos, en los que se observaron pares de inserción significativamente más altos en los clavos recubiertos. Sin embargo, en los mencionados estudios, los clavos fueron insertados tras un pretaladrado y aterrajado para anular el efecto beneficioso que el recubrimiento podría tener sobre el encaje inicial del clavo. Moroni utilizó el mismo tipo de clavos en otro estudio experimental (Moroni et al. 1996 b) y en uno en humanos (Moroni et al. 1998 a), y obtuvo también valores de inserción más bajos que en la presente serie (del orden de 1200 - 1300 Nmm<sup>o</sup>), pero no observó diferencias en la inserción entre recubiertos y no recubiertos. En estudios con clavos troncocónicos del mismo tipo que los usados en el presente trabajo y con similar técnica de inserción (pretaladrado y no aterrajado), no se encontraron diferencias significativas en el par torsor de inserción (Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 b). Sin embargo, en estos estudios el valor de inserción era habitualmente más alto en los clavos no recubiertos, y la falta de diferencias significativas puede deberse al menor número de clavos estudiados (76 (Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997) y 108 (Moroni et al. 1998 b)). Orienti et al. (1999) estudiaron el par torsor de inserción de clavos troncocónicos recubiertos de hidroxiapatita y no recubiertos en hueso de cadáver y en un polímero sintético, observando que los clavos recubiertos presentaron pares de inserción significativamente más bajos que los convencionales en el hueso, mientras que en el polímero sucedía al revés. Estos autores sugieren como explicación que la superficie rugosa de la hidroxiapatita ejercería un efecto de lija sobre el hueso, facilitando la inserción, mientras que en el polímero el efecto de la rugosidad sería un aumento de la fricción, que aumenta el par torsor necesario para la inserción. Por otra parte, podría ser que el recubrimiento fuera de menor grosor en el vértice de las espiras que en el fondo de estas, produciendo un efecto de disminución de la interferencia (diferencia entre el diámetro menor y el mayor), que podría hacer más fácil la inserción (Halsey et al. 1992). Sin embargo, no se dispone de datos para dar una explicación definitiva.

El par torsor de extracción medio en el grupo de clavos recubiertos de hidroxiapatita fue de 7611.6 Nmm<sup>o</sup> (DE 3101.1), mientras que en los no recubiertos fue de 85.3 Nmm<sup>o</sup> (DE 194.2). Estas diferencias resultaron altamente significativas ( $p < 0.001$ ). Las diferencias mantuvieron su significación al considerar por separado cada hueso, los clavos de grupos proximales frente a los distales y los clavos metafiso-epifisarios frente a los diafisarios. Estos datos son similares a los observados en estudios comparativos previos (Augat y Claes 1993; Augat et al. 1995; David et al. 1995; Caja y Moroni 1996; Moroni et al. 1996 b; Moroni et al. 1997 b; Pommer et al. 1997). En los trabajos con clavos bicilíndricos (Caja y Moroni 1996; Moroni et al. 1997 b ; Moroni et al. 1998 a), los resultados de extracción fueron más bajos que en los observados con clavos cilíndricos (David et al. 1993; Augat et al. 1995) y éstos, a su vez, menores que con clavos troncocónicos (Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 b), manteniéndose las diferencias entre recubiertos y no recubiertos. El recubrimiento de hidroxiapatita ofrece mejores resultados en cuanto al par de extracción, independientemente del diseño del clavo.

Las diferencias entre la tasa de extracción, la diferencia entre inserción-extracción y el índice de aflojamiento de Pettine, han sido también significativas y en igual sentido. Es interesante reseñar que en todas estas mediciones, que relacionan inserción con extracción, se ha puesto en evidencia que los clavos convencionales presentan una tendencia a disminuir su par de torsor. Sólo 3 de los 161 clavos convencionales presentaron pares de extracción superiores a los de inserción. Los 3 casos habían presentado pares de inserción anormalmente bajos (100, 250 y 100 Nmm<sup>o</sup>), y 1 de ellos se consideró aflojado por presentar un par de extracción menor de 150 Nmm<sup>o</sup>. En cambio, 152 de los 161 clavos con hidroxapatita presentaron pares de extracción superiores a los de inserción, hasta el punto que, de 47 clavos de hidroxapatita que presentaron pares de inserción de menos de 150 Nmm<sup>o</sup>, solo dos se consideraron finalmente aflojados (par de extracción inferior a 150 Nmm<sup>o</sup>), oscilando el par de extracción del resto entre 1750 y 12480 Nmm<sup>o</sup>.

La diferencia media entre los pares de inserción y extracción para los clavos convencionales fue de 2418.3 Nmm<sup>o</sup> (DE 2910.2) y la tasa de extracción fue del 7% (DE 36.7). En cambio para los clavos con recubrimiento de hidroxapatita, la diferencia entre inserción y extracción fue, por termino medio, de -6155.7 Nmm<sup>o</sup> (DE 2898.5), y la tasa de extracción del 2330.4% (DE 3349.4). Las diferencias entre estas variables fueron estadísticamente significativas con  $p < 0.001$ .

Los resultados del índice de aflojamiento de Pettine son en el mismo sentido, aunque su interpretación puede ser confusa. Este índice se basa en el supuesto de que el par de extracción sea siempre igual o menor que el de inserción, de modo que al aplicar la fórmula resulta que valores próximos a 0 indican que el par de extracción es similar al de inserción y por tanto no se ha producido aflojamiento, por el contrario, valores próximos al 100 indican que el par de extracción es muy bajo y por tanto se ha producido aflojamiento (Pettine, Chao y Kelly 1993). En esta serie el índice de Pettine medio para los clavos convencionales fue de 92.9% (DE 36.6), mientras que para los recubiertos de hidroxapatita fue del -2342.8% (DE 3388.7) ( $p < 0.001$ ), lo cual nos habla, una vez más, de una tendencia al aumento del par torsor en los clavos recubiertos. Pettine, Chao y Kelly (1993) observaron, en las peores condiciones experimentales (fijación de un hueso en ausencia de contacto en el foco de fractura) un índice de aflojamiento medio del 63.1% (DE 4.6), con una implantación de 40 días.

Al valorar el efecto del recubrimiento con hidroxapatita en los clavos de fijación externa, se supone que el aumento del par torsor que se produce constituye una mejoría. Sin embargo, no existen evidencias científicas que apoyen esta suposición. Al igual que ocurre con los fijadores externos, que deben restaurar la rigidez del hueso intacto, el intersticio ideal es el que no se degrada con el tiempo, pero también el que no aumenta su unión. Los elevados pares torsores de extracción alcanzados con la hidroxapatita no son, probablemente, un objetivo deseable, aunque sí lo es la disminución de la incidencia de aflojamientos.

La valoración radiológica de los clavos mostró una clara diferencia entre ambos tipos de implante. Tanto la incidencia de osteolisis en la cortical de entrada, como en la de salida, como la bicortical, fueron más frecuentes en los clavos convencionales (21.7%, 6.2% y 32.3% respectivamente) que en los recubiertos de hidroxapatita (6.8%, 0.6% y 3.7% respectivamente), siendo estas diferencias significativas ( $p < 0.001$ ). Las diferencias en la incidencia de osteolisis en cualquier cortical fueron incluso más pronunciadas al analizar las tibias separadamente. Para los fémures no se observaron diferencias significativas entre clavos convencionales y recubiertos; y en los húmeros, las diferencias sólo existieron para la osteolisis en la cortical de entrada. Esto se puede explicar por el número de casos y la diferente incidencia de osteolisis en los tres huesos : en cortical de entrada hubo osteolisis en el 20.8% (10/48) de clavos humerales, 24.1% (14/58) de femorales y 10.1% (22/216) de tibiales, en la de salida en el 0%, 1.7% (1/58) y 4.6% (10/216), y bicortical en el 6.3% (3/48), 8.6% (5/58) y 23.1% (50/216), respectivamente. La incidencia de osteolisis para los

---

clavos convencionales ha sido algo inferior en esta serie comparada con la publicada por Leyes (1996), con una incidencia de osteolisis en la cortical de entrada del 48.2% de los fémures y el 61.8% de las tibias, y bicortical en el 26,8% de los fémures y en 37,1% de las tibias.

En la presente serie, si se incluyen los casos con lisis bicortical, la cortical de entrada se vio afectada en 104 casos (87 convencionales y 17 recubiertos), mientras que la de salida lo estuvo en 69 ocasiones (62 convencionales y 7 recubiertos). La mayor incidencia de osteolisis en la cortical de entrada, tiene unas bases biomecánicas claras, ya que es la cortical sometida a mayores fuerzas por el momento de flexión de los clavos (Huiskes, Chao y Crippen 1985; Chao y Aro 1991; Lavini, Renzi Brivio y Leso 1994) , y ya había sido puesta en evidencia en diversos estudios previos (Andrianne et al. 1989; Aro, Markel y Chao 1993; Pettine, Chao y Kelly 1993) .

En los clavos convencionales, se observó una incidencia de lisis en la cortical de entrada y bicortical, mayor en los clavos de los grupos proximales que en los distales. Estas diferencia entre los dos grupos de clavos ya habían sido señaladas en otros estudios (Aro, Markel y Chao 1993; Caja y Moroni 1996) , aunque en esta serie no se apreció una mayor frecuencia de lisis en el clavo 3 (distal del grupo proximal), como habían observado Aro, Markel y Chao (1993). En el grupo de clavos recubiertos, las diferencias entre grupos proximal y distal no resultaron significativas. El recubrimiento de hidroxapatita, por tanto, disminuye la incidencia de osteolisis de cualquier tipo y anula las diferencias debidas a la situación del clavo.

El estudio experimental con clavos recubiertos de hidroxapatita con mayor tiempo de implantación es el de Moroni et al. (1996 b) que mantuvo los clavos durante 12 meses, manteniéndose las diferencias en el par de extracción y observando una extensa cobertura ósea de la hidroxapatita, sin reabsorción ni delaminación del sustrato metálico. Los estudios publicados en clínica humana presentan unos tiempos de implantación de entre 101 y 259 días (Caja, Ruiz y Aliaga 1995; Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 a). En la presente serie el tiempo de implantación medio ha sido de 530 días (DE 166; rango 181 a 1184), 518 días (DE 150) en los clavos convencionales y 549 (DE183) en los recubiertos (diferencias no significativas).

Hasta la introducción de los recubrimientos de los clavos de fijación externa con titanio (Moroni et al. 1998 b), y especialmente con hidroxapatita (Augat y Claes 1993; Augat et al. 1995; David et al. 1995; Caja y Moroni 1996; Moroni et al. 1996 b; Moroni et al. 1997 b; Pommer et al. 1997), los estudios biomecánicos demostraban sistemáticamente una disminución del par torsor de extracción en el transcurso del tiempo (Burny et al. 1984 b; Aro, Markel y Chao 1993; Pettine, Chao y Kelly 1993), incluso en situaciones de ausencia de cargas (Aro, Markel y Chao 1993; Pettine, Chao y Kelly 1993). En el estudio clínico de Moroni et al. (1998 a), se observó que en el grupo de 7 pacientes con clavos bicilíndricos recubiertos de hidroxapatita, en 3 casos la media del par de extracción superaba la de inserción. En la presente serie en los 23 casos en los que se utilizaron clavos recubiertos de hidroxapatita, la media del par de extracción fue superior al de inserción, independientemente del segmento alargado, y el par de extracción fue siempre superior al 100% de la inserción. En los clavos convencionales esto solo sucedió en un alargamiento humeral.

Considerando aflojados los clavos con par de extracción inferior a 150 Nmm<sup>º</sup>, se dieron 129 (80.6%) aflojamientos en los clavos convencionales y 7 (4.4%) entre los recubiertos (p>0.001). De los clavos convencionales aflojados, 124 presentaron un par de extracción de 0 Nmm<sup>º</sup>. No se aflojó ningún clavo recubierto en el húmero ni en el fémur. La incidencia de aflojamiento no fue significativamente diferente entre los clavos metafisarios y los diafisarios en el húmero y en el fémur, probablemente por el bajo número de casos; pero sí en la tibia. En este hueso la incidencia de aflojamiento con clavos convencionales fue superior (98.2%) que en la diáfisis (80.8%)

( $p=0.003$ ). Estas diferencias según la localización del clavo en las tibiae coinciden con las observadas por Magyar Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni (1997).

De estos datos se desprende que la hidroxiapatita tiene capacidad para mantener e incluso aumentar la fuerza de sujeción de los clavos en el intersticio con el hueso. Esta capacidad se mantiene incluso con periodos de implantación superiores a los 18 meses.

Hay que señalar que en nuestra serie se rompieron un total de 6 clavos (1.9%) durante el proceso de alargamiento o se demostró su rotura en el momento de la extracción, todos ellos en alargamientos tibiales. Cinco eran recubiertos de hidroxiapatita (3.1% del total de clavos recubiertos) y tan solo 1 era no recubierto (0.6% de los clavos convencionales). Aunque estas diferencias no fueron estadísticamente significativas, probablemente por la baja incidencia, parecen interesantes, pues sería lógico pensar que un aumento de la fijación del clavo a nivel del intersticio, como la que produce la hidroxiapatita, aumente el estrés en el clavo y favorezca su rotura. Burny (citado por Nepola 1996) reportó una incidencia de roturas del 5.2% utilizando clavos de 4 mm de diámetro. Otros autores han publicado incidencias de entre el 0 y el 2% de rupturas en alargamientos (Eldridge y Bell 1991). Sin embargo, las rupturas con clavos de 5 ó 6 mm son raras (Nepola 1996). Los resultados de esta serie son similares a los mencionados en el grupo de clavos convencionales y algo más altos en los recubiertos.

Al contrastar la incidencia de aflojamiento entre los clavos convencionales (80.6%) con el número que se tuvo retirar por aflojamiento (8.1%), inmediatamente surge la cuestión de cómo puede mantenerse la estabilidad del sistema con esta pérdida de fijación de los clavos.

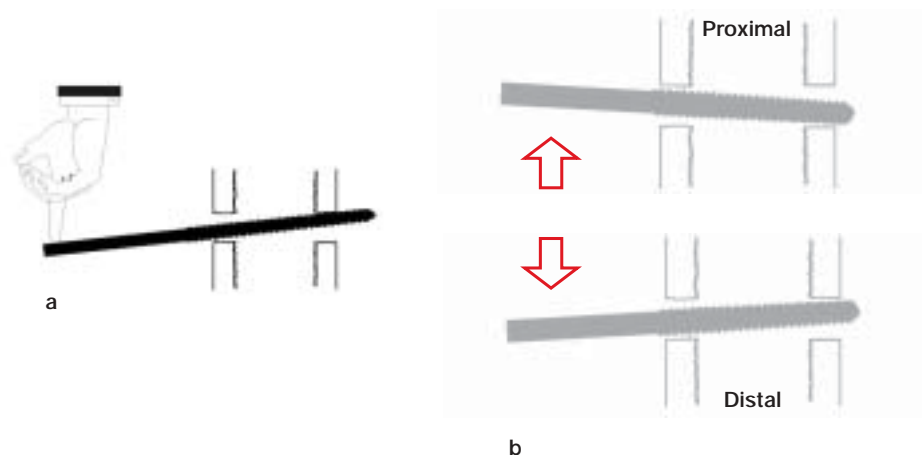
La utilización de tres clavos en cada grupo, además de aumentar la rigidez del sistema (Briggs y Chao 1982; Chao, Kasman y An 1982) puede tener un efecto sustitutivo ante un aflojamiento. En este sentido es significativo el caso 18. En esta paciente se detectó aflojamiento evidente del grupo de clavos proximales de la tibia izquierda a los 6 meses de la intervención. Al retirar el fijador para cambiar estos clavos, se pudo apreciar un aflojamiento clínicamente evidente del clavo central del grupo distal. Este clavo se retiró y se continuó el alargamiento con 5 clavos. Es probable que de no haber tenido que retirar el fijador por el aflojamiento proximal, el clavo distal aflojado hubiera permanecido in situ hasta la retirada definitiva, es decir que cuando se produce el aflojamiento de uno solo de los clavos de un grupo, el resto pueden suplir su función, aumentando su carga. Esta idea coincide con los datos del estudio de Churches, Tanner y Harris (1985 a), en el que determinó que el aflojamiento de un solo clavo supone una pérdida de la rigidez del montaje de un 23%, y una sobrecarga para el resto de los clavos del segmento de un 60%.

Sin embargo, esta suplencia no es aplicable cuando se trata del aflojamiento de todo un grupo de clavos. Al retirar el fijador al final del alargamiento, se hizo patente que la mayoría de los clavos convencionales presentaban un aflojamiento, hasta el punto de que muchos de ellos podían ser extraídos a mano sin ninguna dificultad. La estabilidad de estos clavos con el sistema fijador-hueso montado, no puede venir dada por la resistencia del intersticio, que esta muy deteriorada y tendrá que ser debida al fijador, y probablemente a la distracción ósea.

En el proceso de alargamiento se provoca una separación forzada de los clavos proximales y distales, arrastrando con ellos a los segmentos óseos e, indirectamente, elongando todo el segmento. Esta separación de los clavos contra la resistencia de la extremidad, provocaría un efecto en la unión del hueso con los clavos, similar al llamado *bending preload*, que consiste en combar los clavos de un grupo, una vez implantados, aproximando o separando sus extremos extraóseos al unirlos al cuerpo del fijador (Biliouris et al. 1989). El *bending preload* por separación de los clavos, ha demostrado en modelos experimentales que aumenta la rigidez del montaje a la compresión axial y



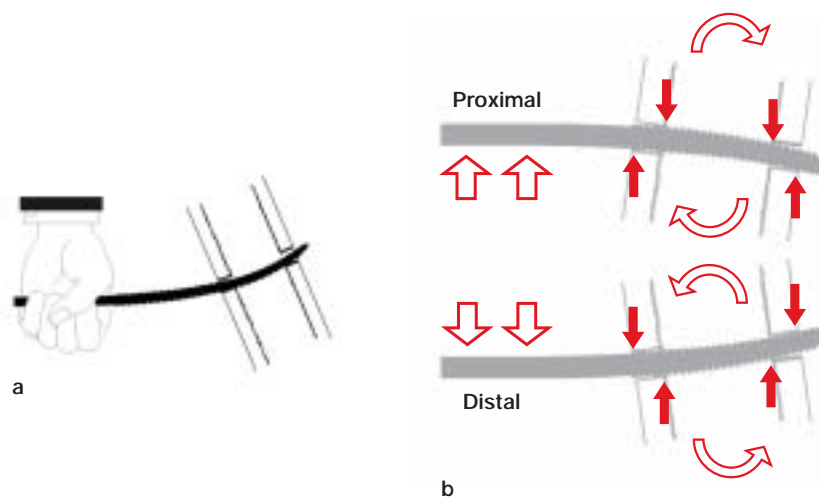
a la flexión anteroposterior (Doyle, Hayes y Fenlon 1988). Sin embargo, su efecto sobre el hueso vivo no ha sido tan favorable. Al separar los extremos de los clavos implantados, se producen fuerzas asimétricas sobre los orificios de inserción, de modo que hay una presión mantenida en uno de los lados del orificio, mientras que en el lado opuesto aparece una mínima separación entre clavo y hueso, que favorecerá el micromovimiento y el posible deterioro del intersticio (Biliouris et al. 1989; Hyldahl et al. 1991).



**Figura 5.1:** modelo propuesto de estabilidad secundaria 1: a) ilustración del posible mecanismo de estabilidad secundaria de un clavo insertado en un hueso. b) aplicación de este esquema al clavo en un proceso de alargamiento, ante la pérdida de sujeción en el intersticio hueso clavo, considerando que la única fuerza que interviene fuera una presión a nivel del extremo del clavo y que el hueso se mantuviera alineado.

Al aplicar estos conceptos al alargamiento, se pensó que la estabilidad de los clavos, a pesar de la evidente pérdida de sujeción en la interfase, se debería precisamente a la distracción. Esto llevó a definir el concepto estabilidad secundaria del complejo hueso-fijador en el alargamiento. En un modelo teórico, un clavo que atravesase un hueso por un agujero sobredimensionado (aflojamiento) puede mantener una estabilidad relativa si existe una fuerza externa que empuja su extremo extraóseo en sentido axial (Fig. 5.1). Si la fuerza es de perpendicular al clavo y paralela al hueso, provocará la inclinación del clavo aumentando la presión en la parte inferior y más externa de la cortical de entrada y en la parte superior y más externa de la de salida (Fig. 5.1.b). Sin embargo, al hablar de un alargamiento óseo con fijación externa monolateral este modelo es insuficiente. El clavo de fijación externa no se encuentra sujeto en un solo punto, sino que un segmento del mismo está fijo en la mordaza del fijador, lo que impide que éste pueda inclinarse sin doblarse. El hueso alargado no es, como en el modelo, un elemento estable, ya que esta dividido por una osteotomía y rodeado de partes blandas que presentan una resistencia asimétrica a la elongación (Mann 1975; Paley 1990; Eldridge y Bell 1991; Saleh y Scott 1992 b; García-Cimbrelo et al. 1993; Aquerreta, Forriol y Cañadell 1994). El segmento óseo tiene pues tendencia a inclinarse al producirse la distracción. Con un modelo de estas características (Fig. 5.2) cabría esperar que hubiera un aumento de la presión en las corticales simétrico entre los clavos proximales y distales. Así, en los clavos proximales las mayores presiones en la parte superior del clavo se darían en la cara interna de las corticales y en la parte inferior en la cara externa. En los clavos distales sucedería al revés (Fig. 5.2.b).

Para comprobar esta posibilidad en el presente estudio se pensó en valorar la aparición de aposición ósea en la cara interna o externa de las corticales del clavo, en base al supuesto de que en las áreas de mayor presión tendería a producirse aposición ósea (ley de Wolff). Dado el claro predominio de la osteolisis en los clavos convencionales respecto a cualquier otro tipo de reacción radiológica cortical, se decidió valorarlo en los clavos recubiertos de hidroxiapatita. Para ello se midió la aposición ósea, en ausencia de osteolisis, a ambos lados de la cortical en cada una de las zonas corticales. Se consideraron valorables las aposiciones de 1 mm o más, y cuando hubo aposición interna y externa se consideró la más importante. Con estos criterios se pudo evidenciar que existían diferencias significativas entre la incidencia de aposición ósea en los clavos proximales y distales, siendo más frecuente en los distales y que se distribuía de forma simétrica entre ambos grupos de clavos (Fig. 5.3.a). Esto permitió dibujar un esquema con las reacciones predominantes (Fig. 5.3.b), que coincidió con lo esperado según el modelo de estabilización secundaria propuesto (Fig. 5.2.b).



**Figura 5.2:** modelo propuesto de estabilidad secundaria 2: a) ilustración del posible mecanismo de estabilidad secundaria de un clavo insertado en un hueso con tendencia a desviarse y sujeto por una mordaza. b) Aplicación de este modelo a los clavos de un alargamiento aflojado: la fuerza aplicada por el fijador en la mordaza evita que el clavo se incline (flechas verdes) y, combinada con la tendencia a la inclinación del hueso (flechas rojas huecas), produce un leve pandeo del clavo que se bloquea en su posición a pesar del aflojamiento, ejerciendo unas presiones simétricas en las corticales proximales y distales (flechas rojas).

Es pues razonable pensar que la estabilidad de los clavos aflojados en un alargamiento óseo se produce por la aparición de una estabilización secundaria de los mismos debida al efecto de separación entre ellos que produce el fijador, con el objetivo de producir el alargamiento.

Basándose en esta posibilidad, se podría incluso aventurar que en esta estabilización de los clavos reside la relación del aflojamiento con la desviación axial, ya que cuanto mayor sea el aflojamiento, más inclinación de los fragmentos óseos permitirá el fijador. Pero, si realmente este es un factor importante, el sentido de la angulación vendría determinado en gran medida por la colocación del fijador monolateral (Leyes 1996). Ha sido bien establecido que existe una asimetría en la distribución de las partes blandas en los segmentos alargados, especialmente en el tibial y el femoral que se resisten asimétricamente a la distracción. Estas asimetrías favorecen la angulación en un sentido o en otro en cada segmento, cuando se opone a ellas una distracción simétrica, como un fijador circular. Pero

probablemente al hablar de fijadores monolaterales, estos conceptos requerirán un enfoque diferente. Dicho en otras palabras, resulta difícil imaginar que si, obviando los impedimentos anatómicos, se colocara el alargador en la cara externa de la tibia, éste permitiera una angulación en valgo, en contra del sentido de pandeo de los clavos, y lo mismo podríamos decir del segmento femoral. En este sentido, Aronson (Aronson y Harp 1990) estudió la flexión de los clavos en un modelo matemático de alargamiento tibial, en el que obvió el efecto de las partes blandas, limitándose a valorar la resistencia del callo de elongación. Observó que la separación de los fragmentos en la osteotomía era asimétrica, con tendencia al valgo y recurvatum, debido al mayor efecto de distracción en la zona de entrada de los clavos que en la de salida. Esto se explica por la mencionada flexión de los clavos y este fenómeno se ve exagerado por su aflojamiento (Aronson y Harp 1990).

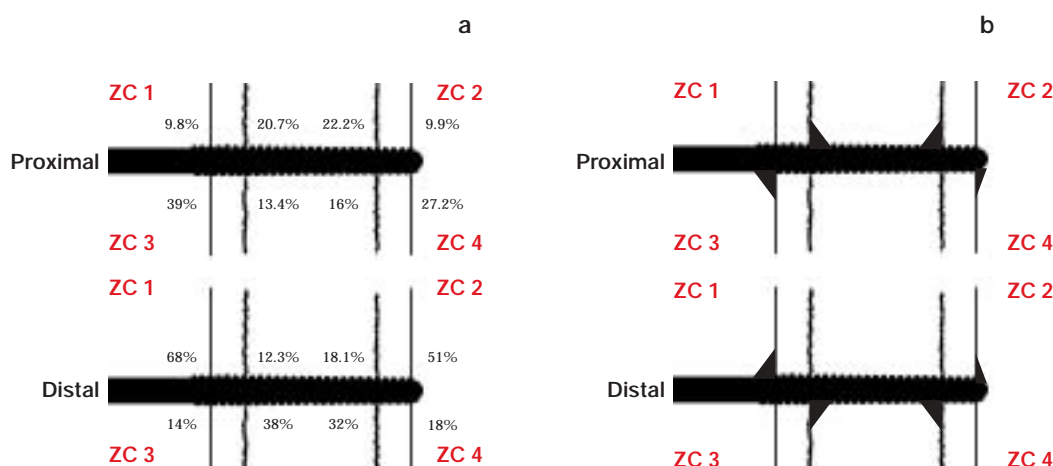


Figura 5.3: Modelo propuesto de estabilidad secundaria 3. Clavos recubiertos de hidroxiapatita : a) porcentaje de aposición ósea endóstica o perióstica en los clavos proximales y distales. b) representación gráfica del tipo de aposición ósea predominante en los clavos proximales y distales. (ZC: zona cortical). La aposición predominante coincide con los puntos de máxima presión señalados en la figura 5.2.

En la misma línea, existen ya trabajos (Pouliquen et al. 1994; Aldegheri 1999) que demuestran que alargamientos tibiales realizados con una colocación puramente anterior del fijador (mediante una mordaza en T proximal), presentan menor incidencia de desviación axial.

Hay que señalar, no obstante, que este modelo de estabilidad secundaria se ha deducido de la observación clínica y radiológica de los alargamientos y no esta refrendado por un estudio biomecánico, por lo que debe tomarse como una posibilidad y no como una certeza.

## 1.2 Efecto del recubrimiento de HA en la infección del trayecto de los clavos

El clavo de fijación externa comparte los problemas de los implantes metálicos, como las prótesis articulares o los tornillos y placas de osteosíntesis, y los de los dispositivos percutáneos, como los catéteres de perfusión intravascular o estimuladores eléctricos percutáneos (Shin et al. 1992). La introducción de materiales extraños en el hueso, incluyendo los utilizados más frecuentemente en Cirugía Ortopédica (acero inoxidable, aleaciones de cromo y cobalto, polietileno de alta densidad o polimetilmetacrilato), incrementa la susceptibilidad a la infección por *Staphylococcus aureus* (Petty et al. 1985), que, junto a otros gérmenes de la flora cutánea, tienden a colonizarlos. Si este material, además, se implanta a través de la piel, poniendo en contacto el medio interno y el externo, el

organismo tenderá a marsupializarlo o a formar trayecto fistuloso que sigue al implante en profundidad (Green 1981; Burny 1984 a), aumentando el riesgo de infección.

Se han implicado diversos factores en la aparición de infección en el trayecto de los clavos. La presencia de patologías previas en el paciente parece influir negativamente en la infección (Sproles 1985). El periodo de implantación también se ha relacionado con la aparición de infecciones (Burny 1979). En cuanto a la técnica de inserción, se ha destacado la importancia del volumen de partes blandas atravesado por el clavo (Green 1983; Hardy, Burny y Deutsch 1984; Prinz, Blömer y Echterhoff 1989; Melendez y Colón 1989; Eldridge y Bell 1991; Checketts, Otterburn y MacEachern 1993; Gordon et al. 2000), la necesidad de protegerlas durante la inserción (Green 1983; Fitzsimmons, Hankin y Falahee 1988; Green 1990; Eldridge y Bell 1991), la liberación de la tensión de la piel (Green 1983; Gordon et al. 2000), la necrosis térmica del hueso (Matthews y Hirsch 1972; Matthews, Green y Goldstein 1984; Green 1990) y evitar la inserción intracortical (Sisk 1983 b; Chao y Aro 1991; Eldridge y Bell 1991). Por otra parte, cualquier factor que favorezca el deterioro del intersticio entre el hueso y el clavo, como los mencionados anteriormente, favorecerá la aparición de infecciones.

Los cuidados postoperatorios que se deben dispensar a los clavos han dado lugar a multitud de protocolos (Tabla 1.9). A pesar de que Ilizarov defendía que el cuidado de los fijadores debía recaer en manos de profesionales sanitarios (Grant, Atar y Lehman 1992), hoy día parece haber consenso en que la higiene debe realizarla el propio paciente (Seligson y Stanwyck 1982 b; Green 1983; Oppenheim, Hutter y Boss 1990; Saleh 1992 a; Checketts, Otterburn y MacEachern 1993; Gordon et al. 2000), no sólo por razones de índole práctica (evitar hospitalizaciones prolongadas) sino también porque ha demostrado ser importante en la aceptación y el seguimiento del tratamiento (Mount 1993) y es una forma de potenciar su autoestima en una situación de deterioro de su imagen corporal, ayudándole a desensibilizarse respecto al fijador externo (Wallis 1991). Los productos utilizados para la higiene de los clavos por diferentes autores han sido múltiples (Sims y Saleh 1996; Rowe 1997): agua y jabón (Oppenheim, Hutter y Boss 1990; Green 1983), suero fisiológico (Saleh 1992 a; Checketts, Otterburn y MacEachern 1993), agua oxigenada (Seligson y Stanwyck 1982 b; Oppenheim, Hutter y Boss 1990), povidona yodada (Behrens et al. 1981), clorhexidina o alcohol (Grant, Atar y Lehman 1992). Sin embargo, la tendencia actual es, en ausencia de complicaciones, utilizar simplemente suero fisiológico o agua y jabón (Nepola 1996). La frecuencia idónea de limpieza de un clavo no complicado parece ser diaria, tras una ducha (Seligson y Stanwyck 1982; Saleh 1992 a; Gordon et al. 2000). El objetivo perseguido es evitar que el trayecto del clavo se convierta en una cavidad cerrada, eliminando los restos que obstruyen el drenaje habitual del orificio y movilizándolo la piel de alrededor (Seligson y Stanwyck 1982 b; Sproles 1985; Eldridge y Bell 1991; Saleh 1992 a; Checketts, Otterburn y MacEachern 1993) para lo que puede usarse una torunda de algodón limpia (Sims y Saleh 1996).

Otra medida propuesta para prevenir la infección ha sido la utilización de materiales antisépticos. Se ha propuesto rodear el trayecto extraóseo del clavo con un manguito de cemento impregnado de antibióticos (Prinz, Blömer y Echterhoff 1989; Voos et al. 1999) o recubrir el clavo con plata (Collinge et al. 1994; Wassall et al. 1997). La introducción de la hidroxiapatita como recubrimiento de los clavos de fijación externa se hizo pensando en su capacidad de mejorar la calidad de la unión del clavo al hueso (Caja y Moroni 1996). Esta mejoría podría disminuir, indirectamente, la incidencia de infecciones. Sin embargo, algunos estudios han sugerido que la propia cerámica podría tener un efecto beneficioso en la incidencia de infecciones. Arciola et al. (1999) observaron que la adherencia del *Staphylococcus Aureus* era menor sobre la superficie de clavos recubiertos de hidroxiapatita que sobre clavos de acero. Por otra parte, se ha intentado potenciar la capacidad antiséptica de estos recubrimientos combinando la hidroxiapatita con fosfato de plata (David et al. 1995; Pommer et al. 1997) o clorhexidina (Campbell et al. 2000), para mejorar su resistencia a la infección.

En el presente estudio, se pretendió comparar la incidencia de las infecciones entre los clavos recubiertos y los convencionales. Dadas las características del modelo de estudio, las variables debidas al paciente o al lugar de implantación son prácticamente superponibles entre los dos grupos. En todos los pacientes se siguió la misma pauta de cuidados postoperatorios iniciales y se les instruyó en la misma técnica de limpieza de los clavos.

Para valorar las infecciones se eligió la clasificación propuesta por Checketts y Otterburn (Checketts y Otterburn 1991; Checketts, Otterburn y MacEachern 1993) (Tabla 1.7), que pretende unir criterios clínicos con la respuesta al tratamiento aplicado. En el grado 1 se clasifican las inflamaciones leves que responden a cuidados locales y que propiamente no serían infecciones, pero pueden ser indicadores de una higiene deficiente (Checketts, Otterburn y MacEachern 1993). El grado 2 se aplica a la aparición de dolor, drenaje y aumento del eritema y responde a antibióticos. El paso a grado 3 se hace cuando la falta de respuesta a los cuidados locales y al antibiótico obligan a retirar el clavo y sustituirlo, continuando la fijación. A partir del grado 4 se habla de infecciones mayores, ya que suponen el abandono de la fijación. El grado 4 sería la infección importante de partes blandas que ocupa varios clavos, el grado 5 la aparición de osteomielitis, y el grado 6 la persistencia del drenaje tras la retirada, que requiere un curetaje del trayecto del clavo.

Con esta clasificación, la distinción clínica entre los grados 1 y 2 es relativamente fiable, por la aparición de supuración y/o dolor. Sin embargo, el paso a grado 3 es puramente retrospectivo y sólo tiene utilidad para el estudio posterior ya que se habla de grado 3 cuando una infección con características similares a la 2, no responde al tratamiento y requiere retirar el clavo. En esta serie, lo que realmente ha marcado el paso a grado 3, ha sido la detección de un aflojamiento clínico del clavo. Si este aflojamiento era de un solo clavo, se procedió a su extracción, si afectaba a todo un grupo de clavos, la actitud dependió del momento en el que se encontraba el paciente. Si estaba próximo a la consolidación, se abandonó la fijación y se colocó un yeso, si era en etapas más tempranas, se optó por cambiar de posición los clavos y continuar la fijación. Por tanto, el factor que definió la clasificación de grado 4 (abandono de la fijación), tuvo más que ver con el momento en que se dio la complicación que con sus características clínicas. En esta serie no hubo infecciones grado 5 ó 6. Esta clasificación, fue desarrollada en series compuestas sobre todo por pacientes con fracturas y no en alargamientos (Checketts, Otterburn y MacEachern 1993; Checketts, Moran y Jennings 1995). En estos procedimientos la calidad de la piel entre los clavos es anómala por la propia elongación: el clavo va 'cortando' la piel en su avance. Por este motivo, el aspecto de los puntos de inserción de los clavos es muy diferente al de los colocados por una fractura, a través de piel sana y no sometida a tensión. Ante esta evidencia, se añadió a la clasificación del aspecto del clavo la presencia de necrosis cutánea, que se definió como la ausencia de piel sana entre un clavo y el inmediato.

En procedimientos de larga evolución como los alargamientos, el aspecto del clavo varía en función del tiempo, y solo en los casos de una infección que implique la retirada del clavo (a partir de grado 3), puede hablarse de un grado máximo definitivo. A la hora de valorar el efecto de la inflamación del trayecto del clavo en su evolución final, sería deseable utilizar una variable que relacionara de alguna manera la calificación del aspecto del clavo con el tiempo. A priori, no parece que haya de ser igual la evolución de un clavo con un episodio aislado de inflamación grado 2, que la de otro que haya presentado este grado, persistentemente, a lo largo de varios meses. A pesar de esto, no se consiguió establecer ninguna variable que relacionara satisfactoriamente el aspecto clínico de los clavos con la evolución a lo largo del tiempo. La que más se aproxima a este objetivo es el grado medio de infección, que resulta de sumar el grado de infección de un clavo en cada uno de los controles a que se sometió y dividirlo por el número total de controles. Sin embargo, se trata de una mera aproximación, ya que la clasificación de Checketts y Otterburn es cualitativa y no cuantitativa.

El aspecto clínico externo del orificio del clavo tiene relación con la presencia de infección. Collinge et al. (1994) relacionó experimentalmente la presencia de inflamación externa con la infección, definida histológicamente como la presencia de más de 104 gérmenes en el cultivo de la punta del clavo. En el presente estudio, para valorar la etiología de las infecciones, se tomaron muestras con un escobillón de los clavos con signos de infección. En la práctica clínica habitual, la necesidad de tomar cultivos en las infecciones de los clavos de fijación externa es evidente en los casos de infección severa, pero se discute si es necesaria en los casos leves que se presupone responderán a cuidados locales o antibioticoterapia empírica (Green 1983; Melendez y Colón 1989; Dahl y Fischer 1991; Checketts, Otterburn y MacEachern 1993). Algunos autores limitan los cultivos a infecciones con un componente importante de supuración, eritema dolor o tumefacción (Nepola 1996) y otros (Checketts, Otterburn y MacEachern 1993) prefieren seleccionar el antibiótico en función del germen cultivado. Sin embargo, el cultivo del área periorificial en ausencia de pus no ha demostrado relación con la reactividad del clavo, debido a la frecuente contaminación por gérmenes de la piel (Sproles 1985). En estudios experimentales, se ha obtenido la muestra mediante disección y avance forzado del clavo a través del hueso (Collinge et al. 1994), mediante perforaciones de la cortical (Respet, Kleinman y Meinhard 1987), o mediante abordaje por la cortical de salida, sección de la punta del clavo y posterior fractura por el orificio del clavo para cultivar el trayecto (Clasper et al. 1999). Todos estos métodos son, evidentemente, impracticables en la clínica diaria donde debe limitarse al cultivo del drenaje del orificio del clavo, recogido en condiciones estériles, mediante aspiración o torunda de algodón. Otros sistemas de recogida son tal vez más fiables, pero difíciles de llevar a cabo, salvo en el contexto de una investigación específica. Hardy, Burny y Deutsch (1984) extrajeron un cilindro de partes blandas del trayecto extraóseo de los clavos, en el momento de retirarlos, y lo estudiaron histológicamente. Mahan et al. (1991) cultivaron la punta de cada uno de ellos tras extraerlo en condiciones de esterilidad, aunque se les ha criticado la posible contaminación del clavo al pasar por el trayecto de partes blandas (Clasper et al. 1999). A pesar de todo, estudios experimentales han demostrado que el germen cultivado en la médula ósea se relaciona casi siempre con el cultivado en la zona de entrada del clavo (Respet, Kleinman y Meinhard 1987) y que la infección por *S. aureus* del orificio de entrada del clavo condiciona con gran frecuencia la contaminación medular por el mismo germen, en ausencia de tratamiento antibiótico (Clasper et al. 1999). De modo que, aunque el aislamiento de un germen en la periferia no implica la infección del trayecto óseo del clavo, parece claro que en caso de infección medular el germen causante puede aislarse por cultivo del drenaje purulento superficial.

Las variables que se utilizaron para comparar la incidencia de infecciones entre uno y otro tipo de clavos fueron: el grado máximo y el grado medio de infección, la presencia de necrosis cutánea, el número de cultivos positivos, el número de gérmenes distintos cultivados, la necesidad de administrar antibiótico endovenoso y la presencia de cultivos positivos para *S. aureus*, *P. aeruginosa*, *Staphylococcus coagulasa negativo*, *Corynebacterium spp*, *P. mirabilis*, *E. Coli* y otros gérmenes menos frecuentes, valorados conjuntamente.

En esta serie, al valorar el grado máximo de infección en el total de clavos (322), en 108 no se detectó signo alguno de inflamación (33.5% del total), en 48 el grado máximo observado fue 1 (14.9%), en 147 casos el grado máximo fue 2 (45.7%), en 4 casos fue 3 (1.2%) y en 15 casos fue 4 (4.7%), estos dos últimos grupos implicaron la retirada del clavo y en el grado 4, el abandono de la fijación externa. Esto supondría una incidencia de infecciones menores del 60.5% y de mayores del 5.9%. No se detectó ningún caso de infección grado 5 (osteomielitis) ni de grado 6 (secuestro óseo).

Se han revisado las publicaciones sobre alargamientos de la última década (Tabla 1.8) que ofrecían datos sobre las infecciones. En las series en que se utilizaron fijadores externos con clavos, se encontró una incidencia de infecciones menores del 0% al 73.3% y mayores del 0% al 15% de los segmentos alargados (Dahl y Fischer 1991; Vázquez et al. 1993; Dahl, Gulli y Berg 1994;

Aquerreta, Forriol y Cañadell 1994; Aaron y Eilert 1996; Glorion et al. 1996; Luna-González et al. 1996; Trivella, Brigadoi y Aldegheri 1996; Aldegheri 1997; ; Noonan et al. 1998; Aldegheri 1999). Algunos autores (Dahl y Fischer 1991; Dahl, Gulli y Berg 1994), reconocen que se observa algún tipo de inflamación leve en prácticamente el 100% de los clavos. Se han encontrado pocas series de alargamientos en las que se valore la incidencia de infección por clavo y no por procedimiento. Saleh y Scott (1992 b), publicaron una incidencia de infecciones menores del 36% y mayores del 7%, sobre un total de 274 clavos. García-Cimbreló et al. (1993) publicaron sus complicaciones con fijadores híbridos (circular con agujas y clavos) observando un porcentaje de infecciones menores del 22.2% y ninguna mayor, en los clavos. Gordon et al. (2000) utilizaron la clasificación de Dahl (Tabla 1.7) similar a la usada en esta serie, y hablan de un porcentaje de 4% de infecciones por observación. El 85% eran de grado 1 y el 15% de grado 2, sin hallar infecciones de grado superior.

No se observaron diferencias significativas en cuanto al grado máximo de infección entre los clavos convencionales y los de hidroxiapatita, pero sí que se encontró un grado medio de infección superior en los clavos convencionales que en los de hidroxiapatita. De los dos estudios comparativos publicados con clavos recubiertos en humanos, Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni (1997) no encontró en su serie ninguna infección profunda y no halló diferencias en la incidencia de infecciones superficiales. Moroni et al. (1998 a), usando la clasificación de Checketts y Otterburn, encontraron 6 infecciones grado 1 y una grado 2 en los clavos no recubiertos y ninguna en los recubiertos, siendo estas diferencias estadísticamente significativas.

La incidencia de necrosis cutánea fue superior en los clavos convencionales que en los clavos recubiertos de hidroxiapatita. Esta diferencia podría relacionarse con la presencia de la cobertura de cerámica en el trayecto extraóseo del clavo, ya que se ha demostrado la efectividad de la hidroxiapatita en mejorar la tolerancia a implantes percutáneos (Shin et al. 1992). Sin embargo, el recubrimiento de hidroxiapatita en el modelo de clavo utilizado se limita a la parte roscada, para evitar su deterioro por rozamiento con la cánula en el momento de la inserción. Por tanto, para que la parte recubierta ocupara el trayecto extraóseo, se tendría que haber utilizado una longitud de rosca excesivamente larga. Esta posibilidad no ha sido valorada en este estudio.

El número de cultivos positivos y el de gérmenes distintos aislados en el punto de inserción de cada clavo no fue significativamente distinto entre ambos tipos de clavos.

Del total de 3626 observaciones de los puntos de inserción de los clavos llevados a cabo, en 610 ocasiones se detectó una reacción de grado 1 o superior. De entre éstos, se practicaron un total de 455 cultivos, es decir que se tomó muestra para cultivo en el 74.5% de los controles con clasificación de Checketts grado 1 o mayor. Se obtuvieron un total de 398 cultivos positivos. Seis gérmenes se cultivaron en más de 20 ocasiones. El *Staphylococcus aureus* fue aislado en 132 clavos, en 262 ocasiones (50.5% de los cultivos positivos); *Pseudomonas aeruginosa* en 55 clavos, en 98 ocasiones (18.9% de cultivos positivos); *Corynebacterium* spp. en 26 clavos, en 26 ocasiones (5%); *Staphylococcus* spp. coagulasa negativo en 23 clavos, en 24 ocasiones (4.6%); *Proteus mirabilis* en 19 clavos, en 48 ocasiones (9.2%); *E. coli* en 17 clavos, en 27 ocasiones (5.2%); y otros gérmenes en 32 clavos, en 34 ocasiones. Se analizó la incidencia de los 6 gérmenes aislados en más ocasiones. Estos gérmenes, a excepción del *Corynebacterium*, coinciden con los cinco que Mahan et al. (1991) consideraron como virulentos y pudieron asociar con una mayor incidencia de aflojamiento. En la mayoría de las series el *S. aureus* es el germen más frecuentemente aislado en el cultivo de las infecciones de los clavos, junto con el *S. epidermidis* (Chandler et al. 1988; Melendez y Colón 1989; Mahan et al. 1991; Checketts, Otterburn y MacEachern 1993). En la presente serie, resulta sorprendente que el segundo germen más aislado sea la *Pseudomonas aeruginosa*, cuando en otras revisiones su incidencia no pasa del 2% (Mahan et al. 1991).

No se encontraron diferencias entre clavos convencionales y recubiertos en cuanto a la incidencia de aparición de *Staphylococcus coagulasa* negativo, *Corynebacterium*, *Proteus mirabilis*, *Escherichia coli* ni el conjunto de otros gérmenes de menor frecuencia. En cambio, se observó una menor incidencia de aislamiento de *S. aureus* en los clavos recubiertos, que fue estadísticamente significativa en los segmentos tibiales. Por el contrario, se cultivó con mayor frecuencia *P. aeruginosa* en los clavos recubiertos de hidroxiapatita y estas diferencias fueron estadísticamente significativas para el total de clavos, pero no al analizarlo por segmentos.

Se requirió la administración de antibioticoterapia endovenosa por infección persistente en 4 procedimientos de alargamiento, 3 con clavos convencionales y 1 con clavos recubiertos, aunque estas diferencias no resultaron estadísticamente significativas.

Con los datos del presente estudio, no se puede concluir que el recubrimiento de hidroxiapatita tenga una incidencia importante en la disminución de las infecciones de los clavos de hidroxiapatita. Aunque algunos de los resultados, como la disminución del grado medio de infección o la menor incidencia de cultivos positivos para *S. aureus* en el segmento tibial, puedan sugerirlo, resulta contradictorio respecto al aumento de la incidencia de cultivos positivos para *Pseudomonas*. Para mejorar su resistencia a la infección, probablemente habrá que profundizar en la línea de investigación de adición de algún producto antiséptico en la cerámica (David et al. 1995; Pommer et al. 1997; Campbell et al. 2000) o valorar la posibilidad de extender el recubrimiento a la parte del vástago que atraviesa las partes blandas, para aprovechar la buena tolerancia del tejido cutáneo al contacto con la hidroxiapatita (Shin et al. 1992).

### **1.3 Influencia de las variables del alargamiento en el aflojamiento de los clavos**

Se ha valorado la influencia de las diferentes variables en el aflojamiento de los clavos, tomando como referencia de éste el par torsor inicial de extracción como variable cuantitativa y el aflojamiento (par de extracción menor de 150 Nmm/°) como variable cualitativa. No se tiene constancia de otro estudio en alargamientos óseos en humanos donde se haya valorado la influencia de estas variables en el aflojamiento de cada clavo.

En cuanto a las variables referentes al paciente, se valoró la influencia de sexo, edad, altura, peso y diagnóstico. No se observó ninguna diferencia en cuanto al sexo. En el grupo de clavos convencionales, la edad, el peso y la altura influyeron significativamente en el aflojamiento, de modo que los pacientes más jóvenes presentaron pares torsores de extracción más bajos y mayor incidencia de aflojamiento. La altura y el peso se relacionaron del mismo modo con el aflojamiento de modo que los pacientes más altos y pesados presentaron menos aflojamiento y mayores pares torsores de extracción. Probablemente, estas tres variables están relacionadas con un mayor grosor cortical, que, como se verá, también influyó en la incidencia de aflojamiento. Ni la edad, ni la altura, ni el peso se pudieron relacionar con variaciones del par torsor o la incidencia de aflojamientos en los clavos recubiertos de hidroxiapatita. Sin embargo, en este tipo de clavo solo se produjeron aflojamientos en el grupo de los acondroplásicos, síndrome de Turner y síndrome de Russell-Silver, siendo la incidencia mayor en los dos últimos. Otros autores ya habían observado una maduración cortical dificultosa en el síndrome de Turner (Trivella, Brigadoi y Aldegheri 1996; Noonan, Leyes y Forriol 1997; Bidwell et al. 2000).

Respecto al segmento elongado, se valoró el tipo de hueso, el lado, la longitud inicial del segmento, la angulación inicial, el diámetro óseo y el grosor de las corticales. No se demostró influencia del lado alargado ni de la longitud o la angulación iniciales del hueso en ninguno de los tipos de clavo. Los clavos convencionales tibiales se aflojaron más que los situados en otros huesos, mientras que no hubo diferencias en los recubiertos de hidroxiapatita. Los clavos de ambos tipos se aflojaron más



al situarse en zonas con mayor diámetro y menor grosor cortical, por tanto, los clavos metafisarios tienen mayor tendencia al aflojamiento que los diafisarios, como ya habían observado otros autores (Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997).

Las variables valoradas en cuanto a la técnica quirúrgica fueron: el ángulo del fijador con el eje óseo mecánico y la distancia entre el fijador y el eje mecánico. Cabría esperar que la colocación del fijador paralelo al eje mecánico del hueso obtuviera mejores resultados mecánicos, aunque éste es un tema controvertido en el fémur, donde eje mecánico y anatómico no coinciden (De Bastiani et al. 1987; Paley 1988; Yasui et al. 1997). Leyes (1996) observó mayor incidencia de desviaciones axiales en tibias y fémures con defectos de paralelismo del fijador con el eje anatómico del hueso. En esta serie se observó una tendencia a disminuir el par de extracción al aumentar el ángulo entre el eje mecánico del hueso y el fijador en el conjunto de clavos, pero al analizarlo por tipo de clavos, no se observó que tuviera influencia en los recubiertos. En los convencionales la tendencia fue inversa: los fijadores no paralelos presentaron menor incidencia de aflojamientos. Esta incongruencia puede deberse a la diferente influencia de los defectos de paralelismo en los distintos huesos, así como a que la incidencia de fijadores no paralelos fue porcentualmente mayor en fémures y en húmeros que en tibias. Además, el hecho de valorar el paralelismo respecto al eje mecánico y no a anatómico, probablemente hace difícil comparar los resultados de los fémures con el resto de segmentos.

La disminución de la distancia del fijador al clavo ha sido invocada como uno de los factores más importantes en la rigidez de un sistema de fijación externa (Klip y Bosma 1978; Chao y Malluege 1981; Briggs y Chao 1982; Chao, Kasman y An 1982; Behrens et al. 1983; Churches, Tanner y Harris 1985 a y c; Huiskes, Chao y Crippen 1985) que debería redundar en una menor acumulación de estreses en el intersticio hueso-clavo (Chao y Aro 1991). De acuerdo con ello, en esta serie se observó que la distancia entre el fijador y el hueso influía significativamente en el par de extracción y en la incidencia de aflojamiento, de modo que los fijadores más separados del hueso comportaban pares torsos de extracción más bajos y mayor incidencia de aflojamiento, confirmado la importancia de la colocación del fijador.

En cuanto al tipo de clavo y a su situación en el hueso, se valoraron la longitud del clavo, la longitud de la zona roscada, el índice de situación del clavo (distancia al extremo proximal del hueso en porcentaje de la longitud de este), la zona del hueso (metafisioepifisario o diafisario), grupo proximal o distal, el par torsor de inserción, el paralelismo de los clavos y la situación en la cortical de entrada y salida. Los clavos más cortos presentaron pares de extracción más altos en los clavos convencionales, no observándose esta relación en los recubiertos de hidroxiapatita. La causa de esta relación probablemente se debe a que, como se pudo comprobar, clavos más largos presentaban distancias del fijador al eje óseo mayores ( $p < 0.001$ ). La longitud de la rosca no tuvo ninguna incidencia demostrable en el par de extracción o el aflojamiento.

La situación del clavo en el hueso demostró ser importante en referencia al aflojamiento. Los clavos de implantación más alta presentaron mayor tendencia al aflojamiento, tanto en los convencionales como en los de hidroxiapatita. En estos últimos, el par de extracción fue más bajo en los que se encontraban en la metafisis o en la epífisis frente a los diafisarios, pero no se produjo una mayor incidencia de aflojamiento. Los clavos de grupos proximales presentaron siempre pares de extracción más bajos y mayor aflojamiento que los de grupos distales. Estas diferencias ya habían sido observadas en estudios experimentales (Aro, Markel y Chao 1993; Caja y Moroni 1996) y clínicos (Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997). Pettine, Chao y Kelly (1993) señalaron que el mejor material para soportar el clavo de fijación externa es el hueso cortical maduro en estrecho contacto con el metal y estos resultados, junto a la mencionada influencia del grosor de las corticales, no hacen más que confirmarlo.

El par torsor de inserción presentó una correlación positiva con el de extracción y los clavos aflojados presentaron pares de inserción más bajos que los no aflojados, en ambos tipos de clavos. Este resultado puede interpretarse en el mismo sentido que los anteriores, ya que los pares de inserción más altos se dieron en la diáfisis ( $p < 0.001$ ) y existió una correlación positiva y significativa entre el grosor de las corticales y el par torsor de inserción. Pettine, Chao y Kelly (1993) refieren que el 69% de los clavos con par inserción menor de 700 Nmm<sup>o</sup> se aflojó, frente a sólo un 9% en el resto. En la presente serie, ni en el grupo de clavos convencionales ni en el de recubiertos, se encontraron diferencias significativas entre la incidencia de aflojamiento con este criterio. Donde se apreció un valor más significativo fue en el par de inserción de 3000 Nmm<sup>o</sup>, los clavos convencionales con valores menores de 3000 Nmm<sup>o</sup> se aflojaron en un 91.2%, frente a un 54.2% de los que tuvieron valores mayores ( $p < 0.001$ ). En el grupo de clavos con hidroxiapatita no se encontraron diferencias significativas con el citado umbral. Estas diferencias con el trabajo de Pettine, Chao y Kelly (1993) probablemente no hacen más que reflejar el mayor par de inserción medio de los clavos troncocónicos implantados en huesos de mayor tamaño.

Algunos autores (Green y Ripley 1984; Chao y Aro 1991), han considerado la medición del par torsor de inserción como un buen indicador de la inserción intracortical del clavo y el consiguiente riesgo de aflojamiento. En el grupo de clavos convencionales, hubo cuatro clavos con par de inserción igual o superior a 6000 (1 de 600 Nmm<sup>o</sup>, 2 de 6250 Nmm<sup>o</sup> y 1 de 9000 Nmm<sup>o</sup>), y todos ellos presentaron un par de extracción de 0 Nmm<sup>o</sup>. Sin embargo, dada la incidencia de aflojamiento (129/161) en este tipo de clavos, este dato es poco significativo. En el grupo de clavos con hidroxiapatita se dieron pares de inserción de hasta 5750 Nmm<sup>o</sup>, y hubo 36 clavos con par de inserción igual o superior a 2500 Nmm<sup>o</sup>, ninguno de los cuales se aflojó.

Estos resultados demuestran que los clavos con hidroxiapatita son capaces de mantener una adecuada resistencia en el intersticio hueso-clavo, incluso partiendo de condiciones adversas, como inserciones intracorticales (par de inserción muy alto) o pares de inserción muy bajos. El recubrimiento de hidroxiapatita tendría, pues, un efecto amortiguador, disminuyendo las consecuencias negativas sobre la integridad del intersticio que podrían derivarse de defectos en la colocación inicial del clavo.

Aunque en los dos tipos de clavo se observaron pares de extracción más bajos cuando el clavo no era paralelo a los adyacentes, estas diferencias no resultaron significativas ni se pudo apreciar mayor aflojamiento en los no paralelos. En el fijador utilizado para este estudio, el paralelismo de los clavos debe estar garantizado por la utilización de una guía de colocación de los clavos (De Bastiani, Aldegheri y Renzi Brivio 1984) y en la mordaza del alargador no deberían encajar clavos no paralelos. Sin embargo, la experiencia quirúrgica demuestra que con relativa frecuencia, pequeños errores en la técnica de inserción provocan defectos de paralelismo de los clavos (Fig. 4.12). En esta serie no se ha observado que éstos tengan ninguna incidencia en el aflojamiento de los clavos ni en la aparición de osteolisis en las corticales, contrariamente a los que han sugerido otros autores (Saleh y Scott 1992 b).

La longitud del clavo introducida en las corticales de entrada y salida demostró tener cierta importancia en cuanto al aflojamiento. Cuando se introducía en exceso los clavos recubiertos de hidroxiapatita, de modo que parte lisa del vástago penetraba la cortical de entrada, el par de extracción resultó ser menor; sin embargo, no se produjo mayor incidencia de aflojamientos. No se observaron diferencias en este sentido en los clavos convencionales. Por otra parte, cuando la punta del clavo no atravesaba la cortical de salida protruyendo por lo menos una espira, el par de extracción para el conjunto de clavos era menor y la incidencia de aflojamientos mayor. Estas diferencias no se mantuvieron al analizar cada grupo de clavo por separado. El perfil de la rosca de

los clavos utilizados es troncocónico, con un diámetro externo de la espira que va de 6 mm en la unión con el vástago liso a 5 mm en la punta. Sin embargo, la variación del diámetro menor del clavo no es uniforme ya que se pretende que este diámetro sea constante al atravesar cada una de las corticales. Este diseño presupone una correcta selección de la longitud de rosca en relación al diámetro del hueso, de modo que protruyan 2-3 mm de espira de la cortical de salida y unos 5 mm de la de entrada (Lavini, Renzi Brivio y Leso 1994). Independientemente de estas cuestiones, el hecho de que las corticales de entrada y salida del clavo estén ocupadas completamente por la parte roscada de éste, hace que la superficie de contacto del hueso con la cobertura de hidroxiapatita sea mayor, ya que esta ocupa sólo la porción roscada del clavo. Esta sería una explicación de la variación del par torsor de extracción en los clavos recubiertos.

Para valorar la influencia de la osteolisis radiológica en el aflojamiento se utilizaron 4 variables: el número de zonas corticales con osteolisis, la osteolisis en cortical de entrada, en cortical de salida y bicortical. La diferente incidencia de lisis entre los clavos convencionales y los de hidroxiapatita ya ha sido comentada. Existió una correlación negativa y significativa entre el número de osteolisis y el par de extracción en ambos tipos de clavos. La presencia de osteolisis en cualquier cortical supuso un aumento en la incidencia de aflojamiento, en comparación con la ausencia de osteolisis. En los clavos convencionales, la presencia de lisis en la cortical de salida o bicortical supuso un 100% de aflojamientos, mientras que en los recubiertos sólo se dio 1 caso de osteolisis aislada de la cortical de salida, que no se aflojó, y de los que presentaron lisis bicortical se aflojaron el 66.7%. La influencia de la osteolisis radiológica en el aflojamiento ya había sido destacada anteriormente (Burny et al. 1984 b; Andrienne et al. 1989; Aro, Markel y Chao 1993; Pettine, Chao y Kelly 1993), aunque algunos trabajos, como el de Mahan et al. (1991), no consiguen relacionarlas. Sin embargo, este autor valoró el anclaje de los clavos manualmente, lo cual limita la precisión de sus resultado en este sentido. Pettine, Chao y Kelly (1993) no encontraron en su estudio ningún caso de osteolisis aislada de la cortical de salida; en cambio, en esta serie se han detectado en 11 casos, 10 convencionales y 1 con hidroxiapatita, relacionándose estrechamente con el aflojamiento (10 de los 11 estaban aflojados). Cabe señalar que, tal como habían apuntado Andrienne et al. (1989), se han observado casos de aflojamiento sin presencia de osteolisis cortical, concretamente 39 clavos (38 convencionales y 1 recubierto), en 15 de los cuales no había osteolisis en ninguna zona cortical. Sin embargo, el 96.6% de los clavos con osteolisis bicortical estaban aflojados (100% de los convencionales y 66.7% con hidroxiapatita). La presencia de osteolisis, especialmente en las dos corticales, es pues un buen indicador del aflojamiento, aunque su ausencia no la descarta.

La aparición de un halo radiolúcido en la zona medular de los clavos significó un aumento de la incidencia de aflojamiento y un menor par de extracción en ambos tipos de clavo. Cuando el halo apareció a ambos lados del clavo, el porcentaje de aflojamientos fue del 95.7% en los clavos convencionales y del 55.6% en los recubiertos de hidroxiapatita. El valor de la reacción medular en la detección de osteolisis es similar al de la presencia de osteolisis en las corticales.

Se valoró la influencia de los resultados del alargamiento en el aflojamiento. Entre estos se estudiaron: tiempo de implantación, tiempo de alargamiento, longitud final del hueso, porcentaje de elongación, velocidad de alargamiento, ángulo óseo final y variación del ángulo óseo.

No se encontró correlación entre el tiempo de implantación de los clavos y su par torsor de extracción, ni se evidenció una mayor incidencia de aflojamiento con el paso del tiempo, ni para el grupo de clavos convencionales ni para el de los recubiertos. Aún así, los únicos aflojamientos que se dieron entre los clavos con hidroxiapatita (7) fueron en implantaciones de más de 15 meses. Estos resultados aparentemente contradicen los de Aro, Markel y Chao (1993), en los que se observó un deterioro del par de extracción con el tiempo. Sin embargo, en su trabajo se midió el par de extracción a las 2, 4, 8 y 12 semanas, encontrándose un descenso muy importante en las dos

primeras semanas, para pasar luego a una disminución más lenta (Fig. 5.4). La disminución de la velocidad de aflojamiento en este estudio probablemente está en relación con la progresiva consolidación de las osteotomías practicadas, que disminuyó considerablemente los estreses en el intersticio hueso-clavo. Sin embargo, Pettine, Chao y Kelly (1993), indicaron que la reacción ósea a los clavos de fijación externa se produce en los primeros 40 días, lo que ha sido confirmado por otros autores (Green y Ripley 1984; Moroni et al. 1996 b). Dado que en trabajos comparativos entre clavos convencionales y con hidroxapatita se ha demostrado la efectividad del recubrimiento en periodos de implantación desde 6 semanas a 12 meses (Augat y Claes 1993; Augat et al. 1995; David et al. 1995; Caja y Moroni 1996; Moroni et al. 1996 b; Moroni et al. 1997 b; Pommer et al. 1997), es probable que el aflojamiento de los clavos se produzca en las primeras semanas después de la implantación. Por tanto, en un estudio como el presente, con implantaciones de entre 6 meses y 3 años, el momento de la retirada no influirá en el par de extracción ya que, salvo que se produzca alguna complicación, el aflojamiento está establecido desde las primeras semanas.

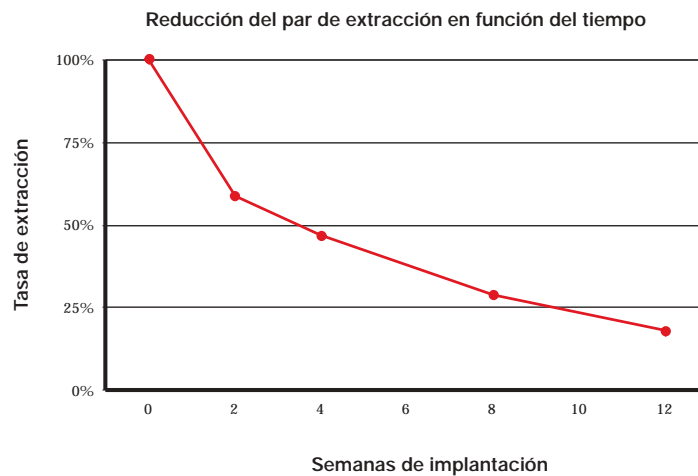


Figura 5.4: reducción del par torsor de extracción con el paso del tiempo. Obsérvese la importante reducción inicial (del 45% en las dos primeras semanas) y la tendencia a la reducción de la pendiente en las últimas semanas (reducción del 11.3% en las cuatro últimas semanas). (modificado de Aro et al. 1993).

En cuanto al tiempo de alargamiento, los clavos convencionales aflojados habían sufrido periodos de elongación superiores a los no aflojados. En cambio en el grupo de clavos recubiertos no se evidenció esta diferencia.

Dado que el tiempo de alargamiento está en relación con la longitud alargada, era de esperar que la relación entre el porcentaje de elongación y el aflojamiento fuese en el mismo sentido. Los clavos convencionales mostraron una correlación negativa entre el porcentaje de elongación y el par torsor de extracción: los segmentos más alargados presentaron más aflojamientos. Esta relación tampoco se evidenció en los alargamientos con clavos recubiertos de hidroxapatita.

Estos últimos datos probablemente están relacionados, ya que si en las primeras semanas es cuando se produce el aflojamiento, incluso en condiciones de ausencia de cargas (Pettine, Chao y Kelly 1993), es fácil suponer que cuanto mayor sea la demanda a que se sometan los fijadores en este periodo inicial, mayor será la incidencia de aflojamiento. Esto es así para los clavos convencionales, pero no se cumple para los recubiertos de hidroxapatita. Una vez más se puede apreciar el efecto amortiguador

---

del recubrimiento de hidroxiapatita, neutralizando el efecto negativo que un tiempo de alargamiento o un porcentaje de elongación mayores tienen sobre la integridad del intersticio hueso-clavo.

La velocidad de alargamiento no tuvo una incidencia significativa en el aflojamiento de los clavos convencionales, en cambio, paradójicamente, la velocidad a la que se habían alargado los segmentos con clavos recubiertos aflojados fue menor que la del resto. Este resultado probablemente es expresión de la falta de incidencia de la velocidad de alargamiento en el aflojamiento de los clavos.

La influencia del ángulo óseo final y la variación del ángulo óseo en el par de extracción probablemente es al contrario, es decir que, como se verá más adelante, los segmentos con mayor número de clavos aflojados, se desvían más. En cualquier caso, los datos obtenidos demuestran que los clavos convencionales aflojados estaban implantados en huesos significativamente más angulados al final del procedimiento. Esta relación no se observó en los clavos de hidroxiapatita. En cambio, ambos tipos de clavos presentaron mayor aflojamiento y menor par de extracción en los alargamientos que sufrieron una variación del ángulo óseo mayor de 5°. La relación entre el recubrimiento de hidroxiapatita y la desviación axial se discutirá con más detalle más adelante.

En referencia a las incidencias del procedimiento, se valoraron: el grado máximo y el grado medio con el que se había calificado el clavo a lo largo de los controles clínicos, la presencia de necrosis cutánea, el número de cultivos positivos por clavo, el número de gérmenes diferentes aislados en cada clavo, la necesidad de antibioticoterapia oral, el aislamiento de los gérmenes más frecuentes, la ruptura del clavo y la ruptura del fijador externo.

En esta serie no se observaron infecciones de grado 5 ó 6 (que implican osteomielitis). Al utilizar una clasificación basada sobre todo en la respuesta al tratamiento de la infección, la aparición de grados 3 ó 4, que implican la retirada del clavo o el abandono de la fijación respectivamente, significó siempre la presencia de un aflojamiento completo, con par de extracción cercano a 0 Nmm°. Se observaron 4 infecciones grado 3 (clavos convencionales) y 15 grado 4 (9 convencionales y 6 con hidroxiapatita). Al analizar la influencia de las infecciones de grado máximo 0, 1 ó 2, no se observaron diferencias significativas de par de extracción en los clavos convencionales. En los recubiertos de hidroxiapatita se halló, paradójicamente, un par de extracción significativamente superior en los que presentaron grados superiores (excluyendo el 3 y 4), aunque sólo se observó un aflojamiento. Al valorar el grado medio de infección, en cambio, se observó que éste era superior en los clavos aflojados, en el conjunto de clavos y en los recubiertos, pero no en los no recubiertos.

No se demostró que la presencia de necrosis cutánea, el número de especies diferentes cultivadas, la infección por *Staphylococcus coagulans* negativos, *Corynebacterium*, *Proteus mirabilis*, *Escherichia coli* o otros gérmenes de menor incidencia, tuvieran relación con el aflojamiento de los clavos o variaran su par torsor de extracción.

El número de cultivos positivos por clavo no influyó en el aflojamiento de los clavos convencionales. En los clavos recubiertos mostró un resultado paradójico: los clavos con más cultivos positivos presentaron mayor par de extracción, pero no influyó en su aflojamiento.

La necesidad de administrar antibiótico endovenoso se relacionó con una disminución del par torsor de extracción y una mayor incidencia de aflojamientos en el conjunto de clavos, aunque este resultado no se mantuvo al analizar los dos tipos de clavo por separado.

El cultivo positivo para *S. aureus* no influyó en el aflojamiento de los clavos convencionales. En los recubiertos, se observó otra relación paradójica: aquellos en los que se cultivó este germen presentaron pares de extracción más altos, aunque no mayor incidencia de aflojamientos.

El aislamiento de *P. aeruginosa* provocó, en el conjunto de clavos, pares torsos de extracción más altos y menor incidencia de aflojamiento, aunque no en cada grupo analizado separadamente. Esta incongruencia se explica por la mayor incidencia de cultivos positivos para este germen detectada en los clavos con hidroxiapatita.

Collinge et al. (1994) y Voos et al. (1999), en estudios experimentales con inoculación de *S. aureus* en el trayecto de los clavos, encontraron una relación entre la infección clínicamente evidente del orificio (eritema, calor local y/o supuración) y la aparición de aflojamiento clínico. Mahan et al. (1991), en un estudio clínico de 214 clavos, también encontraron relación entre la infección por gérmenes virulentos (*S. Aureus*, *E. coli*, *S. haemolyticus*, *P. aeruginosa*, y *P. Mirabilis*) y el aflojamiento del mismo. Sin embargo, Hardy, Burny y Deutsch (1984), habían estudiado la histología del trayecto extraóseo de clavos de fijación externa en 70 muestras recogidas al retirar los fijadores a 42 pacientes y no encontró una relación entre los signos inflamatorios en el trayecto y la pérdida de anclaje mecánico.

No se encontraron diferencias significativas en cuanto al aflojamiento o reducción del par tursor en los casos en que se produjo una ruptura del fijador durante el alargamiento en los clavos convencionales. En los clavos de hidroxiapatita, la incidencia de aflojamiento fue mayor en los clavos de los fijadores que se rompieron. Dado que todos fueron tibiales, al repetir el análisis sólo en estos segmentos, no se hallaron diferencias. La rotura del fijador es considerada por la mayoría de autores un hecho anecdótico con los fijadores actuales (Chao y Hein 1988; Green 1990; Nepola 1996). Sin embargo, la reutilización de los fijadores en procedimientos tan exigentes como el alargamiento óseo puede provocar su aparición. Otra fuente de complicaciones en esta serie fue causada por los alargadores pequeños del sistema Orthofix (r). Estos fijadores se alargan con un sistema telescópico que tiene riesgo de desencajarse al llegar al límite de su longitud. Este defecto se ha obviado en los alargadores actuales, basados en sistema de raíl, más estable y que evita la necesidad de recambios. En cualquier caso, y vistos los resultados de esta serie, se debe insistir en la importancia de una revisión meticulosa del alargador antes de su reutilización.

De todas las variables estudiadas en relación al aflojamiento y al par tursor de extracción, eliminando aquellas que presentaron resultados paradójicos o explicables por distribuciones asimétricas entre ambos tipos de clavos, se observó que presentaban alguna relación las siguientes: edad, altura, peso, diagnóstico, segmento alargado, diámetro óseo, grosor de las corticales, ángulo fijador hueso, distancia fijador hueso, par tursor de inserción, longitud del clavo, índice de situación del clavo, metafisioepifisario/diafisario, grupo proximal/distal, situación de la rosca en cortical de entrada y salida, osteolisis en cortical de entrada, salida y bicortical, reacción en las zonas medulares 1 y 2, porcentaje de elongación, ángulo óseo final, variación del ángulo óseo, tiempo de elongación, grado medio de infección y necesidad de antibiótico endovenoso.

Al analizar por separado los clavos recubiertos con hidroxiapatita se observó que algunas de estas variables carecían de influencia significativa en el par de extracción o en el aflojamiento (edad, altura, peso, segmento alargado, ángulo fijador-eje óseo, longitud del clavo, porcentaje de elongación, ángulo óseo final, tiempo de elongación, necesidad de antibiótico endovenoso). Así pues, el par tursor de extracción de los clavo recubiertos depende sobre todo de las características del hueso dónde se implanta (diámetro, grosor cortical, par tursor de inserción, índice de situación, metafisis o diafisis, proximal o distal), de que la hidroxiapatita contacte con las dos corticales (rosca en cortical de entrada y salida) y de la incidencia de infección (grado medio de infección). Las variables referentes a la presencia de lisis o reacción medular son en realidad expresiones y no causas del aflojamiento. Una vez más se hace patente el mencionado efecto amortiguador del recubrimiento de hidroxiapatita.

Hay que señalar, además, que la influencia de las citadas variables en el par de extracción de los clavos recubiertos no se traduce en una influencia en el aflojamiento, ya que el par de extracción del 93% de estos clavos oscila entre 500 Nmm/° y 14970 Nmm/°, con lo cual hay un amplio margen de variación sin aparecer el aflojamiento (cifrado en valores menores de 150 Nmm/°). En cambio, solo el 6.2% de los clavos convencionales superó el valor de extracción de 500 Nmm/°, con un máximo de 1040 Nmm/°.

Vista la influencia de la hidroxiapatita en las variables relativas al alargamiento, y a fin de descartar posibles factores de confusión, se llevó a cabo un análisis de regresión logística para obtener un modelo explicativo del aflojamiento. En el estudio se incluyeron todos los clavos y todas las variables mencionadas anteriormente, observándose que el factor individual más importante en relación al aflojamiento es la presencia o ausencia de recubrimiento de hidroxiapatita.

El modelo de análisis multivariante aplicado no es el idóneo para obtener un modelo explicativo del aflojamiento de los clavos, pero sí para descartar que la disminución del aflojamiento producida por el recubrimiento de hidroxiapatita sea debida a factores de confusión.

#### **1.4 Recomendaciones para la prevención del aflojamiento de los clavos**

Se ha comentado previamente, con detalle, la importancia de los factores que diversos autores han implicado en el aflojamiento de los clavos de fijación externa. A modo de resumen de los resultados expuestos anteriormente se pueden extraer algunas recomendaciones, que no hacen sino recalcar la importancia de algunos de estos factores.

En primer lugar, parece claro que el hueso cortical es el más adecuado para soportar los clavos de fijación externa. Los clavos con mayor par de extracción y menor aflojamiento eran los implantados en las diáfisis, en zonas de hueso de menor diámetro y de mayor grosor cortical.

En segundo lugar, especialmente si se utilizan clavos de hidroxiapatita, es importante que la cortical de entrada esté ocupada por la parte roscada del clavo y que la de salida sea atravesada completamente por éste, protruyendo al menos una vuelta de espira.

En tercer lugar, la colocación del fijador lo más próximo posible al hueso disminuye los estreses en el intersticio como demuestra la menor incidencia de aflojamiento en estos casos.

En cuarto lugar, la cobertura de hidroxiapatita se ha mostrado como el factor aislado más importante en la prevención del aflojamiento de los clavos de fijación externa.

Así, un clavo de fijación externa debería colocarse en una localización lo más cortical posible, con recubrimiento de hidroxiapatita, seleccionando una longitud de rosca mayor que el diámetro óseo, y con el fijador lo más cerca posible del hueso.

## 2. Complicaciones óseas de los alargamientos

El éxito o el fracaso del alargamiento de una extremidad se mide por el incremento de longitud conseguido, la calidad del hueso regenerado y por la evitación de complicaciones durante y después del procedimiento (Leyes et al. 1998 a). Con la generalización de técnicas de elongación basadas en la osteogénesis por distracción, los problemas de formación ósea han disminuido, permitiendo alargamientos mayores, con el consiguiente incremento de la prevalencia y severidad de otras complicaciones (Franke et al. 1990; Paley 1990; Karger, Guille y Bowen 1993; Velázquez et al. 1993; Dahl, Gulli y Berg 1994; Trivella, Brigadoi y Aldegheri 1996).

De los diferentes tipos de complicaciones que pueden aparecer durante la elongación (derivadas del fijador, óseas y del callo de elongación, articulares, músculo tendinosas, neurovasculares, o psicológicas), las que se han relacionado con mayor frecuencia con la estabilidad del fijador son las complicaciones óseas y especialmente las desviaciones axiales (Klip y Bosma 1978; Chandler et al. 1988; Dahl y Fischer 1991; Ginebreda et al. 1992; García-Cimbrelo et al. 1993). Entre los problemas relacionados con el aparato de fijación externa e implicados en la aparición de desviaciones axiales, diversos autores han destacado la presencia de osteolisis alrededor de los clavos (Klip y Bosma 1978; Siffert 1987; Glorion et al. 1996; Leyes et al. 1998 a ; Aldegheri 1999).

El objetivo de este estudio fue valorar la capacidad del recubrimiento de hidroxiapatita para mejorar los resultados de la fijación externa. Dado que la principal característica de esta cerámica es el aumento de la calidad del intersticio entre el clavo y el hueso, la mejoría que cabría esperar de su aplicación en alargamientos óseos sería una disminución de las desviaciones axiales.

### 2.1 Efecto del recubrimiento de HA en las complicaciones óseas del alargamiento

Para evaluar la efectividad del recubrimiento de hidroxiapatita de los clavos, se estudiaron las siguientes variables: el ángulo óseo final en el plano frontal, la variación del ángulo óseo en el plano frontal, el ángulo óseo final en el plano sagital, el índice de consolidación, la aparición de fracturas después de la retirada del fijador y la necesidad de realizar correcciones axiales bajo anestesia.

Dado el que el interés de este estudio ha sido las variaciones angulares del hueso alargado, y no los efectos en la alineación global de la extremidad, las mediciones angulares se han referido a puntos en el propio hueso. Para determinar el eje óseo tibial, por ejemplo, se recomienda utilizar el centro de la rodilla y el del tobillo. El centro de la rodilla puede medirse de varias formas (Moreland, Bassett y Hanker 1987) y es el punto que se debe considerar para trazar el eje mecánico de la extremidad, del fémur y de la tibia. Sin embargo, para este estudio se utilizó como punto distal del eje mecánico femoral el centro de la tangente a los cóndilos, medido desde el borde externo de estos, y para la tibia el centro de la tangente a la meseta tibial, medido en referencia a los bordes externos de la meseta. El centro del tobillo también tiene diversas mediciones (Moreland, Bassett y Hanker 1987), aunque según Chao (Chao et al. 1994) corresponde al punto medio entre los bordes internos de los maléolos a media altura del astrágalo; sin embargo, para este estudio se ha usado la proyección del punto medio de la cúpula astragalina en la superficie articular del pilón tibial.

Estas valoraciones se han realizado sobre radiografías simples en proyección anteroposterior. Las radiografía en proyección lateral son difíciles de interpretar por la interposición del fijador y sólo se ha valorado el ángulo sagital final una vez retirado el fijador. La radiografía es un reflejo bastante vago del cuerpo ya que representa en dos dimensiones una realidad tridimensional. En este estudio, debido al diverso origen de los pacientes, las radiografías obtenidas durante el proceso de elongación han sido realizadas con diferentes aparatos; sin embargo, las radiografías pre y postoperatorias inmediatas, así como las inmediatamente anteriores a la retirada, fueron obtenidas



en nuestro centro con el mismo aparato y en condiciones similares. Estos pacientes presentan frecuentemente contracturas en flexión de cadera o rodilla, que dificultan la obtención de buenas proyecciones radiográficas. Sin embargo, Wright, Treble y Feinstein (1991) observaron que pequeños grados de flexión o rotación no influyen significativamente en las mediciones radiológicas. La rotación de las extremidades se valoró por la posición de las articulaciones del codo, la cadera, la rodilla y el tobillo, y en los alargamientos tibiales, por la superposición tibioperonea. Dado que estos pacientes se realizaron múltiples radiografías, se pudo comprobar que las angulaciones no variaban de forma importante entre dos proyecciones consecutivas durante el periodo de consolidación, por lo que se dispuso de un margen de dos o tres proyecciones para medir los resultados previos a la retirada del fijador. Es probable que las mediciones de los ángulos en un solo plano subestimen la magnitud de la deformidad, pues sólo la reflejarían con precisión si la desviación fuera exactamente en el plano perpendicular al haz de rayos (Green y Gibbs 1994 a; Green y Green 1994 b). El efecto de la magnificación radiográfica por la separación entre el paciente y el chasis ha intentado obviarse mediante la consideración de un factor de corrección. Se hizo la media de los diámetros radiológicos del clavo más proximal y el más distal, tomado en la parte del vástago liso más próxima a la rosca, y se dividió por el diámetro real del clavo (6 mm). Este cálculo se llevó a cabo para cada radiografía y se multiplicaron por ese factor todas las mediciones radiológicas lineales obtenidas en ella.

Para valorar la desviación de los fragmentos óseos durante el alargamiento, se ha concedido especial importancia a la desviación final en el plano frontal; y la mayoría de autores utilizan este ángulo para valorar la desviación axial (Aldegheri et al. 1988; Cattaneo et al. 1988; Franke et al. 1990; Paley 1990; Price y Cole 1990; Faber, Keessen y van Roermund 1991; Miller y Bell 1992; Saleh y Scott 1992 b; Bonnard et al. 1993; García-Cimbrelo et al. 1993; Dahl, Gulli y Berg 1994; Pouliquen et al. 1994; Tjernström, Olerud y Rehnberg 1994; Stanitski et al. 1995; Glorion et al. 1996; Leyes et al. 1998 a; Noonan et al. 1998; Aldegheri 1999). Sin embargo, al alargar segmentos óseos, especialmente tibias, en pacientes displásicos, se parte de un hueso que habitualmente presenta una deformidad inicial, en varo en los acondroplásicos (Basset 1990 b). Por lo tanto el hecho de que al final del alargamiento se demuestre un ángulo final en el plano frontal de cero grados, no es óbice para que durante el procedimiento se haya producido una desviación axial significativa (Yasui et al. 1997). Esta desviación puede ser beneficiosa para ese paciente, pues corrige una deformidad precedente, y algunos autores (Ginebreda et al. 1992) cuentan con la tendencia a la valguización en las tibias para la corrección del varo. Sin embargo, el que se produzca una desviación axial del hueso no deja de suceder porque el sistema fijador hueso presenta algún fallo, ya que en un sistema completamente rígido no se podría producir angulación alguna. Dado que el principal interés de este estudio es valorar la capacidad de la hidroxiapatita para mejorar la calidad del intersticio entre el clavo y el hueso, se ha considerado más importante determinar la influencia de las distintas variables en la variación del ángulo óseo que en su resultado final.

En este punto hay que remarcar que en la presente serie no se realizó ninguna maniobra específica para corregir la deformidad presente o prevenir la desviación previsible, llámese colocación en angulación de los clavo (Paley 1990; Eldridge y Bell 1991) o fijación del hueso con la deformidad contraria a la desviación esperada (Yasui et al. 1997). Además, se ha utilizado un sistema de alargadores que anula la posibilidad de fallo en la unión del cabezal porta-clavos con el cuerpo del fijador, pues forman parte de una misma pieza. Por tanto, anulada la posibilidad de fallo en el cuerpo del fijador (salvo por rotura del mismo), la angulación puede producirse por fallo de la mordaza en sujetar los clavo (no observado), por el pandeo de los clavos o por fallo del intersticio entre hueso y clavo.

Atendiendo a la literatura previa, se consideraron valorables las angulaciones finales mayores de 10° (Dahl y Fischer 1991; Saleh y Scott 1992 b; Tjernström, Olerud y Rehnberg 1994; Stanitski et al.

1995; Leyes et al. 1998 a; Aldegheri 1999), ya que parece ser que angulaciones menores no producen alteraciones mecánicas en las articulaciones proximal y distal (Zucman y Maurer 1969; Puno et al. 1986). A la hora de considerar la variación del ángulo óseo se fue más estricto, colocando el umbral en 5°, pues no se trata de valorar la influencia de un resultado en el pronóstico, sino la capacidad de un sistema de fijación para evitar deformidades. En ambos casos se sumaron como ángulos finales o variaciones del ángulo valorables, los casos en los que se realizó una corrección del eje durante el procedimiento (Leyes et al. 1998 a).

### 2.1.1 Segmento humeral

En esta serie se incluyeron 10 alargamientos humerales en 5 pacientes. El escaso número de casos condiciona, indudablemente, la detección de diferencias significativas entre ambos tipos de clavo para las variables estudiadas.

En el segmento humeral no se encontró ninguna diferencia entre los alargamientos realizados con clavos convencionales o con clavos recubierto de hidroxiapatita, en relación a las variables estudiadas. Se detectó una angulación final mayor de 10° hacia varo y una variación del ángulo óseo mayor de 5° hacia valgo, ambos en casos alargados con clavos no recubiertos. La baja incidencia de angulaciones importantes en el segmento humeral coincide con lo publicado previamente (Cattaneo et al. 1986; Cattaneo et al. 1990; Testworth, Krome y Paley 1991) y lo habitual es que sean en varo por la acción del deltoides en el segmento proximal contra la gravedad en el distal (Testworth, Krome y Paley 1991).

No se produjeron desviaciones sagitales mayores de 15° de los húmeros en ningún caso. La tendencia a la desviación sagital en el húmero es menor que en otros huesos por que la musculatura anterior y posterior del brazo está más compensada (Testworth, Krome y Paley 1991).

El índice de consolidación en esta serie fue de 34.4 días por centímetro (DE 11.5), que es superior al publicado en series previas (De Bastiani et al. 1987; Cattaneo et al. 1990; Testworth, Krome y Paley 1991). En dos casos se produjo retardo de consolidación (índice de consolidación superiores a 50 días/cm). Los dos casos se dieron en una misma paciente acondroplásica en la que se alargaban simultáneamente los fémures. Excluyendo estos dos casos, el índice de consolidación fue de 29.3 días/cm.

No se observó ninguna fractura después de retirar el fijador. En la serie de Cattaneo (Cattaneo et al. 1990) la incidencia de fracturas post elongación fue de 7/43 húmeros alargados.

No se requirió ninguna corrección axial.

### 2.1.2 Segmento femoral

En esta serie se incluyeron 10 alargamientos femorales en 5 pacientes. El escaso número de casos condiciona, indudablemente, la detección de diferencias significativas entre ambos tipos de clavo para las variables estudiadas.

En el segmento femoral no se encontró ninguna diferencia entre los alargamientos realizados con clavos convencionales o con clavos recubierto de hidroxiapatita, en relación a las variables estudiadas. Ninguno de los fémures presentó un ángulo óseo final mayor de 10°. Sí que se produjeron variaciones del ángulo óseo mayores de 5°, pero con la misma incidencia en los dos grupos de clavos. Estas variaciones fueron 6, 4 en varo y 2 en valgo. La incidencia de varo final en esta serie ha sido algo menor que en las publicadas anteriormente, en las que se sitúa entre el 1% y el 58% (Dahl y Fischer 1991; Ginebreda et al. 1992; Tjernström, Olerud y Rehnberg 1994; Glorion et al. 1996; Aldegheri 1997; Noonan et al. 1998), aunque en todas ellas el número de casos es mayor.

No se dio ninguna angulación mayor de 15° en el plano sagital. El índice de consolidación fue de 38.8 días por centímetro, que es bastante similar a los 36 días/centímetro reportados por De Bastiani et al. (1987). Se dieron dos retrasos de consolidación, ambos en un mismo paciente afecto de displasia espón-dilo epifisaria.

No se produjo ninguna fractura tras la retirada, ni fueron necesarias correcciones del eje.

### 2.1.3 Segmento tibial

En esta serie se incluyeron 36 alargamientos tibiales en 18 pacientes.

Al considerar los alargamientos tibiales, no se observaron diferencias significativas entre los realizados con clavos convencionales y con clavos de hidroxiapatita en cuanto al ángulo óseo final en el plano frontal. La incidencia de ángulos finales mayores de 10° (o necesidad de corrección axial) fue mayor entre los alargamientos con clavos convencionales, aunque estas diferencias sólo presentaron una tendencia a la significación. Hay que resaltar que en la presente serie se observaron cinco segmentos con ángulo final en varo mayor de 10°, cuando la desviación en varo es infrecuente en las tibias alargadas (Paley 1990; Eldridge y Bell 1991; Aquerreta, Forriol y Cañadell 1994), aunque se han publicado casos (Vilarrubias, Ginebreda y Jimeno 1990).

En cambio, al considerar la varización del ángulo óseo (diferencia entre el ángulo diafisario preoperatorio y el final), los alargamientos con clavos no recubiertos tuvieron variaciones significativamente mayores y se dieron más casos con variación mayor de 5° o necesidad de corrección axial. A pesar de la mencionada observación de 5 segmentos con ángulo final en varo, sólo se dieron 3 casos de variación del ángulo hacia varo. Esta discrepancia se explica a continuación.

Los casos con ángulos finales mayores de 10° en varo se daban en tres pacientes. En el paciente 3 (varón acondroplásico) se partía de unas tibias varas (16° der. y 13° izq.) y en ambas se produjo la esperada valguización durante el procedimiento, sólo que en la derecha, alargada con clavos de hidroxiapatita, ésta fue menor, acabando con un varo de 11°. En el paciente 6 (mujer, displasia metafisaria) se partía de unas tibias muy varas (30° der. y 27° izq.), que durante el alargamiento se valguizaron: la derecha, con clavos convencionales se valguizó 8°, mientras que la izquierda, con clavos de hidroxiapatita, sólo se anguló 1°, con un resultado final de 22° y 26° respectivamente. Finalmente, en el caso 20 (mujer, displasia metafisaria) se partía, una vez más, de unas tibias varas (16° der. y 16° izq.). La izquierda, alargada con clavos de hidroxiapatita, prácticamente no sufrió variación (final 17° varo), en cambio la derecha se anguló 11° en varo (final 27° varo). Por tanto, de los casos mencionados, en realidad solo uno se desvió en varo más de 5°. A parte de estos casos se produjeron dos varizaciones más, en un paciente varón afecto de síndrome de Russell-Silver, que partía de unas tibias ligeramente valgus y acabó con 0° de angulación.

Estos resultados confirman la eficacia de la hidroxiapatita en prevenir la desviación axial y con su utilización probablemente adquiere más sentido la corrección inicial del ángulo óseo en los casos con varo inicial importante (Yasui et al. 1997). Cuatro alargamientos en los que se utilizaron clavos de hidroxiapatita, partían de tibias con varo inicial mayor de 15° y todos ellos acabaron con ángulos iguales o superiores a 10° en varo.

La incidencia de ángulos finales mayores de 10° o necesidad de correcciones axiales durante el procedimiento fue de 22/36 casos en total, 17 en valgo y en 5 varo. La incidencia de ángulos finales mayores de 10° reflejada en la literatura sobre alargamientos tibiales oscila entre el 0% y el 40% (Cattaneo et al. 1988; Vilarrubias, Ginebreda y Jimeno 1990; Faber, Keessen y van Roermund 1991; García-Cimbrelo et al. 1993; Tjernström, Olerud y Rehnberg 1994). En series recientes, como la de Noonan et al. (1998), la incidencia es menor (22.4%). Sin embargo, en la serie de Yun, Severino y

Reinker (2000), en que todos los alargamientos fueron superiores al 20% de la longitud inicial, la incidencia fue del 45%. Leyes (Leyes 1996; Leyes et al. 1998 b), aplicó un criterio similar al utilizado en esta tesis, incluyendo como angulaciones significativas los casos en los que se requirió corrección axial durante el procedimiento. Con este criterio la incidencia de desviaciones axiales en las tibiae fue del 54%, valor mucho más cercano al resultado de la presente serie.

Por otra parte, en la mayoría de las series comentadas no se hace referencia al sistema de medición del ángulo óseo y cuando se refiere, suele consistir en la medición del ángulo entre el eje del segmento proximal y del distal (Leyes et al. 1998 a y b).

En la presente serie, la medición se ha basado en las perpendiculares a las superficies articulares proximal y distal de la tibia. Una de las claves para la correcta función biomecánica de los huesos de las extremidades de carga es que las articulaciones proximal y distal mantengan una correcta alineación, no sólo respecto al hueso adyacente, sino respecto al suelo. Esto especialmente evidente en la tibia, limitada por dos articulaciones, rodilla y tobillo, que permiten el movimiento en un plano sagital, y por tanto deben presentar unas superficies articulares paralelas al suelo en el plano coronal (y por tanto paralelas entre sí), para evitar las desviaciones laterales en la flexión o extensión (Chao et al. 1994). Las desviaciones óseas de la tibia en varo o valgo condicionan la posición de estas interlíneas articulares. El eje mecánico de la tibia coincide con el eje anatómico y se trazan como una línea que une el centro de la rodilla con el centro del tobillo (Chao et al. 1994). La relación de este eje con las superficies articulares proximal y distal de la tibia no es de estricta perpendicularidad. La tangente a la meseta tibial presenta un ángulo externo con el eje anatómico de unos  $93^\circ$  (Muñoz-Gutiérrez 1999) o uno interno de  $87\pm 2^\circ$  (Paley y Tetsworth 1993 b). Por otro lado, el ángulo interno de la superficie articular del pión tibial con el eje anatómico es de unos  $93.3^\circ$ , produciendo el leve valgo anatómico del tobillo (Muñoz-Gutiérrez 1999) (Fig. 5.5). Por consiguiente las superficies articulares proximal y distal de la tibia son paralelas entre sí y presentan una leve inclinación respecto al eje anatómico. Si existe una fractura diafisaria, por ejemplo, que provoca una desviación del eje óseo, se podrá calcular su grado midiendo el ángulo formado por los ejes anatómicos de los fragmentos proximal y distal (Paley y Tetsworth 1993 b). Ello coincidirá aproximadamente con la medición del ángulo entre las perpendiculares a las superficies articulares proximal y distal, ya que se trata de un hueso anatómicamente 'normal' con una solución de continuidad. Sin embargo, en el caso de los alargamientos óseos, el hueso resultante tiene una anatomía alterada debido a la presencia de un segmento intermedio de nueva formación: el callo de elongación. Esto se convierte en algo especialmente evidente cuando hablamos de alargamientos que se aproximan al 100% de la longitud inicial del hueso, como es el caso de los alargamientos en acondroplásicos. Se trata de procedimientos largos, que requieren cambios de fijador e incluso correcciones axiales. Además, una colocación inicial del fijador no paralela al eje mecánico provocará una traslación del hueso (Fig. 5.6). Todo esto condiciona que el callo presente una morfología particular (p.e. en ocasiones la corrección de una deformidad o la presencia de una fractura en un callo tan largo, confiere al hueso una forma en *s itálica* (Fig. 4.37)) y al constituir prácticamente la mitad de la longitud total del hueso, dificulta mucho la determinación de los ejes anatómicos proximal y distal para medir la angulación.

En estos casos, es muy probable que la medición basada en los ejes anatómicos proximal y distal, de una medida que no refleja la situación de las interlíneas articulares proximal y distal entre sí y con respecto al suelo. Por ello, probablemente sea mejor basar las mediciones angulares de la tibia en la medición del ángulo entre las perpendiculares a las tangentes a la superficie articular de la meseta tibial y de la superficie articular distal de la tibia, especialmente en el caso de alargamientos óseos substanciales. En el caso 20 (tibia izquierda) (Fig. 5.6) se muestra el caso ilustrativo de una tibia con un aspecto radiológico valgo. Este aspecto se confirma al medir el ángulo entre los ejes mecánicos de la tibia proximal y distal (determinados desde el centro de la rodilla al centro

bicortical del 1/3 proximal de la tibia y desde el centro del tobillo al centro bicortical del 1/3 distal). Sin embargo, si se observan las superficies articulares se verá que se encuentra en varo, ya que sus perpendiculares forman un ángulo de vértice externo. Se debe a que se partía de una tibia vara ( $16^\circ$ ) con un fijador no paralelo (ángulo  $-10^\circ$ , más alejado del eje óseo en su parte distal). El alargamiento con clavos de hidroxiapatita ha mantenido el ángulo entre las superficies articulares prácticamente inalterado ( $17^\circ$ ), mientras que el defecto de paralelismo del fijador ha provocado una traslación que ofrece el aspecto de valgo. El déficit de paralelismo de las superficies articulares y su orientación, y no la forma de la diáfisis, son los que tendrán mayor incidencia en el futuro de la extremidad (Mckellop, Llinás y Sarmiento 1994).

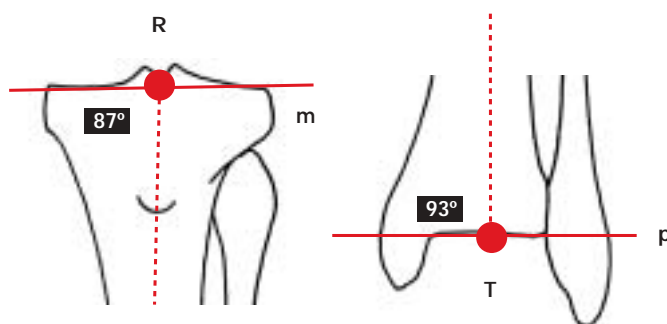


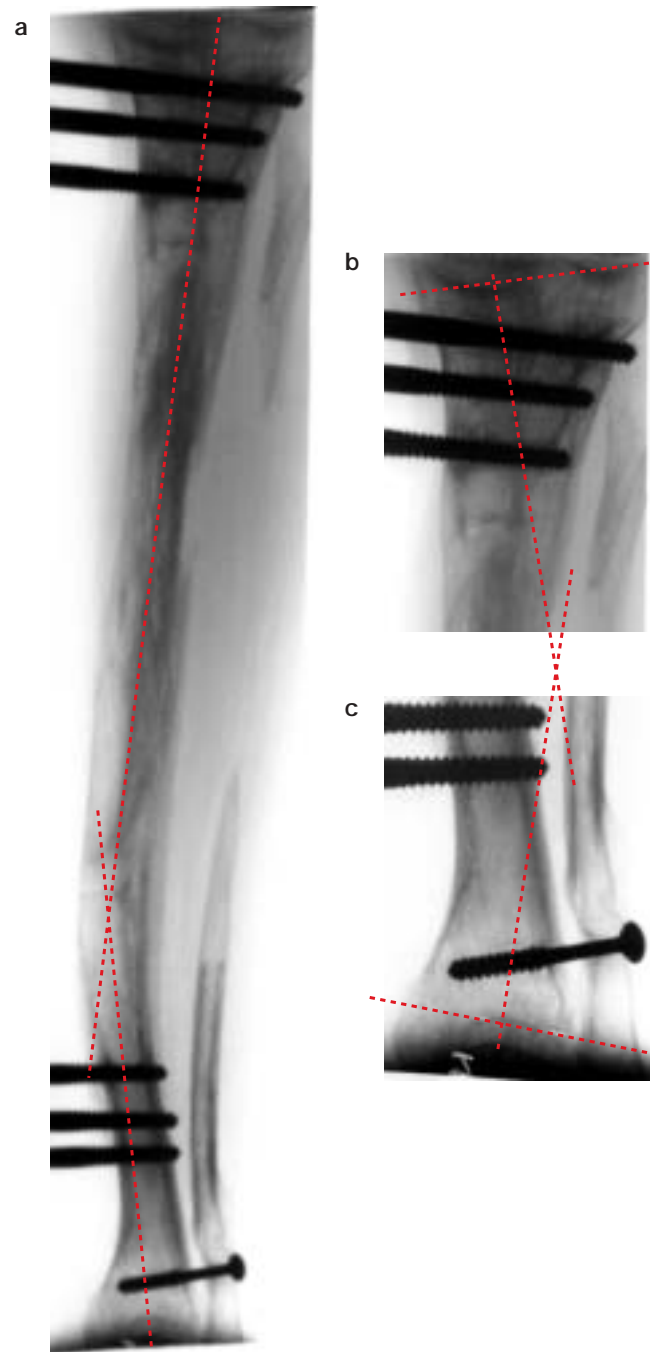
Figura 5.5: relación de las superficies articulares proximal y distal de la tibia con su eje anatómico. RT: eje anatómico. m: línea tangente a meseta tibial. p: línea tangente a superficie articular del pión tibial.

No se observaron diferencias en cuanto al ángulo en el plano sagital entre los alargamientos con clavos convencionales y los realizados con clavos recubiertos.

No se observaron diferencias en cuanto al índice de consolidación o a la incidencia de retrasos de consolidación. El índice de consolidación medio fue de 41.5 días por centímetro (DE 16.1), muy similar a los 41 días/cm que De Bastiani et al. (1987) consideran habituales en las tibias.

Fue necesario practicar 4 correcciones axiales durante el alargamiento, todas ellas en fijadores con clavos convencionales, aunque las diferencias no fueron significativas. Para el análisis de esta serie, no se tuvieron en cuenta las osteotomías después de la retirada del fijador, ya que son consecuencia del ángulo final, que es el dato recogido. En cambio, sí se consideraron las manipulaciones durante el procedimiento, de acuerdo con Leyes et al. (1998 a y b), pues de no contarlas como angulaciones significativas, se estaría infravalorando su incidencia. A juzgar por la incidencia de desviaciones axiales, es probable que el número de correcciones axiales en esta serie debería haber sido mayor. Noonan et al. (1998), por ejemplo, realizaron 30 manipulaciones axiales en 147 alargamientos tibiales. Faber, Keessen y van Roermund (1991) realizaron 18 correcciones en 46 alargamientos femorales y tibiales y Tjernström, Olerud y Rehnberg (1994), 35 en 53 alargamientos femorales y tibiales.

En definitiva, y dados los resultados de esta serie, se puede considerar que el recubrimiento de hidroxiapatita es capaz de mejorar la resistencia del sistema fijador-hueso a las desviaciones axiales en los alargamientos del segmento tibial.



**Figura 5.6:** discrepancia entre ángulos finales (caso 20, tibia izquierda, clavos de hidroxiapatita). a) El aspecto de la tibia y la medición del ángulo entre los segmentos proximal y distal dan un ángulo en valgo. b) y c) La medición del ángulo entre las perpendiculares a las superficies tibiales dan un ángulo en varo. El ángulo inicial entre las superficies articulares era de  $16^\circ$  y el ángulo fijador-eje mecánico de  $-10^\circ$  (extremo distal del fijador más alejado del hueso). La angulación del fijador ha producido una traslación, que provoca el efecto de valguización, mientras que el ángulo entre las superficies articulares se ha mantenido prácticamente inalterado ( $17^\circ$ ).

## **2.2 Influencia de las variables del alargamiento tibial en la variación del ángulo óseo**

De modo similar a como se hizo en la primera parte, se ha considerado la influencia en las desviaciones axiales de las diferentes variables del alargamiento. Por razones ya expuestas, se tomaron como variables dependientes la variación del ángulo óseo como variable cuantitativa y la variación mayor de 5° (o necesidad de corrección axial) como variable dicótoma. Este análisis es similar al realizado por Leyes et al. (1998 a). En su trabajo, basado en 93 alargamientos tibiales, se utilizó como variable dependiente el ángulo óseo final.

Esta valoración se ha realizado sólo en las tibia por diferentes motivos. Como ya se ha comentado, la tibia presenta unas características anatómicas que facilitan la medición de los ángulos radiológicos: coincidencia del eje mecánico y el anatómico y presencia de superficies articulares horizontales en sus dos extremos. Además, la presencia del peroné facilita la valoración de posibles defectos de rotación (superposición tibioperonea). Y finalmente, por ser el hueso alargado en más ocasiones en nuestra serie (36).

Respecto a las variables del paciente, se observó que influían en la variación del ángulo óseo la edad del paciente y el diagnóstico. Los pacientes de menor edad presentaron mayor tendencia a la variación del ángulo óseo en valgo. En cuanto al diagnóstico, los pacientes acondroplásicos presentaron mayor tendencia a la angulación en valgo, mientras que las angulaciones en varo se observaron en los pacientes con displasia metafisaria y síndrome de Russell-Silver. En la presente serie los pacientes acondroplásicos eran significativamente más jóvenes que el resto, lo cual puede sumar el efecto de estas dos variables. En el estudio de Leyes et al. (1998 a), se observó una influencia de la edad en el mismo sentido, así como una mayor incidencia de valgo en los acondroplásicos. Leyes (1996) atribuye la mayor incidencia de angulaciones en los acondroplásicos a que en este grupo hubo más defectos de paralelismo entre el hueso y el fijador, pero no se ha observado esta diferencia en la serie actual.

No se observó que influyeran en la variación del ángulo óseo el sexo, ni la talla, ni el peso de los pacientes.

Ninguna de las variables del segmento óseo (lado, longitud inicial, angulación inicial, diámetro óseo, grosor de las corticales, longitud inicial del peroné o índice tibioperoneo proximal) demostraron relación con la variación del ángulo óseo durante el alargamiento. Leyes encontró relación entre el ángulo final y la longitud inicial, la anchura y la longitud inicial del peroné. En general relacionó los huesos de menor tamaño (paciente más joven, menor talla, hueso más corto y delgado) con mayor incidencia de angulación final en valgo, en cambio, en esta tesis, no han demostrado relación con la variación del ángulo óseo.

De las variables que hacen referencia a la intervención, no se encontró relación con la variación del ángulo óseo de las siguientes: ángulo fijador-eje mecánico, distancia media del fijador al hueso, distancia entre la osteotomía y el clavo 3 (en porcentaje de la longitud tibial), tipo de osteotomía, existencia de clavos afectados por trazo de osteotomía, índice interosteotomías e índice de resección del peroné. En cambio, afectaron significativamente la variación del ángulo óseo las siguientes: distancia de la superficie proximal al clavo 3 (en porcentaje de la longitud tibial), índice de corticotomía, distancia osteotomía peroné-maléolo (en porcentaje de la longitud peroneal) y el número de corticales del tornillo suprasindesmal.

En el trabajo de Leyes et al. (1998 a), tras realizar un estudio multivariante, las únicas variables que mantienen su significación son el ángulo fijador-eje mecánico y el índice de corticotomía; en cambio, en esta serie no se observó relación del paralelismo del fijador con la variación del ángulo

óseo. La discrepancia entre la relación del paralelismo del hueso con el fijador entre los resultados de esta serie y la de Leyes et al. (1998 a) pueden deberse, a parte de la diferencia en el número de casos, a varios factores. En primer lugar, en ese estudio se consideraron no paralelos los fijadores que presentaban un ángulo con el hueso mayor de 2°, frente a los 5° utilizados en la presente serie. Por otra parte, la variable dependiente en su estudio fue el ángulo óseo final y no la variación del ángulo. Y, finalmente, el método utilizado para valorar el ángulo óseo ha sido diferente. El principal efecto de la falta de paralelismo del fijador con el eje mecánico hueso es una traslación al alargar (Paley 1988) (Fig. 5.6), que podrá dar un efecto de valgo si se mide el ángulo entre los segmentos óseos. Si se mide la relación entre las superficies articulares, como en esta serie, el efecto será menor, especialmente en alargamientos con clavos de hidroxiapatita, que, como hemos visto, dificultan la angulación de los segmentos óseos.

En las tibiae que se desviaron en varo se observó que los clavos estaban más altos (distancia superficie proximal a clavo 3 menor) y la osteotomía era más alta (índice de corticotomía menor) que en el resto. En cambio no se observaron diferencias entre las que se angularon en valgo y las que no se angularon. Leyes et al. (1998 a), en cambio, relacionaron las osteotomías más bajas con mayor angulación final en valgo.

En referencia a las variables de los resultados del alargamiento, no se encontró que la variación del ángulo óseo tuviera relación con ninguna de ellas (longitud final de la tibia, longitud y porcentaje alargado, tiempo de alargamiento, tiempo de implantación, tiempo de fijación total, velocidad de alargamiento, índice de consolidación). Leyes et al. (1998 a) refieren una relación entre el ángulo final y el porcentaje de elongación, con más desviaciones en valgo en los segmentos más alargados.

Una mención especial requieren las variables referidas al peroné. No se halló significación de la variación del ángulo óseo con el descenso del peroné proximal, el ascenso del peroné distal o la variación del ángulo del tornillo suprasindesmal. En cambio, la colocación del tornillo suprasindesmal atravesando las dos corticales del peroné y la tibia demostró ser un factor preventivo de la angulación en valgo. Las osteotomías de peroné más altas, se relacionaron con mayor frecuencia de angulaciones. También se observó que el peroné era relativamente corto respecto a la tibia al final del alargamiento (índice tibioperoneo final bajo), había mayor incidencia variaciones del ángulo hacia valgo. En el mismo sentido, las diferencias entre índices tibioperoneos inicial y final muy negativas (que implican que el peroné ha disminuido su tamaño relativo con la tibia) se asociaron con más valguización. Se observa, por tanto, que cuando el peroné se alarga relativamente menos que la tibia, ésta se angula más en valgo. Dicho en otras palabras, cuando el porcentaje de alargamiento de la tibia es muy superior al del peroné, se producen más desviaciones a valgo. No hemos encontrado referencias en la bibliografía que estudien específicamente la influencia del peroné en las angulaciones de la tibia, ni tampoco es el objeto de este trabajo. Sin embargo, los resultados actuales invitan a estudiar esta relación, pues ha demostrado gran importancia.

Como era de esperar, las principales variables referidas a la aparición de aflojamiento de los clavos se relacionaron con mayor variación del ángulo óseo. Así sucedió con el número de zonas de osteolisis o el índice de osteolisis en los clavos del fijador, con el par torsor de extracción medio de los clavos o cuando se aflojaron el 50% o más clavos del fijador. No se observó, en cambio, relación significativa con el índice de aposición ósea, índice de reacción medular o con el índice medio de aflojamiento de Pettine (Pettine, Chao y Kelly 1993). Estos resultados confirman la relación entre el aflojamiento de los clavos y la desviación axial, que ya había sido puesta de manifiesto previamente (Klip y Bosma 1978; Siffert 1987; Glorion et al. 1996; Leyes et al. 1998 a ; Aldegheri 1999).

Otras complicaciones del procedimiento (necrosis cutánea, necesidad de antibiótico endovenoso, retirada precoz del fijador, fractura intercurrente, grado medio de infección, necesidad de corrección



axial, ruptura del fijador, retardo de consolidación o refractura) no influyeron significativamente en la variación del ángulo óseo.

En el estudio de Leyes et al. (1998 a) se encontraron otras variables asociadas con mayor incidencia de angulación en valgo como la utilización de mordazas en "T en la parte proximal de la tibia y el uso de clavos de 6 mm frente a los de 4 mm. En esta serie el fijador y el tipo de clavos utilizados fueron siempre los mismo.

Entre las variables que habían demostrado una relación estadísticamente significativa con la variación del ángulo óseo o con la variación mayor de 5° y/o corrección axial, se seleccionaron las siguientes para construir un modelo multivariante: edad, diagnóstico, altura de la osteotomía del peroné, recubrimiento de hidroxiapatita, aflojamiento del 50% o más clavos, e índice tibioperoneo final. De entre ellas, mantuvieron su significación el aflojamiento de la mitad o más clavos y la altura de la osteotomía del peroné.

Dado el limitado número de casos, tuvo que restringirse el número de variables incluidas en el modelo. El método utilizado (pasos sucesivos de Wald) no es el idóneo para obtener un modelo clínico explicativo, aunque es adecuado para valorar la influencia de las distintas variables descartando factores de confusión. Por tanto, sus resultados deben tomarse con prudencia, aunque son bastante significativos de la importancia del aflojamiento de los clavos en la desviación de los fragmentos óseos. Aunque el recubrimiento de hidroxiapatita no figura como variable significativa en el modelo final, se ha demostrado previamente que su relación con el aflojamiento es muy importante.

El hecho de que la otra variable implicada en el modelo sea la altura de la osteotomía del peroné sirve para insistir en la importancia de este hueso en los alargamientos del segmento tibial y en la necesidad de desarrollar estudios en este sentido.

### **2.3 Recomendaciones para la prevención del valgo en los alargamientos tibiales**

Los casos presentados en esta tesis fueron intervenidos siguiendo una técnica estandarizada y utilizando un fijador diseñado específicamente para alargamientos, que elimina el riesgo de fallo a nivel del cuerpo del mismo. Sin embargo, de lo expuesto anteriormente se pueden extraer algunas conclusiones adicionales para disminuir la desviación en valgo de la tibia.

En primer lugar, la importancia de preservar la calidad del intersticio hueso-clavo para evitar las desviaciones es puesta en evidencia por la significación de variables como el número de osteolisis corticales, el par torsor de extracción medio y, sobre todo, el aflojamiento de la mitad o más clavos, en relación a la variación del ángulo óseo. La capacidad de la hidroxiapatita para mejorar la calidad del intersticio ya ha sido comentada, y queda remarcada al observar como en su presencia hay una menor desviación axial de las tibias alargadas.

En segundo lugar, se debe destacar el papel del peroné en el alargamiento tibial. El nivel de la osteotomía del peroné debe ser lo más distal posible. La clara relación del alargamiento insuficiente del peroné respecto a la tibia con la desviación axial de esta, lleva a pensar en la necesidad de osteotomías de peroné cuidadosas para evitar la consolidación precoz, que frenaría su elongación, aunque este factor no ha sido valorado específicamente en este estudio. Por otra parte, parece recomendable la estabilización del peroné distal con un tornillo que atraviese las dos corticales tibiales, evitando el discreto ascenso del peroné que en otras técnicas (tornillo tricortical) puede producirse. Este efecto de férula del peroné sobre la tibia podría evitar el valgo tibial.

En tercer lugar, hay que remarcar la importancia de la colocación del fijador paralelo al eje tibial. Los defectos de paralelismo no han producido en esta serie mayores variaciones del ángulo óseo, medido como la perpendicular a las superficies articulares, pero si se ha observado su capacidad para provocar una traslación importante.

Diferente situación es la presencia de una tibia inicialmente vara, como ocurre en la acondroplasia. Aunque algunos autores propugnan la corrección del eje en el momento de la colocación de los clavos (Vilarrubias 1998), la tendencia a la valguización durante el alargamiento tibial ha sido propuesta como método corrector de ese varo inicial (Ginebreda et al. 1992). Sin embargo, la desviación en valgo de la tibia es un acontecimiento poco predecible y de difícil control. Por otro lado, la corrección de entrada del varo tibial pone al hueso en riesgo de desviarse en valgo. Como se ha expuesto, esta desviación implica un fallo del sistema fijador-hueso, cuyo origen esta, habitualmente, en un deterioro del intersticio entre el hueso y el clavo. La utilización de clavos de hidroxiapatita, por su mejoría del intersticio, disminuye el riesgo de una desviación incontrolada del hueso, y dan sentido a la corrección de las deformidades óseas en el momento de la cirugía. Por tanto, utilizando clavos recubiertos de hidroxiapatita, estos deberían ser colocados paralelos a las interlineas proximal y distal para que, tras realizar la osteotomía, la colocación del alargador produzca la correcta alineación del hueso.



### 3. Limitaciones de este estudio

---

En la primera parte de este estudio, basado en la implantación de 322 clavos, se consideró que la casuística y la fuerza de los resultados era suficiente como para extraer conclusiones. Sin embargo, al valorar cada segmento alargado como un caso en la segunda parte, la muestra es relativamente pequeña y las conclusiones obtenidas deben ser tomadas con prudencia, especialmente en cuanto a los alargamiento humerales y femorales.

Las mediciones se han realizado sobre radiografías comparables, aunque no realizadas con una técnica estandarizada. Se ha intentado solventar este problema mediante la utilización de factores de corrección y valorando la posición ósea en cada radiografía. La influencia de este aspecto es prácticamente nula en cuanto a la valoración de las reacciones óseas en la zona de inserción de los clavos.

Durante el procedimiento de alargamiento, los controles clínicos no se realizaron con una periodicidad uniforme, sino que variaron en función de la aparición de complicaciones. Esto ha dificultado la obtención de una medida fiable del grado de infección en relación al tiempo. Por otra parte, no se ha valorado el nivel de actividad de los pacientes, que a pesar de recibir una pauta uniforme, fue diferente. Lo mismo se puede decir de la higiene de los fijadores y de los puntos de inserción de los clavos, a pesar de recibir todos las mismas indicaciones, el nivel de cumplimiento fue distinto, y este hecho no se ha valorado. Estos factores han podido influir en el resultado.

Como en la mayoría de las series publicadas, la decisión de retirar el alargador se ha basado en la radiología simple que constituye un criterio cualitativo y con importante variabilidad entre observadores. Sin embargo, esta decisión ha sido tomada en todos los casos por el mismo cirujano, lo que confiere a la serie cierta uniformidad en este aspecto.

Los pacientes incluidos en esta serie presentan en su mayoría displasias óseas. La extrapolación a individuos sanos de los resultados obtenidos en esta serie puede plantear dudas. Sin embargo, los resultados clínicos de otros trabajos con este tipo de clavos (Caja, Ruiz y Aliaga 1995; Magyar, Toksvig-Larsen y Moroni 1997; Moroni et al. 1998 a) sugieren que el efecto del recubrimiento de hidroxiapatita en hueso sano es el mismo.



## VI Conclusiones



- 1) El recubrimiento de hidroxiapatita de los clavos de fijación externa es un método eficaz para la prevención de su aflojamiento, incluso en un procedimiento tan preciso de estabilidad del montaje como el alargamiento de extremidades por talla baja.
- 2) Los alargamientos tibiales realizados con clavos de hidroxiapatita presentan menor incidencia de desviación axial que los realizados con clavos convencionales.





## VII Referencias bibliográficas

TRAITÉ  
DES  
**FRACTURES**  
ET DES  
LUXATIONS,  
PAR J. F. MALGAIGNE,  
Directeur de l'Hôtel Dieu, de  
Chirurgien de la Légion d'honneur et du Médecin militaire de Pologne,  
Membre de l'Académie royale de Médecine.

—  
TOME I.  
DES FRACTURES.  
Avec un ATLAS DE 16 PLANCHES, dessinées d'après nature,  
par M. DELANAY.

A PARIS,  
CHEZ J.-B. BAILLIÈRE,  
LIBRAIRE DE L'ACADÉMIE NATIONALE DE MÉDECINE,  
Rue de la Harpe, 105.  
A LONDRES, CHEZ H. BAILLIÈRE, 210, REGENT STREET.  
A NEW-YORK, CHEZ S. BAILLIÈRE, LIBRAIRE, 409, FULTON STREET.  
A MADRID, CHEZ CR. BAGLEY-BAILLIÈRE, LIBRAIRE, CALLE DEL PRINCIPAL, n° 11.

1847

- Aaron, A. y Eilert, R. (1996) Results of the Wagner and Ilizarov methods of limb-lengthening. *J Bone Joint Surg Am*, 78, 20-29.
- Abbot, L. (1927) The operative lengthening of the tibia and fibula. *J Bone Joint Surg*, 9, 128-152.
- Abbot, L. y Saunders, J. (1939) The operative lengthening of the tibia and fibula. A preliminary report on the further development of the principles and technic. *Ann Surg*, 110, 961-991.
- Adrey, J. (1970) Le fixateur externe de Hoffmann couplé en cadre, étude biomechanique dans les fractures de la jambe. París: Gead.
- Aguirre, M. (1990) Efectos de la dinamización axial sobre la consolidación ósea del callo de elongación. Tesis doctoral. Universidad de Navarra. Pamplona.
- Ahlborg, H. y Josefsson, P. (1999) Pin-tract complications in external fixation of fractures of the distal radius. *Acta Orthop Scand*, 70, 116-118.
- Aldegheri, R., Trivella, G., Renzi Brivio, L., Tessari, G., Agostini, S. y Lavini, F. (1988) Lengthening of the lower limbs in achondroplastic patients: A comparative study of four techniques. *J Bone Joint Surg Br*, 70, 69-73.
- Aldegheri, R., Trivella, G. y Lavini, F. (1989) Epiphyseal distraction: Chondrodiatasis. *Clin Orthop*, 241, 117-127.
- Aldegheri, R., Renzi Brivio, L. y Agostini, S. (1989) The callotasis method of limb lengthening. *Clin Orthop*, 241, 137-145.
- Aldegheri, R. y Agostini, S. (1993) A chart of anthropometric values. *J Bone Joint Surg Br*, 75, 86-88.
- Aldegheri, R. (1999) Distraction osteogenesis for lengthening of the tibia in patients who have limb-length discrepancy or short stature. *J Bone Joint Surg Am*, 81, 624-634.
- Aldegheri, R. (1997) Femoral callotasis. *J Pediatr Orthop B*, 6, 42-47.
- Allan, F. (1948) Bone lengthening. *J Bone Joint Surg Br*, 30, 490-505.
- Anderson, R. (1934 a) Fractures of the radius and ulna. A new anatomical method of treatment. *J Bone Joint Surg*, 16, 379-393.
- Anderson, R. (1934 b) An automatic method of treatment for fractures of the tibia and the fibula. *Surg Gynecol Obst*, 58, 639-646.
- Anderson, R. (1945) Concentric arthrodesis of the ankle joint: A transmalleolar approach. *J Bone Joint Surg*, 27, 37-48.
- Anderson, W. (1952) Leg lengthening. *J Bone Joint Surg Br*, 34, 150.
- Andrienne, Y., Wagenknecht, M., Zurbuchen, C. y Burny, F. (1987) External fixation pin: an in vitro general investigation. *Orthopedics*, 10, 1507-1516.

- A** Andrienne, Y., Burny, F., Donkerwolcke, M. y Wagenknecht, M. (1989) In vivo evaluation of pin reaction. En: Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) External fixation and functional bracing. London: Orthotext, 139-142.
- Ansell, R. (1968) A study of some factors which affect the strength of screws and their insertion and holding power in bone. *J Biomech*, 1, 279-302.
- Aquerreta, J., Forriol, F. y Cañadell, J. (1994) Complications of bone lengthening. *Int Orthop*, 18, 299-303.
- Arciola, C., Montanaro, L., Moroni, A., Giordano, M., Pizzoferrato, A. y Donati, M. (1999) Hydroxyapatite-coated orthopaedic screws as infection resistant materials: in vitro study. *Biomaterials*, 20, 323-327.
- Aro, H., Hein, G. y Chao, E.Y. (1989) Mechanical performance of pins clamps in external fixators. *Clin Orthop*, 248, 246-253.
- Aro, H., Wippermann, B., Hodgson, S., Wahner, H., Lewallen, D. y Chao, E.Y. (1989) Prediction of properties of fracture callus by measurement of mineral density using micro-bone densitometry. *J Bone Joint Surg Am*, 71, 1020-1030.
- Aro, H., Kelly, P., Lewallen, D. y Chao, E.Y. (1990) The effects of physiologic dynamic compression on bone healing under external fixation. *Clin Orthop*, 256, 260-273.
- Aro, H., Hein, T. y Chao, E.Y. (1990) Mechanical characteristics of an upper-extremity external fixator. *Clin Orthop*, 253, 240-250.
- Aro, H., Markel, M. y Chao, E. (1993) Cortical bone reactions at the interface of external fixation half-pins under different loading conditions. *J Trauma*, 35, 776-785.
- Aronson, J., Harrison, B., Boyd, C., Cannon, D. y Lubansky, H. (1988) Mechanical induction of osteogenesis: the importance of pin rigidity. *J Pediatr Orthop*, 8, 396-401.
- Aronson, J., Harrison, B., Stewart, C. y Harp, J. (1989) The histology of distraction osteogenesis using different external fixators. *Clin Orthop*, 241, 106-116.
- Aronson, J. y Harp, J. (1990) Factors influencing the choice of external fixation for distraction osteogenesis. *Instr Course Lect*, 39, 175-183.
- Aronson, J. y Shen, X. (1994) Experimental healing of distraction osteogenesis comparing metaphyseal with diaphyseal sites. *Clin Orthop*, 301, 25-30.
- Augat, P. y Claes, L. (1993) Removal forces of Schanz screws coated with hydroxyapatite. 10th European Conference on Biomaterials, Davos, Suiza.
- Augat, P., Claes, L., Hanselmann, K., Suger, G. y Fleischmann, W. (1995) Increase of stability in external fracture fixation by hydroxyapatite-coated bone screws. *J Appl Biomater*, 6, 99-104.
- B** Baquero, F. (1991) Microflora normal del hombre. En: Perea Pérez, E. (Ed.) Enfermedades infecciosas. Barcelona: Doyma, 31-44.

- Barquet, A., Massafiero, J., Tessore, J., Maciel, A. y Arismendi, J. (1989) An improved tubular external fixator with facilities for axial gliding and adjustments in all dimensions (ASIF-BM). Biomechanic comparative study. En: Abstracts of the 13th International conference on Hoffmann External Fixation. Mayo Clinic. Rochester.
- Basset, G.S. (1990 a) Orthopaedic aspects of skeletal dysplasias. *Instr Course Lect*, 39, 381-387.
- Basset, G.S. (1990 b) Lower-Extremity abnormalities in dwarfing conditions. *Instr Course Lect*, 39, 389-398.
- Bauer, T.W., Taylor, S.K., Jiang, M. y Medendorp, S.V. (1994) An indirect comparison of third-body wear in retrieved hydroxyapatite-coated, porous, and cemented femoral components. *Clin Orthop*, 298, 11-18.
- Baumgart, R., Betz, A. y Scheiberer, L. (1997) A fully implantable motorized intramedullary nail for limb lengthening and bone transport. *Clin Orthop*, 343, 135-143.
- Beals, R. y Skyhar, M. (1984) Growth and development of the tibia, fibula, and ankle joint. *Clin Orthop*, 182, 289-292.
- Behrens, F., Jones, R., Fisher, D. y Mears, D. (1981) External skeletal fixation. *Instr Course Lect*, 30, 112-182.
- Behrens, F. y Searls, K. (1982) Unilateral external fixation experience with the ASIF "tubular" frame. En: Uthoff, H. (Ed.) *Current concepts of external fixation of fractures*. Berlin: Springer-Verlag, 177-183.
- Behrens, F., Johnson, W., Koch, T. y Kovacevic, N. (1983) Bending stiffness of unilateral and bilateral fixator frames. *Clin Orthop*, 178, 103-110.
- Behrens, F. (1989 a) A primer of fixator devices and configurations. *Clin Orthop*, 241, 5-14.
- Behrens, F. (1989 b) General theory and principles of external fixation. *Clin Orthop*, 241, 15-23.
- Beighton, P., Giedion, A., Gorlin, R., Hall, J., Horton, B., Kozlowsky, K., Lachman, R., Langer, L., Maroteaux, P., Poznanski, A., Rimoin, D., Sillence, D. y Spranger, M. (1992) International classification of osteochondrodysplasias. *Am J Med Genet*, 44, 223-229.
- Bell, D., Boyer, M. y Armstrong, P. (1992) The use of the Ilizarov technique in the correction of limb deformities associated with skeletal dysplasia. *J Pediatr Orthop*, 12, 283-290.
- Benahmed, M., Heymann, D., Berreur, M., Cottrel, M., Godard, A., Daculsi, G. y Pradal, G. (1996) Ultrastructural study of degradation of calcium phosphate ceramic by human monocytes and modulation of this activity by HILDA/LIF cytokine. *J Histochem Cytochem*, 44, 1131-1140.
- Bennet, R., Egger, E., Histan, M. y Ellis, A. (1987) Comparison of the strength and holding power of 4 pins designs for use with half pin (type I) external skeletal fixation. *Vet Surg*, 16, 207-211.
- Bérenger Féraud, L. (1870) *Traité de l'immobilisation directe des fragments osseux dans les fractures*. París: Adrien Delahaye.

- B** Bidwell, J., Bennet, G., Bell, M. y Witherow, P. (2000) Leg lengthening for short stature in Turner's syndrome. *J Bone Joint Surg Br*, 82, 1174-1176.
- Biliouris, T., Schneider, E., Rahn, B., Gasser, B. y Perren, S. (1989) The effect of radial preload on the implant-bone interface: a cadaveric study. *J Orthop Trauma*, 3, 323-332.
- Blachut, P., Meek, R. y O'Brien, P. (1990) External fixation and delayed intramedullary nailing of open fractures of the tibial shaft. A sequential protocol. *J Bone Joint Surg Am*, 72, 729-735.
- Blanquaert, D. (1987) Les biomatériaux métalliques. En: Poitout, D. (Ed.) *Biomécanique orthopédique*. París: Masson, 73-92.
- Bleck, E. (1987) *Orthopedic management in cerebral palsy*. 2 ed. Cambridge: Cambridge University Press.
- Bliskunov, A. (1983) Intramedullary distraction of the femur. *Ortop Travmatol Protez*, 10, 59-62.
- Bloebaum, R.D., Beeks, D., Dorr, L.D., Savory, C.G., DuPont, J.A. y Hofmann, A.A. (1994) Complications with hydroxyapatite particulate separation in total hip arthroplasty. *Clin Orthop*, 298, 19-26.
- Boever, P. (1931) Fixateur automatique por tractures. *Journal de Chirurgie et Annales de la Societe Belge de Chirurgie*, 30, 82-90.
- Boltze, W., Chiquet, C. y Niederer, P. (1978) *Der fixateur externe (Rohrsystem). Stabilitätsprüfung*. Bern: AO Bulletin.
- Bonfield, W. (1988) Composites for bone replacement. *J Biomed Eng*, 10, 522-526.
- Bonnard, C., Favard, L., Sollogoub, I. y Glorion, B. (1993) Limb lengthening in children using the Ilizarov method. *Clin Orthop*, 293, 83-88.
- Bonnel, F., Temoingt, P. y Micaleff, J. (1983) Étude comparative des fixateurs externes (tibia et fémur). *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 69, 367-370.
- Bonnel, M. (1974) Augmentation de la stabilité du fixateur externe d'Hoffmann par fiche à filetage médian. *La Nouvelle Presse Médicale*, 3, 2249-2250.
- Bost, F. y Larsen, L. (1956) Experiences with lengthening of the femur over an intramedullary rod. *J Bone Joint Surg Am*, 38, 567-584.
- Bosworth, D. (1931) Skeletal distraction. Description of apparatus. *Surg Gynecol Obst*, 52, 893-897.
- Bosworth, D. (1938) Skeletal distraction of the tibia. *Surg Gynecol Obst*, 66, 912-924.
- Bowen, J., Levy, E. y Donohue, M. (1993) Comparison of knee motion and callus formation in femoral lengthening with the Wagner or monolateral-ring device. *J Pediatr Orthop*, 13, 467-472.
- Briggs, B. y Chao, E. (1982) The mechanical performance of the standard Hoffmann-Vidal external fixation apparatus. *J Bone Joint Surg Am*, 64, 566-573.

- Briot, B. (1983) Rappel des particularités de la consolidation des fractures traités par les méthodes orthopédiques. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 695, 344-346. **B**
- Broca, M. (1910) Appareil pour la réduction et la contention des fractures, par M. Lambret, professeur agrégé à la Faculté de Lille. *Bulletins et Mémoires de la Société de Chirurgie de Paris*, 36, 871-874.
- Bucholz, R.W., Carlton, A. y Holmes, R. (1989) Interporous hydroxiapatite as a bone graft substitute in tibial plateau fractures. *Clin Orthop*, 240, 15-24.
- Bueno, M. y Bueno-Lozano, M. (1992) Retrasos de crecimiento de origen esquelético: con especial referencia a osteocondrodisplasias. *An Esp Pediatr*, 36, 113-124.
- Bueno, M. (1998) Displasias óseas. En: De Pablos, J. y González-Herranz, P. (Eds.) *Apuntes de ortopedia infantil*. Madrid: Ediciones Ergón, S.A, 14-22.
- Burny, F. y Bourgois, R. (1972) Étude biomécanique du fixateur exeterne d'Hoffmann. *Acta Orthop Belg*, 38, 265-279.
- Burny, F. (1979) Elastic external fixation of tibial fractures: Study of 1421 cases. En: Brooker, A. y Edwards, C. (Eds.) *External fixation. The current state of art*. Baltimore: Williams & Wilkins, 55-76.
- Burny, F., Bourgois, R. y Donkerwolcke, M. (1982) Elastic external fixation: A biomechanical study of the half-frame. En: Seligson, D. y Pope, M. (Eds.) *Concepts in external fixation*. New York: Grune & Stratton, Inc, 67-78.
- Burny, F. (1984 a) The pin as a percutaneous implant. General and related studies. *Orthopedics*, 7, 610-615.
- Burny, F., Domb, M., Donkerwolcke, M. y Andrianne, Y. (1984 b) Maximun torque at the time of retrieval (MTR). *Orthopedics*, 7, 627-628.
- Buyse, M. (1990) *Birth defects encyclopedia*. Dover: Blackwell scientific publications.
- Bynum, D., Ledbetter, W.B., Boyd, C.L. y Ray, D.R. (1971) Holding characteristics of fasteners in bone. *Experimental Mechanics*, Agosto, 363-369.
- Caja, V.L. (1990) *La fijación externa en el tratamiento de las fracturas*. Tesis doctoral. Universitat Autònoma de Barcelona. **C**
- Caja, V., Ruiz, J. y Aliaga, F. (1995) Clinical trial of hydroxiapatite-coated external fixation pins for external fixation. En: 3rd Congress of the EFORT. 4-7 Jul. Munich, 101-102.
- Caja, V., Kim, W., Larsson, S. y Chao, E. (1995) Comparison of the mechanical performance of three types of external fixators: linear, circular and hybrid. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10, 401-406.
- Caja, V. y Moroni, A. (1996) Hydroxyapatite coated external fixation pins: an experimental study. *Clin Orthop*, 325, 269-275.

- C** Campacci, R. y Zambito, A. (1986) Rehabilitation protocol of fractures and lengthenings of the lower limbs treated with the D.A.F. En: *Recent Advances in external fixation*. Abstracts. 28-30 Sept. Riva del Garda, 170.
- Campbell, A., Song, L., Li, X., Nelson, B., Bottoni, C., Brooks, D. y DeJong, E. (2000) Development, characterization, and anti-microbial efficacy of hydroxyapatite-chlorhexidine coating produced by surface-induced mineralization. *J Biomed Mater Res*, 53, 400-407.
- Cañadell, J. y De Pablos, J. (1990) Los métodos de elongación ósea y sus aplicaciones. *Rev Ortop Traum*, 34, 327.
- Cañadell, J., Aquerreta, D. y Forriol, F. (1993) Prospective study of bone lengthening. *J Pediatr Orthop B*, 2, 1-7.
- Cañadell, J. y Forriol, F. (1993) *Fijación externa monolateral*. Pamplona: Ediciones Universidad de Navarra.
- Capello, W.N. (1994) Hydroxyapatite in total hip arthroplasty: five-year clinical experience. *Orthopedics*, 17, 781,792.
- Capper, M., Soutis, C. y Oni, O. (1993) Pin-hole shear stresses generated by conical and standard external fixation pins. *Biomaterials*, 14, 876-878.
- Capper, M., Soutis, C. y Oni, O. (1994) Comparison of the stresses generated at the pin-bone interface by standard and conical external fixator pins. *Biomaterials*, 15, 471-473.
- Carrol, N., Grant, C., Hudson, R., Gilbert, J., Mubarak, S. y Warren, R. (1981) Experimental observations on the effects of leg lengthening by the Wagner method. *Clin Orthop*, 160, 250-257.
- Cattaneo, R., Villa, A., Catagni, M., Tentori, L. y Cassi, M. (1986) Application de la méthode d'Iizarov dans l'allongement de l'humérus. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 72, 203-209.
- Cattaneo, R., Villa, A., Catagni, M. y Tentori, L. (1988) Limb lengthening in achondroplasia by Iizarov's method. *Int Orthop*, 12, 173-179.
- Cattaneo, R., Villa, A., Catagni, M. y Bell, D. (1990) Lengthening of the humerus using the Iizarov technique. *Clin Orthop*, 250, 117-124.
- Celeste, S., Folcik, M. y Dumas, K. (1984) Identifying a standard for pin site care using the quality assurance approach. *Orthopaedic nursing*, 3, 17-24.
- Cerisier, P. (1987) Notions de résistance des matériaux. En: Poitout, D. (Ed.) *Biomécanique orthopédique*. París: Masson, 25-41.
- Chalier, A. (1917) *Nouvel appareil prothétique pour ostéo-synthèse (crampon extensible)*. Presse Med, Oct, 585
- Chandler, D., King, J., Bernstein, S., Marrero, G., Koh, J. y Hambrecht, H. (1988) Results of 21 Wagner limb lengthenings in 20 patients. *Clin Orthop*, 230, 214-222.

- Chao, E., Briggs, B. y McCoy, M. (1979) Theoretical and experimental analyses of Hoffmann Vidal external fixation system. En: Brooker, A. y Edwards, C. (Eds.) External fixation. The current state of art, 345-370. Baltimore: William & Wilkins, 345-370.
- Chao, E. y Malluege, J. (1981) Pin-bone interface stresses in the application of external fixation and traction devices. *Orthop Trans*, 5, 259
- Chao, E., Kasman, R. y An, K. (1982) Rigidity and stress analyses of external fracture fixation devices. A theoretical approach. *J Biomech*, 15, 971-983.
- Chao, E. y Pope, M. (1982) The mechanical basis of external fixation. En: Seligson, D. y Pope, M. (Eds.) Concepts in external fixation, 13-40. New York: Grune & Stratton, Inc, 13-40.
- Chao, E. y Hein, T. (1988) Mechanical performance of the standard Orthofix external fixator. *Orthopedics*, 11, 1057-1069.
- Chao, E., Aro, H., Lewallen, D. y Kelly, P. (1989) The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clin Orthop*, 241, 24-35.
- Chao, E. y Aro, H. (1991) Biomechanics of fracture fixation. En: Mow, V. y Hayes, W. (Eds.) Basic orthopaedic biomechanics. New York: Raven Press, Ltd, 293-336.
- Chao, E., Neluheni, E., Hsu, R. y Paley, D. (1994) Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am*, 25, 379-386.
- Chapchal, G. (1973) Contracturas y posiciones viciosas. En: Chapchal, G. y Waigand, D. (Eds.) *Terapéutica ortopédica*. Barcelona: Salvat, 111-126.
- Chapman, M. y Olson, S. (1996) Open fractures. En: Rockwood, C.A., Green, D.P., Bucholz, R.W. y Heckman, J.D. (Eds.) *Rockwood and Green's Fractures in Adults*, 4 ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 305-352.
- Charnley, J. (1948) Positive pressure in arthrodesis of the knee joint. *J Bone Joint Surg Br*, 30, 478-486.
- Checketts, R. y Otterburn, M. (1991) Classification and incidence of pin track infection with special reference to the dynamic axial fixator. *J Bone Joint Surg Br*, 73, 177-178.
- Checketts, R., Otterburn, M. y MacEachern, G. (1993) Pin track infection: definition, incidence and prevention. *Supplement to International Journal of Orthopaedic Trauma*, 3, 16-18.
- Checketts, R., Moran, C. y Jennings, A. (1995) 134 tibial shaft fractures managed with the Dynamic Axial Fixator. *Acta Orthop Scand*, 66, 271-274.
- Christie, J. (1980) Surgical heat injury of bone. *Injury*, 13, 188-190.
- Churches, A. y Howlett, C. (1981) The response of mature cortical bone to controlled time-varying loading. En: Cowin, S. (Ed.) *Mechanical properties of bone*. New York: American society of mechanical engineers publication, 69-80.



- C** Churches, A., Tanner, K. y Harris, J. (1985 a) The Oxford External Fixator: fixator stiffness and the effects of bone pin loosening. *Eng Med*, 14, 3-11.
- Churches, A., Tanner, K., Evans, M. y Gwillim, J. (1985 b) Fracture healing assessment with external fixation. *Eng Med*, 14, 13-20.
- Churches, A., Tanner, K. y Harris, J. (1985 c) An engineering evaluation of the Oxford external fixator with sliding clamps: fixator stiffness and fracture healing assessment. *Eng Med*, 14, 21-29.
- Clasper, J., Parker, S., Simpson, A. y Watkins, P. (1999) Contamination of medullary canal following pin-tract infection. *J Orthop Res*, 17, 947-952.
- Coates, J. (1957) *Orthopedic surgery in the mediterranean theater of operations*, Washington, D.C.: Office of the surgeon general department of the army.
- Codivilla, A. (1905) On the means of lengthening, in the lower limbs, the muscles and tissues which are shortened through deformity. *Am J Orthop Surg*, 2, 353-369.
- Coleman, S. y Noonan, K. (1967) Anderson's method of tibial-lengthening by percutaneous osteotomy and gradual distraction. Experience with thirty-one cases. *J Bone Joint Surg Am*, 49, 263-279.
- Coleman, S. y Stevens, P. (1978) Tibial lengthening. *Clin Orthop*, 136, 92-104.
- Coleman, S. y Scott, S. (1991) The present attitude toward the biology and technology of limb lengthening. *Clin Orthop*, 264, 76-83.
- Collinge, C., Goll, G., Seligson, D. y Easley, K. (1994) Pin tract infections: silver vs uncoated pins. *Orthopedics*, 17, 445-448.
- Colton, C. (1992) The history of fracture treatment. En: Browner, B., Jupiter, J., Levine, A. y Trafton, P. (Eds.) *Skeletal trauma*. Philadelphia: WB Saunders Company, 3-30.
- Compere, E. (1936) Indications for and against the leg-lengthening operations. *J Bone Joint Surg*, 18, 692-705.
- Conn, H. (1931) The internal fixation of fractures. *J Bone Joint Surg*, 13, 261-268.
- Cook, S.D., Thomas, K.A., Kay, J.F. y Jarcho, M. (1988 a) Hydroxyapatite-coated porous titanium for use as an orthopedic biologic attachment system. *Clin Orthop*, 230, 303-312.
- Cook, S.D., Thomas, K.A., Kay, J.F. y Jarcho, M. (1988 b) Hydroxyapatite-coated titanium for orthopedic implant applications. *Clin Orthop*, 232, 225-243.
- Cook, S.D., Thomas, K.A. y Kay, J.F. (1991) Experimental coating defects in hydroxylapatite-coated implants. *Clin Orthop*, 265, 280-290.
- Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (1989) *External fixation and functional bracing*. London: Orthotext.

- Cornelissen, M., Burny, F., Van der Perre, G. y Donkerwolcke, M. (1984) Standardized method to measure the fixation quality of a pin. *Orthopedics*, 7, 623-626. **C**
- Court-Brown, C. (1996) Fractura abiertas de tibia. En: Court-Brown, C., McQueen, M. y Quaba, A. (Eds.) *Tratamiento de las fracturas abiertas*. Barcelona: Edika Med, 69-92.
- Crile, D. (1919) Fracture of the femur: a method of holding the fragments in difficult cases. *Br J Surg*, 6, 458-462.
- D'Antonio, J.A., Capello, W.N. y Jaffe, W.L. (1993) Hydroxylapatite-coated hip implants: A multicenter study with three-year minimum follow-up. En: Geesink, R.C. y Manley, M.T. (Eds.) *Hydroxylapatite coatings in orthopaedic surgery*. New York: Raven Press, 209-226. **D**
- Dahl, M.T. y Fischer, D.A. (1991) Lower extremity lengthening by Wagner's method and by callus distraction. *Orthop Clin North Am*, 22, 643-649.
- Dahl, M., Gulli, B. y Berg, T. (1994) Complications of limb lengthening. A learning curve. *Clin Orthop*, 301, 10-18.
- Dal Monte, A. y Donzelli, O. (1987) Tibial lengthening according to Ilizarov in congenital hypoplasia of the leg. *J Pediatr Orthop*, 7, 135-138.
- Dal Monte, A. y Donzelli, O. (1988) Comparison of different methods of leg lengthening. *J Pediatr Orthop*, 8, 62-64.
- Danzinger, M., Kumar, A. y DeWesse, J. (1995) Fractures after femoral lengthening using the Ilizarov method. *J Pediatr Orthop*, 15, 220-223.
- Dávid, A. Pommer, J., Eitenmüller, J. y Muhr G. (1993) Der Einfluß der Hydroxylapatit-Beschichtung von AO/ASIF-Schrauben auf die Haftfestigkeit im Knochen. *Unfallchirurg*, 96, 12-17.
- Dávid, A. Pommer, J., Eitenmüller, J., Muhr G. y Hahn, M.P. (1994) Tierexperimentelle Untersuchung zur Haftfestigkeit von Hydroxylapatit-beschichteten AO/ASIF-Schanz-Schrauben für den Fixateur externe. *Unfallchirurg*, 97, 391-398.
- David, A., Eitenmuller, J., Muhr, G., Pommer, A., Bar, H.F., Ostermann, P.A. y Schildhauer, T.A. (1995) Mechanical and histological evaluation of hydroxyapatite-coated, titanium-coated and grit-blasted surfaces under weight-bearing conditions. *Arch Orthop Trauma Surg*, 114, 112-118.
- De Bastiani, G., Aldegheri, R. y Renzi Brivio, L. (1984) The treatment of fractures with a Dynamic Axial Fixator. *J Bone Joint Surg Br*, 66, 538-545.
- De Bastiani, G., Aldegheri, R., Brivio, L. y Trivella, G. (1986) Chondrodiatasis-controlled symmetrical distraction of the epiphyseal plate. *J Bone Joint Surg Br*, 68, 550-556.
- De Bastiani, G., Aldegheri, R., Renzi Brivio, L. y Trivella, G. (1987) Limb lengthening by callus distraction (callotasis). *J Pediatr Orthop*, 7, 129-134.
- De Bastiani, G., Aldegheri, R., Renzi Brivio, L. y Trivella, G. (1989 a) Dynamic axial external fixation. *Automedica*, 10, 235-272.

- D** De Bastiani, G., Renzi Brivio, L. y Lavini, F. (1989 b) Chondrodiatasis and callotasis. En: Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) External fixation and functional bracing. London: Orthotext, 321-327.
- De Courtivron, B., Bonnard, C., Glorion, F. y Glorion, B. (1993) A comparative evaluation of the Ilizarov and De Bastiani methods for lengthening the lower limbs in children and adolescents: results and psychological implications. Supplement to International Journal of Orthopaedic Trauma, 3, 80-83.
- De Pablos, J. y Cañadell, J. (1990) Methods of bone lengthening and their applications, Pamplona: Servicio de publicaciones de la Universidad de Navarra, S.A.
- Delgado, A., González, E., Imízcoz, J.L., San Julián, M. y Bueno, M. (1971) Displasias fisarias por fallo del cartílago proliferante: acondroplasia e hipocondroplasia. Rev Med Univ Navarra, 15, 101-116.
- Derbyshire, N. y Simpson, A. (1992) A role for ultrasound in limb lengthening. Br J Radiol, 65, 576-580.
- Diachkova, G.V. (1997) Radiographic and anatomic parallels in the assessment of soft tissue during limb elongation with the Ilizarov method. Bull Hosp Jt Dis, 56, 26-33.
- Dietz, F.R. (1996) Transtornos genéticos y displasias esqueléticas. En: American Academy of Orthopaedic Surgeons, (Ed.) Actualizaciones en Cirugía Ortopédica y Traumatología, 5 ed. Barcelona: Masson S.A, 187-199.
- Dikson, F. y Diveley, R. (1932) A new apparatus for the lengthening of legs. J Bone Joint Surg, 14, 194-196.
- Doyle, J., Hayes, P. y Fenlon, G. (1988) Experimental analysis of effects of pin pretensioning on external fixator rigidity. Arch Orthop Trauma Surg, 107, 377-380.
- Drennan, J. (1983) Orthopaedic management of neuromuscular disorders. Philadelphia: L.B. Lippincot Company.
- Drijber, F., Finlay, J. y Dempsey, A. (1992) Evaluation of linear finite-element analysis models' assumptions for external fixation devices. J Biomech, 25, 849-855.
- Dwyer, J., Owen, P., Evans, G., Kuiper, J. y Richardson, J. (1996) Stiffness measurements to assess healing during leg lengthening. J Bone Joint Surg Br, 78, 286-289.
- E** Edwards, C., Simmons, M., Browner, B. y Weigel, M. (1988) Severe open tibial fractures. Results treating 202 injuries with external fixation. Clin Orthop, 230, 98-115.
- Edwards, D., Bickerstaff, D. y Bell, M. (1994) Periosteal stripping in achondroplastic children, little effect on limb length in 10 cases. Acta Orthop Scand, 65, 333-334.
- Egan, J. y Shearer, J. (1987) Behaviour of an external fixation frame. Incorporating an angular separation of the fixator pins. A finite element approach. Clin Orthop, 223, 265-274.

- Egger, E., Histan, M., Blass, C. y Powers, B. (1986) Effect of fixation pin insertion on the bone-pin interface. *Vet Surg*, 15, 246-252. **E**
- Eggl, P., Müller, W. y Schenk, R. (1988) Porous hydroxyapatite and tricalcium phosphate cylinders with two different pore size ranges implanted in the cancellous bone of rabbits. A comparative histomorphometric and histologic study of bony ingrowth and implant substitution. *Clin Orthop*, 232, 127-138.
- Egkher, E. (1985) Theoretische und experimentelle studien zur technologie der externen knochenbruchstabilisierung. *Wien Klin Wochenschr Suppl*, 158, 1-19.
- Eldridge, J. y Bell, D. (1991) Problems with substantial limb lengthening. *Orthop Clin North Am*, 22, 625-631.
- Ensley, N., Green, N. y Barnes, W. (1993) Femoral lengthening with Barnes device. *J Pediatr Orthop*, 13, 57-62.
- Epinette, J. (1999 a) HA-coated hip implants: a 10 year follow-up. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 83-85.
- Epinette, J. (1999 b) Hydroxyapatite and deep infection in hip arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 99-102.
- Epinette, J. (1999 c) Hydroxyapatite in knee arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 115-118.
- Evans, M., Spencer, M., Wang, Q., White, S. y Cunningham, J. (1990) Design and testing of external fixator bone screws. *J Biomed Eng*, 12, 457-462.
- Eyres, K., Bell, M. y Kanis, J. (1993) New bone formation during leg lengthening. *J Bone Joint Surg Br*, 75, 96-106.
- Eyres, K., Saleh, M. y Kanis, J. (1996) Effect of pulsed electromagnetic fields on bone formation and bone loss during limb lengthening. *Bone*, 18, 505-509.
- Faber, F., Keessen, W. y van Roermund, P. (1991) Complications of leg lengthening. 46 procedures in 28 patients. *Acta Orthop Scand*, 62, 327-332. **F**
- Felländer, M. (1963) Treatment of fractures and pseudarthroses of the long bones by Hoffmann's transfixation method (osteotaxis). *Acta Orthop Scand*, 33, 132-150.
- Finlay, J., Moroz, T., Rorabeck, C., Davey, J. y Bourne, R. (1987) Stability of ten configurations of the Hoffmann external fixation frame. *J Bone Joint Surg Am*, 69, 734-744.
- Firoozbakhsh, K., DeCoster, T. and Moneim, M. (1991) Bone screw design. En: Combined Meeting of the Orthopaedic Research Societies of USA, JAPAN and CANADA. 21-23 Oct. Banff, Alberta, 222.
- Fischgrund, J., Paley, D. y Suter, C. (1994) Variables affecting time to bone healing during limb lengthening. *Clin Orthop*, 301, 31-37.

- F** Fitzsimmons, M., Hankin, F. y Falahee, M. (1988) Skin protection during external fixation frame pin insertion: an alternative method. *J Trauma*, 28, 1676-1677.
- Fleming, B., Paley, D., Kristiansen, T. y Pope, M. (1989) A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop*, 241, 95-105.
- Forriol, F., Iglesias, A., Arias, Aquerreta, D. y Cañadell, J. (1999) Relationship between radiologic morphology of the bone lengthening and its complications. *J Pediatr Orthop*, 8, 292-298.
- Francomano, C. (1995) Clinical implications of basic research. The genetic basis of dwarfism. *N Engl J Med*, 332, 58-59.
- Franke, J., Hein, G., Simon y Hauch, S. (1990) Comparison of distraction epiphyseolysis and partial metaphyseal corticotomy in leg lengthening. *Int Orthop*, 14, 405-413.
- Franke, J. (1996) Psychological complications of short stature in childhood. Some implications of the role of visual comparisons in normal and pathological development. *Psychoanal Study Child*, 51P, 455-474.
- Frankel, V. y Burnstein, A. (1973) *Biomecánica ortopédica*. Barcelona: Jims.
- Frayssinet, P., Vidalain, J., Ranz, X., Cartillier, J. y Rouquet, N. (1999) Hydroxyapatite particle migration. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 95-98.
- Freeman, L. (1913) The external bone clamp versus the internal bone plate in the operative treatment of fractures. *JAMA*, 61, 930-932.
- Friedman, R.J. (1992) Advances in biomaterials and factors affecting implant fixation. *Instr Course Lect*, 41, 127-136.
- Frierson, M., Ibrahim, K., Boles, M., Bote, H. y Ganey, T. (1994) Distraction osteogenesis. A comparison of corticotomy techniques. *Clin Orthop*, 301, 19-24.
- Furlong, R. (1998) The application and clinical behaviour of hydroxyapatite ceramic in prosthetic coatings. *J Bone Joint Surg Br*, 80, 31-32.
- Furlong, R.J. y Osborn, J.F. (1991) Fixation of hip prostheses by hydroxyapatite ceramic coatings. *J Bone Joint Surg Br*, 73, 741-745.
- G** Gabriel, K., Russell, J., Crawford, A. y Roy, D. (1995) Femoral lengthening in patients having abnormal ipsilateral hip or knee. *Orthopedics*, 18, 437-444.
- Galardi, G., Comi, G., Lozza, L., Marchettini, P., Novarina, M., Facchini, R. y Paronzini, A. (1990) Peripheral nerve damage during limb lengthening. Neurophysiology in five cases of bilateral tibial lengthening. *J Bone Joint Surg Br*, 72, 121-124.
- Ganel, A., Horoszowski, H., Kamhin, M. y Farine, I. (1979) Leg lengthening in achondroplastic children. *Clin Orthop*, 144, 194-197.
- Ganel, A. y Horoszowski, H. (1996) Limb lengthening in children with achondroplasia. Differences based on Gender. *Clin Orthop*, 332, 179-183.

- Garagorri, J. (1992) Hipocrecimiento: metodología diagnóstica. *An Esp Pediatr*, 36, 41-55. G
- García-Pérez, A. (1991) Infecciones de la piel: manifestaciones cutáneas de las enfermedades infecciosas. En: Perea Pérez, E. (Ed.) *Enfermedades infecciosas*, Barcelona: Doyma.
- García-Cimbrelo, E., Olsen, B., Ruíz-Yagüe, M., Fernández-Baíllo, N. y Munuera-Martínez, L. (1993) Ilizarov technique. Results and difficulties. *Clin Orthop*, 283, 116-123.
- Geesink, R., de Groot, K. y Klein, C.P. (1987) Chemical implant fixation using hydroxyl-apatite coatings. The development of a human total hip prosthesis for chemical fixation to bone using hydroxyl-apatite coatings on titanium substrates. *Clin Orthop*, 225, 147-170.
- Geesink, R.G., de-Groot, K. y Klein, C.P. (1988) Bonding of bone to apatite-coated implants. *J Bone Joint Surg Br*, 70, 17-22.
- Geesink, R.G. (1989) Experimental and clinical experience with hydroxyapatite-coated hip implants. *Orthopedics*, 12, 1239-1242.
- Geesink, R.G.T. (1993) Hidroxilapatite-coated total hip replacement: five year clinical and radiological results. En: Geesink, R.G.T. y Manley, M.T. (Eds.) *Hydroxylapatite coatings in orthopaedic surgery*. New York: Raven Press, Ltd., 171-208.
- Geesink, R.G. y Hoefnagels, N.H. (1995) Six-year results of hydroxyapatite-coated total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 77, 534-547.
- Ghoneem, H., Wright, J., Cole, W. y Rang, M. (1996) The Ilizarov method for correction of complex deformities. Psychological and functional outcomes. *J Bone Joint Surg Am*, 78, 1480-1485.
- Gilbert, D., Moellering, R. y Sande, M. (1999) *The Sanford guide to antimicrobial therapy*, 29 ed. Hyde Park: Antimicrobial Therapy Inc.
- Ginebreda, I., Gairi, J., Vicens, E. y Vilarrubias, J. (1992) Posibilidades quirúrgicas en el tratamiento de la talla baja. *An Esp Pediatr*, 36, 135-153.
- Glorion, C., Pouliquen, J., Langlais, J., Ceolin, J. y Kassis, B. (1996) Femoral lengthening using the callotasis method: study of the complications in a series of 70 cases in children and adolescents. *J Pediatr Orthop*, 16, 161-167.
- Gomez-Prat, A. (1998) Estudio del raquis lumbar tras los alargamientos femorales en los acondroplásicos. Tesis doctoral. Universitat Autònoma de Barcelona.
- Gonzalez-Vergaz, A. y Perez-Jurado, L.A. (1992) Hipocrecimiento: concepto y clasificación. *An Esp Pediatr*, 36, 35-39.
- Gonzalez-Viejo, M., De Pablos, J., González-Herranz, P., Bueno, M., Parreño-Rodríguez, J., De Oro, N. y Sainz-Rojo, A. (1995) Guía de práctica clínica sobre el tratamiento quirúrgico de los pacientes de talla baja. Madrid: Instituto Nacional de la Salud.
- Goodship, A. y Kenwright, J. (1985) The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br*, 67, 650-655.

- G** Gordon, J., Kelly-Hahn, J., Carpenter, C. y Schoenecker, P. (2000) Pin site care during external fixation in children: results of a nihilistic approach. *J Pediatr Orthop*, 20, 163-165.
- Gordon, M., Crouthamel, C., Post, E. y Richman, R. (1982) Psychosocial aspects of constitutional short stature: social competence, behavior problems, self-esteem, and family functioning. *J Pediatr Orthop*, 101, 477-480.
- Grant, A., Atar, D. y Lehman, W. (1992) Pin care using the Ilizarov apparatus: recommended treatment in Kurgan, Russia. *Bull Hosp Jt Dis*, 52, 18-20.
- Green, S. (1981) Complications of external skeletal fixation. Causes, prevention and treatment., Springfield: Charles C. Thomas Publisher.
- Green, S. (1982) Complications of external fixation. En: Uthoff, H. (Ed.) Current concepts of external fixation of fractures. Berlin: Springer-Verlag, 43-52.
- Green, S. (1983) Complications of external skeletal fixation. *Clin Orthop*, 180, 109-116.
- Green, S. y Ripley, M. (1984) Chronic osteomyelitis in pin tracks. *J Bone Joint Surg Am*, 66, 1092-1098.
- Green, S. (1990) Complications of pin and wire external fixation. *Instr Course Lect*, 39, 219-228.
- Green, S. (1991) The Ilizarov method: Rancho technique. *Orthop Clin North Am*, 22, 677-688.
- Green, S., Harris, N., Wall, D., Ishkanian, J. y Marinov, H. (1992) The rancho mounting technique for the Ilizarov method. A preliminary report. *Clin Orthop*, 280, 104-116.
- Green, S. y Gibbs, P. (1994 a) The relationship of angulation to translation in fracture deformities. *J Bone Joint Surg Am*, 76, 390-397.
- Green, S. y Green, H. (1994 b) The influence of radiographic projection on the appearance of deformities. *Orthop Clin North Am*, 25, 467-475.
- Green, S. (1997) Patient management during limb lengthening. *Instr Course Lect*, 46, 547-554.
- Gristina, A. y Costerton, J. (1985) Bacterial adherence to biomaterials and tissue. The significance of its role in clinical sepsis. *J Bone Joint Surg Am*, 67, 264-273.
- Gristina, A., Naylor, P. y Webb, L. (1990) Molecular mechanisms in musculoskeletal sepsis: the race for the surface. *Instr Course Lect*, 39, 471
- Guichet, J. y Casar, R. (1997) Mechanical characterization of a totally intramedullary gradual elongation nail. *Clin Orthop*, 337, 281-290.
- H** Haboush, E. y Finkelstein, H. (1932) Leg lengthening with new stabilizing apparatus. *J Bone Joint Surg*, 14, 807-821.
- Haider, T. y Stanek, G. (1992) Otitis externa in tropical diving and swimming. *Wien Klin Wochenschr*, 104, 39-41.

- Hall, B.D. (1992) Approach to skeletal dysplasia. *Pediatr Clin North Am*, 39, 279-305. H
- Halsey, D., Fleming, B., Pope, M., Krag, M. y Kristiansen, T. (1992) External fixator pin design. *Clin Orthop*, 278, 305-312.
- Hamanishi, C., Yosii, T. y Tanaka, S. (1994) Maturation of the distracted callus. Sonographic observations in rabbits applied to patients. *Acta Orthop Scand*, 65, 335-338.
- Hamdy, R., Walsh, W., Olmedo, M., Wallach, M. y hrlich, M. (1995) Correlation between ultrasound imaging and mechanical and physical properties of lengthened bone: an experimental study in a canine model. *J Pediatr Orthop*, 15, 206-211.
- Hardy, N., Burny, F. y Deutsch, G. (1984) Pin tract histological study. Preliminary clinical investigations. *Orthopedics*, 7, 616-618.
- Harkess, J.W. y Ramsey, W.C. (1996) Principles of fractures and dislocations. En: Rockwood, C.A., Green, D.P., Bucholz, R.W. y Heckman, J.D. (Eds.) *Rockwood and Green's Fractures in Adults*, 4 ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 3-120.
- Harp, J., Aronson, J. y Hollis, M. (1994) Noninvasive determination of bone stiffness for distraction osteogenesis by quantitative computed tomography scans. *Clin Orthop*, 301, 42-48.
- Harris, J., Evans, M. y Kenwright, J. (1981) Safe stress levels at the screw interface of an external fixator for long bones fractures. En: Stokes, I. (Ed.) *Mechanical factors and the skeleton* London: Libbey, 106-112.
- Haynes, H. (1939) Treating fractures by skeletal fixation of the individual bone. *South Med J*, 32, 720-724.
- Herzenberg, J., Scheufele, L., Paley, D., Bechtel, R. y Tepper, S. (1994) Knee range of motion in isolated femoral lengthening. *Clin Orthop*, 301, 49-54.
- Hintz, R.L. y Werther, G.A. (1987) *Transtornos del crecimiento*. Barcelona: Ancora S.A.
- Hoffmann, R. (1938) "Rotules à os" pour la "réduction dirigée, non sanglante, des fractures ("Ostéotaxis"). *Helvetica medica acta*, 6, 844-850.
- Hoffmann, R. (1961) *Osteotaxis. Guide technique et clinique*. Geneve: Jaquet Frères.
- Holmes, R.E., Bucholz, R.W. y Mooney, V. (1986) Porous hydroxyapatite as a bone graft substitute in diaphyseal defects: a histometric study. *J Bone Joint Surg Am*, 68, 904-911.
- Hrutkay, J. y Eilert, R. (1990) Operative lengthening of the lower extremity and associated psychological aspects: The children's Hospital experience. *J Pediatr Orthop*, 10, 373-377.
- Hughes, T.H., Mafulli, N., Green, V. y Fixsen, J.A. (1994) Imaging in bone lengthening. A review. *Clin Orthop*, 308, 50-53.
- Huiskes, R., Chao, E.Y. y Crippen, T. (1985) Parametric analyses of pin-bone stresses in external fracture fixation devices. *J Orthop Res*, 3, 341-349.



- H** Humphry, R. (1917) The treatment of septic gunshot fractures of the long bones by means of a steel extension appliance. *Practitioner*, 467-476.
- Hunter, A., Hecht, J. y Scott, C. (1996) Standard weight for height curves in achondroplasia. *Am J Med Genet*, 62, 255-261.
- Hyldahl, C., Pearson, S., Tepic, S. y Perren, S. (1991) Induction and prevention of pin loosening in external fixation: an in vivo study on sheep tibiae. *J Orthop Trauma*, 5, 485-492.
- I** Iglesias-Castañón, A. (1994) Análisis evolutivo de la morfología radiológica del callo de elongación. Tesis doctoral. Universidad de Navarra. Pamplona.
- Ilizarov, G. (1988) The principles of the Ilizarov method. *Bull Hosp Jt Dis*, 48, 1-11.
- Ilizarov, G. (1989) Experimental studies of bone elongation. En: Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) *External fixation and functional bracing*. London: Orthotext, 375-379.
- International Nomenclature of Constitutional Disorders of Bone (última actualización: 19 Feb. 2000) (csmc.edu) Skeletal Dysplasia Registry. Cedars-Sinai Medical Center. Dirección URL: <http://www.csmc.edu/genetics/skeldys/nomenclature.html> (visitado en Mar. 2001).
- J** Jaffe, W. y Scott, B. (1996) Current concepts review. Total hip arthroplasty with hydroxyapatite-coated prostheses. *J Bone Joint Surg Am*, 78, 1918-1934.
- Jarcho, M. (1981) Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin Orthop*, 157, 259-278.
- Johnson, H. y Stovall, S. (1950) External fixation of fractures. *J Bone Joint Surg Am*, 32, 466-467.
- Johnson, R. y Lyford, J. (1944) The use of the Haynes skeletal-fixation apparatus in definitive orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg*, 36, 475-482.
- Johnson, W. y Fischer, D.A. (1983) Skeletal stabilization with a multiplane external fixation device. Biomechanical evaluation and finite element model. *Clin Orthop*, 180, 34-43.
- Joly, J. (1933) Présentation d'un instrument d'ostéosynthèse. En: 42 Congrès français de chirurgie, Octubre, 772-780.
- Jones-Walton, P. (1988) Effects of pin care on pin reactions in adults with extremity fracture treated with skeletal traction and external fixation. *Orthopaedic nursing*, 7, 29-33.
- Jones, D. y Moseley, C. (1985) Subluxation of the knee as a complication of femoral lengthening by the wagner technique. *J Bone Joint Surg Br*, 67, 33-35.
- Juvara, M. (1922) Traitement ostéosynthétique des fractures des diaphyses par le fixateur externe et la ligature. En: Faure, J., Savariaud, M. y Ombredanne, L. (Eds.) *Bulletins et Mémoires de la Société de Chirurgie de Paris*. París: Masson et cie, éditeurs, 24-36.
- K** Kaplan, F.S., Hayes, W., Keaveny, T., Boskey, A., Einhorn, T. y Iannotti, J. (1997) Forma y función del hueso. En: Simon, S.R. (Ed.) *Ciencias básicas en ortopedia*. America Academy of Orthopaedic Surgeons, 135-191.
- Karaharju, E. y Aalto, K. (1983) The deformation of external fixation devices during loading. *Int Orthop*, 7, 179-183.

- Karger, C., Guille, J. y Bowen, J. (1993) Lengthening of congenital lower limb deficiencies. *Clin Orthop*, 291, 236-245.
- Karnezis, I., Miles, A., Cunningham, J. y Learmonth, I. (1999) Axial preload in external fixator half-pins: a preliminary mechanical study of an experimental bone anchorage system. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14, 69-73.
- Karrholm, J., Malchau, H., Snorrason, F. y Herberts, P. (1994) Micromotion of femoral stems in total hip arthroplasty. A randomized study of cemented, hydroxyapatite-coated, and porous-coated stems with roentgen stereophotogrammetric analysis. *J Bone Joint Surg Am*, 76, 1692-1705.
- Kasman, R. y Chao, E.Y. (1984) Fatigue performance of external fixator pins. *J Orthop Res*, 2, 377-384.
- Kasperk, C., Ewers, R., Simons, B. y Kasperk, R. (1990) Hidroxiapatita derivada de algas (ficógena). Un estudio comparativo(1). *Av Period*, 2, 11-23.
- Kasser, J. (Ed.) (1996) *Orthopaedic knowledge update*, 5 ed. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS).
- Kaufmann, H. (1976) Classification of the skeletal dysplasias and the radiologic approach to their differentiation. *Clin Orthop*, 114, 12-17.
- Kawamura, B., Hosono, S., Takahashi, T., Yano, T., Kobayashi, Y., Shibata, N. y Shinoda, Y. (1968) Limb lengthening by means of subcutaneous osteotomy. Experimental and clinical studies. *J Bone Joint Surg Am*, 50, 851-878.
- Kay, J.F. y Cook, S.D. (1993) Biologic profile of calcium-phosphate coatinga. En: Geesink, R.G.T. y Manley, M.T. (Eds.) *Hydroxylapatite coatings in orthopaedic surgery*. New York: Raven Press, Ltd., 89-106.
- Kay, M., Roe, S., Stikeleather, L., Mahmoud, A. y Abrams, C. (1998) Axial vibration of threaded external fixation pins: detection of pin loosening. *Ann Biomed Eng*, 26, 361-368.
- Kay, P., Ross, E. y Powell, E. (1989) Development and clinical application of an external fixator monitoring system. *J Biomed Eng*, 11, 240-244.
- Keetley, C. (1893 a) Prevention of shortening and other forms of mal-union after fracture. *Lancet*, Jun., 10, 1377-1379.
- Keetley, C. (1893 b) A new method of treating oblique fractures of the femur without shortening. *Lancet*, Feb., 18, 361
- Kempson, G. y Campbell, D. (1981) The comparative stiffness of external fixation frames. *Injury*, 12, 297-304.
- Kenwright, J. y White, S. (1993) A historical review of limb lengthening and bone transport. *Injury*, 24, 9-19.

- K** Kester, M., Manley, M.T., Taylor, S.K. y Cohen, R. (1991) Influence of thickness on the mechanical properties and bond strength of HA coatings applied to orthopaedic implants. En: 37th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society. 4-7 Mar. Anaheim, California, 95.
- Key, J. (1932) Positive pressure in arthrodesis for tuberculosis of the knee joint. *South Med J*, 25, 909-915.
- Kitsugi, T., Yamamuro, T., Takeuchi, H. y Ono, M. (1988) Bonding behavior of three types of hydroxyapatite with different sintering temperatures implanted in bone. *Clin Orthop*, 234, 280-290.
- Klapp, F. (1993) Precursors of the Ilizarov technique. *Injury*, Supl.2, 28
- Kleining, R. y Hierholzer, G. (1976) Biomechanische untersuchung zur osteosynthese mit dem fixateur extern. *Acta Trauma*, 6, 71-76.
- Klip, E. y Bosma, R. (1978) Investigations into the mechanical behaviour of bone-pin connections. *Eng Med*, 7, 43-46.
- Kojimoto, H., Yasui, N., Goto, T., Matsuda, S. y Shimomura, Y. (1989) Experimental studies. En: Combs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) *External fixation and functional bracing*. London: Orthotext, 317-320.
- Krag, M., Beynnon, B., Pope, M., Frymoyer, J., Haugh, L. y Weaver, D. (1986) An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar, or lumbosacral spine. *Clin Orthop*, 203, 75-98.
- Kristiansen, T., Fleming, B., Neale, G., Reinecke, S. y Pope, M. (1987) Comparative study of fracture gap motion in external fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2, 191-195.
- L** Lambotte, M. (1902) Nouveau fixateur pour la suture osseuse, et suture sous-cutanée des os. *Journal de Chirurgie et Annales de la Societe Belge de Chirurgie*, 10, 91-100.
- Lambotte, M. (1912) The operative treatment of fractures. *Precis of technique*. *The British Medical Journal*, 2, 1530
- Lapresle, P. y Missenard, G. (1995) Hydroxylapatite-coated Diapason screws: first clinical report. *J Spinal Disord*, 8 Suppl 1, S31-S39
- Laurent, P. (1999) Total cementless knee prosthesis with hydroxyapatite coating: results with the Aliénor prosthesis after more than 6 years. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 119-121.
- Lavini, F., Renzi Brivio, L. y De Bastiani, G. (1990) Psychologic, vascular, and physiologic aspects of lower limb lengthening in achondroplastics. *Clin Orthop*, 250, 138-142.
- Lavini, F., Renzi Brivio, L. y Leso, P. (1994) Biomechanical factors in designing screws for the Orthofix system. *Clin Orthop*, 308, 63-67.
- Lawes, T. y Goodship, A. (1997) Cortical profile external fixation screws maintain torque in the metaphysis. *J Bone Joint Surg Br*, 79, 370-370.

- Lazo-Zbikowski, J., Aguilar, F., Mozo, F., González-Buendía, R., Baquerizo, A. y Lazo, J. (1980) Biocompresión. Un principio diferente en el tratamiento de las fracturas. *Rev Ortop Traum*, 24, 1-12.
- Lazo-Zbikowski, J., Aguilar, F., Mozo, F., González-Buendía, R. y Lazo, J. (1986) Biocompression external fixation. Sliding external osteosynthesis. *Clin Orthop*, 206, 169-184.
- Leg lengthening in achondroplasia (1988). *Lancet*, 7, 1032
- Lehman, W., Grant, A. y Atar, D. (1991) Preventing and overcoming equinus contractures during lengthening of the tibia. *Orthop Clin North Am*, 22, 633-641.
- Leong, J., Ma, R., Clark, J., Cornixh, L. y Yau, A. (1979) Viscoelastic behaviour of tissue in leg lengthening by distraction. *Clin Orthop*, 139, 102-109
- Lewis, K., Breidenbach, M. y Stader, O. (1942) The Stader reduction splint for treating fractures of the shafts of the long bones. *Ann Surg*, 116, 632
- Leyes, M. (1996) Analisis y prevención de las desviaciones axiales en las elongaciones de las extremidades inferiores. Tesis doctoral. Universidad de Navarra. Pamplona.
- Leyes, M., Noonan, K., Forriol, F. y Cañadell, J. (1998 a) Statistical analysis of axial deformity during distraction osteogenesis of the tibia. *J Pediatr Orthop*, 18, 190-197.
- Leyes, M., Noonan, K., Forriol, F. y Cañadell, J. (1998 b) ¿Por qué se angulan las tibias en las elongaciones?. *Biomecánica*, 6, 15-22.
- Litsky, A. y Spector, M. (1997) Biomateriales. En: Simon, SR. (Ed.) Ciencias básicas en ortopedia. *America Academy of Orthopaedic Surgeons*, 459-499.
- Little People of America (última actualización 2000) ([lpaonline.org](http://lpaonline.org)). Dirección URL: [http://www.lpaonline.org/resources\\_faq.html](http://www.lpaonline.org/resources_faq.html) (visitado Feb. 2001).
- Liu, J., Lai, K. y Chou, Y. (1995) Strength of the pin-bone interface of external fixation pins in the iliac crest. A biomechanical study. *Clin Orthop*, 310, 237-244.
- Lokietek, W., Legaye, J. y Lokietek, J. (1991) Contributing factors for osteogenesis in children's limb lengthening. *J Pediatr Orthop*, 11, 452-458.
- López-Sastre, A., Val-Bernal, J., Gonzalo-Orden, J., Gorrochategui-Sánchez, I., Buelta-Carrillo, L. y López-Sastre, A. (1997) La influencia del revestimiento de hidroxiapatita y de biovidrio en la osteointegración de implantes de titanio. *Rev Ortop Traum*, 41, 173-181.
- Luna-González, F., Moro-Robledo, J., De la Varga-Salto, V. y Queipo de Llano-Giménez, E. (1996) Alargamiento de miembros inferiores con el fijador Lazo-Cañadell. *Rev Ortop Traum*, 40, 3-7.
- Lyons, V., Henry, S., Fagrhi, M. y Seligson, D. (1992) Bacterial adherence to plain and tobramycin-laden polymethylmethacrylate beads. *Clin Orthop*, 278, 260-264.

- M** Mafulli, N., Biol, M. y Fixsen, J.A. (1995) Muscular strength after callotaxis limb lengthening. *J Pediatr Orthop*, 15, 212-216.
- Magyar, G., Toksvig, L.S. y Moroni, A. (1997) Hydroxyapatite coating of threaded pins enhances fixation. *J Bone Joint Surg Br*, 79, 487-489.
- Mahan, J., Seligson, D., Henry, S., Hynes, P. y Dobbins, J. (1991) Factors in pin tract infections. *Orthopedics*, 14, 305-308.
- Mahoney, C. (1987) Evaluating the child with short stature. *Pediatr Clin North Am*, 34, 825-849.
- Makarov, M.R., Delgado, M.R., Birch, J.G. y Samchukov, M.L. (1996) Intraoperative SSEP monitoring during external fixation procedures in the lower extremities. *J Pediatr Orthop*, 16, 155-160.
- Makarov, M.R., Delgado, M.R., Birch, J.G. y Samchukov, M.L. (1997) Monitoring peripheral nerve function during external fixation of upper extremities. *J Pediatr Orthop*, 17, 663-667.
- Malgaigne, J. (1847) *Traité des fractures et des luxations*. París: J.B. Bailliere, Libraire de l'Académie Nationale de Médecine.
- Malgaigne, J. (1853) Considérations clinique sur les fractures de la rotule et leur traitement par les griffes. *Connaissances Médicales*, 9-12.
- Manley, M., Hurst, L., Hindes, R., Dee, R. y Chiang, F. (1984) Effects of low-modulus coating on pin-bone contact stresses in external fixation. *J Orthop Res*, 2, 385-392.
- Manley, M. (1993) Calcium phosphate biomaterials: a review of the literature. En: Geesink, R.G.T. y Manley, M.T. (Eds.) *Hydroxylapatite coatings in orthopaedic surgery*. New York: Raven Press, Ltd., 1-23.
- Mann, R. (1975) Biomechanics of the foot. En: American Academy of Orthopaedic Surgeons, (Ed.) *Atlas of Orthotics*, 2 ed. St. Louis.: C.V. Mosby, 121.
- Maresh, M. (1955) Linear growth of long bones of extremities from infancy through adolescence. *A.M.A. American Journal of Diseases of Children*, 89, 725-742.
- Markel, M. y Chao, E. (1993) Noninvasive monitoring techniques for quantitative description of callus mineral content and mechanical properties. *Clin Orthop*, 293, 37-45.
- Maroteaux, P. (1995) *Les maladies osseuses de l'enfant*, 3 ed. París: Flammarion Médecine-Sciences.
- Marsh, J., Nepola, J., Wuest, T., Osteen, D., Cox, K. y Oppenheim, W. (1991) Unilateral external fixation until healing with the dynamic axial fixator for severe open tibial fractures. *J Orthop Trauma*, 5, 341-348.
- Martin, R.B., Chapman, M.W., Sharkey, N.A., Zissimos, S.L., Bay, B. y Shors, E.C. (1993) Bone ingrowth and mechanical properties of coralline hydroxyapatite 1 yr after implantation. *Biomaterials*, 14, 341-348.

- Mastragostino, S., Boero, S., Carbone, M. y Marre, B.G. (1994) Allongement chirurgical chez les patients de petite taille. Indications, complications et résultats. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 80, 634-641.
- Matthews, L. y Hirsch, C. (1972) Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg Am*, 54, 297-308.
- Matthews, L., Green, C. y Goldstein, S. (1984) The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg Am*, 66, 1077-1083.
- Maurer, D., Merkow, R. y Gustilo, R. (1989) Infection after intramedullary nailing of severe open tibial fractures initially treated with external fixation. *J Bone Joint Surg Am*, 71, 835-838.
- McCarroll, H. (1950) Trials and tribulations in attempted femoral lengthening. *J Bone Joint Surg Am*, 32, 132-142.
- McCoy, M., Chao, E. y Kasman, R. (1983) Comparison of mechanical performance in four types of external fixators. *Clin Orthop*, 180, 23-33.
- McGraw, J. y Lim, E. (1988) Treatment of open tibial-shaft fractures. External fixation and secondary intramedullary nailing. *J Bone Joint Surg Am*, 70, 900-911.
- Mckellop, H., Llinás, A. y Sarmiento, A. (1994) Effects of tibial malalignment on the knee and ankle. *Orthop Clin North Am*, 25, 415-423.
- McPherson, E., Friedman, R.J. y Dorr, L.D. (1993) The APR-I experience with hydroxylapatite. En: Geesink, R.G.T. y Manley, M.T. (Eds.) *Hydroxylapatite coatings in orthopaedic surgery*. New York: Raven Press, 249-262.
- McPherson, E., Dorr, L.D., Gruen, T. y Saberi, M. (1995) Hydroxyapatite-coated proximal ingrowth femoral stems. A matched pair control study. *Clin Orthop*, 315, 223-330.
- Mears, D. (1979) History of external fixation. En: Brooker, A. y Edwards, C. (Eds.) *External fixation. The current state of art*. Baltimore: The Williams & Wilkins Company.
- Melendez, E. y Colón, C. (1989) Treatment of open tibial fractures with the Orthofix fixator. *Clin Orthop*, 241, 224-230
- Melton, L., Chao, E. y Lane, J. (1988) Biomechanical aspects of fractures. En: Riggs, B. y Melton, L. (Eds.) *Osteoporosis: Etiology, diagnosis and management*. New York: Raven Press, 111-131.
- Merle D'Aubigné, R. y Dubousset, J. (1971) Surgical correction of large length discrepancies in the lower extremities of children and adults. An analysis of twenty consecutive cases. *J Bone Joint Surg Am*, 53, 411-430.
- Meyrueis, J., Cazevane, A. y Cameli, M. (1987) Les fixateurs externes. Principes d'utilisation. En: Poitout, D. (Ed.) *Biomécanique orthopédique*. París: Masson, 350-360.
- Miller, L. y Bell, D. (1992) Management of congenital fibular deficiency by Ilizarov technique. *J Pediatr Orthop*, 12, 651-657.

- M** Minty, I., Mafulli, N., Hughes, T.H., Shaw, D.G. y Fixsen, J.A. (1994) Radiographic features of limb lengthening in children. *Acta Radiol*, 35, 555-559.
- Monticelli, G. y Spinelli, R.R. (1979) Allungamento degli arti con fissatori esterni mediante epifisiolisi distrazionale. En: Ricciardi, L. (Ed.) *Acta Giornate Italiane del Fissatore esterno.*, Venecia: Mestre.
- Monticelli, G. y Spinelli, R.R. (1981 a) Distraction epiphysiolysis as method of limb lengthening. I: Experimental study. *Clin Orthop*, 154, 254-261.
- Monticelli, G. y Spinelli, R.R. (1981 b) Distraction epiphysiolysis as method of limb lengthening.II: Morphologic investigations. *Clin Orthop*, 154, 262-273.
- Monticelli, G. y Spinelli, R.R. (1981 c) Distraction epiphysiolysis as method of limb lengthening.III: Clinical applications. *Clin Orthop*, 154, 274-285.
- Morberg, P. y Albrektsson, T. (1992) A histomorphometric and removal torque analysis of c.p. titanium implants inserted in reamed bone beds with and without acrylic cement. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 3, 170-174.
- Moreland, J.R., Bassett, L.W. y Hanker, G.J. (1987) Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J Bone Joint Surg Am*, 69, 745-749.
- Moroni, A., Caja, V.L., Eggar, E., Gottsauner-Wolf, F., Pezzuto, V., Rollo, G. y Chao, E. (1991) Porous titanium implants with and without hydroxyapatite coating: A biomechanical study. *Bioceramics*, 4, 335-342.
- Moroni, A., Caja, V.L., Egger, E., Gottsauner-Wolf, F., Trinchese, L., Rollo, G. y Chao, E.Y. (1992) Porous titanium implants with and without hydroxyapatite coating. En: Ravaglioli, A. y Krajewsky, A. (Eds.) *Bioceramics and the human body*. Barking: Elsevier Science Publishers, Ltd., 141.
- Moroni, A., Caja, V.L., Stea, S. y Visentin, M. (1993) Hydroxyapatite coated external fixation pins versus uncoated. *Bioceramics*, 6, 239-244.
- Moroni, A., Caja, V., Egger, E., Trichese, L. y Chao, E. (1994) Histomorphometry of hydroxiapatite coated and uncoated porous titanium bone implants. *Biomaterials*, 15, 926-930.
- Moroni, A., Falzarano, G., Giavaresi, G. y Zinghi, G. (1996 a) Hydroxyapatite coated external fixations pins vs uncoated pins in the treatment of tibial fractures: A comparative prospective study. En: 42nd Annual Meeting, Orthopaedic Research Society. 19-22 Sept. Atlanta, Georgia, 225.
- Moroni, A., Orienti, L., Stea, S. y Visentin, M. (1996 b) Improvement of the bone-pin interface with hydroxyapatite coating: an in vivo long-term experimental study. *J Orthop Trauma*, 10, 236-242.
- Moroni, A., Guzzardella, M., Toksvig-Larsen, S. y Gianini, S. (1997 a) A comparison between hydroxiapatite coated, titanium coated and uncoated external fixation tapered pins: an in vivo animal study.En: 3rd Congress of the EFORT. 24-27 Abr. Barcelona, 109-110.

- Moroni, A., Caja, V.L., Maltarello, M.C., Savarino, L., Marinelli, F., Stea, S., Visentin, M. y Giannini, S. (1997 b) Biomechanical, scanning electron microscopy, and microhardness analyses of the bone-pin interface in hydroxyapatite coated versus uncoated pins. *J Orthop Trauma*, 11, 154-161. **M**
- Moroni, A., Aspenberg, P., Toksvig-Larsen, Falzarano, G. y Gianini, S. (1998 a) Enhanced fixation with hydroxyapatite coated pins. *Clin Orthop*, 346, 171-177.
- Moroni, A., Toksvig, L.S., Maltarello, M.C., Orienti, L., Stea, S. y Giannini, S. (1998 b) A comparison of Hydroxyapatite-coated, titanium-coated, and uncoated tapered external-fixation pins. *J Bone Joint Surg Am*, 80, 547-554.
- Moroz, T., Finlay, J., Rorabeck, C. y Bourne, R. (1989) A comparison of the biomechanical stability of five external fixation devices. En: 13th International Conference on Hoffmann External Fixation. Rochester, 54.
- Morscher, E., Hefti, A. y Aebi, U. (1998) Severe osteolysis after third-body wear due to hydroxyapatite particles from acetabular cup coating. *J Bone Joint Surg Br*, 80, 267-272.
- Moseley, C. (1991) Leg lengthening: the historical perspective. *Orthop Clin North Am*, 22, 555-561.
- Moseley, F. (2001) Leg length discrepancy. En: Morrisy, R. y Weinstein, S. (Eds.) *Lovell and Winter's Pediatric Orthopaedics*, 5 ed. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, 1005-1050.
- Mount, M. (1993) Self-care to home care: the way forward. *Paediatric nursing*, 5, 20-23.
- Muñoz Gutierrez, J. (1999) Atlas de mediciones radiográficas en ortopedia y traumatología., México, D.F.: McGraw Hill Interamericana Editores.
- Naden, J. (1949) External skeletal fixation in the treatment of fractures of the tibia. *J Bone Joint Surg Am*, 31, 586-618. **N**
- Nakamura, K., Kurokawa, T., Matsushita, T., Ou, W., Okazaki, H. y Takahashi, M. (1996) Prevention equinus deformity during tibial lengthening. Comparison of passive stretching with an orthosis. *Int Orthop*, 20, 362
- Naudie, D., Hamdy, R., Fassier, F. y Duhaime, M. (1998) Complications of limb-lengthening in children who have an underlying bone disorder. *J Bone Joint Surg Am*, 80, 18-24.
- Nepola, J. (1996) External Fixation. En: Rockwood, C.A., Green, D.P., Bucholz, R.W. y Heckman, J.D. (Eds.) *Rockwood and Green's Fractures in Adults*, 4 ed. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers, 229-259.
- Nicoletti, B., Kopits, S., Ascani, E. y McKusic, V. (1986) *Human Achondroplasia*. New York: Plenum Press.
- Niederer, P. y Chiquet, C. (1977) A comparison of the biomechanics of the AO, Hoffmann and ICLH external fixation devices. Berna: Swiss Association for the study of internal fixation.
- Noonan, K., Leyes, M. y Forriol, F. (1997) Limb lengthening in Turner syndrome. *Iowa Orthop J*, 17, 96-101.



- N** Noonan, K., Leyes, M., Forriol, F. y Cañadell, J. (1998) Distraction osteogenesis of the lower extremity with use of monolateral external fixation. A study of two hundred and sixty-one femora and tibiae. *J Bone Joint Surg Am*, 80, 793-806.
- Nowotarski, P., Turen, C., Brumback, R. y Scarboro, J. (2000) Conversion of external fixation to intramedullary nailing for fractures of the shaft of the femur in multiply injured patients. *J Bone Joint Surg Am*, 82, 781-788.
- O** Olerud, S. (1973) Treatment of fractures by the Vidal-Adrey method. *Acta Orthop Scand*, 44, 516-531.
- Olney, B. y Jayaraman, G. (1994) Joint reaction forces during femoral lengthening. *Clin Orthop*, 301, 64-67.
- OMIM. Online Mendelian Inheritance in Man ([ncbi.nlm.nih.gov](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/omim/)) McKusick-Nathans Institute for Genetic Medicine, Johns Hopkins University (Baltimore, MD) and National Center for Biotechnology Information, National Library of Medicine (Bethesda, MD). Dirección URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/omim/> (vistiado: dic. 2000)
- Oni, O., Capper, M. y Soutis, C. (1993) Bending stiffness of conical and standard external fixator pins. *Biomaterials*, 14, 1036-1038.
- Oni, O., Capper, M. y Soutis, C. (1993) A finite element analysis of the effect of pin distribution on the rigidity of a unilateral external fixation system. *Injury*, 24, 525-527.
- Oonishi, H., Tatsumi, M. y Hasegawa, T. (1984) Biomechanical studies on framework and insertion of pins of external fixation. *Orthopedics*, 7, 658-668.
- Oppenheim, W., Hutter, A. y Boss, W. (1990) Clinical evaluation of 1500 consecutive Orthofix conical screws. En: Vidal, J. y Dossa, J. (Eds.). Montpellier: Universite de Montpellier France, 83.
- Orienti, L., Fini, M., Rocca, M., Giavaresi, G., Guzzardella, G.A., Moroni, A. y Giardino, R. (1999) Measurement of insertion torque of tapered external fixation pins: A comparison between two experimental models. *J Biomed Mater Res*, 48, 216-219.
- Osborn, J. (1987) Die biologische leistung der hydroxylapatitkeramik-beschichtung auf dem femurschaft einer titanendoprothese - erste histologische auswertung eines humanexplantats. *Biomed Tech (Berl)*, 32, 177-183.
- Overgaard, S., Soballe, K., Lind, M. y Bunger, C. (1997) Resorption of hydroxyapatite and fluorapatite coatings in man. An experimental study in trabecular bone. *J Bone Joint Surg Br*, 79, 654-659.
- P** Paley, D. (1988) Current techniques of limb lengthening. *J Pediatr Orthop*, 8, 73-92.
- Paley, D. (1990) Problems, obstacles and complications of limb lengthening by the Ilizarov technique. *Clin Orthop*, 250, 81-104.
- Paley, D. y Tetsworth, K.D. (1991) Percutaneous osteotomies. Osteotome and Gigli saw techniques. *Orthop Clin North Am*, 22, 613-624.

- Paley, D., Kovelman, H. y Herzenberg, J. (1993 a) Ilizarov technology. En: Stauffer, R. (Ed.) *Advances in operative orthopaedics*. St. Louis.: Mosby-Year book, Inc, 243-287.
- Paley, D. y Tetsworth, K.D. (1993 b) Deformity correction by the Ilizarov technique. En: Chapman, M.W. (Ed.) *Operative Orthopaedics*, 2 ed. Philadelphia: J.B. Lippincot Company, 883-948.
- Paley, D., Herzenberg, J., Tetsworth, K.D., McKie, J. y Bhave, A. (1994) Deformity planning for frontal and sagittal plane corrective osteotomies. *Orthop Clin North Am*, 25, 425-465.
- Parkhill, C. (1897) A new apparatus for the fixation of bones after resection and in fractures with a tendency to displacement: With report of cases. *Trans Am Surg Assoc*, 15, 251-256.
- Parkhill, C. (1898) Further observations regarding the use of the bone-clamp in ununited fractures, fractures with malunion, and recent fractures with a tendency to displacement. *Ann Surg*, 27, 553-570.
- Pasquier, G., Hardouin, P., Fontaine, C., Migaud, H. y Duquennoy, A. (1992) A les différents modes de comblement osseux en chirurgie orthopédique. *Rev Rhum Mal Ostéoartic*, 59, 821-828.
- Paterson, D. (1990) Leg-lengthening procedures. A historical review. *Clin Orthop*, 250, 27-33.
- Peltier, L. (1983) The classic. A new apparatus for the fixation of bones after resection and in fractures with a tendency to displacement: With report of cases. *Clin Orthop*, 180, 3-6.
- Peltier, L. (1989) The classic. An abridged report of external skeletal fixation: Hippocrates. *Clin Orthop*, 241, 3-4.
- Peretti, G., Memeo, A., Paronzini, A. y Marzorati, S. (1995) Staged lengthening in the prevention of dwarfism in achondroplastic children: A preliminary report. *J Pediatr Orthop*, 4, 58-64.
- Perren, S.M., Russenberger, M., Steinemann, S., Müller, M. y Allgöwer, M. (1969) The reaction of cortical bone to compression. *Acta Orthop Scand, Supl.* 125, 19-30.
- Perren, S.M., Cordey, J., Rahn, B.A., Gautier, E. y Schneider, E. (1988) Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? *Clin Orthop*, 232, 139-151.
- Peterson, H. (1989) Surgical lengthening of the humerus: Case report and review. *J Pediatr Orthop*, 9, 596-601.
- Petit, R. (1999 a) The use of hydroxyapatite in orthopaedic surgery: a ten-year review. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 71-74.
- Petit, R. (1999 b) Hydroxyapatite and revision of femoral hip prostheses. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 107-110.
- Pettine, K., Chao, E. y Kelly, P. (1993) Analysis of external fixation pin-bone interface. *Clin Orthop*, 293, 18-27.
- Petty, P., Spanier, S., Shuster, J. y Silverthorne, C. (1985) The influence of skeletal implants on incidence of infection. Experiments in a canine model. *J Bone Joint Surg Am*, 67, 1236-1244.

- P** Pitkin, H. y Blackfield, H. (1931) Skeletal immobilization in difficult fractures of the shafts of the long bones. A new method of treatment as applied to compound comminuted and oblique fractures of both bones of the leg. *J Bone Joint Surg*, 8, 589-594.
- Poitout, D. (1987) Préambule. En: Poitout, D. (Ed.) *Biomécanique orthopédique* París: Masson, XIII-XV.
- Polo, A., Aldegheri, R., Zambito, A., Trivella, G., Manganotti, P., De-Grandis, D. y Rizzuto, N. (1997) Lower-limb lengthening in short stature. An electrophysiological and clinical assessment of peripheral nerve function. *J Bone Joint Surg Br*, 79, 1014-1018.
- Pommer, A., David, A., Richter, J., Hahn, M. y Muhr, G. (1997) Strength of hydroxyapatite-coated fixateur extern pins in vivo. En: 64th Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 15 Feb. Rosemont, 219
- Pope, M. y Evans, M. (1982) Design considerations in external fixation. En: Seligson, D. y Pope, M. (Eds.) *Concepts in external fixation*. New York: Grune & Stratton Inc., 109-138
- Pouliquen, J.C., Gorodischer, S., Verneret, C. y Richard, L. (1989) Allongement de fémur chez l'enfant et l'adolescent. Etude comparative d'une série de 82 cas. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 75, 239-251.
- Pouliquen, J.C., Glorion, C., Ceolin, J.L., Langlais, J. y Pauthier, F. (1994) Allongement métaphysaire supérieur du tibia 57 cas effectués par la méthode du callotasis chez l'enfant et l'adolescent. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 80, 532-541.
- Prat, J., Juan, A., Vera, P., Hoyos, J., Sanchez, J., Peris, J., Dejoz, R. y Alepuz, R. (1991) Análisis biomecánico comparativo entre sistemas de fijación rígida y elástica de fracturas. Función desempeñada por el callo de fractura. *Rev Ortop Traum*, 35 IB, 514-521.
- Price, C.T. (1989) Limb lengthening for achondroplasia: early experience. *J Pediatr Orthop*, 9, 512-515.
- Price, C.T. y Cole, J. (1990) Limb lengthening by callotasis for children and adolescents. *Clin Orthop*, 250, 105-111.
- Prinz, H., Blömer, A. y Echterhoff, M. (1989) Pin-track infection. En: Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) *External fixation and functional bracing*. London: Orthotext, 149-151.
- Proubasta, I., Gil Mur, J. y Planell, J.A. (1997) *Fundamentos de biomecánica y biomateriales*, Madrid: Ediciones Ergon,S.A.
- Puno, R.M., Teynor, J., Nagano, J. y Gustilo, R. (1986) Critical analysis of results of treatment of 201 tibial shaft fractures. *Clin Orthop*, 212, 113-121.
- Putti, V. (1921) The operative lengthening of the femur. *JAMA*, 77, 934-935.
- Putti, V. (1934) Operative lengthening of the femur. *Surg Gynecol Obst*, 58, 318-321.
- R** Rajacich, N., Bell, D. y Armstrong, P. (1992) Pediatric applications of the Ilizarov method. *Clin Orthop*, 280, 72-80.

- Respet, P., Kleinman, P. y Meinhard, B. (1987) Pin tract infections: a canine model. *J Orthop Res*, 5, 600-603. **R**
- Riedel, G. (1930) Haltelochplatte für Schanz'sche Schrauben. *Zentralbl Chir*, 2, 84-86.
- Ring, P. (1958) Experimental bone lengthening by epiphysial distraction. *Br J Surg*, 46, 169-173.
- Rinsky, L. (1993) Surgery of the lower extremity in cerebral palsy. En: Chapman, M.W. (Ed.) *Operative Orthopaedics*, 2 ed. Philadelphia: J.B. Lippincot Company, 3263-3276.
- Rothman, R., Hozack, W., Ranawat, A. y Moriarty, L. (1996) Hydroxiapatite-coated femoral stems. A matched-pair analysis of coated and uncoated implants. *J Bone Joint Surg Am*, 78, 319-324.
- Rowe, S. (1997) A review of the literature on the nursing care of skeletal pins in the paediatric and adolescent setting. *Journal of Orthopaedic Nursing*, 1, 26-29.
- Rubies-Guardiola, V. y Altisench Bosch, J. (1996) Uso de un apósito hidrocoloide oclusivo estéril como único cuidado de los clavos de fijación externa. *Revista de Fijación Externa*, 2, 13-18.
- Saleh, M. y Sharrard, W. (1989) Leg lengthening in achondroplasia. En: Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) *External fixation and functional bracing*. London: Orthotext, 329-334. **S**
- Saleh, M. y Burton, M. (1991) Leg lengthening: Patient selection and management in achondroplasia. *Orthop Clin North Am*, 22, 589-599.
- Saleh, M. (1992 a) Technique selection in leg lengthening: The Sheffield practice. *Seminars in Orthopaedics*, 7, 137-151.
- Saleh, M. y Scott, B. (1992 b) Pitfalls and complications in leg lengthening: the Sheffield experience. *Seminars in Orthopaedics*, 7, 207-222.
- Salvadores, M., Bertrán, C., Massó, E., Caja, V., Gonzalez-Viejo, M. y Vidal, F. (1997) Anestesia epidural en la cirugía de alargamiento de acondroplásicos. *Rev Esp Anestesiol Reanim*, 44, 168
- Sanchís-Olmos, V., Vaquero-González, F. y León-Vázquez, F. (1963) Alargamiento quirúrgico de las extremidades inferiores. *Rev Ortop Traum*, Enero, 135-191.
- Sanpera, I., Fixsen, J.A., Sparks, L. y Hill, R.A. (1995) Knee in congenital short femur. *J Pediatr Orthop*, 4, 159-163.
- Santolaya, J.M. y Delgado, A. (1988) *Displasias oseas*, Barcelona: Salvat Editores, S.A.
- Sarmiento, A., Sobol, P., Sew Hoy, A., Ross, S., Racette, W. y Tarr, R. (1984) Prefabricated functional braces for the treatment of fractures of the tibial diaphysis. *J Bone Joint Surg Am*, 66, 1328-1339.
- Sartoris, D., Gershumi, D., Akeson, W., Holmes, R. y Resnick, D. (1986) Coralline hydroxyapatite bone graft substitutes: preliminary report of radiographic evaluation. *Radiology*, 159, 133-137.
- Sánchez-Pulgar, J. y Lanter, J. (1993) From circular external fixation to monolateral dynamic axial fixation. *Supplement to International Journal of Orthopaedic Trauma*, 3, 19-20.

- S** Schatzker, J., Horne, J. y Sumner-Smith, G. (1975 a) The effect of movement on the holding power of screws in bone. *Clin Orthop*, 111, 257-262.
- Schatzker, J., Horne, J. y Sumner-Smith, G. (1975 b) The reaction of cortical bone to compression by screw threads. *Clin Orthop*, 111, 263-265.
- Schopler, S., Lawrence, J. y Johnson, M. (1986) Lengthening of the humerus for upper extremity limb length discrepancy. *J Pediatr Orthop*, 6, 477-480.
- Schroder, H., Weeth, R. y Madsen, T. (1984) Experimental analysis of Hoffmann external fixation in various mountings. *Arch Orthop Trauma Surg*, 104, 192-200.
- Schwartzman, V. y Schwartzman, R. (1992) Corticotomy. *Clin Orthop*, 280, 37-47.
- Seligson, D. y Dudey, D. (1982 a) Historical introduction. En: Seligson, D. y Pope, M. (Eds.) *Concepts in external fixation*. New York: Grune & Stratton Inc., 3-12.
- Seligson, D. y Stanwyck, T. (1982 b) The general technique of external fixation. En: Seligson, D. y Pope, M. (Eds.) *Concepts in external fixation*. New York: Grune & Stratton, Inc., 79-108.
- Seligson, D., Donald, G., Stanwyck, TS y Pope, M. (1984) Consideration of pin diameter insertion technique for external fixation in diaphyseal bone. *Acta Orthop Belg*, 50, 441-450.
- Seligson, D., Zinner, K. y Lusebrink, V. (1989) The patient's perception of the fixator. En: Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) *External fixation and functional bracing*. London: Orthotext.
- Serekian, P. (1993) Process application of hydroxylapatite coatings. En: Geesink, R.G.T. y Manley, M.T., (Eds.) *Hydroxylapatite coatings in orthopaedic surgery*, 81-88. New York: Raven Press, Ltd., 405-409.
- Shaar, C., Kreuz, F. y Jones, D. (1944) End results of treatment of fresh fractures by the use of Stader apparatus. *J Bone Joint Surg*, 26, 471-482.
- Shilt, J., Deeney, V. y Quinn, C. (2001) The effect of increased distraction frequency on soft tissues during limb lengthening in an animal model. *J Pediatr Orthop*, 20, 146-150.
- Shin, Y., Aoki, H., Yoshiyama, N., Akao, M. y Higashikata, M. (1992) Surface properties of hydroxyapatite ceramic as new percutaneous material in skin tissue. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 3, 219-221.
- Shirai, H., Abe, M., Nagaoka, T. y Onomura, T. (1997) Appropriate osteotomy site and number in limb lengthening. *Clin Orthop*, 336, 308-317.
- Siffert, R. (1987) Current concepts review. Lower limb-length discrepancy. *J Bone Joint Surg Am*, 69, 1100-1106.
- Simpson, A. y Kenwright, J. (1993) Tension measurements during leg lengthening. *Supplement to International Journal of Orthopaedic Trauma*, 3, 21-24.
- Simpson, A., Williams, P., Kyberd, P., Goldspink, G. y Kenwright, J. (1995) The response of muscle to leg lengthening. *J Bone Joint Surg Br*, 77, 630-636.

- Simpson, A., Cunningham, J. y Kenwright, J. (1996) The forces which develop in the tissues during leg lengthening. A clinical study. *J Bone Joint Surg Br*, 78, 979-983.
- Simpson, A., Gardner, T.N., Evans, M., Herling, G. y Kenwright, J. (1997) Prevention of deformity during limb lengthening. *Clin Orthop*, 341, 218-223.
- Simpson, A. y Kenwright, J. (2000) Fracture after distraction osteogenesis. *J Bone Joint Surg Br*, 82, 659-665.
- Sims, M. y Saleh, M. (1996) Protocols for the care of external fixator pin sites. *Professional Nurse*, 11, 261-264.
- Sisk, T. (1983) External fixation. Historic review, advantages, disadvantages, complications and indications. *Clin Orthop*, 180, 15-22.
- Sisk, T. (1983) General principles and techniques of external fixation. *Clin Orthop*, 180, 96-100.
- Soballe, K., Hansen, E.S., Brockstedt, R.H. y Bunger, C. (1993 a) Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *J Bone Joint Surg Br*, 75, 270-278.
- Soballe, K., Toksvig, L.S., Gelineck, J., Fruensgaard, S., Hansen, E.S., Ryd, L., Lucht, U. y Bunger, C. (1993 b) Migration of hydroxyapatite coated femoral prostheses. A Roentgen Stereophotogrammetric study. *J Bone Joint Surg Br*, 75, 681-687.
- Sofield, H., Blair, S. y Millar, E. (1958) Leg lengthening. A personal follow up of forty patients some twenty years after the operation. *J Bone Joint Surg Am*, 40, 311-322.
- Spinelli, R. (1989) Epiphyseal distraction. En: Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) *External fixation and functional bracing*. London: Orthotext, 341-344.
- Spivak, J.M., Neuwirth, M.G., Labiak, J.J., Kummer, F.J. y Ricci, J.L. (1994) Hydroxyapatite enhancement of posterior spinal instrumentation fixation. *Spine*, 19, 955-964.
- Sponseller, P. (2001) The skeletal dysplasias. En: Morrissey, R. y Weinstein, S. (Eds.) *Lovell and Winter's Pediatric Orthopaedics*, 5 ed. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins, 243-286.
- Sproles, K. (1985) Nursing care of skeletal pins: a closer look. *Orthopaedic nursing*, 4, 11-18.
- Stanitski, D. (1994) The effect of limb lengthening on articular cartilage. An experimental study. *Clin Orthop*, 301, 68-72.
- Stanitski, D., Bullard, M., Armstrong, P. y Stanitski, C. (1995) Results of femoral lengthening using the Ilizarov technique. *J Pediatr Orthop*, 15, 224-231.
- Stanitski, D., Rossman, K. y Torosian, M. (1996 a) The effect of femoral lengthening on knee articular cartilage: The role of apparatus extension across the joint. *J Pediatr Orthop*, 16, 151-154.
- Stanitski, D., Shahcheraghi, H., Nicker, D. y Armstrong, P. (1996 b) Results of tibial lengthening with the Ilizarov technique. *J Pediatr Orthop*, 16, 168-172.

- S** Stea, S., Visentin, M., Savarino, L., Ciapetti, G., Donati, M., Moroni, A., Caja, V.L. y Pizzoferrato, A. (1995) Microhardness of bone at the interface with ceramic-coated metal implants. *J Biomed Mater Res*, 29, 695-699.
- Steiner, G. y Sprigg, A. (1992) The value of ultrasound in the assessment of bone. *Br J Radiol*, 65, 589-593.
- Steinmann, F. (1907) Eine neue Extensionsmethode in der Frakturenbehandlung. *Zentralbl Chir*, 32, 938-942.
- T** Tachdjian, M. (1986) Hueso. En: Tachdjian, M. (Ed.) *Ortopedia Pediátrica.*, 2 ed. Mexico DF: Interamericana. McGraw-Hill, 742-1510.
- Tanaka, K., Kurokawa, T., Nakamura, K., Matsushita, T., Horinaka, S., Kusaba, I., Okazaki, H., Mamada, K., Shiro, R., Ou, W. y Hung, S. (1996) Callus formation in femur and tibia during leg lengthening. *Acta Orthop Scand*, 67, 158-160.
- Tencer, A.F., Claudi, B., Pearce, S., Bucholz, R.W. y Johnson, K. (1984) Development of a variable stiffness external fixation system for stabilization of segmental defects of the tibia. *J Orthop Res*, 1, 395-404.
- Testut, L. y Latarjet, A. (1973) *Tratado de anatomía humana*, 9 ed. Barcelona: Salvat Editores, SA.
- Testworth, K., Krome, J. y Paley, D. (1991) Lengthening and deformity correction of the upper extremity by the Ilizarov technique. *Orthop Clin North Am*, 22, 689-713.
- Tisdell, C.L., Goldberg, V.M., Parr, J.A., Bensusan, J.S., Staikoff, L.S. y Stevenson, S. (1994) The influence of a hydroxyapatite and tricalcium-phosphate coating on bone growth into titanium fiber-metal implants. *J Bone Joint Surg Am*, 76, 159-171.
- Tjernstrom, B., Thoumas, K.A. y Pech, P. (1992) Bone remodeling after leg lengthening: evaluation with plain radiographs, and computed tomography and magnetic resonance imaging scans. *J Pediatr Orthop*, 12, 751-755.
- Tjernström, B., Olerud, S. y Rehnberg, L. (1994) Limb lengthening by callus distraction. Complications in 53 cases operated 1980-1991. *Acta Orthop Scand*, 65, 447-455.
- Trivella, G. y Aldegheri, R. (1988) Surgical correction of short stature. *Acta Orthop Scand Suppl*, 347, 141-146.
- Trivella, G., Brigadoi, F. y Aldegheri, R. (1996) Leg lengthening in Turner dwarfism. *J Bone Joint Surg Br*, 78, 290-293.
- U** Uthoff, H. (1973) Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *J Bone Joint Surg Br*, 55, 633-639.
- V** Vade, A. (1990) Radiographic features of bone lengthening procedures. *Radiology*, 174, 531-537.
- Vazquez, R.F., Blanco, L.F., Ayala, M.J., Gutierrez, C.M., Valdivieso, G.J. y Ocana, L.J. (1993) Alargamientos óseos en niños. *Cir Pediatr*, 6, 173-177.

- Velázquez, R., Bell, D., Armstrong, P., Babyn, P. y Tibshirani, R. (1993) Complications of use of the Ilizarov technique in the correction of limb deformities in children. *J Bone Joint Surg Am*, 75, 1148-1156. **V**
- Verhaar, J. (1993) Early clinical results of hydroxylapatite-coated total knee replacements. En: Geesink, R.C. y Manley, M.T. (Eds.) *Hydroxylapatite coatings in orthopaedic surgery*. New York: Raven Press, 297-304.
- Vidal, J. (1968) Notre experience du fixateur d'Hoffmann à propos de 46 observations. Les indications de son emploi. *Montpellier Chir*, 14, 451-460.
- Vidal, J., Rabischong, P., Bonnel, F. y Adrey, J. (1970) Étude biomécanique du fixateur externe de Hoffmann dans les fractures de jambe. *Montpellier Chir*, 1, 43-52.
- Vidal, J. y Melka, J. (1982) The double-frame external fixator. En: Uthoff, H. (Ed.) *Current concepts of external fixation of fractures*. Berlin: Springer-Verlag, 53-60.
- Vidal, J. (1983) External fixation. Yesterday, today and tomorrow. *Clin Orthop*, 180, 7-14.
- Vidalain, J. (1999 a) The Corail system in primary THA: results, lessons and comments from the series performed by the ARTRO Group (12-year experience). *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 87-90.
- Vidalain, J. (1999 b) The Corail system in acetabular revisions. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, 9, 111-114.
- Vilarrubias, J., Ginebreda, I. y Jimeno, E. (1990) Lengthening of the lower limbs and correction of lumbar hyperlordosis in achondroplasia. *Clin Orthop*, 250, 143-149.
- Vilarrubias, J., Ginebreda, I., Gairi, J.M., Vicens, C.C., Perez, M. y Rivera, C. (1992) Soluciones a una talla baja: alargar las extremidades. *Rev Enferm*, 15, 73-79.
- Vilarrubias, J. (1998) Elongación global de la talla en los acondroplásicos. Tesis doctoral. Universitat Autònoma de Barcelona.
- Viñolas, J. y Goenaga González, I. (1994) Estudio teórico y experimental de la rigidez de un fijador externo. *Avances Traum*, 24, 173-180.
- Voos, K., Rosenberg, B., Fagrhi, M. y Seligson, D. (1999) Use of tobramycin-impregnated polymethylmethacrylate pin sleeve for the prevention of pin-tract infection in goats. *J Orthop Trauma*, 13, 98-101.
- Wagenknecht, M., Andrienne, Y., Burny, F. y Donkerwolcke, M. (1984) Study of the mechanical characteristics of external fixation pin anchorage. Preliminary results. *Orthopedics*, 7, 629-632. **W**
- Wagenknecht, M., Andrienne, Y., Donkerwolcke, M., Zurbuchen, C. y Burny, F. (1989) Pin technology. En: Coombs, R., Green, S. y Sarmiento, A. (Eds.) *External fixation and functional bracing*. London: Orthotext, 143-147.
- Wagner, H. (1978) Operative lengthening of the femur. *Clin Orthop*, 136, 125-142.



- W** Wallis, S. (1991) An agenda to promote self-care. Nursing care of skeletal pin sites. *Professional Nurse*, Sept. 715-720.
- Wang, B.C., Lee, T.M. y Chang, E. (1993) The shear strength and the failure mode of plasma-sprayed hydroxyapatite coating to bone: the effect of coating thickness. *J Biomed Mater Res*, 27, 1315-1327.
- Wassall, M., Santin, M., Isalberti, C., Cannas, M. y Denyer, S. (1997) Adhesion of bacteria to stainless steel and silver-coated orthopedic external fixation pins. *J Biomed Mater Res*, 5, 325-330.
- Wasserstein, J., Correll, J. y Niethard, F. (1986) Die geschlossene distractionsepiphyseolyse zur beinverlängerung und beinachsenkorrektur bei kindern. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 124, 743-750.
- Wheelwright, E. y Court-Brown, C. (1992) Primary external fixation and secondary intramedullary nailing in the treatment of tibial fractures. *Injury*, 23, 373-376.
- White, S. y Kenwright, J. (1990) The timing of distraction of an osteotomy. *J Bone Joint Surg Br*, 72, 356-361.
- White, S. y Kenwright, J. (1991) The importance of delay in distraction of osteotomies. *Orthop Clin North Am*, 22, 569-579.
- Winqvist, R., Hansen, S. y Clawson, D. (1984) Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg Am*, 66, 529-539.
- Wiss, D. y Stetson, W. (1994) Nonunion of the tibia treated with a reamed intramedullary nail. *J Orthop Trauma*, 8, 189-194.
- Wright, J., Treble, N. y Feinstein, A. (1991) Measurement of lower limb alignment using long radiographs. *J Bone Joint Surg Br*, 73, 721-723.
- Wu, J., Shyr, H., Chao, E. y Kelly, P. (1984) Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. *J Bone Joint Surg Am*, 66, 1258-1264.
- Y** Yasui, N., Kawabata, H. y Nakanishi, H. (1993) Bilateral and bifocal lengthening in the tibia and the femur using a segmental slide lengthener. *Supplement to International Journal of Orthopaedic Trauma*, 3, 87-88.
- Yasui, N., Kojimoto, H., Sasaki, K., Kitada, A., Shimizu, H. y Shimomura, Y. (1993) Factors affecting callus distraction in limb lengthening. *Clin Orthop*, 293, 55-60.
- Yasui, N., Kawabata, H., Kojimoto, H., Ohno, H., Matsuda, S., Araki, N., Shimomura, Y. y Ochi, T. (1997) Lengthening of the lower limbs in patients with achondroplasia and hypochondroplasia. *Clin Orthop*, 344, 298-306.
- Yoshinari, M., Klinge, B. y Derand, T. (1996) The biocompatibility (cell culture and histologic study) of hydroxy-apatite-coated implants created by ion beam dynamic mixing. *Clin Oral Implants Res*, 7, 96-100.

Younger, A., Mackenzi, W. y Morrison, J. (1994) Femoral forces during limb lengthening in children. *Clin Orthop*, 301, 55-63.

Yun, A., Severino, R. y Reinker, K. (2000) Attempted limb lengthenings beyond twenty per cent of the initial bone length: results and complications. *J Pediatr Orthop*, 20, 151-159.

Zucman, J. y Maurer, P. (1969) Two- level fractures of the tibia: results in thirty-six cases treated by blind nailing. *J Bone Joint Surg Br*, 51, 686-693.

**Z**

