

**EFFECTO DE LA IMPLANTACION ANGULADA O
TRANSVERSA CON FLEXION DE LAS AGUJAS
TRANSFIXIANTE SOBRE LA CICATRIZACION DE
OSTEOTOMIAS TIBIALES EN PERRO REDUCIDAS
MEDIANTE FIJADORES EXTERNOS.**

**ESTUDIO CLINICO, RADIOLOGICO, GAMMAGRAFICO,
MICROANGIOGRAFICO, MICRORRADIOGRAFICO, HISTOLOGICO
Y DE MICROSCOPIA ELECTRONICA DE RETRODISPERSION.**

JORDI FRANCH I SERRACANTA



Facultat de Veterinària

Data	8/7/94
Entrada n.º	77
Sortida n.º	

**Tesis Doctoral
Facultad de Veterinaria**

**Universidad Autónoma de Barcelona
Bellaterra, Julio 1994**



D. JOAQUIN CAMON URGEL, Catedrático de Anatomía y Embriología de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Autónoma de Barcelona y **D. FIDEL SANROMAN ASCASO**, Catedrático de Cirugía de la Facultad de Veterinaria de la Universidad Complutense de Madrid,

CERTIFICAMOS: que el trabajo titulado *"Efecto de la implantación angulada o transversa con flexión de las agujas transfixiantes sobre la cicatrización de osteotomías tibiales en perro resueltas con fijadores externos"* realizada por el licenciado en veterinaria D. **JORDI FRANCH i SERRACANTA** y dirigida por nosotros, reúne los requisitos científicos y formales necesarios para proceder a su defensa como tesis doctoral.

Y para que conste, firmamos el presente certificado en Barcelona, treinta de Junio de mil novecientos noventa y cuatro.



Dr. JOAQUIN CAMON URGEL



Dr. FIDEL SANROMAN ASCASO

**Memoria presentada por el Licenciado
en Veterinaria Jordi Franch i Serracanta
para optar al Grado de Doctor en
Veterinaria.**

Sabadell, 1 de Julio de 1994

A handwritten signature in black ink, consisting of several overlapping loops and a long vertical stroke extending downwards from the center.

Dedicatòria

A l'Olga
Als meus pares

"In memoriam"

*A Francisca Vidal, Josep M^o Vidal
i Joan Vilalta*

INDICE

Página

I. INTRODUCCION	1
II. REVISION BIBLIOGRAFICA	5
1. Definición.	6
2. Historia de la fijación externa.	8
3. Terminología.	25
3.1. Componentes.	25
3.2. Configuraciones.	30
4. Tipos de fijadores externos	39
4.1. Fijador externo tipo Kirschner-Ehmer	39
4.2. Fijadores externos "acrílicos"	40
4.3. Fijador externo tipo Meynard	42
4.4. Otros fijadores externos empleados en veterinaria	44
5. Principios de aplicación de los fijadores externos	47
5.1. Conceptos preliminares	47
5.2. Particularidades técnicas de la aplicación de las agujas percutáneas	47
5.2.1. Fijación a una o a dos corticales óseas	50
5.2.2. Utilización de agujas roscadas o lisas	51
5.2.3. Implantación manual o mecánica	51
5.2.4. Velocidad de perforación y concepto de osteonecrosis térmica	52
5.2.5. Preperforación versus no preperforación	54
5.2.6. Labrado previo de la rosca	56
5.2.7. Implantación angulada o perpendicular de las agujas	56
5.2.8. Incurvación, flexión o "prestressing" de las agujas	57
5.2.9. Número, diámetro y ubicación de las agujas	57
5.3. Otras particularidades técnicas	59
6. Protocolo de aplicación de un fijador externo en una fractura	61
7. Manejo y control postoperatorios	63
7.1. Manejo de la exudación de los trayectos de las agujas	63
7.2. Protección del fijador externo	65
7.3. Vendaje de la extremidad	66
7.4. Control postoperatorio del fijador externo	66
7.5. Seguimiento radiológico	67
7.6. Retirada del fijador externo	68

7.7.	Antibioterapia Postoperatoria	68
7.8.	Otros cuidados	69
8.	Complicaciones en el uso de los fijadores externos	70
8.1.	Infección del trayecto de la aguja	70
8.2.	Aflojamiento prematuro de las agujas	75
8.3.	Complicaciones relacionadas con la cicatrización ósea	77
8.4.	Complicaciones relacionadas con el propio fijador externo	80
8.5.	Osteomielitis focal y secuestro óseo anular	82
8.6.	Lesiones neurovasculares yatrogénicas	82
8.7.	Fracturas yatrogénicas y patológicas	83
9.	Indicaciones de los fijadores externos	85
9.1.	Fracturas simples	85
9.2.	Fracturas conminutas	86
9.3.	Fracturas abiertas, por disparo e infectadas	87
9.4.	Como método complementario a otros sistemas de fijación interna	89
9.5.	Uniones retardadas y no uniones	90
9.6.	Fracturas mandibulares	91
9.7.	Como método de estabilización transarticular	92
9.8.	Deformaciones de crecimiento. Osteotomías correctivas	95
9.9.	Elongación de extremidades	97
9.10.	Fracturas y/o luxaciones de la columna vertebral	98
9.11.	Politraumatizados	98
9.12.	Utilización de los fijadores externos en otras especies	99
10.	Ventajas, limitaciones y desventajas de los fijadores externos	100
10.1.	Ventajas de la utilización de fijadores externos	100
10.2.	Limitaciones y desventajas de la utilización de los fijadores externos	102
11.	Anatomía y vascularización óseas	105
11.1.	Anatomía de un hueso largo y maduro	105
11.2.	Vascularización ósea	106
11.2.1.	Importancia del conocimiento del aporte vascular óseo.	107
11.2.2.	Técnicas para el estudio de la microvascularización ósea	108
11.2.3.	Microvascularización de un hueso largo y maduro	109
11.2.4.	Microvascularización de un hueso (largo y maduro) fracturado u osteotomizado	112
11.2.5.	Comportamiento vascular del hueso fracturado u osteotomizado en los distintos patrones de cicatrización ósea	115
11.2.6.	Respuesta vascular del hueso fracturado u osteotomizado según el desplazamiento de los fragmentos óseos	115
11.2.7.	Respuesta vascular del hueso fracturado u osteotomizado según diferentes sistemas de fijación interna y externa	116
12.	Cicatrización ósea	119

12.1. Tipos de cicatrización ósea	119
12.1.1. Cicatrización ósea primaria	120
12.1.2. Cicatrización ósea secundaria	122
12.2. Factores que influyen en la cicatrización ósea	130
13. Anatomía quirúrgica de la región tibial	135
14. Gammagrafía ósea	139
III. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA. HIPOTESIS DE TRABAJO.	
OBJETIVOS DEL ESTUDIO	149
1. Planteamiento del problema	150
2. Hipótesis de trabajo	153
3. Objetivos del estudio	154
IV. MATERIAL Y METODOS	155
1. Material	156
2. Métodos	161
2.1. Protocolo general	161
2.2. Eleccion y preparacion del paciente	163
2.3. Método operatorio	164
2.4. Método de valoración clínica	168
2.5. Método de valoración radiológica	173
2.6. Método gammagráfico	180
2.7. Método microangiográfico	183
2.8. Método microrradiográfico	186
2.9. Método de microscopía electrónica de retrodispersión	188
2.10. Método histológico con piezas sin decalcificar.	190
2.11. Método estadístico	190
V. RESULTADOS	195
1.- Resultados clínicos	196
1.1. Valoración de la reacción inflamatoria	196
1.2. Valoración de la infección primaria del trayecto de la aguja	201
1.3. Valoración del desprendimiento prematuro de las agujas y del desplazamiento lateral del fijador externo	201

1.4. Otras valoraciones	203
2.- Resultados radiológicos	205
2.1. Valoración de la osteolisis periaguja	205
2.2. Valoración de la consolidación de la osteotomía	220
2.3. Otras valoraciones	223
2.4. Anexo imágenes radiográficas	226
3.- Resultados gammagráficos	233
3.1. Valoración de la fase I	233
3.2. Valoración de la fase II	234
3.2.1. Valoración visual de las gammagrafías	234
3.2.2. Valoración mediante los índices de captación	237
3.2.3. Valoración mediante las curvas de captación lineal	245
3.3. Anexo imágenes gammagráficas	250
4.- Resultados microangiográficos	254
4.1. Descripción microangiográfica en osteotomías de 7 días de evolución	254
4.2. Descripción microangiográfica en osteotomías de 15 días de evolución	256
4.3. Descripción microangiográfica en osteotomías de 30 días de evolución	259
4.4. Descripción microangiográfica en osteotomías de 60 días de evolución	260
4.5. Anexo imágenes microangiográficas	263
5.- Resultados microrradiográficos, de microscopía electrónica de retrodispersión e histológicos	276
5.1. Descripción morfológica en osteotomías de 7 días de evolución	276
5.2. Descripción morfológica en osteotomías de 14 días de evolución	278
5.3. Descripción morfológica en osteotomías de 30 días de evolución	279
5.4. Descripción morfológica en osteotomías de 60 días de evolución	280
5.5. Anexo imágenes microrradiográficas, de microscopía electrónica de retrodispersión e histológicas	284
VI. DISCUSION	303
1.- Discusión de los resultados clínicos	304
2.- Discusión de los resultados radiológicos	308
3.- Discusión de los resultados gammagráficos	316
4.- Discusión de los resultados microangiográficos	332
5.- Discusión de los resultados microrradiográficos, de microscopía electrónica de retrodispersión y de las piezas histológicas sin decalcificar	337
6.- Discusión general de los resultados	344

VII. CONCLUSIONES	351
VIII. BIBLIOGRAFIA	354
IX. AGRADECIMIENTOS	378
X. RESUMEN	380
XI. ABSTRACT	381

I.- INTRODUCCION

I. INTRODUCCION

Cuando aparecieron los primeros prototipos de fijadores externos, justo a finales del pasado siglo, se produjo una importante revolución conceptual en el tratamiento de pacientes con fracturas óseas. La aplicación de este nuevo sistema permitió obtener además unos porcentajes de éxito mucho más elevados que los obtenidos con las técnicas vigentes en ese momento. Si a ello le añadimos la posibilidad de conseguir una recuperación funcional del paciente en un menor periodo de tiempo y un menor riesgo de complicación bacteriana de la fractura, comprenderemos fácilmente el por qué de la rápida aceptación que tuvieron los fijadores externos por parte de los traumatólogos de la época.

Desde su aparición hasta la actualidad, y a pesar de pasar por periodos de mayor y menor aceptación, los fijadores externos han ido captando el interés de los traumatólogos e investigadores lo que ha conducido a un mayor perfeccionamiento de las técnicas de implantación así como a la utilización de unos materiales de diseño y composición más adecuados. Todo ello ha permitido ampliar enormemente el abanico de indicaciones de los fijadores externos y en la actualidad, no se aplican únicamente a las fracturas óseas, situación en la cual pueden estar especialmente indicados, sino que también han demostrado una evidente efectividad en procesos traumatológicos y ortopédicos mucho más complejos, entre los que cabría destacar: la elongación de extremidades previa osteotomía, las artrodesis e inmovilizaciones articulares temporales y las osteotomías correctoras para defectos angulares o rotacionales de las extremidades.

Por lo tanto, gracias a la gran versatilidad que presentan las técnicas de fijación externa así como al sencillo método de implantación y un coste económico indudablemente reducido en comparación con otras técnicas traumatológicas, los fijadores externos gozan, en la actualidad, de una justificada popularidad tanto en traumatología humana como veterinaria.

Sin embargo, todo método traumatológico requiere, para mantenerse en activo y no caer en desuso, ser objeto de constantes investigaciones que aporten un mayor conocimiento global del propio método y no sólo a nivel técnico clínico, sino también y principalmente a nivel biológico básico. En este sentido, no habría que dirigir el interés científico únicamente hacia soluciones técnicas revolucionarias por muy cómodas que éstas sean para el cirujano, como la aplicación de fijadores externos modulables o de fijadores externos que facilitan la reducción de la fractura mediante múltiples ajustes mecánicos, sino también orientar el empeño investigador hacia el estudio detenido de los efectos biológicos de interés clínico que la aplicación de fijadores externos, en este caso, puedan ejercer sobre los procesos de cicatrización ósea y la forma en la que los citados avances técnicos pueden influir para obtener una más adecuada consolidación de la fractura.

Muchas son las innovaciones técnicas que se vienen sucediendo en el campo de la fijación externa, especialmente en medicina humana, pero muy pocos son los aspectos estudiados referentes a la optimización biológica de la cicatrización ósea. El ejemplo más reciente referente a estos aspectos está representado por el concepto de "dinamización" del foco de fractura y su utilización en clínica traumatológica y ortopédica. La dinamización de una fractura se basa en el marcado efecto bioestimulador sobre la cicatrización ósea que genera la existencia de micromovimientos axiales controlados entre los fragmentos fracturados a nivel del foco de fractura. El revolucionario concepto de la "dinamización" es responsable, según nuestra opinión, de dos aportaciones conceptuales importantes. En primer lugar, la priorización del estudio de los factores que favorecen la consolidación de la fractura y a partir de estos hallazgos, el desarrollo técnico de fijadores externos capaces de aportar el fenómeno biológico deseado. En segundo lugar, los efectos beneficiosos de los micromovimientos a nivel del foco de fractura demuestran, especialmente en el caso de los fijadores externos, la menor idoneidad de la reducción excesivamente rígida de los fragmentos fracturados.

Sin embargo, la traumatología veterinaria no siempre puede beneficiarse directamente de las investigaciones desarrolladas en medicina humana, incluso cuando éstas se llevan a cabo utilizando nuestros pacientes habituales como animales de experimentación. Una vez más, el factor económico nos cierra las puertas a las nuevas tendencias de fijación externa puesto que resulta impensable en nuestra práctica clínica aplicar a un perro o gato, un fijador externo cuyo coste por unidad sobrepasa fácilmente las cuatrocientas mil pesetas, pudiendo alcanzar fácilmente el millón de pesetas.

No obstante, cuando una profesión está habituada a suplir la falta de recursos con imaginación y dedicación, no resulta extraño que aparezcan intentos de adaptación "sui generis" de las teorías de la dinamización a la clínica veterinaria habitual. Un buen ejemplo de las citadas adaptaciones es el defendido por algunos traumatólogos veterinarios norteamericanos (Egger, 1991a) que proponen como método para generar los citados micromovimientos, la desestabilización controlada del foco de fractura mediante el desensamblaje progresivo de los distintos componentes del fijador externo a lo largo del periodo postoperatorio. Sin embargo, ello requiere, en la mayoría de las ocasiones, partir de un montaje tridimensional (fij. ext. tipo III) para posibilitar la desestabilización progresiva, configuración que en nuestro país no se aplica sistemáticamente a cualquier tipo de fractura.

El objetivo de nuestro estudio coincidía inicialmente con esa tendencia aunque, con la determinación de una aplicación clínica posterior al alcance de cualquier traumatólogo veterinario. Por ello, y a pesar de que nuestra idea inicial contemplaba la utilización de los fijadores externos dinámicos de uso humano para evaluar la repetibilidad de los fenómenos de dinamización en nuestros pacientes, consideramos que ello sólo tendría interés científico pero prácticamente nula aplicación clínica dada la dificultad, en traumatología veterinaria, de

disponer o de elaborar fácilmente un dispositivo que permitiese la generación y control precisos de los micromovimientos a nivel del foco de fractura. Finalmente, nos planteamos el estudio partiendo de los fijadores externos disponibles mayoritariamente en nuestro país, aplicando la configuración utilizada con mayor frecuencia y contemplando pequeños detalles técnicos que podían afectar a las condiciones microambientales del foco de fractura. De esta manera, este planteamiento resulta algo más modesto en lo que se refiere a trascendencia científica básica de los posibles resultados pero probablemente incrementa la utilidad clínica de los mismos por su aplicabilidad prácticamente inmediata.

Todo ello nos sugirió la posibilidad de evaluar los posibles efectos que sobre los procesos de cicatrización y consolidación de las fracturas en el perro pudieran derivarse de la utilización del fijador externo de Meynard, aplicando la configuración tipo II y procediendo a la implantación de las agujas bien de forma perpendicular con posterior flexión de las mismas o bien de forma angulada, es decir, sin incidir perpendicularmente sobre la superficie ósea, procedimientos ambos utilizados indistintamente por muchos traumatólogos veterinarios. En el primer caso, se conseguía una reducción más rígida del foco de fractura mediante la compresión interfragmentaria generada por la flexión de las agujas transfixiantes, y en el segundo caso, la simple aposición de los fragmentos fracturados sin compresión interfragmentaria determinaba en una reducción estable pero no rígida de la fractura.

Este planteamiento aunque no nos permitía evaluar directamente el efecto de los micromovimientos axiales a nivel de la fractura, sí que permitía evaluar el efecto de una reducción más o menos rígida sobre los procesos de cicatrización ósea y el comportamiento de la interfase aguja-hueso según los dos sistemas de implantación. La utilización de métodos de exploración y técnicas de análisis de elevada sensibilidad y poca difusión en la bibliografía clínica permitía llevar a cabo una valoración más precisa de los procesos de cicatrización fracturaria según la configuración de fijador externo utilizada.

Para llevar a cabo este trabajo, hemos revisado ampliamente la bibliografía más relevante relativa al tema, formulando, a la vista de los datos más significativos y menos resueltos extraídos de ella, el planteamiento del problema y lo que consideramos nuestra hipótesis de trabajo y los objetivos concretos que nos proponemos satisfacer con la realización del mismo. Pasamos a continuación a explorar los materiales y métodos utilizados en este trabajo, los resultados obtenidos de la aplicación de aquéllos y, tras la discusión de nuestros resultados en relación con los datos ya aportados por otros autores, finalizar formulando las conclusiones más significativas que consideramos se pueden desprender del trabajo realizado.

II.- REVISION BIBLIOGRAFICA

II. REVISION BIBLIOGRAFICA

II.1. DEFINICION

A lo largo del tiempo, los fijadores externos han experimentado tal desarrollo que desde los primeros prototipos, diseñados hace ya más de un siglo, hasta los utilizados en la actualidad no existe prácticamente ningún parecido entre ellos. Sin embargo, todos ellos presentan dos vínculos comunes: por una parte, todos han sido desarrollados con el mismo objetivo de estabilizar unos fragmentos óseos fracturados, favoreciendo así la instauración de los mecanismos de cicatrización ósea y, por otra parte, todos han pretendido conseguir el citado objetivo traumatizando lo menos posible tanto al propio hueso como a los tejidos blandos circundantes usando para ello, unos determinados instrumentos que se implantan percutáneamente en la región ósea afectada. Así pues, todos aquellos diseños ortopédicos destinados al tratamiento de fracturas que posibilitaban la reducción y estabilización de los fragmentos óseos fracturados sin necesidad de abordarlos quirúrgicamente fueron denominados fijadores externos siguiendo una definición claramente funcional (Vidal, 1983a; Pettit, 1992).

En la actualidad, la mayoría de los autores están de acuerdo en definir la fijación externa como una técnica quirúrgica para la inmovilización de fracturas mediante la aplicación en cada fragmento óseo de una serie de agujas metálicas percutáneas, conectándolas externamente entre sí para conseguir un montaje estable que permita la curación de la citada fractura así como una rápida recuperación funcional del miembro afectado y una mínima lesión yatrogénica (Brinker et al., 1975; Renegar et al., 1982; Brooker, 1983a; Egger, 1989a).

Quizá el único punto de discrepancia estribe en el grado de rigidez que debe poseer un fijador externo, puesto que tradicionalmente se ha perseguido un montaje de máxima rigidez (Briggs, 1982; Fischer, 1979; Lawyer y Lubbers, 1980; Vidal, 1983b; Williams et al., 1987) mientras que en la actualidad, algunos autores incorporan la idea de un fijador externo elástico que permita micromovimientos axiales en el foco de fractura responsables de una estimulación osteogénica (White et al., 1977b; Goodship et al., 1978; Burny, 1979; Lazo-Zbikowski, en Green, 1981; Burny et al., 1982; De Bastiani et al., 1984; Goodship y Kenwright, 1985; Egger, 1991a, Van Ee y Geasling, 1992; Cañadell, 1993; Egger et al., 1993b).

Asimismo, la aplicación de la fijación externa como método ortopédico para el tratamiento de las fracturas, se ajusta perfectamente a los principios fundamentales de ortopedia establecidos para cualquier sistema de fijación ósea. Dichos principios son: a) la correcta alineación de los fragmentos óseos fracturados a lo largo de todo el período de

cicatrización ósea; **b)** la no interferencia del material implantado en la movilidad articular; **c)** el preservar el aporte vasculonervioso a los tejidos blandos y al hueso; **d)** ser un sistema que permita la retirada del implante una vez consolidada la fractura o, en su defecto, ser totalmente inerte para los tejidos; **e)** ser un sistema bien tolerado por parte del paciente; **f)** ser un sistema que requiera un cuidado postoperatorio mínimo y, por último, **g)** que su aplicación no suponga un elevado coste económico, factor con mayor transcendencia en traumatología veterinaria que en su equivalente humana (Fox, 1986).

II.2. HISTORIA DE LA FIJACION EXTERNA

Desde los clásicos tratados egipcios en los que se describían las técnicas de reducción de fracturas mediante sistemas de entablillamiento, perfeccionadas posteriormente por Hipócrates, hasta la primera mitad del siglo XIX, el tratamiento de las fracturas óseas en medicina humana, y por extensión, en medicina veterinaria, no había experimentado grandes avances (Adams, 1939; Harvey y Slatter, 1985). Por ello, la introducción de los escayolados por parte de Mathysen en 1852 representó una gran innovación en el tratamiento de fracturas óseas. Sin embargo, en esa misma época habían aparecido ya algunos cirujanos que discrepaban de los métodos conservadores relacionados con los vendajes y yesos, evaluando la posibilidad de actuar directamente sobre el hueso fracturado. De esta forma, aparecieron los primeros prototipos de fijadores externos, anticipándose por lo tanto a otros sistemas de osteosíntesis como las placas de osteosíntesis (Hansmann, 1886) y los enclavamientos centromedulares (Nicolaysen, 1897) (Pettit, 1990).

Así pues, la idea de fijar externamente un hueso fracturado apareció en la segunda mitad del siglo XIX, en la misma época en la que Morton (anestesista) y Warren (cirujano), llevaron a cabo, en 1846, la primera intervención quirúrgica en un paciente anestesiado completamente mediante éter en el Boston General Hospital de Massachussets, Estados Unidos, contemporáneamente al descubrimiento de los rayos X por parte de Röntgen en 1895 y más de medio siglo antes de que Fleming descubriera la penicilina en 1924, como método de lucha contra las infecciones (Pettit, 1990). En aquel momento, con unos métodos anestésicos aún poco desarrollados y con la imposibilidad terapéutica de luchar contra las infecciones con suficiente eficacia, la manipulación quirúrgica de un hueso fracturado estaba, en la mayoría de las ocasiones, condenada al fracaso. Por ello, algunos traumatólogos investigaban distintos sistemas ortopédicos que permitiesen una correcta reducción de la fractura sin necesidad de exponer directamente el foco de fractura ni los tejidos blandos circundantes, gracias a la inmovilización desde el exterior del hueso fracturado, introduciendo las bases de la fijación externa.

Por lo tanto, si consideramos el fijador externo como un aparato que pretende conseguir la inmovilización del foco de fractura mediante la aplicación de unos dispositivos metálicos en la porción sana del hueso fracturado, conectándolos entre ellos extracorporalmente para conseguir un montaje lo suficientemente estable como para que, una vez reducida la fractura, se lleven a cabo los mecanismos de cicatrización ósea, la primera referencia bibliográfica que se aproxima a esta definición corresponde al diseño de Malgaigne realizado en 1840. J.F. Malgaigne era el cirujano más prestigioso en el París de mediados del pasado siglo. No en vano, fué el primer cirujano francés en utilizar el éter como sistema anestésico y en preconizar el método estadístico para la clasificación y evaluación de los resultados quirúrgicos (Seligson y Dudey, 1982). El aparato que diseñó Malgaigne, al que

denominó "punta" ("point") (Fig. II.1A), puede considerarse como el primer precursor del fijador externo y consistía en un clavo introducido en el interior de la tibia humana y sostenido por una correa que rodeaba a la extremidad (Pettit, 1992; Seligson y Dudey, 1982; Vidal, 1983a). Aunque el aparato era demasiado rudimentario para mostrarse efectivo, el concepto de la fijación externa se había ya aplicado clínicamente. Pero fué unos años más tarde, en 1843, cuando el mismo autor diseña un aparato que, en esta ocasión, se adapta con más exactitud a la definición anteriormente citada. El aparato denominado "gancho" o "garra" ("claw" o "griffe") (Fig. II.1B) estaba constituido por un gancho con dos dobles puntas transcutáneas destinado a inmovilizar fracturas de rótula en el hombre, proporcionando una buena reducción cerrada de la fractura así como una efectiva inmovilización de la misma (Seligson y Dudey, 1982; Brooker, 1983a; Vidal, 1983a; Aron y Toombs, 1984; Bloomberg, 1985; Pettit, 1992).

Unos años más tarde, en 1850, el francés Rigaud utilizó como tratamiento de una fractura de olécranon, dos tornillos de madera unidos mediante una cuerda a modo de banda de tensión extraósea (Pettit, 1992; Seligson y Dudey, 1982; Vidal, 1983a). El propio Rigaud, en 1870, estudió distintos sistemas para conectar y fijar las agujas, valorando la viabilidad del uso de alambres y utilizando por primera vez en la historia, cintas de polímeros de colodión o escayolas, siendo el pionero de la actual aplicación de cementos de polimetilmetacrilato como sustitutos de las barras metálicas para la interconexión y fijación de las agujas, permitiendo una disminución importante del peso del montaje así como una gran facilidad para adaptarse a zonas anatómicamente complicadas (Vidal, 1983a).

Berenger-Feroud, además de perfeccionar el diseño de Rigaud sustituyendo la cuerda por una barra conectora de madera (Pettit, 1992), publicó en 1870 el libro titulado "Traité de l'Immobilisation Directe des Fragments Osseux dans les Fractures", resumiendo los distintos métodos vigentes para el tratamiento de las fracturas. Tres de los seis métodos descritos eran realmente distintos tipos de "fijadores externos": la punta de Malgaigne, el gancho de Malgaigne y un sistema a base de alambre para fracturas mandibulares (Seligson y Dudey, 1982).

Sin embargo, no fué hasta 1894 cuando apareció el verdadero primer fijador externo de la historia tal y como lo entendemos en la actualidad. El inventor y, por tanto, pionero del fijador externo, fué un cirujano de Denver llamado Clayton Parkhill. Parkhill, que se graduó en medicina en el Jefferson Medical College en el año 1883, se desplazó a Denver en 1885, según afirmó, "en busca de unas condiciones de vida más duras". La Universidad de Denver lo contrató como profesor de Anatomía y posteriormente fué catedrático de Cirugía y Decano de la State Medical School. Su carácter aventurero lo llevó a enrolarse como voluntario en el conflicto bélico entre España y Estados Unidos por la independencia de Cuba, donde además de actuar como cirujano de campaña, fué condecorado por su valor en el campo de

batalla (Seligson y Dudey, 1982).

El fijador de Parkhill consistía en cuatro placas en forma de "P" acopladas unas con otras, por cuyos orificios centrales y fijados con tuercas, se introducían unos tornillos que inicialmente eran de madera y posteriormente fueron sustituidos por otros metálicos que penetraban transversalmente en el hueso a través de un canal previamente labrado. La fijación de las cuatro placas entre sí permitía la estabilización de la fractura (Fig. II.2A). En 1897, Parkhill publicó los resultados de su fijador aplicado a nueve casos clínicos y, en el mismo año, comercializó su fijador en tres tamaños distintos. En 1898 publicó los resultados de la aplicación de su fijador en catorce casos verdaderamente complicados, entre los que cabría destacar: dos fracturas abiertas, una unión retardada, cinco pseudoartrosis y una mala unión, afectando a huesos largos tanto de la extremidad superior como inferior. Lo verdaderamente admirable de este traumatólogo norteamericano fué el hecho de enunciar una serie de ventajas de la utilización del fijador externo que casi un siglo después y, a pesar de la enorme evolución de los sistemas de fijación externa, todavía poseen plena vigencia. Las principales ventajas que citó fueron: la facilidad de aplicación y ajuste, la prevención de desplazamientos laterales y longitudinales de los fragmentos de fractura, la ausencia de implantes en el foco de fractura y en los tejidos blandos que reducen su vitalidad y favorecen la presentación de dolor y de infección y, por último, la eliminación de las intervenciones secundarias para retirar los fijadores externos evitando todas sus posibles complicaciones. A pesar de que su método supuso una revolución en el tratamiento de determinadas fracturas, que hasta ese momento estaban condenadas al fracaso, seguramente se excedió al proclamar que su método era "el primer método capaz de proporcionar un 100% de curación" (Seligson y Dudey, 1982; Vidal, 1983a; Aron y Toombs, 1984; Egger, 1985a; Weber, 1985; Pettit, 1992).

Con independencia de los trabajos de Parkhill, el belga Albin Lambotte, jefe del Servicio de Cirugía del Hospital Stuivenberg de Amberes, diseñó, perfeccionó e introdujo en 1902 un fijador externo similar al de Parkhill, en el que dos placas longitudinales se fijaban lateralmente a cuatro tornillos metálicos dispuestos transversalmente al hueso y roscados en toda su longitud (Fig. II.2B). Lambotte publicó inicialmente sus trabajos en 1907, completándolos en 1913 con la publicación de su libro "Chirurgie Opératoire des Fractures". En él, no sólo se describen las mismas ventajas de los fijadores externos ya citadas por Parkhill, sino que describe adicionalmente otras virtudes como son: el facilitar enormemente el cuidado de heridas abiertas a pesar de la presencia del fijador, el control del grado de consolidación de la fractura antes de la retirada del implante y por último, la posibilidad de movilización del miembro afectado activa y pasivamente gracias a la rigidez del montaje. Por último, concluye que gracias a la utilización de los fijadores externos pudo evitar amputaciones de extremidades que parecían inevitables (Mears, 1979; Seligson y Dudey, 1982; Brooker, 1983a; Vidal, 1983a; Aron y Toombs, 1984; Pettit, 1992).

El principal hallazgo de Parkhill y Lambotte fué la constatación de la buena tolerancia por parte del paciente de las agujas metálicas implantadas en el hueso a través de la piel, así como la introducción de las hemiajugas roscadas.

En 1904, Codivilla utilizó por primera vez los fijadores externos con agujas transfixiantes y barras conectoras para el alargamiento de las extremidades (Hierholzer et al., 1978; Pettit, 1992) . También Codivilla en 1905 y Steinmann en 1912 describieron el uso de agujas transcalcáneas para la aplicación de tracción esquelética en fracturas con desplazamiento de la extremidad inferior (Vidal, 1983a) . En 1910, Lambret insertó agujas transfixiantes en cada uno de los fragmentos óseos fracturados con lo que se podía aplicar tracción a ambos lados de la fractura (Seligson y Dudey, 1982; Vidal, 1983a). Groves, en 1912, diseñó un fijador externo que permitía la tracción o compresión óseas mediante un tornillo tensor conectado con varias agujas (Pettit, 1992).

En 1916, Juvara presenta en Bucarest la primera referencia histórica acerca del uso combinado de un hemifijador y de un cerclaje para su aplicación en fracturas diafisarias (Seligson y Dudey, 1982). Otras aportaciones de Juvara fueron la presentación de distintos tipos de agujas específicas para los distintos tipos de huesos y de fracturas e inventó la primera guía que permitía una implantación correctamente orientada de las agujas (Vidal, 1983a). En 1917, Chalier diseñó un fijador ajustable compuesto por dos placas deslizantes cada una con numerosos orificios provistos de rosca por los que se introducían los tornillos que actuaban a modo de agujas roscadas. Con este sistema se podía ajustar el foco de fractura aunque en un único plano. Ya a finales de los años veinte, Chalier modificó su fijador al incorporar las agujas y las placas deslizantes fabricadas con acero moldeable, lo que permitía un mejor ajuste y corrección del foco de fractura en varios planos, aunque, en contrapartida, el montaje experimentaba una considerable pérdida de estabilidad (Vidal, 1983a) .

En los años veinte, se diseñaron bastantes montajes a partir siempre de agujas o tornillos insertados en los fragmentos óseos fracturados con control desde el exterior de reducción y fijación de la fractura, entre ellos cabe destacar los de Schanz, 1925, Lamare, 1926, Böhler, 1928, y Riedel, 1930. Ombredanne, en 1924, diseña un fijador de aplicación pediátrica, basado en la maleabilidad del montaje (Seligson y Dudey, 1982).

Putti, en 1921, con su modelo denominado "osteoton" y posteriormente Abbott, Saunders y Bosworth, a finales de los años treinta, siguieron los trabajos de Codivilla en el campo de la elongación de las extremidades aplicando fuerzas de distracción a un hueso previamente osteotomizado (Seligson y Dudey, 1982; Vidal, 1983a) .

Durante la década de los años treinta se desarrolló ampliamente la técnica de fijación externa, mediante el estudio de las distintas configuraciones, la rigidez de los montajes así

como los metales de mejor tolerancia para la fabricación de las agujas percutáneas (Chambers, 1984), adaptándose las agujas diseñadas por Kirschner en 1927 para su utilización en los fijadores externos (Lazo-Zbikowski, 1993)

En 1931, Verbrugger y Goosens presentaron independientemente, nuevos diseños de fijadores externos cuya principal característica era un considerable incremento de la estabilidad del sistema (Lazo-Zbikowski, 1993). En el mismo año, Boever por una parte, presentó una barra que permitía insertar las agujas en el hueso con la profundidad apropiada y, por otra parte, fué el primero en utilizar las agujas fabricadas a partir de acero inoxidable, lo que mejoraba enormemente la resistencia a la corrosión así como la tolerancia tisular (Vidal, 1983a). El fijador de Boever fué mejorado en 1934 por Henri Judet quien incrementó la estabilidad de los fijadores aplicando, por primera vez en la historia, hemiagujas que perforaban ambas corticales óseas en vez de las hemiagujas usadas hasta ese momento por la mayoría de los autores, que sólo afectaban a la cortical proximal. Aparte de esta importante innovación, Judet fué probablemente el primer cirujano que insistió en el hecho de practicar una amplia incisión cutánea de relajación en cada punto de implantación de una aguja como método para eliminar la necrosis cutánea por excesiva tensión y limitar de esta forma, el riesgo de infección en el tracto de la aguja. Igualmente desestimó el uso de la guía de agujas puesto que consideró que el propio fijador ya actuaba como guía para la correcta orientación de las agujas a implantar (Vidal, 1983a). Las modificaciones introducidas por Boever primero y posteriormente por Judet supusieron una importantísima mejora de la tolerancia por parte del organismo a la presencia de fijadores externos, disminuyendo el número de fracasos clínicos condicionados por el método. Las citadas modificaciones introducidas inicialmente por Judet y posteriormente por sus hijos, Robert y Jean, se mantienen todavía vigentes por los cirujanos formados en su escuela.

En 1935, Lamare y Larget aplicaron por primera vez dos fijadores externos en el mismo hueso fracturado, dispuestos en dos planos perpendiculares y conectados mediante dos barras horizontales, lo que permitía ligeras correcciones del foco de fractura en los dos planos de implantación. Lamarre y Larget fueron los primeros cirujanos en intentar encontrar el sistema de corrección tridimensional "a posteriori" y en implantar las agujas de forma angulada agrupándolas en "unidades de agujas". Un año más tarde, en 1936, Cuendet aplicó por primera vez y de forma sistemática la configuración bilateral de fijadores externos (Vidal, 1983a; Weber, 1985) y elaboró un fijador externo hemicircular (Lazo-Zbikowski, 1993).

En la segunda mitad de los años treinta, autores como Anderson y Stader en Estados Unidos y Hoffmann en Suiza presentaron trabajos que han resultado totalmente determinantes para la evolución y desarrollo de los fijadores externos, hasta el punto de considerarlos como los pioneros de la fijación externa moderna (Stader, 1939; Brinker, 1952; Mears, 1979; Brooker, 1983a; Egger, 1985a; Aron y Toombs, 1984; Pettit, 1992).

En 1936, el norteamericano Anderson, puso en práctica un montaje para fracturas femorales consistente en la colocación de hemiajugas en el fragmento proximal y agujas transfixiantes en el fragmento distal. Una vez reducida la fractura, procedía a la fijación de las agujas mediante un escayolado de la extremidad. En 1940, Anderson modificó su aparato utilizando una barra metálica como método de fijar las agujas evitando así el escayolado de la extremidad (Fig. II.3A). Posteriormente, introduce un sistema de barras metálicas intermedias conectadas con una barra principal mediante coaptadores simples y dobles, introduciendo, de esta forma, el principio de unidades triangulares de hemiajugas que facilitan la reducción de la fractura una vez implantado el fijador (Petit, 1992; Vidal, 1983b).

En 1938, Hoffmann, que contaba con los títulos tan dispares de Cirujano, Doctor en Teología y Maestro Carpintero, elaboró un fijador de gran rigidez mediante la aplicación de tres agujas paralelas a ambos lados del foco de fractura conectadas por unos coaptadores múltiples (denominados originalmente "ball joint rods") que permitían la fijación simultánea de las tres agujas. Las diferentes tripletas estaban conectadas entre sí por un sólido sistema de barras conectoras (Fig. II.4A). La aportación más importante del fijador externo de Hoffmann, así como de los desarrollados paralelamente por Anderson y Stader, fué la posibilidad de actuar sobre el foco de fractura, modificando la posición relativa de los fragmentos óseos o bien ejerciendo un efecto de tracción o compresión progresiva una vez implantados los fijadores externos; introduciendo de esta forma el concepto de "osteotaxis" (del griego: desplazar el hueso) (Mears, 1979; Vidal, 1983a; Aron y Toombs, 1984; Pettit, 1992).

Paralelamente, Otto Stader, veterinario alemán instalado en Pennsylvania (U.S.A.) y reconocido internacionalmente como experto en infertilidad bovina, desarrolló en 1934, el primer fijador externo diseñado especialmente para traumatología veterinaria. El diseño inicial de Stader estaba basado en agujas transfixiantes cuyos dos extremos estaban fijados a una férula acolchada con contrachapado. Como apreciación curiosa, en 1934 y 1935, Stader, Self y Leonard observaron la validez de los radios de las ruedas de bicicleta como sustitutivo de las agujas transfixiantes para su uso en veterinaria permitiendo una disminución del coste económico sin detrimento de la eficacia (Stader, 1939; Brinker, 1952; Petit, 1992).

El diseño más perfeccionado del fijador de Stader, introducido definitivamente en 1937 y elaborado por la General Electric X-Ray Corporation, fué el primer hemifijador que proporcionaba a la vez reducción y fijación. En este caso, las agujas pasaban a través de los orificios de unas unidades de conexión plásticas que controlaban la angulación de las agujas bloqueándolas con tornillos tipo Allen. Cada una de estas unidades se conectaba a una unidad "bisagra" que permitía la orientación de las agujas en dos planos. Finalmente las unidades "bisagra" estaban conectadas a una barra roscada hacia la derecha o izquierda según el extremo, lo que permitía ejercer distracción o compresión del foco de fractura (Fig. II.3B).

Asimismo, Stader introdujo las hemياجijas parcialmente roscadas lo que permitía la mejor fijación de la cortical ósea distal (Stader, 1939; Petit, 1992).

A finales del año 1937, dos traumatólogos de medicina humana (Lewis y Breidenbach) observaron un perro policía que había sido intervenido con el fijador de Stader para resolver una fractura femoral. La eficacia del fijador para reducir e inmovilizar la fractura así como la sencillez y apoyo prematuro de la extremidad maravillaron a los dos traumatólogos que propusieron a Stader la adaptación de su fijador para uso humano. En el año 1939, Stader había intervenido con su fijador a unos 500 perros e incluso se había ya aplicado a quince personas, para utilizarse posteriormente y de forma sistemática durante la Segunda Guerra Mundial en los pacientes de las fuerzas armadas canadienses y norteamericanas (Stader, 1939; Seligson y Dudey, 1982; Petit, 1992; Lewis, 1993).

En 1938, Schroeder, en aquel momento jefe de los Servicios Veterinarios del Angell Memorial Animal Hospital (AMAH) de Boston, diseñó el fijador externo que denominó fijador externo tipo AMAH-Schroeder. En este proyecto colaboró un por entonces estudiante, llamado Leighton, y el padre de éste último que, como ingeniero mecánico, fabricó el fijador. El fijador de AMAH-Schroeder estaba constituido por unas piezas de acero inoxidable que por un lado fijaban las agujas mediante tornillos tipo Allen y por otro las barras conectoras roscadas que mediante una palomilla retirable permitían traccionar o comprimir los fragmentos óseos. Posteriores diseños presentaban algunas modificaciones que aumentaban la versatilidad del montaje, como, por ejemplo, la posibilidad de ajustar el ángulo y la separación entre las agujas en un mismo bloque y la extracción del sistema de roscado una vez ajustado para disminuir el peso del fijador (Pettit, 1992).

Haynes, en 1939 realizó distintos estudios con fijadores externos utilizando simultáneamente distintos tipos de hemياجijas, ampliando los trabajos que habían presentado unos años antes Judet y Anderson (Seligson y Dudey, 1982; Pettit, 1992).

La adaptación del fijador de Anderson para su uso en veterinaria fué llevada a cabo en el año 1947 por Ehmer en colaboración con la empresa Kirschner Manufacturing Company de Washington, confeccionando el fijador externo denominado de Kirschner-Ehmer. La utilización de coaptadores simples y dobles permitía cierta flexibilidad en la angulación de las agujas así como la corrección de desviaciones angulares y rotacionales una vez ensambladas cada una de las unidades de agujas hemitransfixiantes. Al igual que el fijador de AMAH-Schroeder, el fijador de Kirschner-Ehmer permitía la retirada de todo el sistema de reducción una vez ajustado el fijador mediante los coaptadores. El fijador diseñado por Ehmer se fabricó en tres presentaciones según el tamaño del animal, siendo el interés del de mayor tamaño su aplicación por primera vez a fracturas de huesos largos en grandes animales mediante utilización de agujas transfixiantes (Ehmer, 1947; Pettit, 1992). Simultáneamente,

otros autores como Knowles y colaboradores en 1949, Brinker en 1949 y 1952 y Olsen en 1952, empezaron a aplicar éste fijador en fracturas de huesos planos, como por ejemplo en fracturas de la pelvis y de mandíbula (Brinker, 1949, 1952; Knowles et al., 1949; Pettit, 1990; 1992).

A pesar de los trabajos presentados principalmente por Stader, Anderson y Olsen a finales de los años treinta, la mayoría de los cirujanos humanos se mostraban reacios a aplicar los métodos de fijación externa en sus pacientes, argumentando básicamente un temor a la infección, una cierta complicación técnica para llevarlos a cabo y el elevado coste del equipo (Brooker, 1983a; Pettit, 1992).

La publicación en 1943 del libro: "Manual of Fractures. Treatment by External Skeletal Fixation", por parte de Shaar y Kreuz, en el que se trataban capítulos dedicados, entre otros, a la técnica de colocación y a describir la experiencia de los autores con el fijador de Stader, reafirmó el interés de los fijadores que se experimentó desde antes del inicio de la Segunda Guerra Mundial (Aron y Toombs, 1984). En este período, la Armada norteamericana aplicó asiduamente el fijador externo de Stader básicamente por la relativa sencillez de implantación, por la necesidad de un desplazamiento inmediato de los pacientes y por carecer en alta mar del equipo médico adecuado y de unas condiciones de asepsia mínimas para la aplicación de los sistemas de fijación interna. Sin embargo, en las postrimerías de la guerra la aceptación de los fijadores volvió a descender hasta el punto que las autoridades médicas militares prohibieron su uso. Los argumentos esgrimidos para decidir de dicha prohibición fueron principalmente, el bajo porcentaje de éxito y la elevada aparición de complicaciones, entre las que cabe destacar en primer lugar la infección y a continuación el desprendimiento de las agujas, las uniones retardadas y las no uniones (Green, 1981; Seligson y Dudey, 1982; Aron y Toombs, 1984; Pettit, 1992; Lewis et al., 1993).

La razón del elevado índice de fracasos y complicaciones cabría buscarla en el empleo de los fijadores por parte de cirujanos con insuficiente preparación y experiencia en el uso de estas técnicas, implantando los fijadores incorrectamente o en casos no indicados. Por este motivo el Committee on Fractures and Traumatic Surgery of the American Academy of Orthopaedic Surgeons llevó a cabo en 1950, una encuesta en la que el 43 % de sus miembros estaba totalmente en desacuerdo con el uso de los fijadores externos aunque más de dos tercios de ellos presentaban una casuística muy reducida, inferior a 25 pacientes intervenidos con fijadores. Curiosamente, la satisfacción del cirujano con la utilización de los fijadores externos era directamente proporcional al número de casos intervenidos. Como consecuencia de los resultados de la citada encuesta, el anterior comité, aconsejó a los cirujanos que asistiesen como observadores o ayudantes a un mínimo de 200 pacientes intervenidos con fijadores externos antes de intentar aplicarlo personalmente (Seligson y Dudey, 1982).

El uso de los fijadores externos en veterinaria, especialmente los de Stader y Kirschner-Ehmer siguió épocas de aceptación y rechazo paralelas a las descritas en medicina humana, para desestimarse definitivamente en los años cincuenta debido, al igual que sucedía en traumatología humana, a los fracasos y a la frecuencia de infecciones (Pettit, 1992). Por ello, en 1949, el propio Stader aconsejó a sus colegas veterinarios un protocolo a seguir antes de aplicar su fijador a casos clínicos. Entre las sugerencias enunciadas por Stader cabría destacar la revisión de la anatomía topográfica de la región a intervenir tanto a través de libros de texto como de disección en cadáveres, la disposición, para su consulta, de preparaciones esqueléticas de las extremidades a intervenir, la realización de las intervenciones en cadáveres, la asistencia a las intervenciones de otros cirujanos con más experiencia en la colocación de fijadores, y para concluir, la realización de osteotomías experimentales en perros para evaluar la validez y asepsia de su propia técnica quirúrgica así como la recuperación funcional de los pacientes experimentales (Pettit, 1992). Brinker propone sugerencias parecidas en el capítulo destinado a los fijadores externos del libro de Lacroix y Hoskins "Canine Surgery" publicado en 1952 (Brinker, 1952).

Como vemos, éstas sugerencias se podrían enmarcar perfectamente dentro del protocolo habitual del método experimental científico, con plena vigencia en la actualidad. Finalmente, Stader (1949) sentenció: "Quienes estén inclinados a pensar que las anteriores sugerencias son supérfluas, nunca gozarán de un éxito completo. Sin embargo, se ha demostrado sin ninguna duda, que cuando se han seguido fielmente dichas sugerencias, los resultados son invariablemente buenos" (Pettit, 1992). Con estas palabras Stader intenta demostrar que a pesar de que la colocación de fijadores externos es un método relativamente sencillo de tratar fracturas óseas, requiere, no obstante, seguir una metodología quirúrgica bien definida y que muchas veces, los errores se producen más que por fracaso del fijador, por actitudes casi "temerarias" de los cirujanos que se atrevían a colocar fijadores externos con muy poca experiencia, sin tener en cuenta las normas básicas de su colocación ni sus indicaciones y menospreciando las leyes básicas de la cirugía, sobre todo en cuanto a la asepsia, sólo porque con este método no se expone directamente el foco de fractura.

A pesar de las sugerencias propuestas tanto por el "Committee on Fractures ..." como por Stader, los fijadores externos siguieron sin tener la aceptación que se merecían y su popularidad descendió a partir de los años cincuenta y hasta los años setenta, debido entre otros factores, a la aparición de técnicas alternativas como la aplicación del enclavamiento centromedular de Küntscher o las técnicas de osteosíntesis por placas.

Sin embargo, la citada impopularidad de los fijadores no evitó que algunos autores, normalmente europeos, siguiesen estudiando los fijadores externos con el propósito de perfeccionarlos y así evitar las complicaciones responsables de la baja aceptación. Entre estos autores cabe destacar los trabajos de Boever, R. Judet, J. Judet y principalmente, del inglés

Charnley, quien en 1948, diseñó un fijador externo compresivo especialmente indicado para artrodesis y algunos tipos especiales de fracturas (Fig. II.5A) (Vidal, 1983a; Weber, 1985). El principio de aplicar la máxima compresión interfragmentaria propuesto por Charnley fué adaptado posteriormente por Devas y por la AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) o ASIF (Swiss Association for the Study of Internal Fixation) (Vidal, 1983a). En los años cincuenta, el Grupo AO, empezó a trabajar en el campo de la fijación externa, recogiendo los frutos en 1952, con el diseño del fijador externo tubular de AO-ASIF. Posteriormente, en los años setenta, el fijador sufrió importantes modificaciones encaminadas a proporcionar mayor estabilidad al montaje y ampliar sus indicaciones (Behrens, 1982b; Mears, 1983a; Vidal, 1983a).

En los años cincuenta, Wagner (Fig. II.5B) en Alemania y Kawamura en Japón diseñaron fijadores externos destinados a la elongación de las extremidades siguiendo la línea iniciada por Codivilla casi medio siglo antes (Mears, 1979; Green, 1981; Brooker, 1983a). También en los años cincuenta, Ilizarov en Rusia, Kronner en Estados Unidos y Bonnel en Francia, desarrollaron simultáneamente fijadores externos circulares y semicirculares a base de estructuras anulares para su aplicación en determinados tratamientos ortopédicos, principalmente, rotación y elongación de las extremidades, aplicando la idea inicial de Cuendet en 1936, quién incorporó un arco proximal y otro distal al fijador de Lambret (Mears, 1979; Brooker, 1983a; Vidal, 1983a). Con los sistemas circulares y semicirculares es posible implantar hemiguías de alrededor de 0.5 mm, en todas las direcciones del radio del arco, lo que supone un incremento importante de la estabilidad sobre todo en huesos osteoporóticos. Por otra parte, el sistema de Ilizarov (Fig. II.6A), realizado en 1952 aunque dado a conocer en occidente en 1980, se sigue usando en la actualidad en traumatología humana (Riba y Ramón, 1987; Roger y Badía, 1987) y gracias a los trabajos de adaptación de Latte, en Francia y Ferreti en Italia, también en traumatología veterinaria (Latte, 1990; Meynard, 1991a; Egger, 1992). El fijador externo de Ilizarov permite el uso de agujas de pequeño diámetro, alrededor de 0,5 mm, sin comprometer la estabilidad del montaje, siempre que se asienten en fragmentos óseos con corticales densas (Vidal, 1983a), proporcionando un grado de estabilidad comparable, en algunos casos, al de la correspondiente técnica de fijación interna, permitiendo además, modificar progresivamente la alineación de la fractura, factor éste imprescindible para la reducción de defectos angulares de las extremidades.

En 1958, un veterinario francés llamado Becker introduce un nuevo fijador externo de uso veterinario, adaptando los sistemas de fijación externa acrílicos de uso humano y elaborando un fijador externo constituido por agujas roscadas unidas entre ellas por puentes de resina autopolimerizable (Meynard, 1991) y alambres (Luera, 1992; comunicación personal).

Un importante avance de la fijación externa humana lo protagonizaron los franceses

Vidal y Adrey, en 1969, quienes basaron sus estudios en el perfeccionamiento del fijador externo de Hoffmann, modificándolo de tal manera que a partir de ese momento, pasó a denominarse fijador externo de Hoffmann-Vidal (Fig. II.4B) (Briggs y Chao, 1982; Vidal, 1983a). Las principales mejoras introducidas por el fijador de Vidal-Adrey fueron, en primer lugar, el aumento importantísimo de su rigidez; en segundo lugar, la facilidad de corregir tridimensionalmente los fragmentos óseos fracturados y, por último, el ajuste preciso de la longitud de la extremidad durante o bien una vez colocado el fijador. Los estudios biomecánicos de Adrey y Vidal se realizaron mediante una prensa roscada para cuantificar la compresión interfragmentaria aplicada y la deformación elástica obtenida era registrada por unos calibradores extensiométricos elásticos (Vidal, 1983a).

El principal objetivo de Vidal y Adrey era el de conseguir un fijador muy compacto que permitiese una estabilización enormemente rígida del foco de fractura, puesto que dicho factor era según ellos imprescindible para la correcta cicatrización ósea sobre todo en casos de fracturas abiertas o infectadas, siendo la configuración bilateral la más adecuada para este fin. Posteriormente, ambos autores constataron que cuando una fractura simple podía ser sometida a compresión, un simple montaje unilateral podía resultar válido, dejando el montaje bilateral para fracturas conminutas que por su inherente inestabilidad requerían montajes más estables y a modo de neutralización, es decir, sin aplicar compresión interfragmentaria. Asimismo, en aquellos casos extremos que presentaban pérdida importante de sustancia ósea, resultaba imprescindible la estabilización anteroposterior mediante aplicación de hemياجugas cuya barra de conexión se ensamblaba al montaje bilateral (Vidal, 1983a).

El fijador externo de Vidal-Adrey estaba constituido básicamente por agujas transfixiantes roscadas ensambladas en grupos de tres y conectadas mediante unos coaptadores múltiples a las barras longitudinales que presentaban un sistema de distracción y compresión (Mears, 1979; Brooker, 1983a; Vidal, 1983a). Posteriormente, Brooker y Fischer siguieron trabajando en el fijador de Hoffmann-Vidal cuestionando la importancia de la excesiva rigidez sobre la correcta cicatrización del hueso fracturado (Brooker, 1983a).

A partir de la década de los setenta y hasta nuestros días, se han ido produciendo, principalmente en traumatología humana, tal cantidad de modificaciones sobre los fijadores externos existentes, surgiendo igualmente infinidad de nuevos diseños, que resultaría prácticamente imposible realizar una breve descripción de todos ellos. Ya en 1983, Mears describió hasta 18 sistemas distintos de fijadores externos usados habitualmente por los traumatólogos de medicina humana, cifra que indudablemente ha seguido creciendo en estos diez últimos años ampliando las indicaciones de los fijadores externos no sólo a fracturas óseas de cualquier tipo y localización sino también a la resolución de otros procesos traumatológicos y ortopédicos.

En la actualidad, y en lo que a nuestro país se refiere, los traumatólogos humanos utilizan una gran variedad de fijadores externos destacando entre ellos, el de Hoffmann-Vidal convenientemente actualizado, el de Wagner y el de Ilizarov (especialmente en el caso de deformaciones angulares de las extremidades, aunque empieza a ser desbancado por otros sistemas) y los fijadores externos denominados "dinámicos" que representan la tendencia futura de la fijación externa.

El concepto de la "dinamización" del foco de fractura, evolución de la idea de "fijación externa elástica" descrita por Burny en 1976, consiste en aplicar una reducción de la fractura inicialmente rígida para, al cabo de cierto tiempo, desestabilizarla de forma controlada y permitir así la existencia y transmisión de micromovimientos axiales a través del foco de fractura dado su efecto osteogénico (Green, 1981; Chao et al., 1989; De Bastiani et al., 1989; Lazo-Zbikowsky, 1993; Egger, 1993a y b). Entre las principales ventajas que presentan los actuales fijadores externos dinámicos destacan, por una parte, una mayor comodidad y aceptación por parte del paciente intervenido ya que al tratarse de fijadores externos unilaterales son mucho menos voluminosos que los de tipo II y que los circulares tipo Ilizarov; y por otra parte, una gran versatilidad, aplicándose tanto a fracturas convencionales como a deformaciones angulares, elongaciones de extremidades y transposiciones óseas con excelentes resultados. Entre este último grupo destacan el fijador tipo Orthofix (Fig. II.6C) (diseñado por el traumatólogo italiano De Bastiani; De Bastiani et al., 1984 y 1986) y el fijador Mono-Tubo-LC (diseñado por los traumatólogos españoles Lazo-Zbikowski y Cañadell; Lazo-Zbikowski, 1993).

Tradicionalmente, la traumatología veterinaria ha ido a remolque de la aplicación de técnicas y métodos diseñados inicialmente para traumatología humana, adaptándolos adecuadamente para uso veterinario. Dicha adaptación resulta en la mayoría de las ocasiones muy complicada debido principalmente al elevado coste, disponibilidad limitada e inadecuadas dimensiones de los fijadores externos de uso humano (Egger, 1988a). Por ello, ciertos traumatólogos veterinarios han desarrollado sistemas de fijadores externos, de difusión más o menos limitada, pero con unas características más acordes con las necesidades y posibilidades de la clínica de pequeños animales (Hurof and Seer, 1968; Becker, 1974; Latimer et al., 1977; Bush, 1977; citados por Cziffer y Tóth, 1989). Los fijadores externos diseñados especialmente para uso veterinario y de mayor repercusión en nuestro país, han sido el de Meynard y el de Oms.

En 1967, el veterinario francés Meynard presenta, aprovechando la celebración del Congreso Mundial Veterinario de París, un sistema de fijación externa inspirado en el modelo descrito por los estomatólogos Baume y Benoit para el tratamiento de fracturas de mandíbula muy parecido al descrito, en 1935, por Lamare y Larget. La sencillez de colocación, el bajo coste económico y los inmejorables resultados que proporciona el sistema presentado por

Meynard han hecho de su fijador uno de los más utilizados en la actualidad por los traumatólogos veterinarios de Europa meridional (Meynard y Goudichaud, 1971; 1973).

El "Fijador Modular Extraesquelético de Oms" (Fig. II.6B) fué adaptado por los traumatólogos españoles Luera y Tarragó en el año 1983, con la colaboración del técnico textil Juan Oms y a partir del modelo utilizado en traumatología humana. El fijador externo de Oms consta de barras y agujas roscadas ensambladas mediante coaptadores plásticos fijados con tuercas, lo que permite aplicar fuerzas de distracción y compresión al foco de fractura y, mediante la incorporación de un resorte, generar fenómenos de bioestimulación (Tarragó y Luera, 1986; Luera y Tarragó, 1987).

Actualmente, el uso de la fijación externa en traumatología veterinaria, al igual de lo que sucede en traumatología humana, se encuentra en un extraordinario momento de popularidad, siendo el fijador externo de Kirschner-Ehmer el más empleado por el colectivo internacional de traumatólogos veterinarios, acompañado en el sur de Europa, por el fijador externo de Meynard. En un segundo plano se encontrarían otros sistemas de fijación externa mucho más específicos como los acrílicos o el de Ilizarov. En lo referente a nuestro país, y según datos aportados por el G.E.V.O. (Grupo Español de Veterinarios Ortopédicos) entre el 80-90 % de sus miembros utiliza de forma generalizada el fijador externo de Meynard, refiriéndose el 10-20 % restante a otros sistemas como Kirschner-Ehmer y Oms, etc. (Font, 1991).

Finalmente, algunos autores consideran que el uso de los fijadores externos se ha extendido hasta tal punto que a veces incluso se utilizan de forma exagerada. Precisamente, para evitar caer en el uso excesivo de los fijadores externos valdría la pena recordar la importancia de las palabras citadas por Egger (comunicación personal, Amberes 1991), considerado uno de los más destacados especialistas actuales en la fijación externa veterinaria, quien manifestó:

"No existe un único y universal sistema para tratar todo tipo de fracturas sino que lo que existe es una determinada fractura que puede ser tratada idóneamente por uno o más sistemas".

Egger, 1991.

Tabla II.1. Descripción cronológica de la historia de los fijadores externos¹.

Autor	Año	Aportación
MALGAIGNE	1840 - 1843	"Gancho" y "Punta" de Malgaigne. Primer instrumento parecido a un fijador externo.
PARKHILL	1897	Primer prototipo de fijador externo (E.E.U.U.).
LAMBOTTE	1902	Primer prototipo de fijador externo (Europa).
CODIVILLA	1904	F.e. con agujas transfixiantes para elongación de extremidades.
GROVES	1912	F.e. que permite aplicar compresión o distracción interfragmentaria.
JUVARA	1916	Primera utilización combinada de f.e. y cerclaje metálico.
BOEVER y JUDET	1931-1934	Introducción de las agujas de acero inoxidable e implantación de las hemiagujas en las dos corticales óseas.
LAMARE y LARGET	1935	Implantación angulada de las hemiagujas y utilización de barras conectoras intermedias para grupos de hemiagujas.
CUENDET	1936	Primer f.e. bilateral. Primer prototipo de f.f.e.e. circulares.
STADER	1934-1937	Primer f.e. diseñado especialmente para uso veterinario y aplicado después a traumatología humana.
ANDERSON	1936-1940	Enyesado de la extremidad para fijar las agujas transfixiantes. Diseño del f.e. de Anderson (1940) con barras metálicas y coaptadores dobles.
HOFFMANN	1938	Diseño del f.e. de Hoffmann. Introducción de coaptadores múltiples que permitían osteotaxis.
SCHROEDER	1938	Diseño del f.e. de AMAH-Schroeder para uso veterinario.
SHAAR y KREUZ	1943	Publicación del libro "Manual of Fractures. Treatment by External Skeletal Fixation" (traumatología humana).
EHMER	1947	Adaptación del f.e. de Anderson para uso veterinario (f.e. de Kirschner-Ehmer).
STADER	1949	Publicación del decálogo para aplicación de f.e. en traumatología veterinaria.
WAGNER	1953	Diseño del f.e. de Wagner para elongación de extremidades.
ILIZAROV	1952	Diseño del f.e. circular de Ilizarov (conocido en occidente en los años ochenta).
CHARNLEY	1953	F.e. bilateral con sistema de compresión interfragmentaria para artrodesis.
BECKER	1958	Primer fijador externo "acrílico" de uso veterinario.
MEYNARD	1967	F.e. de Meynard. Aplicación para uso veterinario a partir de los diseños de Baume, Benoit, Lamare y Larget.
VIDAL y ADREY	1969	Modificación del f.e. de Hoffmann denominándose f.e. de Hoffmann-Vidal.
BURNY	1976	Introduce el concepto de "fijación externa elástica".
LUERA y TARRAGO	1983	Aplicación del f.e. de Oms para uso veterinario.
DeBASTIANI	1984	F.e. dinámico tipo "Orthofix"

¹ Únicamente se reflejan los datos de interés general más importantes y los de interés veterinario.

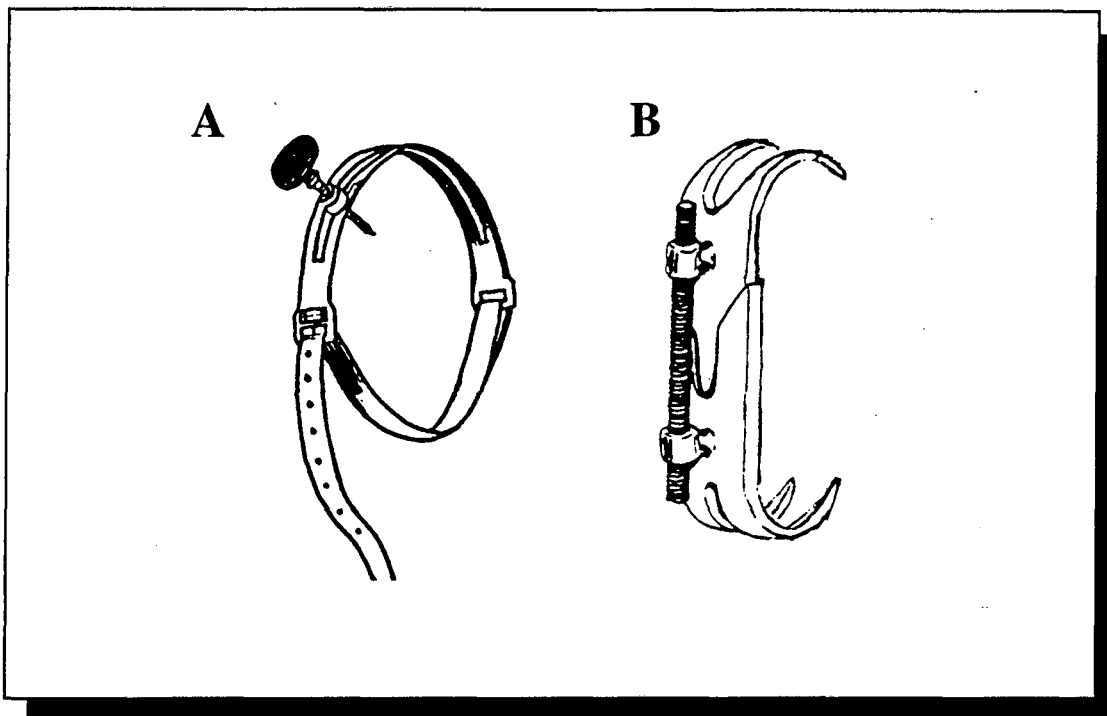


Fig. II.1. A. "Punta" de Malgaigne (1840). B. "Gancho" de Malgaigne (1843).

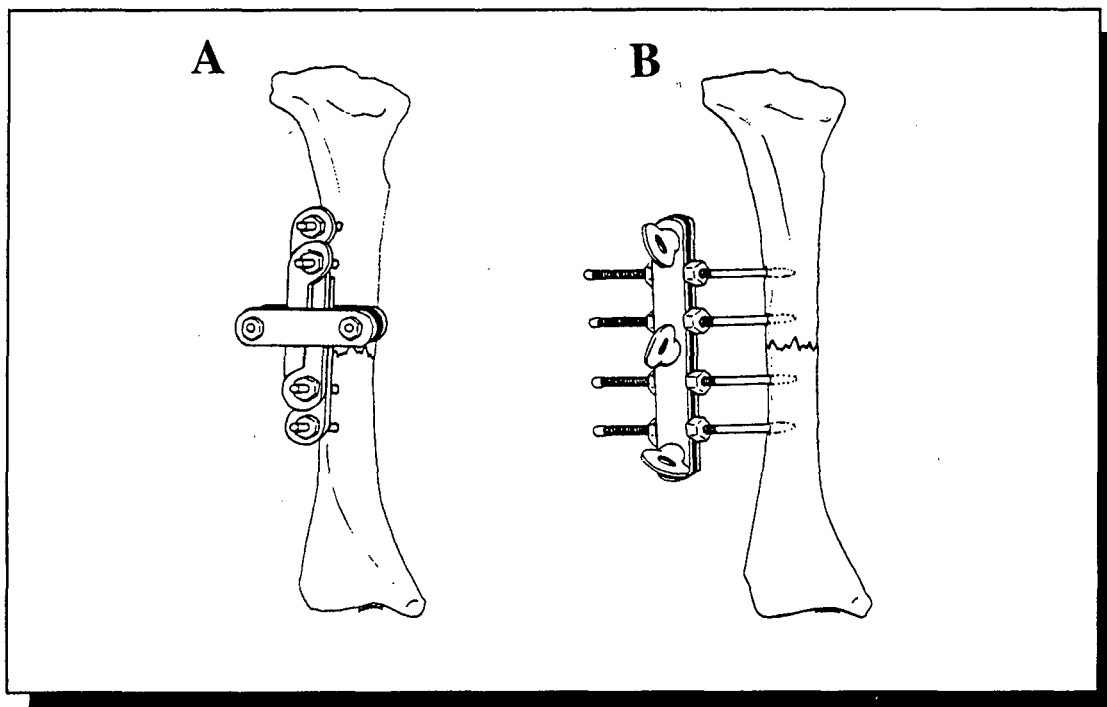


Fig. II.2.A. Fijador externo de Parkhill (1894). B. Fijador externo de Lambotte (1902).

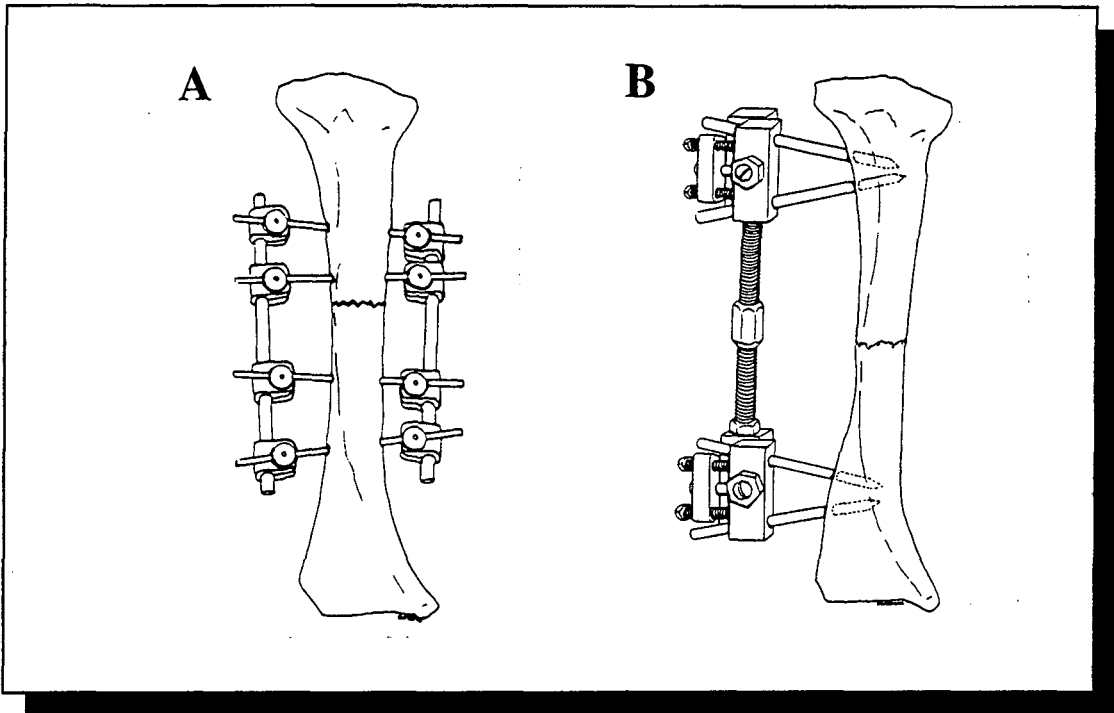


Fig. II.3 A. Fijador externo de Anderson (1936). Ehmer lo adaptó para uso veterinario, denominándolo fijador externo de Kirschner-Ehmer (1947). B. Fijador externo de Stader (1937). Primer fijador diseñado especialmente para traumatología veterinaria y adaptado posteriormente para traumatología humana.

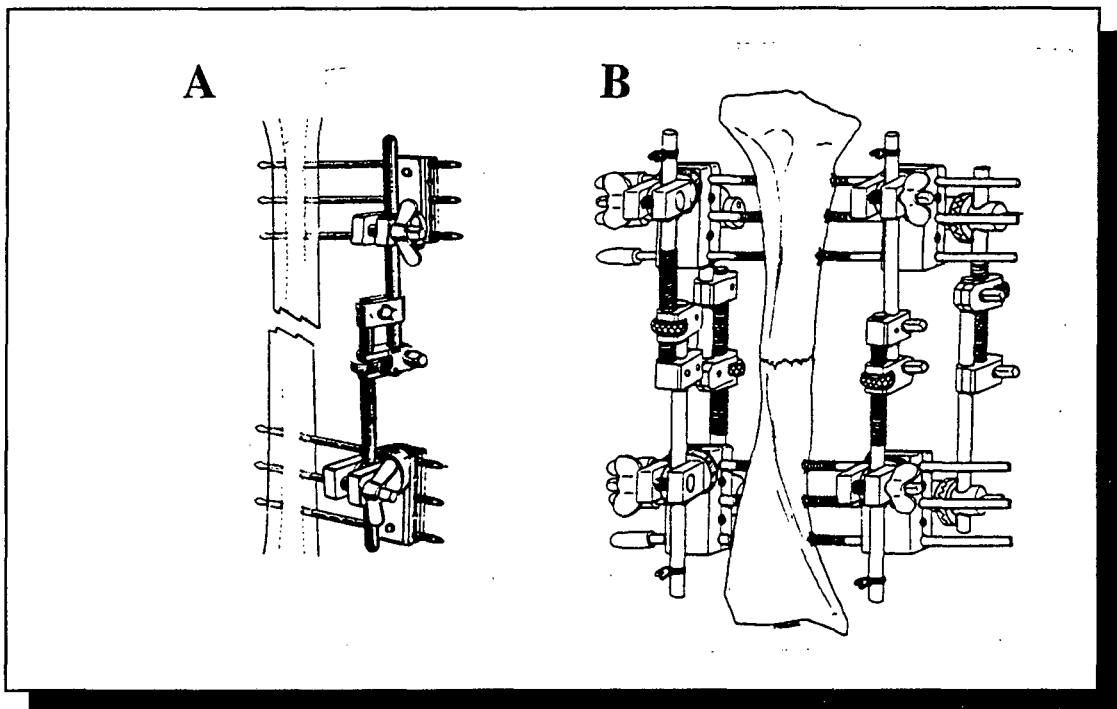


Fig. II.4. A. Fijador externo de Hoffmann (1938). B. Modificación realizada por Vidal y Adrey (1969).

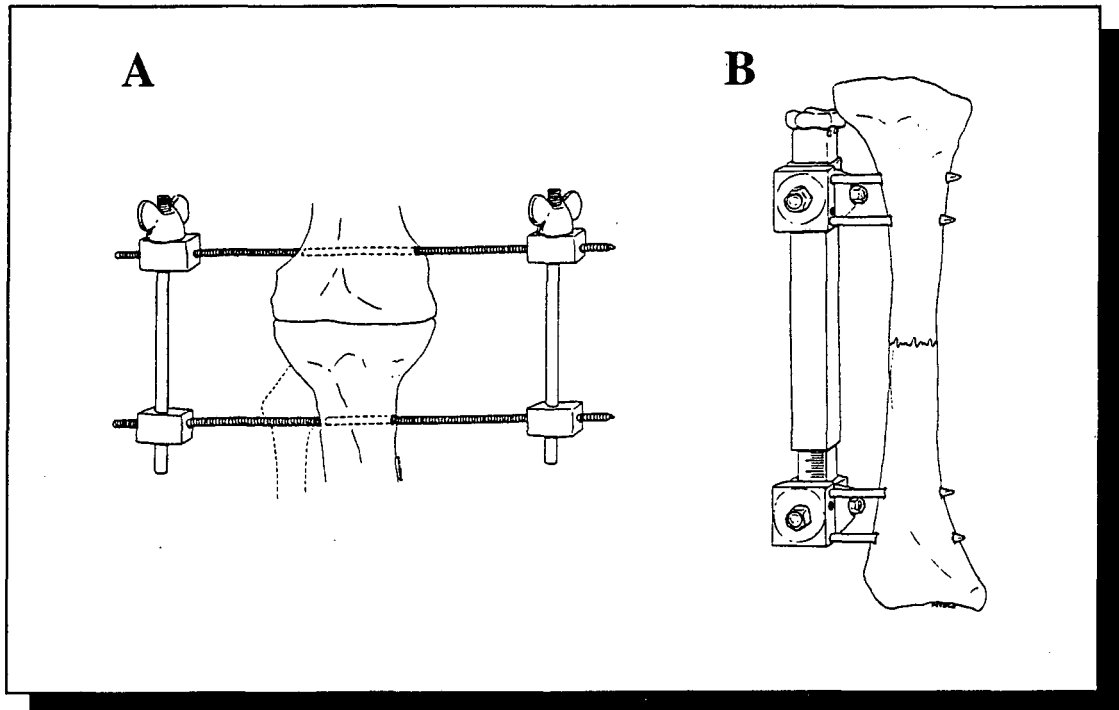


Fig. II.5. A. Fijador externo de Charnley para artrodesis (1948). B. Fijador externo de Wagner para elongación de extremidades (1950).

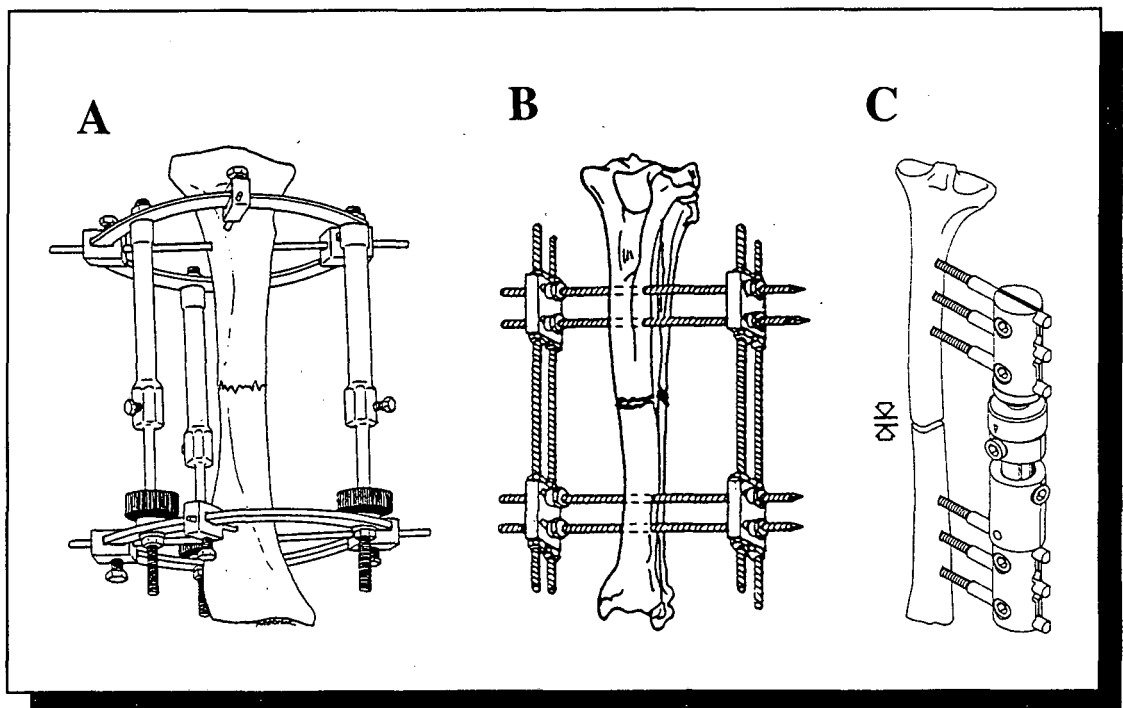


Fig. II.6. A. Diseño inicial del fijador externo de Ilizarov (1952). B. Fijador externo de Oms modificado por Luera y Tarragó (1983). C. Fijador externo dinámico tipo "Orthofix" (DeBastiani et al., 1984)

II.3. TERMINOLOGIA DE LOS COMPONENTES Y DE LAS CONFIGURACIONES DE LOS FIJADORES EXTERNOS

Como consecuencia del auge experimentado por los fijadores externos desde los años setenta hasta la actualidad, la literatura científica ha reflejado una gran cantidad de artículos describiendo distintos tipos y montajes de fijadores externos. Todo ello ha consolidado definitivamente la eficacia de la fijación externa, ampliando simultáneamente su abanico de indicaciones. Sin embargo, el hecho de que la mayoría de los autores denominaran con distintos términos a los mismos componentes y configuraciones (montajes resultantes de la combinación y localización de los distintos componentes) ha creado un cierto desconcierto terminológico, observado tanto en traumatología humana como veterinaria.

En 1985, Roe et al. presentaron a la opinión pública veterinaria norteamericana unas estadísticas realmente sorprendentes respecto al acuerdo que existía entre los cirujanos veterinarios a la hora de definir los distintos componentes y configuraciones de los fijadores externos. Entre los resultados del citado estudio, se podría destacar que en función de la configuración presentada, el acuerdo terminológico se situó entre el 28% y el 79%. Dichos resultados evidenciaron definitivamente la necesidad de una correcta estandarización terminológica (Roe, 1992).

En el presente capítulo se describen los distintos componentes de los fijadores externos así como las configuraciones más utilizadas en traumatología veterinaria, utilizando para ello las denominaciones aceptadas en la actualidad.

3.1. COMPONENTES

3.1.1. Agujas

Denominadas también agujas percutáneas (puesto que son métodos terapéuticos aplicados a través de la piel), corresponden al término inglés de "pin" y al francés de "broches". Las agujas percutáneas son implantes fabricados a partir de acero inoxidable austenítico¹ 316L que después de atravesar la piel y los tejidos blandos subcutáneos perforan ambas corticales óseas consiguiendo la inmovilización del hueso fracturado mediante la conexión del conjunto de agujas a un sistema rígido.

¹ Determinado tipo de acero inoxidable inventado por Sir William C. Roberts-Austen, constituido por una aleación de hierro que contiene además Ni (14%), Cr (18%), Mb (3%) y C (<0,02%). Resistente al calor, corrosión, deslizamiento y sin propiedades magnéticas (De Palacios et al., 1980).

Aunque en muchas ocasiones se utilizan indistintamente los términos de agujas o de clavos percutáneos, la correcta denominación depende del diámetro utilizado en cada ocasión. Así, implantes de diámetro inferior o igual a 3,5 mm deben denominarse agujas percutáneas (por tratarse de agujas de Kirschner), mientras que cuando se utilicen implantes de diámetro superior a 3,5 mm deben denominarse clavos percutáneos (por tratarse de clavos de Steinmann) (Synthes® España y AO/ASIF, 1992). En general y dado que los implantes percutáneos para fijadores externos más utilizados en clínica de pequeños animales no exceden de 3 mm de diámetro, la denominación genérica es la de agujas. Por ello, aunque a lo largo del texto se utilice únicamente el término de agujas percutáneas, éste se referirá tanto a agujas como a clavos percutáneos, en función del diámetro utilizado en cada ocasión.

En los primeros prototipos de fijadores externos realizados por Parkhill y Lambotte a principios de siglo, las agujas sólo perforaban la cortical ósea proximal, pero a partir de los trabajos de Judet en 1934, cualquiera que sea el sistema de fijación externa utilizado, las agujas perforan siempre ambas corticales óseas (Vidal, 1983b). Sin embargo, según la profundidad de perforación, podemos definir dos tipos de agujas: las hemiajugas ("half-pins") que penetran sólo hasta haber perforado ambas corticales óseas; y las agujas transfixiantes² o completas ("full-pins") que una vez perforadas ambas corticales óseas siguen introduciéndose hasta perforar también la piel del lado contralateral donde se fijan mediante diversos sistemas a otras agujas transfixiantes (Behrens, 1982a; Egger, 1992).

Por otra parte, las agujas pueden ser lisas, parcialmente roscadas (presentando distintas longitudes de rosca para fijarse a ambas corticales óseas o sólo a la distal) y agujas totalmente roscadas. Generalmente, las agujas parcialmente roscadas se utilizan como hemiajugas, las cuales pueden presentar dos tipos de rosca: **hemiajugas de perfil de rosca positivo**, es decir, las que presentan un diámetro externo de rosca superior al de la porción lisa de la aguja y **hemiajugas de perfil de rosca negativo**, cuando ambos diámetros coincidan (Mears y Behrens, 1983; Aron y Dewey, 1992; Palmer et al., 1992).

Uno de los motivos que pueden conducir al fracaso del fijador externo como método de estabilización ósea es el aflojamiento y posterior desprendimiento de las agujas. Por ello, distintos autores han estudiado cuál puede ser el diseño idóneo de aguja para evitar el citado problema. En traumatología veterinaria, uno de los trabajos más completos sobre este tema lo desarrollaron Bennett et al., en 1987, evaluando comparativamente, el poder de fijación y la resistencia a la flexión de cuatro tipos diferentes de hemiajugas aplicadas a una configuración tipo Ia. Las cuatro modalidades de agujas eran: agujas lisas, agujas totalmente roscadas, agujas parcialmente roscadas con una longitud de rosca que abarcase ambas

² Anglicismo no aceptado por la Real Academia Española de la Lengua aunque en ambientes quirúrgicos el uso de dicho término está mucho más extendido que la denominación correcta de transfixiantes.

corticales óseas y por último, agujas parcialmente roscadas con una longitud de rosca que afectase sólo a la cortical distal (todas ellas de perfil de rosca negativo). Las conclusiones que obtuvieron demostraron que las agujas lisas son las más resistentes a las fuerzas de flexión, aunque son también las que presentan una mayor facilidad de desprendimiento. Con las agujas totalmente roscadas sucede exactamente lo contrario, presentan una gran resistencia a su extracción pero resultan muy débiles frente a las fuerzas de compresión axial, no sólo doblándose sino también rompiéndose con el uso y el tiempo. Las agujas con una zona lisa y una zona roscada para ser fijada a ambas corticales óseas aparecían inicialmente como una buena opción, aunque inmediatamente se observó que a pesar de tener una gran resistencia al desprendimiento, todas las cargas de estrés se concentran en el punto de unión entre la zona roscada y la no roscada, siendo ésta la zona más débil de la aguja y por donde se doblaban y rompían, incluso con más facilidad que las agujas totalmente roscadas. Por último, la agujas parcialmente roscadas fijadas sólo a la cortical distal, denominadas comercialmente agujas de Ellis, aunque presentan un menor poder de fijación respecto a las agujas roscadas a las dos corticales, se muestran unas cinco veces más resistentes que las agujas lisas justo después de implantadas y unas siete veces más resistentes a las ocho semanas de haberse implantado. Por otra parte, la respuesta a la compresión axial de las agujas de Ellis y de las agujas lisas es prácticamente idéntica y en ambos casos casi el doble que las agujas totalmente roscadas o roscadas a dos corticales. Por lo tanto, las agujas roscadas sólo en la cortical distal resultan igual de resistentes a las fuerzas de flexión que las agujas lisas pero con un poder de fijación mucho mayor. Este comportamiento se debe a que la cortical proximal está perforada por la porción lisa de la aguja, por lo que las fuerzas que transmite el hueso a la aguja no se concentran sobre la zona de transición rosca-lisa (que queda protegida en la cavidad medular entre ambas corticales) sino que lo hacen directamente sobre la porción lisa, muchísimo más resistente (Bennett et al., 1987).

Parecía pues que el diseño idóneo se había ya encontrado, sin embargo, estudios posteriores realizados por Palmer y Aron, en 1990 y Aron y Dewey, en 1992, demostraron que las agujas de Ellis no están exentas de complicaciones, mostrando una fijación ósea así como una resistencia al desprendimiento mucho menor a la esperada. Si a ello se le añadía la necesidad de una muy cuidadosa implantación para conseguir unas óptimas prestaciones, la conclusión final de estos autores fué la de desaconsejar el uso de las agujas de Ellis, principalmente en zonas metafisarias, en fracturas cuyo postoperatorio se prevea superior a seis semanas así como en osteosíntesis de sostenimiento ("buttress") o de elongación (Palmer y Aron, 1990; Aron y Dewey, 1992). Sin embargo, estudios recientes han demostrado de nuevo la validez de las agujas de Ellis en traumatología veterinaria evitando incluso algunas complicaciones de las agujas de perfil de rosca positivo tales como la producción de microfracturas durante su inserción (Anderson et al., 1993).

Los trabajos de Bennett et al. (1987) fueron realizados con agujas de perfil de rosca

negativo. El uso de hemiagujas parcialmente roscadas de perfil de rosca positivo (de fijación en ambas corticales) ha demostrado unas excelentes prestaciones presentando prácticamente la misma resistencia a las fuerzas de flexión que las agujas lisas del mismo diámetro pero con una resistencia al desprendimiento mucho mayor que éstas últimas (Aron y Dewey, 1992; Mears y Behrens, 1983). El único problema que presentaban hasta el momento era unos precios muy elevados y unos diámetros excesivos para su uso en veterinaria. Sin embargo, algunas empresas norteamericanas y europeas han comercializado ya este tipo de agujas con unos precios competitivos y unos diámetros más adecuados (Egger, 1992; Aron y Dewey, 1992; Palmer et al. 1992).

En medicina humana existen algunos diseños especiales de aguja con una porción roscada central para agujas transfixiantes y otro tipo de diseño aplicado a hemiagujas, consistente en dos pequeñas zonas roscadas, separadas por una zona intermedia lisa, para fijarse en cada una de las corticales óseas. Este último sistema requiere conocer con cierta exactitud la separación entre ambas corticales para elegir la aguja correcta así como una técnica de implantación muy precisa, por lo que su uso en traumatología humana es muy limitado (Mears y Behrens, 1983) y prácticamente nulo en traumatología veterinaria. Asimismo, también se ha evaluado en medicina veterinaria la aplicación de hemiagujas lisas recubiertas, en su porción terminal, de una capa porosa de titanio. A pesar de evidenciarse crecimiento óseo en los poros de titanio, no se evidenció claramente una mayor resistencia al desprendimiento prematuro de dichas agujas con respecto a las convencionales (DeCamp et al., 1988).

La tendencia actual en traumatología veterinaria es la de utilizar mayoritariamente agujas lisas, más económicas, que proporcionan una inmejorable rigidez al montaje, simultáneamente con una o dos agujas roscadas, generalmente de perfil de rosca negativo, para proporcionar una mejor fijación del fijador externo al hueso (Rudd y Whitehair, 1992; Aron et al., 1986; Aron y Dewey, 1992; Egger, 1992). En lo referente al diseño de la punta de la aguja y a pesar de los completos estudios sobre el tema y sobre su efecto termogénico (Mathews et al., 1984), las agujas con punta de trócar son prácticamente las únicas empleadas en traumatología veterinaria (Egger, 1991a).

3.1.2. Barras conectoras

Las barras conectoras, denominadas "connection bars" en inglés y "barres d'union" en francés, fijan entre sí las distintas agujas proporcionando la rigidez y estabilidad necesarias al montaje. La mayoría de sistemas de fijación externa utilizan barras metálicas fabricadas a partir de acero inoxidable, pudiendo ser sustituidas, en algunas ocasiones, por agujas de Kirschner o clavos de Steinmann de diámetro y longitud adecuados (Egger 1992). En algunos sistemas de fijadores externos, (AO, Oms, etc) las barras conectoras

presentan en toda su longitud una rosca que permite aplicar distracción o compresión al foco de fractura o zona osteotomizada siguiendo el concepto descrito por Stader en 1937 (Van Ee y Geasling, 1992; Egger, 1992).

En otros sistemas, las barras conectoras metálicas son sustituidas por barras plásticas rígidas a base de fibra de carbono o fibra de vidrio (Spier, 1982) o en otras ocasiones, por barras moldeables a base de resina de metilmetacrilato (Aron, 1976; Aron y Toombs, 1984; Eger, 1990; Matthiesen, 1992; Dew et al., 1992; Fernández, 1993), resinas ortodóncicas (Okin, 1981; Fernández, 1993) o sustancias epoxy que una vez mezcladas con el endurecedor se consolidan en el interior de tubos de polietileno coarrugados y premoldeados (Murray epoxy-filled tube system) (Murray, 1982; Mears, 1983a,b; Dulish, 1989) o bien se moldean directamente a mano mientras polimerizan (Egger 1992; Fernández, 1993).

En traumatología veterinaria, estos sistemas de fijación externa denominados genéricamente "acrílicos", aunque se pueden aplicar a cualquier hueso largo (Dew et al., 1992; Matthiesen, 1992; Fernández, 1993; Ross y Matthiesen, 1993) y especialmente en perros miniatura (Eger, 1990), se utilizan con mayor frecuencia en zonas anatómicamente complicadas como fracturas de la mandíbula (Egger, 1988d, 1993b; Davidson y Bauer, 1992; Fernández, 1993; Ross y Matthiesen, 1993) y en traumatología de aves exóticas (Vilaplana et al., 1987; Tomlinson y Constantinescu, 1991; MacCoy, 1992) debido a un menor peso y a la mayor adaptabilidad que proporciona la barra conectora plástica con respecto a la metálica (Aron y Toombs, 1984). Las prestaciones que ofrecen las barras conectoras acrílicas son semejantes e incluso superiores a las ofrecidas por las barras metálicas, tal y como demostraron Willer et al. en 1991. Por otra parte, ciertos autores describen sistemas carentes de barras conectoras al englobar las agujas transfixiantes a un escayolado de la extremidad como ya describió Anderson en 1936 (Alexander, 1977, 1982; Aron y Toombs, 1984).

Algunos sistemas de fijadores externos permiten que grupos de agujas se fijen entre sí mediante las denominadas barras conectoras intermedias ("rods" o "connection rods") las cuales están conectadas a una barra conectora principal ("bar" o "connection bar") (Van Ee y Geasling, 1992; Egger, 1992). Asimismo, otros sistemas de fijadores utilizan grupos de tres agujas colocadas estrictamente paralelas entre sí en los denominados "pin-clusters" (Behrens, 1982b).

En los sistemas de fijadores externos anulares, las barras conectoras rectas son sustituidas por estructuras metálicas circulares o semicirculares que permiten la fijación de las agujas en todas las direcciones. A su vez, las diferentes estructuras circulares se conectan entre sí por barras longitudinales generalmente roscadas para permitir la aplicación de compresión o tracción al foco de fractura o de osteotomía (Merloz, 1989).

3.1.3. Rótulas

Las rótulas o coaptadores, denominadas "clamps" en inglés y "flasques" o "rotules" en francés, son piezas fabricadas habitualmente en acero inoxidable que conectan sólidamente las agujas transfixiantes con las barras conectoras.

Generalmente, una rótula únicamente conecta una aguja percutánea con una barra conectora, por lo que se le denomina **rótula simple**. En algunos sistemas de fijadores externos, las rótulas pueden fijar simultáneamente varias agujas a una misma barra conectora, denominándose **rótulas múltiples** y en otros casos, pueden fijar dos barras conectoras entre sí, en ese caso se denominan **rótulas dobles** (Pettit, 1992; Egger, 1992; Van Ee y Geasling, 1992). Las rótulas dobles permiten la colocación del fijador externo en distintos planos lo que facilita la reducción y alineación de los fragmentos fracturados. Por este motivo, algunos autores como Aron, Toombs y Font denominan articulaciones a las rótulas dobles (Aron y Toombs, 1984; Font, 1991).

En aquellos casos en que se utilizan barras conectoras acrílicas (exceptuando el fijador de Spier, en el que las rótulas son también de fibra de vidrio o de carbono), el mismo cemento hace la función desempeñada por las rótulas, fijando las agujas percutáneas. Este sistema supone una disminución considerable del peso del montaje, factor muy importante en traumatología de aves salvajes (Satterfield y O'Rourke, 1981; Vilaplana et al., 1987; Tomlinson y Constantinescu, 1991; Egger, 1992; MacCoy, 1992; Van Ee y Geasling, 1992).

3.2. CONFIGURACIONES

Como se ha visto en el anterior apartado, la unificación terminológica de los componentes se llevó a cabo de una forma relativamente sencilla. Sin embargo, con respecto a las configuraciones sucedió todo lo contrario, puesto que para confeccionar una clasificación coherente y fácilmente comprensible para cualquier clínico había que afrontar el creciente número de montajes existentes y una detallada descripción de todo el montaje puesto que los estudios de biomecánica sobre fijadores externos demostraban que una pequeña variación en algún punto del fijador repercutía en la estabilidad y rigidez global del montaje.

Inicialmente se definieron dos sistemas de fijadores: el sistema de **fijadores externos anulares**, que estaban constituidos por estructuras circulares o semicirculares (fijador externo de Ilizarov, de Kronner, de Bonnel, Ace-Fishcer, etc.) y el **sistema de fijadores externos modulares**, que se disponen en uno o dos planos (Hoffmann, Kirschner-Ehmer, Meynard, etc.) (Mears y Behrens, 1983).

El problema de unificar criterios para las distintas configuraciones era más evidente en el caso de los sistemas modulares, y a ellos nos dedicaremos, puesto que las configuraciones con los sistemas anulares son, conceptualmente, más uniformes.

Las propuestas de clasificación que pretendían aportar una descripción detallada tanto del número de agujas, como de su longitud y diámetro así como la longitud y diámetro de la barra conectora, número y localización de las rótulas, etc., no gozaron de mucha aceptación debido a lo extremadamente extenso e incómodo que resultaba la utilización habitual de toda la terminología (Roe, 1992).

Hierholzer en 1978 y posteriormente, Behrens en 1982a, describieron los dos sistemas de clasificación más arraigados en traumatología humana aunque ha sido el primero el que definitivamente se ha consolidado. El método de Hierholzer clasifica los distintos tipos de fijadores externos según el tipo de aguja percutánea que presentan, mientras que el de Behrens clasifica los fijadores como montajes unilaterales o bilaterales y uniplanares o biplanares (Hierholzer, 1978; Behrens, 1982a; Roe, 1992)

También en traumatología veterinaria, han aparecido distintas propuestas de clasificación. Una de las más recientes la presentó el francés Latte en 1991, basada en un sistema combinatorio alfanumérico para la clasificación de los fijadores externos, definiendo con las letras "A" hasta la "G" 7 tipos de fijadores cada uno de ellos con un subíndice numérico, incluyendo tanto los fijadores modulares como los anulares (Latte, 1991). Si bien resultaba un sistema muy fácil de citar, su interpretación, por el contrario, resultaba verdaderamente complicada.

Por último y en lo referente a traumatología veterinaria, parece que finalmente se ha consolidado la clasificación propuesta por el traumatólogo de medicina humana G. Hierholzer en 1978 tras su correspondiente adaptación a la fijación externa veterinaria.

Describiremos a continuación las distintas configuraciones de los fijadores modulares más comunes en ortopedia veterinaria, utilizando para ello la última versión de la clasificación de Hierholzer descrita por Roe en 1992, aunque citaremos brevemente su correspondencia con el método de Behrens.

3.2.1. Fijador externo tipo Ia

El fijador externo tipo Ia o simplemente tipo I³, también conocido popularmente como hemifijador, es el constituido por hemiajugas, es decir, por agujas que perforando una

³ La letra "a" únicamente se utiliza cuando se pretende destacar la diferencia entre el tipo Ia (uniplanar) y el tipo Ib (biplanar).

sola superficie cutánea, pasan a través de las dos corticales óseas (Fig. II.7A). Por consiguiente, tanto las rótulas como la barra conectora están colocadas en un único lado de la extremidad, lo que permite aplicar lateralmente el fijador en fracturas de fémur y húmero sin interferir con las paredes corporales del paciente. El fijador tipo I proporciona suficiente estabilidad en la mayoría de fracturas simples estables en animales de pequeño tamaño (Egger, 1988a).

El fijador externo tipo I con sólo dos o tres agujas, es utilizado habitualmente como sistema independiente de fijación suplementaria en la reducción de fracturas humerales o femorales diafisarias mediante la aplicación de un clavo intramedular, proporcionando una buena estabilidad rotacional (Fox, 1986).

El principal inconveniente de este montaje, aparte de una limitada resistencia a fuerzas de compresión axial, es que todas las agujas están implantadas en el mismo plano por lo que están muy limitados los movimientos de los fragmentos fracturados de cara a realinear y reajustar la reducción de la fractura (Van Ee y Geasling, 1992).

La correspondencia del fijador externo tipo I según el método propuesto por Behrens es la de Fijador Externo Unilateral.

Algunas configuraciones derivadas de la Tipo Ia son:

- * **Tipo Ia de doble barra.** Consiste en la aplicación de una segunda barra conectora consiguiendo el doble de resistencia a las fuerzas de compresión con respecto a la configuración inicial. El principal inconveniente respecto a la anterior configuración es la necesidad de que las hemiajugas deben estar colocadas rigurosamente en el mismo plano para que puedan coincidir no sólo con una barra (como sucedía con el anterior fijador) sino con las dos barras conectoras (Fig. II.7C) (Egger, 1988a, et al., 1986b; Van ee y Geasling, 1992).
- * **Tipo Ia de rótula doble.** La aplicación de rótulas dobles y barras intermedias permite aplicar grupos de agujas en distintos planos dentro del mismo montaje. Su principal inconveniente es que todas las fuerzas de estrés que debe aguantar el fijador se concentran en las rótulas dobles, siendo éste el punto más débil del fijador hasta el extremo de convertirlo en la configuración menos rígida de todas (Fig. II.7B) (Egger, 1983,1988a; Brinker et al., 1985; Van Ee y Geasling, 1992).

En Norteamérica y en el norte de Europa, donde se usa habitualmente el fijador externo de Kirschner-Ehmer, el fijador externo que presenta rótulas dobles se denomina "fijador de Kirschner Ehmer estándar", mientras que cuando únicamente se utilizan rótulas simples se denomina "fijador de Kirschner Ehmer

modificado" (Boothe y Tangner, 1983; Brinker et al., 1990; Roe, 1992).

- * **Tipo Ia con clavo intramedular.** Esta configuración mixta está únicamente indicada en fracturas diafisarias de húmero y de fémur y está constituida por un fijador externo tipo I cuya barra conectora está fijada proximalmente mediante una barra intermedia, con el extremo proximal de un clavo intramedular que se ha exteriorizado lo suficiente como para permitir extracorporalmente la citada conexión ("tie-in configuration") (Fig. II.8A) (Fox, 1986; Whitehair, 1992). Algunos autores incluso describen la posibilidad de utilizar como barra conectora principal del fijador externo el propio clavo intramedular después de doblarlo proximalmente mediante dos angulaciones consecutivas de 90° (Fig. II.8B) (Egger, 1991, comunicación personal).

3.2.2. Fijador externo tipo Ib (biplanar)

El Fijador Externo Tipo Ib Biplanar (también citado en algunas ocasiones como cuadrilateral) es el que está constituido por dos fijadores tipo Ia colocados paralelos al eje mayor del hueso en dos planos distintos, con una rotación axial de 90° de uno respecto del otro. Los extremos de los dos fijadores se unen entre sí mediante dos barras conectoras para constituir, visto en sección, una montaje triangular (Fig. II.10B) (Brinker et al., 1985; Egger, 1983; 1993; et al., 1985; Behrens and Johnson, 1989; Van Ee y Geasling, 1992).

Esta configuración es mucho más resistente a las fuerzas de torsión y de cizalladura que los modelos uniplanares, incluso cuando en éstos se utilizan agujas transfixiantes, resultando especialmente eficaz sobre fragmentos óseos muy cortos permitiendo una buena fijación ósea en muy poco espacio como, p. ej., las fracturas distales de radio (Egger, 1983, et al. 1985, 1988a; Chambers, 1984a; Brinker et al., 1985; Van Ee y Geasling, 1992).

La correspondencia del fijador externo tipo Ib según el método propuesto por Behrens es la de Fijador Externo Unilateral Biplanar.

3.2.3. Fijador externo tipo II

El fijador externo de tipo II es el que está constituido por agujas transfixiantes, es decir, por agujas que, una vez perforadas ambas corticales óseas, se exteriorizan por el lado contrario al de entrada, lo que permite fijar las agujas con las barras conectoras a ambos lados de la extremidad (Fig. II.9A). El fijador externo tipo II resulta biomecánicamente muy estable proporcionando una gran resistencia a las fuerzas de cizallamiento y principalmente

de compresión axial, por lo que es una de las configuraciones más utilizadas (Brinker et al., 1985; Van Ee y Geasling, 1992).

La citada estabilidad hace del fijador externo tipo II una configuración indicada para fracturas relativamente inestables, sin embargo, al ser un montaje bilateral, sólo puede aplicarse distalmente a la articulación del codo o de la rodilla, para evitar su interferencia con las paredes corporales (Egger, 1988a).

La correspondencia del fijador externo tipo II según el método propuesto por Behrens es la de Fijador Externo Bilateral.

Algunas configuraciones derivadas de la Tipo II son:

- * **Tipo II de doble barra.** Adición bilateralmente de otra barra principal.
- * **Tipo I/II.** Diseñado para fracturas diafisarias de húmero o fémur consistente en la utilización de hemiajugas en la porción proximal y agujas transfixiantes en la distal del hueso donde ya no existe interferencia corporal con el fijador (Fig. II.9C). De todas formas, debido a las fuertes tensiones musculares a las que están sometidos tanto el húmero como el fémur, la mayoría de autores prefieren utilizar, frente a fracturas que afecten a los citados huesos, métodos de osteosíntesis por placa para proporcionar una mejor y más sólida consolidación de la fractura.
- * **Tipo II/I.** Se trata de un fijador tipo II convencional aunque una o varias agujas centrales son hemiajugas (Fig. II.9B). Evidentemente, la implantación de hemiajugas debilita la rigidez del montaje, pero permite un mejor ajuste de la realineación ósea puesto que las hemiajugas pueden implantarse en distintos planos (Brinker et al., 1984; Brinker et al., 1985; Blass, 1986; Egger and Whittick, 1990a; Van Ee y Geasling, 1992; Lincoln, 1992; Johnson, 1992; Egger, 1993)
- * **Tipo II de rótula simple/doble.** Consiste en la utilización de rótulas simples en un lado y dobles en el otro, lo que permite aplicar agujas transfixiantes en distintos planos y en una configuración bilateral. Por otra parte, la disminución de estabilidad y rigidez que supone la utilización de rótulas dobles es sólo parcial puesto que aquéllas se utilizan únicamente en uno de los dos lados (Van Ee y Geasling, 1992).

3.2.4. Fijador Externo Tipo III

El fijador externo de tipo III procede de la conexión de un fijador tipo II situado normalmente en posición latero-lateral, con un fijador tipo I situado en un plano perpendicular al anterior y en sentido normalmente craneocaudal (Fig. II.10A). Con respecto de los fijadores externos que se usan con más asiduidad en ortopedia veterinaria, la configuración de tipo III es la más rígida de todas, presentando una gran resistencia a la compresión axial (casi diez veces mayor que el fijador externo tipo I), a las fuerzas rotacionales y a las de cizallamiento, por lo que está especialmente indicado en fracturas altamente inestables o en artrodesis practicadas en animales de gran tamaño (Egger, 1983, 1988a; Foland y Egger, 1991; Van Ee y Geasling, 1992). Por todo ello, el fijador externo tipo III está indicado en aquellos procesos que requieran una fijación rígida prolongada, como por ejemplo, fracturas muy inestables, fracturas infectadas, no uniones y artrodesis (Egger, 1988a).

Algunos autores, incluyen en la configuración de fijador tipo III los sistemas de fijadores anulares, puesto que en estos sistemas las agujas se introducen en distintos planos (Roe, 1992). La correspondencia del fijador externo tipo III según el método propuesto por Behrens es la de Fijador Externo Bilateral Triplanar.

3.2.5. Otras configuraciones

En este apartado podríamos incluir todas las combinaciones posibles a partir de los anteriores montajes, según las características especiales de la fractura, la localización de la misma, el hueso afectado, el tamaño y edad del paciente, la utilización del fijador para procesos distintos a fracturas y, por supuesto, la particular preferencia e imaginación del cirujano. Por todo ello, la lista sería interminable, por lo que únicamente citaremos las que consideramos de cierta relevancia debido a su uso más específico o difundido.

- * **Fijadores externos reforzados con barras conectoras bilaterales arqueadas.** Distintas configuraciones de fijadores externos pueden ser reforzadas mediante la conexión entre las barras conectoras principales de uno a otro lado mediante otras barras convenientemente dobladas. Este sistema suele utilizarse para fracturas diafisarias medias de húmero y fémur (Fig. II.11A)(Klause et al., 1990; Aron y Dewey, 1992; Whitehair y Vasseur, 1992).
- * **"External Fixator Boot".** Gallagher et al. diseñaron una configuración de fijador externo utilizado para reforzar vendajes y escayolados aplicados para el tratamiento de fracturas distales de extremidades. Dicha configuración recibe el nombre de "External Fixator Boot" (Fig. II.11B) (Gallagher et al., 1990; 1992).

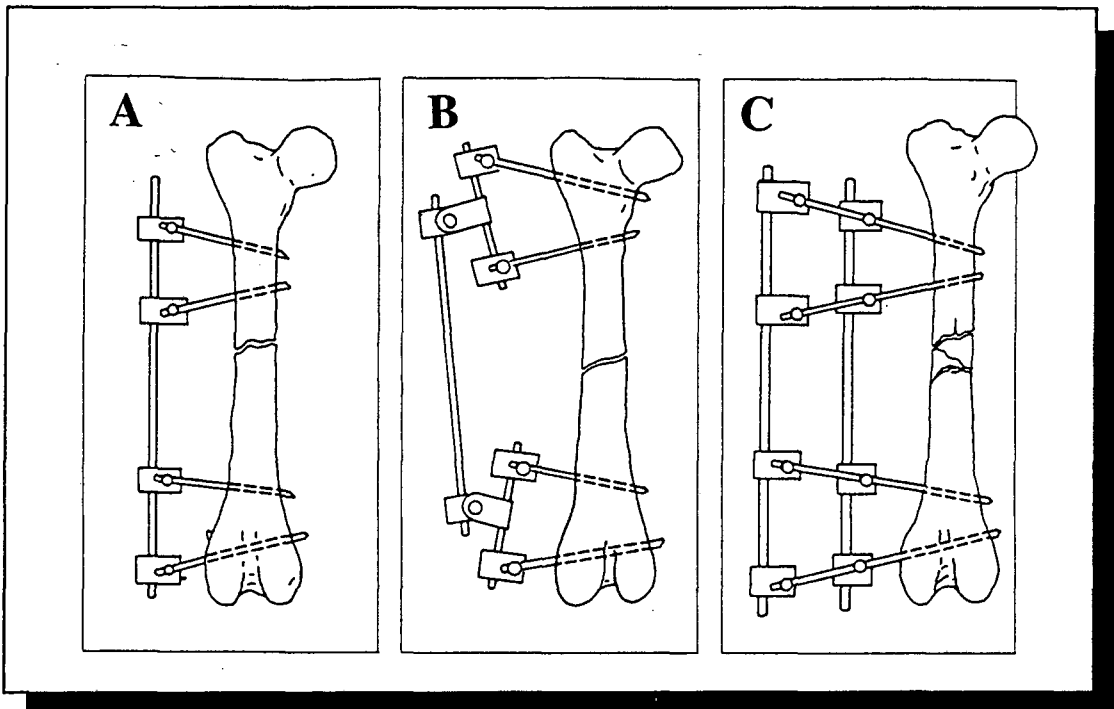


Fig. II.7 A. Fijador externo tipo Ia (estándar). B. Fijador externo tipo Ia de rótula doble. C. Fijador externo tipo Ia de doble barra.

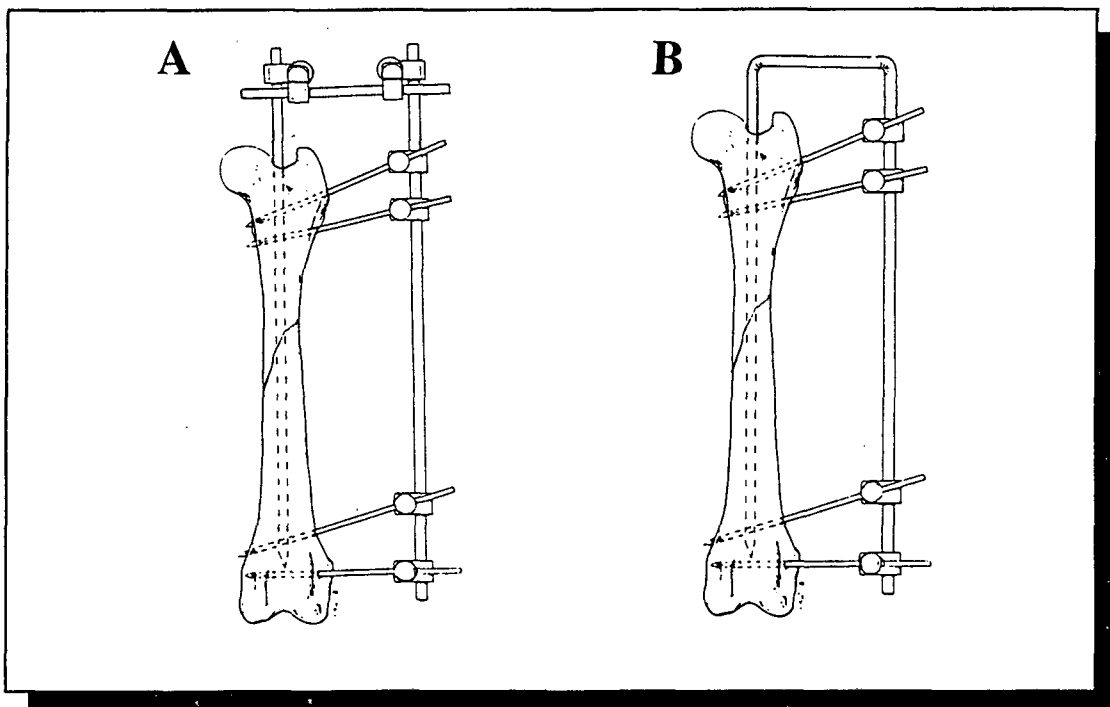


Fig. II.8 Fijador externo tipo Ia con clavo intramedular. A. Utilización de una barra conectora intermedia. B. Utilización del propio clavo como barra principal del fijador externo.

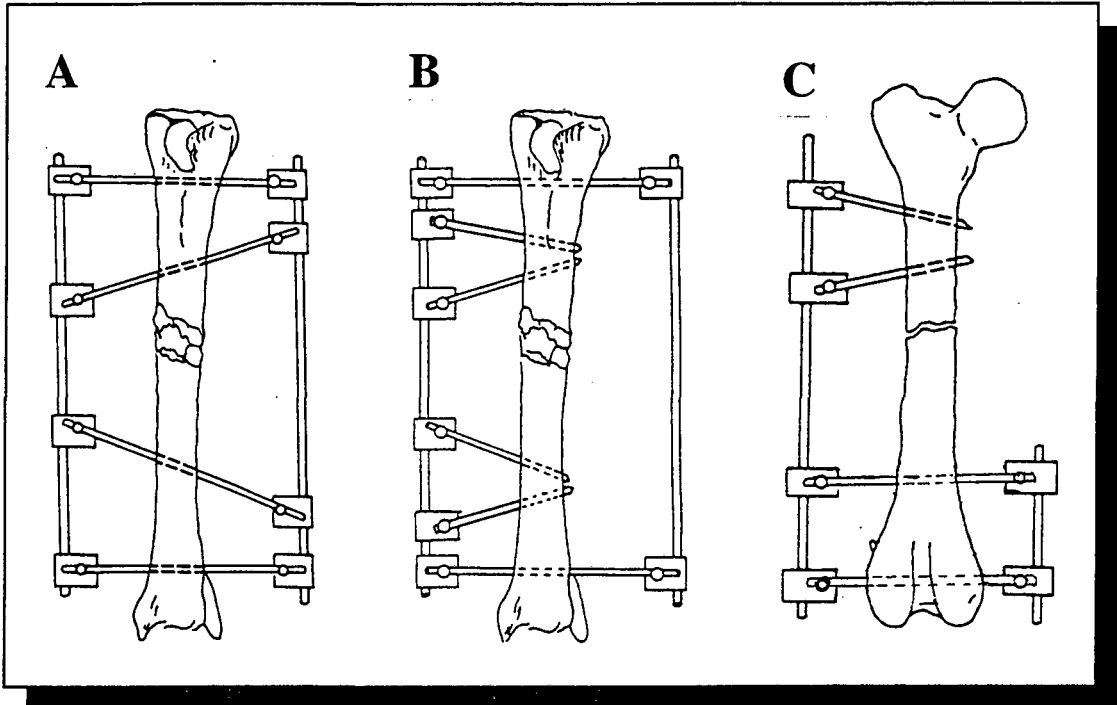


Fig. II.9 A. Fijador externo tipo II (estándar). B. Fijador externo tipo II/I. C. Fijador Externo tipo I/II.

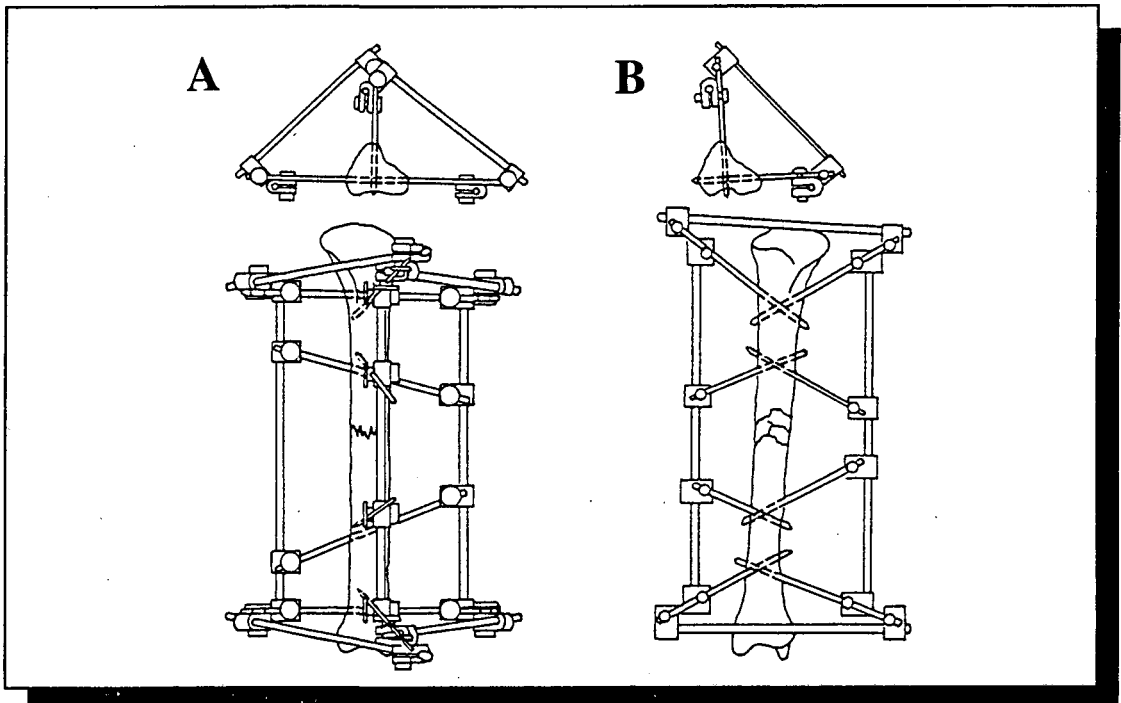


Fig. II.10 A. Fijador externo tipo III. B. Fijador externo tipo Ib (biplanar).

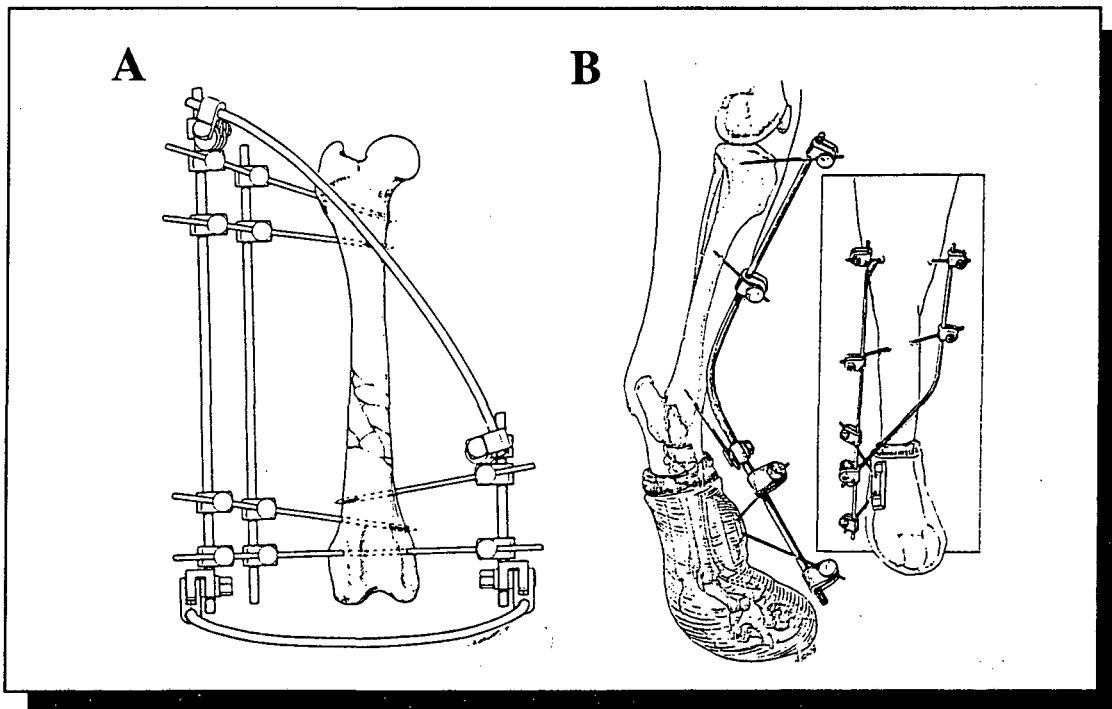


Fig. II.11 A. Fijador externo reforzado con barras arqueadas. B. "External Fixator Boot".

II.4. TIPOS DE FIJADORES EXTERNOS

Desde que Parkhill presentara en 1897 el primer prototipo del actual fijador externo, una gran cantidad y variedad de diseños han ido apareciendo en el mercado hasta la actualidad y ya no sólo en ortopedia humana en la que, según datos presentados por Behrens en 1974, cada año iban apareciendo dos o tres nuevos diseños, sino también en ortopedia veterinaria, en la que además de los diseñados específicamente para animales, se iban produciendo las pertinentes modificaciones de los fijadores de medicina humana para adaptarlos a nuestros pacientes.

Por tales motivos, pretender describir en este apartado, todos los fijadores externos existentes, supondría generar una lista interminable de datos que a parte de poder parecer pretenciosa y poco práctica, resultaría incompleta, puesto que con total seguridad algunos fijadores externos quedarían sin citar debido, entre otros motivos, a su uso más o menos local y por tanto no reflejados en la bibliografía científica internacional accesible. Por lo tanto, consideramos de mayor interés y pragmatismo, el presentar la descripción de aquellos sistemas de fijación externa utilizados en traumatología veterinaria de mayor trascendencia internacional, describiendo igualmente los utilizados en nuestro país.

4.1. FIJADOR EXTERNO TIPO KIRSCHNER-EHMER

En Estados Unidos, Norte de Europa y países de influencia anglosajona, el fijador externo más utilizado es el denominado de Kirschner-Ehmer o simplemente fijador externo de Kirschner. Este fijador, fué diseñado por Ehmer, quien en 1946 adaptó el fijador externo de Anderson para su uso en veterinaria. La firma Kirschner Manufacturing Company, de Washington, se encargó de su comercialización.

El fijador externo de Kirschner-Ehmer está disponible en cuatro medidas aunque sólo las tres inferiores se aplican en ortopedia de pequeños animales. De ellas, la medida superior puede utilizarse para perros de razas gigantes, la intermedia se puede aplicar a la práctica totalidad de perros tanto de tamaño medio como grande, estando indicada la medida inferior para gatos, perros de menos de 10 kg y aves exóticas (Egger, 1992).

Las rótulas simples del fijador externo de Kirschner están constituidas por una pieza en "u" que abraza la barra conectora, un tornillo con un orificio por donde se introducen las agujas percutáneas y una tuerca que completa el conjunto. Al apretar la tuerca, se comprime la aguja contra la "u" lo que provoca su cierre alrededor de la barra conectora, por lo que la aguja percutánea y la barra conectora se constriñen mutuamente. Este sistema permite la utilización de agujas percutáneas de un diámetro inferior o igual al orificio del tornillo. Por

consiguiente, las rótulas de tamaño inferior permiten utilizar agujas de Kirschner de hasta 2 mm, las de tamaño medio de hasta 3 mm y las de superior tamaño, clavos de Steinmann de hasta 4,7 mm. En cuanto a las barras conectoras, las medidas son de 3 mm, 4,5 mm y 11 mm, respectivamente (Egger, 1992).

Las rótulas dobles están constituidas por un doble sistema articulable de abrazaderas que fijan la barra conectora intermedia con la principal lo que permite un ajuste universal de la alineación del fijador incluso una vez implantado. El principal inconveniente de las rótulas dobles es su elevado precio así como el conseguir una estabilidad muy limitada. Existen ciertas diferencias de nomenclatura referentes al fijador externo de Kirschner-Ehmer según el tipo de rótula utilizado. Así pues, el fijador externo que presenta rótulas dobles se denomina "fijador de Kirschner Ehmer estándar", mientras que cuando únicamente se utilizan rótulas simples se denomina "fijador de Kirschner Ehmer modificado" (Boothe y Tangner, 1983; Brinker et al., 1990; Roe, 1992).

Todos los componentes del fijador externo de Kirschner-Ehmer son de acero inoxidable con excepción de las rótulas y barras conectoras de tamaño superior que están fabricadas a base de aluminio (Egger, 1992).

El fijador externo de Kirschner no resulta un sistema ortopédico excesivamente económico aunque la no necesidad de disponer de un equipo demasiado complejo así como el hecho de que todos sus componentes, exceptuando las agujas, son reutilizables permite una importante disminución del coste económico de su utilización. Únicamente las barras conectoras intermedias y las rótulas de tamaño mayor, al estar hechas a base de aluminio anodizado, permiten sólo dos o tres reutilizaciones (Egger, 1992).

En algunos centros, es habitual la costumbre de cargar al propietario del animal intervenido el coste del fijador a modo de fianza, para serle reembolsada total o parcialmente una vez retirado el fijador del paciente.

4.2. FIJADORES EXTERNOS ACRILICOS

Los fijadores externos acrílicos son fijadores externos en los que las barras conectoras y rótulas metálicas son sustituidas por una única columna de resina acrílica. La principal ventaja de la utilización de este sistema de fijación externa es la moldeabilidad que permite la columna acrílica para adaptarse a zonas anatómicamente difíciles o bien para diseñar una barra conectora de morfología especial a voluntad del cirujano. Aunque los fijadores acrílicos se pueden aplicar sobre cualquier hueso largo como un fijador externo convencional (Matthiesen, 1992; Dew et al., 1992; Fernández, 1993; Ross y Matthiesen,

1993), están especialmente indicados para las fracturas mandibulares (Egger, 1988a y d; 1993b; Davidson y Bauer, 1992; Ross y Matthiesen, 1993) así como para la fijación transarticular. Asimismo, su uso está bastante extendido en traumatología de aves y animales exóticos por la mayor ligereza del montaje final respecto de un fijador externo metálico (Satterfield y O'Rourke, 1981; Tomlinson y Constantinescu, 1991; MacCoy, 1992).

Normalmente, las agujas utilizadas para los fijadores externos acrílicos son agujas de Kirschner lisas o roscadas y en el caso de aplicarse a fracturas mandibulares también se ha descrito la posibilidad de utilizar tornillos corticales largos entrelazados con alambre, actuando de armazón para la barra acrílica (Nunamaker, 1985; Davidson y Bauer, 1992; Ross y Matthiesen, 1993). Siempre que sea posible, es aconsejable doblar el extremo de la aguja para que la barra acrílica las fije con más solidez (Davidson y Bauer, 1992).

La utilización de este tipo de fijadores externos en medicina humana ha sido popular durante bastantes años por la facilidad de implantación, un coste económico bajo y una buena reducción sobre todo en caso de fracturas difíciles, siendo el sistema de Murray ("Murray epoxy-filled tube system") a base de resina plástica epoxy y endurecedor, uno de los más extendidos (Murray, 1982; Mears y Behrens, 1983). Aunque en cirugía veterinaria se han aplicado habitualmente sistemas de fijadores externos acrílicos de uso humano, principalmente el sistema de fijador bifásico (Greenwood y Creagh, 1980; Weigel et al., 1981; Davidson y Bauer, 1992), existe una clara tendencia a la aplicación de sistemas más o menos "caseros" que, gozando de la misma fiabilidad, permiten disminuir costes y disponer de un equipo cuyas dimensiones se adaptan más a su uso en pequeños animales.

De todas formas, en Estados Unidos, Gauthier Medical, Inc. comercializa actualmente el Sistema APEF ("Acrylic-Pin External Fixator") en dos kits cuyos tamaños son equiparables a los del fijador externo tipo II de Kirschner medio y pequeño, respectivamente y, por tanto, perfectamente utilizables en veterinaria. Los kits de APEF están constituidos por agujas percutáneas parcialmente roscadas y lisas, tubos corrugados flexibles de polietileno estériles, dos tapones plásticos, el producto acrílico premezclado y finalmente unas barras y rótulas metálicas por si es necesario reducir temporalmente la fractura mientras polimeriza la sustancia plástica.

El fijador APEF se coloca en dos fases. Durante la primera fase o fase estéril, se procede a la implantación ósea de las agujas para posteriormente colocar el tubo plástico más o menos paralelo al eje óseo mayor perforándolo con los extremos externos de las agujas. A continuación se reduce la fractura de forma cerrada o mediante un abordaje limitado y se mantiene la reducción si es necesario con el fijador metálico temporal. Una vez se ha suturado la incisión quirúrgica en caso de haberla realizado, se procede a la fase dos o fase no estéril, consistente en la introducción en el interior del tubo plástico y, una vez taponado

uno de sus extremos, del producto acrílico ya mezclado, esperando entre seis y diez minutos para que polimerice. Durante el proceso de polimerización, es posible reajustar definitivamente la alineación de los fragmentos óseos incluso, de ser necesario, es posible eliminar una porción de la columna acrílica para facilitar la reducción y restaurarla posteriormente en la dirección precisa mediante la aplicación ulterior de producto acrílico (Egger, 1992).

El procedimiento para colocar los fijadores externos "caseros", es prácticamente el mismo descrito anteriormente para el fijador de APEF, aunque usando como material plástico el polimetilmetacrilato o bien una resina epoxy con su endurecedor, que puede verterse en moldes tubulares plásticos como en el caso anterior o bien puede moldearse a mano mientras va endureciéndose (Aron y Toombs, 1984; Dew et al., 1992; Egger, 1992; Fernández, 1993). Es aconsejable proteger los tejidos blandos de la reacción exotérmica que se produce durante el período de polimerización, unos diez minutos, período durante el cual se mantiene la reducción de la fractura bien manualmente o bien mediante un montaje temporal (Davidson y Bauer, 1992).

Toombs, en 1992, describe ampliamente el uso de distintos sistemas de fijadores externos acrílicos para la aplicación transarticular del montaje como método de protección para reparaciones ligamentosas. Entre los productos descritos se encuentran el metilmetacrilato, los plásticos polimerizables y la resina ortodóncica. El uso de resinas dentales como sustancia acrílica ya fué descrito en 1981 por Okin, mientras que una revisión de las características biomecánicas de los fijadores externos acrílicos fué llevada a cabo por Okrasinski et al. en 1991, obteniendo unos resultados muy parecidos a los conseguidos con los fijadores externos metálicos convencionales. En el mismo año, Willer et al. realizaron un estudio experimental comparando distintas propiedades biomecánicas utilizando barras metálicas y barras de polimetilmetacrilato en tres tipos de configuraciones de fijadores (Tipo I, Tipo II y Tipo III, en los tres casos sin contacto interfragmentario) sin existir diferencias significativas entre ambos sistemas, incluso en determinadas ocasiones se mostraba más eficaz el montaje con barras acrílicas (Willer et al., 1991).

4.3. FIJADOR EXTERNO TIPO MEYNARD

El fijador externo de Meynard, también conocido en Francia como "Fixateur Externe à Coapteurs à Flasques" fué diseñado por J.A. Meynard en 1967 a partir de los trabajos realizados por Baume y de Benoit, para el tratamiento de fracturas mandibulares en seres humanos (Meynard y Goudichaud, 1971; 1973; Font, 1991).

El fijador externo de Meynard fué presentado a la comunidad científica aprovechando

el Congreso Veterinario Mundial de París, en el año 1967 y a partir de ese momento, su popularidad, sobre todo en la Europa meridional, ha ido aumentando hasta nuestros días gracias a unos excelentes resultados clínicos acompañados de una gran facilidad de colocación, mínimas complicaciones y un coste económico muy bajo (Meynard y Goudichaud, 1971; 1973). Según estadísticas del G.E.V.O. (Grupo Español de Veterinarios Ortopédicos", hasta el 80% o 90% de sus miembros utilizan el sistema de fijación externa de Meynard (Font, 1991).

El fijador externo de Meynard está constituido por rótulas simples, agujas y barras conectoras. Todos los componentes son de acero inoxidable y están disponibles en varias dimensiones con lo que se pueden realizar hasta un total de siete combinaciones distintas (tabla II.2). La combinación 3 x 4 es la más utilizada dado que se adapta a la mayor parte de los perros de raza media y grande. Para gatos y perros pequeños se puede utilizar la combinación 2 x 4, 2 x 3 e incluso 1 x 2, mientras que la combinación 4 x 4 se utiliza esporádicamente en perros de razas gigantes y grandes animales aunque habitualmente se utilice una combinación 3 x 4 con una configuración suficientemente rígida (Meynard y Goudichaud, 1971; 1973; Lammertyn, 1991).

Las rótulas del fijador externo tipo Meynard están constituidas por tres componentes. Dos discos metálicos con sendos orificios centrales, uno de ellos liso de 4,2 mm de diámetro y el otro con rosca para tornillo de 4 mm de diámetro. A su vez, los discos presentan una muesca excéntrica semicircular por cada cara, para albergar respectivamente, la barra conectora y la aguja percutánea. El tercer componente es un tornillo que después de deslizarse por el orificio del disco liso, se fija al disco roscado, logrando una coaptación de ambos discos, aprisionando o bloqueando entre ellos la aguja percutánea y la barra conectora (Meynard y Goudichaud, 1971; 1973; Lammertyn, 1991).

Las agujas que utiliza el fijador de Meynard son agujas de Kirschner de distintos diámetros (tabla II.2) siendo las más utilizadas las de 2 mm y 3 mm. El fijador externo tipo Meynard también permite la utilización simultánea de agujas lisas y agujas roscadas, generalmene hemiajugas parcialmente roscadas, para proporcionar mayor poder de fijación al hueso sin afectar la rigidez del montaje (Lammertyn, 1991). Las barras conectoras están fabricadas en el mismo material que las agujas y las rótulas (acero inoxidable austenítico) y también están disponibles en distintos tamaños según el grado de rigidez requerido para cada montaje (tabla II.2). Tanto las rótulas como las barras conectoras pueden reutilizarse si se desea, disminuyendo considerablemente el coste de inversión del fijador de Meynard. Finalmente, las características biomecánicas del fijador externo fueron evaluadas por el propio Meynard, presentando un completo estudio acerca de la incidencia de una gran cantidad de parámetros (número, grosor y localización de las agujas y de las barras conectoras, etc.) sobre la rigidez final del montaje (Meynard, 1989).

Tabla II.2 Material disponible del fijador externo tipo "Meynard" y sus posibles combinaciones.

Diámetro de las agujas	Diámetro de las barras	Diámetro de las rótulas	Denominación del montaje
1.0 mm	2 mm	12 mm	1 x 2
1.2 mm	3 mm	14 mm	1.2 x 3
1.5 mm	3 mm	14 mm	1.5 x 3
2.0 mm	3 mm	14 mm	2 x 3 *
2.0 mm	4 mm	16 mm	2 x 4
3.0 mm	4 mm	16 mm	3 x 4 *
4.0 mm	4 mm	16 mm	4 x 4

* Combinaciones más empleadas

4.4. OTROS FIJADORES EXTERNOS UTILIZADOS EN VETERINARIA

4.4.1. Fijador externo de Ilizarov

Entre todos los tipos de fijadores externos anulares que existen en la actualidad, el más utilizado tanto en ortopedia veterinaria como humana, es el de Ilizarov o distintas modificaciones del mismo para su uso en veterinaria. Entre estas últimas cabe destacar las realizadas por el cirujano veterinario italiano A. Ferreti y por el francés I. Latte (Latte, 1987; 1990; Meynard, 1991a). Aunque el fijador externo de Ilizarov se dió a conocer en occidente en el año 1980, fué en el año 1952 cuando el cirujano ruso G.A. Ilizarov puso en práctica, con excelentes resultados, un sistema de fijadores externos anulares para el tratamiento de fracturas en huesos largos (Bianchi-Maiocchi, 1983).

En la actualidad, su complicado proceso de aplicación y su elevado coste económico, han desplazado al fijador de Ilizarov como método de primera elección para el tratamiento de fracturas en veterinaria, aunque su efectividad no ha podido ser superada como método para la elongación de extremidades, sin necesidad de recurrir al trasplante óseo, así como para la corrección de defectos angulares relacionados con cierres prematuros de los cartílagos de crecimiento, principalmente los antebraquiales (Egger, 1992).

El fijador externo de Ilizarov utiliza agujas transfixiantes flexibles, de pequeño diámetro implantadas en cruz. Las agujas se fijan en tensión a anillos rígidos metálicos mediante distintos diseños de rótulas. Los anillos se conectan entre sí mediante barras longitudinales roscadas. El roscado de las barras conectoras permite según el caso, separar o aproximar los distintos anillos lo que se traduce, a nivel del foco de fractura, en compresión

o distracción. A medida que se complica el montaje, van entrando en juego piezas específicamente diseñadas para cada propósito (Bianchi-Maiocchi, 1983; Mears y Behrens, 1983; Riba y Ramón, 1987; Badía et al., 1987; Roger y Badía, 1987). Todo ello proporciona al fijador externo de Ilizarov una gran versatilidad y adaptabilidad, a la vez que consigue, en el caso de fracturas, una reducción enormemente rígida y permite un amplio margen de reajuste para conseguir una óptima alineación y en el caso de deformaciones angulares o elongaciones, una fácil y precisa manipulación de los fragmentos óseos (Bianchi-Maiocchi, 1983).

Entre las críticas más importantes que recibe el fijador externo de Ilizarov destacan la incomodidad del paciente por lo aparatoso que resulta el montaje y especialmente, la elevada probabilidad de causar lesiones neurovasculares o músculotendinosas yatrogénicas al implantar un mayor número de agujas (aunque de menor diámetro) que los sistemas convencionales y hacerlo en cruz lo que determina la utilización de trayectos anatómicamente peligrosos (Behrens, 1989).

En España, al igual que en otros países, el fijador externo de Ilizarov no está muy difundido en ortopedia veterinaria, debido básicamente a un cierto desconocimiento de la técnica así como a un elevado coste de implantación, por lo que la mayoría de las fracturas se tratan con sistemas de fijación externa alternativos con excelentes resultados. Sin embargo, y a tenor de lo que sucede en otros países como Estados Unidos (Elkins y Morandi, 1993), Francia (Latte, 1990; 1991b,d) o Italia (Ferreti, en Meynard, 1991b) donde se observa una paulatina implantación del fijador externo de Ilizarov para el tratamiento de desviaciones angulares relacionadas con el cierre prematuro de los cartílagos de crecimiento de cúbito y radio, así como para elongaciones de extremidades, es posible que acabe instaurándose también en nuestro país.

4.4.2. Fijador externo de Oms

El fijador externo de OMS, cuya denominación completa es la de "Fijador Modular Extraesquelético de Oms", fué diseñado por los veterinarios españoles Luera y Tarragó en 1985, con la colaboración del técnico textil Juan Oms, a partir de un diseño semejante utilizado en traumatología humana. El fijador externo de Oms consta de parejas de agujas totalmente roscadas (de perfil de rosca negativo) ensambladas con dos barras conectoras también roscadas, mediante unos coaptadores plásticos fijados con tuercas.

La característica más destacable del fijador externo de Oms es la de permitir aplicar fuerzas de tracción y distracción sobre el foco de fractura una vez implantado el fijador así como de generar fenómenos de bioestimulación mediante la incorporación de unos resortes interpuestos entre las barras y los coaptadores plásticos (Luera y Tarragó, 1983).

4.4.3. Fijador Externo del Ejército Francés

El fijador externo del Ejército francés, cuya denominación completa es la de "Fixateur Externe du Service de Santé des Armées" ("F.E.S.S.A."), fué aplicado en veterinaria por Chancrin en 1990. El material básico del F.E.S.S.A. está formado por barras conectoras inspiradas en las del fijador externo de Judet, por tanto de forma tubular y perforada por cuatro orificios, dos de ellos roscados, en dos planos perpendiculares y a lo largo de toda la longitud del tubo. Los tubos utilizados en ortopedia veterinaria, fabricados en acero inoxidable, son de 6, 8 y 12 mm, coincidiendo con los diámetros utilizados en las fracturas metacarpianas y falángicas humanas (Bonnel et al., 1983; Chancrin et al., 1990; Chancrin, 1991).

El F.E.S.S.A utiliza simultáneamente dos tipos de agujas. Por una parte, las agujas de Kirschner convencionales y, por otra, unas agujas roscadas de diseño especial denominadas agujas de Meyrueis. Los denominados collares simples y dobles que actúan a modo de rótulas, las barras de unión para conectar varios tubos, las articulaciones simples con muescas y el aparato de compresión-distracción axial (C.D.A.) complementan el material para llevar a cabo el montaje del fijador en una amplia variedad de fracturas (Chancrin et al., 1990; Chancrin, 1991)

4.4.4. Fijador externo tipo Manuflex

El fijador externo denominado "Manuflex" es un minifijador externo desarrollado en Hungría para traumatología humana y adaptado a traumatología veterinaria en el año 1989 por Czifer y Tóth. En este caso, las barras conectoras macizas son sustituidas por estructuras tubulares de metal moldeable y perforadas por multitud de orificios. Las agujas percutáneas, normalmente de pequeño diámetro (de 1,5 a 2 mm), deben introducirse a través de los orificios de las barras tubulares antes de implantarse en el paciente. La moldeabilidad de las barras tubulares permite la realización de montajes semicirculares y circulares además de todas las configuraciones típicas de los sistemas de fijación modulares (Czifer y Tóth, 1989).

II.5. PRINCIPIOS DE APLICACION DE LOS FIJADORES EXTERNOS

Debido a la amplia gama de fijadores externos disponibles en la actualidad y al importante auge experimentado últimamente por la utilización de la fijación externa como sistema ortopédico, gran cantidad de cirujanos ortopédicos médicos y veterinarios han estudiado con detenimiento la técnica a seguir para la colocación de fijadores externos, indicando según su criterio el método idóneo, el cual muchas veces no coincidía con el señalado por sus colegas, generándose inmediatamente la controversia. En este apartado intentaremos describir las distintas técnicas descritas tanto en cirugía humana como veterinaria, haciendo hincapié en la que se considera de más validez para su aplicación actual en ortopedia veterinaria.

5.1. CONCEPTOS PRELIMINARES

En 1978, Kretzler y Scham afirmaron: "... pins should not to be used when simpler methods suffice" (Green, 1981). La cita anterior permite ilustrar la idea inicial que debe retener el cirujano cuando se plantea la implantación de un fijador externo, es decir, ¿está correctamente indicada la utilización de un fijador externo para el proceso que presenta el paciente?. La respuesta inmediata a la anterior pregunta debe tener en cuenta otras dos cuestiones: ¿existen otros métodos disponibles con mayores posibilidades de éxito? y ¿es posible obtener el mismo resultado satisfactorio con métodos más simples y todavía menos traumáticos?. Cuando las respuestas a las citadas cuestiones así lo indiquen, la utilización de los fijadores externos estará plenamente justificada.

Una vez se ha decidido la utilización de los fijadores externos y por muy distintos que sean los métodos descritos por las diferentes escuelas, hay una serie de conceptos básicos comunes que deben tenerse en cuenta siempre que se pretenda implantar un fijador externo en el hueso fracturado de un paciente. A continuación se describen los siete principios considerados como el decálogo de la fijación externa enunciados por Aron y Dewey en 1992.

1er. principio. Ante todo, el cirujano debe conocer a la perfección la rigidez, estabilidad y las peculiaridades de aplicación propias del sistema de fijación que utiliza.

2º. principio. Cuanto mayor sea la necesidad por parte del fijador para contrarrestar la inestabilidad en el foco de fractura y para soportar las cargas de apoyo, mayor será la tendencia al fracaso del sistema y mayor la lesión generada al paciente. Por lo tanto, el cirujano debe valorar la posibilidad o necesidad de utilizar el fijador externo como método único o complementario de estabilización de la fractura actuando consecuentemente a la hora de diseñar una configuración que aporte los requisitos necesarios.

3er. principio. Cuanto menor sea la cantidad de tejidos blandos que rodeen la fractura, ya sea debido al traumatismo o a la localización anatómica, más rígido debe ser el sistema y configuración de fijación externa utilizado para minimizar los movimientos en el foco de fractura. La presencia de dichos movimientos en el foco de fractura genera, para contrarrestarlos, un incremento en la formación del callo óseo perióstico para lo que es necesario un aporte vascular importante por parte de unos tejidos blandos abundantes y sanos rodeando el foco de fractura. Por lo tanto, cuando éstos estén comprometidos o simplemente escaseen, la formación del callo perióstico será lenta o incluso insuficiente.

4º. principio. Las agujas deben implantarse evitando atravesar amplias zonas musculares responsables de una importante reacción inflamatoria postoperatoria. Cuanto menor sea la inflamación de los tejidos blandos que rodean el trayecto de las agujas, mayor será la longevidad de la interfase hueso-aguja, el confort del paciente, la recuperación funcional de la extremidad fracturada y menor será la exudación a través del trayecto de las agujas.

5º. principio. Las agujas percutáneas, ya sean hemiajugas o transfixiantes, nunca deben atravesar una línea de fractura. La migración bacteriana a través del trayecto de las agujas puede afectar al foco de fractura; zona particularmente susceptible a la infección debido a su comprometido aporte vascular,

6º. principio. La aplicación del fijador externo en pequeños animales debe prever un comportamiento postoperatorio poco cuidadoso por parte del paciente. Normalmente, el animal intervenido no limita el apoyo sobre su extremidad intervenida cuando ésta evoluciona favorablemente siendo sometida constantemente a golpes y movimientos descontrolados. Además, el seguimiento postoperatorio no suele ser muy intensivo lo que suele dificultar la detección prematura de complicaciones postoperatorias para su inmediata corrección. Los citados factores, hacen evidente la diferencia entre pacientes humanos y animales, por lo que la extrapolación de técnicas específicas utilizadas en ortopedia humana para su uso en ortopedia veterinaria deben valorarse con sumo cuidado, mostrándose aquéllas, en la mayoría de las ocasiones, prácticamente inviables. Por todo ello, es imprescindible tener en mente los citados factores en el momento de aplicar fijadores externos en veterinaria, debiendo elegir, entre las distintas posibilidades, la que nos brinde unas mayores posibilidades de éxito dentro del sistema de fijación externa elegido.

7º. principio. El cirujano debe elegir para cada paciente, una determinada configuración del fijador, una determinada técnica de inserción de las agujas y un determinado protocolo de manejo postoperatorio, de tal forma que pueda prevenir el aflojamiento de las agujas (principal complicación de la fijación externa) antes de retirar el montaje y, por tanto, antes de que se haya solucionado el problema.

Una vez revisados los anteriores principios previos y antes de describir con detalle toda la metodología de implantación del fijador, tenemos que tener en cuenta que sea cual fuere la técnica utilizada debe cumplir indefectiblemente los siguientes requisitos (Renegar et al., 1982; Fox, 1986):

- A. Mantener la reducción y estabilidad de la fractura a lo largo de todo el período de cicatrización ósea.
- B. Facilitar una pronta recuperación funcional de la extremidad, permitiendo el movimiento de las articulaciones y evitando al máximo la interferencia física del fijador sobre distintas regiones corporales.
- C. Preservar al máximo el aporte vasculonervioso a los tejidos blandos y al propio hueso.
- D. Montaje económico, extraíble, inerte para los tejidos y bien tolerado por parte del paciente.

5.2. PARTICULARIDADES TECNICAS DE LA APLICACION DE LAS AGUJAS PERCUTANEAS

La técnica de implantación de las agujas percutáneas se inicia, una vez elegido el punto de su ubicación, con la realización de una incisión cutánea denominada de relajación, de aproximadamente 1 cm y en el sentido longitudinal del hueso por ser así menos probable la lesión yatrogénica de algún paquete vasculonervioso superficial. Sin embargo, en caso de ser necesaria la implantación de agujas muy cercanas, la incisión se puede practicar de forma transversal para dejar suficiente zona de piel intacta entre las agujas. Dicha incisión está destinada a evitar la formación de pliegues de la piel alrededor de la aguja durante el taladrado, así como a evitar la tensión en la interfase aguja-piel que predispone a la aparición de necrosis dérmica e infecciones secundarias que se traducirán en excesiva exudación durante el período postoperatorio (Weber y Cech, 1976; Aron y Toombs, 1984).

En caso de practicar una reducción abierta de la fractura, es aconsejable no aprovechar la incisión de abordaje para introducir las agujas, siendo preferible realizar igualmente la incisión de relajación en el punto elegido, lo que, por una parte, facilitará el cierre de la línea de incisión al no existir la interferencia de las agujas y permitirá, por otra, una mejor cicatrización de la incisión al desviarse hacia otro punto la habitual exudación que se produce en los puntos de inserción de las agujas. A través de la zona de incisión cutánea se puede disecar de forma roma mediante una pinza de tipo mosquito hasta exponer una pequeña superficie de cortical ósea donde se procederá a la implantación propiamente de la aguja (Aron y Dewey, 1992).

Llegados a este punto, muchas son las posibilidades propuestas por los distintos autores, generalmente no exentas de controversia. El trabajo presentado por Aron y Dewey en 1992 quizás es el que recoja de forma más objetiva las distintas opciones emitiendo a su vez la opinión de los propios autores a tenor de su experiencia y resultados. A continuación se describen las distintas posibilidades existentes en cada uno de los casos así como la tendencias actuales al respecto.

5.2.1. Fijación a una o dos corticales óseas

Los trabajos presentados por Boever y Judet a principios de los años treinta, ya demostraron la obligatoriedad de implantar las hemiagujas con la suficiente profundidad como para afectar tanto a la cortical ósea proximal como a la distal, por lo que a partir de ese momento e independientemente del tipo de aguja a utilizar, existe total unanimidad por parte de la comunidad ortopédica en perforar completamente ambas corticales (Vidal, 1983b). También es importante tener presente que al implantar hemiagujas es necesario introducirlas suficientemente como para que la punta de la aguja haya cruzado por completo la cortical

distal asegurándonos de esta forma, una perfecta y sólida implantación (Egger, 1990b). Sin embargo hay que evitar introducir excesivamente la aguja puesto que el hecho de hacerla retroceder ligeramente disminuye considerablemente la fuerza de agarre de la aguja sobre la cortical ósea (Dernell et al., 1993).

5.2.2. Utilización de agujas roscadas o lisas

Tal y como ya se ha descrito en el apartado de "Componentes de los fijadores externos" (pág. 26), la gama disponible de agujas percutáneas para su utilización en los distintos sistemas de fijación externa es ciertamente muy amplia, diferenciándose básicamente en la existencia o no de rosca así como en la longitud y perfil de la misma. Aunque algunos traumatólogos de medicina humana desaconsejan fervorosamente la utilización de las agujas lisas (Green, 1981), la tendencia actual en traumatología veterinaria parece decantarse por el uso combinado de agujas lisas (la mayoría) con alguna aguja roscada (rosca negativa) colocada estratégicamente en cada uno de los fragmentos óseos, proporcionando, aparte de una menor inversión económica, una óptima relación entre la mayor rigidez del montaje (proporcionada por las agujas lisas) y una correcta fijación al hueso (proporcionada por las agujas roscadas) evitando así un desprendimiento prematuro del fijador sin repercutir negativamente en su firmeza (Chambers, 1984b; Bennet et al., 1987; Aron y Dewey, 1992).

La principal característica técnica que diferencia la implantación de agujas roscadas o lisas es la necesidad, en el primer caso, de realizar un orificio de preperforación ("predrilling") de sección igual al diámetro interno de la rosca, antes de implantar propiamente la aguja (Mears, 1983a). La perforación previa de un orificio para la implantación de las agujas roscadas se describe con mayor profundidad en otro apartado de este mismo capítulo.

Finalmente y a pesar de lo apuntado anteriormente, la elección del tipo de agujas a utilizar para cada caso depende generalmente, de las preferencias de cada cirujano a tenor de sus propios resultados así como también de la disponibilidad de obtención y utilización de las agujas para ser aplicadas al sistema de fijación usado.

5.2.3. Colocación manual o mecánica

El método descrito tradicionalmente para fijar las agujas percutáneas en los huesos consiste en la implantación manual de las agujas con ayuda de un mandril de Jacob (Jacobs y Ray, 1972; Weber y Cech, 1976; Boothe y Tangner, 1983; Aron y Toombs, 1984) o incluso en ocasiones de un berbiquí (Green, 1981). La fatiga del cirujano así como la consistencia del hueso cortical se traduce normalmente en unos movimientos de oscilación de la aguja (conocidos con el término inglés de "wobbling" o "wobble factor") que generan un

tracto de perforación de diámetro excéntrico algo superior al de la aguja cuyo déficit de ajuste facilita su prematuro desprendimiento (Seitz et al., 1991). Asimismo, la trabajosa implantación y la fatiga manual del cirujano se traducen en ocasiones en la utilización de un número de agujas menor al óptimo (Brinker y Flo, 1975; Egger, 1990a,b; Van Ee y Geasling, 1992; Aron y Dewey, 1992).

Por ello, el uso del taladro mecánico para la implantación de agujas lisas evita los movimientos de implantación citados anteriormente, permitiendo un ajuste óptimo de la aguja sobre el hueso y posibilitando, a la vez, un más cómodo proceso de implantación (Aron y Dewey, 1992). Por otra parte, nunca debe implantarse mecánicamente una aguja roscada (Aron y Toombs, 1984) ni fijar la aguja al taladro dejando una excesiva longitud libre de aguja que generaría movimientos oscilatorios durante la implantación mecánica responsables de la producción de un agujero demasiado holgado (observación personal).

A pesar de ello, algunos autores (Jacobs y Ray, 1972; Weber y Cech, 1976; Green, 1981; Fox, 1986) siguen sin aconsejar la utilización del taladro mecánico para la implantación de agujas percutáneas incluso cuando lo utilizan sistemáticamente para los distintos métodos de fijación interna. La argumentación que exponen se basa en la conexión del trayecto de la aguja con el exterior del organismo, lo que facilita su contaminación bacteriana. En el caso de la fijación interna, el hueso lesionado térmicamente puede necrosarse de igual manera que en el caso de la aplicación de los fijadores externos pero en el primer caso, el riesgo de desarrollar un proceso infeccioso es mucho menor ya que el hueso no está expuesto a una carga bacteriana contaminante como sí sucede en el caso de los fijadores externos (Green, 1981).

Gumbs et al., demostraron estadísticamente que a las ocho semanas de postoperatorio, la fuerza necesaria para extraer agujas implantadas en tibias caninas manual o mecánicamente (velocidad inferior a 150 rpm) no mostraba diferencias significativas mientras que, curiosamente, inmediatamente después de la intervención la fuerza necesaria para retirar las agujas implantadas mecánicamente era significativamente mayor, apuntando la existencia de otros factores adicionales al sistema de implantación como responsables del desprendimiento prematuro de las agujas (Gumbs et al., 1988).

5.2.4. Velocidad de perforación. Concepto de osteonecrosis térmica

Ya en 1943, Anderson et al., observaron que durante el proceso de implantación mecánica de una aguja lisa directamente sobre un hueso, se podía generar tal cantidad de calor por fricción en el punto de perforación ósea, como para producir una serie de lesiones óseas irreversibles que definió como "necrosis térmica aséptica" (Anderson et al., 1943). Ello es debido, entre otras cosas, a la falta de surcos de la aguja lisa, en comparación por

ejemplo con una broca de osteosíntesis, por lo que no existe un trayecto de eliminación de los restos óseos desde la zona de perforación hasta el exterior del hueso. Los restos óseos provocan en un rozamiento cada vez mayor, responsable éste de la génesis de calor. El recalentamiento del hueso incrementa la microdureza ósea lo que hace todavía más dificultoso el avance, generándose todavía más calor (Mears, 1983a; Aron y Dewey, 1992).

El efecto del calor sobre el hueso inmediatamente contiguo al trayecto de perforación ha sido objeto de muchos estudios, entre ellos cabe destacar los realizados por Matthews y Hirsch, en 1972 y por Matthews et al. en 1984, quienes demostraron que el calor generado durante la perforación es el máximo responsable de la necrosis ósea, predisponiendo al desprendimiento de las agujas e introduciendo de esta forma el concepto actual de **osteonecrosis térmica**. Los factores que influyen de una forma más o menos directa en esta producción de calor son, entre otros, la velocidad y la presión de perforación, el diseño de la punta de la aguja y la irrigación durante la perforación para conseguir una adecuada refrigeración (Matthews et al. 1984). Matthews y colaboradores llegaron a registrar temperaturas de hasta 140°C; temperaturas realmente elevadas si consideramos que las propiedades mecánicas del hueso se alteran de forma importante a partir de 50°C y que los osteocitos expuestos durante aproximadamente 1 minuto a temperaturas de 55°C pueden padecer lesiones irreversibles (Rouiller y Majno, 1953, citado en Matthews y Hirsch, 1972). Si bien los trabajos realizados por Matthews en huesos humanos (evaluando tanto brocas de osteosíntesis como agujas percutáneas) no manifestaban diferencias muy significativas en la producción de calor según la velocidad de perforación, Egger et al. (1986a) evidenciaron a partir de trabajos experimentales en el perro, que la utilización de velocidades de perforación bajas (150 rpm o menos) generaban menos calor por fricción que a altas velocidades.

En general se pueden distinguir dos tipos de taladros mecánicos utilizados en cirugía ortopédica. Los taladros de baja velocidad, que pueden funcionar por debajo de las 400 r.p.m. y los taladros de alta velocidad que funcionan muy por encima de las 400 r.p.m. Como ya demostró Egger en 1986a, a mayor velocidad de perforación, más producción de calor por fricción y, por lo tanto, más posibilidades de que se produzca osteonecrosis térmica. Por ello, algunos autores preconizaban hace unos años la implantación de las agujas manualmente con preperforación (Aron y Toombs, 1984) o directamente (Boothe y Tangner, 1983). En la traumatología veterinaria actual, bastantes autores han coincidido en diseñar un protocolo de implantación de las agujas para evitar la necrosis térmica y sus efectos, principalmente el desprendimiento prematuro de las agujas. El citado protocolo consiste en: utilizar la velocidad de perforación óptima de 150 r.p.m. o inferior; alternar períodos de perforación con períodos de descanso de unos 30 segundos; mantener constantemente la zona de perforación bajo irrigación fría, especialmente si se trata de una reducción abierta; no ejercer demasiada presión durante la perforación; preperforar cuando se apliquen agujas de diámetro superior o igual a 3,5 mm (ver apartado siguiente) y utilizar agujas con puntas bien

afiladas (Egger, 1990b; Palmer et al., 1992; Van Ee y Geasling, 1992; Aron y Dewey, 1992; Davidson y Bauer, 1992).

Por otra parte, la osteonecrosis térmica generada durante una osteotomía (ya sea mediante sierra mecánica, realizada manualmente o utilizando sirga) también es un factor muy importante a tener en cuenta en el estudio de fracturas experimentales. En el caso de realizar la osteotomía mediante sierra mecánica a pocas revoluciones y con constante irrigación (condiciones consideradas como las menos perjudiciales), la demostración histológica del efecto osteonecrótico consiste en la presencia de unas franjas de hueso de amplitud entre 0,8 mm a 1,5 mm con lacunas óseas vacías (sin osteocitos) situadas a ambos lados de la línea de osteotomía (Rhineland, 1985b).

5.2.5. Preperforación versus no-preperforación ("Predrilling")

Cuando se utilizan agujas percutáneas roscadas es imperativo en todos los casos la preperforación de un orificio de menor tamaño que la aguja, denominado "**orificio piloto**". En el caso de las agujas con rosca positiva, el orificio piloto debe de tener el mismo diámetro que la porción lisa (agujas hemirrosadas) o del "core" (vástago central) de la rosca (agujas totalmente roscadas). En el caso de las agujas con rosca negativa, el diámetro del orificio piloto normalmente debe ser 1 mm menor que el diámetro de la porción lisa de la aguja, coincidiendo con el diámetro interno de la rosca (Mears, 1983a; Chambers, 1984b; Aron y Dewey, 1992).

La controversia, como hemos visto, no se centra en la realización de la preperforación cuando se usen agujas roscadas, sino cuando se pretendan utilizar agujas lisas. Ello es debido a los estudios realizados por algunos ortopedas humanos que preconizan el preperforado del orificio piloto y la posterior implantación manual de las agujas, evitando de esta manera la osteonecrosis térmica y los movimientos de oscilación en la colocación manual sin preperforación. Por lo tanto, la preperforación permite una implantación manual más cómoda y además actúa como vía de eliminación de todos los fragmentos óseos originados durante la colocación de la aguja, disminuyendo a la vez la producción de calor por fricción (Edwards, 1982; Mears y Behrens, 1983). El efecto de reducción térmica que proporciona la preperforación ya fue demostrado por Mathews y Hirsch, en 1972, al practicar una preperforación con una broca de 2,2 mm para agrandar posteriormente el orificio con una broca de 3,2 mm experimentando una disminución del calor generado desde una temperatura de 105° C hasta 45° C. (Mathews y Hirsch, 1972; Mathews et al., 1984).

Contrariamente a lo observado en los estudios realizados por Mears y Behrens en 1983 sobre huesos humanos, Egger et al., en 1986a, demostraron que la implantación de agujas sin preperforación en huesos caninos y a velocidad de 150 rpm no representaba un

incremento significativo del calor friccional ni un desprendimiento más fácil de las agujas comparado con las implantadas con preperforación.

Otros autores (Aron y Dewey, 1992) consideran perfectamente válidos los resultados expresados anteriormente por Egger et al. (1986a) aunque apuntan que al utilizar casos experimentales, no se ha podido tener en cuenta situaciones como osteosíntesis de elongación, donde el estrés en la interfase aguja-hueso está muy incrementado, así como situaciones en las que el hueso ha sufrido un importante traumatismo no apreciable aparentemente (microfisuras, etc.) en las que una preperforación seguida de una implantación manual pueden lesionar menos una interfase ósea delicada. Asimismo, es aconsejable practicar un orificio piloto cuando sea preciso implantar la aguja en una zona ósea muy densa, como en el caso del olecranon (Egger, 1993).

Para concluir, en la actualidad existe unanimidad en considerar totalmente contraindicada la implantación de agujas exclusivamente a mano o exclusivamente con un taladro de alta velocidad (Mears y Behrens, 1983; Egger et al., 1986a; Aron y Dewey, 1992). Igualmente, se considera de interés la utilización de la técnica de preperforación para la implantación de agujas lisas en las siguientes situaciones: cuando la resistencia que ofrece el hueso a la implantación de la aguja a baja velocidad es tan importante que el avance es muy lento y la generación térmica es considerable; cuando sea necesario implantar agujas de diámetro superior a 3,5 mm; y, por último, cuando la interfase aguja-hueso se ve sometida a importantes fuerzas de flexión durante mucho tiempo, p. ej., en la osteosíntesis de elongación. La preperforación se realizará con una broca de 1 mm inferior al diámetro de la aguja.

En algunas ocasiones, existe una cierta dificultad en el momento de colocar la aguja para localizar el orificio piloto. Por ello, algunos autores apuntan la posibilidad de realizar la preperforación a través de una guía (tal y como se describió ya en los años cuarenta; Vidal 1983b), manteniéndola una vez retirada la broca, para deslizar la aguja a través de la guía y así localizar el punto exacto de preperforación. La guía permitirá además una correcta protección de los tejidos blandos adyacentes durante la perforación ósea (Aron y Toombs, 1984; Aron y Dewey, 1992). En traumatología humana, actualmente se utiliza un sistema que presenta una guía de menor diámetro (ajustada a la broca) que se desliza en el interior de otra guía de mayor diámetro (ajustada al diámetro de la aguja) (Lazo-Zbikowski, 1993).

En traumatología veterinaria y exceptuando las anteriores situaciones, se acepta perfectamente la implantación a baja velocidad de las agujas sin preperforación, obteniendo unos resultados similares a los obtenidos con la preperforación a la vez que se simplifica notoriamente la técnica (Egger, 1988b, 1990b; Aron y Dewey, 1992).

5.2.6. Labrado previo de la rosca (aterrajado o "pretapping")

La práctica totalidad de agujas roscadas se introducen directamente en el orificio piloto practicado previamente, labrándose la correspondiente rosca mientras van introduciéndose. Sin embargo, algunos sistemas de fijadores externos modernos (AO ASIF, Fischer, etc.) emulan los sistemas de fijación interna y aconsejan la utilización del pasamachos ("taraud") para labrar la rosca, introduciendo posteriormente la aguja roscada como si de un tornillo de osteosíntesis se tratara (Weber y Cech, 1976; Green, 1981). El uso de esta práctica en traumatología veterinaria no se ha visto reflejado en la bibliografía revisada. Por otra parte, estudios recientes realizados con tornillos de esponjosa sobre material esponjoso sintéticos han demostrado que el tarotado disminuye el agarre del tornillo, requiriendo menos fuerza para su extracción que los tornillos colocados sin labrado previo de la rosca (Hearn et al., 1992).

5.2.7. Implantación angulada o perpendicular de las agujas

Las agujas percutáneas pueden implantarse paralelamente entre ellas y perpendicularmente con respecto al eje óseo mayor (Piermattei, 1978; Paul, 1982; Latte, 1987; Meynard, 1988; Bouvy et al., 1993) o bien insertarse con cierta angulación con respecto al mismo eje.

Cuando las agujas se implantan en el hueso con una determinada angulación con respecto al eje óseo longitudinal, la estabilidad del montaje se ve ligeramente incrementada a la vez que se consigue una importante disminución de los movimientos de lateralización que experimenta el fijador externo cuando se aplican configuraciones uniplanares y se utilizan agujas lisas (Freeman 1979 citado por Green, 1981; Mears, 1983a; Egger y Greenwood, 1985; Fox, 1986; Egger, 1990b, 1991a,b; Aron y Dewey, 1992).

La implantación angulada de las agujas no es una modificación muy utilizada por el conjunto de los cirujanos veterinarios, especialmente por aquellos que no utilizan el fijador externo de Kirschner. Quizá la causa de la anterior situación cabría buscarla en unos montajes suficientemente estables y en un desconocimiento en la posibilidad de aplicar la angulación.

Cuando se decida aplicar anguladamente las agujas, las más exteriores (proximal y distal) deben implantarse de forma convergente siguiendo un ángulo de unos 70° respecto del eje longitudinal del hueso. Las agujas interiores o intermedias, deben implantarse de forma divergente siguiendo un ángulo de 20°. Para evitar que la aguja vaya deslizándose por la cortical ósea en el momento de la perforación angulada, es necesario perforar inicialmente de forma perpendicular al eje óseo para que una vez introducida ligeramente la aguja, se vaya modificando su orientación hasta conseguir la angulación deseada. Las desventajas de utilizar

esta modificación son básicamente dos: por una parte, la dificultad en predecir con exactitud el lugar por donde emergerá la aguja en el lado contrario lo que dificulta a veces su correcta coaptación a la barra de ese lado; y por otra parte, la implantación angulada de la aguja ocupa mucho más espacio que la perpendicular, traduciéndose en una menor superficie ósea "libre" para la colocación de ulteriores agujas (Mears, 1983a; Egger, 1991a; Aron y Dewey, 1992; Harari, 1992; Palmer et al., 1992).

5.2.8. Incurvación, flexión o "prestressing" de las agujas

Algunos cirujanos consideran que el doblar las agujas una vez éstas implantadas de forma perpendicular en el hueso es un buen método para conseguir incrementar la estabilidad del fijador (Renegar et al., 1982; Sinibaldi, 1983; Roe et al. 1985; Bouvy et al., 1993). La incurvación o "prestressing" de las agujas se lleva a cabo flexionando manualmente y generalmente hacia el foco de fractura, el extremo de las agujas antes de su fijación con el coaptador, tomando como punto de apoyo otra aguja previamente fijada. Es importante no doblar en exceso las agujas, siendo suficiente con uno o dos grados conseguidos por el citado "sistema manual" (Aron y Toombs, 1984; Aron y Dewey, 1992). Este método proporciona un incremento de la presión de contacto entre la aguja y el hueso que evita junto con el arqueamiento de las agujas unos movimientos de lateralización del fijador así como un desprendimiento prematuro de las agujas y una cierta compresión interfragmentaria en el foco de fractura. Sin embargo, estudios realizados por traumatólogos humanos aseguran que la tensión aplicada sobre la interfase aguja-hueso (que en el caso de la compresión manual puede alcanzar fácilmente los 45 kg) puede ser responsable de un proceso de necrosis ósea alrededor de la aguja (Chao et al., 1979; Edwards, 1982). Por ello, se considera más acertado el uso intercalado de agujas roscadas para evitar el desprendimiento prematuro de las agujas lisas que la aplicación de preestrés o la implantación angulada de las agujas (Aron y Dewey, 1992). Por otra parte, el ajuste en el caso de una excesiva profundidad de penetración durante la introducción de hemiajugas, mediante el retroceso mecánico o manual de la aguja tiende a aflojar más prematuramente las agujas (Aron y Toombs, 1984).

5.2.9. Número, diámetro y ubicación de las agujas

El número correcto de agujas a utilizar en un fijador externo no se puede establecer de una forma genérica puesto que depende de un gran número de factores, entre ellos: el tipo de fractura, las características del paciente y las preferencias del cirujano. Sin embargo, distintos trabajos experimentales han demostrado que el punto más débil del conjunto fijador-hueso es la interfase aguja-hueso la cual, se ve sometida a importantes fenómenos de sobrecarga y estrés. Dichos fenómenos serían los responsables de causar microfracturas en la zona ósea que rodea la aguja resultando una reabsorción ósea y como consecuencia, un desprendimiento prematuro de la aguja. El incremento del número de agujas conseguiría un

mayor reparto de las fuerzas de sobrecarga al existir un mayor número de interfases, impidiendo la reabsorción ósea al producirse una menor agresión biomecánica, evitando un desprendimiento prematuro de las agujas y por tanto, un fracaso del fijador externo (Egger y Greenwood, 1985; Egger, 1990b). Como consecuencia, se considera imprescindible un número mínimo de dos agujas por fragmento óseo tal y como se ha hecho tradicionalmente en traumatología veterinaria (Brinker y Flo, 1975; Renegar et al., 1982), siendo aconsejable la implantación de tres e incluso en casos extremos de cuatro agujas por segmento óseo siempre que sea posible (Egger y Greenwood, 1985; Aron y Toombs, 1984; Egger, 1990a, b; Van Ee y Geasling, 1992; Palmer et al., 1992). Igualmente, la presencia de un número máximo de agujas permite la retirada postoperatoria de alguna de ellas en caso de aflojamiento prematuro sin afectar de forma importante la rigidez del montaje y ello con la simple tranquilización del paciente (Palmer et al., 1992). Dicha práctica ya fué presentada en 1949 por Naden, al afirmar: "... *it is better to add a pin than to have one too few*" (Green, 1981). En caso de ser necesaria la retirada de una aguja en un montaje con el número ajustado de agujas es imprescindible la implantación de una nueva aguja en otro punto, requiriéndose anestesia general y una preparación aséptica del campo quirúrgico (Palmer et al., 1992).

La elección del diámetro de la aguja depende básicamente del tamaño del paciente así como de las posibilidades que en ese sentido presente el sistema de fijación externa utilizado. Sin embargo y como información orientativa, se considera que el diámetro de la aguja no debe ser superior a 4/5 del diámetro de la cavidad medular (Meynard, 1988) o bien al 20% (Palmer et al., 1992; Bouvy et al., 1993; Egger, 1993) o al 33% (Brinker et al., 1990) del diámetro del hueso ya que, de lo contrario, el hueso se debilita en exceso pudiéndose producir fracturas iatrogénicas en las zonas de implantación.

La disposición de las agujas en el hueso fracturado que aporta mayor rigidez al montaje final se consigue mediante la implantación de la aguja más proximal y más distal lo más alejadas posible del foco de fractura, mientras que las agujas centrales deben ubicarse lo más cerca posible del foco de fractura, evitando aproximarse más de 1,5 ó 2 cm para no propagar pequeñas fisuras no evidenciables radiológicamente y para evitar la posible contaminación del foco de fractura a través del trayecto de implantación de la aguja (riesgo especialmente importante en el caso de afectar la zona de hematoma de fractura) (Green, 1981; Aron y Toombs, 1984; Aron y Dewey, 1992).

Otro factor a tener en cuenta con respecto a la ubicación de las agujas percutáneas está relacionado con las propias características anatómicas del hueso sobre el cual se van a implantar. Para conseguir unas condiciones máximas de solidez y fijación, las agujas deben perforar el hueso por el punto de máxima separación intercortical. Dicha zona corresponde, en los huesos cilíndricos, a la zona central y en los huesos de sección triangular, como en el

caso de la tibia, la zona de máxima separación intercortical se sitúa más caudalmente (Aron y Toombs, 1984; Van Ee y Geasling, 1992).

Asimismo, para facilitar la implantación de las agujas intermedias de un fijador tipo II en el plano adecuado, se han desarrollado unos instrumentos a modo de guía que dirigen la angulación de las agujas para que coincidan exactamente en el orificio de la rótula del otro lado de la extremidad (Johnson y Roe, 1988). En caso de no disponer de la guía, puede colocarse temporalmente una tercera barra conectora suficientemente separada e implantar las agujas a través de las rótulas de la barra temporal y de la barra principal, lo que permite ajustar perfectamente la aguja a la otra barra principal al coincidir las tres en el mismo plano (Roe et al., 1985; Johnson y Boone, 1993).

Por otra parte, la identificación de las agujas se realiza mediante su numeración de proximal a distal en un hueso largo o en la extremidad (Renegar et al., 1982; Palmer et al., 1992) y de craneal a caudal en la mandíbula o en la pelvis (Renegar et al., 1982).

5.3. OTRAS PARTICULARIDADES TECNICAS

5.3.1. Número, diámetro y ubicación de las barras conectoras

Aunque gran número de trabajos experimentales han demostrado que la adición de una segunda barra conectora al montaje base en algunas ocasiones puede llegar a doblar la rigidez del fijador externo, dicha modificación se aplica únicamente en razas de perros muy grandes o gigantes (Brinker et al. 1990). Actualmente, la mayoría de autores prefieren cambiar de configuración, seleccionando una más rígida, que aplicar una segunda barra conectora.

Estudios biomecánicos recientes con modelos experimentales simulados han demostrado que aumentando la rigidez de la barra conectora (incrementando su diámetro) en configuraciones tipo I de seis agujas, se consigue un considerable aumento de la rigidez global del montaje (Pollo et al., 1993). Sin embargo, en los sistemas de fijadores externos utilizados habitualmente en traumatología veterinaria, el diámetro de la barra conectora, al igual que en el caso de las agujas percutáneas, viene determinado por el tamaño del sistema de fijador externo empleado, y concretamente, por el bajo margen de adaptabilidad de las rótulas a barras de diámetros muy dispares (apreciación personal).

La distancia entre la barra conectora y el hueso es un factor muy importante referente a las características biomecánicas del fijador externo utilizado. Para conseguir una máxima rigidez del montaje, es aconsejable colocar la barra conectora lo más cerca posible de la extremidad, sin embargo, es necesario dejar suficiente separación para permitir la reacción

inflamatoria de los tejidos blandos que se produce durante los diez primeros días de postoperatorio. La separación resultante de la interposición de un dedo humano entre la extremidad y el fijador evita que los tejidos blandos resulten comprimidos por la barra conectora o por las rótulas, proceso que llevaría a una necrosis tisular y a una posterior ulceración (Aron y Toombs, 1984; Palmer et al., 1992; Bouvy et al., 1993).

5.3.2. Ubicación de las rótulas

A pesar de que tradicionalmente, se aconseja la colocación de las rótulas de forma "exterior", es decir, conectando la aguja y la barra de forma que la mayor parte de la rótula se sitúe lo más alejada posible de la piel, evitando así lesiones ulcerativas como consecuencia de la reacción inflamatoria postquirúrgica de los tejidos blandos, recientes estudios biomecánicos han demostrado que la implantación "interior" ("*clamps in configuration*") de las rótulas, disminuye la distancia entre el punto de fijación de la aguja y el hueso y por tanto, el momento de flexión de la aguja. Todo ello se traduce en un incremento de la rigidez total del fijador externo, teniendo en cuenta incluso, la necesidad de incrementar ligeramente la distancia piel-barra para evitar la incrustación de las rótulas en los tejidos inflamados (Bouvy et al., 1993).

5.3.3. Reducción abierta o cerrada de la fractura

La reducción de la fractura tratada mediante fijadores externos puede llevarse a cabo de dos formas. Durante el proceso de reducción cerrada de la fractura, la lesión vascular y tisular generada tanto sobre el hueso como sobre los tejidos blandos circundantes a la fractura es prácticamente nula, aunque casi nunca se consigue una perfecta reducción de la fractura, especialmente en fracturas próximas al codo o a la rodilla. La reducción cerrada de la fractura está especialmente indicada en fracturas conminutas con buena alineación de los fragmentos óseos principales y en las fracturas abiertas en las que la manipulación del foco de fractura propagaría el proceso infeccioso por una zona vascularmente comprometida. La reducción abierta de la fractura con un abordaje limitado (3-4 cm de incisión) permite no sólo una suficiente visualización de la fractura para conseguir su perfecta reducción, sino que también posibilita la aplicación de hueso esponjoso o de técnicas suplementarias de reducción (cerclajes, tornillo de compresión, etc.) lesionando mínimamente los tejidos blandos (Egger, 1990a; Palmer et al, 1992)). Sin embargo, la decisión final del tipo de reducción dependerá principalmente del tipo de fractura y secundariamente de la preferencia del cirujano. La reducción abierta con abordaje amplio únicamente se realiza cuando el fijador debe sustituir a otro sistema de fijación interna que hubiese fracasado por osteomielitis o rechazo, siendo necesario un amplio abordaje para su retirada o tras la liberación del cuádriceps femoral en la enfermedad fracturaria de los cachorros y posterior estabilización de la fractura femoral mediante fijación externa.

II.6. PROTOCOLO ESQUEMATICO DE APLICACION DE UN FIJADOR EXTERNO TIPO II

En el presente capítulo se describe de forma esquemática y ordenada el protocolo a seguir para la implantación de un fijador externo, utilizando como modelo la colocación de un fijador externo tipo II. El siguiente protocolo se ha realizado a partir de los propuestos por Green (1981), Renegar et al. (1982), Aron y Toombs (1984), Egger (1988b, 1991a) y Aron y Dewey (1992) elaborando un protocolo común compendio de los anteriores.

- 1.- Evaluación radiográfica preoperatoria de la fractura para seleccionar la configuración a emplear así como valorar la necesidad o no de una reducción abierta.
- 2.- Preparar el campo quirúrgico para practicar una cirugía rigurosamente aséptica.
- 3.- Decidir previamente la ubicación de las distintas agujas en función de la anatomía de la región, es decir, evitando grandes masas musculares, estructuras vasculonerviosas y líneas de fractura o fisarias y manteniendo la extremidad en normoflexión.
- 4.- Proceder a la reducción abierta o cerrada de la fractura antes de implantar agujas, lo que evitará pliegues y tensiones de los tejidos blandos y de la piel.
- 5.- Implantar en el mismo plano la aguja proximal y la distal. Los elementos básicos para la correcta implantación son la baja velocidad de perforación (≤ 150 rpm), los períodos alternativos de perforación y descanso, la irrigación constante en el punto de perforación para refrigeración y la realización de la correspondiente incisión de relajación de entrada y salida para evitar el replegamiento cutáneo (ver capítulo anterior).
- 6.- Fijar la barra conectora (incluyendo las rótulas en el caso del fijador de Kirschner-Ehmer) a las agujas proximal y distal.
- 7.- Implantar las restantes agujas en un mismo plano. Para ello, se pueden hacer discurrir por el interior de las rótulas, ajustándose a continuación visualmente, mediante una tercera barra conectora temporal colocada relativamente separada que actúa de guía dirigiendo correctamente las agujas o bien directamente con las guías comercializadas.

- 8.- No forzar la fijación de una aguja transfixiante cuando ésta se localice demasiado separada de la barra conectora contralateral. La excesiva deformación provocada para permitir la fijación a la barra genera momentos rotacionales responsables de desalineación de la fractura así como tensión cutánea. En ese caso, es preferible retirar la aguja y reimplantarla correctamente en otro punto. Igualmente es aconsejable no hacer retroceder la aguja, sobre todo en el caso de hemiajuzas, pues favorece su desprendimiento.
- 9.- Fijar bilateralmente las agujas a las barras conectoras, constatando la correcta reducción de la fractura.
- 10.- Antes de cortar los extremos sobrantes de las agujas transfixiantes realizar una radiografía para constatar la correcta reducción de la fractura y la correcta ubicación de las agujas. Asimismo, la radiografía servirá como primera referencia para el seguimiento radiográfico postoperatorio. Si es necesario, realizar proyecciones oblicuas en caso de que los componentes radiopacos del fijador impidan una correcta visualización del hueso fracturado.

II.7. MANEJO Y CONTROL POSTOPERATORIOS

A continuación se describen los cuidados que debe recibir un paciente intervenido con un fijador externo así como el seguimiento postoperatorio que se debe llevar a cabo para evitar posibles complicaciones y conseguir una perfecta curación del hueso fracturado u osteotomizado.

7.1. MANEJO DE LA EXUDACIÓN DE LOS TRAYECTOS DE LAS AGUJAS

La eliminación de un líquido seroso y la posterior formación de costras alrededor de la interfase piel-aguja es un fenómeno observado frecuentemente en el período postoperatorio de un paciente intervenido con fijadores externos (Brinker y Flo, 1975; Green, 1981). Por lo tanto, dicha exudación no debe considerarse como un hecho patológico, sino como la respuesta normal del organismo a la presencia de un cuerpo extraño (la aguja percutánea) cuyo trayecto pone en comunicación a los tejidos subcutáneos y el hueso con el exterior. Sin embargo, es importante diferenciar la citada exudación "fisiológica" de la instauración de un proceso infeccioso en el trayecto de la aguja, fenómeno que se pondría considerar propiamente como una complicación en el período postoperatorio (Green, 1981). Para poder practicar un correcto manejo postoperatorio de los procesos que envuelven el trayecto de la aguja, es imprescindible establecer una serie de premisas.

- a) Debido a las características propias de ubicación de la aguja, la eliminación de una mínima cantidad de líquido seroso por el trayecto de la aguja es normal, siendo también normal que contenga cierta microflora bacteriana (contaminante, no infectante).
- b) La cicatrización de los tejidos que rodean al trayecto de la aguja se lleva a cabo de igual manera que los restantes tejidos, es decir, mediante una fase inicial de desbridación (proliferación de macrófagos y polimorfonucleares neutrófilos) y una segunda fase proliferativa (con neovascularización y formación de un tejido de granulación con actividad bacteriostática).
- c) Los macrófagos y los polimorfonucleares neutrófilos emigran hacia las zonas de multiplicación bacteriana siguiendo un gradiente quimiotáctico procedente de las propias bacterias y detritus.
- d) La existencia de movimiento o desplazamiento alrededor del trayecto de la aguja dispersa el gradiente quimiotáctico confundiendo la migración de las células blancas, permitiendo su excesiva multiplicación e instaurándose un proceso

infeccioso que se acompaña de un intenso proceso inflamatorio.

- e) Por lo tanto, aunque, como se ha dicho en el primer punto, el líquido seroso exudado contiene una microflora bacteriana, si aquél puede drenar libremente (y por tanto no se produce un acúmulo de dicha flora) o bien no existen movimientos en el trayecto de la aguja, las posibilidades de instauración de una infección propiamente dicha son realmente pocas.

El protocolo de manejo postoperatorio debe de realizarse a partir de las anteriores observaciones persiguiendo los siguientes objetivos:

- 1.- Mantener bajo mínimos la cantidad de microflora bacteriana en el trayecto de la aguja proporcionando las máximas condiciones de limpieza al tejido que rodea dicho trayecto dejando drenar libremente el líquido que se forma (el bloqueo del drenaje posibilita la infección).
- 2.- Implantar correctamente las agujas para evitar su aflojamiento, lo que generaría movimiento en la interfase aguja-hueso.
- 3.- Disminuir en lo posible (es imposible en su totalidad) el desplazamiento alrededor de la aguja del tejido subcutáneo (principalmente, masas musculares) y de la piel.

A partir de las anteriores premisas y objetivos enunciados por Green en 1981, Aron y Dewey, en 1992, proponen el un manejo postoperatorio consistente en la aplicación de una pomada bacteriostática en la interfase piel-aguja, para posteriormente rellenar por completo el espacio existente entre el fijador y la piel con gasas estériles (para inmovilizar al máximo los tejidos blandos) y, finalmente, envolver el conjunto con una venda adhesiva. El vendaje debe sustituirse cada dos o tres días dependiendo de la cantidad de líquido exudado y de la inflamación tisular, eliminando antes de aplicar la pomada las posibles formaciones costrosas situadas alrededor de la aguja con la ayuda de una solución antiséptica iodada, peróxido de hidrógeno, alcohol o incluso hidroterapia (algunos autores como Green (1981) y Fischer (1979) consideran más importante retirar la costra que el antiséptico utilizado). A los siete días de período postoperatorio, los trayectos de las agujas se vuelven resistentes a la infección gracias al desarrollo de un tejido de granulación de actividad bacteriostática. A partir de este período, el propietario puede realizar las sucesivas curas siguiendo la frecuencia recomendada por el veterinario en función de la evolución del paciente (Green, 1981).

Si bien la mayoría de autores están de acuerdo con la práctica totalidad de las

premisas citadas con anterioridad, se mantiene una gran controversia acerca de la correcta manipulación postquirúrgica de la exudación por los trayectos de las agujas y más concretamente en la necesidad o no de retirar las formaciones costrosas. Autores como Fischer (1979), Green (1981), Aron y Toombs (1984) coinciden con Aron y Dewey (1992) en la necesidad de retirar las costras mientras que otros consideran que no deben de eliminarse (Brinker y Flo, 1975; Piermattei, 1978; Bradley y Rouse, 1980; Renegar et al., 1982; Boothe y Tangner, 1983; Egger, 1988c, 1991a; Carmichael, 1991; Van Ee y Geasling, 1992).

La diferenciación entre una evolución normal y la complicación bacteriana del proceso que conduce a la denominada sepsis del trayecto de la aguja se realiza mediante la sintomatología clínica del paciente. Los signos característicos de una infección a nivel de trayecto son un aumento en la cantidad de líquido exudado así como un cambio en sus características (mayor viscosidad, posible presencia de pus, olor fétido, etc.), dolor, eritema e induración de los tejidos blandos de la zona intervenida, pudiendo observarse un aflojamiento o desprendimiento de la aguja (v. capítulo "Complicaciones de los fijadores externos", pág. 79) (Green, 1981). Un incremento en la cantidad de líquido de exudación sin los restantes signos de infección suele estar relacionada con la fase inicial del aflojamiento de una aguja, con la existencia de tensión cutánea excesiva alrededor de la aguja o bien con el desplazamiento de importantes masas musculares atravesadas por la aguja durante los movimientos locomotores del paciente (Van Ee y Geasling, 1992) e incluso a una actividad postoperatoria excesiva por parte del paciente (Fox, 1986).

7.2. PROTECCION DEL FIJADOR EXTERNO

Generalmente y a pesar de seccionar las agujas muy próximas a las rótulas, los extremos cortados de las agujas presentan filos cortantes que pueden lesionar tanto al propio paciente como a otros animales e incluso al propietario. Por otra parte, las rótulas pueden quedarse bloqueadas en distintos objetos lesionando considerablemente el hueso o la extremidad intervenida (Leighton, 1975; Paul, 1982; Van Ee y Geasling, 1992). El vendaje del fijador descrito en el anterior apartado por Aron y Dewey es lo suficiente mullido como para cubrir eficazmente las zonas afiladas durante todo el período postoperatorio. Sin embargo, algunos autores son partidarios de retirar el citado vendaje una vez eliminado el riesgo de infección del tejido circundante a las agujas, requiriendo en ese momento una mejor protección de los bordes cortantes. Una opción consiste en la protección mediante gasas y venda adhesiva de todo el conjunto de rótulas y extremos cortantes dejando libre la interfase piel-aguja (Boothe y Tangner, 1983), pero a medida que transcurre el tiempo y dependiendo del hábitat donde se mueva el paciente, el vendaje suele acumular humedad y suciedad convirtiéndose en un foco de contaminación que hace imprescindible el cambio frecuente del

mismo (apreciación personal).

En Estados Unidos se comercializan vainas protectoras plásticas para los extremos de las agujas pero, en este caso, es imprescindible dejar libre aproximadamente 1 cm de aguja por encima de la rótula (Van Ee y Geasling, 1992).

El sistema más aconsejable consiste en pulir mecánicamente y convertir en romos los extremos cortantes y en recubrir las rótulas y porciones más externas de las agujas únicamente con venda adhesiva, evitando el algodón o las gasas que favorecen el acúmulo de residuos (Van Ee y Geasling, 1992). El simple pulido mecánico de los bordes cortantes sin necesidad de protección con venda adhesiva también proporciona excelentes resultados (apreciación personal).

7.3. VENDAJE DE LA EXTREMIDAD

A pesar de que no es una práctica muy extendida en la actualidad, algunos autores consideran necesario el vendaje por completo de la extremidad intervenida con el fijador. La aplicación de un vendaje tipo Robert-Jones transpirable desde las almohadillas palmares o plantares, hasta la articulación proximal a la fractura englobando el fijador externo adicionalmente protegido con gasas y vendas, durante los 2 a 5 primeros días de postoperatorio pretende proteger la zona de incisión así como minimizar la reacción inflamatoria de la extremidad (Egger, 1990b, 1991a). Algunos autores aconsejan vendar completamente la extremidad durante todo el periodo postoperatorio ya que de esta manera se consigue, además de una correcta inmovilización de los tejidos blandos alrededor de las agujas, evitar que el fijador externo se quede atrapado en distintos objetos y mejorar la aceptación estética de la extremidad intervenida por parte del propietario (Bloomberg, 1985). En traumatología humana existe otra posibilidad consistente en el escayolado de la extremidad y del fijador lo que permite una inmovilización casi perfecta de la piel y tejidos blandos disminuyendo considerablemente el riesgo de sepsis del trayecto de la aguja, tal y como demostró Siris en 1944 (Green, 1981). De todas maneras, el relleno del espacio existente entre las rótulas y la piel con gasas inmoviliza suficientemente la piel y evita el escayolado de la extremidad (Green, 1981).

7.4. CONTROL POSTOPERATORIO DEL FIJADOR EXTERNO

Aprovechando cada una de las revisiones postoperatorias, es importante constatar el ajuste adecuado de las rótulas y reapretarlas en caso necesario; asimismo es imprescindible comprobar el posible aflojamiento de alguna aguja (para lo cual, es necesario ocasionalmente

liberarla de la rótula cuando el exceso de drenaje indique un posible aflojamiento que no se constate con la aguja "in situ" (Fox, 1986; Van Ee y Geasling, 1992; Aron y Dewey, 1992). Las agujas percutáneas lisas, si están correctamente colocadas y la configuración del fijador es la adecuada, no deben de aflojarse antes de las seis u ocho semanas de postoperatorio (Fox, 1986). El aflojamiento prematuro de las agujas así como la infección del trayecto de la aguja son dos de las complicaciones más frecuentes del uso de los fijadores externos tal y como se describe en el capítulo de "Complicaciones de los fijadores externos" (pág. 79).

7.5. SEGUIMIENTO RADIOLOGICO

La radiología es el método de exploración más eficaz tanto para constatar la correcta evolución del proceso de cicatrización ósea como para detectar prematuramente la aparición de complicaciones en la extremidad intervenida. Un protocolo válido de seguimiento radiológico consistiría en una primera evaluación a los diez días de postoperatorio (coincidiendo con la retirada de los puntos en el caso de una reducción abierta) y a continuación, una revisión cada 15 días en el caso de no aparecer complicaciones; en caso contrario, el régimen de control postoperatorio sería el aconsejado por el clínico (Egger, 1991a).

Los dos principales puntos donde hay que centrar la atención del seguimiento radiológico son: el proceso de formación del callo de fractura y el estado de la interfase aguja-hueso.

El proceso fisiológico de formación del callo se presenta inicialmente con una pérdida de los extremos agudos de los fragmentos óseos fracturados para observar consecutivamente un incremento de radiodensidad alrededor del foco de fractura, la formación de un callo perióstico (según la edad del animal y el grado de inmovilización de la fractura) y la difuminación de la línea de fractura. Cuando radiológicamente se observe una desaparición de la línea de fractura así como una consolidación de al menos tres de las cuatro corticales óseas (en dos proyecciones radiológicas perpendiculares) se puede proceder a la retirada del fijador. A partir de ese momento, se realizará un control radiológico al cabo de 15 días y un mes para constatar la correcta remodelación ósea de la zona fracturada. Otros procesos patológicos a tener en cuenta durante el seguimiento radiológico del foco de fractura serían la instauración de una unión retardada o de una no-unión, así como la presencia de un proceso osteomielítico (Johnson et al., 1989; Egger, 1988c, 1991a).

Por otra parte, la valoración radiológica de la interfase aguja-hueso debe de orientarse a la detección precoz de un halo radiolúcido en el hueso que rodea la aguja. Dicho defecto radiolúcido, conocido genéricamente como osteolisis periaguja, evidencia la

instauración de un proceso de reabsorción ósea que conduce al aflojamiento de la aguja (Egger, 1991a). La existencia de una reacción perióstica localizada alrededor de la aguja percutánea representa otro signo radiológico presente habitualmente en los huesos intervenidos con fijadores externos (Johnson et al., 1989).

7.6. RETIRADA DEL FIJADOR EXTERNO

Cuando los signos radiológicos evidencien una total desaparición de la línea de fractura y una consolidación de al menos tres de las cuatro corticales óseas se puede proceder a la retirada del fijador (Braden et al., 1973; Egger, 1988c; 1991a). Para ello, es suficiente con someter al paciente a una sedación suave y una vez debidamente preparada la zona intervenida y las agujas percutáneas con una solución antiséptica, se pueden retirar las agujas con la ayuda de un mandril teniendo presente en el caso de haber utilizado agujas roscadas, de retirarlas mediante un desatornillado de las mismas (Egger, 1988c; 1991a).

Tal y como demostraron Burstein et al. en estudios experimentales realizados en perros, los orificios presentes en las corticales óseas una vez retirados los tornillos de osteosíntesis, se rellenan rápidamente con tejido osteoide de modo que a las cuatro semanas, las zonas debilitadas por los orificios perforados han recuperado la adecuada resistencia evitando el riesgo de fracturas patológicas (Burstein et al., 1972). Tampoco se han descrito fracturas a través de los orificios realizados para obtener injertos de hueso esponjoso a pesar de que en estos casos, el diámetro de orificio practicado era de 1 cm, aunque sí se observó una mayor debilidad ósea cuando el orificio no era circular sino cuadrangular (Johnson, 1986).

Los orificios cutáneos resultantes de la retirada de las agujas no deben de suturarse, siendo suficiente su limpieza diaria con una solución antiséptica hasta que se produzca su cicatrización por segunda intención (Egger, 1990b).

7.7. ANTIBIOTERAPIA

El uso sistemático de antibióticos es otro de los puntos controvertidos del manejo postoperatorio en pacientes intervenidos con fijadores externos. Evidentemente, la utilización de antibióticos de amplio espectro está totalmente indicada en el tratamiento de fracturas abiertas contaminadas o infectadas en espera de los resultados del pertinente cultivo y antibiograma para aplicar el antibiótico de máxima sensibilidad. Sin embargo e incluso en los casos de reducción cerrada de la fractura, debido a la lesión evidente de los tejidos blandos que acompaña cualquier fractura, así como a la implantación de agujas comunicadas

directamente con el exterior del organismo (con el consiguiente riesgo de vehiculación de gérmenes), muchos autores consideran adecuado el uso de antibióticos de amplio espectro durante los primeros 4 a 7 días de postoperatorio; periodo suficiente como para que se movilicen las defensas inmunológicas y celulares del paciente (Egger, 1990b).

7.8. OTROS CUIDADOS

El ejercicio moderado durante el periodo postoperatorio es una práctica aconsejable puesto que favorece la cicatrización ósea y minimiza el riesgo de enfermedad fracturaria (Cruess y Dumont, 1985b; Van Ee y Geasling, 1992).

II.8. COMPLICACIONES DEL USO DE LOS FIJADORES EXTERNOS

Terminológicamente, una complicación es un proceso secundario que se desarrolla durante el curso de una enfermedad primaria, obligando a variar los planes previstos tanto terapéuticos como en lo referente al pronóstico. Cuando en 1894 Parkhill aplicó por primera vez un fijador externo, además de sorprenderse por la enorme eficacia que mostraba el sistema, también descubrió cuáles podrían ser sus complicaciones y ya en 1897 describió la aparición en un paciente de una exudación crónica acompañada de infección y en otro, la refractura del hueso intervenido (Vidal, 1983b; Pettit, 1992; Harari, 1992).

En la actualidad, las complicaciones más frecuentes generadas por la aplicación de fijadores externos suelen ser la infección del trayecto de la aguja y el aflojamiento prematuro de las agujas. En el presente capítulo se repasan las anteriores complicaciones así como otras de menor frecuencia aunque también presentes en algunas ocasiones.

8.1. INFECCIÓN DEL TRAYECTO DE LA AGUJA

La infección del trayecto de la aguja, íntimamente relacionada con el movimiento de la misma, está producida por la necrosis, inflamación e infección de los tejidos blandos y hueso que la rodean (Green, 1981).

Los primeros autores que abordaron con cierta profundidad la citada complicación fueron Lewis, Breidenbach y el propio Stader, quienes en los años cuarenta ya diferenciaban una exudación serosa benigna de una verdadera infección necesitada de tratamiento adicional y generada aparentemente por una reacción de galvanización entre las agujas de acero inoxidable y el fijador de duraluminio. Siris, en 1944, ya consideró la infección de los trayectos de las agujas como "... la complicación más importante, tanto potencial como real, del uso de los fijadores externos". Los trabajos de Stader fueron reafirmados posteriormente por autores como Johnson y Stovall (1950), Fellander (1963), Burny (1979), Karlstrom y Olerud (1975), Wagner (1977), Kawamura et al. (1978). Algunos han intentado plasmar estadísticamente la frecuencia de la sepsis del trayecto (Green, 1981). Esta frecuencia se situó aproximadamente entre el 2% y el 34%, dependiendo del tipo de fijador utilizado y del tiempo en que el fijador permanecía en el paciente aunque todos coincidían en afirmar que exceptuando casos muy concretos, el proceso infeccioso desaparecía con la retirada de la aguja en la que se localizaba (Green, 1981; 1982).

Green, en 1981, introduce los términos de **infección menor (o secundaria)** y **mayor (o primaria) del trayecto de la aguja** para permitir distinguir con mayor claridad la exudación serosa considerada como "normal" en la implantación de las agujas percutáneas

cuya frecuencia suele ser cercana al 100% (infección secundaria), de la exudación purulenta con reacción inflamatoria de los tejidos blandos y malestar del paciente que requiere una adecuada atención terapéutica y cuya frecuencia de aparición se situaría, según datos recopilados de un elevado número de trabajos, entre el 0 y 4% (Green y Ripley, 1984).

Como ya se ha descrito en el apartado 7.1. del capítulo anterior, el organismo reconoce a la aguja percutánea implantada como un cuerpo extraño frente al cual reacciona rodeándolo con una membrana de separación. Cuando existe cierto movimiento relativo entre la aguja y los tejidos blandos que la envuelven, la membrana se dilata formando una bolsa membranosa secretora de un líquido que actúa como lubricante entre el cuerpo extraño y los tejidos circundantes. Este fenómeno se puede producir igualmente frente a un cerclaje o a un tornillo de osteosíntesis que presenten cierto grado de movimiento. Sin embargo, la principal diferencia entre ambas bolsas radica en el carácter estéril del líquido que envuelve el tornillo o cerclaje, y la contaminación del líquido que envuelve la aguja percutánea dado que el trayecto de la aguja se comunica con el exterior del organismo; comunicación que no existe en el caso del tornillo ni del cerclaje. Sin embargo, dicha contaminación no representa ninguna complicación destacable siempre y cuando el líquido que se forma drene libremente hacia el exterior, lo que mantiene bajo mínimos la concentración de la microflora bacteriana contaminante en el interior de la bolsa. Por lo tanto, es relativamente normal observar una exudación serosa en el trayecto de la aguja y también normal la presencia de una pequeña carga bacteriana. Esta situación correspondería a la denominación de **infección menor** del trayecto de la aguja o simplemente, exudación del trayecto de la aguja (descrita con mayor detalle en el anterior capítulo) (Green, 1981; Egger, 1982).

Por otra parte, los signos característicos de una **infección primaria o mayor** del trayecto de la aguja son un aumento en la cantidad de líquido exudado así como un cambio en sus características (mayor viscosidad, posible presencia de pus, olor fétido, etc.), dolor, eritema e induración de los tejidos blandos de la zona intervenida, pudiendo observarse un aflojamiento o desprendimiento de la aguja, así como una cojera y posible malestar general del paciente (Green, 1981; Egger, 1982; 1991a y b; VanEE y Geasling, 1992).

En perros, las bacterias patógenas aisladas con más frecuencia a partir de las infecciones primarias de los trayectos de las agujas son *Staphylococcus intermedius* y con menor asiduidad, *Corynebacterium pyogenes* y *Pasteurella multocida* (Harari, 1992), mientras que en medicina humana las más aisladas son *Staphylococcus aureus*, *Pseudomona aeruginosa*, *Proteus mirabilis* y *Serratia marcescens* (Green y Ripley, 1984; Nguyen et al., 1986).

Existe un equilibrio entre las defensas del organismo y la capacidad infectante de las bacterias contaminantes del trayecto de la aguja que evita el desarrollo de un proceso

inflamatorio e infeccioso alrededor de la misma. Tres son los principales factores responsables de romper el citado equilibrio y por lo tanto de desencadenar el proceso denominado **infección mayor del trayecto de la aguja**, la formación de un absceso alrededor de la aguja, la presencia de tejido necrótico en el trayecto de la aguja y la presencia de movimiento entre la aguja y los tejidos adyacentes.

A) Formación de un absceso

Como ya se ha descrito anteriormente, el líquido se forma en el interior de la bolsa membranosa y fluye hacia el exterior del organismo donde entra en contacto con las bacterias presentes. Cuando el líquido seroso llega a la superficie se evapora y se seca, convirtiéndose en una formación costrosa alrededor de la aguja en la interfase aguja-piel que puede sellar el trayecto, bloqueando el drenado de más líquido. La acumulación creciente de líquido en la bolsa genera un aumento en la concentración de la microflora bacteriana y la correspondiente formación de un absceso. El anterior proceso, postulado por Fischer en 1979, confirma la necesidad de eliminar las costras y adoptar unas adecuadas medidas de higiene durante el manejo postoperatorio de la interfase aguja-piel.

B) Presencia de tejido necrótico alrededor de la aguja

La existencia de una cantidad considerable de tejido necrótico en los tejidos que rodean a la aguja puede representar un excelente caldo de cultivo para la multiplicación incontrolada de la microflora bacteriana del trayecto, desarrollándose el correspondiente proceso infeccioso. Tres son las estructuras anexas a las agujas que pueden padecer fenómenos de necrosis: la piel, los tejidos blandos subcutáneos y el hueso.

b.1. Necrosis cutánea

La necrosis cutánea puede producirse por varios motivos. En primer lugar, cuando la piel se encuentre excesivamente tensa bien sea por haber insertado la aguja sobre una superficie cutánea que no se encontraba en su posición natural o bien por no haber realizado correctamente la incisión cutánea de relajación. El calor producido durante el proceso de perforación puede ser otro factor desencadenante de la necrosis dérmica. Por último, cuando no se separan suficientemente las barras conectoras de la piel, la inflamación postquirúrgica de los tejidos blandos puede comprimir la piel contra las rótulas o la propia barra conectora, desencadenando inicialmente una ulceración que puede finalizar en un proceso necrótico cutáneo (Green, 1981).

b.2. Necrosis de tejidos blandos

La necrosis de los tejidos blandos se suele producir por los mismos motivos que en el caso de la necrosis cutánea, es decir, necrosis térmica y necrosis isquémica por excesiva tensión o compresión de los tejidos blandos (Green, 1981).

b.3. Necrosis ósea

La necrosis del hueso producida por un excesivo calor generado durante la perforación de la aguja, denominada genéricamente osteonecrosis térmica, ya fué abordada en el apartado 2.5.2.4. del anterior capítulo. Sin duda, uno de los trabajos más representativos sobre la osteonecrosis térmica es el elaborado por Mathews y Hirsch en 1972, en el cual se citan como los principales factores responsables del proceso a la presión ejercida durante la perforación, al diseño de la punta de la aguja, a la irrigación con efecto refrigerante durante la implantación de las agujas, la preperforación y por último, el relativo efecto termogénico de la velocidad de perforación en un hueso humano, aunque posteriormente Egger et al. (1986a) demostraron que sobre los huesos del perro es significativamente inferior el calor generado cuando la velocidad de perforación es de 150 rpm o inferior. Si tenemos en cuenta que los trabajos de Mathews y Hirsch detectaron temperaturas de hasta 140°C a 0,5 mm del orificio perforado y que por otra parte, a 50°C el hueso cortical sufre alteraciones estructurales importantes o que la exposición a 55°C durante un minuto puede provocar lesiones irreversibles en los osteocitos, se comprende la importancia de adaptar métodos de implantación de las agujas que generen la menor cantidad de calor posible (Green, 1981).

La excesiva compresión interfragmentaria que puede ejercer el fijador externo sobre el hueso a través de la interfase aguja-hueso puede provocar un compromiso vascular local en la zona del hueso comprimida responsable de la muerte de osteocitos, la necrosis ósea y por tanto, facilitar la instauración de una infección en el trayecto de la aguja. Presiones de hasta 100 kg pueden generarse mediante la barra compresiva que se aplica al montaje cuadrilateral del fijador externo de Hoffmann-Vidal mientras que la compresión interfragmentaria practicada mediante la incurvación manual de las agujas puede alcanzar los 45 kg, suficientes como para desencadenar el proceso necrótico (Chao et al., 1979; Green, 1981).

Schatzker et al. (1975) observaron que los osteocitos que circundan el orificio perforado para la implantación de un tornillo, pueden padecer necrosis isquémica debida a la sección y trombosis de los vasos sanguíneos haversianos. Si no existe movimiento del implante, el tejido óseo adyacente inicia unos fenómenos de osteoclastia y posterior osteoblastia que acaban por sustituir progresivamente al tejido óseo necrosado en un proceso

conocido como "creeping substitution" (Green, 1981).

C. Presencia de *movimiento*

La instauración de un proceso infeccioso alrededor de la aguja no está únicamente relacionada con un excesivo movimiento de la aguja sino que frecuentemente, dicho movimiento es el factor más significativo que permite la instauración de la sepsis del trayecto de la aguja (Fischer, 1979; Mears, 1979; Aron et al., 1986; Boothe y Tangner, 1983; Aron y Dewey, 1992). Ya en 1943, Anderson et al., consideraban como factor importante para prevenir posibles complicaciones, la "inmovilización" de las agujas, es decir, evitar al máximo el movimiento de los tejidos que rodean a las agujas (Anderson et al., 1943). En lo que concierne al microentorno de la aguja, es indiferente que el movimiento afecte a la aguja o al tejido blando que la envuelve, el efecto es el mismo; movimiento relativo entre los tejidos blandos y un cuerpo extraño contaminado (la aguja percutánea) (Green, 1981).

Para comprender el papel que juega el movimiento en el desarrollo de una infección, es imprescindible recordar que el mecanismo por el cual las células fagocitarias (polimorfonucleares y macrófagos) emigran hacia los microorganismos se denomina **quimiotaxis**. Las células fagocitarias migran en la dirección de un gradiente creciente de sustancias quimiotáticas entre las que destacan componentes de la propia bacteria y sobre todo fragmentos proteicos del sistema del complemento. Dichos restos proteicos proceden de la fragmentación que experimentan las proteínas del sistema del complemento después de su fijación a la superficie bacteriana. Los fragmentos desprendidos difunden alrededor de la bacteria creando un gradiente centrífugo de concentración decreciente (Green, 1981; Aron y Dewey, 1992).

A través de un fenómeno no del todo conocido (en el que actúa la activación de proteínas parecidas a la actina y miosina de los microfilamentos de las células blancas), las células fagocitarias presentan una forma de desplazamiento ameboide siguiendo de forma muy sensible las corrientes de gradientes quimiotáticos. Ramsey, en 1972 (citado en Green, 1981), observó que la velocidad migratoria de los neutrófilos rondaba los $10\mu\text{m}/\text{minuto}$, que se puede cambiar la dirección del movimiento desplazando la fuente de las sustancias quimiotáticas y que las células fagocitarias necesitan como mínimo un minuto para reorientarse hacia el nuevo gradiente (Green, 1981).

Por lo tanto y como conclusión, la existencia de movimiento en un entorno contaminado dispersa el gradiente quimiotático dificultando considerablemente la localización precisa de las bacterias por parte de los polimorfonucleares y macrófagos (Green, 1981).

Aunque las anteriores observaciones eran obtenidas a partir de trabajos "in vitro",

la teoría de la dispersión del gradiente quimiotáctico por el movimiento se constata clínicamente al comprobar la favorable respuesta de la infección de los tejidos blandos y musculoesqueléticos a la inmovilización (Green, 1981) así como los bajos índices de exudación e infección que se observan cuando se estabilizan fracturas mediante agujas incluidas en un escayolado debido sin duda a la casi completa inmovilización cutánea y subcutánea (Siris, 1944 en Green, 1981).

Las distintas medidas encaminadas a evitar las anteriores complicaciones ya se han descrito en el capítulo destinado a la técnica de implantación y al del manejo postoperatorio. Sin embargo, entre el conjunto de medidas es prudente recordar la utilización de una técnica de implantación que genere el menor calor posible para evitar la osteonecrosis térmica; evitar implantar agujas atravesando grandes masas musculares, lo que generaría un excesivo movimiento alrededor de la aguja y como consecuencia, una considerable exudación con el riesgo de infección y la dificultad de controlarla al dispersarse el gradiente quimiotáctico; la interposición de gasas entre el fijador y la piel para evitar el desplazamiento de ésta y por último, evitar el aflojamiento prematuro de las agujas (Green, 1981).

En lo referente al tratamiento de la sepsis del trayecto de la aguja, el protocolo adecuado se establece dependiendo de la causa responsable de su aparición, aunque generalmente consiste en la realización de curas diarias a base de soluciones antisépticas, posterior aplicación tópica de pomadas antiestafilocócicas y finalmente interposición de gasas entre el fijador y la piel para evitar los movimientos de ésta última así como un vendaje del fijador en caso de ser necesario. Si la infección está producida por un aflojamiento de la aguja es necesario su retirada con lo que se obtendrá una importante mejoría del proceso. En caso de no mejorar, deben administrarse sistémicamente antibióticos antiestafilocócicos en espera del resultado del correspondiente antibiograma para administrar el antibiótico más sensible (Harari, 1992). Es igualmente conveniente, especialmente en presencia de secuestros anulares, el legrado de toda la zona donde se ha instaurado la osteomielitis focal, la eliminación de todos los restos necróticos, la aplicación de injertos de hueso esponjoso y la colocación de drenajes o la exteriorización de la porción afectada para permitir la eliminación de detritus y facilitar las irrigaciones diarias con solución de Ringer y antibiótica (Green y Ripley, 1984; Braden, 1991).

8.2. AFLOJAMIENTO PREMATURO DE LAS AGUJAS

Como ya se ha descrito en el anterior apartado, el aflojamiento de las agujas no sólo está muy relacionado con la infección del trayecto de la aguja sino que se considera como el factor más significativo que contribuye al desarrollo de la sepsis del trayecto. Por ello y a pesar de que se describen en distintos apartados, es imprescindible considerar ambos

conceptos íntimamente relacionados. Seguidamente se presentan las causas que más frecuentemente conducen al desprendimiento prematuro de las agujas recopiladas de los trabajos de Brinker y Flo (1975), Green (1981), Paul (1982); Chambers (1984a) y Harari (1992):

- * la osteonecrosis térmica (ya citada anteriormente);
- * la implantación de una aguja en un hueso osteoporótico;
- * la realización de un orificio óseo holgado debido a una técnica incorrecta ("wobbling");
- * la implantación de una aguja demasiado cerca de la fractura, sobre fisuras óseas o a través de una única cortical ósea;
- * la utilización de una aguja de diámetro inadecuado, y
- * un excesivo estrés de la interfase aguja-hueso debido a: 1) fuerzas que cambian frecuentemente de magnitud y dirección (excesiva actividad postoperatoria del paciente, etc.); 2) la implantación de un número insuficiente de agujas (tal y como ya describieron Anderson et al. en 1943).

Con referencia a este último punto, cuando una interfase aguja-hueso es sometida a un excesivo esfuerzo, el tejido óseo es sustituido por tejido fibroso que si bien soporta mucho mejor el citado estrés, no permite una implantación suficientemente consistente de la aguja, por lo que ésta se desprende fácilmente (Perren, 1979; Schatzker et al., 1975 en Green, 1981).

Sea cual fuere la causa, el resultado del aflojamiento prematuro de la aguja, ocasiona la repartición de las cargas que soportaba la interfase ósea afectada entre las restantes interfases óseas. La sobrecarga de las restantes interfases óseas puede desencadenar de nuevo el proceso en cada una de ellas, desestabilizando globalmente el fijador en su conjunto y conduciendo a su fracaso terapéutico (Egger, 1991a y b).

Green, en 1981, presentó una serie de medidas para evitar el desprendimiento prematuro de las agujas, entre las que cabe destacar la utilización de agujas roscadas (de mayor poder de fijación ósea que las lisas), evitar la retirada parcial de la aguja para ajustar más correctamente su profundidad de implantación e incrementar la estabilidad del fijador para reducir el movimiento cíclico de la aguja. A propósito de este último punto, Chao et al. (1979 y 1989) enunciaron las siguientes normas teóricas (basadas en modelos matemáticos y pruebas de laboratorio) destinadas a incrementar la estabilidad de la configuración aplicada:

- a) incrementar el número de agujas;
- b) incrementar la distancia entre las agujas de un mismo grupo de agujas fijadas por la misma rótula (disponible en el fijador externo de Hoffmann-

Vidal);

- c) implantar agujas próximas al foco de fractura; y
- d) implantar agujas mecánicamente estables dentro del fijador. Como medidas adicionales para evitar el desprendimiento prematuro de las agujas (antes de estar cicatrizada la fractura), Harari (1992) propone la implantación angulada (60° o 70° respecto del eje óseo mayor) de las agujas y la utilización de diámetros no superiores al 20% o 30% del diámetro óseo.

El único tratamiento eficaz una vez se ha detectado una aguja en proceso de aflojamiento es su retirada previa sedación del paciente (Egger, 1991a). Cuando la retirada de la aguja comprometa la estabilidad del montaje, resulta imprescindible la aplicación de otra aguja en otro punto, por lo que será necesaria otra intervención quirúrgica del animal (preparación aséptica del campo, anestesia general, etc., etc.). Para evitar dicha reintervención quirúrgica, muchos autores recomiendan la implantación inicial de un número sobrado de agujas por lo que la retirada de alguna de ellas, no afectará a la estabilidad global del fijador; siguiendo, de esta manera, la idea ya expresada por Naden en 1949: "... es mejor añadir una aguja que echarla después en falta" (Green, 1981).

8.3. COMPLICACIONES RELACIONADAS CON LA CICATRIZACION OSEA

Incluso en las más favorables condiciones de estabilización ósea, el ritmo de cicatrización ósea depende de una gran diversidad de factores, entre los que destacarían el tipo de fractura y la edad del paciente. Adicionalmente, la capacidad de cicatrización ósea de la fractura parece limitada en el tiempo puesto que si no se produce en un período de 6 a 12 semanas después de producirse la fractura, el proceso de cicatrización se inactiva de alguna forma siendo imprescindible para su reinstauración, la acción de determinados factores estimulantes (Egger, 1991b). Por ello, el éxito del tratamiento de una fractura mediante fijadores externos, al igual que sucede con los sistemas de fijación interna, está sujeto a multitud de factores que es necesario conocer y evitar para así favorecer, en la medida de lo posible, la instauración de los mecanismos de cicatrización ósea.

Entre los factores conocidos que pueden afectar negativamente la formación del callo de fractura viable se encuentra una deficiente reducción de la misma. Una fractura reducida de forma inadecuada, se traduce en la existencia de una separación interfragmentaria tan amplia que impide la conexión fibrosa completa entre ambos fragmentos. Esta situación suele producirse cuando se lleva a cabo una reducción cerrada de la fractura y se aplica una configuración de fijador externo demasiado rígida. Por ello, la utilización de una reducción abierta limitada permite no sólo reducir correctamente la fractura sino que también facilita la aplicación de injerto de hueso esponjoso o de sistemas de fijación interna, caso de

considerarlo oportuno el cirujano. En cualquier caso, bien sea mediante reducción abierta o cerrada, el mínimo grado aceptable de reducción es aquel en el que al menos existe un 50% de contacto cortical en la peor de las dos proyecciones radiográficas (ántero-posterior y látero-medial) (Aron, 1983; Sumner-Smith, 1991; Egger, 1991b).

La lesión del aporte vascular tanto a los tejidos blandos circundantes como al propio hueso fracturado es otro factor clave que bloquea el proceso de cicatrización ósea. La citada lesión vascular puede deberse a la propia naturaleza de la fractura pero también puede ser iatrogénica al realizar una reducción abierta poco cuidadosa o excesivamente amplia, así como a la manipulación ósea para aplicar técnicas adicionales de fijación (tornillos de tracción y en especial cerclajes), a la retirada de fragmentos óseos desvitalizados (sin adherencias a tejidos blandos) o por último a la "búsqueda agresiva" de cuerpos extraños (arena, fragmentos metálicos, perdigones, etc) en caso de tratarse de una fractura abierta o por disparo (Aron, 1983; Egger, 1991b; Sumner-Smith, 1991).

La interposición de determinadas estructuras entre los fragmentos óseos fracturados puede actuar como un obstáculo para la progresión de la cicatrización. Entre las citadas estructuras, las más frecuentes son bridas de tejidos blandos circundantes al foco de fractura y los secuestros óseos, es decir, fragmentos óseos desvitalizados, inestables e infectados que se encuentran en el foco de fractura. Con el paso del tiempo, los secuestros óseos se muestran, radiológicamente, con unos márgenes óseos afilados, no reactivos y esclerosados y con una zona central radiolúcida, en comparación con los márgenes redondeados, proliferativos y ligeramente radiolúcidos de los fragmentos óseos vascularizados. Sin embargo, sólo aquellos fragmentos óseos avasculares que son inestables y a la vez están infectados se transforman en secuestros óseos (Sumner-Smith, 1991). Los fragmentos estériles de pequeño tamaño pueden dejarse "in situ" o triturarse para rellenar el vacío fracturario colaborando en la reconstrucción del hueso fracturado (Aron, 1983; Egger, 1991b).

Cabe la posibilidad de que la fractura esté suficientemente reducida y que se conserve completamente el aporte vascular pero que exista un excesivo movimiento en el foco de fractura que impide la correcta evolución del proceso de cicatrización (Aron, 1983; Sumner-Smith, 1991). Generalmente, dicho movimiento es producido bien por la elección errónea de una configuración insuficientemente estable o bien por la desestabilización "a posteriori" del fijador debido a un montaje incorrecto o al aflojamiento prematuro de las agujas (Egger, 1991a).

La presencia de osteomielitis generalizada en el hueso fracturado, poco frecuente si la fractura es cerrada y el manejo adecuado, genera gran cantidad de detritus que junto con las propias bacterias obliga a prolongar la fase fagocitaria de la cicatrización ósea, retardando la instauración de la fase proliferativa en el foco de fractura y por lo tanto, retrasando su

curación (Aron y Dewey, 1992). Radiológicamente, la osteomielitis presenta una radiodensidad incrementada de los tejidos blandos, línea radiolúcida subperióstica, lisis cortical, incremento de la radiodensidad medular y marcada reacción perióstica proliferativa de origen irritativo que no parece estar dirigida a la formación de un callo de fractura completo y efectivo. A nivel del foco de fractura, la citada reacción proliferativa suele ir acompañada de focos radiolúcidos de reabsorción ósea y de ampliación del espacio fracturario (Walker et al., 1975; Daly, 1985; Braden, 1991).

Generalmente, el proceso osteomielítico suele desarrollarse después de la cicatrización primaria de la herida cutánea y puede estar producido, en el caso de fracturas cerradas, por una manipulación inadecuada del hueso fracturado y de los tejidos blandos circundantes (Daly, 1985; Egger, 1991b). Otros factores descritos igualmente como desencadenantes de alteraciones en el proceso de cicatrización de las fracturas son: hiperemia; fuerzas excesivas de distracción o de compresión; excesivos implantes metálicos en el foco de fractura; utilización simultánea de implantes de diferentes metales generando una osteolisis ósea por fenómenos de galvanización; excesiva deambulación del paciente o apoyo demasiado precoz; desequilibrios hormonales o minerales (Sumner-Smith, 1991).

A consecuencia de las anteriores complicaciones, podemos definir los términos de **unión retardada** y de **no unión** según la fase en la que se encuentre el proceso de cicatrización ósea. La unión retardada hace referencia a aquella fractura que no ha cicatrizado en el tiempo esperado según el tipo de fractura y la edad del paciente, aunque existen pruebas evidentes de que el proceso de cicatrización sigue, aunque lentamente, su evolución. La no unión hace referencia a aquella fractura cuya evolución, plasmada en consecutivos controles radiográficos, no manifiesta signos de encaminarse hacia una cicatrización ósea efectiva (Sumner-Smith y Bishop, 1982; Sumner-Smith, 1991; Binnington, 1985; Anderson, 1989; Kaderly, 1993). A pesar de la existencia de clasificaciones más precisas (Weber y Cech, 1976; Sumner-Smith y Bishop, 1982; Sumner-Smith, 1991; Kaderly, 1993), las condiciones vasculares existentes en el foco de fractura permiten clasificar las no-uniones⁴ en **vasculares o reactivas** (cuando existe un adecuado aporte vascular siendo otro tipo de factores los responsables de la complicación en el proceso de cicatrización, p.ej., insuficiente estabilidad) y en **avasculares o atróficas** (cuando la causa es un aporte vascular deficiente). En el primer caso, la imagen radiológica muestra un callo perióstico exuberante pero sin completar la unión entre los fragmentos fracturados, en el segundo caso no se aprecia formación del callo

⁴ Aunque con frecuencia se utilizan indistintamente los términos de no-unión y de pseudoartrosis para designar el mismo proceso, varios autores prefieren precisar ambos conceptos. En este sentido, dichos autores consideran que la no-unión es el estado en el que los mecanismos de consolidación de la fractura han fracasado definitivamente, mientras que la pseudoartrosis se refiere al desarrollo de una falsa articulación que además de tejido cartilaginoso y fibroso (como en el caso de la no-unión), puede llegar a presentar estructuras parecidas a la cápsula articular, a la membrana y al líquido sinovial procedente de la secreción serosa local. El desarrollo de una pseudoartrosis no sólo puede tener lugar en procesos de no-unión sino también en fusiones incompletas de artrodesis o después de una artroplastia de escisión (Sumner-Smith y Bishop, 1982; Sumner-Smith, 1991; Aron, 1983; Newton y Nunamaker, 1985; Anderson, 1989; Woodward y Riser, 1991).

perióstico y los extremos fracturados se muestran redondeados y escleróticos (DeAngelis, 1975; Aron, 1983; Alexander, 1985b; Brinker et al., 1990; Sumner-Smith, 1991).

El mejor tratamiento de los problemas relacionados con la cicatrización ósea, desde el sistema de reducción a la osteomielitis, es evitar su presentación, siguiendo cuidadosamente los principios del manejo fracturario y de implantación de los fijadores. La siguiente cita anónima es suficientemente significativa con respecto a cómo debe comportarse un cirujano que pretenda tratar un hueso fracturado: "El traumatólogo debe llevar dos sombreros: uno de carpintero para reconstruir minuciosamente los fragmentos fracturados y otro de jardinero para cultivar con esmero la cicatrización del hueso fracturado" (Egger, 1991b).

Si a pesar de todas las precauciones, finalmente se instaura el fracaso de la cicatrización, el primer paso consiste en localizar la causa del citado fracaso y a continuación, aplicar el oportuno tratamiento o realizar las oportunas modificaciones. Cuando el proceso se cronifica, además de tratar la causa, suele ser necesaria la reestimulación del proceso de cicatrización eliminando los márgenes avasculares y escleróticos de los fragmentos fracturados y los tejidos fibrocartilagosos que taponan la cavidad medular. La reinstauración de la vascularización medular a nivel del foco de fractura y la reestabilización de los fragmentos fracturas mediante una adecuada configuración de fijador externo u otro método de fijación interna suele llevar a la resolución del proceso de no-uniión o unión retardada (Kaderly, 1993). En caso de osteomielitis o secuestros óseos es necesario además, retirar quirúrgicamente todos los restos de tejidos necróticos, para legar a continuación las superficies tisulares sanas en contacto con ellos. También en caso de osteomielitis generalizada y/o secuestro óseo debe de practicarse una intensa irrigación de la zona fracturada con solución antibiótica para eliminar cualquier rastro de detritus tisulares contaminados y finalmente, es precisa la aplicación de un amplio autoinjerto de hueso esponjoso así como una fijación estable de la fractura. En los días consecutivos, es aconsejable la realización de lavados frecuentes en el foco de fractura a través de un drenaje o bien a través de la misma herida cuando ésta cicatriza por segunda intención o se retrasa su cierre primario. El uso de antibióticos de amplio espectro (preferiblemente con perfil antiestafilocócico) está totalmente aconsejado en espera de la administración del antibiótico adecuado a partir de los resultados del cultivo y posterior antibiograma (Lenehan y Smith, 1984; Daly, 1985; Egger, 1991b; Braden, 1991).

8.4. COMPLICACIONES RELACIONADAS CON EL PROPIO FIJADOR EXTERNO

En el anterior apartado ya se han descrito las consecuencias de la desestabilización de la fractura debido a una elección inadecuada de la configuración del fijador externo o bien

a una deficiente técnica de implantación que ocasiona el aflojamiento prematuro de las agujas pudiendo ocasionar, en caso de generalizarse el problema, una desestabilización global del fijador que conduciría al fracaso de la consolidación de la fractura (Harari, 1992).

Otras complicaciones relacionadas con la implantación del fijador externo se refieren a la incrustación de los tejidos blandos inflamados sobre las rótulas y las barras conectoras del fijador debido a una inadecuada separación preventiva entre el fijador y la extremidad. La ulceración cutánea inicial puede transformarse en necrosis y facilitar la multiplicación bacteriana en la zona afectada. Evidentemente, el tratamiento consiste en incrementar la separación entre estos componentes del fijador y la extremidad así como en la aplicación de antibioterapia tópica después de realizar lavados con una solución antiséptica (Harari, 1992).

La cojera de la extremidad intervenida acompañada de dolor e incluso desuso de la extremidad puede relacionarse con el aflojamiento de las agujas, refractura del hueso intervenido, movimiento palpable entre los fragmentos óseos fracturados y desplazamiento global del fijador (relativamente frecuente una vez cicatrizada la fractura). La refractura del hueso y la evidente inestabilidad interfragmentaria requiere atención inmediata, en el resto de situaciones, la retirada del fijador (o de la aguja floja) resuelve el problema (Egger, 1991b).

Por otra parte, la movilidad articular puede verse disminuida a consecuencia de la perforación de estructuras musculotendinosas o membranas sinoviales por parte de la aguja percutánea así como por contracturas isquémicas musculares (Green, 1981).

El desuso de la extremidad intervenida sin causa aparente es una complicación poco frecuente pero posible, curiosamente más en perros que en gatos. Generalmente, una movilidad reducida de la rodilla suele estar relacionada con la aplicación de agujas en la zona femoral distal y en casos excepcionales, se ha descrito también la aparición de casos de enfermedad fracturaria y especialmente de contractura del músculo cuádriceps femoral en cachorros intervenidos con fijadores externos para el tratamiento de fracturas femorales. Menos frecuente parece ser el desuso de la extremidad anterior secundaria a la aplicación de un fijador externo en una fractura radial. La causa propuesta parece estar relacionada con la penetración de la aguja en el músculo o en zonas musculotendinosas y habitualmente suele resolverse coincidiendo con la retirada del fijador una vez cicatrizada la fractura. En cualquier caso, el tratamiento aconsejado es la fisioterapia activa o pasiva y la hidroterapia (Egger, 1991b; Harari, 1992).

Los arañazos o lesiones de mayor importancia generadas por los extremos cortantes de las agujas pueden ser evitados mediante unos protectores plásticos especialmente diseñados o realizados a partir del tubo plástico de los sistemas de infusión intravenosa. Otra posibilidad

consiste en la cobertura con abundante algodón y venda adhesiva aunque resulta un sistema poco higiénico. También se ha descrito la posibilidad de limar los extremos de las agujas para redondearlos evitando las citadas lesiones al propio paciente, o otros animales que convivan con él o al mismo propietario (Leighton, 1975; Fox, 1986; VanEe y Geasling, 1992).

8.5. OSTEOMIELITIS FOCAL Y SECUESTRO OSEO ANULAR

El desarrollo de un proceso osteomielítico focal asociado con la infección del trayecto de la aguja es un fenómeno poco frecuente pero descrito en algunas ocasiones. En este caso, las principales manifestaciones radiológicas son una inflamación de los tejidos blandos, una reacción perióstica proliferativa e irregular, acompañada de osteolisis cortical y un incremento de la densidad medular alrededor de la aguja. La osteomielitis focal puede progresar llegando a generar un secuestro óseo agravando notoriamente la situación. Radiográficamente, el secuestro óseo se caracteriza por una zona osteosclerótica circundante a la aguja rodeada de una zona anular osteolítica (invadida por tejido fibroso) por lo que se denomina genéricamente "secuestro óseo anular" ("ring sequestrum") (Walker et al., 1975; Green y Ripley, 1984; Nguyen et al., 1986; Kantrowitz et al., 1987; Harari, 1992).

Generalmente, la imagen de secuestro anular está asociada, adicionalmente, con el aflojamiento de la aguja. El motivo por el cual el hueso secuestrado no es reabsorbido parece relacionado con dos factores: en primer lugar, el hecho de encontrarse "flotando" en un tejido fibroso que elimina la emisión de impulsos piezoeléctricos a los osteoclastos, y en segundo lugar, porque la actividad osteoclástica probablemente se inactiva debido al entorno anaerobio existente y a un pH excesivamente bajo (Green, 1981; Green y Ripley, 1984).

El tratamiento para la osteomielitis focal así como para el secuestro anular es similar al descrito en un apartado anterior para la osteomielitis generalizada. En esta ocasión, el tratamiento radical sobre el foco osteomielítico consistente en frecuentes lavados, legrado del tejido afectado, retirada del hueso necrótico, injerto de hueso esponjoso y antibioterapia tópica y sistémica suele proporcionar resultados clínicos muy satisfactorios (Daly, 1985; Kantrowitz et al., 1987; Egger, 1991b; Harari, 1992).

8.6. LESIONES NEUROVASCULARES IATROGENICAS

Las lesiones nerviosas o vasculares relacionadas con la implantación de los fijadores externos son muy poco frecuentes (Paul et al., 1992). Generalmente, los paquetes neurovasculares son desplazados más que atravesados durante la implantación de las agujas percutáneas. Excepcionalmente, aunque la aguja discurra al lado del vaso o nervio sin

atravesarlo, el constante rozamiento puede provocar lesiones erosivas y quemaduras térmicas por lo que sus efectos se pueden manifestar inmediatamente, al cabo de unas semanas o después de retirar la aguja (Green, 1981). De cualquier modo, un buen conocimiento anatómico de la zona a intervenir mediante atlas anatómicos especializados (Green, 1981; Putod, 1986; 1991a y b; Behrens, 1989) permiten localizar las "zonas seguras" disminuyendo considerablemente el riesgo de lesión. Egger (1991b) propone como medida preventiva práctica, evitar implantar agujas en las regiones caudales de las extremidades. Una de las intervenciones en las que estadísticamente se produce con más frecuencia una cierta hemorragia durante la implantación de la aguja es la aplicación de fijadores externos en fracturas radiales, seguramente por perforación de ramas interóseas de la arteria mediana (Meynard et al., 1979; Harari, 1992). La hemorragia debida a la implantación de la aguja puede presentarse incluso dos semanas después de su implantación y generalmente no requiere la localización y posterior ligadura del vaso, sino que frecuentemente es suficiente con la retirada de la aguja y el vendaje compresivo de la extremidad (Egger, 1991b). En caso de afectar un vaso de calibre importante, la circulación colateral suele compensar el déficit vascular de la zona afectada en poco tiempo y únicamente se han descrito, en medicina humana, amputaciones de miembros secundarias a la afectación vascular durante la implantación de las agujas cuando la extremidad estaba ya muy traumatizada preoperatoriamente y por tanto con una importante lesión vascular colateral. Asimismo, casos excepcionales descritos también en traumatología humana revelan la existencia de falsos aneurismas vasculares y fístulas arteriovenosas diagnosticados mediante arteriografía como causantes de hemorragias crónicas después de la retirada del fijador externo del paciente (Green, 1981; Braitto et al., 1992; Paul et al., 1992).

La afectación directa o indirecta de un nervio todavía es menos frecuente que la de un paquete vascular así como dificultosa su percepción en el paciente animal puesto que los síntomas descritos con mayor frecuencia en seres humanos se refieren a una leve parestesia de la extremidad (Meynard et al., 1979; Kenwright et al., 1980; Egger, 1991). Finalmente, en caso de ser necesaria la implantación de una aguja muy próxima a un importante paquete neurovascular, se aconseja incidir la piel y abordar la superficie ósea a perforar protegiendo adecuadamente las estructuras neurovasculares (Green, 1981).

8.7. FRACTURAS IATROGENICAS, PATOLOGICAS Y REFRACTURAS

La posibilidad de que se generen fracturas iatrogénicas o patológicas en continuidad con los orificios de perforación de las agujas, a pesar de ser poco importante, puede producirse estando relacionada casi siempre con la implantación de las agujas demasiado juntas entre sí o a través de una fisura, con la utilización de agujas de diámetro excesivamente grande o bien con debilitamiento óseo a consecuencia de una excesiva reabsorción ósea

secundaria a una osteomielitis o a un secuestro anular (Egger, 1988c, 1991b, 1993a; Harari, 1992). Aunque se han descrito casos en los que la fractura se ha producido con la aguja "in situ", generalmente la fractura se produce debido al debilitamiento del hueso tras la retirada del fijador externo (Egger, 1991b), por lo que algunos traumatólogos de medicina humana aconsejan a continuación, el vendaje preventivo de la extremidad cuando los signos radiológicos revelen la posibilidad de que se produzca la citada fractura (Green, 1981).

La refractura del hueso, es decir, el hecho de que una vez cicatrizada la fractura inicial, se vuelva a fracturar después de la retirada del fijador externo es un hecho muy poco frecuente (Meynard et al., 1979) sobre todo si no se trata de no uniones sépticas tratadas con injerto de hueso esponjoso (Lenehan y Smith, 1984). En medicina humana, este tipo de problemas se asocian a pacientes en los que debido al desuso de la extremidad, se ha instaurado un proceso osteoporótico (Green, 1981).

II.9. INDICACIONES DE LOS FIJADORES EXTERNOS

Cuando a principios de siglo, Clayton Parkhill y Alvin Lambotte aplicaron por separado los primeros fijadores externos en un hueso fracturado, ambos coincidieron en observar que con el uso de los fijadores externos se abría un inmenso campo de aplicación quirúrgica no limitado únicamente al tratamiento de distintos tipos de fracturas sino que también vislumbraron la posibilidad de su aplicación a procesos más complejos aunque fueran posteriores cirujanos quienes los pusiesen en práctica.

En la actualidad, debido al enorme desarrollo que han experimentado los distintos sistemas de fijadores externos y al apoyo proporcionado por los rigurosos estudios publicados referentes especialmente a la biomecánica de los fijadores y a la respuesta de la cicatrización ósea bajo su aplicación, las técnicas de fijación externa se muestran válidas para la práctica totalidad de intervenciones traumatológicas y ortopédicas en las que se necesite una adecuada inmovilización ósea.

El amplio abanico de indicaciones quizá sea todavía más extenso en medicina humana dada la posibilidad de desarrollar complejos sistemas de fijación externa perfectamente adaptados para cada ocasión aunque de coste económico y de disponibilidad comercial fuera del alcance, en la mayoría de las ocasiones, del traumatólogo veterinario.

En lo referente a las posibles aplicaciones de los fijadores externos en traumatología veterinaria, podemos considerar dos grupos diferenciados: por una parte, los procesos que pueden ser tratados indistintamente bien por fijadores externos o bien por técnicas de fijación interna y, por otra, aquellos procesos en los que el uso de los fijadores externos está especialmente indicado. En el primer grupo podríamos incluir, entre otros, el tratamiento de fracturas cerradas simples en huesos largos así como determinados tipos de artrodesis, mientras que en el segundo grupo, destacarían las fracturas abiertas o conminutas, la elongación y/o tratamiento de deformaciones angulares de las extremidades etc., etc.

A continuación se describen distintos procesos traumatológicos en los que el uso de los fijadores externos está directa o indirectamente indicado.

9.1. FRACTURAS SIMPLES

La mayoría de las fracturas simples, considerando como tales las fracturas diafisarias de huesos largos sin complicación aparente, pueden ser tratadas tanto mediante técnicas de fijación interna como a través de fijadores externos. Sin embargo, la utilización de fijadores externos permite una fácil retirada del implante sin necesidad de una reintervención así como

la capacidad para evitar el "stress protection" conduciendo a una más rápida recuperación funcional del paciente que, por ejemplo, en el caso de implantación de una placa de osteosíntesis (Braden et al., 1973).

Por otra parte, la aplicación de fijadores externos en fracturas simples permite al cirujano poco iniciado en estas técnicas resolver eficazmente este tipo de fracturas y acumular la experiencia necesaria para afrontar posteriormente situaciones mucho más comprometidas y de peor pronóstico en las que será prácticamente obligada la aplicación de fijadores externos (Egger, 1988d). Finalmente, cabría destacar el menor coste económico que supone la aplicación del fijador externo en este tipo de fracturas en comparación con el coste que representaría la utilización de algunos sistemas de fijación interna.

Mención aparte recibirían las fracturas diafisarias humerales y femorales simples en las que para evitar la interferencia con el cuerpo del paciente, sólo es posible la aplicación del fijador externo en la cara lateral (fémur) o lateral y craneal (húmero) del hueso. Las citadas consideraciones anatómicas obligan a utilizar configuraciones de fijadores externos poco rígidas (tipo Ia) con el agravante, en el caso del fémur, de la gran masa muscular que lo envuelve y que es perforada por las agujas percutáneas incrementando el malestar del paciente y comprometiendo la efectividad del fijador.

Por todo ello, aunque es posible la utilización del fijador externo como método único de estabilización de fracturas humerales o femorales (Matthiesen, 1992; Whitehair y Vasseur, 1992) algunos autores aconsejan la utilización simultánea del fijador externo simplificado (agujas implantadas sólo proximal y distalmente evitando la porción diafisaria más recubierta por tejido muscular) junto con otros sistemas de fijación interna, principalmente enclavamiento centromedular (Van Ee y Geasling, 1992).

9.2. FRACTURAS CONMINUTAS

Las fracturas conminutas severas representan una clara indicación para la aplicación de fijadores externos, especialmente cuando debido al grado de conminución, es prácticamente imposible recomponer correctamente los fragmentos óseos fracturados mediante sistemas de fijación interna (Meynard, 1975; Renegar et al., 1982; Coppola y Anzel, 1983; Chambers, 1984b; Brinker et al., 1984; Egger, 1990a; Carmichael, 1991; Lincoln, 1992). La aplicación del fijador externo requiere un segmento mínimo de hueso sano a ambos lados de la fractura para conseguir su estabilización, no importando, en este caso, la existencia de una considerable separación interfragmentaria (Egger, 1990a) ni una insuficiente reducción de los fragmentos fracturados, priorizando, sin embargo, una correcta alineación global del eje óseo y una adecuada movilidad articular proximal y distal (Lincoln,

1992).

Dado que el fijador externo debe transmitir las cargas de apoyo desde la porción proximal de hueso sano hasta la distal actuando a modo de una placa de sostén es imprescindible aplicar una configuración de fijador externo suficientemente rígida para prevenir el colapso del foco de fractura (Lincoln, 1992).

Evidentemente, es imprescindible evitar lesionar el aporte vascular óseo puesto que la cicatrización ósea se basará en la formación de un callo fibroso prematuro. Por ello, se practicará una reducción cerrada de la fractura o bien una reducción abierta limitada suficiente para permitir la implantación de una cantidad importante de hueso esponjoso (Egger y Greenwood, 1985). La formación de un considerable callo perióstico secundario a la utilización de los fijadores externos proporcionará una consolidación de la fractura mucho más resistente de la que resultaría con una fijación interna rígida (Lincoln, 1992).

A pesar de que algunos autores aconsejan el uso de fijadores externos simultáneamente con la reducción de los fragmentos principales mediante tornillos de compresión o cerclajes (Brinker et al., 1990), otros autores (Egger, 1990a; Lincoln, 1992) consideran perjudicial dicha práctica por incrementar la desvitalización de los fragmentos y comprometer el aporte vascular al foco de fractura debido a la necesidad de un abordaje amplio y a la propia manipulación de los fragmentos fracturados aunque sí aconsejan una reducción abierta limitada para aplicar injertos esponjosos.

9.3. FRACTURAS ABIERTAS, POR DISPARO E INFECTADAS

Sin lugar a dudas, las fracturas abiertas forman parte de las indicaciones más claras de los fijadores externos, mostrándose mucho más efectivos para su resolución que otros métodos alternativos de fijación interna. Por este motivo, su aplicación en este tipo de fracturas se encuentra ampliamente documentada tanto en traumatología humana (Karlström y Olerud, 1975; Weis et al., 1976; Lawyery Lubbers, 1980; Edge y Denham, 1981; Portabella et al., 1987; Meléndez y Colon, 1989) como veterinaria (Brinker y Flo, 1975; Bradley y Rouse, 1980; Alexander, 1982; Renegar et al., 1982; Olds y Green, 1982; Turner, 1982; Paul, 1982; Gambardella, 1983; Chambers, 1984b; Brinker et al., 1984; Gofton, 1985; Nunamaker, 1985c; Fernández et al., 1987; Richardson, 1989; Egger, 1990a; Carmichael, 1991; Roush, 1992; Van Ee y Geasling, 1992; Lincoln, 1992; Font y Cairó, 1993).

En una fractura abierta el foco de fractura está contaminado y dependiendo del tiempo transcurrido (más de seis horas), de la extensión de la lesión y del grado tipificado de fractura abierta (I, II o III), probablemente estén presentes fenómenos activos de

multiplicación bacteriana, con lo cual, la realización de un abordaje amplio para proceder a una reducción a cielo abierto así como la introducción de cuerpos extraños representados por los distintos implantes metálicos incrementarían notablemente el riesgo de osteomielitis (Withrow y Moore, 1981; Turner, 1982; Gambardella, 1983).

En dichas situaciones, la utilización de los fijadores externos que permiten la aplicación de las agujas percutáneas convenientemente alejadas de la zona contaminada y la nula lesión iatrogénica tisular y vascular gracias a la reducción cerrada de la fractura disminuyen considerablemente la instauración del proceso osteomielítico, evitan la propagación en los tejidos blandos del proceso infeccioso así como la osteolisis prematura y el fracaso del implante que podrían conducir a un proceso de no unión (Withrow y Moore, 1981; Van Ee y Geasling, 1992). Por último, el uso de los fijadores externos facilitan enormemente las tareas de limpieza y cuidados del tejido blando lesionado sin interferencia local del implante (Olds y Green, 1982; Egger y Greenwood, 1985; Egger, 1990a; Lincoln, 1992).

Las fracturas producidas por disparo de arma de fuego presentan unas características específicas puesto que en el momento de producirse la fractura, gran cantidad de energía se transmite del proyectil al hueso. El resultado es una fractura con un importante grado de conminución acompañada de un gran número de microfracturas o fisuras inapreciables radiológicamente que pueden hacer fracasar la utilización de implantes de fijación interna. Asimismo, el importante compromiso vascular presente en la zona ósea afectada debido a la conminución y a las microfisuras así como la posible presencia de contaminación bacteriana, realzan más aún, la importancia de practicar una reducción cerrada de la fractura para no crear ulteriores lesiones vasculares iatrogénicas ni propagar la contaminación (Goudichaud et al., 1982; Gambardella, 1983; Van Ee y Geasling, 1992).

Aunque en la mayoría de las fracturas abiertas se utiliza el fijador externo como método definitivo para su resolución, en determinadas ocasiones es posible utilizarlo como método de estabilización transitorio hasta que la infección se encuentre totalmente controlada para aplicar posteriormente sistemas de fijación interna más rígidos acompañados de injertos óseos en caso de mostrarse necesarios (Egger y Greenwood, 1985).

La prescripción de antibioterapia en este tipo de fracturas está especialmente indicada, siendo preferible iniciar el tratamiento durante las tres primeras horas de haberse producido el traumatismo. La elección del antibiótico debe realizarse a partir de los resultados del cultivo y posterior antibiograma, siendo *Staphylococcus spp.*, *Streptococcus spp.* y *Escherichia coli*, los gérmenes más frecuentemente aislados (Braden, 1991; Lincoln, 1992). Mientras no se disponga de los resultados microbiológicos, puede administrarse inicialmente cefalosporinas de primera generación especialmente cefazolina dada su excelente resistencia

a las betalactamasas y su óptima perfusión tisular, teniendo presente que su vida media es de 90 a 180 minutos. La rapidez de procesamiento de una tinción de Gram permite aconsejar, en caso de aparecer mayoría de gérmenes Gram negativos, la administración de antibióticos aminoglicosídicos como la gentamicina. Una vez se disponga de los resultados del cultivo y antibiograma se puede administrar un antibiótico más específico (Withrow y Moore, 1981; Lincoln, 1992).

Antes de la valoración quirúrgica de la fractura y posterior aplicación del fijador externo es imprescindible un cuidado completo de la zona afectada que incluirá el rasurado de la zona con un amplio margen periférico, la limpieza de los tejidos lesionados mediante irrigaciones sucesivas con suero fisiológico y antisépticos convenientemente diluidos para, una vez eliminados los restos tisulares necróticos o desvitalizados, proceder al recubrimiento de la zona expuesta mediante gasas humedecidas o impregnadas con sustancias oleosas que serán sustituidas cada 12 horas (Withrow y Moore, 1981; Gambardella, 1983; Lincoln, 1992).

En caso de que el estado general del animal aconseje retardar la intervención quirúrgica será necesario inmovilizar la extremidad mediante vendaje tipo Robert-Jones que permitirá disminuir el dolor al paciente y colaborará en el control del proceso infeccioso (Withrow y Moore, 1981; Lincoln, 1992).

9.4. COMO METODO COMPLEMENTARIO A OTROS SISTEMAS DE FIJACIÓN INTERNA

El fijador externo se puede utilizar como sistema coadjuvante a otro sistema de fijación interna. La aplicación de un fijador externo tipo I simplificado (dos o tres agujas) para prevenir y controlar la rotación axial y el colapso de fracturas diafisárias (generalmente de húmero o femur) reducidas mediante agujas o clavos intramedulares es una de las clásicas aplicaciones del fijador externo como sistema complementario de estabilización (Meynard, 1968; Brinker y Flo, 1975; Piermattei, 1978; Bradley y Rouse, 1980; Gahring, 1980; Renegar et al., 1982; Paul, 1982; Bloomberg et al., 1983; Sinibaldi, 1983; Matthiesen y Walter, 1984; Brinker et al., 1984; DeYoung y Probst, 1985; McPherron et al., 1992; Matthiesen, 1992; Font y Cairó, 1993; Milton, 1993; Olmstead, 1993). En estas situaciones, se puede proceder a la retirada del fijador externo cuando exista un callo fracturario suficientemente maduro como para prevenir los movimientos rotacionales; lo que suele producirse en dos o tres semanas (Fox, 1986; Egger, 1990a; Van Ee y Geasling, 1992).

Tal y como ya se ha descrito en el apartado dedicado a las distintas configuraciones de los fijadores externos, existen distintas modificaciones que permiten la utilización conjunta

de un fijador externo con un clavo centromedular en fracturas humerales y femorales en las que el fijador externo se puede conectar extracorporalmente con el clavo intramedular. En este caso, la conexión puede realizarse bien utilizando una barra conectora intermedia o bien utilizando la prolongación doblada del propio clavo intramedular como barra conectora principal del fijador externo (Whitehair y Vasseur, 1992).

Los fijadores externos se pueden utilizar simultáneamente con tornillos de compresión interfragmentaria (Brinker y Flo, 1975; Bradley y Rouse, 1980; Egger, 1990a; Aron, 1990; Lincoln, 1992), cerclajes, hemicerclajes (Brinker y Flo, 1975; Bradley y Rouse, 1980; Egger, 1990a; Aron, 1990; Brinker et al., 1990; Font y Cairó, 1993) o agujas cruzadas (Brinker y Flo, 1975; Renegar et al., 1982; Egger, 1990a; 1993) con lo que se consigue una fijación interna y externa de forma simultánea y sin necesidad de practicar un abordaje amplio tal y como sería necesario para aplicar únicamente una fijación interna. Aunque el fémur y el húmero son los huesos sobre los que habitualmente se aplican los fijadores externos como método adicional de estabilización, también se ha descrito su aplicación en otros huesos como el radio (Gambardella y Griffiths, 1984) o la tibia (Font y Cairó, 1993).

Ocasionalmente, la aplicación de un fijador externo proporciona la estabilidad adicional necesaria para la fractura cuando la implantación de una placa de osteosíntesis se ha mostrado insuficientemente estable debido a la naturaleza conminutiva de la fractura supracondílea o intercondílea que dificulta la aplicación del número adecuado de tornillos en el fragmento distal (Renegar et al., 1982; Matthiesen, 1992). Las fracturas femorales diafisarias transversas, oblicuas y poco conminutas pueden ser tratadas con fijación externa simultáneamente con enclavamiento centromedular mientras que las conminutas graves deben de tratarse exclusivamente con la implantación de una placa de osteosíntesis (Whitehair y Vasseur, 1992).

9.5. UNIONES RETARDADAS Y NO UNIONES

Tal y como ya se ha descrito en el apartado dedicado a las complicaciones en el uso de los fijadores externos, la unión retardada hace referencia a la fractura que presenta un proceso de cicatrización activo aunque excesivamente lento y por lo tanto, no se ha consolidado en el tiempo previsto. La no unión es el fracaso en el proceso de cicatrización y consolidación de una fractura. Las causas de la unión retardada pueden ser las mismas que en el caso de la no unión aunque mucho menos intensas, destacando principalmente dos: el excesivo movimiento interfragmentario y un comprometido aporte vascular. Otras casuas también relacionadas con la génesis de los anteriores procesos serían: una excesiva separación interfragmentaria, la interposición de tejidos blandos y la existencia de un proceso infeccioso a nivel del foco de fractura (DeAngelis, 1975; Weber y Cech, 1976; Sumner-Smith y Bishop,

1982; Olds y Green, 1982; Lenehan y Smith, 1984; Binnington, 1985; Anderson, 1989; Brinker et al., 1990; Lincoln, 1992).

El primer paso a realizar una vez ha sido diagnosticada la unión retardada o la no unión consiste en detectar la causa de su presentación. Si el proceso es debido a una insuficiente estabilidad del sistema de fijación interna o externa utilizado, la corrección del fijador externo existente o la aplicación de un fijador externo que aporte la estabilidad necesaria al foco de fractura soluciona el problema en la práctica totalidad de las ocasiones. En el caso de no-uniones atróficas la aplicación del fijador externo suficientemente rígido se realiza una vez abordado el foco de fractura, reavivados los márgenes óseos, reabiertas ambas cavidades medulares, eliminados los posibles restos necróticos y aplicada una cantidad considerable de tejido óseo esponjoso (Brinker y Flo, 1975; Bradley y Rouse, 1980; Clamen, 1980; Renegar et al., 1982; Brinker et al., 1984; Lenehan y Smith, 1984; Binnington, 1985; Anderson, 1989; Egger, 1985a; Lincoln, 1992). Asimismo, estudios recientes han demostrado la validez de la inyección percutánea de médula ósea y matriz ósea desmineralizada para el tratamiento de no-uniones experimentales en tibias caninas, evitando la exposición del foco de fractura y mostrando una evidente estimulación de la cicatrización ósea (Tiedeman et al., 1991).

9.6. FRACTURAS MANDIBULARES

La efectividad de los fijadores externos en fracturas mandibulares de perro y gato ya fué descrita en 1949 por Brinker, presentando distintas técnicas de reducción utilizando para ello, el fijador externo de Kirschner-Ehmer (Brinker, 1949). En la actualidad, las fracturas mandibulares son traumatismos relativamente frecuentes en la clínica de pequeños animales, especialmente en gatos donde pueden llegar a representar hasta el 12% de la totalidad de fracturas que afectan a esta especie. En la mayoría de ocasiones, el origen de este tipo fracturas suele estar relacionado con traumatismos automovilísticos o bien caídas desde alturas considerables requiriendo prácticamente siempre la intervención quirúrgica del animal traumatizado y una vez practicada una rigurosa exploración de urgencia dada la habitual presencia de procesos concomitantes graves (obstrucción respiratoria, alteraciones cardiopulmonares, neumotórax, hernia diafragmática, etc.)(Davidson y Bauer, 1992).

Generalmente, las fracturas mandibulares suelen ser abiertas, ya sea hacia el exterior o hacia el interior de la cavidad bucal, presentando, en ocasiones, un considerable grado de conminución. Por ello, y siempre que la fractura afecte el cuerpo mandibular, la aplicación de los fijadores externos una vez restituida la correcta oclusión bucal, se presenta como el método de elección para las fracturas mandibulares puesto que permiten una correcta reducción e inmovilización de la fractura acompañada de una rápida y completa recuperación

funcional mandibular principalmente si el traumatismo es bilateral (Nunamaker, 1985b; Davidson y Bauer, 1992).

Aunque el fijador externo de Kirschner-Ehmer, bien sea con agujas roscadas o lisas (Brinker, 1949; Renegar et al., 1982; Egger, 1993b), o el de Meynard (Couliboef et al., 1986; Font y Cairó, 1993) se pueden utilizar perfectamente para el tratamiento de fracturas mandibulares, los fijadores externos constituidos por barras conectoras acrílicas y por agujas lisas, roscadas o simplemente la utilización de tornillos de osteosíntesis a modo de agujas se muestran mucho más versátiles, ligeros y con mayor adaptabilidad anatómica que los anteriores siendo este tipo de fracturas, una de las más claras indicaciones para su utilización (Latimer et al., 1977; Chambers, 1981; Chambers, 1984b; Nunamaker, 1985b; Egger, 1988d, 1990a; 1993b; Tomlinson y Constantinescu, 1991; Davidson y Bauer, 1992; Egger, 1993b; Fernández, 1993).

La utilización del fijador externo bifásico, utilizado en cirugía maxilofacial humana desde 1949, representa un método alternativo para ser utilizado en traumatología veterinaria aunque resulta excesivamente caro (debido principalmente a la utilización de unos tornillos de diseño especial a modo de agujas percutáneas) y de uso limitado a pacientes de tamaño medio o grande (Davidson y Bauer, 1992).

Las fracturas maxilares, mucho menos frecuentes que las mandibulares, generalmente no requieren intervención quirúrgica a no ser que presenten comunicación oronasal o que generen malaoclusión u obstrucción de las vías aéreas altas. En esos casos, la fractura puede ser reducida mediante técnicas de fijación externa aunque no se pueden considerar como los métodos de primera elección (Davidson y Bauer, 1992).

9.7. COMO METODO DE ESTABILIZACIÓN TRANSARTICULAR

La aplicación transarticular del fijador externo, tal y como su nombre indica, consiste en la aplicación del fijador externo a ambos lados de la articulación, inmovilizándola por completo, por lo que es sumamente importante, aplicar el fijador externo manteniendo la angulación fisiológica de la articulación (Fox, 1986). El montaje del fijador externo transarticular puede llevarse a cabo de distintas formas. Una de ellas consiste en la conexión triangular de dos fijadores externos tipo II lo que implica la utilización de rótulas dobles o bien de varias barras conectoras transarticulares que cierren el montaje, tal y como se realiza en el caso de la articulación tibio-tarsal (Bjorling y Toombs, 1982; Schmidt-Morand y Fontaine, 1986; Meynard, 1991d). Otra posibilidad consiste en utilizar la misma barra conectora, aunque convenientemente incurvada, tanto para el fijador montado proximal a la articulación como para el distal, conectando ambos extremos de la barra con otra barra

conectora que cierra el montaje (Toombs et al., 1989).

Otra posibilidad reside en la utilización de los distintos sistemas de fijadores externos acrílicos que presentan gran moldeabilidad aunque no pueden ajustarse una vez implantados (Okrasinski et al., 1991; Toombs, 1992). Por último, el método que se muestra como más sencillo y económico consiste en doblar convenientemente las barras conectoras metálicas con ayuda de los moldeadores de placas de osteosíntesis hasta conseguir la angulación requerida para la articulación a intervenir (Toombs et al., 1989, 1992).

La estabilización transarticular en pequeños animales utilizando las técnicas de fijación externa suele practicarse en las articulaciones del codo, carpo, rodilla y tarso (Toombs, 1992), y puede llevarse a cabo en los casos que se describen a continuación:

9.7.1. Aplicación transarticular del fijador externo como sistema adicional de protección en traumatismos de tejidos blandos periarticulares, ligamentos y tendones.

El fijador externo se puede utilizar como sistema de protección en aquellos traumatismos que han generado una importante lesión de los tejidos blandos asociada a roturas de estructuras tendinosas o ligamentosas (Chambers, 1984b; Carmichael, 1991). En estas situaciones, una vez suturado el tendón o el ligamento o bien reemplazado por la prótesis adecuada (Morshead y Leeds, 1984; Toombs et al., 1989), la aplicación transarticular del fijador externo durante un mínimo de tres a seis semanas, permite una evolución normal de la estructura lesionada protegiéndola básicamente de fuerzas de distracción responsables de una hiperextensión prematura del ligamento o del tendón (Meynard y Goudichaud, 1971; 1973; Egger, 1988d), especialmente si se trata de un tendón sometido a importantes fuerzas de tracción como podría ser el tendón calcáneo común (Schmidt-Morand, 1981; Bonneau et al., 1983; Morshead y Leeds, 1984).

Además de la acción protectora citada anteriormente, la aplicación del fijador externo no interfiere en absoluto con el proceso de curación de los tejidos blandos circundantes permitiendo su control y cuidado terapéuticos. Una vez resuelto el proceso y retirado el fijador externo, es imprescindible una intensa fisioterapia para que la articulación recupere la movilidad fisiológica (Egger, 1988d; 1990a).

Gallagher et al. describen un sistema mixto denominado "external fixator boot" (inspirado en el "Rudy External Fixator Boot" (Toombs, 1992) para el tratamiento de distintos traumatismos de la región tarsal y distales a ella a base de un fijador externo coordinado con un escayolado del pie del animal (Gallagher et al., 1990). En un estudio

restrospectivo de 22 casos publicado por el mismo autor dos años más tarde, presenta un porcentaje de efectividad como método de soporte y protección del 95%, sin prácticamente complicaciones dignas de interés (Gallagher et al., 1992).

Finalmente, Egger y Freeman describieron la aplicación transarticular del fijador externo en un cachorro que presentaba hiperextensión congénita femorotibial y tibiotarsal (Egger y Freeman, 1985).

9.7.2. Aplicación transarticular del fijador externo como sistema de estabilización suplementario en caso de fracturas óseas articulares o periarticulares

En caso de fracturas articulares o periarticulares y una vez reducidas éstas mediante las adecuadas técnicas de fijación interna que aporten la necesaria compresión interfragmentaria, la aplicación transarticular del fijador externo evita que las cargas de apoyo se apliquen sobre la zona fracturada, ejerciendo una acción protectora sobre la misma. Al tratarse de fracturas que afectan a la porción metafisaria del hueso, su velocidad de cicatrización es elevada permitiendo la retirada del fijador en pocas semanas, siendo necesario, de nuevo, la prescripción de una adecuada fisioterapia para recuperar la movilidad articular fisiológica una vez retirado el fijador (Matthiesen y Walter, 1984; Egger, 1988d; Toombs et al., 1989; Toombs, 1992).

9.7.3. Aplicación transarticular de fijadores externos para fracturas diafisarias distales de cúbito-radio y tibia

En este tipo de fracturas, el fragmento distal suele ser de reducida longitud, lo que impide en ocasiones la implantación en dicho fragmento de tres o incluso dos agujas percutáneas. Por ello y para no debilitar el montaje, se implanta una o si es posible, dos agujas, en el fragmento distal del cúbito-radio o de la tibia para completar el número necesario de agujas mediante su implantación en los huesos metacarpianos o metatarsianos respectivamente, sin necesidad de aplicar adicionalmente otros sistemas de fijación interna (Toombs et al., 1989; Font, 1991).

9.7.4. Artrodesis

Las técnicas de fijación externa son igualmente válidas para llevar a cabo artrodesis de determinadas articulaciones, tal y como ya describió Charnley en 1948, estando especialmente indicadas en aquellas articulaciones que presenten concomitantemente lesiones

considerables de los tejidos blandos circundantes o presencia de procesos infecciosos (Olds y Green, 1982). El procedimiento a seguir es común al realizado en artrodesis mediante fijación interna, destacando la necesidad de aplicar un fijador externo de elevada rigidez y con un número igualmente elevado de agujas percutáneas, a poder ser interponiendo alguna aguja roscada, dado el prolongado tiempo de cicatrización ósea requerido (Olds y Green, 1982; Chambers, 1984b; Egger, 1988d; Brinker et al., 1990; Lesser, 1993). A pesar de no ser un procedimiento muy empleado, también se recoge en la bibliografía revisada, la aplicación de fijadores externos en la especie equina para la resolución de artrodesis metacarpofalángicas, presentando unos excelentes resultados (66% de éxito en nueve animales intervenidos) (Richardson et al., 1987).

9.8. DEFORMACIONES DE CRECIMIENTO. OSTEOTOMIAS CORRECTIVAS

El fijador externo es, seguramente, el método más indicado para corregir distintas deformaciones óseas debidas a alteraciones producidas durante la fase de crecimiento (Knecht y Bloomberg, 1980; Renegar et al., 1982; Robertson, 1983; Chambers, 1984b; Pous et al., 1987; Egger, 1988d, 1990a; Johnson et al., 1989; Anson, 1991; Johnson, 1992). Dichas alteraciones afectan concretamente a los cartílagos de crecimiento provocando un cese parcial o completo del crecimiento en longitud del hueso afectado que se traduce en el acortamiento de la extremidad, en una desviación ósea leve o en casos extremos, en angulación afuncional de la extremidad con afectación de las articulaciones próximas al hueso afectado (Knecht y Bloomberg, 1980; Johnson, 1992). Generalmente, el origen de la alteración fisaria suele ser traumático aunque en algunas ocasiones, como en el "pes varus" de Dachshunds (teckels) se considera la hipótesis genética. Aunque dichas alteraciones pueden interesar a cualquier cartílago de crecimiento, los del cúbito y radio son los de mayor índice de afectación y los que presentan mayor trascendencia clínica debido principalmente a la disposición anatómica paralela de los citados huesos que requiere un crecimiento sincronizado entre ambos. En un segundo término se encontrarían por frecuencia de afectación, las lesiones fisarias tibiales (Knecht y Bloomberg, 1980; Johnson et al., 1989; Johnson, 1992).

La solución a las deformaciones óseas ya sean rotacionales, angulares o de longitud reducida, pasa por la práctica de una osteotomía correctiva, es decir, la realización de una fractura iatrogénica en el hueso afectado y su posterior reducción de la forma adecuada para resolver el problema. La práctica de una osteotomía correctiva perseguirá la recuperación funcional de la extremidad mediante una óptima realineación de las superficies articulares mejorando, por tanto, la congruencia articular; reinstaurando la longitud adecuada del hueso o de la extremidad afectada y corrigiendo los distintos tipos de deformaciones óseas (Brinker y Flo, 1975; Robertson, 1983; Anson, 1991; Johnson, 1992).

Cuando la deformación del miembro ha sido detectada en un animal joven, el tratamiento irá dirigido a corregir la desviación aprovechando, en la medida de lo posible, la capacidad de crecimiento de la zona fisaria sana, por lo que dicho tratamiento diferirá según el cartílago de crecimiento afectado y la extensión de la lesión. Egger (1988d) introduce el término de osteotomía dinámica para la corrección activa de los defectos de crecimiento en animales inmaduros. En este caso y una vez practicada la osteotomía de la forma convencional, se aplica un sistema de fijación externa que permita la corrección progresiva e ininterrumpida del defecto angular o de longitud mediante aplicación diaria de pequeñas fuerzas de distracción. La distracción y/o desangulación se mantiene hasta conseguir una correcta alineación y longitud del hueso osteotomizado, teniendo cuidado en no ejercer una excesiva presión sobre el hueso que provocaría, por una parte, la incrustación de las agujas sobre el débil hueso metafisario y por otra, una sobrecorrección responsable de posibles alteraciones articulares (Knetch, 1980; Robertson, 1983; Egger, 1988d, 1990a).

A pesar de que el fijador externo de Ilizarov se ha considerado tradicionalmente como el método idóneo para la resolución de defectos angulares y cierres fisarios prematuros (Pous et al., 1987), la tendencia actual en traumatología humana refleja una progresiva sustitución del fijador externo de Ilizarov en favor de fijadores externos dinámicos tipo Orthofix o Mono-Tubo LC obteniendo resultados plenamente satisfactorios (De Bastiani et al., 1989; Cañadell, 1993a).

Los fijadores externos más utilizados en traumatología veterinaria para la resolución de alteraciones del crecimiento son el de Charnley y el de Ilizarov. El fijador externo de Charnley permite ejercer distracción entre los fragmentos seccionados y una vez practicada la osteotomía para resolver el defecto angular (Egger, 1988d; Knecht y Bloomberg, 1980), el fijador externo de Ilizarov se muestra más versátil al permitir ejercer simultáneamente, movimientos de distracción y de desangulación (Egger, 1993c). Ferretti en Italia, Latte en Francia y Elkins y Morandi en norteamérica, han basado sus estudios en la aplicación del fijador externo de Ilizarov convenientemente modificado para su uso en pequeños animales con excelentes resultados, mostrándose sin lugar a dudas como el sistema idóneo para resolver deformaciones óseas de cualquier tipo aunque presentando como principal inconveniente un elevado coste de inversión y de aplicación (Latte, 1990; 1991b; 1991d; Meynard, 1991a; Egger, 1992; Elkins y Morandi, 1993). Debido posiblemente al elevado precio de los fijadores externos Orthofix o Mono-Tubo LC (entre medio millón y un millón de pesetas aproximadamente) la aplicación clínica de estos fijadores en traumatología veterinaria no se ha detectado en la bibliografía consultada (apreciación personal).

La resolución de defectos angulares en perros adultos requiere la realización de una osteotomía en el hueso afectado y posterior corrección del defecto antes del ajuste del fijador externo (Chambers, 1984b; Brinker et al., 1985; Balligand, 1986; Egger, 1988d; Johnson,

1992; Elkins y Morandi, 1993). Como se ha citado previamente, los cierres fisarios distales en el cúbito y radio representan los de mayor repercusión clínica, frecuencia y mayor dificultad técnica. En el primer caso, será necesario practicar una ostectomía cuneiforme (Gahring, 1980; Brinker et al., 1990; Anson, 1991) o una osteotomía oblicua en la zona de máxima incurvación radial, impactando a continuación, el extremo óseo del fragmento distal en el interior de la cavidad medular del extremo proximal (Egger, 1988d; Johnson, 1992) o viceversa (Brinker et al., 1990; Anson, 1991). En el caso de que sea la fisis radial la afectada, el procedimiento es paralelo aunque la osteotomía se practicará de forma transversa en el radio y, antes de ajustar el fijador externo, se desplazará el fragmento proximal del radio hasta contactar con el capitulum humeral, reduciendo la luxación o subluxación del codo y recuperando la congruencia articular (Brockman, 1991; Johnson, 1992). En ambos casos y una vez corregida la deformación ósea, se ajustará el fijador externo cuyas agujas más externas ya habían sido colocadas previamente a la osteotomía para facilitar la posterior realineación ósea (Chambers, 1984b; Johnson, 1992).

Los fijadores externos pueden utilizarse igualmente como sistema de estabilización en casos de ostectomías correctivas practicadas para resolver procesos de malunión de fracturas, aunque en dichas situaciones, sólo esté indicada la intervención quirúrgica cuando exista una alteración clínica del paciente pero sin existencia de lesiones irreversibles de estructuras articulares o bien de tejidos blandos (Anson, 1991).

9.9. ELONGACION DE EXTREMIDADES

Los métodos de elongación ósea que se aplican habitualmente en ortopedia humana (Ilizarov, Orthofix, Mono-Tubo LC: De Bastiani et al., 1989; De Pablos y Cañadell, 1987; Cañadell, 1993a) son perfectamente extrapolables, en teoría, a los animales aunque en la mayoría de ocasiones resulten excesivamente caros, de obtención complicada y de tamaño selectivo, por lo que se hace imprescindible la aceptación de las anteriores premisas por parte del propietario (Egger, 1992). El método de elongación que mayor popularidad presenta en ortopedia veterinaria es el fijador externo de Ilizarov adaptado para su uso en pequeños animales. Aunque en traumatología humana existen distintos métodos para lograr incrementar la longitud de un hueso, el sistema utilizado en traumatología veterinaria se basa en la denominada "osteogénesis de distracción" tras osteotomía diafisaria. Para ello, y tras mantener el foco de osteotomía convenientemente estable durante unos siete días mediante un fijador externo que proporcione suficiente rigidez, se puede proceder a manipular el fijador externo para generar distracción de los fragmentos fracturados a un ritmo de 1 mm por día hasta que se obtenga la longitud deseada. A medida que la zona osteotomizada va adquiriendo mayor estabilidad, la rigidez del fijador externo debe reducirse gradualmente mediante la retirada de algunas agujas. Una vez retirado el fijador, la zona elongada debe protegerse

mediante un vendaje y una actividad restringida del paciente hasta que aquélla presente la adecuada fortaleza constatada por los controles radiográficos (Yanoff et al., 1992a; Schickendantz et al., 1992; Lincoln, 1992; Orbay et al., 1992).

9.10. FRACTURAS Y LUXACIONES DE LA COLUMNA VERTEBRAL

El uso del fijador externo puede estar indicado como método de estabilización ventral en fracturas/luxaciones lumbares caudales estabilizadas dorsalmente mediante la aplicación de placas fijadas con tornillos y tuercas situados entre las apófisis espinosas vertebrales. Según el tipo de fractura vertebral, especialmente si afecta al cuerpo de la vértebra, la estabilización tradicional realizada dorsalmente suele manifestarse insuficientemente estable, por lo que se requiere, en la mayoría de ocasiones, una estabilización ventral de la columna vertebral conseguida mediante la implantación en los cuerpos vertebrales de las agujas percutáneas. La aguja más distal, se implanta entre las alas del ílion haciéndola discurrir por el orificio más caudal de la placa dorsal (Shores 1992; et al., 1988 y 1989). En otras ocasiones (osteomielitis vertebrales, estabilizaciones temporales, luxaciones lumbosacras y fracturas estables de las vertebra lumbares caudales) es posible utilizar el fijador externo como método único y eficaz para resolver favorablemente los procesos citados con anterioridad (Alegre et al., 1989; Phillips y Blackmore, 1991; Shores, 1992; Ullman y Boudrieau, 1993).

Recientemente, Ullman y Boudrieau han descrito la posibilidad de colocar "internamente" fijadores externos para estabilización de fracturas o luxaciones sacroilíacas en perros. Dicha posibilidad se basa en la técnica clásica de estabilización transilíaca mediante una aguja de Kirschner, adaptando en ambos extremos una rótula de fijador externo que aporta mayor estabilidad a la técnica de reducción (Ullman y Boudrieau, 1993).

9.11. POLITRAUMATISMOS

Dada la rapidez y facilidad de colocación de los fijadores externos, especialmente en el caso de reducción cerrada de la fractura, su utilización resulta muy válida en pacientes politraumatizados especialmente si presentan complicaciones generales importantes (neumotórax, hernia diafragmática, hipovolemia, etc.). En este tipo de pacientes, los fijadores externos pueden utilizarse para inmovilizar temporalmente la fractura y transcurrido el tiempo necesario para que mejore el estado general del paciente, reintervenirlo definitivamente de modo que se obtenga una mejor reducción de la fractura (utilizando de nuevo fijadores externos o bien con otras técnicas más adecuadas). Sin embargo, en traumatología veterinaria los fijadores externos suelen aplicarse de modo definitivo a los animales politraumatizados

o bien no se intervienen quirúrgicamente hasta que presenten un mejor estado general, manteniendo los huesos fracturados convenientemente inmovilizados mediante un vendaje ferulado (Chambers, 1984b; Egger, 1991b; Font y Cairó, 1993).

9.12. UTILIZACION DE LOS FIJADORES EXTERNOS EN OTRAS ESPECIES

La aplicación de los fijadores externos en veterinaria no sólo se reduce al perro y al gato, si bien resultan lo más numerosos en proporción, sino que las bibliografías veterinaria y humana recogen gran cantidad de referencias en las que, ya sea con fines clínicos o de investigación, se aplican técnicas de fijación externa en especies tan dispares como conejos (Pead y Carmichael, 1989), potros (Meynard, 1971; Sullins y McIlwraith, 1987, Leroux et al., 1992) y caballos adultos (Nunamaker et al., 1986; Richardson et al., 1987; Schneider, 1987; Hertsch y Wissdorf, 1990; Whitehair et al., 1992), terneros (Adams, 1985; Denny et al., 1988; Decante, 1990; St-Jean et al., 1991, 1992), ovejas (Kaneps et al., 1989), llamas (Kaneps et al., 1989; Whitehair et al., 1992) y camellos (Squire y Boehm, 1991) mostrándose como un método especialmente eficaz en determinadas situaciones, aunque con una menor versatilidad que la presentada en la clínica de pequeños animales.

Mención aparte merece la aplicación de los fijadores externos en traumatología de aves salvajes o de cautiverio para la resolución de determinadas fracturas. En esta especialidad, aunque se ha descrito la utilización de fijadores externos con barras metálicas (Bush, 1977), los fijadores externos acrílicos (polimetilmetacrilato, bifásicos, resinas dentales, fibra de vidrio, hexalite) parece la mejor opción dado que proporcionan una correcta y sólida reducción de la fractura con un mínimo peso del montaje aunque, en su contra, no permiten el ajuste del fijador externo una vez polimerizado el producto acrílico (Satterfield y O'Rourke, 1981; Vilaplana et al., 1987; Tomlinson y Contantinescu, 1991; MacCoy, 1992; VanEe y Geasling, 1992).

II.10. VENTAJAS, LIMITACIONES Y DESVENTAJAS DE LOS FIJADORES EXTERNOS

El método perfecto para la reducción de las fracturas así como para el tratamiento de los distintos procesos ortopédicos y traumatológicos está todavía por descubrir. Por ello, las técnicas de fijación externa, al igual que los restantes métodos de fijación interna, presentan una serie más o menos extensa de ventajas y desventajas así como unas limitaciones en su aplicación.

10.1. VENTAJAS DE LA UTILIZACION DE FIJADORES EXTERNOS

La utilización de los fijadores externos proporciona un elevado número de ventajas, siendo las que se citan a continuación las más destacadas:

- 1.- El método de aplicación de los fijadores externos es sumamente sencillo tanto de aprendizaje como de realización.
- 2.- Generalmente, resulta uno de los métodos más rápidos para llevar a cabo la reducción e inmovilización del hueso fracturado lo que permite reducir el tiempo anestésico y el riesgo de contaminación por exposición excesivamente prolongada del foco de fractura. Esta característica es especialmente importante en el caso de pacientes politraumatizados.
- 3.- Mantiene prácticamente intacto el aporte vascular tanto al hueso afectado como a los tejidos blandos que le rodean respetando estructuras nerviosas y tisulares, favoreciendo por tanto, el proceso de cicatrización ósea de la fractura.
- 4.- Permite llevar a cabo tanto una reducción cerrada como abierta de la fractura, dependiendo de las características de la misma y de la preferencia o formación del cirujano.
- 5.- Si se lleva a cabo una reducción abierta de la fractura:
 - * el fijador externo proporciona una correcta inmovilización con una minimización del abordaje,
 - * permite la utilización simultánea de otras técnicas de fijación interna, y
 - * posibilita la aplicación de injertos de hueso esponjoso.

- 6.- Según las distintas configuraciones de fijador externo utilizadas, es posible proporcionar distintos grados de rigidez al foco de fractura, llegando incluso a conseguir, en el caso del fijador externo tipo III, una reducción de la fractura casi tan rígida como la conseguida con las técnicas de osteosíntesis por placa.
- 7.- Permite la retirada del implante sin necesidad de abordar de nuevo el hueso afectado, siendo suficiente en la mayoría de ocasiones, una sedación del paciente evitando el riesgo inherente de una nueva anestesia.
- 8.- El fijador externo permite un control constante del estado del implante durante todo el período postoperatorio así como practicar reajustes del montaje "a posteriori" en caso de producirse la rotura o aflojamiento de algún componente, o bien, según el tipo de fijador externo, para ejercer distracción progresiva sobre el foco de fractura en el caso de elongación de extremidades osteotomizadas o con defectos angulares.
- 9.- Los sistemas de fijación externa permiten igualmente llevar a cabo fenómenos de "dinamización" del fijador o "desestabilización controlada" del foco de fractura siguiendo protocolos establecidos que estimulan la formación de callo de fractura mediante la retirada progresiva de componentes del fijador durante distintas fases del período postoperatorio.
- 10.- Los fijadores externos permiten reducir fracturas contaminadas o susceptibles de contaminación (fracturas abiertas o por arma de fuego) sin interferir físicamente en la zona afectada, como sí sucede en el caso de sistemas de fijación interna, puesto que pueden insertarse en zonas alejadas del foco contaminado disminuyendo, por tanto, el riesgo de osteomielitis.
- 11.- Fácil manejo y cuidado postoperatorio de heridas abiertas o con defecto tisular importante con afectación ligamentosa o tendinosa, proporcionando una estabilización temporal hasta que el recubrimiento tisular posibilite el tratamiento ortopédico definitivo.
- 12.- Permite una rápida recuperación funcional de la extremidad intervenida al generar lesiones iatrogénicas mínimas al paciente, por ser ligero, mantener la longitud de la extremidad y no interferir con la movilidad de las articulaciones próximas.
- 13.- Los fijadores externos permiten un adecuado manejo de las fracturas con elevada conminución en las que resulta difícil o imposible su reducción anatómica.

Asimismo, permite mantener la longitud del hueso en fracturas con pérdida importante de sustancia.

- 14.- Los fijadores externos se pueden aplicar a situaciones muy distintas y a tamaños de paciente muy dispares disponiendo simplemente de una reducida variedad (gama) de material.
- 15.- El fijador externo presenta una muy buena tolerancia por parte del paciente, especialmente en el caso de perros y gatos.
- 16.- El coste del implante es muy bajo y no requiere una importante inversión económica ni para el instrumental de aplicación ni para disponer del estocaje necesario de material, tal y como ocurre en el caso de técnicas de fijación con placas de osteosíntesis.
- 17.- Asimismo, es posible la reutilización parcial del material (barras conectoras y rótulas) lo que todavía reduce más los costes de aplicación y estocaje.
- 18.- Una última ventaja a mencionar, aunque su importancia se centra más en el campo de la traumatología humana, es el acortamiento del período de hospitalización del paciente debido a su rápida recuperación funcional y al bajo índice de complicaciones postoperatorias.

Las ventajas descritas anteriormente, enunciadas y corroboradas por un gran número de autores (Renegar et al., 1982; Leighton, 1982b; Weber, 1985; Fox, 1986; Brinker et al., 1990; Egger, 1991a, 1993b; Van Ee y Geasling, 1992) justifican el elevado índice de popularidad que presentan las técnicas de fijación externa tanto en traumatología veterinaria como humana.

10.2. LIMITACIONES Y DESVENTAJAS DE LA UTILIZACIÓN DE LOS FIJADORES EXTERNOS

Como se enunciaba al principio de este capítulo, las técnicas de fijación externa no están exentas de desventajas y limitaciones, aunque la mayoría de autores coinciden en considerarlas mínimas cuando se comparan con las ventajas que proporcionan. A continuación se describen las principales desventajas del uso de los fijadores externos (Renegar et al., 1982; Mears, 1983b; Fox, 1986, Egger, 1991a,b; Van Ee y Geasling, 1992; Johnson, 1992):

- 1.- Los fijadores externos y en lo que a traumatología veterinaria se refiere,

únicamente pueden aplicarse de manera generalizada a los huesos de las extremidades, exceptuando las fracturas mandibulares. (Si bien es posible aplicar fijadores externos en procesos vertebrales, no suele ser una técnica muy extendida ni exenta de detractores, reduciéndose además a procesos lumbosacros.)

- 2.- Adicionalmente, cuando el hueso afectado sea el húmero o el fémur, es obligada la utilización de la configuración tipo Ia o Ib (o derivadas) emplazada en la cara craneolateral (húmero) o lateral (fémur) para evitar la interferencia del fijador externo con el propio cuerpo del paciente. En el caso concreto del fémur hay que añadir al ya citado impedimento anatómico, el importante recubrimiento muscular que deberán atravesar las agujas hasta alcanzar el hueso lo que generará malestar al paciente e incrementará la exudación en los trayectos de las agujas.
- 3.- Generalmente no se consigue una reducción perfecta de la fractura (Paul, 1982) (aunque a veces tampoco se pretenda dicha perfección extrema; Egger, 1991a).
- 4.- No todos los tipos de fracturas son susceptibles de ser tratadas con fijadores externos. Así, las fracturas periarticulares y concretamente las articulares precisan de un grado de reducción y rigidez muy difícil de conseguir con los sistemas de fijación externa en comparación con los de fijación interna.
- 5.- La aplicación del fijador externo está limitada en el tiempo. Una placa puede permanecer implantada toda la vida mientras que un fijador debe retirarse al cabo de unos meses (Brooker, 1983b). Asimismo, el fijador externo requiere, durante el periodo postoperatorio, de un mínimo pero constante cuidado del trayecto de las agujas (Johnson, 1992).
- 6.- Valorar otros métodos más indicados en aquellas ocasiones en las que bien sea por el proceso propiamente (artrodesis, osteotomías correctivas) o bien por el paciente (geriátrico, cuidados postoperatorios imposibles) sea preciso una reducción enormemente rígida durante un largo período de tiempo.
- 7.- El montaje puede lesionar a personas y a objetos, incluso puede actuar como una trampa para el propio animal en su deambular por zonas con muchos obstáculos.
- 8.- La desaprobación del efecto poco estético del fijador externo es un factor más importante en pacientes humanos que en pacientes animales aunque en este caso, hay que valorar la actitud del propietario del animal puesto que será él quien deberá hacerse cargo de los cuidados y control del animal durante el periodo postoperatorio (Renegar et al., 1982; Bloomberg, 1985; Fox, 1986; Egger,

1991a). En medicina humana, se describen pacientes con problemas psicológicos y comportamentales por llevar implantados fijadores externos (Green, 1981).

Como se puede observar, las principales desventajas de la aplicación de los sistemas de fijación externa están íntimamente relacionadas con sus propias limitaciones, básicamente de carácter anatómico.

Para concluir el presente apartado, quizá sería adecuado recordar las palabras enunciadas por Egger en 1991a (ver final capítulo: "Historia de la Fijación Externa") refiriéndose a la inexistencia del método perfecto para reducir fracturas sino más bien a la valoración inicial de la fractura y su "entorno" (paciente, etc.) y a partir de ello, la aplicación del método más idóneo para cada caso, sin pretender encontrar el método "todoterreno".

II.11. ANATOMIA Y VASCULARIZACION OSEAS

En el presente capítulo se llevará a cabo una revisión general de la osteología ósea y especialmente de la vascularización ósea, dado el relevante papel que presenta la microvascularización del hueso en los procesos de cicatrización de las fracturas. En ambos casos, el estudio se centra sobre los huesos largos del animal adulto puesto que corresponde al tipo de hueso a partir del cual se ha desarrollado nuestro estudio (la tibia).

11.1. ANATOMIA DE UN HUESO LARGO MADURO

Para el estudio de la formación del callo óseo en un determinado tipo de hueso, es importante conocer, aunque sea de forma resumida, cuáles son las características anatómicas esenciales de ese hueso en condiciones normales para poder evaluar con mayor precisión los cambios que se producen durante la fase de cicatrización ósea.

El hueso largo representa la unidad ósea principal del esqueleto apendicular. Consiste básicamente en una porción tubular denominada **diáfisis**, limitada en cada extremo por las denominadas **epífisis**. Aunque en los huesos inmaduros los cartílagos de crecimiento separan las epífisis de la diáfisis, dicha separación desaparece en el hueso maduro. La zona de la epífisis que forma parte de la articulación está recubierta por el cartílago articular que reposa sobre **tejido óseo denso** denominado **hueso cortical** (*substantia corticalis*). El hueso cortical se continúa a nivel diafisario aunque aumentando de densidad, por lo que se denomina **hueso compacto** (*substantia compacta*)⁵.

Un segundo tipo de tejido óseo, el **hueso esponjoso** (*substantia spongiosa*), constituido por trabéculas óseas, ocupa ambas zonas epifisarias por debajo de la fina capa de hueso cortical. El espacio tubular existente en la zona diafisaria se denomina **cavidad medular** (cavum medullare) donde se dispone la médula ósea, de carácter adiposo en el adulto (*medulla ossium flava*) y de carácter hematopoyético (*medulla ossium rubra*) en fases iniciales del crecimiento. Recubriendo la cavidad medular se encuentra el **endostio** (*endosteum*) o capa de revestimiento interno compuesta por células con capacidad osteogénica. Asimismo, recubriendo externamente el hueso, exceptuando las superficies articulares, se encuentra el **periostio** (*periosteum*). El periostio es un tejido conjuntivo de revestimiento constituido por dos capas. Una capa externa de naturaleza fibrosa y una capa interna u osteogénica compuesta por una densa red capilar y por células de elevada actividad

⁵ Aunque anatómicamente la denominación correcta es "sustancia compacta", en argot traumatológico se utiliza habitualmente la denominación errónea de "cortical", entendiéndose como tal la zona diafisaria de tejido óseo denso. Por ello, y exceptuando descripciones eminentemente anatómicas, en el conjunto del trabajo se utilizará la término de cortical por el de sustancia compacta, debido a su mayor difusión y a pesar de su inexactitud anatómica.

osteogénica (responsable del crecimiento óseo en amplitud) que van desapareciendo al madurar el hueso para quedar, en el adulto, una pequeña población celular que se reactiva cuando se lesiona el hueso, por ejemplo, en el caso de una fractura (McKibbin, 1978; Evans y Christensen, 1979; Harris, 1990).

El periostio, en el animal adulto, se adhiere a la superficie ósea con distinta intensidad dependiendo de la zona del hueso. Esta característica es de una gran significación en lo que a las conexiones vasculares se refiere. En gran parte de la superficie ósea, el periostio es muy delgado y se adhiere de una forma muy débil, por lo que únicamente puede contener pequeños capilares. Por el contrario, en las zonas de inserciones tendinosas, ligamentosas o de fascias musculares, el periostio se adhiere muy sólidamente al hueso, pudiendo albergar vasos de tamaño relativamente grande que discurren hacia y desde el hueso. Un ejemplo evidente de esta situación lo representa la *línea aspera o facies aspera* del fémur (Rhineland, 1972).

11.2. VASCULARIZACION OSEA

En 1763, Albrecht von Haller se atrevió a afirmar en su libro *Experimentorum de ossium formatione* que "... el origen del hueso está en las arterias que aportan la sangre y los elementos minerales necesarios.", en contra de lo establecido en ese momento que atribuía al periostio la función osteogénica (Trueta, 1963). Curiosamente, lo que en aquella época fué tildado de "extravagante sugerencia", en la actualidad, está perfectamente establecido, ya que el hueso es un tejido orgánico vivo y como los demás tejidos biológicos, requiere de un adecuado aporte vascular para poder desarrollar con normalidad sus funciones vitales.

Asimismo, el patrón vascular de un determinado hueso varía en función de distintos parámetros, entre ellos el tipo de hueso de que se trate (huesos largos, huesos planos, etc.) (Rhineland, 1972; 1982), así como de su grado de desarrollo; hueso inmaduro de un animal en crecimiento (Trueta y Morgan, 1960; Kayanja, 1970; Kuijpers-Jagtman et al., 1987; Arsenault et al., 1988), o bien hueso maduro, de un animal adulto (López-Curto et al., 1980; Rhineland, 1982).

En el presente apartado, y después de hacer hincapié en la importancia del conocimiento de la vascularización ósea así como en las técnicas utilizadas para su estudio, se describirán los componentes macroscópicos y microscópicos responsables de la vascularización de un hueso largo en un animal adulto así como los cambios que se producen en dichos componentes cuando el hueso padece una fractura.

11.2.1. Importancia del conocimiento del aporte vascular óseo

" ... hay un peligro inherente en la eficacia mecánica de nuestros modernos métodos ortopédicos, peligro que obliga al traumatólogo a recordar que si bien la unión ósea no se puede imponer, sí que se puede facilitar. Debemos pensar en el hueso como en un árbol cuyas raíces se sumergen en los tejidos blandos y que cuando se lesionan sus conexiones vasculares, se requiere más que la técnica precisa de un arquitecto, la comprensión, cuidado y cariño de un jardinero."

Girdlstone, 1932

Con estas palabras, Girdlstone (Macnab y De Haas, 1974) pretendía alertar a los traumatólogos de la época que no dedicasen toda su atención exclusivamente a la reducción anatómica de la fractura, utilizando para ello y de forma a veces abusiva, las técnicas ortopédicas vigentes en ese momento y manipulando los fragmentos fracturados todo lo necesario para conseguir una correcta reducción, y que si bien era necesaria una reducción precisa y estable de la fractura, más importante resultaba el preservar al máximo el aporte vascular del hueso fracturado.

En la misma línea se centra el párrafo siguiente, citado por Rhinelander en el libro *The Biochemistry and Physiology of Bone* (Bourne, 1972): *"Cualquiera que sea el proceso fisiológico que tenga lugar en el interior de un hueso dependerá ineludiblemente de la presencia de un adecuado aporte vascular por lo que alteraciones en la vascularización del hueso afectarán profundamente al desarrollo de los citados procesos fisiológicos. Por otra parte, cuando un hueso ha sufrido un traumatismo, la restitución del adecuado aporte vascular debe representar el factor más importante de cara al planteamiento terapéutico de la lesión puesto que del citado aporte dependerá en gran medida el resultado final del problema."*

Por ello, y a pesar de los estudios que puedan llevarse a cabo acerca de las propiedades químicas, físicas o biomecánicas, en las que se considera al hueso como un material inorgánico que actúa como almacén estructural del organismo de los seres vivos, es imprescindible para cualquier investigador o clínico, tener constantemente presente que el tejido óseo es un tejido vivo dentro del propio organismo. Por lo tanto, para que el hueso permanezca vivo, será necesario un adecuado aporte vascular, tal y como requieren las restantes estructuras orgánicas de los seres vivos. En este sentido, el completo conocimiento de los patrones vasculares óseos resulta tan importante para el traumatólogo que un hueso fracturado y tratado impecablemente con el sistema de reducción más adecuado, puede resultar un fracaso si se ha lesionado irreversiblemente el aporte vascular del hueso afectado.

Por lo tanto, el papel fundamental que representa el conocimiento del aporte vascular óseo en temas relacionados con la traumatología justifica plenamente la necesidad de dedicar un apartado al estudio de los patrones vasculares en un hueso normal, a las modificaciones

que experimentan dichos patrones vasculares cuando el hueso ha sufrido una fractura y de qué manera influye el sistema de reducción de la fractura en los diferentes patrones vasculares.

11.2.2. Técnicas para el estudio de la microvascularización ósea

Los primeros estudios en profundidad sobre la vascularización de los huesos largos en mamíferos fueron realizados por Trueta (1947), Tucker (1949) y Marneffe en 1951 (Brooks, 1971). Los anteriores trabajos y los presentados posteriormente por un elevado número de investigadores (Barclay, 1951; Bellman, 1953; Trueta y Harrison, 1953; Trueta y Cavadias, 1955; Brookes y Harrison, 1957; Kelly, 1957 y 1959; Morgan, 1959; Brånemark, 1959; Okawa y Trombeka, 1959; Kelly, Janes and Peterson, 1959; Göthman, 1961; Rhineland y Baragry, 1962; Trueta, 1964; Brookes, 1967; Rhineland, 1968; Brookes, 1971; Rhineland, 1972 y 1974a) han permitido alcanzar un profundo conocimiento de la vascularización ósea y no sólo referente a descripciones anatómicas topográficas sino también a conceptos funcionales como las direcciones de flujo vascular por el interior del tejido óseo y los porcentajes relativos de aporte sanguíneo de cada uno de los componentes vasculares (Göthman, 1960; Brookes, 1971; Rhineland et al., 1979).

Las técnicas utilizadas por los anteriores investigadores y todavía vigentes en la actualidad, pretenden llevar a cabo estudios descriptivos de microvascularización ósea mediante la inyección intravascular de distintos componentes. La diferencia entre ellas reside en la vía de inyección, el producto de inyección utilizado y el posterior procesamiento laboratorial de las muestras obtenidas. La inyección por vía arterial suele ser la más utilizada permitiendo la visualización de toda la red aferente cuando se utiliza un producto líquido o de diámetro de partícula suficientemente pequeño (Rhineland, 1972; 1974a; et al, 1979; López-Curto et al., 1980). La inyección por vía venosa resulta imprescindible cuando se pretenda visualizar adecuadamente la totalidad del sistema vascular eferente (Brookes, 1971).

Tradicionalmente, los productos de inyección vascular experimental pueden clasificarse inicialmente en los que son visibles directamente por el ojo humano y los que además se visualizan radiológicamente (en la actualidad, el desarrollo reciente de técnicas de diagnóstico procesado como la tomografía axial computerizada, la resonancia nuclear magnética o la gammagrafía, permiten llevar a cabo estudios microvasculares "in vivo" de carácter tanto funcional como estructural).

Los productos visibles sólo ópticamente, como la tinta china, el látex o derivados acrílicos, fueron los primeros utilizados por los investigadores. La red vascular se puede evidenciar tras eliminar mediante digestión química parcial o total de la pieza de estudio poniendo de manifiesto el medio de infusión (plásticos y látex) (Kaderly et al., 1982), mediante decalcificación e inclusión en metacrilato (López-Curto et al., 1980) o bien mediante

transparentación de la pieza anatómica (técnica de Spalteholz) evidenciando el medio de infusión, bien sea tinta china (Kayanja, 1970; Olerud y Danckwardt-Lillieström, 1971; Macnab y De Haas, 1974) o látex (Rivera et al., 1979). La utilización de la tinta china permite poner de manifiesto vasos de muy pequeño diámetro, evidenciación que no sería posible en caso de utilizar látex u otros productos acrílicos, cuya desventaja adicional, además de las altas temperaturas de polimerización, se debe a la elevada presión necesaria para la inyección. Además de las lesiones vasculares que puede producir la reacción exotérmica de polimerización, la elevada presión requerida para la inyección vascular de las sustancias acrílicas, provoca el relleno tanto de los vasos sanguíneos óseos funcionales como de los que en el momento de la inyección permanecían afuncionales, con lo cual, los resultados obtenidos presentan un interés únicamente cuantitativo, con escaso valor funcional. Finalmente, otra limitación en la utilización de tinta china o de derivados plásticos para el estudio microvascular es el procesado destructivo de las muestras, lo que no permite un posterior estudio histológico de las mismas preparaciones, posible en el caso de utilizar productos de contraste radiológico (Rhinelande et al., 1979).

Entre los productos visibles radiológicamente, destaca la utilización de derivados del sulfato de bario con distintos diámetros de partícula según el objetivo del estudio (Barclay, 1951, en Trueta, 1963; Göthman, 1960; 1961; Holden, 1972; Rhinelande et al., 1962; et al., 1968; 1972; 1974a; 1982; Kaderly et al., 1983; Churchill et al., 1992). En nuestro caso, se ha utilizado la técnica descrita por Rhinelande et al. (1979) cuyo protocolo completo se describe en el apartado de métodos.

11.2.3. Microvascularización de un hueso largo y maduro (condiciones fisiológicas)

De entre los investigadores citados en el anterior apartado, cabría destacar a Frederic W. Rhinelande. Los estudios de Rhinelande abarcan desde el estudio microangiográfico del proceso de cicatrización ósea en el caso de fracturas no desplazadas (Rhinelande y Baragry, 1962; Rhinelande, 1965) o desplazadas (Rhinelande et al., 1968) hasta el patrón microvascular del hueso compacto (Rhinelande, 1968) o la respuesta microvascular del hueso fracturado según distintos sistemas de reducción de las fracturas (Rhinelande, 1972; 1974a; 1974b; et al., 1979; 1982). La más destacable aportación de Rhinelande fué la modificación de la idea de vascularización ósea basada, hasta ese momento, en conceptos de localización anatómica (circulación medular y perióstica) para introducir una clasificación a base de sistemas vasculares siguiendo criterios de carácter funcional.

La clasificación propuesta por Rhinelande, en 1972, incluye tres sistemas vasculares:

- * El sistema vascular aferente, constituido por arterias y arteriolas que aportan nutrientes al hueso, es el que tiene mayor relevancia quirúrgica.

- * El **sistema vascular eferente** constituido por venas y vénulas encargadas de eliminar productos de deshecho del metabolismo óseo.
- * El **sistema vascular intermedio del hueso compacto** constituido por un gran número de capilares localizados en el interior de los canales del tejido óseo compacto y que conectan los sistemas aferente y eferente.

A. SISTEMA VASCULAR AFERENTE

El sistema vascular aferente es el encargado de aportar oxígeno y nutrientes al hueso; función que realiza a través de tres vías:

A.1. Arteria nutricia principal

La **arteria nutricia** se introduce en el hueso a través del canal nutricio y sin ramificarse llega hasta la cavidad medular donde emite una rama ascendente y otra rama descendente denominándose respectivamente **arterias medulares ascendente y descendente**. Dichas arterias, que discurren de forma longitudinal por la cavidad medular, emiten transversalmente un gran número de ramificaciones, denominadas **arteriolas endósticas** que se distribuyen por la superficie endóstica formando una densa red vascular medular responsable de la vascularización de los 2/3 internos del hueso compacto en las zonas de inserción musculotendinosa y de su totalidad en las zonas sin inserciones. Finalmente, los extremos de las arterias medulares o **ramas terminales ascendente y descendente**, acaban anastomosándose con las arterias metafisarias (Rhineland, 1972; 1982; López-Curto et al., 1980). Asimismo, se considera que el 30% de la perfusión tisular de la arteria nutricia se distribuye por la médula ósea mientras que el 70% restante se destina a la vascularización del hueso compacto (López-Curto et al., 1980).

A.2. Arterias metafisarias

Las **arterias metafisarias** penetran en gran número por las metafisis de los huesos largos desde donde se ramifican hasta vascularizar toda la zona de tejido óseo esponjoso. En el animal en crecimiento, las circulaciones metafisaria y diafisaria son totalmente independientes y separadas por el cartílago fisario (Rhineland, 1982; Arsenault et al., 1988). Sin embargo, en el adulto, existen anastomosis entre las ramas terminales de las arterias metafisarias y las ramas terminales de las arterias medulares ascendente y descendente. Debido a estas anastomosis, las arterias metafisarias pueden aportar el oxígeno y los nutrientes necesarios a la zona diafisaria cuando, como consecuencia de una fractura o de un acto quirúrgico, se ha interrumpido el flujo en las arterias medulares o en la arteria

nutricia principal.

A.3. Arteriolas Periósticas

En el animal adulto, las **arteriolas periósticas** penetran en la porción diafisaria de los huesos largos únicamente en aquellas zonas donde existan robustas inserciones musculares o tendinosas, con el objetivo de vascularizar la porción más externa del hueso compacto pero únicamente en la zona de penetración sin extenderse a otras zonas óseas más alejadas.

En el interior de la sustancia compacta, las arteriolas periósticas se anastomosan con las arteriolas endósticas. La mayor presión hemodinámica en los capilares endósticos (60 mm Hg) con respecto a la de los capilares periósticos (15 mm Hg) es responsable del flujo centrífugo de los capilares corticales (Liska, 1985; Strachan et al., 1990). Por ello, y en condiciones fisiológicas, entre el 10% (Macnab y De Haas, 1974) y el 33% (Trueta, 1963; Olerud y Danckwardt-Lillieström, 1971; Rhinelander, 1972; Cooper et al., 1988) más externo del hueso compacto está vascularizado por capilares de origen perióstico y únicamente en las zonas de inserciones musculotendinosas, mientras que el resto corre a cargo de los capilares medulares.

Por otra parte, las citadas anastomosis se muestran ineficaces para revascularizar las porciones más profundas de la sustancia compacta, no pudiendo reemplazar la vascularización arterial medular cuando ésta es dañada, por ejemplo, por clavos centromedulares que ocupen toda la cavidad medular. Una de las posibles causas de la citada deficiencia puede relacionarse con la imposibilidad física de las ramas terminales de las arteriolas periósticas a dilatarse, y así aumentar el volumen de perfusión, por encontrarse encerradas en el interior de los canales vasculares rígidos de la sustancia compacta. Por ello, y a pesar de invertirse la dirección normal del flujo sanguíneo al no existir la presión sanguínea de origen medular, la perfusión de la totalidad del hueso compacto por parte de las arteriolas periósticas es insuficiente (Rhinelander, 1972; 1974a; 1982; 1985a; Macnab y De Haas, 1974).

B. SISTEMA VASCULAR EFERENTE

El sistema vascular eferente está representado por todos aquellos vasos que drenan hacia el exterior del hueso las sustancias residuales de su metabolismo. Los conductos por los cuales se lleva a cabo el citado drenaje dependen de la zona ósea de la que se trate. En este sentido, las regiones metafisarias son drenadas por las denominadas **venas metafisarias**. Las regiones diafisarias cuya vascularización depende exclusivamente de las arterias medulares son drenadas profundamente por los **canales corticales venosos** y superficialmente

por los **capilares periósticos**. Las zonas vascularizadas por las arteriolas periósticas son drenadas por las respectivas **vénulas periósticas**. Los componentes medulares hematopoyéticos drenan directamente a sinusoides venosos, de circulación muy lenta, que confluyen en senos venosos mayores. Los senos venosos principales pueden drenar hacia el exterior por dos vías: mediante **venas emisarias** que atraviesan directamente el córtex o bien a través de **venas satélites** de la arteria nutricia principal (Rhineland, 1972; 1982; López-Curto et al., 1980).

C. SISTEMA VASCULAR INTERMEDIO DEL HUESO COMPACTO

El sistema vascular intermedio que se distribuye por las zonas de tejido óseo compacto (zonas diafisarias) realizaría el mismo papel que las redes capilares de los tejidos blandos. Los **capilares** o "**vasos de tamaño capilar**"⁶ del sistema vascular intermedio discurren por el interior de canales óseos denominados de **Havers** (longitudinalmente al hueso) y de **Volkman** (transversalmente al hueso) que representan anastomosis transversales de dos canales de Havers paralelos (Ham, 1930; Rhineland, 1972; 1982; 1985a). Los capilares liberan oxígeno y nutrientes al fluido tisular que a través de pequeños canaliculos óseos llegan hasta los osteocitos, ubicados a no más de 0,1 a 0,2 mm del correspondiente vaso haversiano (Harris, 1990). Puntualmente y coincidiendo con zonas de inserciones musculotendinosas, las arteriolas periósticas también discurren por el interior de los citados canales óseos (Rhineland, 1972; 1982; 1985a).

11.2.4. Microvascularización aferente de un hueso (largo y maduro) fracturado u osteotomizado

Cuando un hueso padece una fractura, todos los sistemas vasculares se ven afectados en menor o mayor medida. En esta situación, el aporte vascular al hueso fracturado corre a cargo de dos sistemas vasculares (Rhineland, 1972; 1982; 1985b):

A.- SISTEMA VASCULAR AFERENTE

El sistema vascular aferente (ya descrito anteriormente) aumenta enormemente la actividad de todos sus componentes para, en un primer lugar, recuperar las estructuras

⁶ Rhineland (1982) denomina "vasos de tamaño capilar" (capillary-sized blood vessels) a los capilares del sistema vascular intermedio al no considerarlos como verdaderos capilares puesto que, por una parte, no pueden modificar su tamaño según las necesidades biológicas (se encuentran encerrados en conductos óseos rígidos) y, por otra, porque a través de ellos no difunden directamente hacia las células ni electrolitos ni otros nutrientes sino que lo hacen a través de un fluido tisular que difunde los nutrientes desde los vasos hasta los osteoblastos mediante una red de canaliculos óseos que parten de los canales óseos vasculares.

vasculares dañadas y, en segundo lugar, incrementar el aporte vascular a la zona fracturada para colaborar con los mecanismos de cicatrización ósea. Cuando a consecuencia de la fractura se ha producido una interrupción de la circulación medular, al cabo de una semana los vasos medulares incrementan considerablemente su tamaño y número, y si existe suficiente estabilidad interfragmentaria, en tres semanas se ha producido la reconducción de los vasos centromedulares a través de la línea de fractura. Si no existe suficiente estabilidad, la circulación extraósea sigue proliferando colaborando en la formación de un callo perióstico hasta que las condiciones de estabilidad sean las suficientes para reconstruir la circulación centromedular (Brinker et al., 1984).

Una vez restablecida, la vascularización medular se muestra como el componente vascular determinante para una rápida cicatrización y remodelación ósea, aunque su radio de acción no se extienda más allá del córtex óseo (Rhineland 1972, 1974a, 1982, 1985b; Brinker et al., 1984). Los vasos haversianos afectados por la fractura también se regeneran rápidamente, especialmente si existe una reducción anatómica y estable de la fractura (Olerud y Danckwardt-Lillieström, 1968).

B.- SISTEMA EXTRAÓSEO DE APOORTE VASCULAR DEL HUESO EN PROCESO DE CICATRIZACIÓN

Inmediatamente después de producirse la fractura, se inicia una importante proliferación vascular alrededor del foco de fractura que permitirá el adecuado aporte de nutrientes, células y minerales para su correcta cicatrización (Wray y Lynch, 1959; Holden, 1972). Rhineland (1972, 1974a, 1982, 1985b) denominó sistema extraóseo de aporte vascular del hueso en proceso de cicatrización, a la respuesta vascular generada alrededor del foco de fractura.

Las características principales del sistema extraóseo de aporte vascular son:

- * se desarrolla a partir de los tejidos blandos adyacentes lesionados a consecuencia de la fractura (Rhineland, 1972, 1982, 1985b; Holden, 1972);
- * es un sistema transitorio, sólo aparece después de una fractura ósea u osteotomía y va desapareciendo a medida que la circulación dependiente del sistema vascular aferente se va reinstaurando (Rhineland, 1972, 1982, 1985b; Holden, 1972);
- * aborda al tejido óseo independientemente de la existencia de inserciones musculotendinosas, desarrollándose allí donde se ha producido la fractura y, por tanto, donde se vaya a instaurar el proceso de cicatrización (Rhineland, 1972,

1982, 1985b);

- * es el responsable de vascularizar el callo perióstico prematuro (Rhineland, 1972; 1982; Macnab y De Haas, 1974);
- * vasculariza pequeños fragmentos óseos libres desprovistos de aporte vascular medular o perióstico, y
- * únicamente persiste durante largo tiempo cuando una fractura simple desarrolla una unión retardada, en el caso de una fractura muy complicada o cuando la cavidad medular está completamente obliterada por un clavo centromedular (Rhineland, 1972, 1982, 1985b).

Por lo tanto, el papel del sistema de aporte vascular extraóseo, si bien cuantitativamente no es tan importante como el aferente, cualitativamente es decisivo por varios motivos. En primer lugar, establece los cimientos de la cicatrización ósea al reorganizar el hematoma de fractura y vascularizar las fases iniciales del callo perióstico y, en segundo lugar, mantiene vascularizado el hueso o fragmentos óseos hasta que pueda llevarlo a cabo el propio sistema vascular aferente, por mucho que éste tarde en restituirse (Rhineland, 1972; Strachan et al., 1990). El trascendental papel desempeñado por los tejidos blandos en la revascularización de la fractura fué demostrado por Holden al ligar selectivamente los vasos de los músculos que envolvían un foco de osteotomía y observar, en comparación con los controles, cómo se producía en todos los casos, un importante retraso de la cicatrización e incluso casos de no-unión de la fractura (Holden, 1972).

Debido al importante desarrollo del sistema vascular extraóseo, y especialmente cuando se ha interrumpido la vascularización medular a consecuencia de la fractura u osteotomía, se produce una inversión del flujo sanguíneo cortical que pasa de centrífugo a centrípeto, situación que se mantiene hasta la recuperación funcional de los vasos medulares a través de la fractura (Trueta, 1974; Strachan et al., 1990).

El importante incremento de la vascularización en la zona de fractura fué cuantificado por Larnen y Kelly (1969) mediante la utilización de radioisótopos (⁸⁶Sr) en tibias osteotomizadas de perros y tratadas mediante placas de osteosíntesis. En este estudio, se demostró como al día siguiente de producirse la fractura el flujo sanguíneo ya se incrementa hasta llegar a un flujo seis veces mayor al inicial a las 2 semanas. A partir de ese momento, desciende hasta un nivel constante de unas cuatro veces el inicial hasta las 10 o 12 semanas, momento en el que va recuperando los valores normales (Larunen y Kelly, 1969).

11.2.5. Comportamiento vascular del hueso fracturado u osteotomizado en los distintos patrones de cicatrización ósea

En una misma fractura pueden coexistir distintos tipos de cicatrización ósea (cuyas características intrínsecas serán revisadas en apartados posteriores) en los cuales intervienen de forma directa tanto el sistema extraóseo de aporte vascular como el sistema vascular aferente. Por ello, es necesario repasar las distintas respuestas vasculares según los distintos patrones de cicatrización (Rhineland, 1972, 1982, 1985b):

- * El callo interno o medular está vascularizado exclusivamente por la circulación arterial medular y produce la primera unión ósea que se desarrolla en el foco de fractura o de osteotomía.
- * El callo externo o perióstico está vascularizado totalmente por la circulación extraósea mediante arteriolas que penetran en el callo perpendicularmente para ir desapareciendo a medida que se van regularizando los sistemas vasculares dañados. Una vez que la fractura se ha cicatrizado, ramas procedentes de las arterias medulares cruzan todo el córtex óseo para abordar el callo perióstico existente y así colaborar en su remodelación.
- * El callo de unión intercortical y la cicatrización ósea directa por contacto están vascularizados enteramente por ramas de arterias medulares, sin embargo, en la superficie perióstica del callo intercortical, las ramas medulares pueden anastomosarse con ramas procedentes de la circulación extraósea.

11.2.6. Respuesta vascular del hueso fracturado u osteotomizado según el desplazamiento de los fragmentos óseos

En el caso de fracturas sin desplazamiento, la vascularización medular permanece prácticamente inalterada con lo que inmediatamente pueden activarse los mecanismos de cicatrización de la fractura puesto que existe un adecuado aporte vascular. En estos casos, prácticamente no se forma un sistema vascular extraóseo muy desarrollado puesto que el déficit vascular no es muy marcado (Rhineland, 1972, 1985b).

En lo referente al tratamiento de fracturas con desplazamiento, resulta más importante proporcionar una adecuada estabilización y preservar al máximo las estructuras vasculares que priorizar, en perjuicio de las anteriores, una perfecta reducción. Este tipo de fracturas genera la interrupción del flujo arterial medular por lo que se desarrollará, en las fases iniciales de cicatrización y mientras sea necesario, el sistema vascular extraóseo

(Rhineland, 1972, 1985b) .

11.2.7. Respuesta vascular de un hueso fracturado u osteotomizado según diferentes sistemas de fijación interna y externa

A.- Efectos de la utilización de placas de osteosíntesis sobre la revascularización del hueso fracturado

Los estudios microangiográficos realizados por Rhineland en 1972 demostraron que la implantación de una placa de osteosíntesis en un hueso fracturado produce la devascularización de toda la zona de hueso compacto que contacta con la placa desde la superficie perióstica hasta la región medular (Rhineland, 1972; 1985b; Smith et al., 1990). Dicho fenómeno se debe al bloqueo del drenaje venoso que ejerce la placa al presionar sobre la superficie perióstica. Como consecuencia, el estasis venoso que se produce a nivel del hueso compacto bloquea a su vez la entrada de sangre arterial a la red capilar del sistema vascular intermedio del hueso compacto, generando un estado de isquemia ósea por debajo del implante (Rhineland, 1972; Brinker et al., 1984). Rhineland (1982) resume el efecto "tapón" que ejerce la placa con las siguientes palabras: "*blocking the efflux suppresses the influx from the medulla*". Sin embargo, dado que la diáfisis se vasculariza de forma radial y no longitudinalmente (tal y como se aplican las placas) la zona desvitalizada representa una porción en forma de sector circular de la circunferencia diafisaria.

Por otra parte, la perforación de la diáfisis para la colocación de los tornillos de osteosíntesis, si bien lesiona evidentemente la vascularización medular, ésta se restituye al poco tiempo. Asimismo, las placas también interfieren físicamente la instauración de la circulación extraósea (Rhineland, 1982, 1985b; Court-Brown, 1985; Smith et al., 1990).

El defecto vascular descrito por Rhineland en la zona de cortical donde se asienta la placa fué completado por Matter et al. (1974) mediante estudios microrradiográficos en los que se demuestra una intensa osteoporosis en toda la franja de hueso compacto que se encuentra por debajo de la placa y hasta la superficie endóstica (Perren y Boitzy, 1978; Perren, 1979).

B.- Efectos de la utilización de cerclajes, bandas tipo "Parham" y abrazaderas de nylon sobre la revascularización del hueso fracturado

El uso de los cerclajes como técnica de fijación interna para reducir determinadas fracturas nunca ha gozado de excesiva aceptación por parte de gran número de traumatólogos debido al elevado número de fracasos observados. Algunos autores (Charnley, 1972) atribuían la falta de eficacia de la reducción mediante cerclajes a fenómenos de "estrangulación"

vascular del hueso y de impedimento físico para la formación del callo de fractura. Los estudios de Rhinelander (1972, 1982) y Liska (1985) aclararon bastantes incógnitas. En primer lugar, la circulación arterial de la diáfisis de un hueso largo y maduro no puede ser suprimida por el cerclaje puesto que los vasos aferentes no discurren por el periostio en sentido longitudinal. Por otra parte, el drenaje venoso en la superficie perióstica no puede ser bloqueado por el cerclaje puesto que la zona de presión del cerclaje sobre el hueso representa una superficie mínima. Rhinelander (1972) apunta, como posibles causas de los fracasos, una técnica de colocación incorrecta, una aplicación sobre fragmentos óseos muy desvitalizados, una reducción excesivamente inestable así como un apretado desigual de cerclajes dispuestos en serie.

Por el contrario, el uso de bandas de "Parham", de mucha mayor amplitud y grosor que el cerclaje metálico, sí que bloquea completamente el drenaje venoso e impide la correcta vascularización de una porción diafisaria de hueso en todo su perímetro y no como en el caso de las placas, que bloqueaban la vascularización sólo en una pequeña porción del perímetro por su disposición longitudinal (Rhinelander, 1972; 1982; Liska, 1985).

La introducción de las abrazaderas de nylon para reducción de fracturas fué llevada a cabo por Partridge en 1976. El grado de estabilidad que se consigue con las abrazaderas es menor al obtenido con los cerclajes metálicos debido a un contacto con el hueso más irregular, no tan ajustado y más flexible dadas las características propias del nylon. Estas mismas características evitan una interferencia microvascular importante permitiendo el paso de pequeños vasos entre la abrazadera y la superficie ósea en determinados puntos (Rhinelander, 1985b).

C.- Efectos de la utilización de clavos centromedulares sobre la revascularización del hueso fracturado

Evidentemente, la introducción de implantes en la cavidad medular genera lesiones importantes en la circulación arterial medular que, tal y como se ha visto anteriormente, representa un papel primordial en los mecanismos de cicatrización ósea de la fractura. Sin embargo, la regeneración vascular es rápida siempre y cuando exista espacio en el interior de la cavidad medular para permitir la redistribución de las ramas de las arterias medulares. Asimismo, en aquellos puntos donde el clavo centromedular contacta con el endostio, las arteriolas medulares no pueden acceder al hueso compacto adyacente, quedando éste devascularizado; mientras que las zonas óseas contiguas ligeramente separadas del clavo se vascularizan perfectamente. Por lo tanto, aquellos clavos centromedulares de sección circular, en herradura o en forma de trébol de cuatro hojas (Clavo de Küntcher) que ocupan la práctica totalidad de la cavidad medular (aunque presenten un canal central) provocarán lesiones vasculares más graves que aquellos de igual diámetro pero que presenten sección en

"X" o en estrella de cuatro puntas (Göthman, 1961; Rhinelander, 1972, 1985b; Brinker et al., 1984; Court-Brown, 1985). Smith et al. comprobaron, en osteotomías tibiales experimentales, que las lesiones vasculares provocadas por un clavo centromedular acanalado eran superiores a las generadas por la implantación de una placa de compresión y por supuesto mucho mayores a las provocadas durante la implantación de un fijador externo unilateral (Smith et al., 1990).

D.- *Efectos de la utilización de fijadores externos sobre la revascularización del hueso fracturado*

Al contrario de lo que sucede con otras técnicas de reducción de fracturas y a pesar de que la mayoría de los autores están de acuerdo en considerar a los fijadores externos como el sistema de reducción que preserva de una forma más clara el sistema vascular óseo, la bibliografía especializada contempla pocos estudios acerca de la microvascularización de fracturas tratadas con este sistema (Court-Brown, 1985; Smith et al., 1990). Cuando la reducción de la fractura se lleva a cabo de forma cerrada, las lesiones vasculares existentes son las producidas por el propio traumatismo, siendo poco significativas las generadas por la perforación de la cavidad medular en puntos aislados para la introducción de las agujas. Asimismo, el sistema de aporte vascular extraóseo no se ve en absoluto modificado por el tratamiento quirúrgico en el caso de practicar una reducción cerrada de la fractura o bien, ligeramente alterado en caso de realizar un abordaje abierto limitado y siempre mucho menos extenso que el necesario para la aplicación de placas de osteosíntesis (Fox, 1986; Brinker et al., 1990; Egger, 1991a; VanEe y Geasling, 1992).

II.12. CICATRIZACION OSEA

En 1941, Murray publicó un artículo reseñando todos los fenómenos que tienen lugar de forma consecutiva durante el proceso de cicatrización de una fractura, basándose en sus propios hallazgos y en los estudios histológicos sobre cicatrización ósea publicados por Ham en 1930 (Ham, 1930; Murray, 1941).

Asimismo, aunque Murray no describía el mecanismo íntimo de cada uno de los fenómenos sí que evidenció la importancia de la estabilidad y de la vascularización en la correcta cicatrización de la fractura, estableciendo unos periodos medios de curación según el tipo de fractura y el sistema de reducción empleado (Murray, 1941).

A continuación se presentan los distintos patrones de cicatrización ósea basados en los descritos por Murray aunque convenientemente ampliados y actualizados.

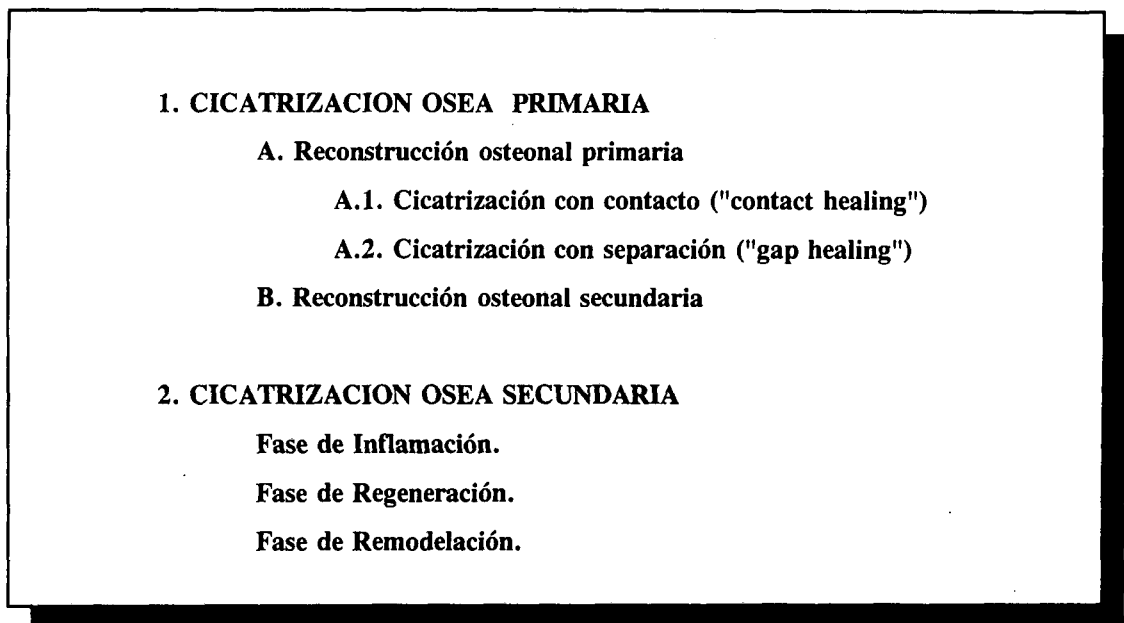
12.1. TIPOS DE CICATRIZACION OSEA

En la mayor parte de las fracturas de los huesos largos, el movimiento existente entre los fragmentos fracturados se limita mediante la aplicación de distintos sistemas de fijación interna o externa. La mayoría de estos sistemas minimizan, en mayor o menor medida, el movimiento interfragmentario aunque siempre exista, exceptuando la fijación interna con placas de compresión, cierto grado de micromovimiento. Por lo tanto, la estabilidad que proporcione el sistema de reducción elegido así como las condiciones vasculares que existan en el foco de fractura, determinarán el tipo de cicatrización ósea que se instaurará (Cruess y Dumont, 1985a).

Tradicionalmente se han descrito dos tipos de cicatrización ósea: la **cicatrización ósea directa** o por primera intención, en la que tiene lugar una reconstrucción osteonal directa y la **cicatrización ósea indirecta** en la que antes de producirse la reconstrucción osteonal definitiva, se producen interfases de tejidos fibroso o fibrocartilaginoso (McKibbin, 1978; Arnozky et al., 1985; Cruess y Dumont, 1985a; Harris, 1990; McLaughlin, 1991; Palmer et al., 1992).

La figura II.12. muestra la clasificación propuesta por Chao et al. en 1989 acerca de los distintos tipos de cicatrización ósea que pueden tener lugar en el proceso de consolidación de una fractura. A continuación se procede a una descripción más detallada de cada uno de ellos.

Fig. II.12 Clasificación de los distintos tipos de cicatrización ósea (Chao et al., 1989).



12.1.1. CICATRIZACION OSEA PRIMARIA

La cicatrización ósea directa o primaria, descrita por primera vez por Danis en 1949 (Harris, 1990), tiene lugar mediante la remodelación osteonal del córtex sin necesidad de que existan previamente tejidos de naturaleza no ósea. La cicatrización ósea directa puede clasificarse en reconstrucción osteonal primaria y reconstrucción osteonal secundaria (Palmer et al., 1992).

A. Reconstrucción osteonal primaria

Para que se produzca este tipo de cicatrización directa es imprescindible además del adecuado aporte vascular, la coexistencia de otros dos factores: una reducción anatómica muy precisa de los fragmentos fracturados y una absoluta estabilidad de los mismos. Estas condiciones sólo pueden ser aseguradas por la aplicación de placas de osteosíntesis con compresión, por tornillos de compresión interfragmentaria (Newton, 1985) y en diseños de fijadores externos enormemente rígidos (generalmente de uso humano) aplicados sobre determinadas fracturas (Lewallen et al., 1984; Palmer et al., 1992).

Una vez reducida la fractura de forma rígida y precisa, existirán a ambos lados de la línea de fractura, zonas de córtex óseo que contactarán íntimamente entre ellas y otras

zonas donde existirá una cierta separación, siguiendo en cada caso, distintos mecanismos de cicatrización ósea. Schenk y Willenegger, en 1963, denominaron **cicatrización con contacto** entre los fragmentos ("**contact healing**") a la que tiene lugar cuando ambas corticales están en íntimo contacto, mientras que cuando existe una pequeña separación entre ellas, el mecanismo de cicatrización se denominó **cicatrización con separación** entre los fragmentos ("**gap healing**") (McKibbin, 1978; Harris, 1990; McLaughlin, 1991; Palmer et al., 1992).

A.1. Cicatrización con contacto

El proceso de reconstrucción osteonal primaria en las zonas adyacentes de íntimo contacto óseo se denomina cicatrización con contacto ("**contact healing**") o "per primam" y se caracteriza por la remodelación de las osteonas directamente a través y de un lado a otro de la línea de fractura. Para que pueda establecerse este tipo de cicatrización resulta imprescindible, entre otras cosas (adecuada vascularización y reducción anatómica), una reducción interfragmentaria enormemente rígida, puesto que micromovimientos mayores de 5-10 micras (el tamaño medio del eritrocito de un mamífero es de 7,2 micras) inhiben la cicatrización por contacto (Brand, 1979; Chao et al., 1989). El primer fenómeno que tiene lugar es la formación de "**cutting cones**" o conos interfragmentarios en las osteonas próximas a la fractura por la acción de los osteoclastos que, situados en la porción apical del cono, van reabsorbiendo tejido óseo formando túneles óseos que cruzan bidireccionalmente la línea de fractura. Lateral y posteriormente a los osteoclastos se localizan los osteoblastos con la misión de elaborar tejido óseo. El mecanismo de fabricación de tejido óseo por parte de los osteoblastos se inicia con la elaboración de una matriz proteica denominada "sustancia osteoide" (constituída básicamente por glucosaminoglicanos y fibras de colágeno tipo I y XIV). Las fibras de colágeno se ordenan en forma de láminas y las distintas láminas, dispuestas concéntricamente, se calcifican rápidamente reconstituyendo la típica estructuración haversiana del hueso compacto. De esta manera, las acciones de reabsorción y neoformación ósea se producen simultáneamente lo que permite avanzar al cono interfragmentario a un ritmo de 50 a 80 μ por día hasta abordar tejido óseo sano al otro lado de la línea de fractura (Olerud y Danckwardt-Lillieström, 1971; Perren y Cordey, 1980; Arnozky et al., 1985; Arnozky y Wilson, 1985; Harris, 1990; Palmer et al., 1992; Hulse y Hyman, 1993).

A.2. Cicatrización con separación

El proceso de reconstrucción osteonal primaria en zonas donde no existe un contacto íntimo entre ambos fragmentos óseos fracturados se denomina cicatrización con separación o "**gap healing**" (Perren, 1979; Palmer et al., 1992). Las condiciones límite para que se pueda producir este tipo de cicatrización son la existencia de una separación máxima entre los fragmentos de 1 mm y una deformación interfragmentaria inferior al 2%. A pesar de que no existe contacto interfragmentario la estabilidad necesaria la aportan las zonas óseas

de contacto que rodean la zona de separación. El espacio interfragmentario es invadido inicialmente por capilares sanguíneos y por tejido conjuntivo. Después de aproximadamente 2 semanas, los osteoblastos ya se han distribuido por el espacio interfragmentario y empiezan a elaborar la sustancia osteoide que rápidamente se calcifica en forma de láminas aunque en esta ocasión se disponen paralelamente y no concéntricamente, formando el denominado **hueso laminar** ("lamellar bone") y rellenando el hueco existente. Sin embargo, la disposición perpendicular de las láminas con respecto a los extremos óseos fracturados impide una buena conexión con el hueso preexistente y por tanto, una buena congruencia canalicular y una adecuada resistencia mecánica. A las 3 o 4 semanas, se forman nuevos conos interfragmentarios a partir de las osteonas existentes cercanas a los márgenes de fractura, uniendo el hueso laminar del hueco con el de los márgenes y restableciendo, con el tiempo, la orientación longitudinal correcta de las osteonas del espacio interfragmentario reinstaurando, de esta manera, la integridad anatómica y mecánica original del córtex (Chao et al., 1989; Palmer et al., 1992; Hulse y Hyman, 1993).

B. Reconstrucción osteonal secundaria

La cicatrización directa de la fractura también puede ocurrir en presencia de callo de fractura, denominándose reconstrucción osteonal secundaria. En este caso, el método de fijación elegido no proporciona la estabilidad necesaria para reducir el espacio interfragmentario al nivel necesario para que se pueda producir la formación directa de hueso. Asimismo, las distintas áreas del plano de fractura están sujetas a niveles relativamente importantes de inestabilidad e inicialmente de tensión interfragmentaria. No obstante, el sistema de fijación utilizado proporciona la estabilidad necesaria para que pueda formarse el callo externo, intentando así estabilizar los fragmentos fracturados. A medida que el callo se va instaurando, se va reduciendo también el espacio interfragmentario y cuando éste es inferior a 1 mm, ya puede tener lugar la reconstrucción osteonal del córtex tal y como sucedía en la cicatrización con separación de la reconstrucción osteonal primaria (Palmer et al., 1992).

12.1.2. CICATRIZACION OSEA SECUNDARIA

Cuando a pesar de reducir la fractura con distintos métodos traumatológicos, el espacio entre los fragmentos fracturados es demasiado amplio, el aporte vascular es insuficiente o la deformación (inestabilidad) interfragmentaria excesiva, se crea un microambiente en el foco de fractura que impide la supervivencia del tejido óseo, instaurándose la cicatrización secundaria o "per secundum" del hueso mediante la formación intermedia del callo (Brand, 1979; Palmer et al., 1992). Por lo tanto, en el caso de

cicatrización espontánea de la fractura o cuando se utilice un sistema de reducción no rígido (proporcionalmente siempre al grado de estabilidad aportado por el sistema de fijación empleado) tendrá lugar un mecanismo de osificación de tipo endocondral (Cruess y Dupont, 1985).

Tradicionalmente, los procesos de cicatrización ósea indirecta se han diferenciado en tres fases, una fase inflamatoria, una fase de reparación y una fase de remodelación (Mckibbin, 1978; Ham y Cormack, 1984). Otros autores (Heppenstall, 1980; Arnoczky et al., 1985) proponen un esquema basado en un mayor número de fases (fase de impacto, fase de inducción, fase inflamatoria, fase de callo blando, fase de callo duro y fase de remodelación) pero los fenómenos descritos son comunes en ambas clasificaciones. De todas formas, debe tenerse presente que las tres fases no están constituidas por acontecimientos inconexos, sino que frecuentemente, fenómenos predominantes en una fase se han iniciado en la fase previa y que fenómenos presentes en una fase persisten en mayor o menor medida en la fase siguiente.

A. Fase inflamatoria

La fase inflamatoria de la cicatrización ósea se inicia inmediatamente después de producirse la fractura y persiste hasta que se ha iniciado la formación de tejido óseo o cartilaginoso. Como consecuencia de la fractura, no sólo se producen lesiones directamente sobre el hueso fracturado sino que también se ven implicados de forma directa o indirecta, los tejidos blandos que lo rodean. La ruptura de los distintos componentes vasculares afectados (vasos medulares, corticales, periósticos y de los tejidos blandos adyacentes) genera una hemorragia que desemboca en la formación de un hematoma localizado en el interior de la cavidad medular, entre los extremos óseos fracturados, por debajo del periostio desprendido y alrededor del foco de fractura. Actualmente, se ha demostrado que el papel biomecánico desempeñado por el hematoma en el proceso de cicatrización ósea no es tan importante como se suponía ya que ni proporciona estabilidad en las fases iniciales de la fractura ni existe relación entre el volumen del hematoma y el tamaño que presentará el callo de fractura (Olerud y Danckwardt-Lillieström, 1968; Trueta, 1974; Arnoczky et al., 1985; Heppenstall, 1980; Cruess y Dumont, 1985a; Rhinelander, 1985b).

Por otra parte, y dada la disposición longitudinal de los conductos de Havers, generalmente la línea de fractura interrumpe el flujo en gran número de ellos, dejando a los osteocitos sin vascularización hasta que retrógradamente exista una anastomosis funcional entre distintos conductos de Havers (Ham y Cormack, 1984; Chao et al., 1989). Schenk y Willenegger (1963) demostraron que en esas condiciones, los vasos sanguíneos en los conductos haversianos pueden regenerarse a un ritmo de unas 50-100 μ por día (Olerud y

Danckwardt-Lillieström, 1968). El defecto de vascularización que se produce inmediatamente después de la fractura en el hueso cortical, se traduce en la existencia, a ambos lados de la línea de fractura, de una franja ósea celularmente muerta, demostrada histológicamente por la no presencia de osteocitos en el interior de las lagunas óseas a las 48 h. de la fractura, (McKibbin, 1978). Las consecuencias de la interrupción de flujo vascular a nivel perióstico y medular son menos graves debido a la mayor facilidad de estas estructuras en revascularizarse (Ham y Cormack, 1984).

La gran cantidad de tejido necrótico derivado no sólo de estructuras óseas sino también de los tejidos blandos circundantes lesionados, estimula una inmediata e intensa respuesta inflamatoria aguda. Se produce una importante vasodilatación (por liberación de sustancias vasoactivas por parte de los mastocitos) acompañada de exudación plasmática que se traducen en un edema agudo de la región fracturada. Grandes poblaciones de células inflamatorias (inicialmente leucocitos e inmediatamente después macrófagos, mastocitos e histiocitos) migran hacia el foco de fractura con la misión de fagocitar los restos tisulares necróticos. Paralelamente, se produce la movilización de osteoclastos para llevar a cabo su actividad osteolítica en los extremos de los fragmentos fracturados. Recientemente, se ha definido la respuesta biológica que presenta un hueso fracturado y que engloba gran cantidad de fenómenos de muy distinta naturaleza (celular, química, vascular, etc.) con las siglas R.A.P. (Regional Acceleratory Phenomenon) (McLaughlin, 1991; Woodward y Riser, 1991).

Clínicamente, la finalización de la fase inflamatoria suele coincidir con la disminución del dolor y de la tumefacción de la zona afectada (Heppenstall, 1980).

B. Fase de regeneración

La fase de regeneración de la cicatrización de la fractura consta de la formación inicialmente de un callo fibroso para posteriormente y por diferentes mecanismos, convertirse en callo óseo.

B.1. Formación del callo fibroso

La reorganización del hematoma fracturario y la proliferación en su interior de fibroblastos responsables de elaborar gran cantidad de fibras de colágeno junto con los productos de elaboración de las células osteogénicas, conducirá a la formación del denominado **callo fibroso** (Palmer et al., 1992). Por lo tanto, la función del hematoma más que proporcionar una adecuada estabilización del foco de fractura (tal y como se creía antiguamente), es la de actuar como un entramado de fibrina y fibras de colágeno que facilite la revascularización y la proliferación de las células osteogénicas en el foco de fractura

(Trueta, 1974; Crues y Dumont, 1985) y la de proporcionar sustancias químicas con efecto supuestamente estimulante sobre la cicatrización ósea (McLaughlin, 1991).

El callo fibroso rodea a los extremos óseos fracturados principalmente por la superficie perióstica, **callo fibroso perióstico** (o callo externo), y en menor medida a nivel endóstico, **callo fibroso endóstico** (callo interno).

Las células directamente responsables de la reparación ósea son los **osteoclastos**, los **osteoblastos** y los **condroblastos**.

Los **osteoclastos** son las células encargadas de degradar el tejido óseo, bien sea por tratarse de tejido óseo necrótico, o bien por tratarse de tejido óseo sano pero de disposición no haversiana permitiendo así la reconstrucción osteonal típica del tejido óseo compacto. Las células progenitoras de los osteoclastos pertenecen a líneas celulares hematopoyéticas, concretamente a la "granulocyte-macrophage progenitor cell". Por lo tanto, los osteoclastos (celularmente emparentados con los macrófagos y monocitos) llegan al tejido óseo vía sanguínea procedentes de los órganos hematopoyéticos (Vaes, 1988).

Tanto los **osteoblastos** como los **condroblastos** proceden de la mismas células progenitoras de tipo mesenquimatoso, las cuales pueden diferenciarse en dos categorías dependiendo de su procedencia. Las **D.O.P.C.** ("determined osteoprogenitor cells") son células localizadas en el "cambium" perióstico, en el endostio, en el endotelio vascular y en la médula ósea y predestinadas a diferenciarse en células osteogénicas; mientras que las **I.O.P.C.** ("inducible osteoprogenitor cells") son células que por naturaleza no se diferenciarían en células osteogénicas pero que pueden hacerlo bajo determinadas circunstancias (p.ej. fibroblastos indiferenciados presentes en el tejido de granulación, etc.)(McLaughlin, 1991).

De todas formas y en lo que respecta al proceso de cicatrización ósea, la mayoría de autores atribuye mayor importancia a un eficiente aporte vascular y a una correcta estabilización que a la procedencia de las células mesenquimatosas (Cruess y Dumont, 1985a). Asimismo, tanto los osteoblastos como los condroblastos tienen la capacidad de elaborar una matriz ósea o cartilaginosa, respectivamente, que acaba por atraparlos en el interior de pequeñas cavernas. En ese momento, pasan a denominarse **osteocitos** y **condrocitos** (Crues y Dumont, 1985; Harris, 1990).

Entre los factores descritos como estimulantes de la proliferación de células osteogénicas en el foco de fractura cabría destacar los siguientes:

- * La sustancia estimulante de la morfogénesis ósea o "**Bone Morphogenic Protein**"

(BMP) fué descrita por primera vez por Urist y McLean en 1952 y aunque actualmente se conoce su naturaleza proteica, no existe consenso entre los investigadores con respecto a su origen. La BMP puede tratarse de enzimas lisosomales con actividad angioblástica liberados como consecuencia de la ruptura celular (células endoteliales, osteocitos, etc.) en el momento de la fractura (Bridges y Pritchard, 1958, en Trueta, 1963); o bien liberados activamente por células presentes en el hematoma como plaquetas (factor plaquetario de crecimiento), monocitos y macrófagos (McLaughlin, 1991). Sin embargo, las recientes investigaciones apuntan al propio hueso lesionado como origen de la BMP (Heppenstall, 1980; McLaughlin, 1991).

- * El gradiente de oxígeno que se genera entre el microambiente anóxico del foco de fractura y las elevadas concentraciones de oxígeno localizadas en el frente de revascularización estimulan la formación del frente de osteoblastos (Heppenstall (1980).
- * El pH ácido existente en las fases iniciales de cicatrización ósea puede actuar también como factor coadyuvante en la estimulación osteoblástica. A medida que va aumentando la perfusión de oxígeno, el pH se neutraliza para virar, en las fases finales de la cicatrización, a ligeramente alcalino (Heppenstall, 1980; Cruess and Dumont, 1985).
- * Otros factores menos conocidos que intervendrían igualmente en la estimulación de la proliferación de células osteogénicas serían fenómenos de tipo bioeléctrico dado el efecto osteogénico que presentan la aplicación de corrientes o de campos electromagnéticos en huesos fracturados (McKibbin, 1978; Heckman et al., 1981).

A medida que va transcurriendo el tiempo, el callo fibroso derivado del hematoma organizado (**callo fibroso inmaduro**) es invadido paulatinamente por las células osteoprogenitoras que se irán diferenciando en osteoblastos y condroblastos. El mecanismo exacto de estimulación, modulación y diferenciación celular mediante el cual las células mesenquimatosas derivan hacia osteoblastos o condroblastos todavía no se ha podido determinar con certeza, aunque probablemente dependa de las condiciones microambientales, especialmente: la oxigenación tisular (y por tanto la vascularización) y la estabilidad interfragmentaria. Así pues, cuando exista excesiva inestabilidad en el callo fibroso inmaduro, su revascularización se verá comprometida y las células osteoprogenitoras se diferenciarán en condroblastos que podrán resistir mejor microambientes anóxicos al nutrirse por simple difusión (por lo tanto, sin dependencia vascular). Sin embargo, cuando existan unas adecuadas condiciones biomecánicas y vasculares las células osteoprogenitoras se

diferenciarán en osteoblastos (Tonna, 1972, en Heppenstall, 1980; Hall, 1978; Cruess y Dumont, 1985; Harris, 1990; McLaughlin, 1991; Palmer et al., 1992).

Por ello, la cantidad y prevalencia de tejido cartilaginoso respecto a la de óseo que exista en un callo de fractura, dependerá de la perfusión de oxígeno de ese callo (Trueta, 1974; Harris, 1990) mientras que el tejido cartilaginoso desaparecerá únicamente cuando exista una adecuada vascularización y una óptima estabilidad (Trueta, 1974).

Consecuentemente, la naturaleza tisular del **callo fibroso maduro**, es decir, del constituido por la matriz proteica elaborada por las células diferenciadas así como el mecanismo por el cual el callo fibroso maduro se convertirá en callo óseo dependerá de las condiciones microambientales en las que se encuentren las células indiferenciadas.

Cuando las condiciones vasculares y la estabilidad interfragmentaria son suficientes, las células osteoprogenitoras se diferencian en osteoblastos. Inmediatamente, los osteoblastos inician la elaboración de la sustancia fundamental ósea u **osteóide** a base de glucosaminoglicanos y fibras de colágeno (tipo I y XIV) dispuestas de forma absolutamente desordenada. El tejido osteóide va sustituyendo progresivamente al tejido fibroso del callo fibroso inmaduro formando el callo fibroso maduro (Perren y Boitzy, 1978; Perren, 1979; Arnoczky et al., 1985; Cruess y Dumont, 1985a; Palmer et al., 1992).

Por el contrario, cuando las condiciones vasculares y biomecánicas no sean suficientes para permitir la supervivencia de los osteoblastos, las células progenitoras se diferencian en condroblastos, los cuales, mediante la elaboración de la **matriz fibrocartilaginosa** (a base de mucopolisacáridos y colágeno de tipo II), irán sustituyendo el tejido fibroso del callo fibroso inmaduro por tejido fibrocartilaginoso que constituirá el callo fibroso maduro (Perren y Boitzy, 1978; Perren, 1979; Arnoczky et al., 1985; Cruess y Dumont, 1985a; Palmer et al., 1992). Asimismo, el volumen del callo fibrocartilaginoso formado dependerá directamente del grado de movimiento existente. Cuanto mayor sea el grado de inestabilidad interfragmentaria, mayor será el diámetro del callo interno y externo para intentar contrarrestar las fuerzas de torsión y rotación del hueso afectado (Olerud y Danckwardt-Lillieström, 1968; Perren y Boitzy, 1978; Perren, 1979; McKibbin, 1978; Palmer et al., 1992).

Si las condiciones biomecánicas son tan adversas y la formación del callo fibrocartilaginoso no permite disminuir suficientemente la inestabilidad interfragmentaria, la matriz fibrocartilaginosa no podrá seguir el proceso de cicatrización y se desarrollará un proceso de no-uniión que puede incluso acabar en una pseudoartrosis (Sumner-Smith et al., 1982).

B.2. Formación del callo óseo

La formación del callo óseo se realiza por distintos mecanismos según se parta de un callo fibroso maduro de naturaleza osteoide o fibrocartilaginosa.

En el primer caso, los cristales de hidroxapatita se depositan entre las fibras de colágeno en forma de redes trabeculares constituyendo el denominado **hueso fibroreticular** o "woven bone" iniciándose por tanto, la formación del **callo óseo**. Seguidamente, nuevos osteoblastos envuelven las trabéculas recientemente formadas mediante la elaboración de la matriz osteoide que en esta ocasión presenta las fibras de colágeno dispuestas longitudinalmente en forma de láminas. Al calcificarse las citadas láminas longitudinales darán lugar al **hueso laminar** o "lamellar bone" con las características biomecánicas propias del hueso compacto aunque sin la ordenación osteonal (que se desarrollará durante la fase de remodelación ósea) (Palmer et al., 1992).

En el segundo caso, la simple formación del callo fibrocartilaginoso no aporta las suficientes condiciones de estabilidad para permitir la supervivencia de los osteoblastos, aunque si permite la proliferación de osteoclastos (condroclastos) que excavan canalículos en el tejido cartilaginoso por cuyo interior discurren capilares sanguíneos. La revascularización progresiva del callo fibrocartilaginoso permite el aporte y depósito de cristales de hidroxapatita, con lo que la matriz fibrocartilaginosa va calcificándose de forma centrípeta, formándose el **callo óseo** mediante un proceso de osificación endocondral (Perren y Boitzy, 1978; Perren, 1979; Cruess y Dumont, 1985a; Palmer et al., 1992). Posteriormente, el tejido fibrocartilaginoso calcificado es atacado por nuevos conos interfragmentarios cuyos osteoblastos depositan fibras de colágeno orientadas longitudinalmente en forma de láminas que una vez calcificadas compondrán el aspecto característico del hueso laminar (Palmer et al., 1992).

Estudios recientes sobre la osificación de las suturas craneales han apuntado la existencia de un tejido intermedio entre el fibrocartilaginoso y el hueso fibroreticular denominado tejido **condroide**. Las células que elaboran el tejido condroide, derivadas de las mismas células osteoprogenitoras que los osteoblastos o condroblastos, pueden sobrevivir en ambientes más hipóxicos e inestables que los osteoblastos (aunque no tanto como los condroblastos). En este sentido, parece que el tejido condroide se desarrolla especialmente cuando están presentes fuerzas de distracción en el foco de osificación, sin presencia de otro tipo de fuerzas (torsión, flexión etc.) que precipitarían la formación de tejido fibrocartilaginoso. El aspecto del tejido condroide es semejante al del tejido fibroreticular aunque presentando unas lagunas mucho más grandes, irregulares, conectadas entre ellas y limitadas por láminas de fibras de colágeno calcificadas (Dhem et al., 1989; Goret-Nicaise et al., 1988). La diferenciación celular en condiciones específicas de distracción confirmaría

los trabajos de Perren y Boitzky (1978) en los que se demuestra que la naturaleza de los distintos tipos de deformación mecánica que se producen en el foco de fractura influyen de forma más importante sobre la diferenciación tisular que la simple magnitud absoluta del movimiento.

A medida que va progresando la fase de regeneración, los extremos óseos se recubren gradualmente de una masa fusiforme de callo que contiene cantidades crecientes de tejido óseo o fibrocartilago osificado neoformado. Cuando el callo ha logrado inmovilizar con eficacia los fragmentos óseos gracias a la formación del puente endóstico y perióstico, se ha producido la "unión clínica" del hueso, es decir, existe una reducción rígida y estable de los fragmentos óseos a pesar de que aún existe gran cantidad de tejido fibroso para osificar y para remodelar (Cruess y Dumont, 1985a; Arnoczky et al., 1985). Olerud y Danckwardt-Lillieström (1968) consideran una fractura adecuadamente consolidada cuando las fibras de colágeno están orientadas paralelamente al eje óseo mayor.

Los factores bioquímicos más importantes que intervienen en esta fase se podrían resumir en un incremento de los niveles de glucosaminoglicanos (mucopolisacáridos) en las fases más iniciales de la cicatrización. A continuación, se observa un incremento gradual en los niveles de colágena (cuyo pico se sitúa aproximadamente a la semana) con posterior deposición de cristales de hidroxiapatita (Arnoczky et al., 1985; Cruess y Dumont, 1985a).

C. Fase de remodelación

Tanto el hueso laminar procedente del tejido óseo fibrorreticular como del fibrocartilago calcificado serán de nuevo invadidos por otros conos interfragmentarios cuyos osteoblastos dispondrán concéntricamente las láminas de colágeno calcificadas en un proceso denominado remodelación osteonal. Una vez concluida la citada remodelación osteonal, el hueso compacto de la zona fracturada ha adquirido ya la típica disposición harversiana, concluyéndose la fase de remodelación fracturaria, aunque permaneciendo la remodelación ósea fisiológica. Asimismo, la actividad de los osteoclastos se incrementa periféricamente para remodelar o eliminar la superficie ósea, disminuyendo así el tamaño del callo hasta su completa desaparición. Igualmente, la cavidad medular va siendo reconstruida, eliminando el callo endóstico que en ocasiones puede incluso llegar a taponarla, a la vez que el aporte tisular local de oxígeno se va normalizando gracias a la restitución de la vascularización medular. La actividad remodeladora suele ser mucho más rápida y efectiva en animales jóvenes en los que es posible la resolución de defectos angulares secundarios a mala-uniones de fracturas, consiguiendo una realineación más o menos normal en poco tiempo, capacidad de la que carecen los animales o personas adultas. Estudios realizados a partir de biopsias óseas en fracturas humanas, han revelado que la actividad remodeladora en personas adultas

puede prolongarse hasta varios años (Heppenstall, 1980).

En la actualidad, se supone que el mecanismo que controla la modulación y comportamiento remodelador de los osteoclastos tiene una base eléctrica, como ya demostraron Basset et al. en 1964. Cuando un hueso se somete a estrés, las superficies convexas del hueso se cargan electropositivamente mientras que las cóncavas lo hacen electronegativamente, a modo de la corriente producida por el efecto piezoeléctrico. Asimismo, se ha comprobado que las regiones electropositivas están asociadas con la actividad osteoclástica, mientras que las electronegativas con la osteoblástica. Por lo tanto, la **ley de Wolff**⁷ se explicaría en términos de alteraciones en las corrientes eléctricas generadas por estructuras cristalinas en el interior del hueso, las cuales tienen un efecto directo en el comportamiento celular (Arnozky y Wilson, 1985; Cruess y Dumont, 1985a; Mann y Payne, 1989; McLaughlin, 1991).

El resultado final de la fase de remodelación es un hueso que a pesar de no recuperar completamente su morfología original, se ha ido modificando de tal manera que puede llevar a cabo las mismas funciones que realizaba previamente a la fractura (Cruess y Dumont, 1985a; McLaughlin, 1991).

12.2. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA CICATRIZACION OSEA

Como ya hemos ido viendo a lo largo del presente capítulo, la correcta evolución de un hueso fracturado se asienta sobre dos pilares: un adecuado aporte vascular y una adecuada estabilización. Braden y Brinker (1976) constataron distintos mecanismos de cicatrización ósea según se empleasen, para resolver la fractura, clavos centromedulares aislados, en combinación con fijadores externos tipo I o placas de osteosíntesis, atribuyendo las diferencias al distinto grado de estabilidad aportado por el sistema. En el caso concreto de fijadores externos, Yamagishi y Yoshimura (1955) demostraron que partiendo de un mismo aporte vascular óptimo, pequeñas modificaciones biomecánicas en el montaje del fijador externo, generan distintos patrones de cicatrización ósea. Por lo tanto, a la hora de elegir una técnica u otra para la reducción de las fracturas será imprescindible recordar de qué forma puede afectar la técnica elegida a la revascularización del foco de fractura y si será suficiente o aconsejable el grado de reducción que proporcione.

Un ejemplo de lo citado anteriormente reside en la rivalidad que mantienen la técnica de fijación externa con la reducción mediante placas de osteosíntesis. Para la

⁷ Dicha ley, enunciada por J. Wolff en 1893, describe la formación y remodelación ósea siguiendo líneas de tensión como respuesta al estrés aplicado sobre un hueso (Arnozky y Wilson, 1985).

implantación de las últimas, es necesario abordar una extensa superficie ósea con el correspondiente daño vascular iatrogénico (además del efecto bloqueo que ejerce la placa sobre los capilares óseos de la zona cortical donde se aplica) aunque en contrapartida, proporcionan las condiciones microambientales necesarias para que se desarrolle directamente tejido óseo. Los fijadores externos, sin embargo, pocas veces pueden proporcionar una reducción tan precisa ni tan rígida como las placas, aunque en su favor destaca la mínima lesión vascular que producen (incluso con reducción abierta de la fractura) en el hueso afectado, desarrollándose un proceso de cicatrización ósea indirecta (Lewallen et al., 1984; Chao et al., 1989; Rhineland, 1985b; McLaughlin, 1991).

Tal y como ya se ha descrito anteriormente en este mismo capítulo, la naturaleza del tejido que se forma en el callo fibroso puede deberse al efecto de una serie de factores biomecánicos (relacionados probablemente con fenómenos de tipo piezo-eléctrico), como por ejemplo, la existencia de compresión a nivel del foco de fractura o bien la carencia de tensión interfragmentaria (White et al., 1977a,b; Perren y Boitzy, 1978; Perren, 1979; Cruess y Dumont, 1985a). Por ello, algunos autores llegan a considerar la tensión interfragmentaria como un factor inductor de la diferenciación tisular en el proceso de cicatrización de las fracturas (Perren y Boitzy, 1978; Perren, 1979; Perren y Cordey, 1977; Dhem et al., 1989; Goret-Nicaise et al., 1988) tal y como ya apuntaron Schenk y Willenegger (1967) al observar que una fijación excesivamente rígida aparentemente eliminaba la "señal biológica" que estimula la formación del callo externo (Harris, 1990). Las actuales técnicas fisioterápicas basadas en el apoyo prematuro de la extremidad fracturada se basarían en estos principios, es decir, la existencia de fuerzas que atraviesan el foco de fractura estimularían, mediante la aparición de fenómenos piezoeléctricos, la cicatrización ósea (Cruess y Dumont, 1985b; Mann y Payne, 1989).

En la misma línea se situarían los trabajos de White et al. (1977b), Goodship et al. (1978 y 1979) y especialmente los de Goodship y Kenwright (1985). Estos últimos autores estudiaron los efectos de la estimulación mecánica controlada (o compresión dinámica controlada) sobre el proceso de cicatrización de fracturas tibiales observando cómo regímenes muy concretos de aplicación de micromovimiento axial influían positivamente en el proceso de cicatrización aunque si la intensidad de las fuerzas era excesiva se producía una inhibición del proceso de cicatrización. El traumatólogo español Lazo-Zbikowski (citado sólo como Zbikowski en Green, 1981) publicó en 1979 interesantes observaciones sobre el efecto osteogénico de los micromovimientos axiales generados por un fijador externo cuyas barras conectoras colocadas telescópicamente una dentro de la otra, ejercían un movimiento "tipo pistón" sobre el foco de fractura manteniendo en todo momento la alineación de los fragmentos. Estudios posteriores del mismo autor así como de otros autores han demostrado la eficacia de los fijadores externos "dinámicos", representando la tendencia futura en el campo de la fijación externa (De Bástiani et al., 1989; Chao et al., 1989; Lazo-Zbikowski,

1993; Cañadell, 1993; Forriol y Cañadell, 1993). Posiblemente fuera Lazo-Zbikowski el primer traumatólogo en definir este tipo de estimulación mecánica como "biocompresión" (Green, 1981).

Evidentemente, el desarrollo de una rica neovascularización alrededor del foco de fractura influye positivamente en el proceso de cicatrización ósea. En este sentido, Hudliká, en 1984, publicó una extensa revisión sobre las sustancias estudiadas que presentaban directa o indirectamente, un efecto angioblástico, aunque en ningún caso se evaluó dicho efecto en la revascularización de las fracturas ni en el tejido óseo. Entre los factores descritos por Hudliká destacan, sustancias liberadas tras la ruptura de granulocitos, proteínas liberadas activamente por los linfocitos y plaquetas, incremento de los niveles de Ca^{2+} , factores séricos tipo fibrina, histamina y heparina liberada por los mastocitos, factores angiogénicos tumorales, FGF (fibroblast growth factor), la progesterona y la hormona de crecimiento, así como determinados factores mecánicos. Entre los factores inhibidores, destacan la cortisona y sus derivados, los estrógenos, la epinefrina, y de especial relevancia en traumatología, factores presentes en el tejido cartilaginoso. Finalmente, Hudliká concluyó que el factor que actúa de una forma más determinante en la proliferación capilar es la hipoxia tisular (Hudlická, 1984).

La aplicación de ultrasonidos, corrientes eléctricas o electromagnéticas en el foco de fractura para estimular la velocidad de cicatrización ósea aprovechando las propiedades piezoeléctricas del hueso también ha sido estudiada por un elevado número de investigadores (Connolly, 1981; Day, 1981; Heckman et al., 1981; Bramage et al., 1984; Lenehan y Smith, 1984; Cruess y Dumont, 1985b; Collier et al., 1985; Ceballos et al., 1991), destacando los trabajos de Basset, Pawluk y Pilla (Basset et al., 1974). Se ha podido comprobar que las zonas óseas cargadas electronegativamente favorecen la actividad osteoblástica y por tanto, la producción de hueso (Green, 1981; Bramlage et al., 1984; Taylor, 1984; Collier et al., 1985; Ceballos et al., 1991; etc.). Incluso Shokry (1985) demostró el efecto estimulador sobre la cicatrización ósea de baterías de reloj conectadas a los tornillos de una placa de osteosíntesis en osteotomías femorales en perros, observando una estimulación significativa en comparación con la evolución de la osteotomía del fémur contralateral que actuaba de control. Asimismo, la irradiación del foco de fractura con luz láser He-Ne de 6632,8 nm también presenta cierto efecto estimulante de la cicatrización ósea (Tarragó, 1987; Hernández et al., 1989).

Evidentemente, en el mecanismo de cicatrización ósea intervienen multitud de factores hormonales, por lo que también se ha evaluado la posibilidad de estimularlo mediante la aplicación de distintos componentes. Para citar algunos ejemplos, Naitana y Manunta (1988) observaron como incrementando de forma importante el número y frecuencia de comidas a conejos con buen estado nutricional, aumentaba también el nivel de calcitonina

sérica lo que generaba una evidente aceleración de la resolución de la fractura. Shih y Norridin, (1986) administraron oral y localmente prostaglandinas (E2 y E1, respectivamente) observando un incremento en la formación de hueso perióstico y endóstico así como una evidente aceleración del proceso de remodelación.

Asimismo, la hormona de crecimiento también tiene un efecto determinante sobre los mecanismos de cicatrización ósea tal y como demostraron Mosekilde y Bak en 1993. Otros factores hormonales que presentan también un efecto estimulador de la osteogénesis son: hormonas tiroideas, insulina y hormonas esteroideas anabolizantes (Cruess y Dupont, 1985b). Por último, se desconoce si en los animales existen las diferencias de crecimiento óseo según las distintas estaciones y según el sexo tal y como se ha observado en seres humanos (Gindhart, 1972).

El factor racial en traumatología veterinaria también parece influir sobre la cicatrización ósea. Sumner-Smith demostró experimentalmente lo que muchos traumatólogos veterinarios ya conocían por su experiencia clínica, constatando una mayor rapidez de cicatrización de fracturas en los perros mestizos con respecto a los de razas muy seleccionadas (en su estudio, caniches), concluyendo asimismo que los perros de razas muy pequeñas (tipo miniatura) además de un ritmo de cicatrización más lento, tienen tendencia a desarrollar no-uniones y uniones retardadas (Sumner-Smith, 1974). Dicha particularidad también fué apuntada por Hunt et al. (1980) y Eger (1990).

Por otra parte, Tiedman et al. (1991) observaron el efecto estimulante sobre la cicatrización ósea de la inoculación percutánea de médula ósea y de matriz ósea desmineralizada en no-uniones experimentales practicadas en la tibia canina.

Cruess y Dumont (1985b) publicaron una completa revisión bibliográfica de los factores descritos como estimuladores o inhibidores de la cicatrización ósea. En el primer grupo y además de los ya citados con anterioridad, destacan las vitaminas A y D (dosis fisiológicas), condroitin sulfato, hialuronidasa, prostaglandina E-2, ejercicio físico, etc. Con referencia a los factores inhibidores (independientemente del grado de lesión tisular y ósea durante la fractura y de complicaciones relacionadas con la infección del foco de fractura o la desestabilización del sistema de reducción) cabe destacar: hipervitaminosis A y D; distintas enfermedades (diabetes, raquitismo, anemia, neoplasias); castración, exposición excesiva a los rayos X, denervación de la extremidad, corticosteroides, indometacina y productos químicos como el aminoacetonitrilo, el β -aminopropionitrilo (Cruess y Dumont, 1985b) y el plomo (Lessler y Ray, 1986).

Finalmente, y para ilustrar la gran cantidad de factores que pueden influir en el proceso de cicatrización de una fractura, vale la pena recordar los trabajos de traumatólogo

norteamericano R.A. Brand. En 1979, Brand intentó determinar el tiempo de cicatrización de una fractura a partir de la siguiente fórmula matemática:

$$T.H. \text{ (tiempo de cicatrización)} = f(L, 1/C, M, A, S, K)$$

donde: "L" representaba las cargas sobre el foco de fractura (compresión, tensión, flexión y torción); "C" representaba el volumen, flujo y superficie a irrigar por el aporte sanguíneo; "M" representaba el movimiento presente en el foco de fractura; "A" representaba la edad del paciente hasta su madurez; "S" representaba la superficie afectada; y "K" representaba una serie de "factores adicionales".

El verdadero problema le sobrevino cuando intentó precisar esa serie de "factores adicionales", puesto que tal fué la cantidad de variables que llegó a describir⁸ que se vió totalmente incapaz de representarlas con un mínimo rigor matemático, concluyendo que por el momento, resulta imposible predecir con exactitud, el tiempo de cicatrización de una determinada fractura (Brand, 1979).

De cualquier manera, y a pesar de que la mayoría de los factores citados anteriormente, ejerzan probablemente una influencia evidenciable laboratorialmente, en la práctica clínica, la cicatrización de las fracturas evoluciona de forma más o menos predecible viéndose modificada de forma importante por relativamente pocos factores (Cruess y Dumont, 1985b).

⁸ La larga lista de factores adicionales descritos por Brand incluía: factores propios de cada fractura (tipo de fractura, infección, tiempo transcurrido hasta su tratamiento, etc.); especie animal; edad (adulto o geriátrico); factores dietéticos (vitaminas A, B y D, calcio); factores hormonales (hormona de crecimiento, tirocalcitonina, estrógenos, testosterona, cortisona, factores hormonales uterinos); factores medicamentosos (antiinflamatorios, fluoruro sódico, dilantina, silicato berlítico de zinc); enfermedades (diabetes, anemia, hiperoxia); factores mecánicos (ejercicio, denervación, tenotomías) y factores físico-químicos (calor, radiaciones de distintos tipos, horas de exposición solar, corrientes eléctricas, campos magnéticos, ritmos circadianos) etc., etc.

II.13. ANATOMIA QUIRURGICA DE LA REGION TIBIAL

Para realizar el presente estudio traumatológico se ha tomado como hueso modelo la tibia canina. Por ello, consideramos necesario dedicar un capítulo de la revisión bibliográfica a la descripción de los conceptos anatómicos básicos no sólo de la tibia, sino también de la región tibial. La denominación de anatomía quirúrgica se debe al hecho de no pretender llevar a cabo una completa descripción morfológica y funcional de la región de la pierna sino simplemente, revisar aquellos conceptos anatómicos que resultan de marcada relevancia para la práctica de intervenciones quirúrgicas y especialmente traumatológicas en la región tibial.

13.1. OSTEOLOGIA DE LA REGION TIBIAL

La tibia, junto con el peroné, forman el componente óseo de la región anatómica de la pierna. Proximalmente, la tibia se articula con los cóndilos femorales mediante la interposición de sendos meniscos. Distalmente, la tibia se articula con el tarso, concretamente con la tróclea del astrágalo. Tanto proximal como distalmente, la tibia se articula lateralmente con el peroné, dejando proximalmente un espacio entre ambos huesos denominado espacio interóseo. Como cualquier otro hueso largo, la tibia consta de la epífisis proximal, la epífisis distal y la diáfisis (Evans y Christensen, 1979).

La sección triangular de la epífisis proximal tibial es una característica anatómica a tener presente cuando se apliquen fijadores externos puesto que la zona de máximo diámetro intercortical no coincide con la zona media (como en el caso de los huesos circulares) sino que se encuentra desplazada caudalmente. Las características anatómicas más destacables de la epífisis proximal son: la superficie articular proximal, representada por los **cóndilos tibiales lateral y medial** (*condylus lateralis et medialis*) separados por la eminencia intercondílea (*eminencia intercondylaris*) constituida a su vez por los **tubérculos intercondilares medial y lateral** (*tuberculum intercondylare mediale et laterale*). Entre ambos cóndilos y dispuesta caudalmente se encuentra la **incisura poplitea** (*incisura poplitea*) mientras que craneolateralmente se encuentra el **surco extensor** (*sulcus extensorius*). El relieve óseo más prominente de la epífisis proximal tibial es la **tuberosidad tibial** (*tuberositas tibiae*) que se prolonga distalmente en el **borde craneal** de la tibia (*margo cranialis*) conocido comunmente como cresta tibial (Evans y Christensen, 1979).

La diáfisis tibial, denominada **cuerpo de la tibia** (*corpus tibiae*) sigue siendo de sección triangular en su mitad proximal para transformarse en circular o cuadrangular en su mitad distal. El canal nutricio de la tibia se encuentra caudolateralmente y aproximadamente en la mitad de la región diafisaria (Evans y Christensen, 1979).

La epífisis tibial distal presenta una sección cuadrangular y de tamaño ligeramente mayor al de la diáfisis. Las características osteológicas más destacables de la epífisis tibial son el **maléolo medial** (*malleolus medialis*), que representa la prolongación más distal de la tibia y la **coclea tibial** (*cochlea tibiae*) superficie articular distal constituida por dos surcos que se adaptan perfectamente a los labios trocleares del astrágalo (Evans y Christensen, 1979).

El peroné es un hueso largo y delgado localizado lateralmente a la tibia en la región de la pierna. El peroné, articulado proximalmente con el cóndilo lateral de la tibia y distalmente con la epífisis distal tibial y con el hueso tibiotarsal, consta de una **cabeza** (*caput fibulae*), **cuerpo** (*corpus fibulae*) y **epífisis distal**, cuya prolongación más distal constituye el **maléolo lateral** (*malleolus lateralis*) (Evans y Christensen, 1979).

13.2. MIOLOGIA DE LA REGION TIBIAL

Dos factores relacionados con la musculatura de la región de la pierna revisten especial importancia de cara al manejo traumatológico de la tibia: el grado de recubrimiento muscular y las zonas de inserciones musculares.

La tibia está protegida por estructuras musculares en las caras craneolateral (**m. tibial anterior, m. extensor digital largo, m. peroneo largo, m. peroneo corto, m. flexor digital profundo y m. extensor hallucis longus**) y en la cara caudal (**m. gastrocnemio, m. flexor digital superficial, m. flexor digital profundo, m. poplíteo, ms. flexor digital largo y m. flexor hallucis longus**), mientras que la cara medial se localiza prácticamente subcutánea (Evans y Christensen, 1979). Un buen recubrimiento muscular amortigua el golpe en caso de traumatismo, por lo que disminuye el riesgo de fracturas conminutas y envuelve el hueso fracturado, disminuyendo la posibilidad de que se genere una fractura abierta, por lo que en ambos casos, disminuye la gravedad de la lesión. Asimismo, un importante recubrimiento muscular significa una buena respuesta vascular para desarrollar un efectivo "sistema extraóseo" de vascularización del hueso fracturado (Rhineland, 1972, 1982, 1985b). Por otra parte y en cuanto a la implantación de fijadores externos, es importante que las agujas no atraviesen grandes masas musculares que generarían un aumento considerable de la exudación a través de los trayectos de las agujas (Aron y Dewey, 1992)(v. capítulo: "Principios de aplicación de los de fijadores externos", pág. 52).

Asimismo, y como ya vimos en anteriores capítulos, las arteriolas periósticas sólo están presentes en aquellas zonas de hueso donde se inserten tendones o fascias musculares (en el caso de la tibia concentradas especialmente en la mitad proximal de la cara caudal y craneolateral); por lo tanto, cuanto mayor sea la superficie ósea de inserción muscular mayor

será la capacidad de revascularización del hueso fracturado (Rhineland, 1972) (v. capítulo: "Anatomía y Vascularización Óseas", pág. 118).

13.3. VASCULARIZACION E INERVACION DE LA REGION TIBIAL

La vascularización de gran parte de la región de la pierna en el perro corre a cargo de las dos ramas terminales que emite la a. poplítea una vez sobrepasada la articulación de la rodilla. Dichas ramas son la **a. tibial anterior** y la **a. tibial posterior**. La **a. safena**, colabora igualmente en la vascularización de las porciones más caudales de la pierna. La **a. nutricia de la tibia**, derivada generalmente de la a. tibial posterior (Evans y Christensen, 1979) aunque a veces también de la a. tibial anterior (Piney, 1972; Cooper et al., 1988), se introduce en el hueso a través del canal nutricio localizado en el borde caudolateral y entre el tercio proximal y el tercio medio de la tibia. Estudios realizados en conejos han demostrado la existencia inconstante de una arteria nutricia accesoria que penetra en la tibia por su cara craneolateral y que se extiende distalmente (Göthman, 1960) aunque no se ha confirmado su presencia en el perro (López-Curto et al., 1980). Asimismo, los orificios de entrada de pequeñas arteriolas periósticas y metafisarias han sido clasificados topográficamente en seis regiones tibiales (zona proximal medial, superior y lateral; zona poplítea; zona distal intermaleolar y zona distal interósea) (Piney, 1972).

La a. tibial anterior, de mayor diámetro y recorrido que la posterior, representa la continuación natural de la a. poplítea y discurre entre la tibia y el peroné, emitiendo distintas ramas para los músculos de la región así como pequeñas anastomosis con ramas de la a. femoral caudal distal y la rama craneal de la a. safena. A nivel del tercio distal de la pierna, la a. tibial Anterior emite la **rama superficial** de considerable longitud aunque de reducido diámetro. Finalmente la a. tibial Anterior continúa por la cara flexora del tarso para anastomosarse finalmente con la rama craneal de la arteria safena (Evans y Christensen, 1979). En lo referente a microvascularización, la tibia presenta una de las zonas óseas del organismo de mayor riqueza vascular (la metafisis proximal) y una de las más pobremente vascularizadas (la zona diafisaria distal) (Trueta, 1974).

La circulación venosa profunda discurre con ramas homónimas a las arteriales y la circulación venosa superficial corre a cargo de las **ramas craneales y caudales de las venas safenas medial y lateral** (Evans y Christensen, 1979; Cooper et al., 1988). El periostio tibial está vascularizado por una red vascular derivada de la circulación sistémica e independiente de la vascularización muscular. Los capilares periósticos de la tibia siguen un patrón rectangular con anillos capilares interanastomosados (Cooper et al., 1988).

Los nervios **tibial** y **peroneo común** son los responsables de la inervación de la

región de la pierna, representando ambos las ramas terminales del n. ciático. El **nervio peroneo común** emite, a unos 3 cm distalmente de la rodilla, el **nervio peroneo superficial**, que como su nombre indica, se distribuye superficialmente por las porciones anteriores de la región de la pierna emitiendo distintas ramas musculares. Finalmente, el n. peroneo superficial, ya a nivel tarsal, colabora en la formación de los nervios digitales comunes dorsales. El n. **peroneo profundo** nace, como la rama terminal craneal del n. ciático, cerca del borde craneal de la cabeza lateral del gastrocnemio. Después de compartir un breve trayecto con el n. peroneo superficial, el n. peroneo profundo discurre craneolateralmente a la tibia y emite hasta cuatro ramos musculares a distintos niveles. A nivel tarsal, el n. peroneo profundo se divide en una rama medial y otra lateral que constituirán distintos nervios metatarsianos (Evans y Christensen, 1979). El **nervio tibial**, que representa la rama terminal caudal del n. ciático, se introduce en la región de la pierna entre las dos cabezas del m. gastrocnemio. El n. tibial inerva todos los músculos que se encuentran caudales a la tibia y peroné, emitiendo también ramas articulares y recibiendo igualmente ramos superficiales cutáneos. Finalmente, el n. tibial se bifurca cerca de la articulación tibiotarsal en los nervios plantares lateral y medial (Evans y Christensen, 1979).

II.14. GAMMAGRAFIA OSEA

La gammagrafía es una técnica exploratoria que consiste en la inyección intravenosa de una sustancia radiactiva para registrar posteriormente, la localización y cuantificación de los rayos gamma que desprende el organismo procedentes del acúmulo del radiofármaco en los distintos órganos. La elevada sensibilidad e inocuidad de la técnica representan las principales ventajas de la gammagrafía mientras que su principal inconveniente reside en la baja especificidad de la exploración. Sin embargo, y en determinados estudios gammagráficos, la utilización de técnicas recientemente desarrolladas como el marcaje de anticuerpos inmuno-específicos o el marcaje de eritrocitos o leucocitos, permiten disminuir considerablemente la inespecificidad mencionada anteriormente.

La sustancia radiactiva inyectada (o radiofármaco) consta de dos componentes íntimamente ligados: el radioisótopo, responsable de la emisión de rayos gamma, y el trazador, sustancia que presenta una especial afinidad para acumularse en determinados tejidos corporales o para incorporarse a determinadas rutas metabólicas. A título de ejemplo podríamos destacar dos radiofármacos, el ^{99m}Tc -MDP y el ^{99m}Tc -DTPA. Ambos productos utilizan como radioisótopo el tecnecio 99 metaestable (^{99m}Tc) pero en el primer caso, el isótopo está ligado al metilen difosfonato (MDP) que actúa de trazador con especial afinidad hacia el tejido óseo (Mattar y Siegel, 1979; Hughes, 1980) y en el segundo caso, el trazador es el ácido dietilen-triamino-penta-acético (DTPA) con especial afinidad para concentrarse a nivel renal (Cowgill y Hornoff, 1986). Ello permite, en el primer caso, diagnosticar distintas patologías óseas como neoplasias u osteomielitis y, en el segundo caso, valorar la función renal.

Evidentemente, no todos los isótopos radiactivos son susceptibles de ser utilizados como radiofármacos. Las características que debería presentar el radioisótopo ideal se describen seguidamente (Mattar y Siegel, 1979):

- * fácil obtención y disponibilidad;
- * coste económico reducido;
- * alta especificidad del propio radioisótopo o bien que permita su combinación con trazadores;
- * sin efectos tóxicos ni farmacológicos (a las dosis útiles empleadas);
- * tiempo de vida medio lo suficientemente largo como para permitir la elaboración farmacológica, la biolocalización y la correspondiente exploración pero no mucho más largo del tiempo necesario para realizar toda la prueba;
- * emisor de radiación gamma pero con nula emisión de radiación particulada (p. ej. emisión de partículas β); y,

- * emisor de fotones gamma de baja energía (alrededor de 150KeV) que permitan ser detectados por el cristal de NaI de las gammacámaras habituales pero suficiente como para escapar de la retención corporal sin excesiva atenuación "in vivo".

Asimismo, las características que debe presentar el trazador ideal son:

- * Alta especificidad y velocidad de acumulación por el órgano diana (disminuye el tiempo de exposición del paciente),
- * rápida eliminación de la fracción no acumulada,
- * fácilmente conjugable con el radioisótopo,
- * poseer un tiempo de durabilidad largo,
- * inocuo para el organismo y
- * posibilidad de repetir el test en caso necesario.

Por último, el radiofármaco (isótopo + trazador) debe cumplir los requisitos propios de cualquier producto farmacológico de uso intravenoso (presentación estéril, apirógena e inocua, máxima pureza de los principios activos, etc.).

A pesar de que en medicina humana la aplicación de la gammagrafía abarca multitud de disciplinas, entre las que destacan la cardiología (evaluando tanto problemas miocárdicos como valorando el rendimiento cardíaco), neumología (p. ej. diagnóstico de tromboembolismos pulmonares), endocrinología (p. ej. disfunciones tiroideas, pancreáticas) y la neurología (p. ej. accidentes vasculares cerebrales, encefalopatías degenerativas) (Mattar y Siegel, 1979; Hughes, 1980), en nuestro caso, dedicaremos especial atención al estudio de la gammagrafía ósea por ser la traumatología y la ortopedia las disciplinas en las que se incluye el presente trabajo.

Los primeros autores en aplicar experimentalmente la acumulación de radioisótopos a nivel óseo fueron Chiewitz y Hevesy en 1935, utilizando como isótopo el ^{32}P . En 1942, Treadwell et al., aplicaron el ^{89}Sr como marcador para el estudio del metabolismo en neoplasias óseas, observando un incremento sustancial de la captación en zonas de elevada actividad osteogénica. Pecher, también en 1942, inyectó intravenosamente calcio radioactivo a animales de experimentación detectando valores elevados de radioactividad en las áreas de neoformación ósea como raíces dentales, placas fisarias y fracturas en proceso de cicatrización. En 1950, los daneses Bohr y Sørensen publicaron uno de los primeros trabajos en los que se utilizaba radiofósforo y radiocalcio para evaluar la cicatrización de fracturas experimentales en ratones (Bohr y Sørensen, 1950). Estudios similares fueron realizados en seres humanos por Heaney y Whedon (1958) utilizando ^{45}Ca . Después de comprobarse que

el ^{85}Sr presentaba un comportamiento biológico parecido al del calcio (Bauer y Ray, 1958), Bauer y Wendenber en 1959, lo utilizaron, por primera vez, para diagnosticar metástasis óseas en pacientes oncológicos. En 1961, Göthman utilizó el ^{22}Na para evaluar respuestas vasculares que ampliase sus estudios microangiográficos en fracturas experimentales (Göthmann, 1961; Mattar y Siegel, 1979).

Los anteriores trabajos permitieron a Fleming et al. en 1961, sentar las bases de la gammagrafía ósea actual, puesto que a partir de sus investigaciones y gracias a posteriores innovaciones tanto en lo referente al estudio de los radiofármacos más idóneos para cada proceso así como al desarrollo técnico de sistemas de detección cada vez más sensibles, la gammagrafía ósea se considera actualmente como el método más sensible para la detección de lesiones óseas focales (Mattar y Siegel, 1979).

A pesar del elevado número de radioisótopos utilizados o investigados para su uso en gammagrafía ósea a lo largo de la historia (^{45}Ca , ^{47}Ca , ^{85}Sr , ^{87}mSr , ^{177}Lu , ^{153}Sm , ^{171}Er , ^{157}Dy , ^{18}F , ^{66}Ga , ^{67}Ga , ^{68}Ga , ^{72}Ga , ^{32}P , ^{35}S , ^{75}Se) en la actualidad, el tecnecio $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ligado a una amplia variedad de trazadores, se muestra como el radioisótopo más idóneo, cumpliendo la mayoría de los criterios enunciados anteriormente (Mattar y Siegel, 1979; Hughes, 1980; Devous y Twardock, 1984; Gunalp et al., 1992). Sin embargo, debe enfatizarse que no existe el agente ideal para todas las ocasiones y para todos los propósitos, por lo que a veces resulta inevitable sacrificar alguna de las características ideales en favor de un más favorable comportamiento biológico o diagnóstico (Mattar y Siegel, 1979).

La introducción del $^{99\text{m}}\text{Tc}$ para el estudio del sistema esquelético se llevó a cabo en 1971 gracias a los trabajos de Subramanian y McAfee, utilizando como trazador el tripolifosfato de estaño (Subramanian y McAfee, 1971). Los resultados derivados del anterior trabajo junto con los de otros presentados por los mismos autores (Subramanian et al., 1971; 1975) o por otros investigadores (Yano et al., 1973) resultaron de una importancia vital en el porvenir de la gammagrafía ósea puesto que entre otras aportaciones, desarrollaron radiofármacos que eliminaban anteriores complicaciones tales como elevadas dosis de radiación (^{85}Sr) y coste elevado (^{18}F), a la vez que permitían la obtención de imágenes de elevadísima resolución con una muy contenida radiación (Hughes et al., 1978; Mattar y Siegel, 1980). La utilización del $^{99\text{m}}\text{Tc}$ se extendió rápidamente en otras especialidades de medicina nuclear debido a las excelentes características físicas y médicas que presentaba. De obtención sencilla y económica (en forma de pertecnato), el $^{99\text{m}}\text{Tc}$ emite unos fotones gamma de 140 Kev de energía (idónea para los actuales sistemas de detección) y posee un tiempo de vida media de 6 horas suficiente como para el marcaje "in vitro" con una amplia variedad de trazadores, para la acumulación en el órgano diana y para la adquisición de la imagen; siendo a la vez, lo suficientemente corto como para minimizar la exposición del paciente a la radiación (Mattar y Siegel, 1979; Devous y Twardock, 1984).