

Algunas consideraciones y experiencias sobre distracción ósea. El cálculo matemático en la reducción de las fracturas¹

J.L. Mendoza

Játiva. Valencia.

Publicado en *Cirugía del Aparato Locomotor*, vol. VII, fasc. 2.º, págs. 242-264, 1950.

Malgaigne¹³ fue el primero que aplicó una fuerza de tracción ósea directa a un hueso. Se valía de un punzón y unos ganchos. Después otros han seguido este camino hasta Kirschner, que con su idea del alambre a tensión sistematizó y facilitó extraordinariamente la resolución de muchos tipos de fracturas.

Antes, y como distractor externo, había creado Delbet³ su distractor-contentor, por vía externa. Dos aros de hierro forrados de cuero, apoyados en el isquión y cóndilos o malleolos, y unidos por dos rígidos tutores de hierro, procuraban resolver el problema de aproximación o alejamiento de los fragmentos óseos separados de su posición normal por la fractura. Otros idearon diversos distractores o aparatos de tracción bipolar, y, en general, todos ellos usaron clavos o alambres tensadores.

Los últimos ideados han sido los sistemas de Roger Anderson¹⁶, Stader²⁰, Kluger¹² y Haynes⁸.

Utilizan estos sistemas clavos en número de cuatro. Con ellos, unidos dos a dos por un tutor articulado, se procura corregir las desviaciones de los fragmentos fracturados, por medio de movimientos de elongación o acortamiento de este tutor o bien rotando los segmentos donde los clavos se insertan, ya que para ello va provisto del sistema rotatorio apropiado. El sistema se aplica excéntricamente, gravitando su peso sobre un solo lado del hueso.

CRÍTICA DE ESTOS SISTEMAS

Sin experiencia personal de aplicación y ateniéndonos a la bibliografía, estudiamos los inconvenientes y ventajas de estos sistemas.

Inconvenientes. En los casos en que la distracción se realiza con dos clavos o dos tornillos, se produce *dislocatio ad axim*, porque siempre se colocan los clavos o alambres paralelos unos a otros. Las fuerzas antagónicas en variado número, hacen girar los fragmentos fracturados alrededor

del clavo o alambre. Los aparatos que usan cuatro de estos elementos, obvian este inconveniente.

Las referencias que tenemos sobre su utilización son las que siguen: Sanchís Olmos¹⁷ y Garaizábal Bastos⁵, después de sus recientes viajes a Norteamérica, obtuvieron la conclusión de que su uso había decrecido extraordinariamente, porque no era todo lo práctico que teóricamente parecía.

En España han sido utilizados por Bernáldez¹ y Hernández-Ros⁶, y tampoco estos autores obtienen resultados halagüeños. Hernández-Ros⁶, incluso califica estos sistemas de peligrosos e innecesarios, debido a las ventajas de la osteosíntesis operatoria con los medios de que se dispone actualmente.

Watson Jones²¹ tampoco se muestra partidario de estos sistemas, a los que también cree cargados de peligros.

Ventajas de estos procedimientos. El acierto de estos procedimientos reside en las siguientes cualidades:

1.^a En la idea de aplicar directamente sobre el hueso, lugar donde se realizan los fenómenos de descomposición de fuerzas, otras fuerzas correctoras.

2.^a En el intento de reducción y contención exactas, si el aparato es bueno y está bien manejado.

3.^a En intentar la supresión del apósito escayolado y disminuir las indicaciones de la osteosíntesis cruenta en algunos tipos de fractura de difícil solución.

FUNDAMENTOS DE UN NUEVO SISTEMA

Nuestras pruebas experimentales se han realizado con dos nuevos principios de aplicación:

1.^o Colocación de dos alambres de Kirschner, en sentido perpendicular uno a otro. Cada alambre va tensado en los diámetros de un aro circular, y estos aros unidos a su vez por tres tutores metálicos que pueden aproximar o alejar, a voluntad, los puntos de contacto con los aros, y éstos a su vez (fig. 1).

2.^o La facilidad de buscar con este sistema una fórmula matemática que permita evitar la incesante toma de radiografías y la reducción bajo pantalla, reduciendo automáticamente la fractura.

1. Comunicación discutida en las Primeras Jornadas Ortopédicas de la S.E.C.O.T. Bilbao, julio 1949.

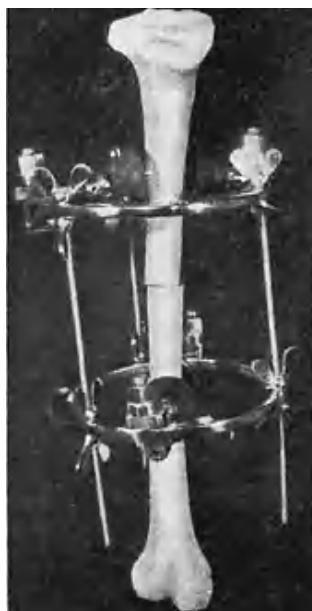


Figura 1. Férula situada en una tibia, colocada con los dispositivos de «absorción aséptica». El sistema de tornillos y llaves es el mismo que se utiliza habitualmente en el procedimiento de Kirschner, para evitar complicar el instrumental.

JUSTIFICACIÓN DEL PRIMER PRINCIPIO

Siempre que se han utilizado aparatos de este tipo, o se han colocado alambres a tracción, se han seguido las vías superficiales. Por ejemplo, en la tibia se ha aplicado el alambre en la cresta tibial, y en el fémur, en los cóndilos, evitando perforar con los clavos o alambres masas musculares profundas. Se temían tres efectos, a saber:

1.º Los desgarros en partes blandas, producidos por el arco o flecha que forma casi siempre el alambre.

2.º La lesión de los vasos y nervios.

3.º El riesgo de infección.

No se teme el primer efecto, debido a las propiedades del alambre a tensión, cuyo fenómeno del arco o flecha está condicionado por dos factores.

El primero es la mayor o menor tensión a que está sometido el alambre.

El segundo es la mayor o menor tracción o carga a que ha de ser sometido este alambre.

Factor primero. Los alambres de acero al níquel se hallan regidos, según Ottolenghi¹⁴, por la siguiente fórmula:

$$\text{Acortamiento} = \frac{\text{Carga por cm}^2 \times \text{longitud}}{\text{Coeficiente de elasticidad}}$$

De esta fórmula resulta que los límites de seguridad de un alambre al cromoníquel de 1,5 mm de diámetro son los siguientes:

Ruptura a la tracción perpendicular o carga, a los 180 kg.

Ruptura a la tracción longitudinal o estiramiento, a los 318 kg.

Factor segundo. La carga normal en cuello de fémur (Fischer y Fick⁴), a la marcha, puede ser en situación estática o dinámica, para un sujeto de 58,7 kg de peso, de 175 kg, en el primer caso, y de 258 kg, en el segundo.

Hernández-Ros⁷, hace los siguientes cálculos para un sujeto de 70 kg de peso:

En la bipedestación estática y deduciendo los 30 kg que representa el peso de ambas piernas, la carga sería de 20 kg para cada articulación, o sea 2 kg por centímetro cuadrado de superficie articular.

En la deambulación, en el caso más favorable y para un cuello femoral de 9 cm con una superficie de contacto útil de 10 cm² articular, la carga sería de 15 kg y en uno desfavorable con sólo 4 cm² de cuello y 5 cm² de contacto, de 72 kg por cm².

Esta carga puede quintuplicarse por la fatiga, debido a la disminución de la aportación muscular.

Estos cálculos son idénticos para todo el miembro inferior, añadiendo, a medida que descendemos a la tibia o al pie, el incremento proporcional que suma el mayor peso de cada miembro. En consecuencia, a medida que descendemos, la resistencia y la carga son mayores.

Así, pues, en caso favorable, un hueso del miembro inferior se halla conformado para resistir las siguientes cargas mínimas:

De forma favorable, o sea en reposo, 15 kg por cm².

De forma desfavorable, o sea en marcha, 72 kg por cm².

Esta carga puede quintuplicarse, como dijimos, por la fatiga muscular. Observemos, pues, que el cuello de fémur, y por tanto todos los huesos de la extremidad inferior, longitudinales, se hallan conformados para admitir cargas o presiones hasta de 72 kg por cm², y que esta cifra puede quintuplicarse. Que la dirección de las trabéculas óseas hace que esta conformación sea igualmente adaptable a las tracciones, con la misma cantidad de kg por cm².

Se resume entonces que un alambre al cromoníquel de 1,5 mm de espesor no sobrepasará nunca la tolerancia ósea, si está bien situado, y que no producirá fenómeno de arco si está bien tensado, puesto que las cargas o tracciones a que va a ser sometido no llegan nunca a los límites máximos ni mucho menos.

Si este fenómeno del arco se determina, se puede producir el desgarro de partes blandas, ya que la resistencia ósea hace que en éstas se manifieste exclusivamente.

En la piel, tejido celular subcutáneo, los efectos de presión determinan escaras por decúbito, agrandamiento del orificio de entrada y salida que se transforma en longitudinal, ulceraciones con determinación de circunstancia favorable para la infección, etc.

Micrométricamente considerado, y por mucho que se tense un alambre (incluso a su máximo), el fenómeno del arco, aunque imperceptible, siempre existe. Un alambre tensado casi al máximo, comienza a acusarlo a los 10 kg de

tracción o carga. A los 20 kg, el fenómeno es de 1 mm de desplazamiento. Esta cantidad es despreciable si tenemos en cuenta que, en distracción ósea, nunca vamos a llegar a esa cifra de kilogramos de tracción.

Estas cifras experimentales, en elementos inertes deben ser consideradas de validez relativa, ante la posición biológica y dinámica de los miembros en vivo, que con sus 3 kg de contratracción muscular por centímetro cuadrado contrarrestarían bastante estos efectos.

Esta contratracción muscular tampoco provoca lesión, porque todo vientre muscular en su contracción posee un «punto inerte» (fig. 2), en el que no existe desplazamiento longitudinal. Porque en las contracciones musculares las fibras se contraen a expensas de un engrosamiento y porque no perforamos con el alambre más que un número limitado de fibras cuya función queda anulada. Si tenemos en cuenta que la contracción isotónica de los músculos largos puede transformarse en isométrica ante el estímulo de la tracción, y que el orificio producido por el alambre se recubre pronto de un tejido conjuntivo de cicatrización indoloroso, y que el resto de las fibras autónomamente regidas continúan su función sin percibir siquiera el traumatismo vecino, podemos dejar sentada la inocuidad de este primer efecto.

Segundo efecto: la lesión de los vasos y nervios. No se teme este efecto, porque en cualquier miembro podemos situar los alambres sin error de técnica, aludiéndolos. El conocimiento de las regiones anatómicas y la planificación transversal de la región nos permitirán, siempre, zona abordable sin riesgo. Para mayor seguridad podemos utilizar el conductor-guía de Sanchís Olmos¹⁸.

Tercer efecto: el riesgo de infección. En buena técnica, los alambres, instrumental y manos del cirujano deben hallarse correctamente esterilizados. El deslizamiento del alambre a lo largo del miembro, que casi siempre es la causa determinante principal, nosotros lo evitamos, en lo posible, colocando dos ventosas de goma que realizan una absorción graduada, tal como lo realizó Klapp⁹, con motivos terapéuticos, en los abscesos de mama. Nosotros utilizamos este sistema con fines de asepsia, y lo denominamos de «absorción aséptica». Estas ventosas (fig. 3) van fijadas a tornillo al alambre que se sitúa. Previo asepsia y afeitado de la piel, son fijadas a presión, rellenas de un bacteriostático en polvo. El riesgo de infección, hoy, se afronta en todas las clínicas, con raros casos por otra parte.

Justificadas las razones biológicas en que se apoya este sistema, pasemos a anunciar las mecánicas.

JUSTIFICACIÓN DE LA MECÁNICA DEL SISTEMA

Se ha utilizado el alambre de Kirschner, por su mayor tolerancia; Klapp y Ruckert¹⁰ han obtenido una pieza necrótica, de un caso en que permaneció situado en calcáneo un alambre durante ciento noventa y siete días.

Se han situado dos alambres corrientes en sentido perpendicular uno a otro, para simplificar la colocación. La perpendicularidad tiene por objetivo utilizar las fuerzas dinámicas que se desarrollan en el miembro. Su situación oblicua en 45° a la dirección de las líneas de fuerza musculares antagonistas, determina un «momento de fuerzas» (fig. 4) que

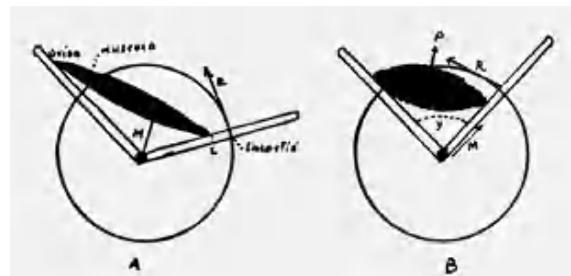


Figura 2. Esquema tomado de Orts Llorca y ligeramente modificado (Anatomía Humana, edic. de 1944): A, músculo en reposo; B, músculo en contractura; P, punto inerte.



Figura 3. Ventosa de «absorción aséptica».

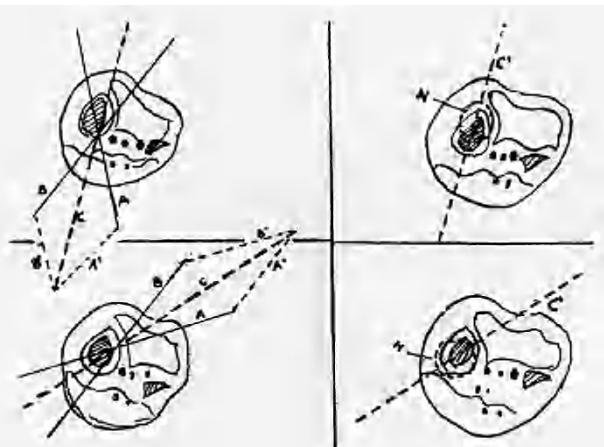


Figura 4. Esquema del «momento de fuerzas» que impide la rotación o giro de los alambres: A, alambre de Kirschner; B, dirección de las fuerzas anteroposteriores; C, resultante; H, hueso. La resultante C realiza la función de llevar el alambre en la dirección punteada en H. Corte esquemático de la pierna.

obliga en su resultante a la adaptación a presión del alambre contra la cortical ósea, impidiendo la rotación de los fragmentos sobre el alambre y situándolos en inmovilidad absoluta.

Esta presión oblicua del alambre contra la cortical ósea es bien tolerada, por dos causas:

1.^a La presión es gradual y se halla contrarrestada por la contracción muscular. El alambre es redondeado y no cortante.

2.^a Klapp y Block¹¹ admiten las presiones laterales producidas por alambres; Ottolenghi¹⁵, Burkle de la Camp² y Sommer¹⁹ admiten que las migraciones por presión del alambre a partes blandas por rotura o rasgadura de hueso sólo son posibles cuando la presa es insuficiente y no se perforan por su centro ambas corticales o la esponjosa en conjunto. Refieren casos en que estos errores de técnica fueron cometidos.

La aplicación de dos aros metálicos provistos de orificios sobre los que se sitúa el dispositivo necesario para la tensión del alambre y la presencia de tres o más tutores extensibles o contraíbles a voluntad, son necesarios para utilizar el método de «fijación externa».

Esta fijación externa, que sustituye a la continuidad del tramo fracturado, para ser eficaz, debía reunir varias cualidades, a saber:

1.^a Corrección de todas las desviaciones posibles.

2.^a Fácil manejo y simplificación.

La corrección de todas las desviaciones posibles se realiza por medio de la rotación y balanceo de los arcos metálicos, mediante el acortamiento o alargamiento de cada uno de los tutores.

La férula que se exhibe en la figura 1 efectúa la corrección del *dislocatio ad peripheriam*, porque los orificios donde van implantados los tutores son tallados en semiesfera y permiten, por lo tanto, la rotación. En la férula que tenemos en construcción (fig. 5), la rotación se efectúa por medio de un círculo graduado, donde va implantado el alambre. Este círculo gira dentro del que soporta la fijación de los tutores.

Tres grapas de sujeción inmovilizan el sistema de los dos círculos que constituyen el aro inferior, una vez corregido el citado *dislocatio ad peripheriam*.

De los dos arcos, solamente uno lleva incluido el citado sistema de corrección.

Nosotros corregimos por medio del alargamiento simultáneo de los tres tutores el *dislocatio ad longitudinem cum contractionem*, que lleva incluido la corrección automática del *dislocatio ad axim*.

Esto se explica porque, al realizar la tracción, queda sometido dinámicamente el miembro a dos fuerzas antagónicas, a saber:

1.^a Centrípeta, realizada por los músculos anteroposteriores del miembro fracturado.

2.^a Centrífuga, realizada por el alargamiento de los tutores. Como la fuerza centrípeta determina el *axim* y el *longi-*

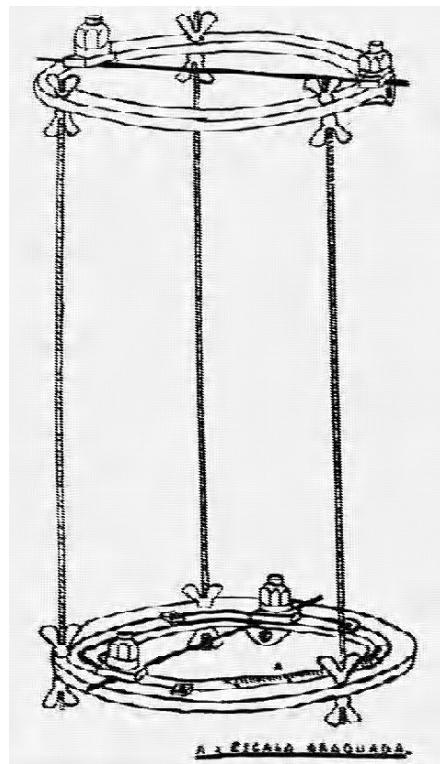


Figura 5. Esquema de la férula en construcción, provista del dispositivo para corregir la rotación A.

tudinem cum contractionem, la fuerza centrífuga contraria corrige ambos efectos simultáneamente.

La corrección del *dislocatio ad latus* resulta de una gran incertidumbre, realizada por tanteos. La necesidad de hallar un método seguro y rápido que sistematizara la reducción y la hiciera exacta, hizo necesario estudiar primeramente la posibilidad de realizar matemáticamente el procedimiento.

JUSTIFICACIÓN DEL CÁLCULO MATEMÁTICO

Los tres tutores a 120° forman las tres patas de un trípode de tal forma que, alargando o acortando cada uno de ellos, el aro se balancea alrededor de uno de sus diámetros. Este diámetro viene determinado por la magnitud y sentido del movimiento de cada uno de los tutores.

Por tanto, es fácil calcular el movimiento de cada tutor, para que el aro oscile alrededor de un eje de balanceo, que nosotros fijamos previamente, con arreglo a la siguiente consideración:

La magnitud del movimiento de cada tutor es directamente proporcional a su distancia al citado eje de balanceo.

También es proporcional al seno del ángulo de balanceo (ver fig. 6).

Teniendo en cuenta la posición de los tutores, después del balanceo las anteriores proporcionalidades se podrán ad-

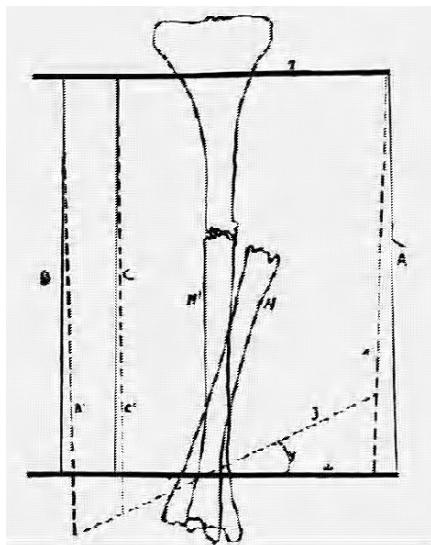


Figura 6. Esquema del ángulo de balanceo y proporcionalidades: A, B y C, tutores en posición primitiva; A', B' y C', tutores en posición balanceada; 1 y 2, alambre; trazo lleno, posición primitiva; trazo rayado, posición balanceada; y, ángulo de balanceo.

mitir sin error apreciable hasta un ángulo de balanceo de 30°.

Para este cálculo, que llamaremos «cálculo tripodal», supondremos que el arco inferior o periférico es móvil con relación al superior, que consideramos fijo, porque la reducción de la fractura se va a realizar a expensas del fragmento periférico.

El *dislocatio ad latus* es el arco del ángulo que forman los dos fragmentos del hueso.

Para calcular este ángulo, medimos el *latus* y el fragmento de hueso, desde el punto de implantación del alambre hasta el punto de fractura, y dividiendo estas cantidades obtenemos la tangente del ángulo de desviación, que para pequeños ángulos se confunde con el arco.

Conociendo la tangente mediante unas tablas cualesquiera, conocemos el ángulo. Para facilitar esta operación, incluimos un ábaco o tabla en N, calculada previamente (fig. 7).

Este ángulo es igual al ángulo de balanceo, por tener los lados perpendiculares.

El *dislocatio ad latus* viene proyectado a 45° sobre la placa anteroposterior. Para corregirlo, hacemos que el eje de balanceo sea perpendicular al plano que no da la imagen radiográfica en dicha placa.

También este eje de balanceo forma un ángulo de 45° con el alambre inferior.

De la disposición de los tornillos fijadores del alambre, con respecto a los orificios de los tutores, resulta que el tutor A, el B y el C, se hallan a las siguientes distancias en la férula que utilizamos actualmente:

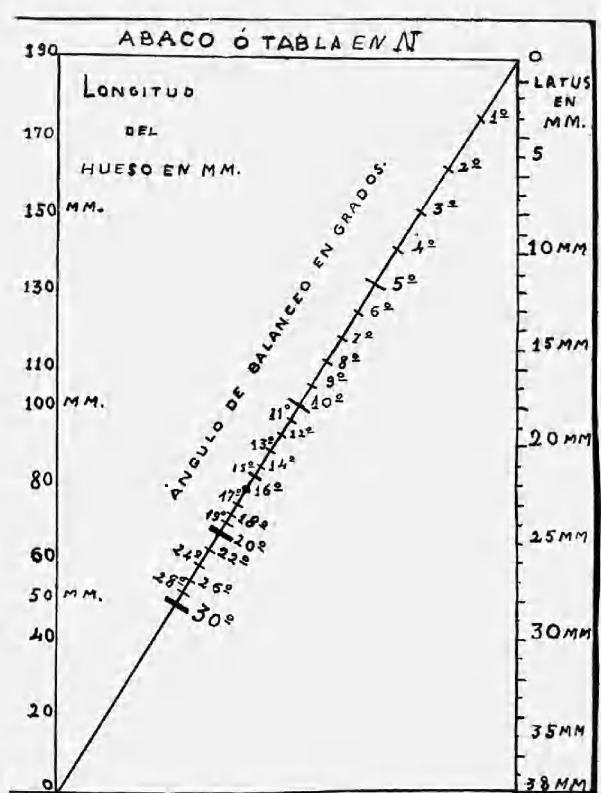


Figura 7. Tabla o ábaco en N, núm. I.

$$A = \frac{D}{2} \times \operatorname{sen} 40^\circ = \frac{140}{2} \times 0,642 = 45,00 \times \operatorname{sen} N.$$

$$B = \frac{D}{2} \times \operatorname{sen} 20^\circ = \frac{140}{2} \times 0,342 = 24,00 \times \operatorname{sen} N.$$

$$C = \frac{D}{2} \times \operatorname{sen} 80^\circ = \frac{140}{2} \times 0,984 = 69,00 \times \operatorname{sen} N.$$

Teniendo en cuenta que 1 mm, con 1,425 vueltas de palomilla, las anteriores fórmulas se convierten, al multiplicarlas por esta cantidad:

$$\text{Tutor } A = 64 \times \operatorname{sen} N.$$

$$\text{Tutor } B = 34,2 \times \operatorname{sen} N.$$

$$\text{Tutor } C = 98,5 \times \operatorname{sen} N.$$

Para un ángulo de balanceo de un grado cuyo seno es 0,0174, tenemos:

$$\text{Tutor } A = 64 \times 0,0174 = 1,11,$$

$$\text{Tutor } B = 34,2 \times 0,014 = 0,6,$$

$$\text{Tutor } C = 98,5 \times 0,0174 = 1,72,$$

Tabla para saber las vueltas de palomilla							
Ángulo de valanceo	A	B	C	Ángulo de valanceo	A	B	C
1	1,1	0,6	1,72	16	17,7	9,5	27,2
2	2,2	1,2	2,4	17	18,7	10	28,6
3	3,3	1,8	5,1	18	19,8	10,6	30,3
4	4,5	2,4	6,87	19	20,7	11	32
5	5,6	3	8,6	20	21,8	11,8	33,8
6	6,7	3,6	10	21	23	12,3	35,3
7	7,8	4,2	12	22	24	12,7	37
8	9	4,8	13,7	23	25	13,3	38,3
9	10	5,4	15,4	24	26	14	40
10	11,1	6	17	25	27,1	14,4	41,8
11	12,2	6,6	18,7	26	28	15	43,2
12	13,3	7,1	20,4	27	29	15,5	44,7
13	14,3	7,7	22	28	30	16	47,2
14	15,5	8,3	23,7	29	31	16,6	47,7
15	16,6	9	25,4	30	32	17	50

Extremidades derechas $\left\{ \begin{array}{l} \text{Latus externo} \\ \text{Latus interno} \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{A, B: acortar} \\ \text{C: alargar} \end{array}$
 Extremidades izquierdas $\left\{ \begin{array}{l} \text{Latus externo} \\ \text{Latus interno} \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{A, B: alargar} \\ \text{C: acortar} \end{array}$
 Extremidades izquierdas $\left\{ \begin{array}{l} \text{Latus externo} \\ \text{Latus interno} \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{A, B: acortar} \\ \text{C: alargar} \end{array}$

Figura 8. Tabla núm. 2. Con ella se conoce el número de vueltas de palomilla.

vueltas de palomilla, y así sucesivamente, de grado en grado, iremos construyendo la tabla (1). Véase la tabla con estos valores (fig. 8).

En el manejo de esta tabla tenemos los valores numéricos en vueltas de palomilla, correspondientes a los tres tutores, teniendo en cuenta que estos valores sólo cambian para miembros derechos e izquierdos, de forma tal que, según sea el *D. ad latus* interno o externo y el miembro derecho e izquierdo con las mismas cifras, el sentido de giro de las palomillas será diferente en el sentido de acortar o alargar.

TÉCNICA DE COLOCACIÓN

Se practican dos radiografías de diagnóstico del miembro fracturado a mayor distancia de un metro de foco, a ser posible a dos metros, para obtener una imagen sensiblemente igual en dimensiones a la real.

Estas radiografías deben practicarse en direcciones perpendiculares, en dirección anteroposterior y lateral, tal como se viene haciendo hasta ahora.

(1) *N. de la R.* Quien se interese por el presente cálculo matemático completo, puede solicitarlo por escrito de esta Redacción.

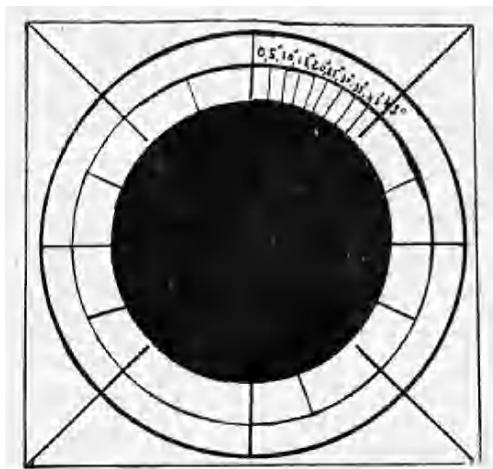


Figura 9. Círculo graduado para medir la magnitud del *dislocatio ad peripheriam*.

Se realiza un cálculo de la anatomía de la región que vamos a perforar con los alambres, y otro, de las fuerzas que actúan antagonistas anteroposteriores y laterales, si las hay.

Practicamos las perforaciones con los alambres, a distancias iguales del foco de fractura (aunque no es necesario) y lo suficientemente alejadas de éste, para no incluir los alambres en el hematoma fracturario.

Al practicar estas perforaciones, hemos de tener en cuenta los siguientes datos:

1.º El número de milímetros de acortamiento que existen, tomado en calco en las radiografías.

2.º El número de milímetros de desviación en *dislocatio ad latus*, y si éste es interno o externo, calificando de interno aquél en el que el fragmento periférico se halla desviado hacia dentro, y externo aquel en que se halla desviado hacia afuera.

3.º La rotación que existe en el fragmento periférico. Podemos medirla en grados, mediante el círculo graduado que representa la figura 9.

Se prolonga dibujando con lápiz graso el eje del miembro normal sobre la piel. En la porción periférica se sitúa el círculo graduado, y aplicando una varilla cualquiera que siga el eje real del fragmento periférico, encontraremos perpendicularmente el número de grados de rotación, sea interna o externa, del fragmento.

4.º Las perforaciones deben practicarse perpendicularmente al eje del hueso.

5.º En oblicuidad de 45° con el eje de fuerzas musculares anteroposterior.

6.º En absoluta perpendicularidad los dos alambres, superior e inferior, en relación uno a otro. En la férula actual, se descuentan en un sentido u otro (rotación interna o externa), los grados de *dislocatio ad peripheriam* que hayamos medido, para que al tensar los tutores quede corregido. Si,

por ejemplo, hemos medido *dislocatio ad peripheriam* de 5° en el sentido de rotación interna, situaremos el alambre inferior otros 5° hacia la parte interna también, o sea 40° en lugar de 45°.

Si estos 5° fueran de rotación externa, estos grados serían 50°, o sea 5° más en el sentido de rotación externa.

7.º Situados los alambres, se colocan los dispositivos de protección del deslizamiento llenos de sulfamidas en polvo. Se colocan los aros y tensan los alambres con arreglo a los siguientes cálculos: siendo el alambre de 1,5 mm de diámetro y el paso de rosca de un cuarto de pulgada, según Ottolenghi, cada vuelta del tornillo produce una tensión de 7 kg por mm^2 , que, multiplicada por la sección del alambre, o sea 1,74 mm^2 , nos dará una tensión de 12,18 kg por cada vuelta de tornillo.

8.º Se colocan los tutores en número de tres en sus correspondientes orificios, llamándoles A, B y C, según la figura 10, o sea: el tutor A será el primero, a contar del tornillo anterior de fijación del alambre superior, y los B y C, los otros dos, mirando la férula desde su parte periférica y en el mismo sentido de giro que dan las agujas del reloj. En la férula van marcados los tutores, y la dirección anteroposterior con una flecha.

9.º Fijación de los tutores en el aro superior.

10.º Con la medida obtenida del *dislocatio ad longitudinem cum contractionem* en milímetros multiplicada por el paso de rosca del tutor, obtenemos la cifra en vueltas de palomilla, que tenemos que dar simultánea y correlativamente a cada tutor, en el sentido de alargamiento para corregirlo.

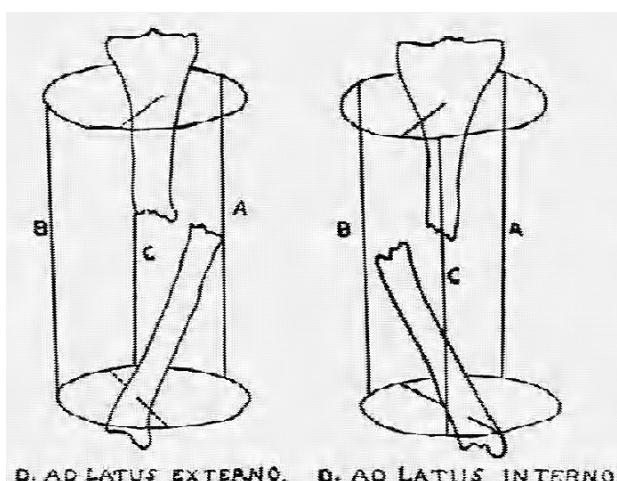


Figura 10. Representación esquemática de las dos formas que puede adoptar el *dislocatio ad latus*, proyectada en un croquis de la tibia. El tutor A está el primero a contar del tornillo anterior de fijación del alambre central o superior, y los B y C, los otros dos consecutivamente, mirando la férula desde la parte periférica y contando en el mismo sentido de giro que dan las agujas del reloj.

Ejemplo: Acortamiento = 17 mm por paso de rosca = 1,425 = 24,20 vueltas de palomilla.

El *dislocatio ad axim* queda corregido automáticamente, como dijimos anteriormente.

11.º Corrección del *dislocatio ad latus*.

Realizamos el cálculo matemático de esta corrección de la siguiente forma: medimos, en milímetros, la distancia que existe entre el punto de implantación del alambre periférico y el extremo del fragmento fracturado; medimos también, a continuación, la distancia que separa los dos fragmentos en la placa anteroposterior, desde el eje del fragmento proximal al eje del fragmento distal o periférico.

Ejemplo:

Distancia del alambre al foco de fractura 90 mm
Magnitud del *dislocatio ad latus* 15 mm

Utilizando la tabla o ábaco en N núm. 1 (fig. 7) y haciendo coincidir las dos medidas anteriores, mediante una regla o trazo de lápiz, encontraremos que ésta corta la línea oblicua central en un punto en el que existe un número; en este caso, está comprendido entre 9 y 10, y es 9,6, al que llamaremos «factor» o «ángulo de balanceo».

Utilizamos la tabla núm. 2 (fig. 8), calculada para la férula con que hemos realizado las experiencias, cuyas características son las siguientes:

Diámetro de los aros 140 mm
Paso de rosca de los tutores 1,425 vueltas,

nos dan 1 mm de recorrido.

Para férulas de distintas dimensiones, expondremos al final la manera de construir esta tabla.

Del examen de la placa anteroposterior deducimos si el *dislocatio ad latus* es interno o externo. Este concepto se refiere a la desviación en el fragmento periférico.

Ejemplo: En este caso, el *dislocatio ad latus* es externo.

Al lado del factor 9,6 y en la columna correspondiente y miembro que sea, que en este caso es izquierdo, leemos las cifras siguientes, a saber:

A = 105 vueltas alargando.
B = 5,7 vueltas alargando.
C = 16 vueltas acortando.

Estas cifras corresponden a las vueltas de palomilla que tenemos que dar para corregir la desviación.

12.º Apretamos los tres tutores dos o tres vueltas por igual, en sentido de acortamiento, para impactar los fragmentos.

Se sitúa el miembro en férula de Braun, si se trata del inferior, y al aire, si es el superior el fracturado.

CONSIDERACIONES CLÍNICAS

Podemos sentar las siguientes indicaciones:

- 1.^a En fracturas abiertas e infectadas.
 - 2.^a En fracturas diafisarias de largos fragmentos.
 - 3.^a En fracturas de tercio medio de fémur, cerradas o abiertas.
 - 4.^a En fracturas de fácil reducción en huesos largos en ancianos, para prevenir las rigideces articulares.
 - 5.^a En fracturas en las que sea necesaria extensión continua durante muchos días, con cuadro de Blake y sistema de Kirschner.
 - 6.^a En las fracturas supracondíleas de húmero.
 - 7.^a En las fracturas de tercio medio de húmero.
 - 8.^a En las fracturas de Colles.
 - 9.^a En las fracturas de cúbito y radio de difícil reducción y contención.
 - 10.^a En los casos de aglomeración de fracturados y en casos de cirugía de guerra.
 - 11.^a Como medio de fijación en artrodesis.
 - 12.^a Como medio de fijación en osteotomías correctoras.
 - 13.^a Para realizar alargamiento de miembros. En este caso, la distensión o alargamiento puede realizarse gradualmente, para evitar lesiones de vasos y nervios, graduando diaria y proporcionalmente la elongación, según cálculo.
 - 14.^a En los casos de colocación de injerto, en los casos de grandes pérdidas de substancias óseas.
 - 15.^a En fracturas de cuello de húmero.
- Como es natural, todas estas indicaciones quedan sujetas a la competencia del cirujano que las practique. No se puede ni debe perforar un vaso o un nervio. Tampoco ser víctimas de los errores que a continuación se expresan.

ERRORES QUE SE PUEDEN COMETER EN LA APLICACIÓN DE ESTE SISTEMA

- 1.^o No sentar una indicación correcta en su aplicación.
- 2.^o Desconocer la región anatómica donde se ha de actuar.
- 3.^o Situar articulaciones entre ambos alambres. Los ligamentos, al elongarse, no son utilizables para la reducción exacta por cálculo.
- 4.^o No practicar las dos radiografías a mayor distancia de un metro, desde el foco del aparato de rayos X al foco de fractura.
- 5.^o No practicar las radiografías exactamente perpendiculares a 90° en ambos planos frontal y lateral.
- 6.^o No situar los alambres exactamente a 45° del plano frontal del miembro.

7.^o Utilizar alambres de mala calidad, deficientemente tensados o de espesor menor de milímetro y medio.

8.^o No tener en cuenta, al situar los alambres, la magnitud del *dislocatio ad peripheriam*, el sentido en que éste se ha producido y la exactitud de la medición realizada.

9.^o Utilizar férulas mal construidas, o de mala calidad, en sus elementos.

10.^o Movilizar el foco de fractura desde el momento en que se han practicado las radiografías hasta el momento final de la reducción.

11.^o Cometer equivocación al practicar las lecturas de las tablas o al realizar las multiplicaciones.

12.^o No situar convenientemente los tres tutores.

13.^o No fijar previamente el aro central o proximal.

EXPERIMENTACIÓN REALIZADA

Se ha realizado la experimentación con corderos en número de tres.

En el caso que se aprecia en la radiografía (fig. 11) se verificó la colocación con cuatro tutores, realizando la reducción bajo comprobación radioscópica. Se obtuvo buena inmovilización con la formación del callo de fractura que se aprecia a los veintiún días.

En el segundo caso, se situaron intencionadamente los alambres a corta distancia uno del otro, comprobando cómo la superposición de formas metálicas hacía imposible la obtención de radiografías. Por la corta distancia a que los alambres estaban situados del hematoma fracturario, se estimó como peligrosa esta colocación.

En el tercer caso se utilizó por primera vez la fórmula matemática de reducción con tres tutores, obteniendo el re-



Figura 11. Radiografía del caso primero. Fractura en tibia.



Figura 12. Radiografía del caso tercero. Fractura en tibia.

sultado que puede apreciarse en la figura 12. La reducción fue conseguida con ligera angulación hacia adentro, debido a la no colocación de los alambres a 45° de oblicuidad con el plano frontal y al predominio que en la musculatura de los rumiantes poseen los abductores. El tamaño de la férula era excesivo.

La experimentación en personas se halla en curso, y en próximos trabajos la someteremos a la consideración de nuestros colegas.

Damos las gracias al teniente de Ingenieros D. Jaime Bauzá, que realizó el estudio del cálculo tripodal y las fórmulas y tablas que anteceden.

BIBLIOGRAFÍA

Obras generales utilizadas

- Argüelles R. Manual de Patología Quirúrgica. Ed. Cient. Médica, 1949.
Bastos Ansart M. Traumatología. Ed. Labor, 1947.
Böhler L. Técnica del tratamiento de las fracturas. E. Labor, 1942.
Cristopher. Patología Quirúrgica. Ed. Salvat, 1947.
Klapp y Ruckert. Die Drahtextension. Ed. F. Enke. Stuttgart: Verlag; 1937.
Magnuson. Fractures. Ed. Lippincott. Filadelfia, 1939.
Matti. Fracturas y su tratamiento. Ed. Labor, 1934.
Nash J. Fisiología Quirúrgica. Ed. Mundi. Buenos Aires, 1947.
Ottolenghi. Tracción esquelética. Ed. El Ateneo. Buenos Aires, 1947.
Rein H. Fisiología humana. Ed. M. Marín; 1942.
Steindler. Orthopaedic Operations. Lippincott. Illinois: Springfield; 1947.

Valls J, Logomarsino L. Tratamiento de las fracturas de cuello de fémur. Buenos Aires: Ed. El Ateneo, 1943.
Watson J. Fracturas y traumatismos articulares. Salvat, 1945.

Trabajos de autores y citas de los mismos

1. Bernáldez Sarmiento J. Mi primera experiencia con la férula de Stader en el tratamiento de las fracturas diafisarias. Cir. Ap. Loc., enero 1949. p. 65.
2. Burckle de la Camp. Achtung bei Klammer und Draht Zugverband. Dent. Zeit. f. Chir. 1930;223:178.
3. Delbet P. Citado por Begouin. Patología Quirúrgica. Valencia: Ed. Pubul. 1919;(4):712.
4. Fischer y Fick. Anatomie und Mechanik der Gelenke. Der Gang des Menschen. Cit. por Valls y Logomarsino en Tratamiento de frac. Cuello fém. Buenos Aires: Ed. El Ateneo. 1943, p. 29.
5. Garaizábal Bastos. Referencia verbal en el II Congreso de la S.E.C.O.T. Madrid, 1948.
6. Hernández-Ros. Referencia verbal al II Congreso de la S.E.C.O.T. Madrid, 1948.
7. Artroplastia aloplástica de la cadera con cabeza de fémur de resina acrílica. Cir. Ap. Loc., enero 1949. p. 46.
8. Haynes. Cit por Watson Jones. Frac. y traumat. art. Ed. Salvat, 1945. p. 1667.
9. Klapp. Cit. por Argüelles. Manual de Pat. Quir. Ed. Cient. Méd. Esp. t. I, pág. 47.
10. Klapp y Ruckert. Die Drahtextension. Ed. F. Enke. Stuttgart: Verlag, 1937. p. 47.
11. Klapp y Block. Die Drahtextension. Ed. F. Enke. Stuttgart: Verlang, 1935. p. 50.
12. Kugler. Citado por Ottolenghi. Zent. f. Chit. 1939;(66):194.
13. Malgaigne. Traité des fractures et luxations, 1947.
14. Ottolenghi. Tracción esquelética. Buenos Aires: Ed. El Ateneo, 1947. p. 107.
15. Tracción esquelética. Ed. El Ateneo, 1947. p. 139.
16. Roger Andersson. Cit. por Watson Jones. Fract. y traumat. art. Ed. Salvat, 1945. p. 192.
17. Sanchís Olmos V. Referencia verbal al II Congreso de la S.E.C.O.T.
18. Citado por Bastos Ansart. Traumatología. Ed. Labor, 1947. p. 645.
19. Sommer. Cit. por Ottolenghi. Tracción esquelética. Buenos Aires: El Ateneo, p. 165.
20. Stader. Cit. por Bernáldez Sarmiento. Cir. Ap. Loc. 1949; VI(1):86.
21. Watson Jones. Fracturas y traum. art. Ed. Salvat, 1945. p. 192.

DISCUSIÓN

Dr. Hernández-Ros: Hace veinticinco años que empecé a experimentar la tracción bipolar, publicando después en la *Revista de Cirugía*, de Barcelona, un trabajo con mi experiencia y describiendo un dispositivo que aún utilizo.

Creo que la importancia de estos procedimientos ha descendido considerablemente, ya que las modernas osteosíntesis han superado con mucho las posibilidades de la tracción. Sin embargo, quedan como indicaciones: 1.º las fracturas conminutas, en que el gran número de fragmentos y lo precario de su nutrición impide una buena y segu-

ra síntesis, y 2.^o las fracturas abiertas, en las que el riesgo de infección prohíbe el empleo de cuerpos extraños en el foco de fractura. En estos casos el dispositivo del Dr. Mendoza puede, sin duda alguna, cumplir un papel excelente e incluso superior a los dispositivos conocidos, por su nuevo principio de los hilos cruzados, que aumentan la estabilidad de la reducción lograda, según demuestra su autor.

En cuanto a que sea posible lograr la reducción de una fractura sólo por los datos radiográficos y un cálculo matemático, me muestro escéptico. Creo, después de haber realizado varios cientos de osteosíntesis, que el manejo de los fragmentos no es tan simple por estar sometidos a muchas influencias tan variables como la disposición de la línea de fractura, altura de la misma en la diáfisis, acciones musculares y acción de la gravedad, y, por lo tanto, todas estas influencias habrán de crear situaciones cuya dificultad para vencerlas exceden de un cálculo matemático y de unas maniobras ciegas que de éste se deducen.

Dr. Rodríguez Valdés: Estimo que este aparato puede tener una buena aplicación en la técnica de alargamiento de miembros.

Dr. Mendoza (contesta): Doy las gracias al Dr. Hernández-Ros por la confirmación de algunos puntos que expomos y el establecimiento de la utilidad, en ciertos casos, de este sistema.

En cuanto a su escepticismo sobre la utilidad del cálculo matemático, he de hacer constar que éste es una consecuencia aplicable a un sistema nuevo y que ha tenido que surgir a causa de la dificultad con que se realizaban las maniobras de reducción sin un sistema organizado previamente.

Que las anfractuosidades, líneas más o menos oblicuas de fractura, acciones musculares antagónicas, anteroposteriores o laterales, que pudieran dificultar o hacer poco viable la reducción por métodos matemáticos, quedan anuladas por los efectos de presión de la férula.

Que el sistema es dinámico y no actúa sobre cuerpos inertes, sino sobre organismo vivo, y para este fin está creado, para utilizar esas acciones musculares a que el Dr. Hernández-Ros se refiere.

Creo más peligrosa la osteosíntesis, menos accesible en casos de urgencia o de aglomeración, más cruenta y senciente directa de los antibióticos y de cirujanos muy experimentados.

Acojo con agrado la sugerencia del Dr. Rodríguez Valdés, ya que me parece una indicación muy justificada.
