

Sección I. Ortopedia y traumatología general

Fracturas del antebrazo Consideraciones anatomopatológicas sobre un modelo experimental

Dr. Félix Borrero Borrero*, Dr. Luis Alejandro García González**

Resumen

Se diseñó un modelo experimental con huesos de plástico para reproducir las fracturas de los huesos del antebrazo y estudiar el impacto de la fijación interna con placas de compresión dinámica en fracturas de uno o ambos huesos, en posición anatómica y con diferentes grados de angulación. Se practicaron 30 pruebas y 233 mediciones diferentes. Se encontró que la presencia de una placa anterior en el tercio proximal del radio produce una disminución severa de la pronación. También se identificó que las angulaciones que disminuyen el espacio interóseo son las que más influyen en la pronación del antebrazo, en orden de magnitud son la angulación anterior y anteroexterna del tercio proximal del cúbito y las angulaciones internas del radio en su tercio proximal y medio.

Introducción

En el volumen 11, Número 2 de la *Revista Colombiana de Ortopedia y Traumatología* correspondiente al mes de julio de 1997, publicamos una revisión bibliográfica sobre las fracturas de los huesos del antebrazo. Esta incluía algunos elementos de mecánica teórica para correlacionar la forma geométrica de los huesos y su relación con las funciones de pronación y supinación, sin embargo eran esos modelos teóricos de geometría.

Con muy escasas excepciones, la mayoría de ellas en libros antiguos de anatomía, no pudimos encontrar trabajos con modelos experimentales, que corroboraran la causa y magnitud de las pérdidas de los movimientos al alterarse la forma de los huesos, como sucede en las fracturas del antebrazo consolidadas viciosamente o en las cuales se hubiesen llevado a cabo osteosíntesis defectuosas que hubieran podido producir defor-

midades. Solamente un trabajo de Augusto Sarmiento⁶ mostraba el diseño de un dispositivo de articulación esférica que permitía angular los huesos en diferentes direcciones y medir su excursión. Sin embargo, el dispositivo en cuestión tenía el inconveniente, por su diseño, de no poder aplicarse en los tercios extremos de los huesos, que nosotros sospechábamos eran mucho más críticos que el tercio medio en cuanto a tolerancia porque en ellos es menor la distancia que separa los dos huesos.

Tres reportes bibliográficos recientes del *Journal of Hand Surgery*^{2, 9, 10} retoman la atención sobre el papel de la membrana interósea y las demás estructuras fibrosas de unión entre los dos huesos, apuntando lo real del traslado de fuerzas del extremo distal del radio al extremo proximal del cúbito y la importancia de su cicatrización en las luxos fracturas que presuponen su lesión. Llama la atención en estos trabajos el hecho de que la membrana interósea no se encuentre a máxima tensión durante la supinación sino en la posición intermedia o neutra. Se menciona no obstante, en uno de ellos, el hecho de que durante la supinación la membrana se encuentra más estirada⁹.

En la mencionada revisión bibliográfica de la *Revista Colombiana de Ortopedia* se considera el movimiento de pronosupinación aisladamente

* Ortopedista del Hospital Universitario de La Samaritana. Docente del Programa de Ortopedia y Traumatología, Pontificia Universidad Javeriana. Correspondencia: Hospital Universitario de la Samaritana Carrera 8 N° 0-55 sur, Bogotá, Colombia.

** Instructor II Departamento de Ortopedia y Traumatología, Hospital Universitario de San Ignacio, Pontificia Universidad Javeriana.

del movimiento de rotación del húmero; de hecho en la inmensa mayoría de las actividades de la vida diaria no llevamos a cabo movimientos aislados del antebrazo, sino que el movimiento de pronación se acompaña de una rotación interna del hombro, en tanto el de supinación se lleva a cabo con rotación externa del mismo. Parecería, de todas formas que pudiéramos aislar una de otra, con el objeto de reducir el problema a sus partes para buscar su solución, sin embargo el hacerlo lleva a la conclusión de que es el radio el que se mueve mientras el cúbito permanece estático, lo cual imprime una óptica en la cual un elemento curvo, el radio, giraba sobre un eje describiendo un espacio en el cual se alojaba un elemento voluminoso y recto, el cúbito.

— Lo real, es que son dos elementos curvos en aquellas superficies que en algún momento pueden estar en contacto, que giran cada cual en el espacio describiendo volúmenes en el interior de los cuales se aloja la masa del otro hueso. Como se verá, la curva que describe la cara anterior del cúbito, desde el ápex de la apófisis coronoides hasta el tercio medio de la diáfisis, es la que permite el cruce del radio, y su concavidad externa permite el deslizamiento del tronco de cono cuya base se encuentra en el punto más prominente de la tuberosidad mayor del radio. La relevancia de una y otra es tanta como el gran arco de concavidad interna en supinación y posteroexterna en pronación del radio.

Los hechos anteriores nos hicieron pensar en que podría ser útil un modelo que pudiese reproducir algunas de las posibilidades de desplazamiento de las fracturas para medir su incidencia en los movimientos rotatorios del antebrazo, especialmente hacia la pronación.

Material y métodos

Se emplearon seis parejas de modelos plásticos de huesos del antebrazo (Synthes), congruentes en sus articulaciones proximal y distal e idénticos entre sí. Se construyeron los elementos ligamentarios de las articulaciones radio cubital proximal y distal utilizando tiras de piel delgada y se fijaron a los huesos con suturas reproduciendo en lo posible su localización anatómica normal de forma que permitieran el arco completo de prono supinación normal y sin permitir pérdida de las relaciones articulares.

Se practicaron cortes a nivel de tercio proximal, medio y distal en diferentes modelos de cada hueso. Estos cortes se fijaron con una placa de compresión dinámica de 6 orificios con un tornillo en cada fragmento; para dar rigidez al sistema se interpuso cera de abejas en el foco del corte de forma que permitiera angulaciones progresivas controladas.

Los modelos fueron fijados a través de la fosa coronoidea del cúbito con un tornillo a una superficie plana que actuara como plano horizontal de punto de partida del arco de movimiento y se introdujo un clavo en la apófisis estiloides del radio para prolongar el brazo del ángulo y facilitar su lectura. Ésta se llevó a cabo con un goniómetro corriente con tres lecturas de cada medición y escogiendo el valor intermedio (Fig. 1).

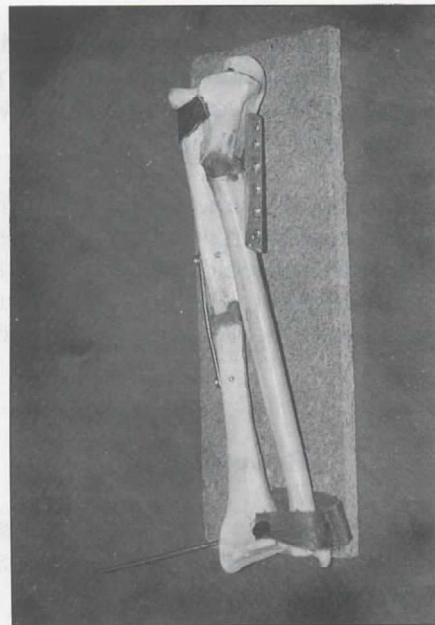


Fig. 1: Montaje de modelos de plástico para las mediciones.

Se armaron los siguientes modelos para realizar las mediciones:

Fractura de Hueso único

- Cúbito tercio proximal
- Cúbito tercio medio
- Cúbito tercio distal
- Radio tercio proximal
- Radio tercio medio
- Radio tercio distal

Sobre esta construcción se hicieron mediciones con angulaciones progresivas desde anatómico hasta 20° y con diferentes colocaciones de la placa, por ejemplo en cara anterior y posterior del radio.

Fracturas de los dos huesos

- Cúbito tercio proximal + Radio tercio proximal
- Cúbito tercio proximal + Radio tercio medio
- Cúbito tercio proximal + Radio tercio distal
- Cúbito tercio medio + Radio tercio proximal
- Cúbito tercio medio + Radio tercio medio
- Cúbito tercio medio + Radio tercio distal
- Cúbito tercio distal + Radio tercio proximal
- Cúbito tercio distal + Radio tercio medio
- Cúbito tercio distal + Radio tercio distal

Para esta construcción se hicieron mediciones con diferentes angulaciones en magnitud y dirección (homovergentes, convergentes y divergentes) de uno o ambos huesos.

Se abordó el problema de las 270 probabilidades básicas que habrían dado como resultado más de un millar de mediciones, concluyendo que no era práctico intentarlas todas por lo cual nos redujimos a las de ocurrencia más frecuente en clínica.

Resultados

Se hicieron 30 pruebas y 233 mediciones cuyos resultados se encuentran expuestos en las tablas correspondientes a continuación:

Tabla 1

Resultados de mediciones con un solo hueso fracturado. Magnitudes en grados de movilidad

PRUEBA 1	RADIO - TERCIO PROXIMAL - PLACA ANTERIOR		
	Anatómico	< Ext. 10°	< Ext. 20°
SUPINACION	90	85	90
PRONACION	15	50	50

Nota: Por la conformación anatómica del tercio proximal del antebrazo no es posible dar angulación interna al radio.

PRUEBA 2	RADIO TERCIO PROXIMAL - PLACA EXTERNA				
	< Post. 20°	Anatómico	< Ant. 10°	< Ant. 20°	< Ant. 30°
SUPINACION	90	90	90	90	85
PRONACION	90	90	10	-10	0

PRUEBA 3	RADIO - TERCIO MEDIO - PLACA ANTERIOR					
	Ext. 30°	Ext. 20°	Ext. 10°	Anatómico	Int. 10°	Int. 20°
SUPINACION	90	90	90	90	90	55
PRONACION	35	70	70	90	35	35

PRUEBA 4	RADIO - TERCIO MEDIO - PLACA POSTERIOR					
	Ext. 30°	Ext. 20°	Ext. 10°	Anatómico	Int. 10°	Int. 20°
SUPINACION	90	90	90	90	60	15
PRONACION	35	70	70	90	60	30

PRUEBA 5	RADIO - TERCIO DISTAL - PLACA ANTERIOR						
	Ext. 30°	Ext. 20°	Ext. 10°	Anatómico	Int. 10°	Int. 20°	Int. 30°
SUPINACION	90	90	90	90	90	90	90
PRONACION	90	90	90	90	90	40	0

PRUEBA 6	CUBITO TERCIO PROXIMAL - PLACAPOSTEROINTERNA						
	Post. 30°	Post. 20°	Post. 10°	Anatómico	Ant. 10°	Ant. 20°	Ant. 30°
SUPINACION	90	90	90	90	90	90	90
PRONACION	90	90	90	90	45	5	-45

PRUEBA 7	CUBITO TERCIO PROXIMAL - PLACA POSTEROEXTERNA						
	Post. 30°	Post. 20°	Post. 10°	Anatómico	Ant. 10°	Ant. 20°	Ant. 30°
SUPINACION	90	90	90	90	90	90	90
PRONACION	90	90	90	90	-10	-30	-90

PRUEBA 8	CUBITO - TERCIO MEDIO - PLACA POSTERO EXTERNA				
	Ant-Ext. 20°	Ant-Ext. 10°	Anatómico	Post-Int. 10°	Post-Int. 20°
SUPINACION	90	90	90	90	70
PRONACION	60	45	90	90	40

PRUEBA 9	CUBITO - TERCIO MEDIO - PLACA POSTERO INTERNA				
	Post-Ext. 20°	Post-Ext. 10°	Anatómico	Ant-Int. 10°	Ant-Int. 20°
SUPINACION	90	90	90	90	90
PRONACION	90	90	90	90	55

PRUEBA 10	CUBITO - TERCIO DISTAL - PLACA POSTERO INTERNA						
	Post-Ext. 30°	Post-Ext. 30°	Post-Ext. 20°	Anatómico	Ant-Int. 10°	Ant-Int. 10°	Ant-Int. 20°
SUPINACION	90	90	90	90	90	90	90
PRONACION	60	70	90	90	65	40	40

PRUEBA 11	CUBITO - TERCIO DISTAL - PLACA ANTERO INTERNA						
	Ant-Ext. 30°	Ant-Ext. 20°	Ant-Ext. 10°	Anatómico	Post-Int. 10°	Post-Int. 20°	Post-Int. 30°
SUPINACION	80	90	90	90	90	90	90
PRONACION	40	60	70	90	90	80	70

Tabla 2

Mediciones con los dos huesos fracturados. (Prueba 12 a 21).

PRUEBA	CUBITO TERCIO PROXIMAL + RADIO TERCIO PROXIMAL ANGULACION CONVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	90
PRONACION	0	-55	-60

PRUEBA	CUBITO TERCIO PROXIMAL + RADIO TERCIO PROXIMAL ANGULACION DIVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	90
PRONACION	60	40	30

PRUEBA	CUBITO TERCIO PROXIMAL + RADIO TERCIO MEDIO ANGULACION HOMOVERGENTE ANTERIOR Y POSTERIOR					
	Ant. 30°	Ant. 20°	Ant. 10°	Post. 10°	Post. 20°	Post. 30°
SUPINACION	90	90	90	90	90	90
PRONACION	-90	-50	-40	45	30	30

PRUEBA	CUBITO TERCIO PROXIMAL + RADIO TERCIO DISTAL ANGULACION HOMOVERGENTE ANTEROEXTERNA		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	50
PRONACION	50	0	-10

PRUEBA	CUBITO TERCIO PROXIMAL + RADIO TERCIO DISTAL ANGULACION CONVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	30	30
PRONACION	-20	-30	-30

NOTA: En 20° y 30° hay deformidad fija en 30° de supinación.

PRUEBA	CUBITO TERCIO PROXIMAL + RADIO TERCIO DISTAL ANGULACION HOMOVERGENTE POSTEROEXTERNA					
	Ant. 30°	Ant. 20°	Ant. 10°	Post. 10°	Post. 20°	Post. 30°
SUPINACION	90	90	90	70	70	70
PRONACION	-60	-45	-10	80	60	60

La pronosupinación se mantiene completa con angulaciones hasta de 30°.

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO PROXIMAL ANGULACION HOMOVERGENTE POSTERIOR		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	70	60
PRONACION	90	80	50

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO PROXIMAL ANGULACION HOMOVERGENTE ANTERIOR		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	90
PRONACION	0	0	0

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO PROXIMAL ANGULACION DIVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	90
PRONACION	0	0	0

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO PROXIMAL ANGULACION CONVERGENTE	
	10°	20°
SUPINACION	90	90
PRONACION	40	-60

Deformidad fija en 30° de supinación

Tabla 3

Mediciones con dos huesos fracturados. (Prueba 22 a 30).

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO MEDIO ANGULACION HOMOVERGENTE					
	PLACA DEL RADIO POR CARA DORSAL					
	Int. 30°	Int. 20°	Int. 30°	Ext. 10°	Ext. 20°	Ext. 30°
SUPINACION	90	90	90	60	50	15
PRONACION	50	60	60	10	15	15

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO MEDIO ANGULACION CONVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	90
PRONACION	60	40	30

La máxima angulación posible fue 10° por contacto de los huesos y bloqueo del movimiento en 0° de supinación y 45° de pronación

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO MEDIO ANGULACION DIVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	50	45	40
PRONACION	40	30	30

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO DISTAL ANGULACION HOMOVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	90
PRONACION	60	50	-10

PRUEBA	CUBITO TERCIO MEDIO + RADIO TERCIO DISTAL ANGULACION DIVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	70	65
PRONACION	90	80	60

PRUEBA	CUBITO TERCIO DISTAL + RADIO TERCIO PROXIMAL ANGULACION HOMOVERGENTE					
	Ant. 30°	Ant. 20°	Ant. 10°	Post. 10°	Post. 20°	Post. 30°
SUPINACION	90	90	90	70	70	70
PRONACION	-60	-45	-10	80	60	60

PRUEBA	CUBITO TERCIO DISTAL + RADIO TERCIO PROXIMAL ANGULACION DIVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	90
PRONACION	70	-10	-20

PRUEBA	CUBITO TERCIO DISTAL + RADIO TERCIO DISTAL ANGULACION DIVERGENTE		
	10°	20°	30°
SUPINACION	90	90	90
PRONACION	90	60	20

PRUEBA	CUBITO TERCIO DISTAL + RADIO TERCIO DISTAL ANGULACION HOMOVERGENTE	
	10°	20°
SUPINACION	90	90
PRONACION	40	-60

Análisis de los resultados y discusión

Fracturas del radio

Tercio proximal

En las fracturas del tercio proximal del radio, aplicando la placa por vía anterior la pronación se ve afectada por el contacto de la placa en primera instancia, pero la deformidad en sí misma también la disminuye a la mitad al limitar la posibilidad de paso del radio deformado por la curvatura del cúbito (prueba 1, tabla 1).

Si la placa se aplica por la vía externa, las angulaciones anteriores crean un tope que limita en su totalidad la pronación, pero las angulaciones posteriores, que aumentan la curvatura conservan la capacidad de la pronación (prueba 2 tabla 1).

Tercio medio

En el tercio medio la placa puede aplicarse por la cara posterior o por la anterior ya que no hace contacto con el cúbito. La incidencia de la angulación es similar en cualquiera de los 2 casos.

La supinación sólo se ve afectada en las angulaciones que superan los 20° de vértice interno.

La pronación se afecta en forma creciente con la angulación de vértice externo, pero esta limitación es más marcada y uniforme con las angulaciones de vértice interno (pruebas 3 y 4, tabla 1).

Tercio distal

En el tercio distal la placa puede aplicarse en la cara anterior, la posterior o en la externa sin diferencias, y sólo las angulaciones de vértice interno mayores de 20° tienen efecto de disminución de la pronación (prueba 5, tabla 1).

Cúbito

Tercio proximal

La placa se puede aplicar por la cara posterior o por la posterointerna. Las angulaciones de vértice

posterior no tienen efecto negativo alguno sobre el movimiento. Las angulaciones de vértice anterior y aun más las de vértice anteroexterno tienen tolerancia mínima, una angulación de 10° ocasiona un déficit en la pronación de 45°, y si ese ángulo sobrepasa los 20°, el antebrazo ni siquiera alcanza la posición de neutro causándose una deformidad en supinación que puede llegar a ser total e incluso llegar a impedir la llegada al neutro del antebrazo si la angulación es mixta de vértice anterior y externo (pruebas 6 y 7, tabla 1).

Tercio medio

En el tercio medio del cúbito la placa puede aplicarse por la cara postero externa o por la posterointerna (pruebas 8 y 9, tabla 1). Estos hechos condicionan el que las angulaciones posibles sean anteroexternas o posterointernas en el primer caso, o posteroexternas y anterointernas en el segundo, y es definitivamente la angulación antero externa, es decir, aquella que rectifica la curva normal de seno anterior del hueso y a la vez lo aproxima al radio la que en mayor medida afecta la pronación, pero en una magnitud mucho menos significativa a iguales valores respecto de las angulaciones del tercio proximal.

Tercio distal

En general las placas se aplican por las caras anteroexterna o posterointerna, evidentemente nunca por la externa en el espacio interóseo y pocas veces por la interna debido a que su superficialidad ocasiona molestias. Las angulaciones posibles son anteroexternas y posterointernas, y son las primeras las que en forma creciente disminuyen la capacidad de pronación, presentándose sin embargo por encima de los 20° disminución en la supinación en las angulación de vértice anteroexterno en las cuales el cúbito protruye en el recorrido del radio hacia la supinación y lo bloquea (pruebas 10 y 11, tabla 1).

Pero es una vez más la angulación anteroexterna la que más afecta la pronación al disminuirse el espacio y chocar los huesos hacia la mitad de su recorrido anatómico. La disposición anatómica que asienta la carilla articular distal del radio sobre una eminencia ósea, hecho que no se produce en el tercio proximal del cúbito,

es seguramente causa de la menor incidencia de las angulaciones a este nivel.

Angulaciones de ambos huesos

Las combinaciones son prácticamente infinitas si se recuerda que las fracturas pueden acaecer a cualquier altura. En nueve combinaciones diferentes discriminadas por tercios, pero cada una de ellas puede desplazarse en diferente magnitud de cada uno de los huesos, y cada uno de ellos en direcciones iguales o diferentes en por lo menos dos planos, el anteroposterior y el laterolateral. Sin embargo hay algunos patrones que hemos intentado reproducir por ser los más frecuentes, recordando que los huesos permanecen juntos y en similar dirección y posición si los elementos de unión entre ellos, es decir, la membrana interósea y los ligamentos radio cubitales proximales y distales permanecen sanos.

Como dato general hemos observado que las angulaciones tienen poco o ningún efecto sobre la supinación en el modelo escogido que carece de membrana interósea, esta observación práctica nos reafirma en la idea intuitiva por las nociones de mecánica, de que la limitante de este movimiento es la capacidad de la membrana interósea de tensarse a la máxima distancia entre los huesos a los 90° de supinación, evidentemente la comprobación de esta noción necesita un modelo en el cual pueda reproducirse la membrana interósea.

Pruebas con divergencia de los huesos

Estas 6 pruebas que dieron lugar a 18 mediciones mostraron en conjunto que el efecto de detrimento sobre la pronación era un poco más acentuado que el de la más mala de las dos fracturas tomadas en forma aislada, pero en general como era de esperarse, no eran mucho peores que ellas (pruebas 13, 20, 24, 26, 28 y 29, tablas 2 y 3).

Pruebas con convergencia de los huesos

Sólo fue posible llevar a cabo 10 de las 15 mediciones que corresponderían, por el contacto íntimo de los huesos sujetos por sus extremos, ese contacto íntimo dio como resultado una

marcadísima pérdida de la pronación, pero con un dato digno de mención, y fue el hallazgo de que al angularse los dos huesos en su tercio superior con vértice posterior y posteroexterno para el cúbito, era esta curva el determinante para que la pronación se viera menos afectada al no actuar el cúbito como tope para la tuberosidad del radio, sin embargo si la angulación del cúbito protruía en su vértice hacia el radio, la prono supinación se bloqueaba en forma completa (pruebas 12, 16, 21, 23 tablas 2 y 3).

Pruebas de homovergencia de los huesos

Sin duda alguna esta es la forma más frecuente de presentación del cuadro clínico de los traumatismos directos del antebrazo que producen lesiones menores sobre los elementos blandos de contención, por ello se llevaron a cabo 9 pruebas con 33 mediciones diferentes (pruebas 14, 15, 17, 18, 19, 22, 25, 27, 30, tablas 2 y 3).

El hallazgo uniforme fue que la fractura perdía tanto arco de pronación, como la mayor pérdida que hubiera producido en forma aislada de uno de los huesos a esa altura y angulación, con la notoria excepción de la fractura del tercio medio de ambos huesos, cuyo déficit en consolidaciones viciosas es bastante menor que si se fractura uno solo de los huesos.

Discusión

Las fracturas del antebrazo son unas de las más frecuentes en la práctica ortopédica diaria. Su tratamiento es universalmente aceptado como quirúrgico en los adultos, especialmente en caso de desplazamiento de uno o ambos huesos⁵. La recomendación usual es practicar una reducción abierta y fijación con placas de compresión dinámica de 3,5 mm, con un mínimo de 6 corticales por cada fragmento^{1,7}. En la mayoría de centros, este abordaje terapéutico es conseguido sin mayor dificultad, pero aun hoy, estamos abocados a encontrar ocasionalmente pacientes que o no han recibido ningún tratamiento o han sido objeto de manipulaciones por empíricos, esto con frecuencia ha resultado en mal uniones de uno o ambos huesos y su consiguiente limitación en la movilidad en prono supinación. Estas consecuencias funcionales también pueden ser encontradas en pacientes que han sido manejados quirúrgicamente, ya sea

con placas aplicadas en forma no ideal o con clavos intramedulares, principalmente en el caso del radio, cuya curvatura normal es prácticamente imposible de restaurar con un elemento recto y más o menos rígido como los clavos usualmente disponibles^{4, 7, 8}. Peor aún, también nos encontramos con pacientes que, a pesar de haber sido operados en forma impecable, se nos presentan en el postoperatorio con limitaciones importantes de la prono supinación. Esto nos lleva a pensar que hay factores relacionados con la técnica quirúrgica que inciden sobre la libertad de movimiento del radio y el cúbito y que podemos influir sobre ellos. Varios de estos factores son ampliamente conocidos y susceptibles de ser evitados, el principal es tal vez el lograr una reducción anatómica de ambos huesos, el segundo es la mínima interferencia con los tejidos blandos dada por una técnica de mínima disección y mínimo trauma, esto se logra con cirugía temprana, el uso del distractor y abordajes directos sobre las fracturas^{3,5}.

Quisimos hacer un estudio que nos permitiera acercarnos en forma objetiva a los efectos que tienen dos de estos factores sobre la movilidad del antebrazo en caso de fracturas desplazadas de sus huesos. Estos factores son: la presencia de materiales extraños como son las placas de osteosíntesis y las angulaciones persistentes después de una fijación rígida.

Las placas ocupan un volumen apreciable en un espacio limitado por la forma normal de los huesos que, para lograr la pronación completa deben girar uno sobre otro llegando a una relación cercana entre sus superficies. Por supuesto, la presencia de estas placas va a hacer que entren en contacto antes de lo conveniente, esto es más notable en la pronación por razones obvias. Las pruebas llevadas a cabo en este estudio lograron demostrar la influencia de la colocación de las placas en la pronación en el caso de la fractura del tercio proximal del radio; en esta situación, si se aplica la placa por la cara anterior del radio, como se hace por un abordaje anterior usualmente, la pronación está limitada a 15° aun con reducción anatómica, no hubo la misma limitación al aplicar la placa por la cara externa. Este hallazgo no se repitió en ninguna otra localización de la placa ni de la fractura en los casos de una fractura aislada.

Esto nos sugiere la conveniencia de la aplicación de la placa por la cara externa del radio en

fracturas de su tercio proximal, esto, por un abordaje anterior implica una disección un poco mayor pero es ampliamente recomendable dada la limitación funcional que no hacerlo implicaría.

Otro hallazgo relevante del estudio es la confirmación de la impresión enunciada en la introducción sobre la curvatura de concavidad anterior del cúbito en su mitad proximal. Esta curvatura puede perderse en casos de mal reducción y/o mal unión de fracturas del tercio proximal del cúbito con angulación de vértice anterior. En las pruebas practicadas podemos observar como la pronación se disminuye severamente con angulaciones menores, con mayor magnitud cuando esta angulación además se dirige hacia externo, cerrando aun más el espacio interóseo a este nivel. Por supuesto, la cortical dorsal del cúbito a este nivel es prácticamente recta y esto facilita la fijación con una placa sin mayor compromiso de esta curva, pero en caso de reducciones indirectas o fracturas conminutas, con placa aplicada por el lado posterointerno o posteroexterno, esta reducción puede ser incompleta produciendo el efecto mencionado.

Finalmente, las pruebas realizadas con fracturas combinadas de los dos huesos mostraron resultados previsibles para las diferentes magnitudes de angulación. Debemos anotar que este estudio presenta varias limitaciones importantes para su extrapolación clínica. La primera es la incapacidad para medir el impacto de las diferentes armazones sobre la supinación debido a la estructura empleada y a que para todas las mediciones el punto de inicio fue la supinación completa. La segunda limitación, y no menos importante es la incapacidad para reproducir los tejidos blandos que in vivo son factor primordial para el resultado funcional de las fracturas del antebrazo.

Bibliografía

1. **Anderson LD, Sisk TD, Tooms RE, et al:** *Compression-plate fixation in acute diaphyseal fractures of the radius and ulna.* J Bone Joint Surg Am 57:287, 1975.
2. **Birkbeck D, Failla J, Hoshaw S, et al:** *The interosseous membrane affects load distribution in the forearm.* J hand Surg 22A:975, 1997.
3. **Bone LB:** Indirect fracture reduction: A technique for minimizing surgical trauma. *Journal of the American Academy of Orthopedic Surgeons* 2:247, 1994.
4. **Jones DJ, Henley MD, Schemitsch EH, et al:** *A biomechanical comparison of two methods of fixation of fractures of the forearm.* J Orthop Trauma 9:198, 1995.

5. **MacAuliffe J:** Forearm fixation: Hand Clin: 13:689, 1997.
6. **Sarmiento A, Ebramzadeh E, Brys D et al:** Angular deformities and forearm function. J Orthop Res 10:121, 1992.
7. **Schemitsch EH, Richards RR:** The effect of malunion on functional outcome after plate fixation of fractures of both bones of the forearm in adults. J Bone Joint Surg Am 74:1068, 1992.
8. **Schemitsch EH, Jones D, Henley MB, et al:** A comparison of malreduction after plate and intramedullary nail fixation of forearm fractures. J Orthop Trauma 9:8, 1995.
9. **Skahen III J, Palmer A, Werner F, et al:** Reconstruction of the interosseous membrane of the forearm in cadavers. J hand Surg 22A:986, 1997.
10. **Skahen III J, Palmer A, Werner F, et al:** The interosseous membrane of the forearm: Anatomy and function. J hand Surg 22A:981, 1997.

Adpostal



Llegamos a todo el mundo!

**CAMBIAMOS PARA SERVIRLE MEJOR
A COLOMBIA Y AL MUNDO**

ESTOS SON NUESTROS SERVICIOS

VENTA DE PRODUCTOS POR CORREO
SERVICIO DE CORREO NORMAL
CORREO INTERNACIONAL
CORREO PROMOCIONAL
CORREO CERTIFICADO
RESPUESTA PAGADA
POST EXPRESS
ENCOMIENDAS
FILATELIA
CORRA
FAX

LE ATENDEMOS EN LOS TELEFONOS

243 88 51 - 341 03 04 - 341 55 34

980015503

FAX 283 33 45