

**TRABAJOS PREMIADOS EN EL XXXII CONGRESO ARGENTINO Y
I CONGRESO ARGENTINO-BRASILEÑO DE ORTOPEDIA Y
TRAUMATOLOGÍA - 1995**

**Fracturas de rodilla: compromiso de los platillos tibiales,
estudio clínico y experimental***

Dres. PABLO CARRILERO, HONORIO PUEYRREDON, PABLO PECHERSKY,
GUSTAVO NIZZO MIGUENZ, MAURICIO OTTOLENGHI, FEDERICO GIRARDI,
DARÍO MONTOYA, CASIMIRO MESTRE, JORGE GARRO, JAVIER RODRÍGUEZ GIL,
FRANCISCO VICENT, ALFONSO SORIA PESANTES, GONZALO MUR, ALDO VIOLA,
PABLO RUIZ GUÍÑAZU, MARTIN GONZALEZ MUGURUZA, RICARDO SOTA,
LUIS OSORIO**

INTRODUCCIÓN

La óptima función de una articulación depende de la congruencia articular, de su estabilidad, de la correcta distribución de cargas y de un cartílago articular normal. La restitución de dichos parámetros es el principal objetivo terapéutico en el manejo de las fracturas intraarticulares.

Los procesos degenerativos artrósicos son una de las mayores complicaciones en el manejo de estas fracturas²⁴⁻²⁶. Los trazos fracturarios que asientan sobre hueso esponjoso epifisario presentan generalmente un tejido de reparación óseo sólido que asegura una buena función ulterior. No ocurre lo mismo con las fracturas intraarticulares, donde la injuria del cartílago conlleva un proceso de reparación potencialmente limitado.

Las reducciones incongruentes de la superficie articular con o sin inestabilidad, determinan a largo plazo importantes lesiones artrósicas^{2,4}.

Debido a que en estas lesiones se altera la circulación en la placa subcondral, los procesos de reparación en el sitio del defecto están a cargo generalmente de tejido fibrocartilaginoso, siendo las propiedades mecánicas de esta nueva estructura significativamente inferiores a las del cartílago hialino articular. Cualquier incongruencia residual de la superficie articular genera presiones locales aberrantes, las cuales pueden exceder la capacidad de absorción y distribución de cargas del cartílago hialino y más aún del fibrocartílago, llevando a una depleción de proteoglicanos y tardíamente a cambios artrósicos.

Aún no hay consenso sobre el grado de precisión requerido en la reducción de la superficie articular para obtener un resultado satisfactorio: Honoken¹⁰ admite una irregularidad máxima de 3 mm, Tschene³⁰ menos de 2 mm (por debajo de los meniscos), Ohl⁹ sugiere como escalón articular máximo 5 mm, Waddell 10 mm. Otros autores toleran defectos en la reducción entre estos rangos (Blokker, Bowes, Lansinger, Rasmussen, Shulak y Gunn)^{11,17,23,27}. Esta falta de consenso nos llevó a estudiar la relación existente entre el defecto residual en la superficie articular y la evolución clínica posterior.

El objetivo del presente trabajo es la aplicación clínica del concepto de restitución anató-

* Primer Premio en la XII Mesa de Residentes de la AAOT, titulada "Fracturas de la articulación de la rodilla".

** Servicio de Ortopedia y Traumatología, Hospital de Clínicas, Av. Córdoba 2351, Buenos Aires.

mica de las fracturas intraarticulares de los platinos tibiales, basados en el estudio clínico experimental de las mismas.

MATERIAL Y MÉTODO

Para la realización del presente trabajo se utilizó material cadavérico obtenido de amputaciones supracondíleas de fémur (28 rodillas) realizadas por nuestro Servicio a 26 pacientes, 19 hombres y 7 mujeres, entre 48 y 77 años de edad, con diagnósticos de patología vascular no revascularizable o diabética.

A cada pieza cadavérica se le tomó radiografías¹⁹ de frente y perfil para descartar aquellas con patología artrósica severa (1 caso). También se valoró la estabilidad ligamentaria mediante maniobras semiológicas. La conservación de las mismas se realizó a -20°C de temperatura constante.

Con el objetivo de estudiar la distribución del patrón normal de presiones y la alteración que sufre el mismo con la presencia de fracturas intraarticulares se montaron las rodillas en una máquina

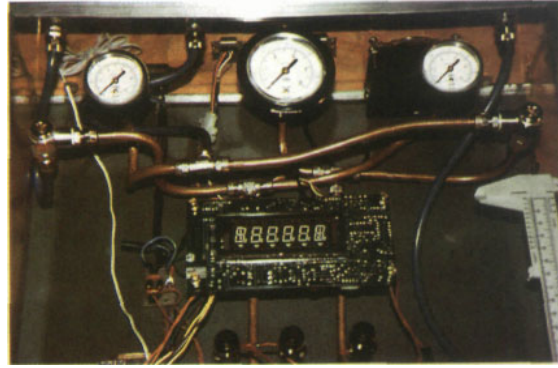


Fig. 2. Gabinete.

especialmente concebida, para someterlas a presiones conocidas y registrar la distribución de las mismas.

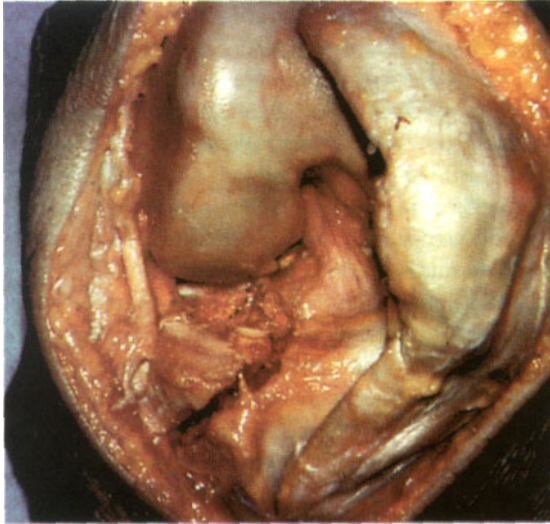
La máquina de presión y registro "Genu 1" consta de un cilindro neumático de 8 cm de diámetro por 30 cm de largo, con un eje de acero templado de 16 mm de diámetro y 30 cm de carrera, capaz de entregar al sistema una presión constante de 300 kg. Está



Fig. 1. DNM60.



Figs. 3. Preparado cadavérico fracturado.



Figs. 4. Preparado cadavérico fracturado.

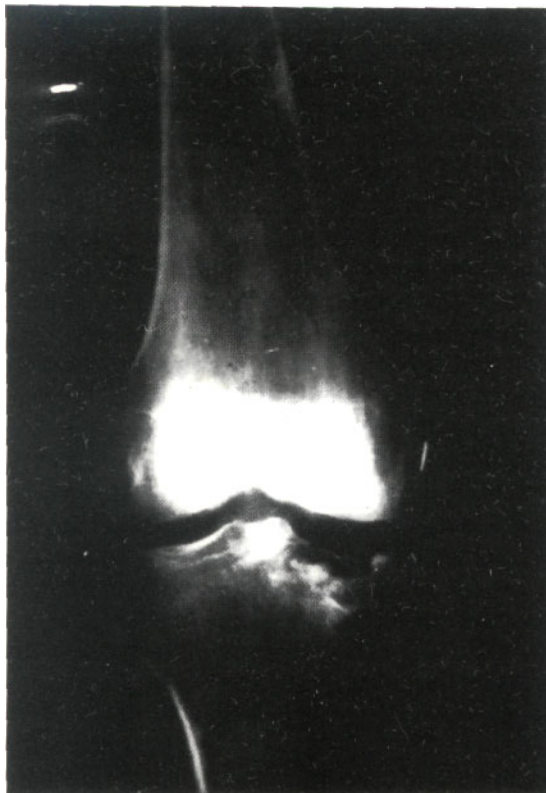
montada en una plancha cuadrangular de acero de 50 cm de lado por media pulgada de espesor a través de un dispositivo de aluminio articulado para permitir la angulación del mismo. El conjunto se ha-

lla solidarizado a otra plancha de acero de similares características mediante cuatro brazos cilindricos de 16 mm de diámetro y 150 cm de largo.

Con la finalidad de certificar la presión entregada por el cilindro y las posibles pérdidas a través del sistema se fabricó una celda de carga con un rango de 0 a 350 kg y una sensibilidad de 10 g^{5,20}. La misma fue colocada en el extremo distal de la tibia y los datos fueron recogidos mediante una unidad RC 232 y procesados con un ordenador. Por debajo de ésta se completó el montaje mediante una esfera metálica de 3 pulgadas de diámetro para dotar al sistema de movilidad multidireccional.

Para valorar los grados de inclinación lateral (varo-valgo) en el plano coronal se colocó en la tibia, paralelo a la superficie articular, un inclinómetro digital DNM60 (Figura 1), y con el fin de registrar los grados de rotación (interna o externa) en el plano axial se diseñó un torquímetro conectado al ordenador.

Intentando reproducir las condiciones fisiológicas intraarticulares, se sometió a las rodillas, durante las mediciones, a un baño con infusión continua de ácido hialurónico^{8,21,29}. Todas las mediciones fueron realizadas bajo temperatura externa



Figs. 5 y 6. Radiografías de preparados con los patrones fracturarios.



Fig. 7. Radiografía con reducción y osteosíntesis.

(ambiente) constante de 22°C y una temperatura interna (de la rodilla) entre los 10-15°C controladas a través de un termómetro de doble función con un sensor remoto, pasible de ser colocado en la rodilla a 5 cm de la interlínea articular, en la región metafisodiafisaria medial, mediante la perforación de un orificio.

Las funciones de la máquina se comandan y controlan por medio de un gabinete (Figura 2) provisto de tres manómetros (uno de presión de trabajo, otro de presión de empuje y el tercero de presión de retroceso), una válvula maestra de tres posiciones (empuje, mantenimiento y retroceso) para el comando del cilindro, dos válvulas de control de flujo de entrada y salida del cilindro, un microprocesador con visor luminoso que incluye la unidad RC 232 (nexo de unión con el ordenador) y un termómetro digital de doble función.

Para registrar la conformación normal y alteraciones ulteriores del patrón de presiones utilizamos una resina óptica presensible^{14,15} (*Fuji preescale film*) compuesta por dos películas, una de 2 mm de espesor con microcápsulas que reacciona con el revelador contenido en la segunda película de 1 mm de espesor. Ambas películas se recortaron a medida y se sellaron en sobres plásticos que se introdujeron en la articulación a través de portales anteriores. El patrón colorimétrico obtenido se incorporó al ordenador, mediante un lector de densidades (*scanner*), donde fueron analizados los patrones normales y aberrantes de presión mediante la comparación de isóbaras y áreas de presión semejante.

En las veintisiete rodillas se midieron los patro-

nes de presión (todas con indemnidad meniscal y ligamentaria), estableciendo un estándar y luego se dividieron en tres grupos, reproduciéndose en ellas trazos de fractura de cizallamiento, hundimiento y cizallamiento/hundimiento (Figuras 3, 4, 5 y 6). Seguidamente se determinaron los patrones aberrantes de presión para cada grupo. Finalmente se realizaron las reducciones anatómicas y osteosíntesis con posterior determinación de la presión intraarticular, comparándolas con los registros de presión normales y los patrones aberrantes de rodillas fracturadas (Figura 7).

Paralelamente se seleccionaron y evaluaron 18 pacientes con fracturas de platillo tibial (todas con importante desplazamiento, > 5 mm) atendidos en nuestro Servicio, mediante una ficha en la que se registró la edad y sexo, antecedentes clínicos y traumatológicos de importancia, el tipo de trazo fracturario y grado de compromiso articular (evaluado mediante radiografías de frente con una angulación de 104°, para valorar con precisión la superficie articular, radiografías de perfil, tomografía lineal y computada)⁷, la inestabilidad de rodilla existente, el método de tratamiento utilizado (cruento o incruento), tipo de rehabilitación realizada, eje del miembro, arco actual de movilidad, existencia o no de dolor o limitación funcional, signos radiográficos de artrosis (utilizando una escala de cinco grados), y grado de satisfacción del paciente (mediante una escala analógica).

Posteriormente los resultados obtenidos fueron cuantificados de 0 a 100 puntos utilizando la Tabla 1.

RESULTADOS

Los patrones de presión de las 27 rodillas normales fueron cuantificados y graficados por un ordenador, teniendo en cuenta las superficies de contacto, las áreas de igual presión y su distribución sobre el platillo tibial en los distintos grados de flexión de la rodilla (si bien existieron variaciones interindividuales, se encontró un patrón común para todas las rodillas en la misma posición).

La superficie de contacto promedio total con las rodillas en extensión (-5°) a 2.500 N (carga fisiológica de pie) fue de $18,53 \pm 3,21$ cm², con áreas de contacto ligeramente superior para el platillo tibial interno (estadísticamente no significativa). Dichas áreas disminuyeron con el incremento de la flexión hasta obtener una superficie de $8,12 \pm 1,96$ cm² con la rodilla en 75° de flexión.

La localización del patrón de presiones

TABLA 1
VALORACIÓN CLÍNICA Y FUNCIONAL

Dolor		Flexión	Arcos de movilidad	
				Extensión
Ninguno	20	>135°	30	Completa 10
Con humedad	18	>120°	26	Déficit < 5° 05
Después de grandes esfuerzos	16	>105°	23	Déficit < 10° 02
Ante grandes esfuerzos	14	>90°	20	Déficit > 10° 00
Al caminar	10	>75°	15	
Limita la marcha	05	>60°	10	
Constante	00	<60°	05	
		Anquilosada	00	
Nivel de actividad		Deformidad angular		Artrosis
Sin limitación	10	Ninguna	10	Ninguna 5
Limitado por el deporte	08	5°	08	Leve 4
Limitado en la carrera	06	10°	05	Moderado 2
Limitado a la marcha	04	15°	02	Severo 0
Requiere ortesis	00	20°	00	
Conformidad del paciente		Inestabilidad		
Excelente	5 (100%)	Ninguna	10	
Muy bueno	4 (90%)	5°	08	
Bueno	3 (> 75%)	10°	05	
Regular	1 (50-75%)	15°	02	
Pobre	0 (< 50%)	20°	00	

fue predominantemente periférico en ambos patillos con las rodillas en extensión, desplazándose haría posterior a medida que aumentaba la flexión de la articulación.

Para analizar los distintos grados de presión, los mismos fueron agrupados en zonas con valores semejantes, encontrándose que aquellas áreas con mayores registros de presión (6 a 9 MPa) tendían a localizarse en la región centro-medial del platillo (con la rodilla en extensión), y con el aumento de la flexión dichas áreas se tornaban posteromediales y aumentaban su superficie con respecto a las zonas de menor presión (1 a 3 MPa), de ubicación siempre periférica (áreas sobre el menisco).

En el primer grupo de rodillas fracturadas (nueve con trazo de fractura: cizallamiento) la superficie de contacto total promedio disminuyó ($14,16 \pm 5,3 \text{ cm}^2$) a predominio del descenso de la superficie del platillo tibial fracturado. Esta disminución mantiene una relación directa con la superficie del fragmento cizallado. En el platillo contralateral (sano) se encontró una disminución de la superficie estadísticamente significativa ($p < 0,05$).

La distribución de presiones demostró la existencia de altas presiones aberrantes (hasta

12MPa), próximas al trazo de fractura y en la región anterior del platillo (con la rodilla en extensión). Estas presiones tendían a normalizarse con el aumento de flexión de la rodilla. En el platillo tibial contralateral se encontró un desplazamiento de las presiones hacia medial (promedio: $6 + 2,1 \text{ mm}$ del punto de mayor presión).

En el segundo grupo (rodillas con fracturas por hundimiento) la disminución de la superficie de contacto ($16,3 \pm 5,6 \text{ cm}^2$) fue de localización central, con áreas periféricas al defecto con elevados niveles de presión (hasta 11 MPa) (menores a los del grupo anterior), y con tendencia a acercarse a las espinas tibiales, que se corregían sólo parcialmente con la flexión de la articulación. En el otro platillo no se evidenciaron cambios de importancia.

Finalmente, en el grupo de rodillas con fracturas por hundimiento cizallamiento se evidenciaron las mayores alteraciones, tanto en la disminución de las superficies de contacto como en la aparición de presiones aberrantes (hasta 13 MPa). En tres rodillas se halló una gran inestabilidad a 2.500 N que impidió realizar los registros de presión correctamente.

Las determinaciones de presión en las rodi-

llas con fracturas por hundimiento luego de realizadas las reducciones y osteosíntesis con tornillos, y rellenando el defecto con tejido óseo y metilmetacrilato, mostraron valores próximos a los normales: superficie total 17,97 cm², y una marcada disminución de las presiones anómalas. En el segundo grupo, las fracturas se estabilizaron con placa y tornillos (más injerto óseo y metilmetacrilato), y si bien la reducción obtenida fue anatómica y la superficie de contacto se recuperó, persistieron algunas presiones aberrantes, sobre todo próximas a las espinas tibiales (en cinco rodillas). En el platillo contra-lateral el patrón se normalizó.

En el último grupo la reducción se estabilizó con placa en "T", tornillos y metilmetacrilato. Los registros de presión se mantuvieron elevados en la región central y anterior del platillo (valores de hasta 10 MPa), normalizándose las presiones en la periferia del mismo. La superficie de contacto se recuperó en un 86,72% de la superficie promedio inicial, quedando presiones aberrantes en las zonas centrales y próximas a las espinas tibiales.

Para el análisis de las 18 fichas clínicas de pacientes con fracturas del platillo tibial (10 hombres y 7 mujeres; edad promedio: hombres 63 años y mujeres 66; 68% de los casos en el platillo externo) atendidos en nuestro Servicio, se procedió a clasificarlas en distintos grupos según el tipo de tratamiento recibido (cruento o incruento) y el tipo de fractura (siguiendo la clasificación de Shatzker), y evaluarlas mediante un sistema de puntuación: 90-100, excelente; 80-89, muy bueno; 70-79, bueno; 60-69, regular, y menos de 60, malo (Tabla 1).

Cinco pacientes recibieron tratamiento incruento con inmovilización enyesada al no encontrarse en condiciones clínicas para la cirugía o negarse a la misma. Cuatro presentaron fracturas por cizallamiento (tratamiento: reducción y osteosíntesis con placa, tornillos e injerto óseo), seis pacientes presentaron fracturas por hundimiento (tratadas con reducción y osteosíntesis con tornillos e injerto óseo) y tres pacientes con fracturas por hundimiento cizallamiento fueron tratadas con osteosíntesis más injerto óseo.

En el primer grupo los pacientes fueron tratados mediante inmovilización enyesada y posteriormente realizaron rehabilitación kinesiológica. Tres pacientes evolucionaron con dolor y severa limitación funcional, requiriendo uno de ellos una artroplastía total de rodilla. El puntaje promedio de este grupo fue de

46. En los grupos de pacientes con fracturas con hundimiento o cizallamiento tratados quirúrgicamente la evolución fue satisfactoria, obteniéndose puntajes promedios de 89 y 84 respectivamente, y en el grupo de pacientes con fracturas con hundimiento cizallamiento el puntaje promedio fue de 75.

DISCUSIÓN

Las fracturas del platillo tibial son lesiones graves, que requieren de un exacto diagnóstico, adecuado tratamiento y óptima rehabilitación para lograr buenos resultados a largo plazo. Cualquier incongruencia articular residual o desviación del eje, asociada a una depleción del cartílago articular, determinan una alteración en la distribución de presiones intraarticulares y por lo tanto un mayor riesgo de artrosis ulterior. Muchos autores^{1,3,6,12,13,16,18,22,27,30,31} no coinciden con el grado estricto de reducción necesario para evitar secuelas futuras, tolerando en muchos casos escalones articulares de hasta 10 mm.

En nuestro trabajo cuantificamos las presiones intraarticulares en rodillas cadavéricas frescas normales bajo carga fisiológica, determinamos las áreas de mayor y menor presión, y cómo éstas varían con la flexión de la articulación, observando que cualquier incongruencia articular determina patrones aberrantes de presión. Asimismo el aumento en los gradientes de presión genera una importante deshidratación del cartílago articular, alterando la efectiva transmisión de cargas.

La restitución de dichas presiones sólo fue lograda con la reducción anatómica, comprobando que cualquier incongruencia articular es suficiente para alterar significativamente la distribución de las mismas.

Si analizamos matemáticamente a la rodilla, podemos considerarla como a una cadena cinemática cerrada (conjunto de elementos interconectados a través de una serie de cuplas, conformando un sistema cerrado)²⁸. En estos sistemas, si un componente es removido, el patrón de movimientos se alterará hasta tanto el componente perdido o dañado sea reemplazado por otro de idéntica superficie (con el potencial desgaste de los otros). Es por esto que el proceso de movilización precoz (flexoextensión, evitando las rotaciones y el varo-valgo) favorecerá la remodelación de la superficie articular dañada, disminuyendo las secuelas futuras. En las series clínicas ratificamos que los buenos resultados están asocie-

dos a pacientes tratados bajo estos lineamientos.

No ignoramos que existe, además, una serie de variables interdependientes como: el grado de conminución, la integridad del capital óseo residual, el grado de impactación de los fragmentos, el grado de desplazamiento de los mismos, la disrupción ligamentaria, la estabilidad articular, etc.; difíciles de valorar y controlar, que hacen al pronóstico de la lesión. Sin embargo una de las llaves fundamentales para lograr un resultado satisfactorio será, sin duda, la restitución anatómica y la movilidad precoz.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bakalini G et al: Fractures of tibial condyles. *Acta Orthop Scand* 1973; 44: 3011.
2. Böehler L: *The Treatment of Fractures*, Vol 3, pp 1563, 1650-1651. New York, 1958.
3. Burri C et al: Fractures of tibial plateau. *Clin Orthop* 1979; 138: 84.
4. Crenshaw A et al: *Campbell's Operative Orthopaedics* (8ª ed). Mosby, 1992.
5. Dall J et al: *Experimental Stress Analysis* (3ª ed). Society for Experimental Stress Analysis. Westport, 1978.
6. Delamarter R et al: Ligament injuries associated with tibial plateau fractures. *Clin Orthop* 1990; 250:226-233.
7. Días J et al: Computerised axial tomography for tibial plateau fractures. *J Bone Jt Surg* 1987; 69-B: 84-88.
8. Greenwald A et al: Weight-bearing areas in the human hip joint. *J Bone Jt Surg* 1972; 54-B: 157-163.
9. Hohl M et al: Fractures of the tibial plateau. *J Bone Jt Surg* 1956; 38-A: 1001.
10. Honkonen S: Indications for surgical treatment of tibial condyle fractures. *Clin Orthop* 1994; 302:199-205.
11. Insall J et al: *Cirugía de la Rodilla* (2ª ed). Panamericana, Buenos Aires, 1994.
12. Jensen D et al: Tibial plateau fractures: a comparison of conservative and surgical treatment. *J Bone Jt Surg* 1990; 72-B: 49.
13. Kennedy J et al: Experimental tibial plateau fractures: studies of the mechanism and classification. *J Bone Jt Surg* 1968; 50-A: 1522-1534.
14. Kettelkamp D: Degenerative arthritis of the knee secondary to fracture malunion. *Clin Orthop* 1988; 234: 159-169.
15. Kettelkamp D: Tibiofemoral contact area. Determination and implications. *J Bone Jt Surg* 1972; 54-A: 349-356.
16. Lachiewicz P et al: Factors influencing the results of open reduction and internal fixation of tibial plateau fractures. *Clin Orthop* 1980; 259: 210-215.
17. Lansinger M: Tibial condyles fractures: a twenty years follow up. *J Bone Jt Surg* 1986; 68-A: 13-19.
18. Merlo F et al: Tratamiento quirúrgico de las fracturas de los platillos tibiales. *Actas XVII CAOT*, 1980; p 563.
19. Moore T et al: Roentgenographie measurement of tibial plateau depression due to fracture. *J Bone Jt Surg* 1974; 56-A: 155-160.
20. Murray W et al: *Strain Gages Techniques*. Stain, 1958.
21. Owen R et al: *Fundamentos Científicos de Ortopedia y Traumatología*. Salvat, 1984.
22. Porter B: Crush fractures of the lateral tibial table, factors influencing the prognosis. *J Bone Jt* 1970; 52-B: 676-687.
23. Rasmussen P: Tibial condylar fractures: impairment of knee joint stability as an indication for surgical treatment. *J Bone Jt Surg* 1972; 55-A: 1331-1350.
24. Rockwood C et al: *Fractures in Adults*. Lipincott, 1984.
25. Schachter S et al: Fracturas de los platillos tibiales. Complicaciones y secuelas. *Actas XX CAOT*, 1983; p 69.
26. Schachter S et al: Fracturas del platillo tibial. Clasificación y técnica quirúrgica. *Actas XX CAOT*, 1983; p 70.
27. Schatzker J et al: The tibial plateau fractures: the Toronto experience 1968-1975. *Clin Orthop* 1979; 138:94.
28. Struben P: The tibial plateau. *J Bone Jt Surg* 1982; 64-B: 336-339.
29. Swan D et al: Role of hyaluronic acid in joint lubrication. *Am Rheum Dis* 1974; 33: 318-326.
30. Tsheme H et al: Tibial plateau fractures: management an expected results. *Clin Orthop* 1993; 292: 87-100.
31. Volpin G et al: Degenerative arthritis after intra-articular fractures of the knee. *J Bone Jt Surg* 1990; 72-B: 634-638.