

11245

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES
DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA**

**SECRETARIA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO "DR. ERNESTO RAMOS BOURS"**

**"ÁREA TOPOGRÁFICA EN LA CUAL SE PRESENTA
DEFECTO ÓSEO EN FRACTURA DE MESETA TIBIAL AL
APLICAR CARGA AXIAL FEMORO-TIBIAL"
(UN MODELO EXPERIMENTAL)**

TESIS

PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALIDAD EN ORTOPEDIA

**PRESENTA:
DR. RAÚL SOTO BOJÓRQUEZ**

**ASESOR:
DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA**

HERMOSILLO, SONORA.

SEPTIEMBRE 2005.

0.352005



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

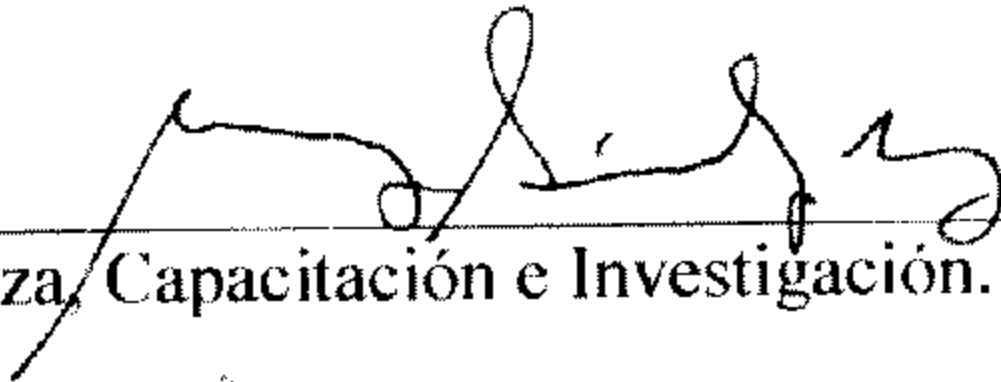
UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

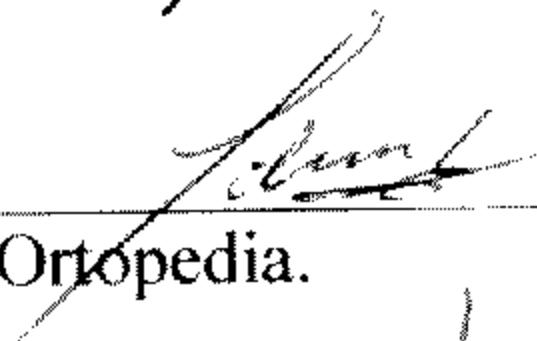
SECRETARÍA DE SALUD DEL ESTADO DE SONORA
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO "DR. ERNESTO RAMOS BOURS"
DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA

TESIS

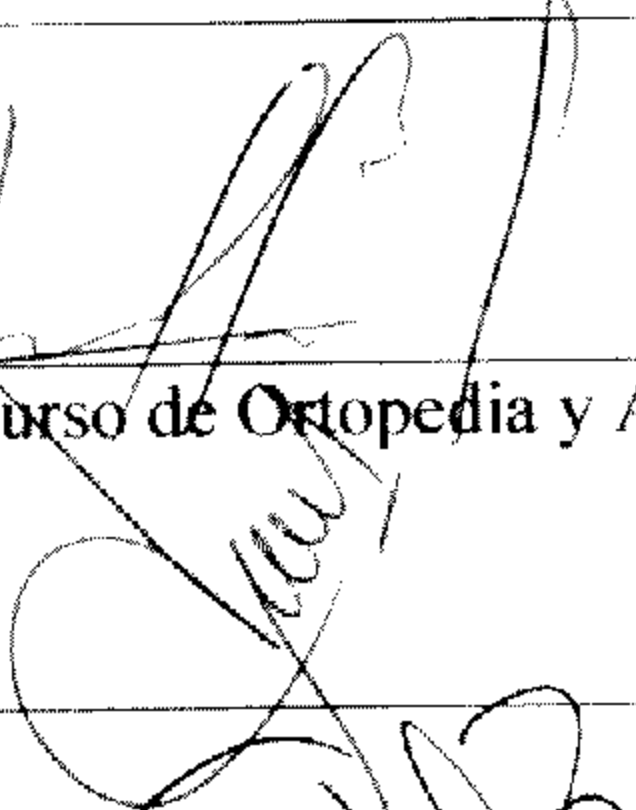
"ÁREA TOPOGRAFICA EN LA CUAL SE PRESENTA DEFECTO ÓSEO EN FRACTURA DE MESETA TIBIAL AL APLICAR CARGA AXIAL FEMORO-TIBIAL"

(UN MODELO EXPERIMENTAL)


Dr. Joaquín Sánchez González. 
Jefe de la División de Enseñanza, Capacitación e Investigación.

Dr. Reginaldo Cadena Vega. 
Jefe del Departamento de Ortopedia.

Dr. David Lomeli Zamora. 
Médico Adscrito y Profesor Titular del Curso de Ortopedia y Asesor de Tesis

Prof. José Miguel Norzagaray Mendivil. 
Asesor de Metodología y Estadística.

Dr. Raúl Soto Bojórquez. 
Residente de Ortopedia.


CENTRO DE ESPECIALIZACIÓN
EN REGIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
FACULTAD DE MEDICINA
UNAM.

AGRADECIMIENTOS

A DIOS por haberme dado la vida, y por haberme hecho sentir su presencia a cada paso del camino, por estar siempre conmigo, por ser un guía en mi vida, mi trabajo y ayudarme a tratar de ser una mejor persona en todos los ámbitos.

A MIS PADRES por haberme dado siempre todo su amor, por ayudarme en todas las formas posibles sin importarles hacer ningún sacrificio para ello, y darme la confianza en todas las decisiones que tuve que tomar en su momento, no solo en estos cuatro años si no en toda mi vida.

A MIS HERMANAS.- que me dieron todo su apoyo y me ayudaron para seguir adelante, y no renunciar nunca para alcanzar mi objetivo.

A MAYRA: mi novia quien con todo su amor cariño y apoyo me ha impulsado a seguir adelante, además de ser mi mejor amiga sin pedir nada a cambio y entenderme en todas las decisiones que tome en esta etapa de mi vida.

AL DR LOMELI.- quien durante estos cuatro años, ha sido la persona que mas me apoyo con su enseñanza, quien se preocupo por trasmitirme diariamente sus conocimientos, experiencia, y motivación a seguir. Gracias por otorgarme su amistad.

AL DR CADENA.- quien compartió conmigo su experiencia , sabiduría, y disciplina que es una parte importante en nuestra formación, por ser amigo dentro y fuera del hospital, Gracias Dr. cadena.

A MIS COMPAÑEROS DEL SERVICIO.- con quien compartí durante estos cuatro años momentos agradables, logando una amistad dentro y fuera del hospital con todos y cada uno de ellos, compartiendo conocimientos creciendo académicamente.

A LOS MEDICOS ADSCRITOS.- Dres. Serrano, Cruz Ochoa, Quiroz, Miranda, Umaña, Rojas, García, Olivas, Dra Flores y vindiola, que con su amistad, y confianza, además de compartirme todos sus conocimientos, contribuyeron de manera muy importante en mi formación como medico especialista.

AL PERSONAL DE ENFERMERIA.- agradezco de manera muy especial por estar siempre juntos en equipo, y tener amistad y confianza, Yunglas Dojaquez, Maria Jesus, Juanita, Ruth, Esthela, Griselda, Hector, Margarita.

AI SEÑOR QUIROZ.- quien se mostró en todo momento amable y facilito los recursos materiales con los que contaba en su taller, para la realizacion de este estudio.

ÍNDICE

CAPITULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Anatomía Macroscópica	5
La articulación de la rodilla	5
Cápsula de la articulación de la rodilla	6
Ligamentos extracapsulares de la articulación de la rodilla	7
Ligamentos intrarticulares de la articulación de la rodilla	8
Movimiento de la articulación de la rodilla	9
Irrigación de la articulación de la rodilla	10
Anatomía de la meseta tibial	11
1.2 Anatomía Microscópica	12
1.3 Biomecánica del hueso	13
Hueso cortical	14
Hueso esponjoso	15
1.4 Fracturas proximales de tibia	16
Clasificación de las fracturas de la meseta	17
Clasificación de Schatzker	18
Modelos de fractura de alta energía	19-20
Ilustración de la meseta	21

CAPITULO II

ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LABORATORIO

2.1 Planteamiento del problema	22
2.2 Pregunta	22
2.3 Hipótesis	22
2.4 Objetivos	22
2.5 Justificación	22
2.6 Diseño	22
2.7 Materiales y Métodos	23
2.8 Imágenes de modelo experimental	24

CAPITULO III

RESULTADOS, DISCUSION Y CONCLUSIONES

3.1 Resultados	25
3.1.1 Graficas	26-32
3.1.2 Resultados finales	33
3.2 Discusiones	34
3.3 Conclusiones	35

CAPITULO IV

ANEXOS	36-37
BIBLIOGRAFIA	38-39

CAPITULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Anatomía Macroscópica

LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

La rodilla es, ante todo, una articulación sinovial de tipo trocleartrosis que permite la flexión y la extensión; sin embargo, los movimientos de bisagra se combina con deslizamiento y rodamiento, así como con rotación de un eje vertical. Caras de la articulación de la rodilla.

Las caras articulares de la rodilla se caracterizan por su gran tamaño y sus formas complejas e incongruentes. El fémur se inclina medialmente a la altura de la rodilla, mientras que la tibia se mantiene casi vertical. La articulación de la rodilla consta al menos de tres elementos.

- Las articulaciones lateral y medial, entre los cóndilos femoral y tibial.
- La articulación intermedia entre la rotula y el fémur; esta articulación se denomina a veces femororotuliana.
- El peroné no contribuye a la articulación de la rodilla.

Las caras superior lisas de la tibia, con las que se articulan los cóndilos femorales medial y lateral, son los platillos tibial medial y lateral.

La rodilla es una articulación bastante débil desde el punto de vista mecánico, debido a la configuración de sus caras articulares. La estabilidad de la rodilla depende de lo siguiente:

- fuerza y acciones de los músculos circundantes y sus tendones.
- Ligamentos que comunican el fémur con la tibia.

De todos estos soportes los músculos constituyen el mas importante tales como cuadriceps, y fibras inferiores de los músculos vastos medios y lateral.

CÁPSULA DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

La cápsula articular que reviste la rodilla es fina y presenta defectos en algunas zonas. La cápsula fibrosa, robusta, se inserta en el fémur por arriba justo proximal a los bordes articulares de los cóndilos, y también a la fosa intercondilea, por detrás. La cápsula fibrosa presenta un defecto en el cóndilo lateral, que permite la salida del tendón del músculo poplíteo de la articulación para insertarse en la tibia. Por la parte inferior, la cápsula fibrosa se adhiere al borde articular de la tibia, salvo en la zona de cruce del tendón del músculo poplíteo con el hueso. La rotula y el ligamento rotuliano sirve de cápsula por la parte anterior.

La membrana sinovial, extensa, tapiza la cara interna de la cápsula fibrosa y se adhiere a la periferia de la rotula y a los bordes de los meniscos, discos fibrocartilagosos ubicados entre las caras tibiales y femoral. La membrana sinovial se refleja desde la cara posterior desde la articulación sobre los ligamentos cruzados. La reflexión de la membrana situada entre la tibia y la rotula cubre el cuerpo adiposo infrarrotuliano. La membrana sinovial, que reviste el cuerpo adiposo, y los ligamentos cruzados los separa de la cavidad articular. El pliegue sinovial infrarrotuliano medio se extiende por detrás desde el cuerpo adiposo hasta la fosa intercondilea del fémur. Los pliegues alares se proyectan desde el pliegue sinovial hasta los bordes laterales de la rotula. El pliegue sinovial infrarrotuliano es un pliegue de membranas sinovial que se extiende desde debajo del plano de la cara articular de la rotula hasta la parte anterior de la fosa intercondilea. La cavidad articular de la rodilla se extiende hasta la rotula en forma de bolsa suprarrotuliana; Esta se sitúa en la profundidad del músculo articular de la rodilla y del vasto intermedio. La membrana sinovial de la cápsula articular se prolonga con el revestimiento sinovial de esta bolsa. Esta es una gran bolsa que suele propagarse hasta 5cm por encima de la rotula, sin embargo, puede quedarse a mitad del camino en la cara anterior del fémur.

LIGAMENTOS EXTRACAPSULARES DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

La cápsula fibrosa esta reforzada por cinco ligamentos extracapsulares:

- Ligamento rotuliano
- Ligamento colateral lateral
- Ligamento colateral medial
- Ligamento poplíteo oblicuo
- Ligamento arqueado

El ligamento rotuliano, la parte distal del tendón cuadricepsital, es una banda fibrosa, gruesa y fuerte que pasa desde el vértice y los bordes adyacentes de la rotula hasta la tuberosidad de la tibia. Los retináculos soportan la cápsula articular de la rodilla en la cara lateral.

El ligamento colateral lateral, redondo en forma de cordón es muy fuerte. Se extienden hacia abajo desde el epicóndilo lateral del fémur hasta la cara lateral de la cabeza del peroné. El tendón del músculo poplíteo discurre en la profundidad del ligamento colateral lateral y los separa del menisco lateral. Este ligamento también escinde el tendón del músculo bíceps femoral en dos.

El ligamento colateral medial es una banda plana y robusta que se va desde el epicóndilo medial del fémur hasta el cóndilo medial y la parte superior de la cara medial de la tibia. En el punto central, las fibras profundas del ligamento colateral medial están firmemente unidas al menisco medial. El ligamento colateral medial más débil que el ligamento colateral lateral, se daña con más frecuencia.

LIGAMENTOS INTRARTICULARES DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

Son los ligamentos cruzados y los meniscos (cartilago semilunar). El tendón poplíteo también tiene un trayecto intraarticular parcial.

El ligamento cruzado anterior (LCA) el más débil de los dos, nace de la zona intercondilea anterior de la tibia, justo detrás de la inserción del menisco medial. Se extiende hacia arriba, hacia atrás y hacia el lado para insertarse en la porción posterior de la cara medial del cóndilo lateral del fémur. Este ligamento tiene una irrigación relativamente escasa.

Se relaja cuando se flexiona la rodilla y se tensa cuando se extiende por completo, impidiendo el desplazamiento posterior del fémur sobre la tibia y la hiperextensión de la rodilla. Cuando se flexiona la articulación en Angulo recto, la tibia no se puede desplazar hacia adelante porque esta sujeta por el LCA.

El ligamento cruzado posterior (LCP), el más poderoso de los dos, nace en la región intercondilea posterior de la tibia se dirige hacia arriba y hacia adelante por la cara medial del LCA hasta insertarse en la porción anterior de la cara lateral del cóndilo medial del fémur. El LCP se tensa durante la flexión de la rodilla evitando el desplazamiento anterior del fémur sobre la tibia o el desplazamiento posterior de la tibia sobre el fémur. Además, contribuye a evitar la hiperflexión de la rodilla. El LCP es el principal estabilizador del fémur con la rodilla flexionada o soportando peso.

La palabra griega meniscos significa semiluna. Los meniscos tienen forma de cuña en un corte transversal y se adhieren de manera firme por sus extremos a la región intercondilea de la tibia.

El menisco medial tiene forma de "C" y es más ancho por detrás que por delante. Su extremo anterior se inserta en la región intercondilea anterior por delante de la inserción del LCA. El extremo posterior se inserta en la región intercondilea posterior, delante de la inserción del LCP.

El menisco lateral es casi circular, más pequeño y con mayor movilidad que el medial. El tendón del músculo poplíteo separa el menisco lateral del ligamento colateral lateral.

MOVIMIENTO DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

Los principales movimientos de la rodilla son la flexión y la extensión; cuando se flexiona la rodilla también rota un poco. Con la rodilla totalmente extendida y la pierna y el pie apoyado en el suelo, la rodilla se bloquea por la rotación medial del fémur sobre la tibia. De esta manera, el miembro inferior se torna una columna sólida, que se adapta mejor para soportar el peso. Con la rodilla “bloqueada o encajada”, los músculos del muslo y de la pierna se relajan de forma pasajera, sin que la rodilla se torne inestable. Para “desencajar” la rodilla se contrae el músculo poplíteo que rota lateralmente el fémur para que pueda flexionarse la rodilla. Los movimientos principales de la rodilla y los músculos responsables son:

- Flexión sobretodo por los músculos femorales posteriores:
- rotación: es posible con la rodilla parcialmente flexionada.
- Rotación medial este movimiento es controlado por los ligamentos cruzados
- Rotación lateral por el bíceps femoral: este movimiento es controlado por los ligamentos colaterales
- Extensión el movimiento queda limitado cuando se tensan los ligamentos cruzados y laterales.

IRRIGACIÓN DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

Las arterias que perfunden la rodilla son ramas para las divisiones femorales, poplíteas y recurrentes anterior y posterior de las arterias recurrente tibial anterior y peroneal circunfleja, que forman las anastomosis de la rodilla. Las ramas medias para la rodilla de la arteria poplíteica penetran en la cápsula fibrosa de la articulación para nutrir los ligamentos cruzados, la membrana sinovial y los bordes periféricos de los meniscos.

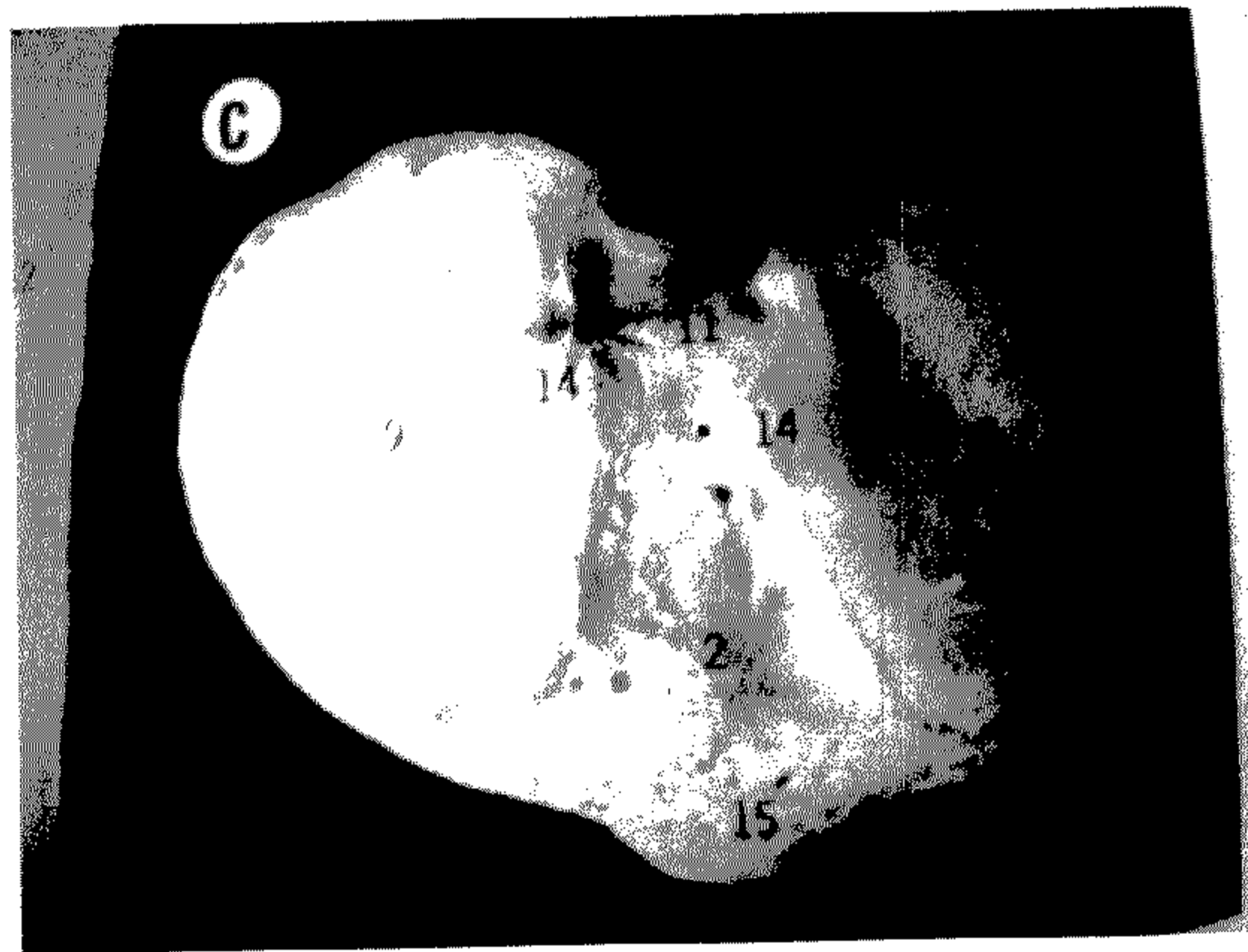
LA INERVACIÓN DE LA RODILLA

Los nervios de la articulación de la rodilla provienen de los nervios obturador, femoral, tibial y peroneo común.

LAS BOLSAS DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

Existen muchas bolsas que revisten la articulación de la rodilla (doce o más), porque la mayoría de los tendones discurren paralelos a los huesos y tiran en sentido longitudinal de la articulación durante los movimientos de la rodilla. Las bolsas subcutáneas prerrotulianas e infrarotulianas también se encuentran en la cara convexa de la articulación, porque la piel debe moverse libremente cuando se desplaza la rodilla.

Cuatro de las bolsas se comunican con la cavidad sinovial de la articulación de la rodilla: la bolsa suprarotuliana, la poplíteica, la anserina y la del músculo gastrocnemio. La gran bolsa suprarotuliana tiene especial interés porque si se infecta, el microorganismo puede extenderse hasta la cavidad de la rodilla. Aunque se desarrolla con independencia de la articulación de la rodilla sé continua con ella.



La meseta tibial es bastante voluminosa, con su diámetro transverso mayor que el anterior. Se halla formada por dos grandes masas laterales, denominadas tuberosidades de la tibia, cuyas caras superiores llevan superficie articulares, llamadas cavidades glenoideas. La tuberosidad interna presenta en su cara interna, cerca de la superficie articular, un canal transversal por donde se desliza el tendón anterior del músculo semimembranoso y hacia atrás una impresión rugosa vertical para la inserción del tendón directo del mismo músculo.

En la parte posterior de la tuberosidad externa existe una faceta articular plana y vuelta hacia abajo, afuera y atrás, donde se articula la cabeza del peroné. Por delante y afuera se encuentra un saliente, llamado tubérculo de Gerdy, que sirve de inserción al tibial anterior.

La superficie de ambas tuberosidades lleva las dos cavidades glenoideas, separadas entre si por el espacio interglenoideo. La cavidad glenoidea interna, mas amplia y cóncava que la externa, alargada en sentido anteroposterior, cóncava transversalmente y casi plana de adelante atrás, se articula con el condilo interno del femur. La cavidad glenoidea externa es mas corta, ligeramente cóncava transversalmente y se articula con el condilo externo de dicho hueso. El espacio interglenoideo, situado entre ambas cavidades, lleva en su parte media en un saliente rugoso, colocado mas cerca del borde posterior que del anterior y conocido con el nombre de espina de la tibia; este saliente se termina por dos tubérculos laterales, cada uno de los cuales corresponde a la parte mas alta de la superficie glenoidea de su lado. En la tuberosidad anterior de la tibia, situada en la superficie rugosa que queda por delante de la espina existe otra superficie, también rugosa, pero más estrecha y excavada, llamada superficie retroespinal. En las superficies preespinales y retroespinal se insertan los fibrocartilagos semilunares y los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla.

1.2 Anatomía Microscópica

El hueso es un tejido muy bien organizado, desde la modulación de la distribución de los cristales de hidroxiapatita hasta el nivel molecular y el patrón de esfuerzo de las cascadas trabeculares en el plano orgánico. La sinergia de distribución molecular, celular tisular proporcionan una fuerza ténsil cercana al hierro, el esqueleto tiene un peso sorprendentemente bajo para soportar una estructura tan grande

El hueso esta formado por minerales, proteínas, agua, células y otras moléculas. Aunque las células del hueso son los principales reguladores del metabolismo óseo, la matriz ósea y mineral participa en el control de procesos mediados por las células, por lo tanto se componen de matriz orgánica e inorgánica que tienen propiedades estructurales y reguladoras.

La matriz inorgánica constituye el 60 al 70% del tejido especializado, en un 5 a 8% en agua y el resto en matriz orgánica

De la cual matriz orgánica es colágeno en un 90% y el resto son proteínas. La matriz inorgánica o mineral es un análogo del mineral natural hidroxiapatita constituida por fosfato cálcico en cristales. Las concentraciones aproximadas de estos minerales son H (3.4%), Cl. (15%), N (4%), O (44%), Mg (0.2%), P (10%), S (0.3%), Ca (22%), y otros.

El colágeno esta muy bien organizado sus fibras se orientan a la carga del hueso lo que confiere sus propiedades anisotrópicas; esto es el comportamiento mecánico difiere según la orientación de las fuerzas aplicadas.

El hueso cortical tiene cuatro veces la masa del hueso trabecular, aunque el recambio metabólico del hueso trabecular ocho veces mayor que el cortical.

El hueso trabecular se encuentra principalmente en la metafisis y epífisis de los huesos largos y huesos cuboideos como las vértebras..

1.3 Biomecánica del hueso

El hueso es un elemento estructural primario del cuerpo humano. Sirve para proteger órganos vitales internos, así como también proporciona un armazón que permite el movimiento del esqueleto. Este difiere de los materiales de ingeniería en que se autorepara y puede modificar sus propiedades y geometría en respuesta a cambios en la demanda mecánica.

Las pruebas mecánicas más básicas del hueso se obtienen con pruebas en las que los especímenes estandarizados se someten a una carga progresiva en una dirección, hasta que se produce la fractura. Estas pruebas son llamadas uniaxiales o monofónicas. Si el hueso se estira se llama compresión y si se tuerce se denomina torsión.

El hueso cortical y el trabecular se distinguen entre sí principalmente por las diferencias de porosidad y consecuentemente por la densidad aparente. Esto es el índice de masa de tejido óseo en un espécimen con el volumen del mismo.

Normalmente la media de los valores de la densidad aparente del hueso cortical femoral del humano y del hueso trabecular, tibia proximal es de 1.85 y 0.30 gr.-cm. respectivamente.

Debido a que la densidad del hueso trabecular y cortical puede sobreponerse el hueso cortical se define como un hueso con 30% menos de porosidad sin embargo la porosidad no es la única diferencia entre los tipos de hueso.

El hueso cortical puede describirse en cuanto a su arquitectura como un sólido que contiene una serie de vacíos: canales haversianos y de volkmann, y en menor grado lagunas y canaliculos. La porosidad del tejido óseo cortical (en un 10%) es sobre todo una función de la densidad de estos vacíos (canaliculos y lagunas y muy raras veces canales Haversiano).

HUESO CORTICAL

Las propiedades elásticas de los materiales isotropitas no dependen de la orientación del material respecto a la dirección de la carga y se caracterizan por un modulo único (Modulo de Young). La mayoría de los materiales habituales en ingeniería como el acero inoxidable 316L, son isotrópicos.

Las propiedades elásticas de los materiales anisotrópicos dependen de su orientación respecto de la dirección de la carga, esto es cierto para el hueso; sin embargo, las propiedades elásticas del hueso cortical humano presentan cierto grado de simetría, que refleja una micro estructura osteonal del hueso. Las propiedades elásticas del hueso cortical humano para la carga en el plano transversal al eje longitudinal son aproximadamente isotrópicas y diferentes en esencia de la carga en dirección longitudinal, paralela al eje de las osteonas (a lo largo del eje longitudinal de la diáfisis).

El modulo del hueso cortical en dirección longitudinal es aproximadamente 1.5 veces el modulo en dirección transversal y mas de cinco veces el de cizallamiento.

Las propiedades de fuerza del hueso cortical dependen también de la dirección de la carga, haciéndola transversalmente isotrópica desde las perspectivas del modulo y de la fuerza.

La fuerza del hueso cortical depende también de si se aplica la carga en tensión compresión o torsión. Esto representa una asimetría en las propiedades de la fuerza, añadiendo más complejidad a la descripción de estas propiedades.

Las curvas de carga-esfuerzo para la tensión uní axial y la compresión del hueso cortical, tanto en dirección longitudinal como transversal muestran que el hueso cortical es mas fuerte a la compresión que a la tensión.

HUESO ESPONJOSO

Existe una gran variación de la densidad en el hueso trabécula, tanto las variaciones de zona, edad y algunas patologías, por ejemplo las propiedades materiales del hueso trabecular en la tibia proximal, pueden variar hasta dos ordenes de magnitud, solamente por los cambios de densidad. Debido a que los estudios biomecánicos in Vitro de material de cadáver han demostrado que las propiedades materiales del hueso trabecular son muy sensibles a la densidad aparente, la discusión de estas propiedades requieren una referencia a la localización anatómica y a la edad del tejido. En general el modulo del hueso trabecular puede variar aproximadamente entre 10 y 2000 MPA dependiendo de la zona anatómica.

El hueso trabecular es mucho menos rígido que el hueso cortical, sin embargo en algunas regiones del esqueleto existen diferencias menos claras. Cuando la arquitectura es controlada, la variación de la densidad aparente del hueso trabecular puede explicar la mayor parte de la variación del modulo.

Sin embargo, como puede verse la dispersión del modulo para cualquier valor de la densidad aparente otras variables, especialmente la arquitectura pueden afectar también al modulo.

El otro factor que relaciona la arquitectura del hueso es la orientación de las estructuras celulares básicas reflejadas como la orientación de los trabéculas, la orientación de las trabéculas individuales esta controlada principalmente por la dirección de las fuerzas aplicadas al esqueleto de acuerdo a la ley de Wolf.

El compartimiento de un bloque de hueso trabecular es muy diferente de su compartimiento compresivo. En tanto que el compartimiento posterior a la deformación es diferente.

La comparación entre compartimiento compresivo y ténsil del hueso trabecular indica que la capacidad de este hueso para soportar carga posterior a la deformación es alta para la compresión y casi nula para la tensión. Por lo tanto el hueso trabecular, sometido a carga más allá de su fuerza final en compresión puede todavía soportar una carga.

1.4 Fracturas proximales de tibia

MECANISMOS DE LESIÓN

Las fracturas de meseta tibia se producen como resultado de un varo o valgo forzado combinado con una sobrecarga axial. La localización de la fractura depende del grado de flexión o extensión de la rodilla la fractura clásica del platillo externo se produce por un golpe dirigido medialmente en la cara lateral de la rodilla, esto provoca una fuerza deformante en valgo con sobrecarga asociada sobre el platillo externo del condilo femoral externo. Las fracturas gravemente conminutas se producen después de una caída con una rodilla extendida o debido a la alta energía de automóvil o de moto cuando un paciente sufre una fuerza en varo o en valgo con una carga axial el condilo femoral respectivo ejerce una fuerza en cizalla como compresiva sobre el platillo tibial subyacente. Esto provoca frecuentemente una fractura astillada , una fractura hendida o ambas. Las fracturas en astilla aislada se limita solamente a los pacientes jóvenes con un hueso esponjoso denso capaz de soportar las fuerzas compresivas sobre la superficie articular. Con la edad, la resistencia del hueso esponjoso de la tibia proximal disminuye y no es capaz de soportar las fuerzas compresivas. Con el impacto de la carga, se produce una fractura con hundimiento o astillado, y estas, se producen típicamente con fuerzas de poca energía.

El ligamento colateral medial actúa como una bisagra que conduce las fuerzas del valgo del condilo femoral externo hacia el platillo tibial, provocando la fractura. El ligamento colateral externo actúa de la misma manera con las fuerzas producidas en varo, provocando las fracturas del platillo medial. La magnitud no solo determina el grado de conminución ~~si no el grado de desplazamiento~~ de este modo a demás de la fractura puede haber lesión de los tejidos blandos asociadas como un desgarro del ligamento colateral medial o cruzado anterior junto a las fracturas del platillo externo.

CLASIFICACIÓN DE LAS FRACTURAS DE LA MESETA

Todas las clasificaciones están basadas en las fracturas y el grado de desplazamiento. Sin embargo, para ser comprensible, una clasificación debe ser simple, fácil de recordar y relevante para tratamiento y pronóstico.

El 1956 Hohl y Luck propusieron la clasificación que incluía fracturas no desplazadas, fracturas con hundimiento local, con hundimiento astillado y las fracturas astilladas. Posteriormente Hohl amplió la clasificación y corrigió la terminología denominando a las fracturas como no desplazadas, con compresión local, astilladas con compresión, totales, astilladas o conminutas, como era de esperar.

Moore considero unas fracturas astilladas de la clasificación de Hohl como fracturas luxaciones verdaderas debido a su inestabilidad y las denomino como tipo I. Representan las fracturas inestables en el plano coronal. También observo una fractura parecida al tipo de hundimiento total pero que se incluía a la eminencia intercondilea en el fragmento de fractura, que clasifíco como fractura luxación de la meseta tipo II. Debido a que los arrancamientos y las compresiones del reborde no se encontraban dentro de ninguna clasificación de las mesetas y ya que las lesiones de los ligamentos se encontraban en casi todas estas fracturas, las denomino fractura luxación del reborde III y IV. Moore observo una fractura bicondilea conminuta particularmente inestable en la que la eminencia intercondilea era un fragmento separado, denomino a esto una fractura luxación en IV partes tipo V.

Las fracturas desplazadas están subdivididas en seis tipos distintos: compresión local, compresión en astilla, hundimiento total, astillado, del reborde y bicondilea.

La AO clasifíco las fracturas de la meseta tibial de la siguiente manera: en cuña, hundidas, en cuña y hundidas, forma de "Y", forma de "T" y fracturas conminuta.

CLASIFICACION DE LAS FRACTURAS SCHATZKER

Quizás la clasificación de las fracturas mas utilizada en Norteamérica.

Modelos de fractura de baja energía

El tipo I es una fractura astillada del platillo externo, de la tibia sin hundimiento articular. Invariablemente se produce en jóvenes adultos con un fuerte hueso esponjoso que se resiste al hundimiento. Cuando la fractura es desplazada, el menisco externo se rasga con frecuencia o se desprende periódicamente y puede desplazarse dentro del foco de fractura.

El tipo II es una fractura astillada con hundimiento del patillo externo de la tibia. La lesión es el resultado de una fuerza de torsión lateral que se combina con una sobrecarga axial. Normalmente se produce en pacientes mayores de 40 años. En este grupo de edad, el hueso subcondral se debilita, conduciéndolo a un hundimiento de la superficie articular junto con un astillamiento del condilo lateral. La lesión del tipo III es un hundimiento aislado del platillo externo. El hundimiento puede afectar cualquier parte de la superficie articular, pero normalmente es central. Dependiendo de su localización, su tamaño, el grado de hundimiento y la cobertura por el menisco externo, esta lesión puede ser estable o inestable. Los hundimientos laterales posterior se asocia a mayores grados de inestabilidad articular que los hundimientos centrales.

Modelos de fractura de alta energía.

El tipo IV es una fractura del platillo medial. La lesión se produce por sobrecarga axial y en varo y es mucho menos frecuente que las fracturas del platillo externo. La lesión se produce por traumatismo de energía entre moderada y alta que probablemente explican la alta incidencia de lesiones de ligamento cruzado, ligamento lateral externo, del nervio peroneo o de los vasos poplíteos. Con mayor probabilidad muchas de estas lesiones representan los modelos de fracturas luxación tal y como los describió Moore. Debido a esta asociación con lesiones de la arteria poplítea, los pacientes deben ser evaluados detenidamente, incluyendo una arteriografía, para descartar los desgarros de la intima o la trombosis de la arteria poplítea cuando este indicado.

El tipo V es una fractura bicondilea de la meseta con una variación de los grados de hundimiento articular y desplazamiento de los cóndilos el tipo mas frecuente es una fractura del cóndilo tibial medial asociado con una fractura del platillo tibial externo con hundimiento o con astillamiento y hundimiento. Es importante la evaluación del estado neurovascular para identificar una lesión del vaso poplíteo en las lesiones de alta energía.

El tipo VI es una fractura bicondilea de la meseta tibial con una separación diafisometafisiaria. Normalmente es el resultado de un traumatismo de alta energía y con frecuencia se produce con caídas desde altura. Radiográficamente parece una fractura explosiva con una considerable ruptura articular, conminucion y hundimiento y desplazamiento. Esta fractura se asocia frecuentemente con una afectación de tejido blando de la rodilla y de la pierna, con síndrome compartimentales y con afectación neurovascular.

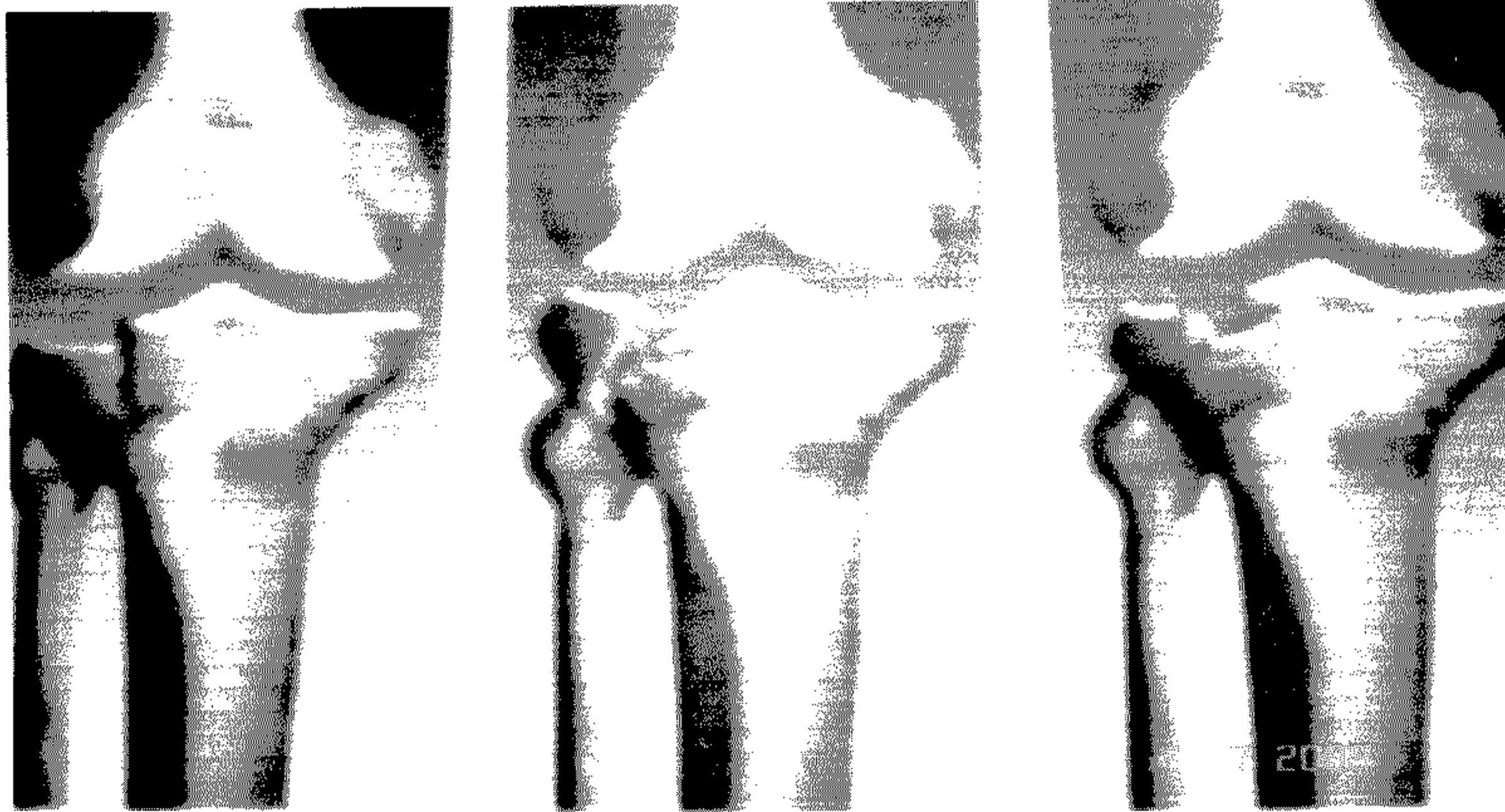
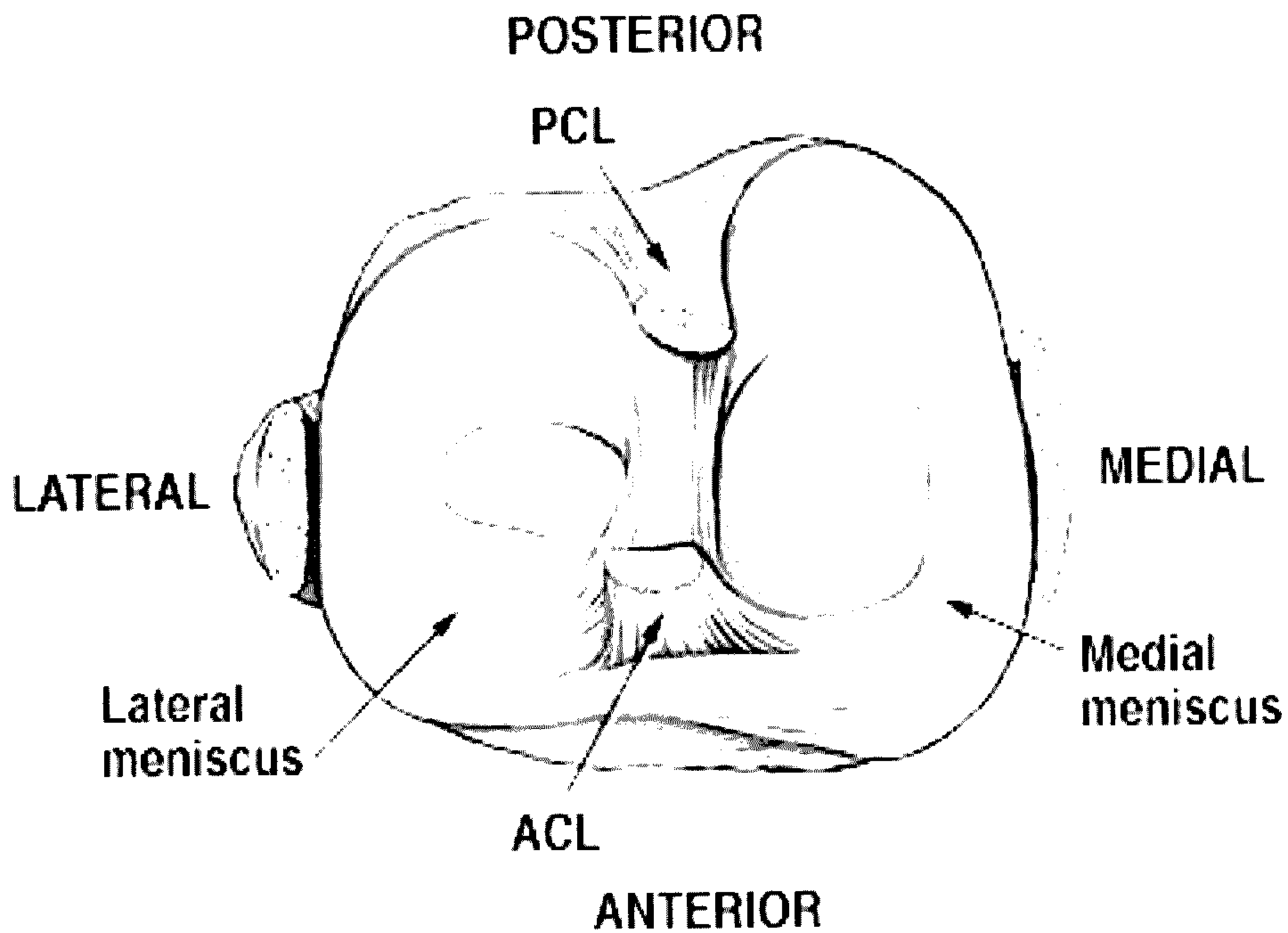


Imagen 1.1. Fractura de meseta



Imagen 1.2. Fractura de meseta



© 1998 Nucleus Communications, Inc. - Atlanta
www.nucleusinc.com

CAPITULO II

ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LABORATORIO

2.1 Planteamiento del problema

Después de una cirugía de meseta tibial queda mal, porque no fue posible realizar una reducción anatómica de la fisis.

2.2 Pregunta.

¿Como hacer para que en una fractura de mesetas tibiales, se pueda reducir los fragmentos óseos desplazados en una forma anatómica?

2.3 Hipótesis

Al someter a una carga axial tal, que fracture las mesetas tibiales por medio del fémur distal se presenta un patrón constante de la topografía de las fracturas de dichas mesetas.

2.4 Objetivos

Objetivo General

Reconocer la localización, área y forma en los cuales se produce la fractura sobre las mesetas.

Objetivo Secundario

Mejorar las técnicas de reducción y fijación de las fracturas de mesetas tibiales.

Objetivo Tercero

Poder determinar el abordaje mas lógico para lograr la reducción anatómica.

2.5 Justificación

Existen clasificaciones actuales, que a pesar de que las radiografías orientan hacia el sitio de la fractura. No nos ayudan a resolver el problema quirúrgico de las mismas. Esto es, se requiere en muchas ocasiones una artrotomía para colocar componentes óseos y blandos para evitar una artrosis secundaria.

2.6 Diseño

Experimental Básico, descriptivo, observacional

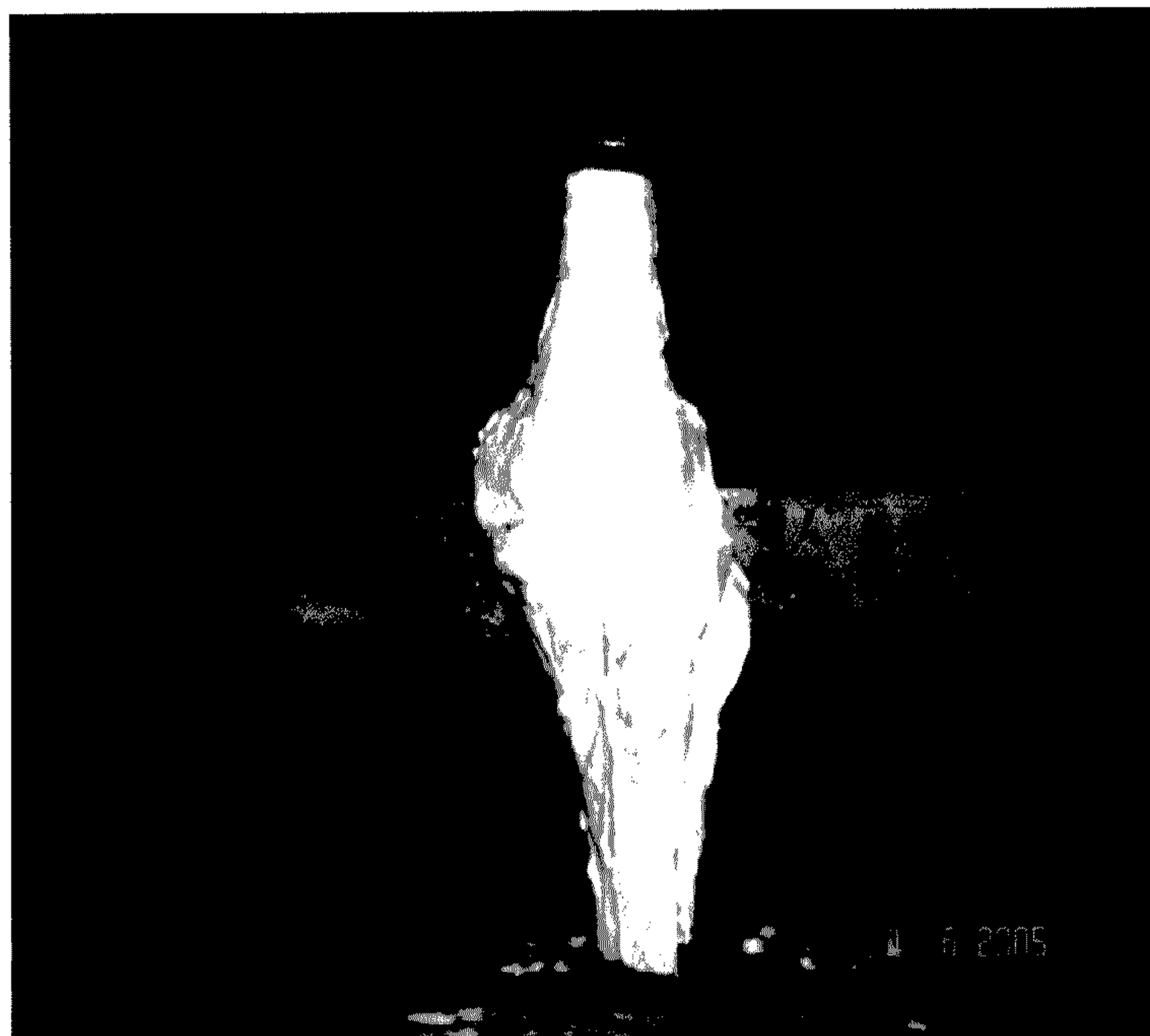
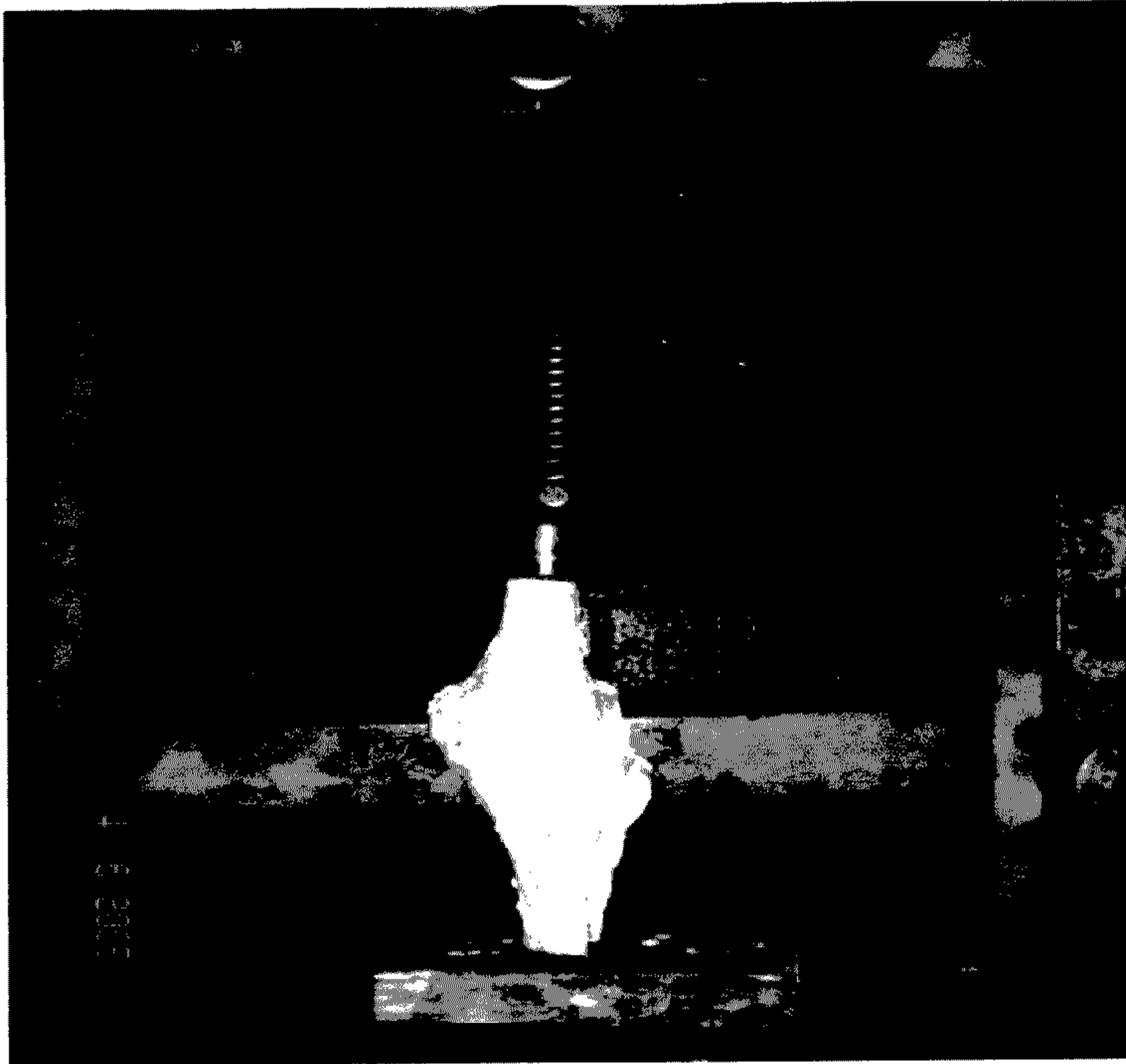
2.7 Materiales y Métodos

Previa autorización del Comité de Ética y Departamento de Enseñanza e Investigación de nuestra Institución y amparados en la normativa de la ley general de salud, se procedió a obtener un número de 12 rodillas de cadáver de pacientes adultos, de diferentes edades y sexos, verificándose que ninguno de los pacientes padeciera alguna enfermedad de tipo óseo, en cualquiera de sus modalidades.

Se obtuvieron complejos fémur tibia (rodillas) en número de 12 realizándose amputación supra e infracondilea con margen de 8 cm. tibia y fémur respectivamente así como resección de las inserciones musculares, dejándose ligamentos colaterales medial y lateral así como meniscos, posteriormente se guardaron en el servicio de patología del HGE.

El día seleccionado para la realización de las pruebas una vez contando con el total de rodillas y previa colocación de la prensa hidráulica modificada, la cual fue accionada con una palanca manual realizándose compresión axial hasta producir la fractura, con 400 kiloponds controlada se colocaron una a la vez, realizándose la carga axial, a cada complejo fémur tibia y siendo guardadas en una caja especial de plástico, para posteriormente llevarse al servicio de radiología e imagen tomándose tres proyecciones para cada una (antero posterior, lateral) y axial previo retiro del componente femoral para la realización de la misma y verificar donde se llevo a cabo el defecto óseo, donde se calcularon con papel albanene, se saco centro de masa de acuerdo a los planos cartesianos se realizaron las medidas pertinentes, así como se calculo el área en base a métodos estadísticos y con el método de determinantes de tercer orden.

Modelo de rodilla de cadáver montado en la prensa hidráulica de tipo manual



CAPITULO III

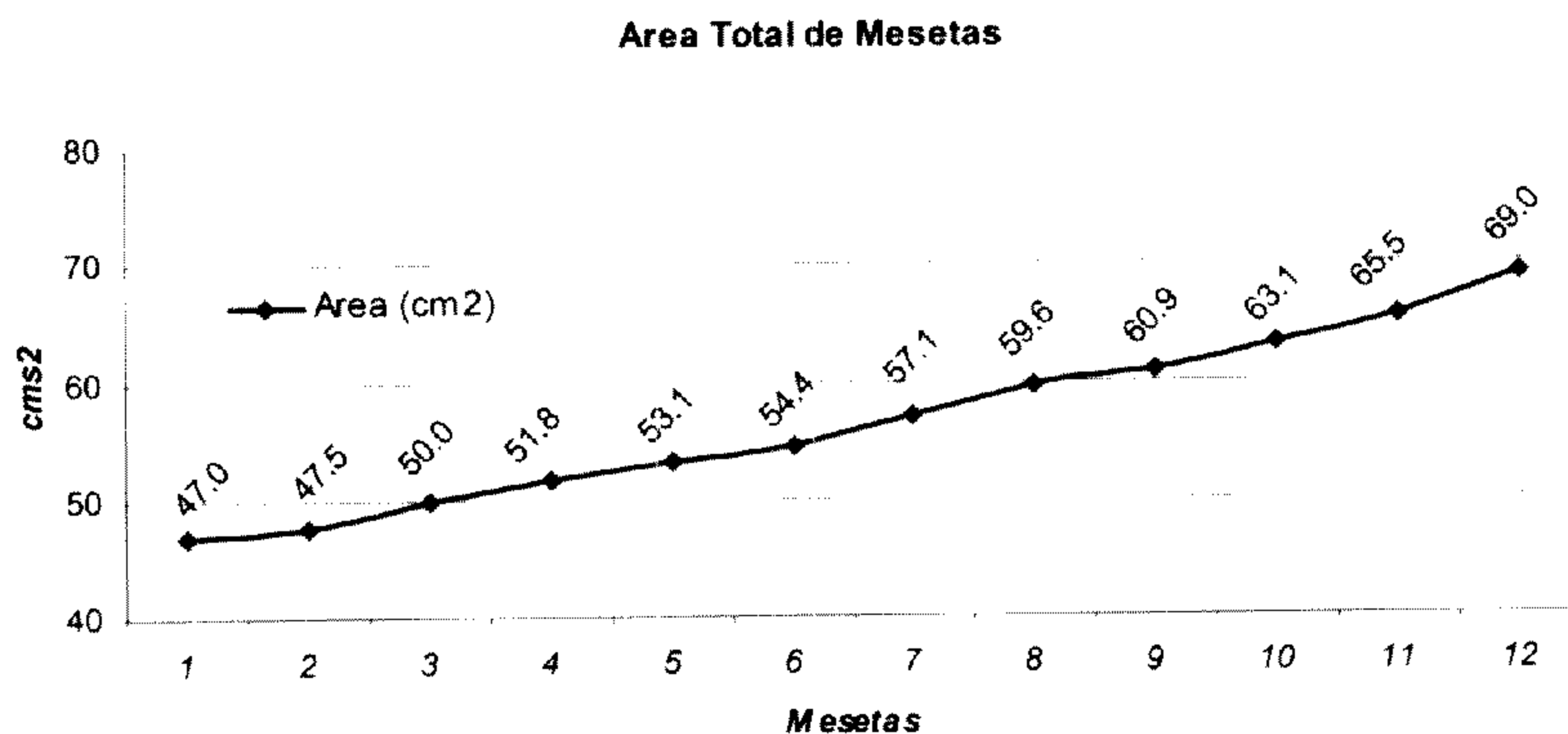
RESULTADOS, DISCUSION Y CONCLUSIONES

3.1 Resultados

Se estudió la fractura en meseta de tibia, sus características y localización, para ello se seleccionaron 12 rodillas que se sometieron a fuerzas axiales produciendo fractura de la meseta de la tibia, las cuales se tomaron cada rodilla como muestra independiente, para estudiar las características de los defectos óseos y localización.

Área total de mesetas

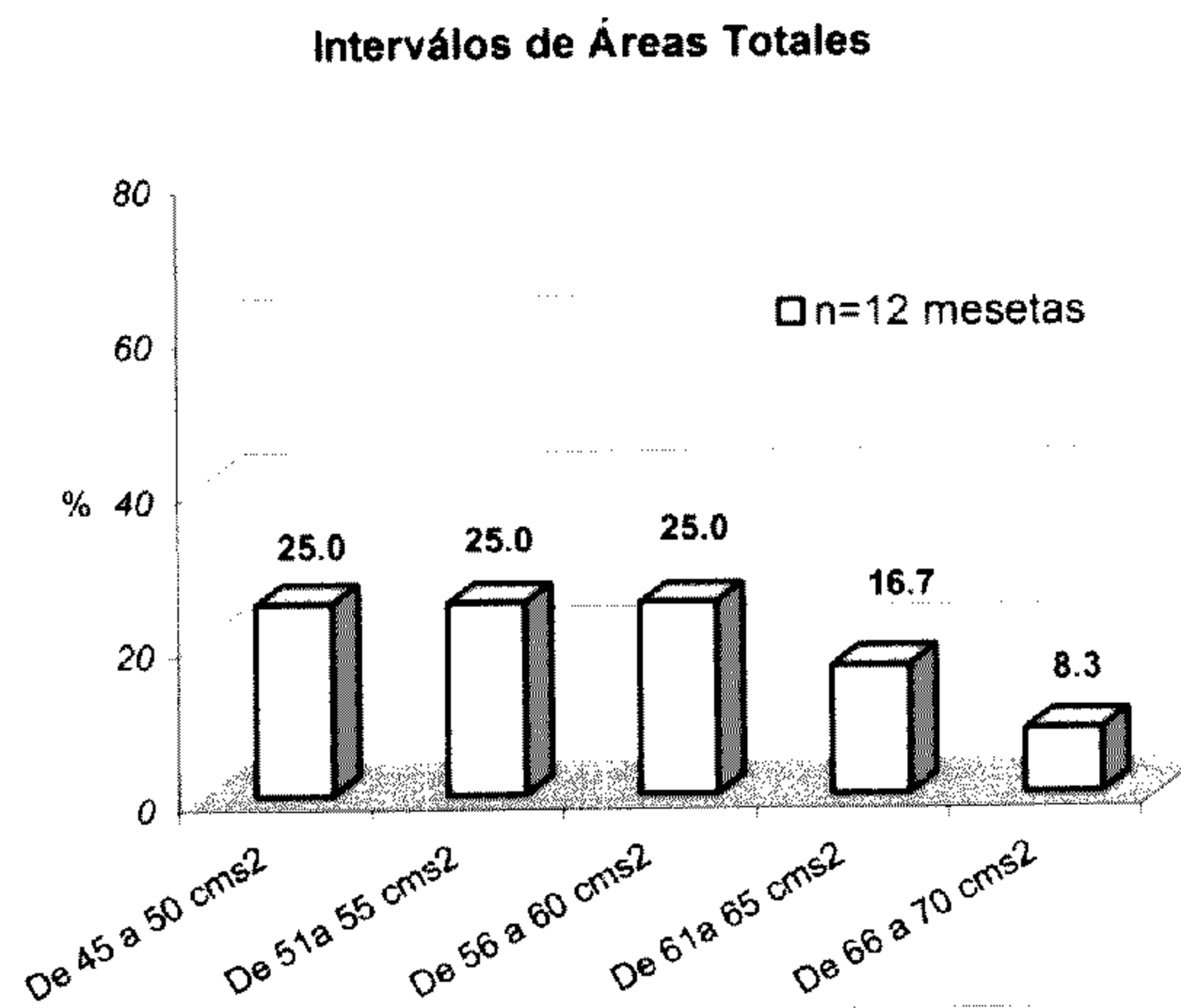
Se encontró en la muestra de 12 rodillas un promedio de $56.68 \text{ cms}^2 \pm 7.14 \text{ cms}^2$, en un rango de 46.96 y 68.98 cms^2 . El 75% de los pacientes se encontró en el rango de 45 a 60 cms^2 . las medidas fueron respecto a las tomas radiográficas.



Grafica 3.1. Áreas de mesetas

<i>Intervalos</i>	<i>Frecuencia</i>	<i>%</i>
<i>De 45 a 50 cms2</i>	3	25.0
<i>De 51a 55 cms2</i>	3	25.0
<i>De 56 a 60 cms2</i>	3	25.0
<i>De 61a 65 cms2</i>	2	16.7
<i>De 66 a 70 cms2</i>	1	8.3
Total	12	100

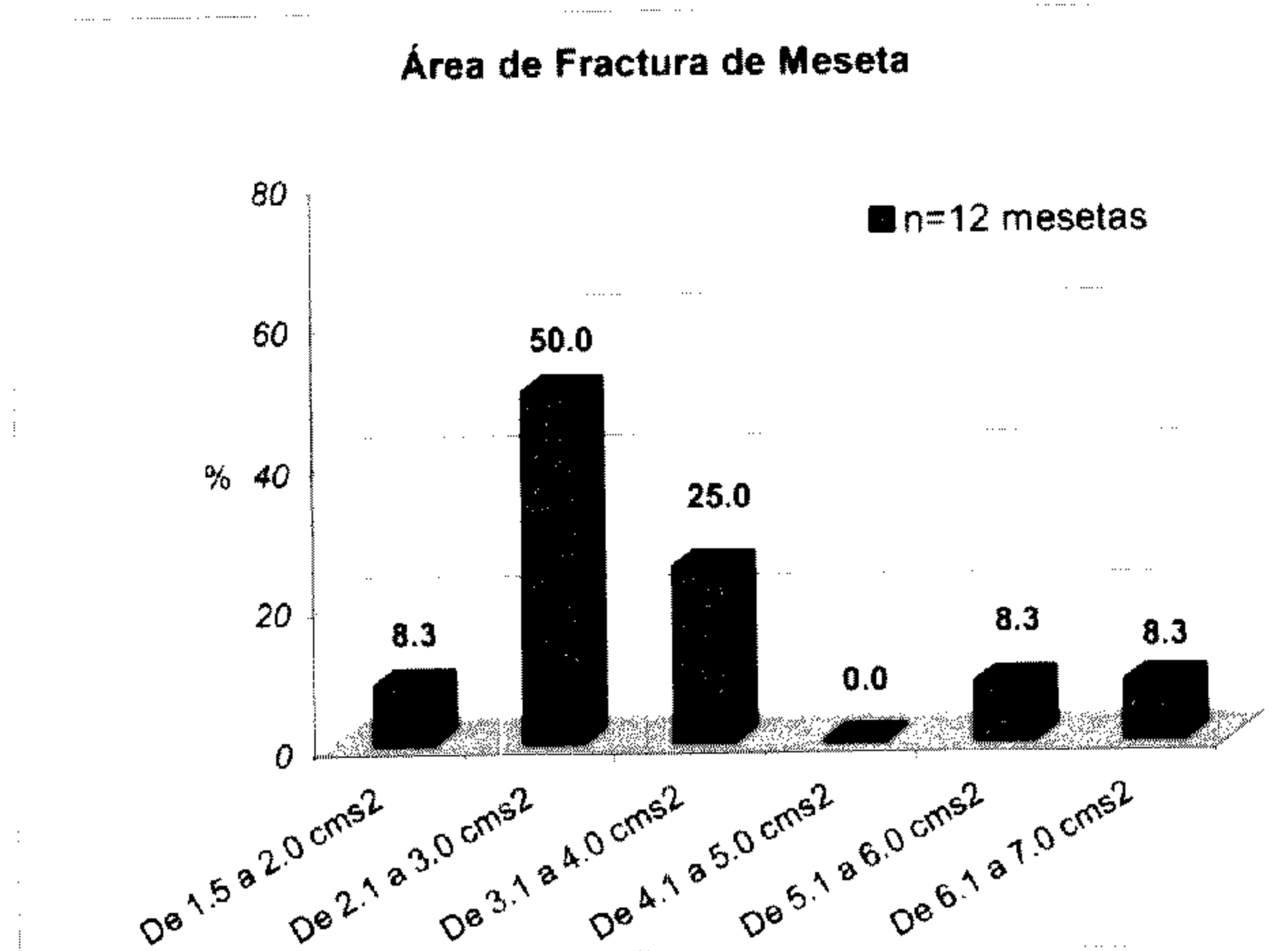
Tabla 3.1. Intervalos de Áreas de mesetas



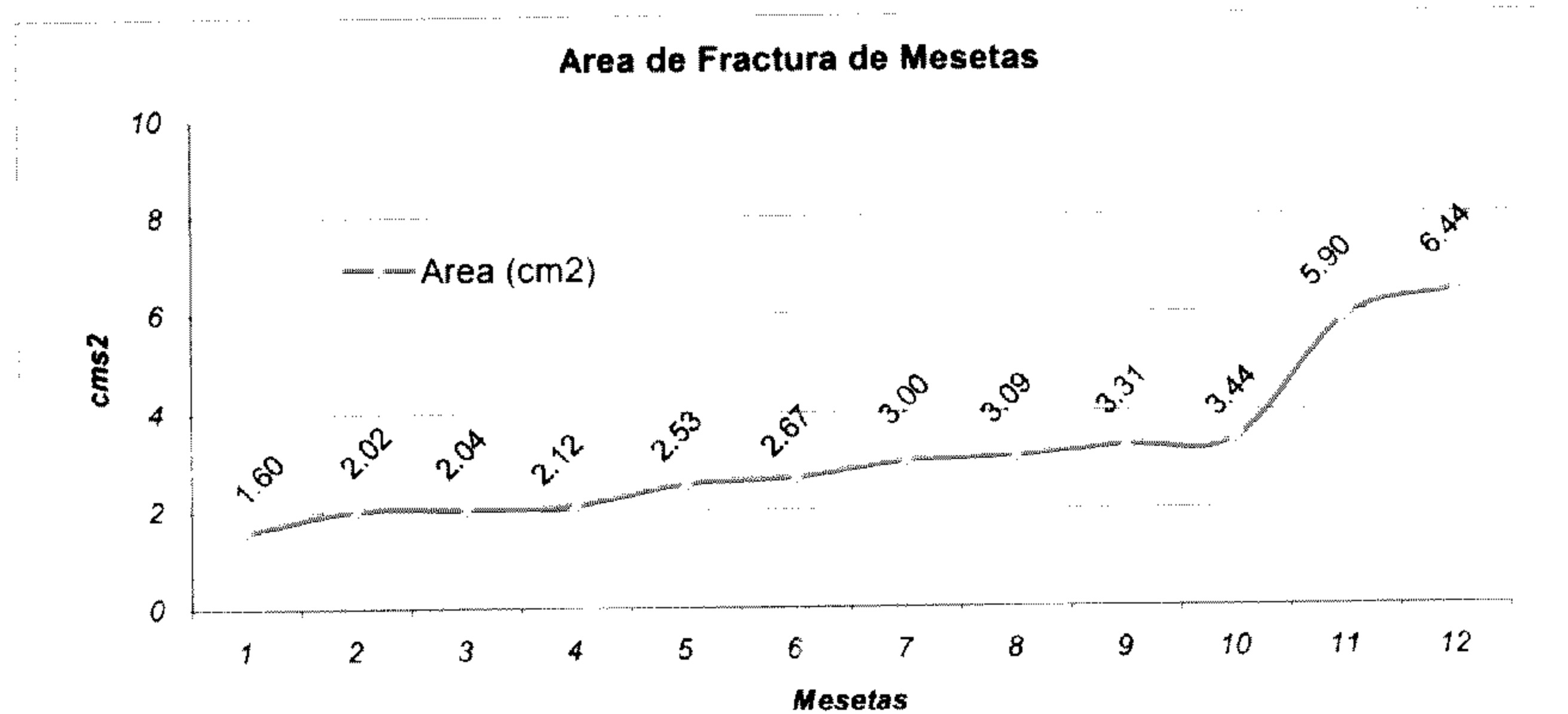
Grafica 3.2. Intervalos de Áreas de mesetas

Área de Fractura de Mesetas

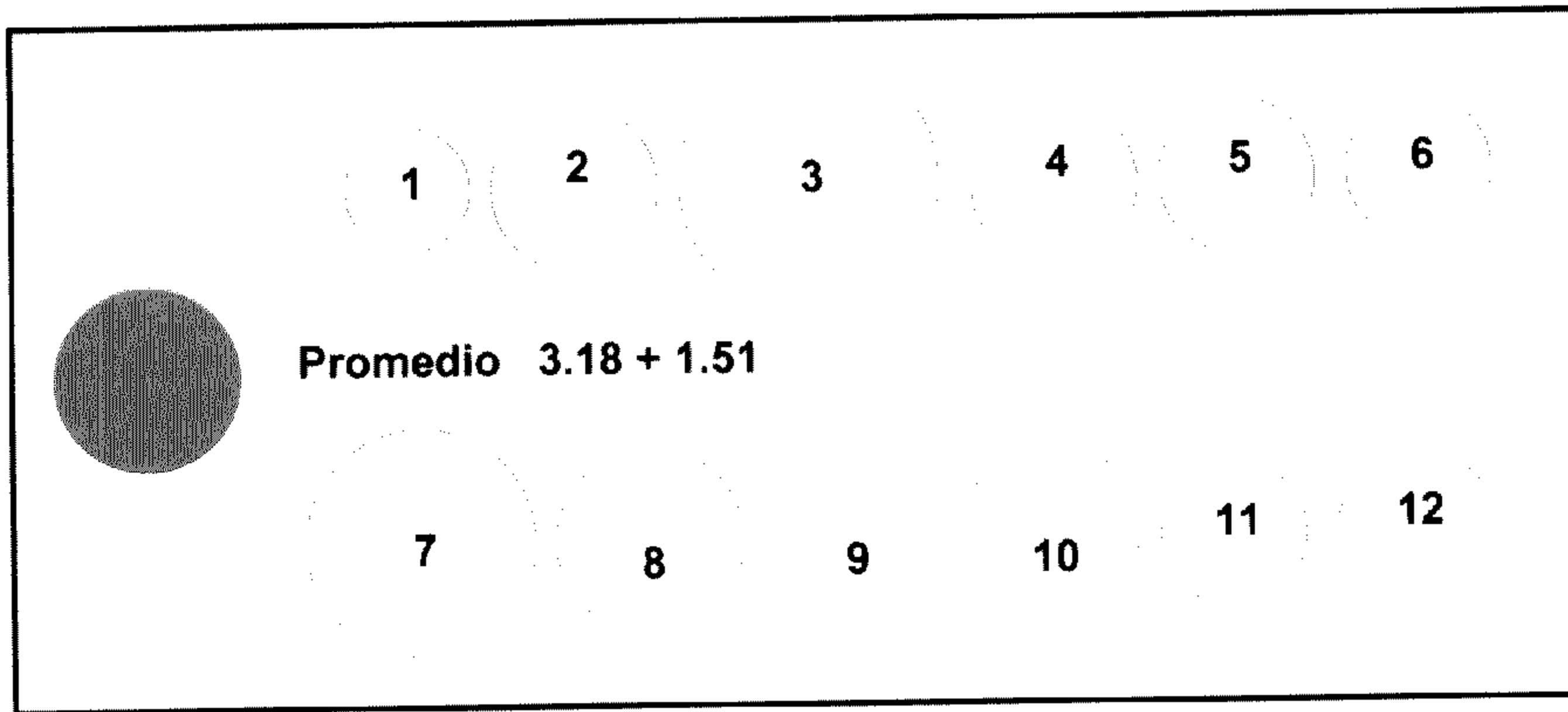
Se encontró en la muestra de 12 rodillas un promedio de $3.06 \text{ cms}^2 \pm 1.46 \text{ cms}^2$, en un rango de 1.06 y 6.44 cms^2 . El 75% de los pacientes se encontró en el rango de 2 a 4 cms^2 .



Grafica 3.3. Áreas de mesetas

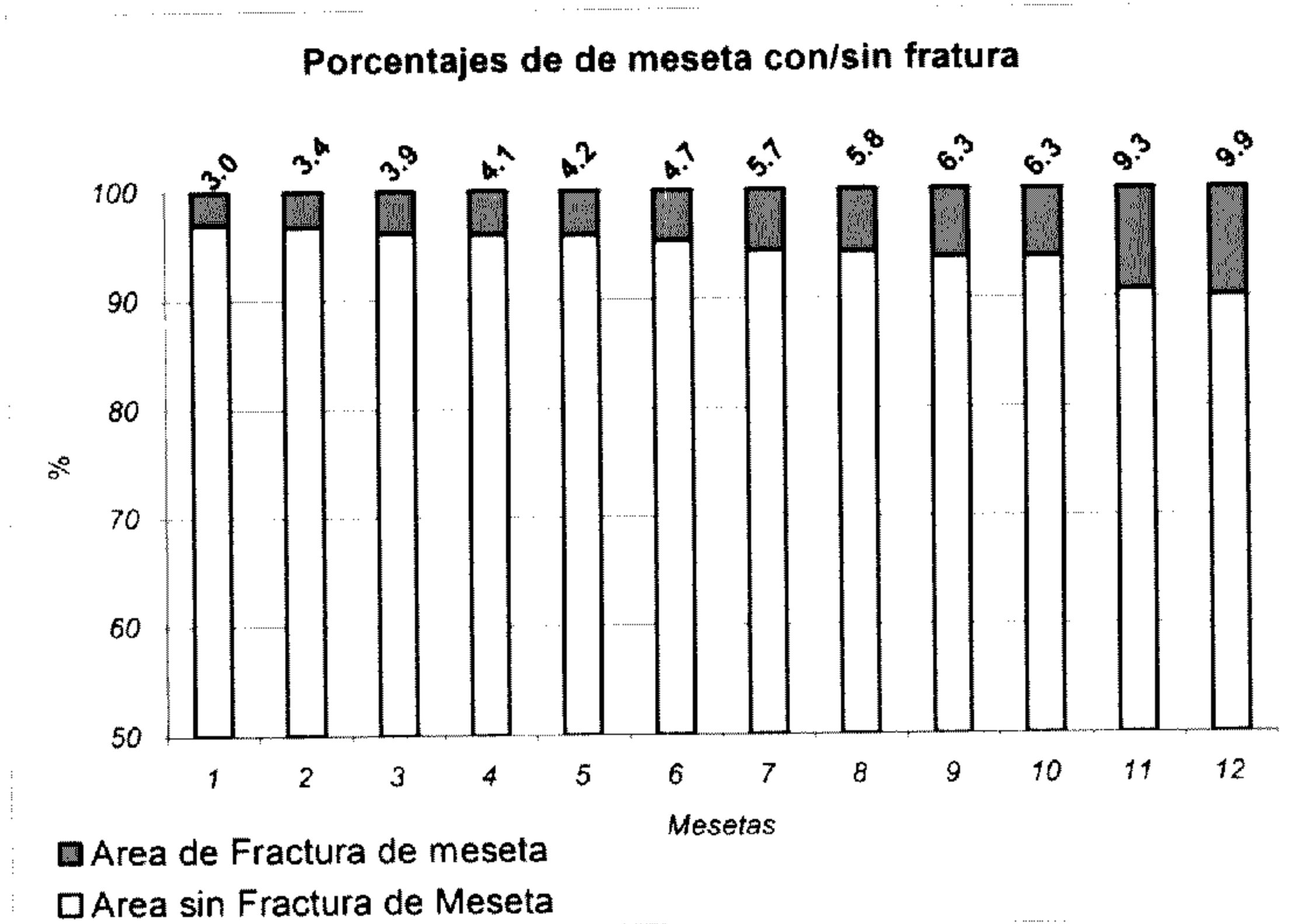


Grafica 3.4. Áreas de fractura de mesetas



1.3. Índice de fractura (%)

En promedio la fractura presento en el 5.54% del total del área de la meseta, con una desviación estándar de 2.20% entre cada muestra.

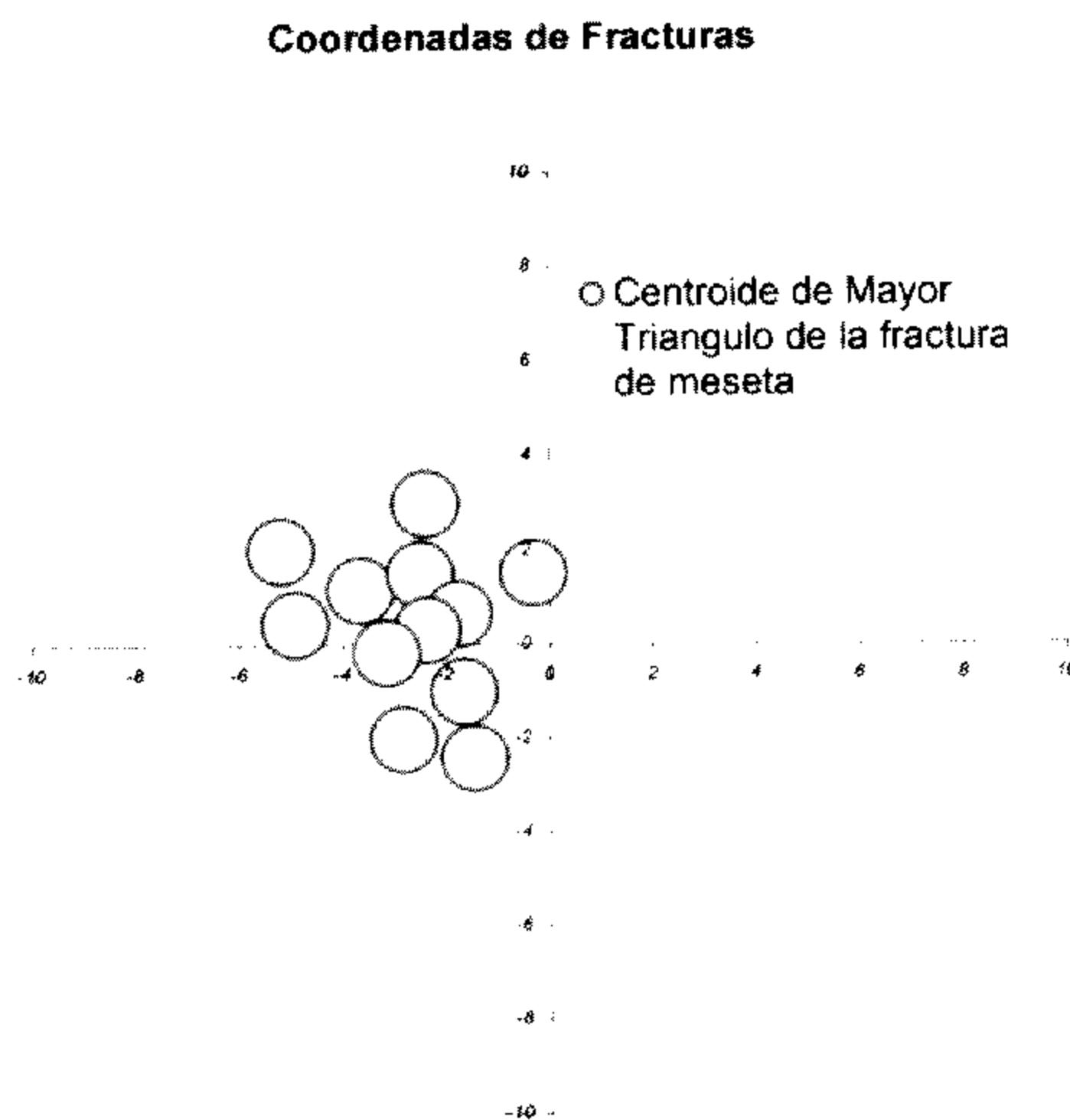


Grafica 3.5. % de fractura

Localización de la Fractura (Ejes de coordenadas)

La fractura se localizo utilizando un eje de coordenadas a escala natural (Escala 1:1) usando técnicas de dibujo. Se localizaron tres puntos de referencia en cada fractura. Las coordenadas tuvieron una situación relacionada con el área

triangular de mayor tamaño dentro del área de la fractura, los vértices se tomaron como puntos de referencia para situar la fractura:

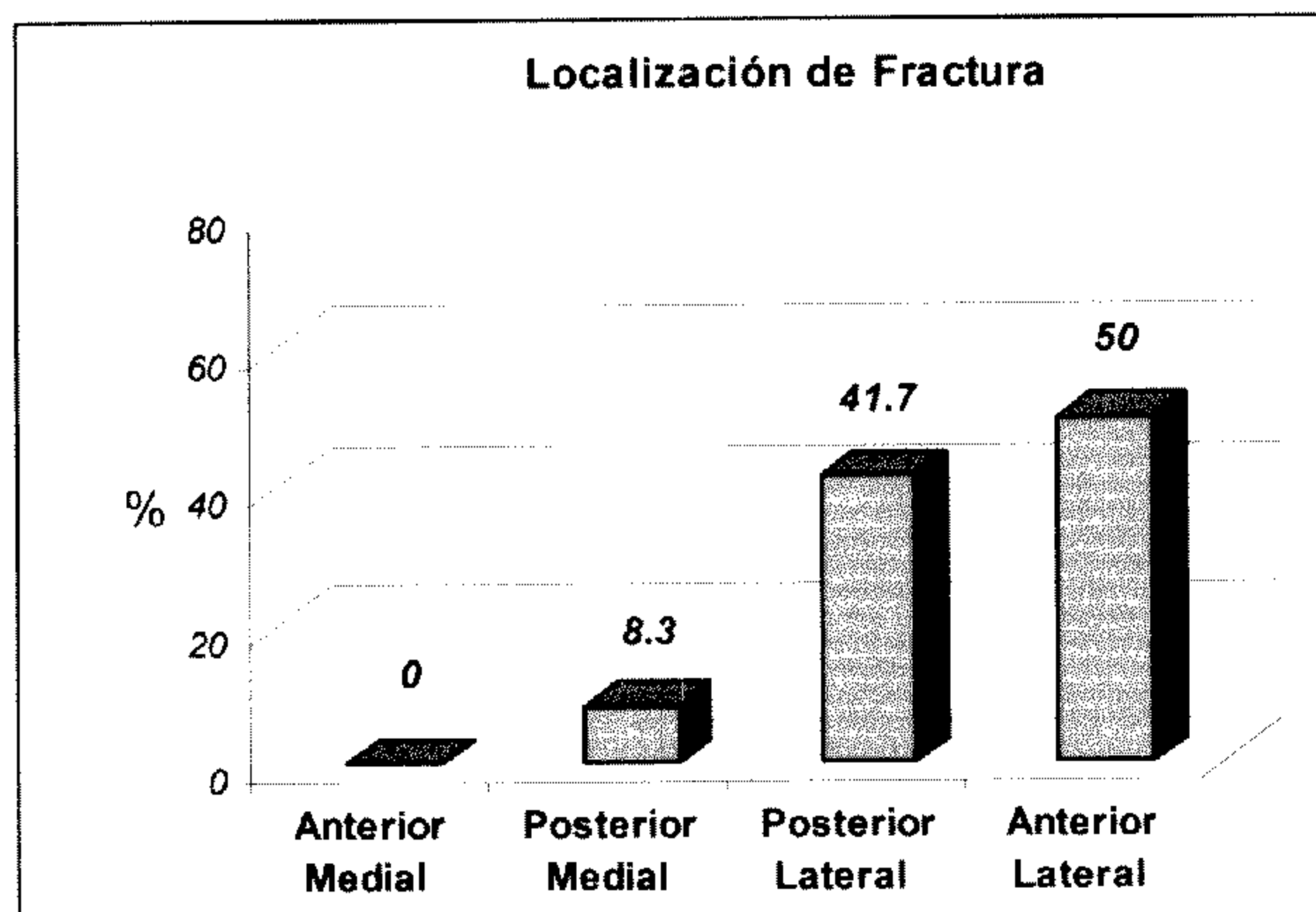


Grafica 3.6. Localización de la fractura

Se localizaron las fracturas en el área de la meseta para definir el lado en el cual se presentaron ocurrencias similares. En el lado anterior lateral se encuentran el 50% de las fracturas, seguido por el lado posterior lateral donde se encuentra el 41.7% de las fracturas.

Localización de Fractura	Frec.	%
Anterior Medial	0	0
Posterior Medial	1	8.3
Posterior Lateral	5	41.7
Anterior Lateral	6	50
Total	12	100

Grafica 3.7. Localización de la fractura en meseta



Grafica 3.7. Lado de localización de la fractura en meseta

en la siguiente figura se muestra la localización de la fractura en función del centro de luz mas grande en la fractura con el fin de conocer cuales son las áreas predominantes en las mesetas.

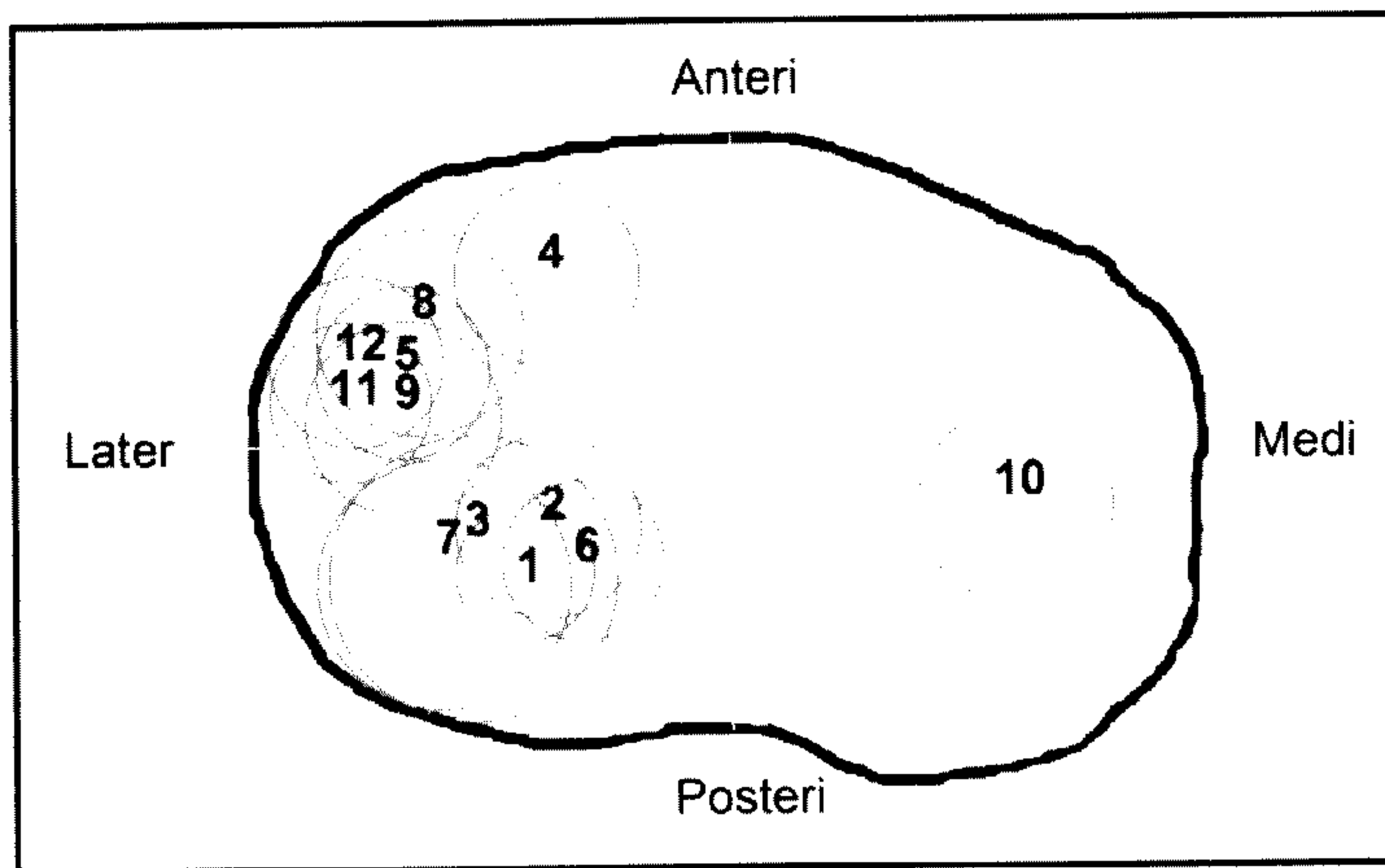


imagen 3.1. Fractura en meseta modelo, área y localización

En la siguiente imagen se aprecia las áreas más comunes que presentaron fracturas:

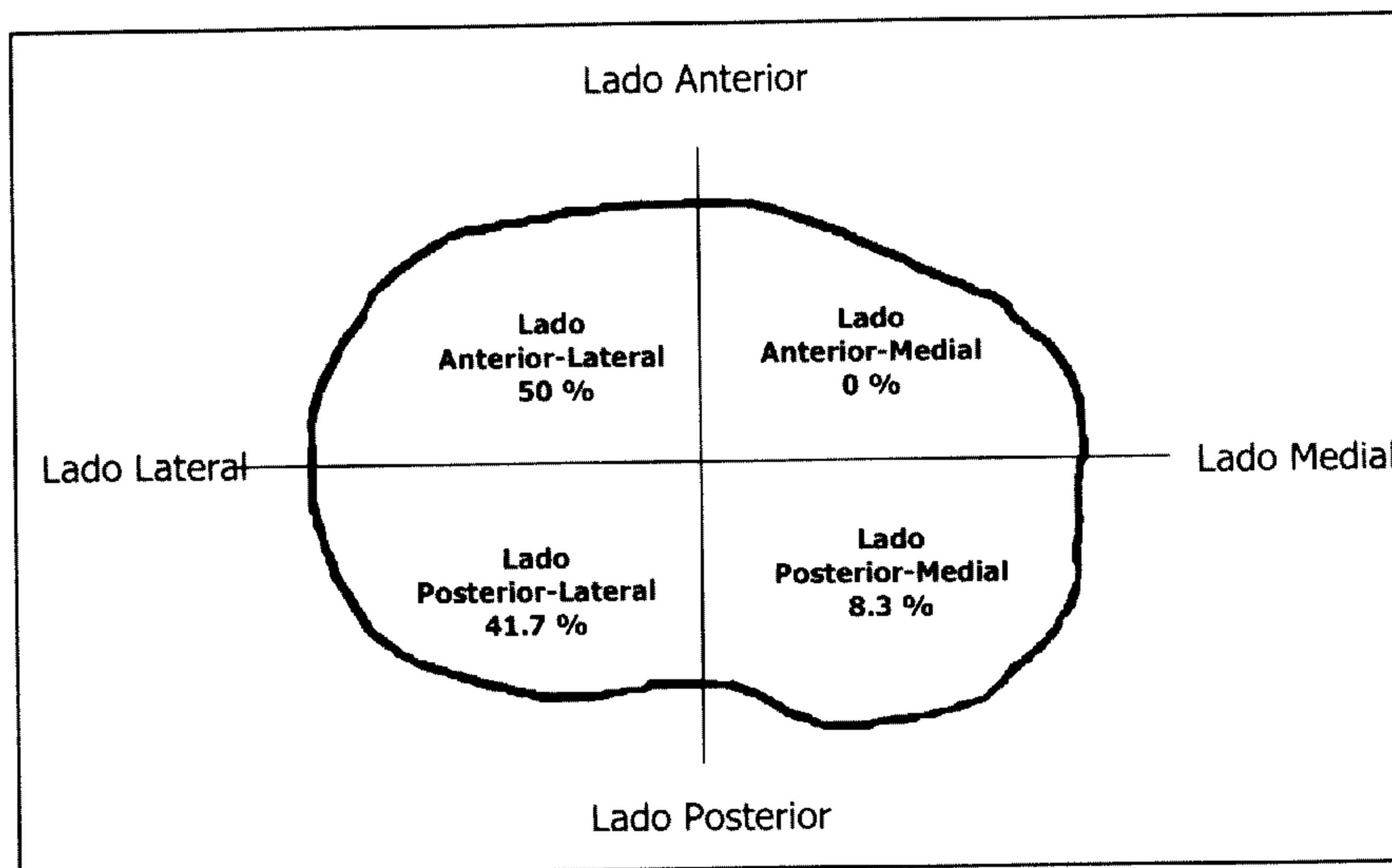


Imagen 3.2

RESULTADOS

La medida del área total de la meseta es en un promedio de $56.68\text{cm}^2 \pm 7.14\text{ cm}^2$ en un rango de 46.96 a 68.98 cm^2 siendo un promedio de 45 a 60 en un 75% del total de las mismas. (grafica 3.1, 3.2) con un área de $3.06 \pm 1.46\text{ cm}^2$ en un rango que va de 1.06 a 6.44 cm^2 encontrándose el 75% del total de los pacientes de 2 a 4 cm^2 .

Así como su mayor presentación en cuanto a localización es en la meseta lateral (antero lateral 50%) (posterolateral en un 41.7% .) (grafica 3.7 imagen 3.2) por lo tanto si consideramos la meseta lateral mide la mitad del área total . el promedio seria 6.12 cm^2 por lo tanto el 11.08% del área afectada, (grafica 3.4,3.4, 3.5).

DISCUSION

Las fracturas de la meseta tibial son un reto para el ortopedista existen varias clasificaciones que determinan la meseta involucrada y eventualmente los hundimientos así como el trazo fracturario y el grado de desplazamiento. En la literatura no se encuentra un estudio que determine la localización, área de las fracturas de meseta tibial.

El estudio se trata de investigar el área, forma y localización de las fracturas hundimiento de las mesetas con el fin ultimo de determinar el abordaje y la mejor manera de integrar o reducir los fragmentos en una forma anatómica que es el principal objetivo de las fracturas intraarticulares en este caso de las mesetas tibiales.

Al realizar un experimento biomecánico de tibias de cadáver con una prensa hidráulica de tipo manual controlada , solo obtenemos un mismo mecanismo de fractura lo cual limitaría que la fractura se presente sin una alguna angulación en la carga. Sabemos que las caídas no siempre se someten a una carga puramente axial si no que existe un componente de angulación.

Donde se obtiene un patrón constante de fractura al haberse fracturado la meseta tibial lateral en la región anterolateral casi en un patrón muy similar en un porcentaje de 91.7%. el tamaño del fragmento equivale al 11.08% de la meseta que representa 6.12 cm². Del área afectada.

La forma de los fragmentos se vio en radiografías y no fue posible visualizar la fractura directamente por quedar cubierta por cartílago articular.

Por lo tanto seria aconsejable efectuar un estudio tomografico para un examen mas detallado del sitio afectado.

Si se quiere reducir una fractura hundimiento de la meseta tibial en la región posterolateral podría hacerse por vía anterior abriendo una ventana en la diafisis. Así como; si encuentra una fractura en la meseta tibial, en la región anterolateral la ventana será en la región superior. Por lo tanto al contar con una fractura en la meseta anterolateral dificultaría el que se pueda empujar hacia arriba dicho fragmento con un instrumento con punta porque tendría que empujarse en el centro del fragmento óseo. Quizás seria en muchas ocasiones abrir una ventana anterior en la parte mas superior de la epífisis y posteriormente cerrarla para lograr una reducción totalmente anatómica.

CONCLUSIONES

De acuerdo a este estudio experimental las fracturas de la meseta tibial, se ven con mayor frecuencia en la región anterolateral y posterolateral, encontrando una similitud en cuanto al tamaño del área (hundimiento), por lo que se tiene mejor visión para realizar abordaje y llegar a lo mas anatómico,

Por lo tanto no es factible realizarse osteotomía en la diafisis tibial como orificio de entrada para colocación de injerto y recolocación del fragmento hundido en presencia de fractura de la meseta con hundimiento para todos los casos ya que no es muy certero. Lo mas loable seria individualizar los casos los cuales serian pocos y seleccionados.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Quiroz F. Anatomía Humana Ed. Porrúa Tomo I, 1991.
- 2.- Canale T cirugía Ortopédica. Ed. Mosley, 9ª Ed, 1998.
- 3.- Munuera, L. Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. Mc graw Hill, 1998.
- 4.- Muller, Schneider R. Manual Of Internal Fixation, Berlín Springer, segunda edición, 1992.
- 5.- Moore Keith. Anatomía con Orientación clínica. Ed. Panamericana cuarta edición, 2002.
- 6.- Simon, Sh. Ciencias Básicas en Ortopedia. American Academy of orthopaedics surgerons.
- 7.- Skinner Harry. Diagnostico y tratamiento en ortopedia. Manual Moderno, 2000.
- 8.- Wilson, F. Lin P. General de Orthopaedics Mc Graw Hill, 1997.
- 9.- Morrison JB The Mechanics of the Knee Join in relation to normal walk. J of Biomech. 3:51-61, 1998.
- 10.- Burgos, J. Fracturas, Ed. Panamericana, 2001.
- 11.- Rock Wood & Greens, Fracturas del Adulto editorial Marban, 5ta edición, 2247 Págs.
- 12.- Clayton R. Perry M. D., Mc Graw- Hill Interamericana, Págs. 463, segunda edición, 2001.
- 13.- Bouchet, Anatomía de los Miembros Inferiores, 1era edición 1988.
- 14.- Insall, cirugía de la rodilla, segunda edición, 1994.
- 15.- Latarget, Anatomía Humana, tomo I, tercera edición, 1994.
- 16.- P. H. Abrahams, Gran Atlas Mc Minn de Anatomía Humana, Cuarta Edición, editorial océano/centrum.

- 17.- Schatzker J, McBroom R. The Tibial Plateau Fracture. Clinics Orthopaedics, 1979; 138:94-104.
- 18.- Burri C, Gartzke G, Coldewey J, et al. Fractures of the tibial plateau. Clinics Orthopaedics. 1979; 138 : 84-93.
- 19.- Lachiewicz PF, Funcik T. Factors influencing the results of open reduction and internal fixation of tibial plateau fractures. Clinics orthopaedics. 1990; 259: 210 215.
- 20.- Watson JT. High- energy Fractures of the tibial plateau. Orthopaedics Clinics North America. 1994; 25:723-751.
- 21.- Sirkin MS, Bono CM, Reilly MC, et al. Percutaneous methods of tibial plateau fixation. Clinics Orthopaedics. 2000; 375: 60- 68.
- 22.- Weigel DP, Marsh JL. High-energy fractures of the tibial plateau. J Bone Joint Surgery American. 2002; 84A: 1541- 1551.
- 23.- Collinge C, Sanders R, DiPasquale T. Treatment of complex tibial periarticular fractures using percutaneous techniques. Clinics Orthopaedics. 2000; 375: 69-77.
- 24.- Duda GN Eckert-Huebner K, claes L: Analisis of inter-fragmentary movement as a function of musculoskeletal loading conditions in sheep. J Biomech 31:201-210, 1998.
- 25.- Claes LE, Heigele CA, Neidlinger- Wilke C, et al: Effects of mechanical factors on the fracture healing process. Clin Orthop 355(Suppl): S132-S147,1998.

Base de datos

No. Rodilla	Área total de meseta		Área de fractura de meseta		% de Fractura	Localización Cuadrante	Puntos de Referencia de Fracturas						Punto Baricentro		Estimación Clínica
	mm ²	cms ²	mm ²	cms ²			Punto A		Punto B		Punto C		x	y	
1	5314.8	53.15	159.9	1.60	3.01	4	2	0.5	2	2.5	0.5	2.5	1.5	-1.8	0.5
2	4696.6	46.97	266.5	2.67	5.67	3	-2	0	-1	-1	-2	-2	-1.7	-1.0	1
3	6898.2	68.98	644.48	6.44	9.34	3	-3.5	0	-2	-2	-3	-4	-2.8	-2.0	3.5
4	5706.45	57.06	330.95	3.31	5.80	1	1	2	2	0.7	3	1.9	2.0	1.5	1.25
5	6093.8	60.94	253.3	2.53	4.16	2	-3	2.5	-4.3	1	-3.7	0	-3.7	1.2	1.1
6	5176.67	51.77	201.5	2.02	3.89	3	-1	2.2	-1.3	0	-2.1	-2	-1.5	-1.4	0.31
7	5956.2	59.56	590.2	5.90	9.91	4	1.5	1	4	2.5	4.7	1	3.4	1.5	2.4
8	5441.5	54.42	343.8	3.44	6.32	1	2.3	-3	3	0.5	4	-1	3.1	-1.5	1.47
9	4752.9	47.53	300.2	3.00	6.32	2 Y 3	-1.6	0.5	-2	1.2	-3.5	0.7	-2.4	0.3	0.9
10	6549.8	65.50	309.3	3.09	4.72	2 Y 3	-2.5	0.5	-3	1.5	-4	0.5	-3.2	-0.2	1.5
11	5003.2	50.03	203.5	2.04	4.07	1 Y 4	2.7	0.2	3	1.5	3.8	0	3.2	0.4	0.9
12	6314.8	63.15	212	2.12	3.36	1 Y 4	2.6	0	3	1.8	4	0	3.2	0.6	1.26
Media	5658.7	56.6	318.0	3.2	5.5								0.1	-0.2	
Desv. Esta.	714.4	7.1	151.3	1.5	2.2										

Punto promedio de localización =

