

UNIVERSIDAD AUTONOMA DE GUADALAJARA.
Estudios incorporados a la UNAM.

Escuela de Diseño Industrial.



bio-rodilla « protesis ».

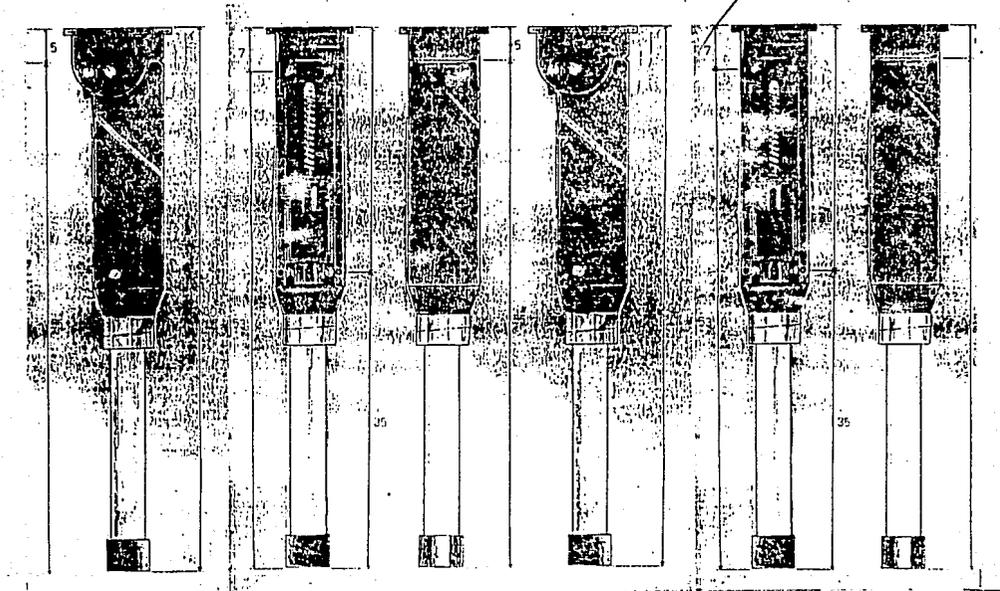
TESIS CON
FALLA DE ORIGEN

Tesis profesional presentada por:

Guillermo A. G. Ibarrola Covarrubias, para obtener el
título de Lic. en Diseño Industrial.

^{m. y.}
~~Arg. José Morales González~~
Director Escuela Diseño
Industrial.

^{m. y.}
~~Arg. José Morales González~~
Jefe Comisión Revisora de
Tesis.





Universidad Nacional
Autónoma de México



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 está 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.

-Indice

pag.

- 1.-Introduccion
- 2.-Consistencia del problema.
- 3.-Estadísticas e información sobre el movimiento de articulaciones.
- 7.-Análisis vectorial.
- 8.-Organización general de la articulación de la rodilla.
- 10.-Fase estática.
- 11.-Análisis mecánico de la locomoción.
- 15.-Cargas y presiones mecánicas de la rodilla.
- 16.-Modelos articulados.
- 18.-La marcha.
- 21.-El amputado y su entorno.
- 23.-Rehabilitación.
- 27.-El amputado y su medio ambiente.
- 30.-Comentario general.
- 33.-Memoria de uso de una prótesis para miembro inferior.
- 37.-Algunos materiales y sus procesos.
- 38.-Análisis general.
- 43.-Comentarios sobre el proyecto.
- 46.-Límites del proyecto.
- 48.-Costos.
- 50.-Cursogramas.
- 54.-Planos descriptivos y de producción.
- 62.-Directorio.

INTRODUCCION:

- La cirugía ortopédica, es probablemente, la más conservadora de las ramas de la cirugía; para ejercerla con propiedad es necesario conocer a fondo los medios de que se dispone para lograr la corrección de los trastornos óseos, articulares y musculares de un paciente. Entre los recursos mecánicos que debe emplear el protesista, tres de ellos son los usados por este: los zapatos, los aparatos y las prótesis, que son de las que trataremos en todo el trayecto de el siguiente desarrollo.
- Siempre se requiere la parte técnica para salir de los aspectos meramente básicos, y cuando el caso lo requiera, los materiales a usar en la prótesis requerida, La prótesis puede estar fabricada de los más diversos materiales; de hule, de madera, plástico o metal, todas tienen ventajas y desventajas, y a menos que exista contraindicación específica, se deja a la elección del fabricante la selección de los materiales. En Mexico hasta el momento, no se fabrica una prótesis con requerimientos científicos, ni técnicos, lo cual hace que los médicos que prescriben una prótesis para cualquier extremidad, tengan que sujetarse a la importación de éstas, y así mismo a el nivel económico del paciente, que normalmente es bajo, ya que la mayoría de las amputaciones se realizan en obreros (accidentes de trabajo), y en ancianos con problemas cardiovasculares y otros de suma importancia como lo es la diabetes.
- Toda persona que a causa de una amputación o deformidad congénita tenga un miembro más corto que el contralateral, se enfrentará con dificultades físicas, psicológicas y sociales durante toda su vida. Estas dificultades se superan en parte por medio de un miembro artificial, pero no se resuelven totalmente, incluso con una prótesis eficiente, la pérdida de una pierna causa disminución de la movilidad, por otra parte, en ausencia o pérdida de un miembro siempre se produce un efecto desfavorable de la autoimagen.
- Cualquiera que sea la causa de la amputación o la naturaleza de las complicaciones asociadas, la rehabilitación de un amputado implica esfuerzos estrictamente integrados por parte del paciente y su familia, del personal del hospital, de los servicios de la comunidad, del servicio de adaptación del miembro artificial y los servicios sociales, si se intenta obtener un buen resultado.
En edades avanzadas se plantean problemas mas complejos y muy distintos de los asociados con la amputación de miembros en pacientes jóvenes, y necesitan un metodo de rehabilitación modificado.
- Desde luego, varios de los problemas que plantea la rehabilitación son comunes a amputados jóvenes y viejos, y ocurren tras la amputación de un miembro ya sea este superior o inferior.

CONSISTENCIA DEL PROBLEMA.

- La medicina en nuestro país no está a la par con otros países de su nivel sobre todo lo que concierne a la tecnología con que cuentan los médicos; - la medicina como es sabido, se divide en dos grandes ramas, esto para la atención a los problemas de salud. Una de estas dos ramas es el sector privado y el otro el sector público, a este último se le dará prioridad, ya que es el que maneja un mayor número de personas con problemas por resolver, de ahí la importancia que tienen los servicios médicos para la sociedad, además de que el sector público cuenta con un número de personas de escasos recursos económicos. Estos dos sectores los dividimos de la siguiente manera :

CLINICAS Y
SECTOR PRIVADO
HOSPITALES
SECTOR SALUD
ISSSTE
SECTOR PUBLICO
IMSS

S.S.A.

- En estas dos ramas se detectaron varios problemas concernientes al diseño industrial, como es un elemento que mida la presión del líquido encefalorraquídeo, otro es un sistema que determine por medio de impulsos eléctricos el estímulo del movimiento cardíaco, otro una prótesis para miembro inferior, estos además de muchos otros de menor importancia. Tratando de seleccionar uno de estos problemas para su solución, se optó por la prótesis para miembro inferior, debido al porcentaje de personas amputadas al año, y las necesidades que surgen del problema y del individuo como parte de una sociedad.
- De un 100% de accidentes de trabajo, el 20% de éstos pertenecen a los miembros inferiores, lo que en cifras exactas son 54 casos de amputación al mes, el 25% de estas amputaciones se realizan por encima de la rodilla, - debido a que los médicos por lo general prefieren para el bien del paciente un corte lo suficientemente alejado del problema por el cual se amputara, ya que un corte cercano no es muy seguro, ya que el problema puede continuar y pasar incluso al miembro contralateral. Este porcentaje equivale a 648 accidentes en miembros inferiores al año, únicamente en la zona metropolitana de Guadalajara y exclusivamente por accidentes de trabajo. (Depto. de medicina del trabajo de las clínicas #48 y #4 del IMSS).
- Existen además muchas otras circunstancias, por lo que el médico se ve obligado a amputar, como lo son los accidentes de tránsito, que toman parte en un 20.4%; uno de los problemas más comunes y con mayor incidencia es el de la diabetes conjuntamente con problemas cardiovasculares con un 26%; existen también otros problemas con menor porcentaje como lo son las malformaciones congénitas con un 6.3%; enfermedades e infecciones con un 5.7%; etiología muscular con un 10.3% y otros varios con un 13.1%.
- En los accidentes de trabajo los miembros inferiores sufren en un 20% la amputación, entre otros están los ojos (25%) y otros (13%) y la incidencia es de un 75% en hombres y el 25% restante en mujeres.

AMPUTACIONES.

-En las amputaciones existen 5 tipos de cortes, los más usados son los que se ejecutan por arriba de la rodilla, tercio, medio, proximal y distal del muslo. La proporción en sí, de amputaciones entre el miembro inferior y el superior es de 10 a 1, y de las practicadas en el miembro inferior el 80% se practican por enfermedad vascular, y el 20% restante por traumatismos.

CAUSAS DE AMPUTACIONES.

| | |
|-----------------------------|-------|
| 1-Accidentes de tránsito | 20.4% |
| 2-" " de trabajo | 18.1% |
| 3-Varios | 13.1% |
| 4-Etiología muscular | 10.3% |
| 5-Malformaciones congénitas | 6.3% |
| 6-Enfermedades varios | 5.7% |

(La causa con mayor porcentaje de amputados es la diabetes con un 26%).

ACCIDENTES DE TRABAJO

| | |
|--------------------|-----|
| 1-Miembro superior | 42% |
| 2-" " inferior | 20% |
| 3-Ojos | 25% |
| 4-Varios | 13% |

PERSONAS EN MOVIMIENTO.

-El movimiento es un estado natural del hombre y esencia de su ser, la vida humana es un estado no estático, desde el guiño del ojo hasta la velocidad máxima al correr, durmiendo o despierto, el hombre se mueve.

La dinámica espacial también afecta a la interfase de las personas con el entorno. El cuerpo humano, aún cuando no esté comprometido a ninguna actividad o trabajo concreto nunca está quieto o en reposo absoluto, e incluso en estado de completa rigidez, realmente oscila en toda dirección. El cuerpo es flexible y puede estirarse, las extremidades tienen movimiento de rotación y la energía muscular puede captarse para poner máquinas en funcionamiento; un ejemplo expresivo de la flexibilidad y extensión del cuerpo es el cambio que experimenta en las pruebas de ingravidez.

AMPLITUD DEL MOVIMIENTO DE LAS ARTICULACIONES.

-Las articulaciones móviles se dividen en tres tipos. El primero, desde una posición de partida se tiene un sólo plano de libertad de desplazamiento - ejemplos de estas articulaciones son el codo y la rodilla. El segundo, y con igual origen, los planos son dos, a este pertenecen articulaciones como la muñeca, y el tercero, denominado articulación esférica, faculta a una articulación en rotación o movimiento tridimensional como ocurre con el hombro y la cadera.

Los tipos de movimiento que pueden interesar en especial al diseñador son

flexión, extensión, abducción, aducción, rotación media, rotación lateral pronación y supinación.

Varios son los factores que influyen en el alcance de los movimientos que nos ocupan, entre los que sobresale el sexo. Un estudio del tema indica que, en general, las mujeres aventajan al hombre en todos los movimientos de articulaciones, salvo en el de la rodilla.

En ambos sexos se produce la mayor amplitud en los individuos más delgados y lo contrario en los gruesos. Sorprendentemente la edad, en sí misma, no merma o inhibe el movimiento; entre la primera y séptima década de vida el decremento es de aproximadamente 10%, del que una parte mínima se padece en la pubertad.

PERSONAS FÍSICAMENTE DISMINUIDAS Y ANCIANOS.

- Las personas físicamente disminuidas pero con movilidad son habitualmente integrantes de una sola entidad. Con vistas a un mejor diseño interesa conocer no sólo la antropometría que interviene, sino el conjunto de consideraciones espaciales.
- Por otro lado, los ancianos de uno y otro sexo tienden a ser más bajos que los jóvenes. Esta diferencia puede explicarse basándose en que las personas más viejas pertenecen a generaciones más tempranas y estudios recientes confirman que, por lo general, las dimensiones del cuerpo humano están aumentando. También insinúan que esta reducción puede deberse a una supervivencia relativa de individuos bajos y delgados.
- Las medidas de extensión tomadas en personas de edad son menores que entre la gente joven. Existe considerable variabilidad en el grado en que la extensión empeora por causa de la artritis o limitaciones en el movimiento de las articulaciones. Esto es particularmente aplicable en la extensión vertical para asir.

MOVIMIENTOS DE LA RODILLA.(anatomía)

- Los movimientos activos llevados a cabo en la articulación de la rodilla se describen convencionalmente como flexión, extensión, rotación interna y externa. Los de flexión y extensión difieren de los de una verdadera articulación condilea en dos sentidos. En primer lugar por que a causa de los perfiles espirales de los condilos femorales el eje alrededor del cual se producen los movimientos no es fijo, sino que se desvía hacia arriba y adelante durante la extensión de la pierna sobre el muslo, y hacia atrás y abajo durante la flexión. En segundo lugar, con el pie fijo en el suelo, los últimos 30° de extensión se asocian, inevitablemente, con cierta rotación interna del fémur, y los primeros grados de flexión con una similar de rotación externa; son rotaciones conjuntas, consecuencia de la geometría de las superficies articulares y la disposición de las estructuras ligamentosas. Por el contrario con el pie fuera del suelo, la extensión va asociada con la rotación externa de la tibia y la flexión con la interna. En la flexión completa, las partes posteriores de las de los condilos femorales. Durante la extensión, la tibia y sus meniscos se deslizan hacia adelante sobre los condilos femorales, el área de contacto entre los dos huesos aumenta y se desplaza también hacia adelante, llevando consigo a los meniscos.

Conforme progresa el movimiento, la parte menos convexa de los condilos femorales entra en contacto con la tibia, y los meniscos se abren obteniendo como resultado neto que sus extremos anteriores se muevan hacia adelante, mientras que los posteriores apenas cambian su posición. En flexión se da el movimiento inverso, y así, los meniscos, que se mueven con la tibia adaptan su contorno a la convexidad de las partes de los cóndilos femorales, que entran en contacto con dicho hueso. Los movimientos de rotación en la articulación de la rodilla tienen una amplitud mucho menor que los de flexión y extensión, durante su ejecución, los meniscos se mueven con los cóndilos femorales sobre las superficies superiores de la tibia. Estas rotaciones se producen de dos maneras: como un conjunto de rotaciones integradas con los movimientos de flexión y extensión, o como rotaciones adjuntas que pueden producirse de forma bastante independiente y que se demuestran mejor colocando la articulación de la rodilla en semiflexión.

-El grado de extensión es, aproximadamente, de 5-10° más allá de un eje vertical situado a lo largo del femur y la tibia. Puede realizarse la flexión hasta casi los 120° con la articulación de la cadera extendida hasta aproximadamente 140° cuando está flexionada, y a 160° cuando se introduce un elemento pasivo, como sentarse sobre los talones. La rotación pasiva tiene un recorrido de unos 60-70°; en contraste, la conjunta entre el femur y la tibia esta limitada a unos 20°.

-Se ha visto durante la extensión de la rodilla, la primera rotación discernible del femur se produce aproximadamente 30° antes de la extensión completa; progresa lentamente al principio, pero aumenta con rapidéz en los últimos 5°. En esta fase terminal, existe un aumento progresivo en los mecanismos pasivos que se oponen a una mayor extensión, es decir no solamente la espiralización y tensión de los ligamentos y el aumento de la congruencia y compresión de las superficies articulares, sino la tensión que aumenta gradualmente en todos los tejidos extraarticulares que cruzan la cara posterior de la articulación.

En la posición erecta simétrica, la línea del peso del cuerpo pasa por delante de los ejes transversales de las articulaciones de la rodilla, pero los mecanismos pasivos, discutidos anteriormente, son suficientes para mantener la postura con un gasto mínimo de energía muscular. La contracción activa de los extensores y la consecución de una posición completamente extendida de las articulaciones de la rodilla, sólo se produce en posiciones asimétricas o durante el balanceo hacia adelante cuando el tronco soporta una carga pesada o se ejerce un impulso poderoso. Así en extensión-ambos ligamentos cruzados, los laterales interno y externo, la cara posterior de la capsula, el popliteo oblicuo, la piel y las fascias se encuentran en tensión, lo mismo que, de forma pasiva, y a veces activa, los músculos flexores de la rodilla y gastrocnemios; las partes anteriores de los meniscos están comprimidas entre los cóndilos femorales y la tibia. En la extensión activa de la rodilla, el ligamento rotuliano es estirado por el cuadriceps femoral, si bien en la actitud erecta está relajado. Cuando la rodilla está flexionada, el ligamento lateral externo y la parte posterior del lateral interno se encuentran relajados, si bien los cruzados y la parte anterior del lateral interno permanecen tensos; las partes posteriores de los meniscos están comprimidas entre los cóndilos femorales y la tibia.

La flexión se ve limitada, por lo general, por la tensión del cuádriceps y su tendón y la aparición progresiva de la de ésta en la parte anterior de la cápsula y en el ligamento cruzado posterior; también contribuye la compresión de las partes blandas existentes detrás de la rodilla. En la flexión pasiva máxima, el contacto con la cara flexora del muslo puede constituir un factor limitante. Ciertas partes de los ligamentos cruzados se tensan en estos movimientos extremos. Añadiéndose a los movimientos de rotación conjunta asociada con la terminación de la extensión o el comienzo de la flexión, y a causa de la relajación de los laterales la rotación interna y externa de la pierna puede ser efectuada independientemente (rotación adjunta), cuando la articulación se encuentra en flexión. Al menos uno de los cruzados están tensos en todas las posiciones de la articulación, y su principal función es actuar como un puente directo entre la tibia y el fémur e impedir que aquélla no sea llevada hacia atrás o hacia adelante en exceso. En la extensión de los ligamentos laterales contribuyen a esta función. El deslizamiento hacia adelante de la tibia sobre el fémur se ve impedido por el ligamento cruzado anterior, y el deslizamiento hacia atrás por el cruzado posterior.

Durante la extensión del fémur sobre la tibia relativamente fija, los movimientos de las superficies articulares del fémur conllevan, simultáneamente, un rodamiento hacia adelante, un deslizamiento hacia atrás y un giro interno. Sin embargo la extensión de una tibia moviéndose libremente sobre el fémur relativamente fijo conlleva al mismo tiempo un rodamiento y un deslizamiento anteriores y un giro externo de las superficies de la tibia.

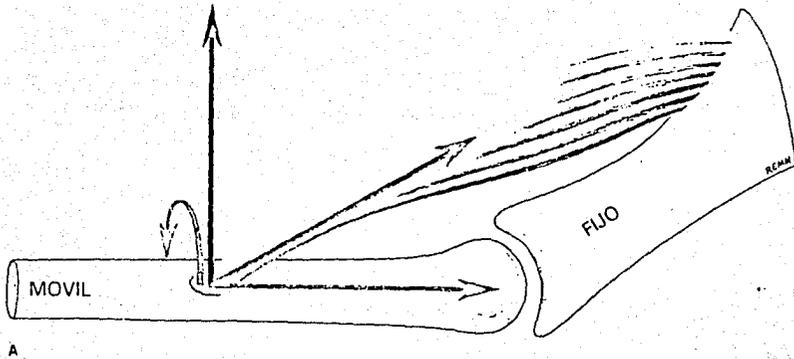
ANATOMIA APLICADA.

- Parece que la rodilla es una de las articulaciones menos seguras del cuerpo. Se forma entre los dos huesos más largos y, por lo tanto, la cuantía de potencia que desarrolla es considerable; las superficies articulares están mal adaptadas unas a otras, y el grado de movimiento de que goza es grande. Sin embargo, teniendo en cuenta los poderosos ligamentos que mantienen unidos los huesos y la fuerza de los músculos involucrados, esta articulación es una de las más fuertes del cuerpo.

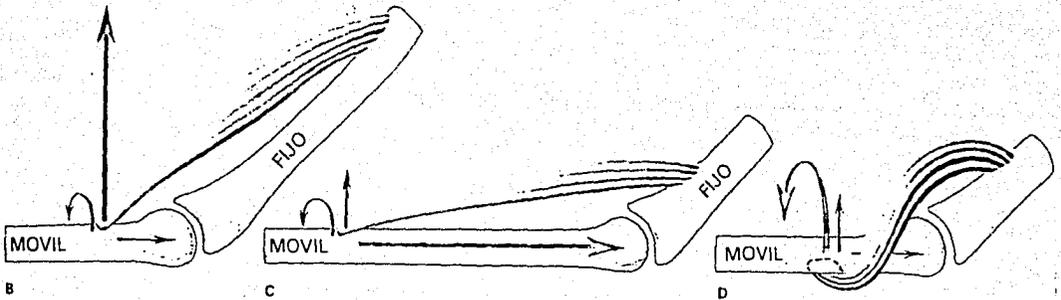
MUSCULOS DE LA PIERNA.

- Este grupo que consta básicamente de músculos extensores anteriores, y flexores posteriores, también incluye un grupo externo, derivado de los extensores: los peroneos. Las acciones de éstos músculos son las siguientes: el tibial anterior es un flexor dorsal de la articulación tibioperoneastragalina, y aproxima y rota el pie hacia adentro (inversión). Es más activo cuando ambos movimientos se combinan, como al andar eleva el primer metatarsiano y la primera cuna y los rota hacia afuera, su tendón puede verse bajo la piel por fuera del borde anterior de la tibia, y seguirse hacia abajo y adentro cruzando la cara anterior del tobillo en dirección a la cara interna del pie. El peroneo anterior también colabora en la dorsiflexión del pie actuando como una parte del extensor largo de los dedos, también ayuda a la pronación del pie.

DESCRIPCION GRAFICA.



A



B

C

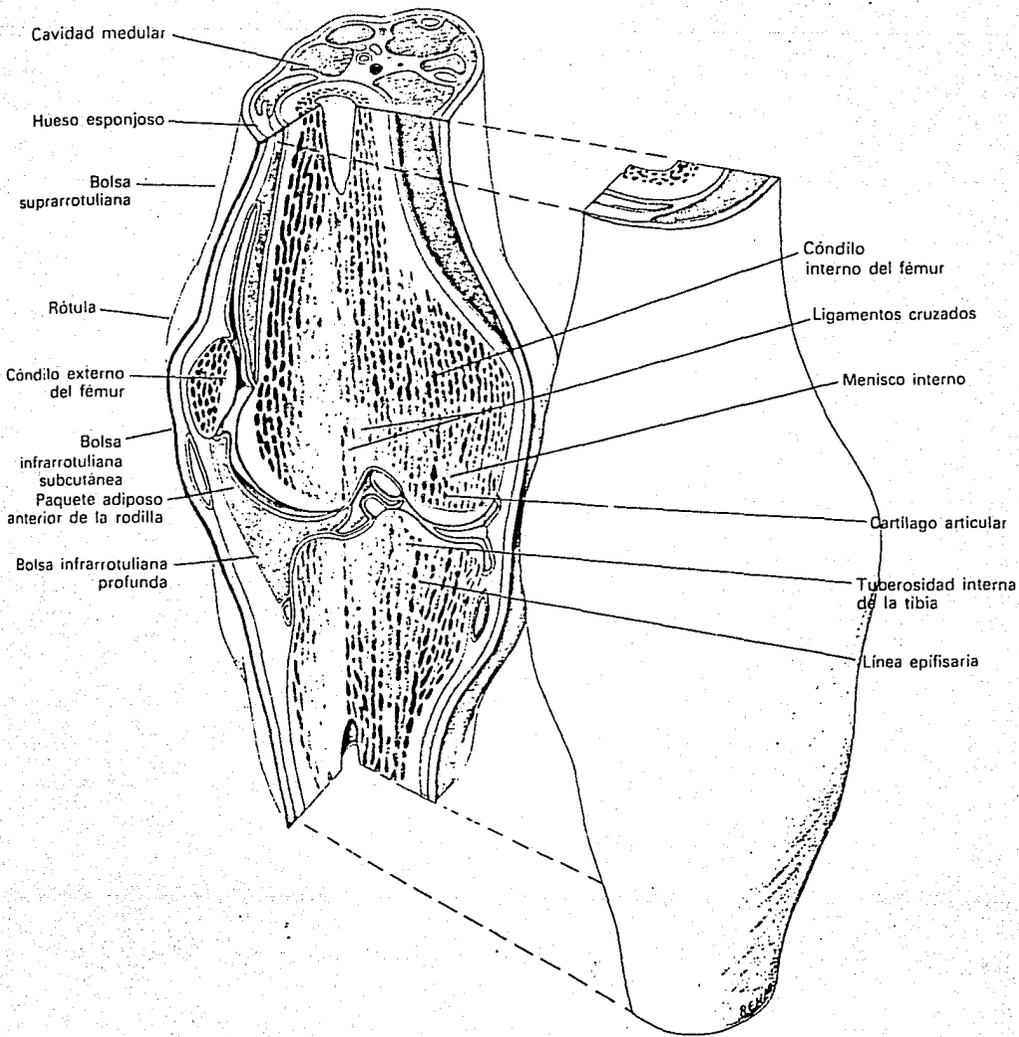
D

a)-Análisis vectorial de la fuerza de contracción generada por un músculo - que se inserta en una base fija, cruza una sola articulación multiaxial- y se inserta excéntricamente en el cuerpo de un hueso móvil.

CODIGO DE FLECHAS.

A)-Fuerza muscular; B)-Vector de balanceo transaxial; C)-Vector de derivación paraxial; D)-Vector de giro tangencial, análisis similares con respecto a músculos que en sus acciones tienen predominantemente un componente; a)-De esfuerzos; b)-De derivación; c)-De giro. Debe tenerse en cuenta que estos diagramas se han realizado con el fin de ilustrar ciertos principios, comentados anteriormente.

DESCRIPCION GRAFICA.



Organización general de la articulación de la rodilla, que está compuesta por tres pares de superficies articulares y posee también dos meniscos de fibrocartilago. La cubren las siguientes partes óseas y cartilagos:

- 1-Rótula; 2-Superficie rotuliana; 3-Cóndilo femoral medial; 4-Cóndilo tibial medial; 5-Borde de sección de la membrana sinovial; 6-Menisco cortado; 7-Ligamentos cruzados; 8-Bolsa sinovial suprarrotuliana; 9-Bolsa serosa infrarrotuliana; 10-Almohadilla de grasa; 11-Superficies seccionadas de los cartilagos; 12-Línea epifisaria de hueso denso.

MUSCULOS EXTERNOS DE LA PIERNA.

- El grupo externo de los músculos de la pierna lo forman los peroneos laterales largo y corto, que ocasionan la pronación del pie. El accionamiento del peroneo lateral corto puede evitar una excesiva supinación del pie y así descargar los ligamentos que se distienden por este movimiento, este participa en la pronación del pie y puede ayudar a afirmar la pierna sobre el pie.

GRUPO SUPERFICIAL.

- Lo forman el gastrocnemio y el plantar delgado actúan sobre ambas articulaciones, rodilla y tobillo, mientras el soleo lo hace sobre el tobillo. Los músculos de la pantorrilla son los principales flexores plantares del pie, y el gastrocnemio es un flexor de la rodilla; poseen una gran fuerza y son generalmente de gran tamaño. El plantar delgado es el rudimento de un gran musculo, cuyo tendón se inserta en la aponeurosis plantar en algunos animales inferiores; en el hombre es auxiliar del gastrocnemio.

GRUPO PROFUNDO.

- Los flexores profundos de la pierna comprenden por un lado el músculo popliteo, que actúa sobre la articulación de la rodilla y por otro el flexor largo del dedo gordo, flexor largo común de los dedos y tibial posterior que actúan en la articulación tibioperoneoastragalina y en otras articulaciones del pie. El popliteo rota de la tibia internamente sobre el femur, o, cuando la tibia está fija, rota el femur externamente sobre la tibia. Generalmente se contempla como el musculo que "desbloquea" la articulación al principio de la flexión de la rodilla completamente extendida. Cuando el pie está separado del suelo, todos los músculos precedentes flexionan las falanges de los dedos, actuando fundamentalmente sobre las falanges distales. Son también flexores plantares. Cuando el pie está sobre el suelo y bajo carga, estos músculos, actuando sinérgicamente con los músculos pequeños del pie especialmente con los lumbricales e interóseos, mantienen los pulpejos de los dedos en firme contacto con el suelo, agrandando el área de soporte de peso y ayudando a estabilizar las cabezas de los metatarsianos, que forman el punto de apoyo sobre el cual el cuerpo es propulsado hacia adelante. Ambos músculos muestran poca actividad en la estación bípeda, contribuyendo poco al mecanismo del arco longitudinal. Durante los movimientos de despegue y al caminar de puntillas, sin embargo, su actividad es marcada. El tibial posterior es el principal supinador del pie y puede ayudar poderosamente a la flexión plantar. A través de sus inserciones en las cunetas y en las bases de los metatarsianos, se ha considerado durante mucho tiempo que contribuye a la elevación del arco longitudinal del pie. En la locomoción, Tanto en la marcha, carrera, salto o trepa, existe una pérdida inmediata de los modelos ergonómicos de la posición de pie. Todos los músculos del tronco, brazos y piernas pueden estar a veces involucrados, algunos como primeros motores, otros como fijadores o estabilizadores los brazos se balancean como equilibradores y como péndulos también para aumentar el ímpetu, especialmente al correr y saltar, su uso al trepar es obvio.

-En estudios de locomoción la mayor parte de la atención ha sido enfocada a analizar los movimientos de la marcha y la secuencia temporal de contracción y relajación de los músculos involucrados. Cuando se da el primer paso desde la posición del pié, el tronco se inclina hacia adelante y los pies son ligeramente supinados con acentuación de los arcos longitudinales el talón es alzado del suelo, transfiriendo el peso progresivamente a lo largo del borde externo del pié opuesto a las cabezas metatarsianas y después a los dedos. Esta se conoce como fase estática, que pasa a la fase dinámica tan pronto como el pié abandona el suelo, al cual llega de nuevo en el orden inverso, primero el talón y después de nuevo una repetición del proceso hacia los dedos. Desde que untalón toca el suelo hasta que lo vuelve a hacer se describe un ciclo de marcha, de modo que el ciclo de una pierna alterna con el de la otra.

FASE ESTÁTICA.

-Ha sido analizada por distintos autores, pero es esencialmente un proceso continuo de transferencia de peso del talón a los dedos, especialmente al dedo gordo. Estos movimientos del pié no pueden ser considerados aisladamente. Todo el cuerpo se desplaza un poco hacia afuera hacia el lado de la pierna en la fase estática, y el centro de gravedad se inclina en una medida variable (5cm), simultáneamente el brazo de este lado empieza a balancearse hacia adelante con la pierna opuesta; la pelvis, que estaba al principio rotada hacia delante sobre el lado estático, se mueve ahora hacia delante en el lado opuesto. El pié está desde luego fijo en el suelo y por tanto a medida que la rodilla se extiende y el tobillo se dorsiflexiona la tibia rota hacia adentro en una pequeña extensión llevando el estragalo con ella, y el fémur experimenta una rotación interna conjunta obligatoria en la articulación de la rodilla y en la de la cadera, esta última rotación interna del fémur, relativa al acetábulo, se acentúa por la rotación de la pelvis en la dirección opuesta mencionada arriba. Esta serie de rotaciones internas congruentes, combinadas con dorsiflexión y supinación transitoria del esqueleto "subastragalino", sirve para llevar todas las articulaciones de la pierna y pié cerca de sus posiciones de bloqueo. La resultante rigidez momentánea coincide con el instante de máximo impulso impartido por los poderosos flexores plantares del pié. Por tanto cuando el talón se eleva del suelo el pié pasa a una flexión plantar y pronación y el impulso es ahora transmitido a lo largo de una palanca flexible a la cabeza del primer metatarsiano y al dedo gordo dorsiflexionado, el cual deja finalmente el suelo para terminar la fase estática. En la fase dinámica los dedos dejan el suelo, cuando el talón opuesto lo encuentra para transferir el sóporte. La pierna aliviada del peso, se inclina hacia adelante con flexión de la cadera y de la rodilla, dorsiflexión del pié y rotación externa de todos los elementos que experimentaron rotación interna congruente durante la fase estática. La pierna se inclina hacia delante con un movimiento pendular que, sin embargo, está bajo la influencia de los flexores de la cadera. Cuando se alcanza el límite de la zancada, el impulso del miembro es vencido por los extensores de la cadera para llevar el talón al suelo y empezar entonces otro ciclo.

-Estos acontecimientos ocurren mucho más rápidamente de lo que pueden describirse, pero el análisis general, está sostenido totalmente por pruebas cinematográficas. El papel real de muchos de los músculos relacionados se ha investigado en cada fase, pero los detalles están más allá del alcance de esta explicación y se deberán buscar en los estudios originales.

-La velocidad de la marcha puede naturalmente aumentarse por el incremento del trabajo efectuado por los músculos, y por la aceleración de sus movimientos. En la carrera los movimientos son básicamente similares, pero los talones no tocan el suelo, siendo el impulso recibido totalmente por el antepié; además el cuerpo es llevado hacia adelante por su propio impulso completamente sin soporte durante un breve momento, entre el despegue de un pie y la toma de contacto del otro. Una fase similar, sin soporte, caracteriza el salto, bien sobre un pie o alternando los pies. Al saltar el despegue puede ser de un pie a dos bien simultáneamente o en rápida sucesión, la toma de contacto con el suelo ocurre de la misma manera. En todas las formas de avance las fuerzas involucradas son las de la gravedad, la inercia y las musculares. Estas últimas pueden variar, desde el mínimo esfuerzo, sostenible durante largos períodos de tiempo al esfuerzo máximo, durante períodos comparativamente breves, aunque son pocas las estimaciones reales del gasto relativo de energía.

ANALISIS MECANICO DE LA LOCOMOCION

-En los últimos años ha avanzado rápidamente el análisis matemático de la mecánica y energética de la locomoción, que ha sido estudiado en muchos animales, incluidos los vertebrados; se ha analizado la locomoción en diferentes vertebrados, y de un modo particular en los cuadrúpedos mamíferos los datos básicos son generalmente registros cinematográficos y de la plataforma de fuerzas, pero también se ha utilizado la cinematografía radiológica y la electromiográfica. Se ha estudiado los mecanismos de locomoción de los bípedos en anfibios, marsupiales y primates, incluido el ser humano. Uno de los resultados más interesantes obtenido de estos estudios fue el reconocimiento de la importancia que tiene el almacenamiento de energía de retroceso, no sólo en el tejido muscular, sino también en los tendones. El estudio de los movimientos de la deambulación humana y de su carrera ha contribuido al análisis de las fases de los movimientos que participan en estas acciones, pero los más recientes estudios matemáticos han avanzado mucho más en la determinación de las fuerzas que participan en estas actividades, por ejemplo, es posible predecir que existe una velocidad límite para caminar, sobrepasada la cual resulta más económico, en términos de consumo muscular energético y de oxígeno, pasar a una fase fluctuante mediante un cambio de caminar a correr. El papel que desempeña el retroceso elástico de los tendones y músculos humanos ha sido estudiado mediante técnicas combinadas de radiografías y cinematografía, pero a pesar de ello no se dispone de datos dignos de confianza. La interpretación matemática de los mecanismos de la locomoción ha estimulado un interés renovado en las proporciones corporales, especialmente de las extremidades, las cuales aportan los datos necesarios para tales análisis. En los estudios mecánicos realizados para estudiar la marcha, han resultado esenciales los datos comparativos no sólo de las dimensiones de los huesos de las extremidades relativas al tamaño y peso, sino también de las proporciones de los segmentos óseos y las de las masas musculares. La distribución interna de las fibras en los músculos ha adquirido igualmente una renovada significación en el análisis cuantitativo. La detallada coordinación de tales datos dentro de los conceptos generales de la locomoción de los cuadrúpedos o de los bípedos es inevitablemente compleja; pero se han analizado rápidos progresos en este campo siendo muy interesan

tes y valiosos los resultados que se obtienen.

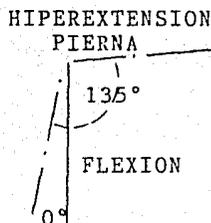
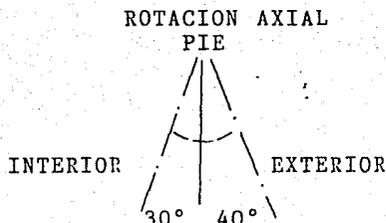
-Todas estas observaciones citadas se relacionan en su mayor parte con el análisis electromiográfico y cinematográfico, cuyos datos han sido analizados desde un punto de vista más cualitativo que cuantitativo. Algunos autores que han trabajado en este campo afirmaron ser capaces de cuantificar los electromiogramas con una precisión considerablemente mayor, empleando técnicas computarizadas, las cuales se han unido a métodos exactos que miden los movimientos y que se obtienen simultáneamente en dos o tres planos cardinales. Dado que en estas medidas participa un parámetro temporal, y que por tanto es mensurable utilizando los resultados obtenidos, pueden llevarse a cabo análisis muy detallados de los desplazamientos angulares entre los segmentos de las extremidades que participan en el caminar. Las técnicas del computador permiten integrar los datos obtenidos y expresarlos de una forma gráfica. Estas gráficas integradas del ciclo de los movimientos tanto en el espacio, como en el tiempo y se conocen como cronociclogramas que han demostrado cambios en los modelos al modificar la velocidad en la deambulación; pudiendo establecerse comparaciones entre los registros de la marcha "normal", con respecto a los que se obtienen de pacientes que padecen alteraciones en la locomoción.

ANALISIS FISIOLÓGICO DE LA RODILLA

"A"

-Ejes de articulación de la rodilla. El primer sentido de libertad está condicionado por el eje transversal Y,Y". El segundo sentido de libertad del movimiento consiste en la rotación alrededor del eje longitudinal X,X" de la pierna. Los trazos de un eje Z,Z" antero posterior y perpendicular a los dos precedentes, no supone un tercer sentido de libertad de movimiento sino que en flexión permite movimientos de lateralidad que en el tobillo alcanzan de 1 a 2 cm de amplitud. Los movimientos de rotación axial sólo se pueden efectuar en flexión de la rodilla.

DESCRIPCION GRAFICA.



-Los movimientos de rotación axial sólo se pueden efectuar en flexión de la rodilla.

ROTACION MEDIA: giro hacia el eje medio del cuerpo 30°.

" " LATERAL: giro más allá del medio eje del cuerpo 40°.

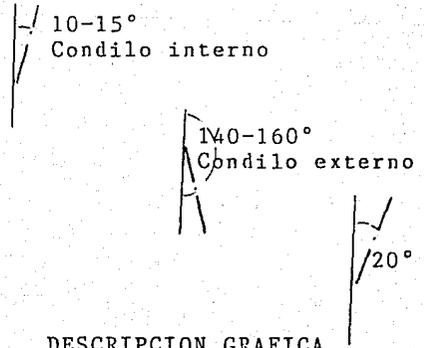
FLEXION: curvatura o reducción del ángulo que forman parte del cuerpo.

EXTENSION: enderesamiento o incremento del ángulo que forma parte del cuerpo.

ANALISIS FISIOLÓGICO DE LA RODILLA.
"B"

- 1-Desplazamiento de la rótula sobre el femur. (flexion-extension)
- 2-Desplazamiento de la rótula sobre la tibia. (flexion-extension)

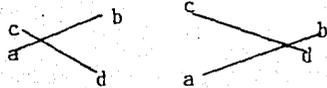
DESCRIPCION GRAFICA



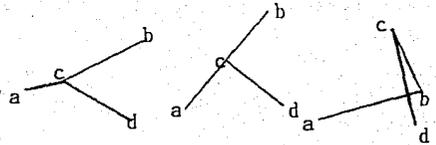
ANALISIS FISIOLÓGICO DE LA RODILLA.
"C"

MODELO MECANICO

DESCRIPCION GRAFICA



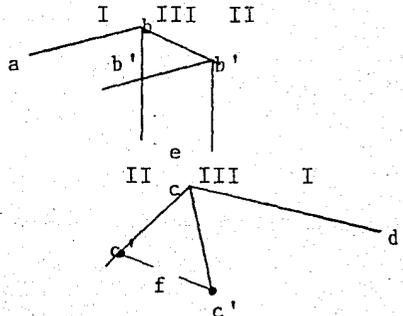
LIGAMENTOS CRUZADOS



PAPEL MECANICO DE LOS LIGAMENTOS CRUZADOS.

LIGAMENTOS LATERALES INTERNOS Y EXTERNOS

DESCRIPCION GRAFICA



ANALISIS FISIOLÓGICO DE LA RODILLA.
"D"

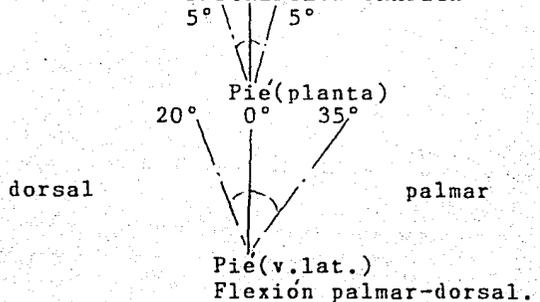
- 1-Flexión-extension. (menisco interior)
- 2-Extension-flexión. (menisco exterior)

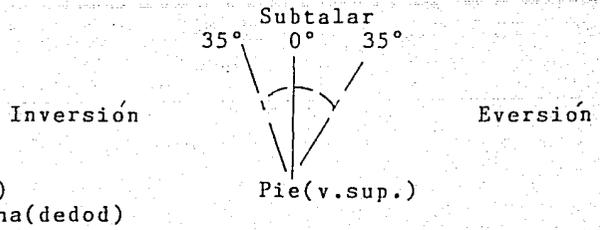
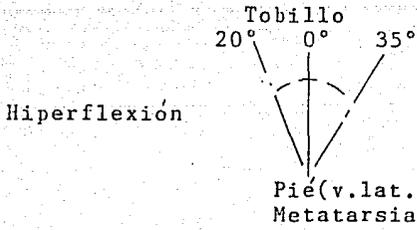
MOVIMIENTO ARTICULATORIO.

.-Neutra

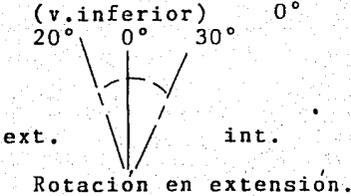
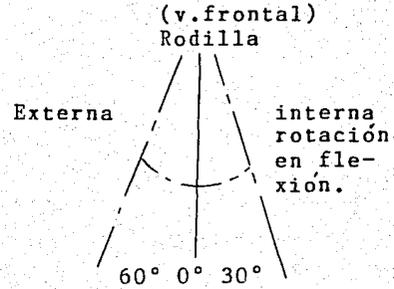
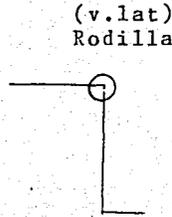
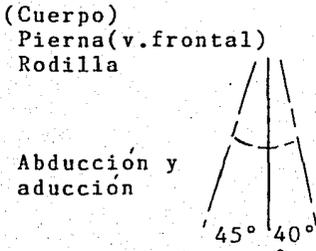
.-Abducción y aducción

DESCRIPCION GRAFICA

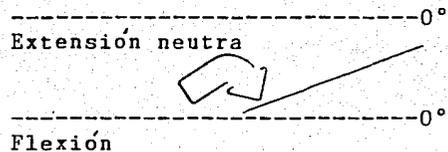
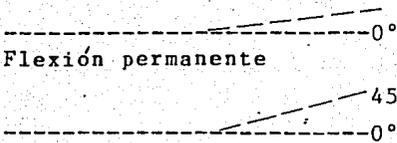




MOVIMIENTO ARTICULATORIO.



.-Cuerpo acostado.



SUPERFICIES ARTICULARES.

.-Los movimientos de la rodilla son posibles por las características mecánicas de sus componentes que permiten un movimiento deslizante para la flexión-extensión y un movimiento rotatorio que corresponde a una rotación axial. La parte superior hace las veces de una polea, que en su ranura media permite que el pivote o espiga del elemento inferior corra o gire para lograr su función de articular el miembro inferior.

CARGAS Y PRESIONES MECANICAS DE LA RODILLA.
(modelos rigidos)

- Una columna de material homogéneo soporta una carga central de 100kgs. la carga es una fuerza externa que es ejercida en la columna, por compresión distorsiona las pequeñas particulas del material que la componen, estas presiones y tensiones crean un contrapeso a la fuerza externa de la carga.
- Son el resultado de la acción de la fuerza externa en el material de la columna (fig. #1), las presiones de compresión son aumentadas proporcionalmente con la carga.(fig. #2)
La magnitud de la presión de compresión es inversamente proporcional a la superficie de la sección transversal de la columna y directamente proporcional a la carga.(fig. #3)
La columna soporta una carga colocada excéntricamente, genera una magnitud mucho más grande de presión, porque dos tipos de fuerzas son evocadas.

DIFERENTES TIPOS DE PRESIONES.

- Presiones compresivas "D" son las mismas que en la primera que soporta una carga axial "y".
- Presiones inclinadas desde las cargas excéntricas que tienden a inclinar la columna a la derecha, produciéndose presiones de compresión y de tensión, ambas son algebraicamente, sumadas negativas y positivas respectivamente. La columna soporta ambas cargas, las presiones, compresiones y de tensión debido a la inclinación se cancelan unas a otras.

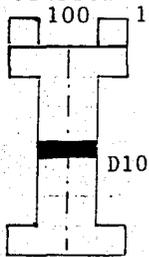


fig # 1

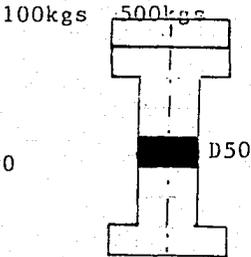


fig # 2

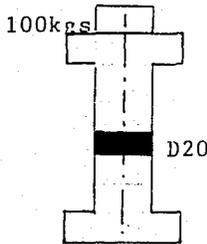


fig # 3

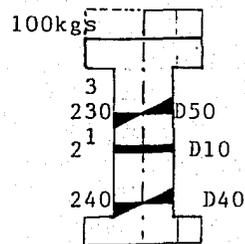


fig # 4

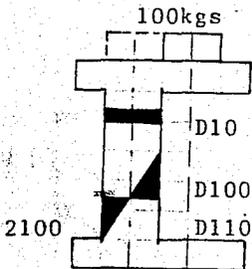


fig # 5

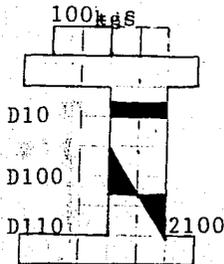


fig # 6

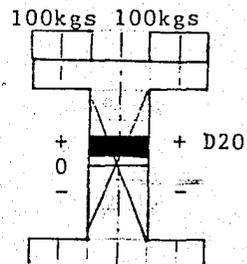


fig # 7

CARGAS Y PRESIONES MECANICAS DE LA RODILLA.
(modelos articulados)

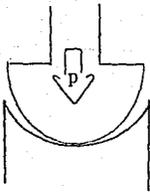


fig.#1(si un peso "P" esta concentrado en la columna superior, el balance se mantiene.)

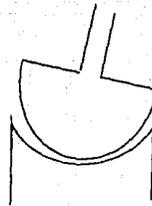


fig.#2(si el mismo peso "P" esta fuera del centro, la columna superior se inclina y cae.)

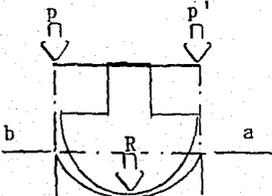


fig.#3(el balance puede ser sustituido por un contrapeso, en el otro extremo de la columna siendo la resultante "R" de las fuerzas "P" y "P',")

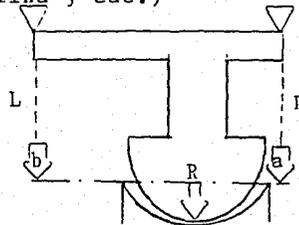


fig.#4(si el contrapeso "L" está más alejado al axis de rotación que el peso "P" este debe ser mas pequeño.)

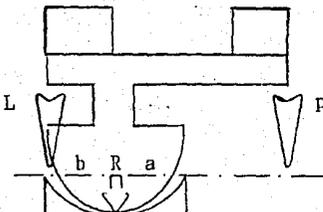


fig.#5(si el contrapeso "L" está más cerca al axis que "P" este debe ser mas grande. "R" aumenta.)

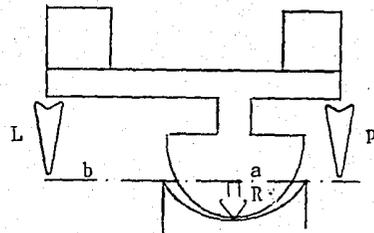


fig.#6(si "P" está más cerca, el contrapeso debe ser más pequeño y la carga "R" disminuye.)

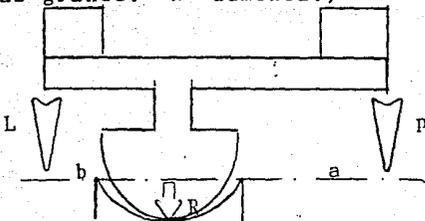


fig.#7(si "P" está más alejada ésta debe hacer contrapeso con "L", más grande, y la carga "R" es aumentada.)

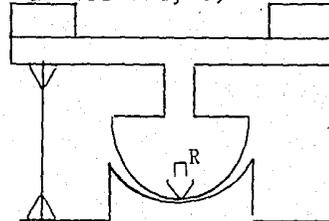
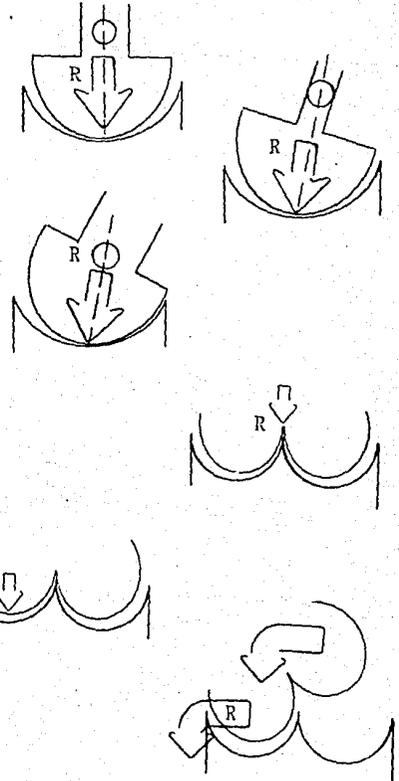


fig.#8(una cuerda o cadena ajustada puede reemplazar a un contrapeso, éste debe ser estrechado para ejercer la misma fuerza que el contrapeso que reemplaza.)

CARGAS Y PRESIONES MECANICAS DE LA RODILLA.
(fuerzas y presiones de contacto)

- Bajo el efecto de la carga "R", la presión de contacto en la unión puede ser únicamente presión de compresión, que constituye la presión mecánica de la unión.
- El diagrama de distribución de las presiones de contacto es en forma cóncava. La presión máxima está en el centro, y disminuye en la periferia.
- Si la línea de acción de "R" está inclinada la presión máxima tiende a dirigirse a la periferia de la superficie de contacto.
- Cuando la fuerza "R" actúa simétricamente el diagrama de las superficies en contacto presentan concavidades semiplanas.
- La fuerza es desplazada, pero el equilibrio persiste cuando "R" actúa fuera del centro de la curvatura, el equilibrio se pierde.
- Estando de pie, el centro de gravedad, es soportado por las rodillas. (la flecha del centro representa el 85% del peso del cuerpo.

DESCRIPCION GRAFICA



DESPLAZAMIENTO DEL CENTRO DE GRAVEDAD.

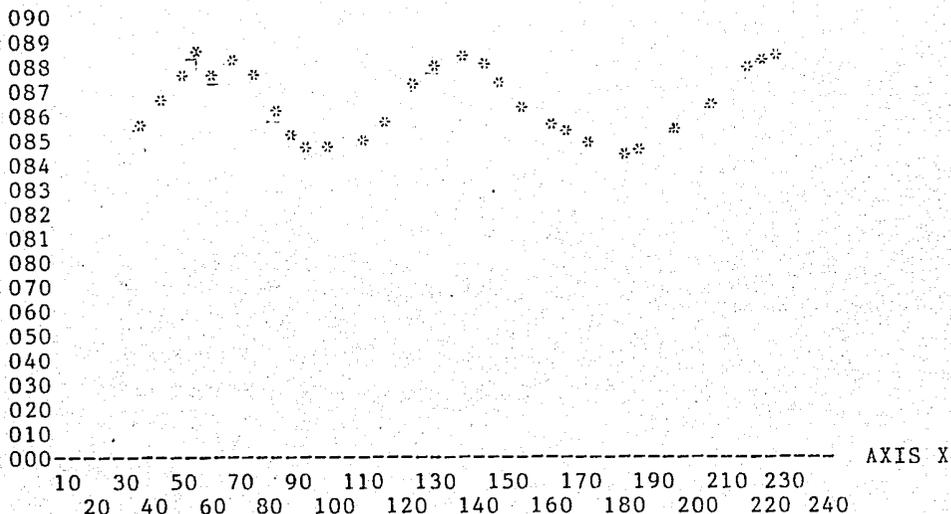
- El siguiente estudio es acerca de las fases de la marcha, así se obtienen las coordenadas de ubicación del centro de gravedad, lo cual es determinante para conocer cómo actúan las cargas y fuerzas en las extremidades inferiores en cada una de las 31 fases que comprende.
- Las cargas soportadas son el resultado de la suma de los pesos de las diferentes partes del cuerpo; cabeza, tronco, extremidades superiores e inferiores balanceadas y cargadas.

ESTUDIO DE LA MARCHA.

(tabla de movimientos del centro de gravedad del cuerpo durante la marcha).

*(es el centro de gravedad del cuerpo(v.lat)).

AXIS Y



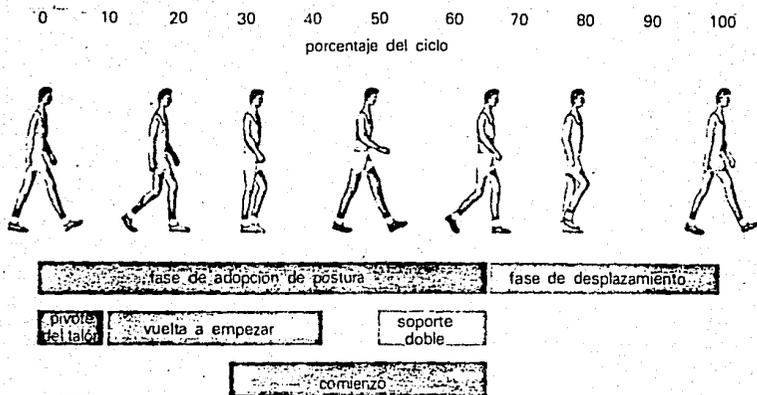
PASOS DE LA MARCHA.

(coordenadas)

| | AXIS X | AXIS Y |
|-----|--------|--------|
| 1- | 38.53 | 85.12 |
| 2- | 44.89 | 86.32 |
| 3- | 51.25 | 87.50 |
| 4- | 54.70 | 88.28 |
| 5- | 63.58 | 87.47 |
| 6- | 69.38 | 88.07 |
| 7- | 75.54 | 87.12 |
| 8- | 81.92 | 85.85 |
| 9- | 88.24 | 84.93 |
| 10- | 94.57 | 84.25 |
| 11- | ----- | ----- |
| 12- | 104.16 | 84.36 |
| 13- | 111.20 | 84.76 |
| 14- | 117.59 | 85.62 |
| 15- | 124.10 | 86.92 |
| 16- | 129.81 | 87.87 |
| 17- | 136.10 | 88.58 |
| 18- | 141.92 | 88.53 |
| 19- | 148.13 | 87.95 |
| 20- | 154.19 | 86.99 |
| 21- | 160.21 | 85.95 |
| 22- | 166.44 | 85.18 |
| 23- | 172.84 | 84.61 |
| 24- | ----- | ----- |
| 25- | 182.01 | 84.56 |

| | | |
|-----|--------|-------|
| 26- | 189.21 | 84.96 |
| 27- | 195.85 | 85.63 |
| 28- | 202.49 | 86.68 |
| 29- | 208.40 | 87.60 |
| 30- | 214.34 | 88.28 |
| 31- | 220.02 | 88.32 |

EL CICLO DE ANDAR.



- De 0 a 10% contacto del talón.(el movimiento de la pierna va desacelerando hasta el contacto del talón).
- De 10 a 20% el pie está plano en el suelo.(se amortigua el impacto al contacto).
- De 20 a 30% máximo alzamiento de la pelvis.
- De 30 a 50% levantamiento del talón.
- De 50 a 60% levantamiento del dedo del pie.
- De 60 a 80% alzamiento máximo del talón y medio balanceo.
- De 80 a 90% máximo alzamiento de la rodilla.
- De 90 a 100% contacto nuevamente del talón.

DETERMINANTES BASICAS DE LA MARCHA EN LA CADERA. (rotación pélvica)

- 1-La pelvis con rotación hacia adelante de 4° a cada lado, y 8° en total cuando, la pierna oscila.
- 2-Reduce el ángulo que se forma entre el femur y el piso.
- 3-Elongación del segmento de la pierna.(punto más bajo)

INCLINACION PELVICA.

- 1-La pelvis se inclina 5° hacia abajo en la pierna de apoyo, durante el medio apoyo.
- 2-Acorta la longitud de la extremidad, deprimiendo el centro de gravedad, - cuando éste se encuentra en la cima.
- 3-Todo esto ocurre en el medio apoyo.

MOVIMIENTO DE ROTACION.

.-Rotación axial de los segmentos de la pierna.

| | |
|-----------------------|--------------|
| Rotación pélvica----- | 8° |
| " " fémur----- | 8° |
| " " tibia----- | 9° |
| " " total----- | 25° |

MOVIMIENTO LATERAL DE LA PELVIS.

- 1-El centro de gravedad tiene que desplazarse hasta quedar sobre el punto de soporte para dar equilibrio.
- 2-Si las extremidades fueran paralelas entre sí el centro de gravedad viajaría de 8 a 12 pulgadas.
- 3-Los fémurs llevan una dirección en aducción y las tibias en valgo.
- 4-La pelvis se hace más angosta en la base, el movimiento lateral normal es de 1.75 pulgadas.

NIVELES MAS IMPORTANTES DE AMPUTACION DEL MIEMBRO INFERIOR. (descripción gráfica)



A



B



C

A-Desarticulación de la cadera: 1)-Vértebra de la columna;2)-Sacro;3)-Coxis
4)-Iliaco;5)-Isquión;6)-Acetabulo del que se ha desarticulado la cabeza -
del fémur.

B-Amputación por encima de la rodilla; 1)-Cabeza del fémur;2)-Fémur cortado.

C-Desarticulación de la rodilla: 1)-Rótula; 2)-Cóndilos del fémur; 3)-Fémur
desarticulado de la tibia y el peroné.

.-En lo que se refiere a cortes por encima de la rodilla, existen tres tipos
a)-Tercio proximal muslo;b)-Tercio medio muslo;c)-Tercio distal muslo.

* SER UN AMPUTADO.
(características)

- .-Edad. Es mucho más difícil que se acostumbren a usar un miembro artificial
, las personas que pasan de los 55 años.
- .-Sexo. Algunos factores relacionados con el sexo influyen en la prescrip--
ción del miembro artificial, sobre todo las amas de casa a al tipo de tra
bajo que se desarrolle, en estos factores se toma en cuenta la constitu--
ción física, peso y coordinación.
- .-Ocupación. Si el amputado usa miembro artificial y quiere trabajar o lo -
necesita, necesitará una prótesis adecuada para las exigencias de ese tra
bajo, muy distinta a la que sólo sirve para pasar de una silla a otra.
- .-Necesidad y deseo. Todo depende del amputado y el tipo de prótesis que pue
da adquirir.
- .-Colaboración y comprensión. El amputado debe conocer cabalmente lo que o-
curre, para lograr su objetivo plenamente.
- .-Motivación y aceptación. Sobre todo a los pacientes que no aceptan la inca
pacidad y que rechazan toda ayuda.
- .-Expectativas. Lo que espera el paciente de una prótesis.
- .-Realismo. Cuando el paciente manifiesta el deseo de volver a la actividad
pero no colabora.
- .-Experiencia. Sobre todo en deportes, así tendrá un mejor aprovechamiento
de su prótesis.

- .-Cuando se conoce el estado físico del paciente y el de su muñón, y la per
sonalidad, puede pensarse en prescribir el miembro artificial, ello no po
drá hacerse antes de fijar una finalidad específica, pues se necesita pro
veer la actividad óptima que cabe esperar de cada paciente y la cantidad
de adiestramiento que necesitará.

CLASIFICACION FUNCIONAL.

- .- Lo que hasta aquí se ha explicado permite preveer la capacidad funcional
con el miembro artificial en términos de una finalidad. En lo que se refie
re a fijar la meta funcional, los amputados se dividen en 6 grupos; 1-Res
tablecimiento completo; 2-Restablecimiento parcial; 3-Autonomía más. Estos
pueden hacer todo por sí mismos; 4-Autonomía menos. Estos se encuentran -
mejor sin una prótesis; 5-Estética más. Se encuentran mejor sin la próte
sis, pero la diferencia es pequeña, sólo la usan por razones personales;-

6-Prótesis impracticable. Este tipo de amputado no tiene prótesis ni deberá prescribirsele.

PAUTAS GENERALES PARA LAS AMPUTACIONES.

- Traumatismos: 1-Heridas amplias de las partes blandas cuando no se puede realizar una sutura conveniente, existiendo un peligro vital por infección o cuando sean imposibles sus cuidados ulteriores. 2-Fracturas conminutas-articulares abiertas con lesiones considerables de las partes blandas que no permitan una resección articular. 3-Interrupción de la circulación sanguínea en una extremidad por lesión o sección de un tronco arterial principal y en las que no sea posible una sutura o plastia vascular por el peligro de una infección. 4-En las hemorragias primarias o secundarias no controlables. 5-Heridas dilatadas de las partes blandas unidas a una sección del plexo nervioso que no nos permita pensar en obtener una extremidad con una función normal. 6-La aparición de una infección progresiva (gangrena gaseosa, etc.). Insuficiencia vascular periférica, que haya ocasionado necrosis o gangrenas. 7-Tumores malignos cuando no sea posible una resección o continua irradiación o tratamiento con citostáticos. 8-Miembros deformes en los que no existe la posibilidad de un tratamiento quirúrgico o protésico con aparatos ortopédicos, o cuando existe una osteomielitis crónica o tuberculosis ósea, que no responden ni mejoran a ningún tratamiento.

CONSECUENCIA DE UN MUÑÓN OPTIMO.

- Generalmente se realiza la intervención en hemostasia preventiva y anestesia general, siendo asimismo totalmente imprescindible la amputación del miembro en tejido sano.
En relación con el tratamiento protésico ulterior se deben considerar los siguientes aspectos: longitud del muñón, forma de éste, localización de la cicatriz de amputación, circulación sanguínea, sensibilidad y movilidad del muñón.

MOMENTO DEL TRATAMIENTO PROTESICO.

- Este debe llevarse a cabo cuando el muñón no sea doloroso, esté bien irrigado y su movilidad sea buena, prestando gran atención a que la piel sea bien desplazable. El tratamiento preparatorio kinesiterápico debe haberse finalizado, y su duración en las extremidades inferiores es de unos tres meses mientras que en las superiores serán uno o dos meses.
Las generalidades de una buena prótesis son las siguientes: el material para su construcción debe ser resistente y durable, además de ser ligera para un menor esfuerzo por parte del paciente.
El tobillo artificial debe tener su eje perpendicular al eje de la rodilla y tiene que pasar en su prolongación de 1 a 2cm por delante del eje del tobillo y cruzarlo a nivel de un tercio medio a tercio interno, o sea que la pierna debe tener una discreta posición en X(valgo). Es muy importante sin embargo, que en todas las prótesis el eje de la rodilla sea paralelo al del tobillo, ya que en caso contrario aparece un desgaste del material pues, al balancear el pie se produce al mismo tiempo una torsión interna o externa de la prótesis. Para el apoyo del pie, durante la bipedestación es necesario que existan condiciones semejantes a las naturales; el pie se colocará en ligera abducción respecto al tobillo.

-Para evitar un equinismo del pie se coloca una goma o muelle por detrás - del eje del tobillo artificial. La existencia de un eje posteroinferior - para la pronosupinación alteraría la seguridad en la marcha, y la conside- ramos innecesaria.

Los muñones con musculatura atrofica permiten a menudo un desplazamiento- de émbolo demasiado grande, por lo que la piel del muñon se lesiona con - facilidad. En estos casos se considera indicado el uso de un cuenco inter- no elástico, el cual permanece perfectamente adaptado al muñon por la pre- sión del muelle incluso cuando durante la fase de balanceo la prótesis se desliza hacia abajo a consecuencia de su peso.

-REHABILITACION ANTES DE LA OPERACION.

.-La preparacion para la rehabilitación del paciente con isquemia de un miem- bro , inferior se comienza antes de la operación, cuando aquel es examina- do con regularidad y se comprueba el estado de su circulación, a este res- pecto se aconseja que deje de fumar, que adelgace, que limite el ejercicio y atienda escrupulosamente a la limpieza y adecuada temperatura de los -- pies con la intervención del pedicuro, el dolor se combate con analgésicos. Es imprescindible un largo intervalo antes de decidirse a practicar la am- putación, con lo cual se le puede ahorrar al paciente varias semanas de - observación y de molestias en el hogar o en el hospital, sufriendo de do- lor agudo, falta de sueño y fuerte sedación.

Si se demora demasiado tiempo la amputación a favor de un tratamiento con servador suelen producirse contracturas de la articulación coxofemoral a- causa de estar sentado en la cama con la rodilla flexionada y abrazada, - con objeto de aliviar el dolor del miembro isquémico. La rigidez articular la debilidad muscular, la deficiente función respiratoria, la desesperanza y el desánimo contribuyen a elevar el riesgo operatorio con la consi- guiente reducción de las posibilidades de obtener una rehabilitación pro- téctica eficaz.

La imagen arteriográfica de la disposición de los vasos de la extremidad- isquémica sirve para decidir cuando se debe intentar la cirugía arterial- y cuando la amputación, como también la técnica a seguir y el nivel de am- putación.

La asistencia médica general preoperatoria tiene por objeto, detectar y - tratar la infección, combatir el dolor mediante una analgésis efectiva des- cubrir y controlar una diabetes latente, fomentar la función cardíaca y ex- plicar el curso propuesto de la actuación al paciente y a sus familiares.

REHABILITACION DE PACIENTES CON ENFERMEDADES MUSCULOESQUELETICAS.

.-La función eficiente depende de una biomecánica adecuada; movimiento libre e indoloro, alineación y postura adecuadas y control muscular coordinado- y apropiado. El sistema musculoesquelético rige la estabilidad estática y dinámica de las extremidades y el tronco al desempeñar funciones indispen- sables. Cuando se perturba la estabilidad, desaparece la función. Hay mu- chos estados traumáticos que se acompañan y van seguidos de incapacidad - temporal o permanente. El traumatismo suele ocurrir como incidente unico- de violencia y causa inmediatamente su daño máximo, por lo cual puede i- dentificarse. En estas circunstancias, suele haber una modalidad terapeu- tica convencional que puede ser elegida por el cirujano o del traumatólogo. Las lesiones traumáticas incluyen contracturas, luxaciones, esguinces distenciones y torceduras, desgarrros y lesiones térmicas.

- Las lesiones por violencia directa tienden a mejorar desde el comienzo; en cambio, las que evolucionan lentamente a menudo se tornan crónicas o recidivantes, o se agravan progresivamente. En ambos grupos son necesarios los principios adecuados de medicina de rehabilitación, pues muchas incapacidades físicas graves son de origen traumático; a continuación se citan algunos principios fundamentales.
 - Valorar cada caso y planear un programa compatible con la asistencia definitiva basada en indicaciones específicas.
 - Prevenir enfermedades;
 - Efectuar movilización lo antes posible sin poner en peligro la curación;
 - Aliviar el dolor antes de emprender ejercicio terapéutico;
 - Proteger contra la debilidad;
 - tratar específicamente los músculos débiles;
 - Tratar con cuidado las articulaciones.

REHABILITACION TRAS LA ANPUTACION DEL MIEMBRO INFERIOR.

Amputación congénita.

- Infancia. Todos los años nacen algunos niños con malformación y acortamiento de uno de los miembros inferiores. Estos niños pueden recibir una adecuada asistencia en un centro ortopédico, de esta forma los padres pueden recibir consejo e información respecto a las posibilidades de una prótesis. Cuando el niño llega a una edad en que puede andar normalmente se le debe llevar al centro ortopédico para que le adapten una prótesis. A medida que éste crece, la prótesis se va sustituyendo sucesivamente por otras durante años, cuando el crecimiento del miembro focomélico es evidente; entonces se aconseja a los padres que el niño se someta a una amputación selectiva, preservando suficiente tejido blando. Con esta operación se obtiene un muñón estable y bien mullido que se ajusta a la prótesis y permite andar con dos piernas simétricas, llevando calzado y calcetines normales. Siempre que sea posible, la amputación se deberá practicar antes de que el niño ingrese a la escuela primaria. El niño sometido a este tratamiento de rehabilitación sigue bien, ya que puede andar sin cojear, practicar deportes y crecer sin quedar impedido por la inclinación pélvica o la escoliosis. Parece ser que la automagen esta menos afectada por un muñón que por una pierna corta y deformada; en cuanto a los otros niños, se burlaran menos de un muñón que de una pierna deformada.
- Este esquema de tratamiento no es adecuado para todos los niños, y la operación quirúrgica óptima en cada caso dependerá de la longitud, forma y deformidad del miembro focomélico; la incumbencia sobre la desición es del cirujano.

AMPUTACION ADQUIRIDA.

- Ocasionalmente un traumatismo o un proceso maligno es la causa de una amputación de miembro inferior en los infantes. El plan de rehabilitación implica que al niño se le traslade del hospital al centro protésico para la provisión de una prótesis tan pronto como lo permita el estado postoperatorio. No es necesario el entrenamiento de ambulación, pero es indispensable efectuar frecuentes visitas al centro ortopédico, pues hasta ahora no se ha construido ninguna prótesis que resista, sin deteriorarse, durante todo el tratamiento de un niño en periodo de crecimiento activo.

- En consecuencia las reparaciones y sustituciones son muy frecuentes ante la destrucción de la prótesis en el crecimiento.
- Adolescencia. La incidencia de amputación por trauma o malignidad es mas alta en los niños mayores, y especialmente en los adolescentes; en todos estos casos la pronta aplicación de la prótesis y las periódicas reparaciones y sustituciones son también factores del plan de rehabilitación. Al igual que sucede en caso de amputación de miembro superior, estos adolescentes necesitan una estimulación constante para que intenten nuevas actividades, manifestarles la apreciación de su progreso y orientarlos en cuanto a educación y elección de una profesión. Por otra parte, no precisan adiestramiento especial de ambulación, pero si compasión, prioridad en las consultas y en la previsión de un miembro artificial, y una terapéutica citotóxica o radioterápica en caso de metástasis. Con frecuencia el mal estado general y la depresión complican la rehabilitación, y tal vez haya que suprimir temporal o definitivamente la prótesis.
- Adultos jóvenes. Los traumatismos, los procesos malignos y la isquemia son las causas de amputación en los adultos jóvenes. La clase y la ordenación de los métodos de rehabilitación, durante la estancia en el hospital, son similares en los amputados jóvenes y viejos. En este tipo de pacientes se toman aspectos tan importantes como lo son los siguientes: a-Tipo de muñon;b-Condición física y mental;c-Tipo de rehabilitación;d-Tipo de prótesis;e-Persistencia de dolor fantasma.
- La amputación tiene por objeto producir un muñon viable y fuerte, destinado a proporcionar la movilidad óptima capaz de accionar la prótesis. El muñon debe tener las medidas adecuadas para ajustarse a la prótesis lo antes posible, es decir un muñon sin dolores, que se desarrolla bien y resistirá los múltiples y continuos minitraumas producidos por la deambulación protésica. El sitio, la longitud, la construcción, la forma y el estado final del muñon son factores importantes para lograr lo antes dicho.
- Longitud del muñon. No siempre conviene conservar la mayor parte posible de un miembro dañado. En teoría, un muñon está formado deliberadamente para un determinado tipo de prótesis y no simplemente para suprimir la parte distal maligna de un miembro. La intención de conservar gran parte del miembro dañado puede conducir a una prolongada hospitalización del paciente en espera de que cicatrice el muñon, demasiado largo e isquémico a causa de algún trauma vascular, y provocar así trastornos. La parte preferible para la amputación de extremidad inferior es el tercio medio del fémur, para muñon por encima de rodilla, los niveles exactos de amputación dependen de la viabilidad de los tejidos y de la estatura del paciente. Las personas altas necesitan muñones mas largos que las personas bajas, para obtener máximas ventajas mecánicas respecto a la proporción entre la longitud del muñon y la longitud de la prótesis. Es irreal intentar un valor absoluto referente al sitio selectivo de la amputación, o sea, 25cm desde el peroné, en la amputación por encima de la rodilla; la amputación practicada en el tercio medio de la tibia o del fémur proporciona un muñon que no obstaculiza el mecanismo de la articula

ción protésica distal, que es bastante largo para que no se salga de su receptáculo y que permite mover la prótesis adecuadamente.

-Construcción del muñon. Aunque existen diversas técnicas quirúrgicas para construir un determinado muñon, ciertas constantes quirúrgicas son comunes a todos los métodos. Hay que formar unos colgajos de piel y tejido subcutáneo suficientemente largos para proporcionar un muñon bien cubierto y -mullido. La cicatriz no debe quedar en las zonas de presión y estar formada para contribuir a obtener un muñon cónico bien redondeado. Los nervios deberán ser seccionados con cuidado y sus extremos deben quedar introducidos en la masa muscular y alejados de la cicatriz y del extremo óseo seccionado. Es necesario dejar suficiente cantidad de tejido muscular para poder suturar juntos los músculos protagonistas y antagonistas y suministrar una apropiada cobertura del extremo óseo. El hueso se deberá seccionar en bisel, ya que los extremos agudos del hueso gillotinado tienden a ejercer presión, causar ulceraciones y poner en peligro una ambulaci6n --protésica. Es preciso un adecuado aporte sanguíneo para asegurar una buena cicatrizaci6n y obtener un muñon indoloro, incluso en reposo.

El muñon ideal es el que queda carnoso y redondeado y en el que los tejidos blandos no se retraen ni quedan alejados del extremo óseo presionado. Algunos cirujanos procuran obtener este tipo de muñon sin la acci6n tirante de nervios y piel que seguramente produciría dolor fantasma.

Las cicatrices producidas por cirugía arterial, quemaduras, injertos cutáneos o traumatismos, pueden dar lugar a la formaci6n de un muñon sensible y tendente a escoraciones al principio de usar la prótesis.

La condici6n física general del amputado de miembro inferior se deberá mejorar mediante ejercicios metódicos y progresivos antes de ajustar la prótesis. La existencia de una fractura en la pierna contralateral puede dificultar considerablemente la ambulaci6n en estos casos en que una de las extremidades inferiores esté rígida debido al escayolado, y la otra ajustada a un pil6n rígido.

-Rehabilitaci6n del amputado anciano. La rehabilitaci6n de un anciano amputado requiere la acci6n integrada y urgente de varias disciplinas.

En estos casos la rehabilitaci6n no consiste solamente en adaptar el muñon cicatrizado en la prótesis y enseñar al amputado como debe andar. La enfermedad vascular periférica causante de una amputaci6n de miembro inferior puede afectar a la circulaci6n cardiocerebral y a la correspondiente del miembro amputado. En cualquier momento la isquemia del cerebro, del coraz6n y de la pierna contralateral puede complicar la convalecencia y hacer mas difícil la ambulaci6n protésica. Un trastorno degenerativo a la disfunci6n de cualquier sistema orgánico del anciano puede ademas complicar la obtenci6n de una funci6n eficaz.

-Comentario. Sobre la rehabilitaci6n de los pacientes amputados podríamos decir en terminos generales que una estandarizaci6n de la prescripci6n protésica y del tratamiento nunca puede ser eficaz. Las personas son distintas y los muñones también lo son. Una rehabilitaci6n razonable permitirá adaptar el método y la prótesis a las necesidades individuales.

EL AMPUTADO Y SU MEDIO AMBIENTE.

- Las enfermedades y la incapacidad física producen modificaciones emocionales y mentales; la rehabilitación como actividad médica reconoce que la actitud emocional y mental puede tener efecto decisivo en el resultado de la rehabilitación. En 50% de los adultos impedidos, estos factores rigen el éxito o fracaso de la rehabilitación; en niños la cifra es de 75%.
- El sistema motor del sujeto puede estar atacado, lo cual dificulta la locomoción y los movimientos indispensables. Puede ser trastornada la imagen corporal, que todos poseemos, la cual puede ser inconciente. La lesión y la deformidad pueden amenazar esta imagen, y exigir un cambio o bien defenderse contra el reconocimiento de este cambio; como la imagen corporal está integrada con la organización de la personalidad, el cambio amenaza el equilibrio de esta última.
- La personalidad puede definirse como la suma de las ideas, emociones y conductas, lógicas e ilógicas, concientes e inconcientes, defensivas y aprendidas. La personalidad resulta de factores genéticos y ambientales que representan experiencias vitales. La incapacidad física amenaza la forma de vivir y tiende a perturbar el equilibrio que la misma representa, puede causar ansiedad, depresión y cólera intensa. También es capaz de desencadenar estados psicopatológicos que se mantenían dominados, como ideas paranoicas, y de hacer intolerables las relaciones con otras personas. Por otra parte la incapacidad puede organizarse en formas neuróticas, dependencia y temor de competir.
La incapacidad aparta al sujeto de las experiencias sociales y las situaciones de trabajo normales, las dos fuentes principales de satisfacción y amor propio. El trastorno de la vida familiar y de las amistades, la separación de los seres amados, los problemas económicos, los sueños y las ambiciones que peligran son hechos que amenazan y perjudican gravemente al ser humano en sus funciones sociales.
La incapacidad significa un asalto contra los tres aspectos principales de la actividad humana. La forma en que reaccione un sujeto depende del vector resultante de lo siguiente; naturaleza de la incapacidad, problemas verdaderos que suscita, la personalidad del individuo, su historia y sus experiencias, el significado conciente e inconciente del impedimento, y los recursos dimanados del individuo, su familia y la sociedad. El propósito de la valoración psiquiátrica en rehabilitación es comprender estos factores y sus manifestaciones.
- Estado intelectual. Considerando que la rehabilitación entraña trato con los demás y aprendizaje, es indispensable que el paciente posea inteligencia suficiente incluyendo capacidad de aprender, retención, memoria, orientación y otros aspectos pertinentes.
- Personalidad. La constituyen: a-Patrones de ideación, como lo son; ilusiones, alucinaciones y trastornos del pensamiento; b-Patrones emocionales, como depresión, tensión; c-Trastornos de la conducta, como agresión e inhibición; d-Patrones caracteriológicos, como masoquismo, retraimiento y otros.
- Antecedentes personales. Estos se introducen al contexto de la psicología para entender lo que significa la incapacidad para el paciente.

- .-Motivación. Es necesario conocer su personalidad y su situación global y lo que significa la incapacidad para él.
- .-Diagnóstico. El diagnóstico psiquiátrico, por sí mismo no rige la practicabilidad de la rehabilitación ni el pronóstico aunque puede tener efecto definido en el tratamiento global.
- .-El paciente sin motivación. Es aquel cuyas metas no son congruentes con las de la rehabilitación; en general un individuo de este tipo no comparte las metas de un grupo mayor del que forma parte. Una de las principales justificaciones de la existencia de una prótesis es, que dé la posibilidad al individuo de restablecer su vida diaria, es que éste concede importancia excesiva a su cuerpo o a sus capacidades corporales, de manera que el impedimento no sólo es un obstáculo físico, sino la destrucción completa de la capacidad de defenderse. La necesidad del paciente para alcanzar realizaciones es excesiva; esto se observa en sujetos que han tenido éxito en su carrera, sacrificando a ello otros aspectos de la vida. Es muy común que cuando se ha orientado la vida únicamente hacia el trabajo enérgico, la incapacidad física resulte imposible. La manera de vivir se ha destrozado y, en un principio puede haber representado una defensa contra el deseo subyacente fuerte de ser atendido por los demás. Al presentarse la incapacidad física, este deseo, antes inaceptable se convierte en socialmente aceptado.
- .-Dolor. Este produce modificaciones emocionales incluso en sujetos bien adaptados, aumenta la necesidad de independencia, el egocentrismo y las ventajas accesorias o secundarias. La personalidad del paciente y su reacción a su incapacidad y al dolor influirán en la percepción subjetiva y la conducta.
- .-Comentario. Si bien se ha recalcado en exceso, y por razones comprensibles, los "problemas" en la incapacidad física y la rehabilitación, no se puede terminar sin mencionar los aspectos positivos y saludables relacionados con los pacientes y el ambiente de rehabilitación. El hecho es que, a pesar de lo que parecen ser problemas importantísimos, muchos pacientes se desempeñan perfectamente. La incapacidad física es un desafío profundo para el sujeto, por la enfermedad misma y por las cosas que exige el proceso de rehabilitación. El paciente debe enfrentarse así mismo, a las relaciones personales y a la estructura social del medio de rehabilitación. Se ve empeñado en una lucha, de la cual pueden surgir verdaderas modificaciones de personalidad, actitudes, sentimientos, formas de pensar, percepción y percepciones, y también en lo que se refiere a la dirección y finalidades de su vida. Ello representa una verdadera crisis que puede conducir a una actividad como ser humano más significativa y madura, más constructiva y creadora que la que antes pudo haber tenido.

PARTES QUE COMPONEN UNA PROTESIS PARA MIEMBRO INFERIOR.

- La prótesis de la pierna se sujeta al muslo por medio de un corselete anudado en la cara anterior provisto de una articulación en charnela para la rodilla. La misión de este corselete consiste en recibir una parte del peso corporal, descargando el muñón, al mismo tiempo que evita la realización de movimientos giratorios en la pierna artificial. Para realizar este cometido es necesario que el corselete de cuerpo se adapte perfectamente al muslo y que las férulas laterales estén colocadas convenientemente. La forma correcta del corselete de muslo es aquella que alcanza hasta por encima de la rótula dejando un espacio libre suficiente para más movimientos. Para no dificultar la flexión de la rodilla, el borde posterior del corselete debe estar unos 3cm por encima del surco de flexión. En los muñones muy sensibles y no aptos para el apoyo es necesario un apoyo isquiático de la prótesis, que se confecciona de acuerdo con las líneas que describimos en la prótesis para muslo. Un corselete bien adaptado de muslo requiere una longitud del mismo que alcance hasta al pliegue inicial y que permita una flexión libre de la cadera. Cuando el corselete solamente coge los dos tercios o la mitad de la longitud del muslo observamos que su borde superior produce un surco de constricción en la masa de los aductores que en caso de persistir puede llegar a hacerse irreversible. Otra causa de la constricción puede residir en el material empleado, debiendo tener presente que el corselete no puede ser demasiado blando si queremos evitar la aparición de deformidades.
- Las férulas laterales del corselete deben estar fijadas de tal modo que los tercios del perímetro total queden en la parte anterior, mientras que el tercio restante está en la zona posterior. Cuando estas férulas no están colocadas, así se produce una limitación dolorosa por presión en la flexión de la rodilla, ya que la charnela no puede adaptarse convenientemente. En general, las férulas laterales correctamente ajustadas deben doblarse hacia atrás de 3 a 5cm por encima de la charnela para que en su prolongación se encuentre de nuevo en el eje de la pierna.

CHARNELA PARA LA ARTICULACION DE LA RODILLA.

- La articulación de la rodilla representa la unión de la pierna artificial con el corselete del muslo, por lo que la colocación de la charnela para la rodilla tiene gran importancia para la prótesis; en lo que respecta a su capacidad de flexión la posición ideal corresponde al eje desplazado hacia atrás en la flexión de la rodilla. La altura del eje de la charnela corresponde al centro de la rótula cuando esta se halla en posición normal punto que normalmente se encuentra de 1.5 a 2cm por encima de la línea articular. Tan sólo en esta posición es posible una flexión de 90°.
- El pie, pierna y articulación del tobillo corresponde en su construcción a los principios que citábamos en los muñones de pierna. Para la rodilla debemos conseguir una estabilidad absoluta durante la fase de apoyo, mientras que en la fase de balanceo debe ser posible una movilidad libre. Para ello debemos responder a dos exigencias que se refieren a una articulación: a-El eje de la articulación de la rodilla tiene que estar situado por detrás de la línea vertical de apoyo; b-El pie debe estar en un rango de 10° en su posición media o de descanso, de forma que con su apoyo se extiende la rodilla.

CAJA PARA EL MUSLO.(soquet)

- El problema más importante lo constituye la recepción del peso corporal,-

que puede ser llevado a cabo por la tuberosidad isquiática, o bien elásticamente, por medio de la superficie total. Sin embargo la tuberosidad isquiática ni la cubierta de las partes blandas del muñon estan en condiciones de soportar todo el peso corporal indefinidamente. La forma del cuenco de la prótesis debe ser aquella que por medio de una presión sobre la cara anterior del mismo que impida que el apoyo isquiático de la prótesis se desplace a la tuberosidad isquiática.

MANTENIMIENTO DE UNA PROTESIS.

-Las prótesis requieren un continuo cuidado; al igual que el muñon, hay que limpiarlas con regularidad, eliminando el sudor y el polvo acumulados en el receptáculo. Los crujiidos y sacudidas indican un defecto mecánico, en cuyo caso hay que comunicárselo al protesista, las grietas o bordes marcados y el deterioro de las partes metálicas, como lo son tornillos, remaches, pernos, tirantes u otros accesorios, requieren reparación por un especialista o una sustitución de prótesis. El sudor y la orina, tienden a eliminar la pintura y corroer el metal; hay que limpiar las partes afectadas por dichas secreciones con un paño empapado con agua jabonosa y dejarlas bien secas.

COMENTARIO GENERAL.

-El análisis de marcha es de gran ayuda para el diseño de miembros artificiales cómodos; el diseño de las prótesis, denominación de los miembros sustitutivos, se basa en una sólida apreciación de las admirables características de la estructura natural. El hueso, por ejemplo, tiene una fuerza de tensión extrema de 9000kgs. por pulgada cuadrada; puede soportar una compresión de hasta 11000kgs. por pulgada cuadrada y una extensión cuyo límite es de 1,300,000kgs. Si lo comparamos con los materiales sintéticos la resistencia del hueso solo puede ser igualada por aleaciones de metales duros, por maderas estructurales y por laminados de plástico. Menos difícil resulta igualar la eficacia de las articulaciones humanas con un equivalente mecánico. En terminos mecánicos, una articulación humana, no es más que un cojinete. Como máximo las cargas probables que pueden llegar a soportar no sobrepasan algunos cientos de kilos, y la velocidad máxima de una articulación humana en acción no constituye un problema. También resulta fácil reemplazar la función de los músculos con medios mecánicos. Entre sus funciones, los músculos del esqueleto actúan como amortiguadores cuando se estiran por acción de un peso y como impulsores cuando se contraen bajo carga. Trabajan con fuerzas de unos 20kgs. y a velocidades de alrededor de 1.5m/s y generalmente, en los miembros artificiales, son reemplazados por dispositivos hidráulicos o neumáticos.

-El diseño de piernas artificiales depende de un minucioso examen de la actuación del miembro sano, empleando una variedad de técnicas de análisis de la marcha que proporcionan valiosa información sobre las diferentes fases del ciclo de la marcha y las diferentes tensiones y esfuerzos que debe soportar el miembro artificial. Esto tiene que ver con factores tales como el balanceo de los brazos, los movimientos del tronco y los cambios de posición de la cabeza, así como los movimientos de las propias piernas. Cada vez que se lleva a cabo una amputación, el cirujano debe asegurarse de que el muñon restante sea lo más adecuado posible para la adaptación de un miembro artificial.

-Gracias a las modernas técnicas quirúrgicas se puede tomar en cuenta el largo y el perímetro del muñon, y tratar adecuadamente los huesos, músculos, nervios y vasos sanguíneos. Si no se tuviera en cuenta éstas necesidades importantísimas, la colocación de un miembro artificial se tornaría sumamente difícil, la prótesis resultaría incómoda y produciría dolor al andar, y el paciente podría verse tentado de abandonar su nuevo miembro y de volver a las muletas.

Cuando es posible, los cirujanos tratan de desarticular la articulación separando los huesos de la parte amputada del miembro de los que se encuentran en la parte sana del miembro, en lugar de cortar a través del hueso. La desarticulación representa un choque menos importante para el paciente y la herida cicatriza más rápido. Por lo general la desarticulación da como resultado un muñon sano que puede soportar el peso necesario cuando se coloca el miembro artificial. Esto implica también un impedimento mucho menor para el funcionamiento de la cadera; durante el período que sigue inmediatamente a la cirugía, mientras cicatriza la herida se quitan los puntos, tiene una importancia fundamental el modo en que se venda el muñon en esta etapa, el muñon todavía está hinchado y lleno de fluido, de modo que el paciente deba usar una prótesis provisoria, o "pilon", para la cual es preciso tomar muy bien las medidas, hasta que el (muñon) adquiere una forma definida y tamaño estable. A continuación el protesista toma las medidas al paciente para la prótesis definitiva, sacando moldes en yeso.

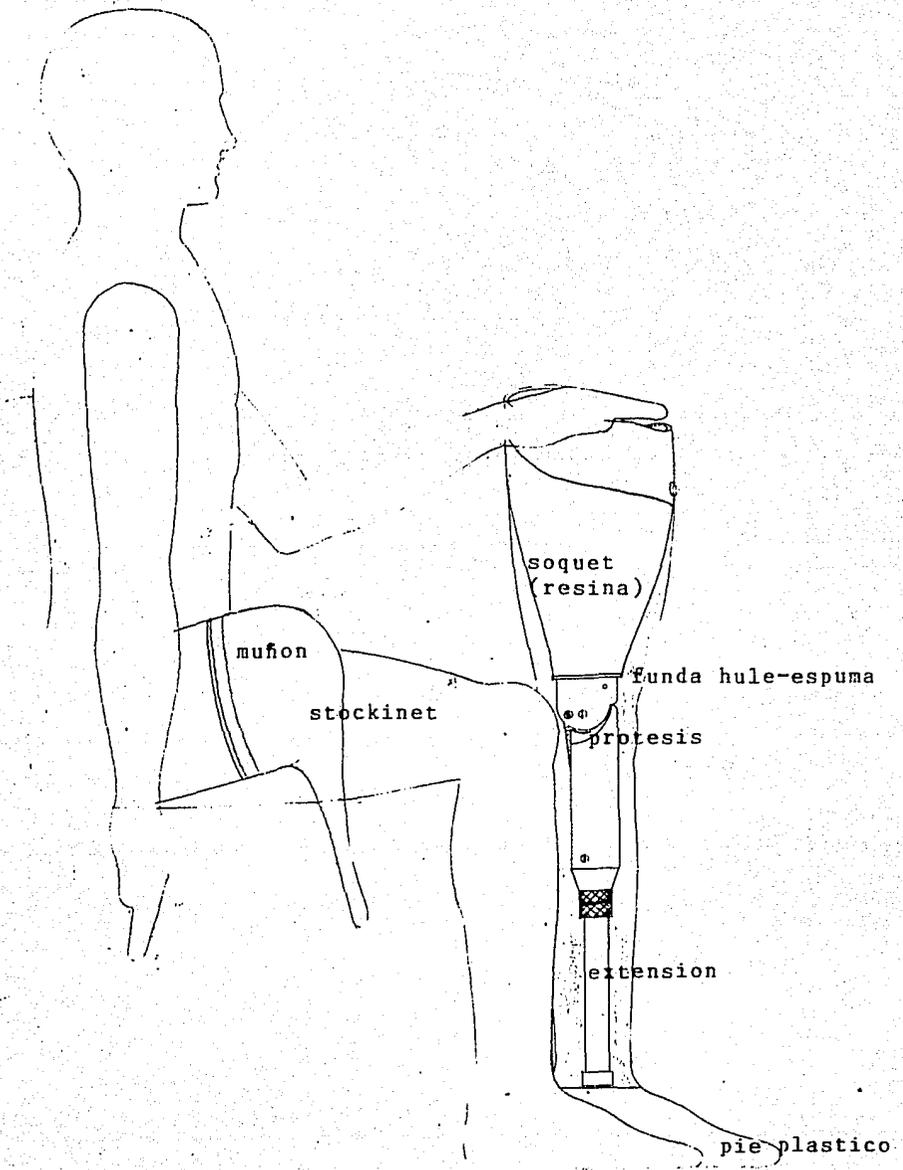
También establece una cita para que el paciente se pruebe el nuevo miembro. Durante la prueba, el protesista comprueba la adaptación y alineación adecuadas del miembro. La adaptación se refiere a la precisión con que encaja el muñon dentro del soquet del miembro. La alineación tiene que ver con la relación geométrica entre los distintos segmentos. Si la prueba resulta satisfactoria, se fija una fecha para la entrega; de lo contrario es necesario otras pruebas. Una vez realizada la adaptación, el paciente debe volver a llevar el miembro para que se le den los toques finales.

Para que la funda resulte cómoda debe identificar las posiciones de todas las venas y arterias importantes implicadas, y tener un reconocimiento cabal de todos los sistemas sanguíneos y linfáticos generales. También debe estar al corriente de los músculos y nervios del muñon y hallar la localización exacta de las áreas óseas que pueden aprovecharse para soportar la carga y estabilizar el soquet. Por último debe conocer la estructura de la piel y el funcionamiento de las glándulas sudoríparas a fin de confeccionar una funda que resulte cómoda.

-Las funciones del soquet. En el caso de un mutilado del miembro inferior tiene que ser capaz de soportar todo el peso del cuerpo. Más importante es la necesidad de que la funda soporte las grandes fuerzas que se producen al caminar, y que pueden triplicar el peso del cuerpo. Las fuerzas que intervienen en la articulación de la rodilla son mucho más poderosas que las que actúan en la transmisión de un automóvil de gran potencia. La funda debe mantenerse perfectamente adaptada al muñon en todo momento a este rasgo se le denomina "suspensión". El protesista puede garantizar esa suspensión dotando a la funda un dispositivo de succión o de un dispositivo adhesivo. Existe también la posibilidad de que la suspensión sea externa al soquet, suspensión pélvica para una pierna artificial o suspensión diferente. Muchas veces resulta necesario combinar dos o más métodos de suspensión.

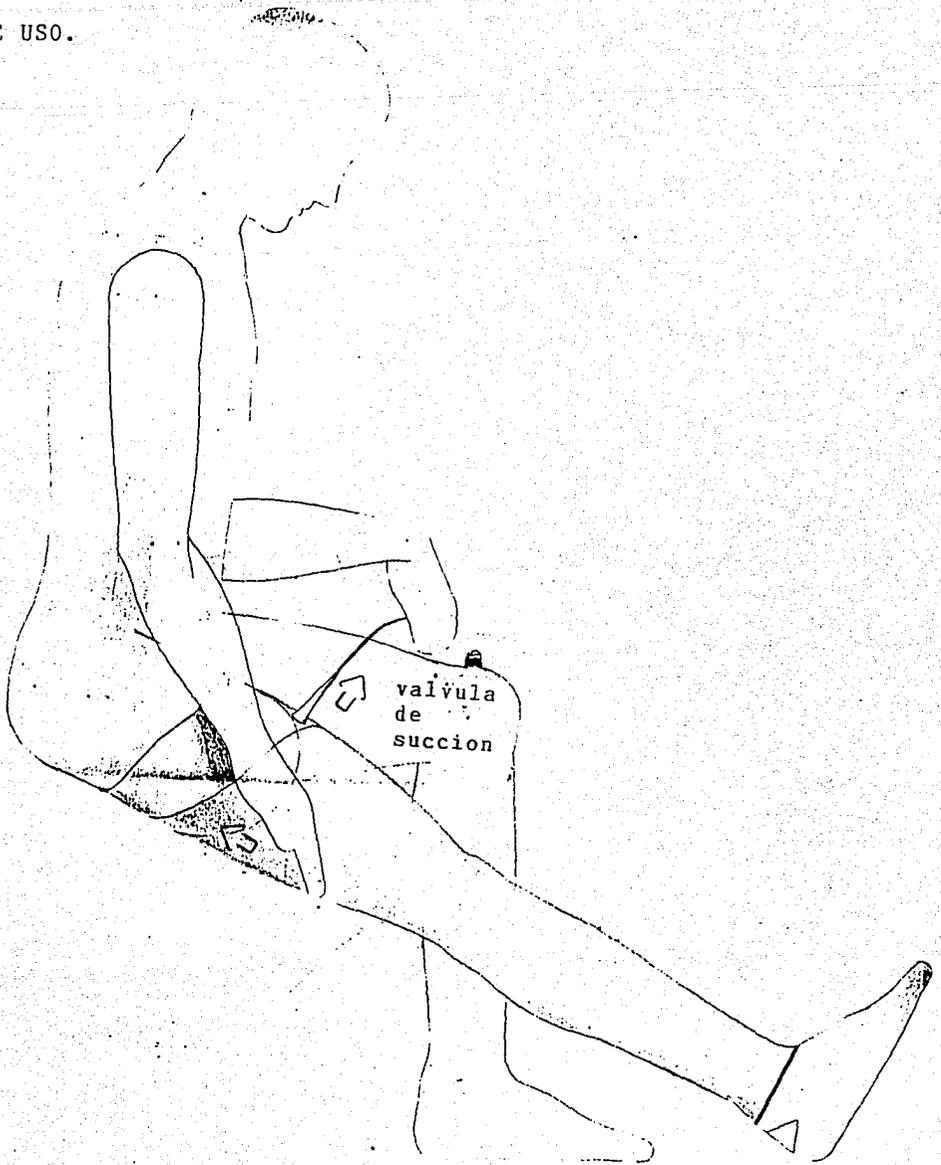
-La función del muñon al andar consiste en extender y flexionar la rodilla mediante movimientos de la cadera, esto produce movimientos de flexión en el punto donde se unen el muñon y el soquet; en esos casos el muñon actúa como palanca para colocar en posición la tibia y el pie. Cualquier energía desperdiciada en este plano anteroposterior dá como resultado una marcha torpe produciendo tambien dolorosos puntos de presión. Las tensiones de flexión y torsión (fuerzas de rotación), intervienen tambien en el mecanismo muñon-miembro. El soquet debe proporcionar al paciente una retroalimentación de información acerca de la condición, posición y funcionamiento exactos de la prótesis; esto se logra durante el entrenamiento mediante un aprendizaje de ensayo y error. El paciente aprende a tomar conciencia de los cambios mas ínfimos de presión, así como de los desplazamientos y vibraciones mas leves que son transmitidas a la funda por la prótesis.

MEMORIA DE USO.



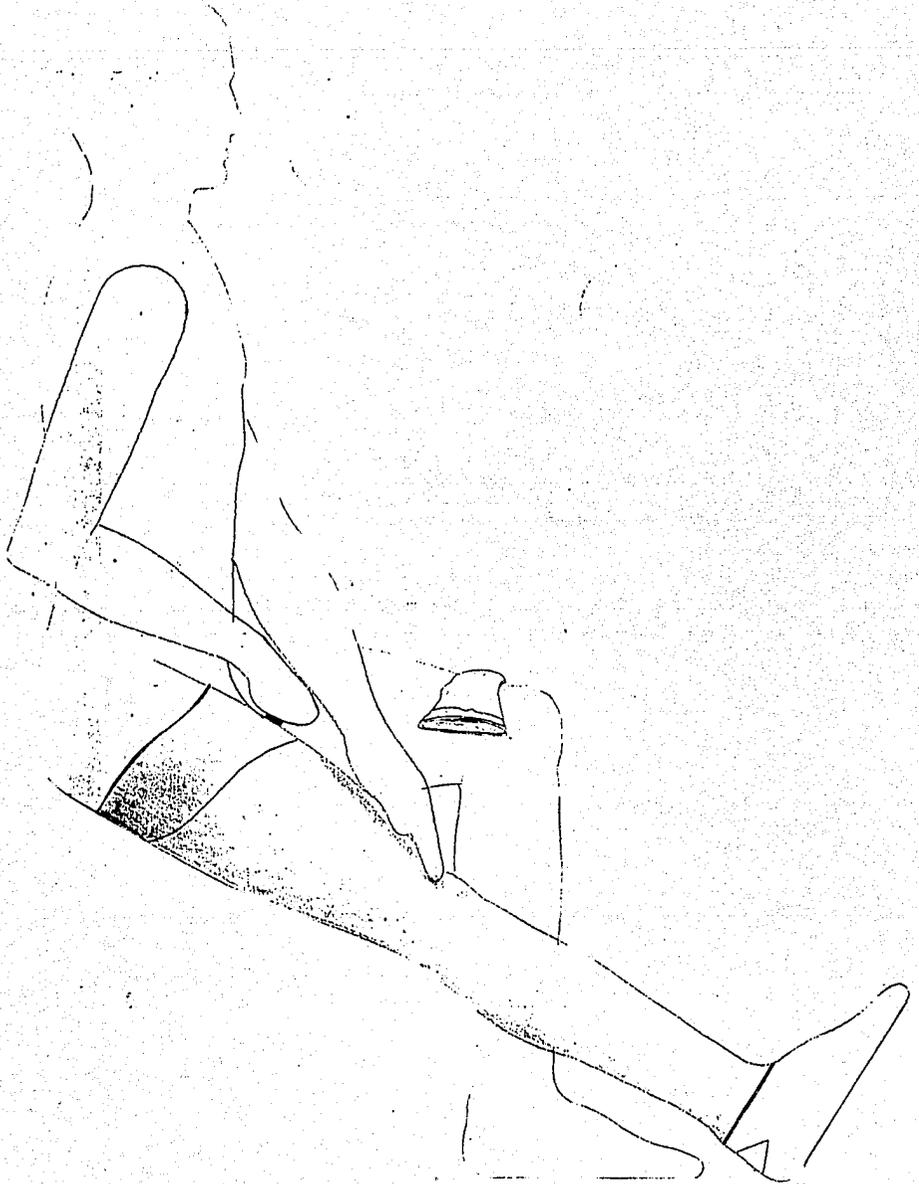
*_Colocación del stockinet (media) en el muñon y preparación de la prótesis.

MEMORIA DE USO.



* Se introduce el muñon con el stockinet en el receptáculo de la prótesis - y este se hace pasar por el barreno machuelado, diseñado para la válvula de succión.

MEMORIA DE USO.



- * Se jala el stockinet hacia arriba y la prótesis se empuja contra el muñon.
- * Sale el stockinet completamente, y se introduce el muñon hasta el tope (- para que la succión exista).

MEMORIA DE USO.



ALGUNOS MATERIALES SUS VENTAJAS Y DESVENTAJAS, Y SUS PROCESOS.
(características)

- * Polietileno: muy resistente al calor, a bajas temperaturas, al agua, a la intemperie; su consistencia puede ser rígida o flexible. Tiene una alta densidad, resistente a ácidos y a la abrasión.
- * Polipropileno: liviano, fuerte y resistente a productos químicos, resistencia mecánica y a altas temperaturas.
- * Resina de uretano: espuma flexible, semirígida y rígida, fuerte liviana y resistente a la humedad.
- * Resina vinilica: fuerte, tenaz, dieléctrica y resistente a productos químicos.
- # Los procesos recomendados para estos materiales son: moldeo por inyección y por extrucción, asimismo como lo es el moldeo por soplado, y por vacío.
- * Resinas acrílicas: fuertes, resistentes a la intemperie y pueden ser transparentes.
- * Celulósicos: resistentes, bajo índice de absorción, se limpia fácilmente - suave al tacto y bajo desgaste.
- * Flourcarbonos: durabilidad, resistencia a sustancias químicas, a altas temperaturas, al fuego y flexibles a bajas temperaturas.
- * Resina poliéster: dieléctrica, bajo índice de absorción, resistencia al calor y al impacto.
- * Nylon con grafito en seco: Dureza, mínima absorción .06%, resistente a tensiones hasta de 720kgs/cm², a flexión hasta 1200kgs/cm², resistencia a esfuuerzo cortante de 570kgs/cm², resistencia a compresion de 850kgs/cm², módulo de elasticidad de 24000kgs/cm², resistencia al impacto de 8cm-kgs/cm² alta temperatura de fusión, coeficiente de expansión térmica 100×10^{-6} (1/c°) autoextingible, dieléctrico, bajo coeficiente de fricción (autolubricado) - para multiples usos, y como sustituto de metales suaves, sus características le permiten operar en condiciones mas severas de uso, desgaste y absorción, además de resistencia química y mecánica.
Las ventajas mas sobresalientes de este material son las siguientes: resistencia al impacto, reducción de peso, resistencia química, autoextingible reducción de ruido, autolubricado, resistencia dieléctrica y economía, además de que cuenta con un sinumero de diferentes presentaciones, para maquinarse o para ser tratado en alguno de los procesos antes señalados.

ANALISIS DE LA INFORMACION RECAVADA.

- .-Circunstancias que se deberán tomar en cuenta para el diseño de una prote
sis.
- 1-Considerar que el producto se adapte a las necesidades biomecánicas de la
marcha;2-Considerar la adaptación que el protesista pueda realizar, y la
nivelación de la misma con respecto a los ejes del cuerpo;3-Que exista la
posibilidad de que el costo de la prótesis pueda salir al mercado al cual
sera destinada;4-Utilización de materiales nacionales;5-Consideración del
desgaste de dichos materiales, y la fricción que se pueda generar;6-Elimi
nar totalmente los crujidos o rechinos;7-Considerar que este tipo de pró
tesis son requeridas con el menor peso posible; 8-El diseño por ser debere
sostener el 43% del peso de un cuerpo de adulto de su peso maximo y toman
do en cuenta pesos maximos en un ser humano; y el peso de éste deambulando
y sosteniendolo de pie;9- Deberá flexionarse la prótesis en un rango de
0°-120°;10-La flexión para poder deambular tiene que regresar a los X°; -
esto deberá poderse controlar;11-Considerar la posibilidad de la alineaa
ción de la prótesis con respecto a los ejes del cuerpo del amputado;12-A
yuda para la amortiguación en el ciclo de la marcha;13-Ayuda para la exten
sión despues de la flexión;14-Mantener el balance durante la fase de oscia
ción;15-Considerar la sustitución y adaptación de los segmentos "pierna--
muslo", rodilla;16-Que la prótesis no permita la hiperflexión;17-Deberá -
soportar 4 veces el cuerpo del amputado;18-Debera sujetar firmemente la -
articulación, por lo tanto la adaptación que el protesista considere nece
saria;19-Deberá adaptarse a los diferentes rangos de extensión, esto es, -
segmento "rodilla-tobillo";20-Deberá adaptarse en su extremo inferior al
tipo de pie plástico que se fabrica en el país;21-Deberá trabajarse, como
se trabaja usualmente una rodilla modular, en cuanto al terminado, funcio
nalidad y estética;22-El diseño deberá acoplarse a cualquier tipo de so--
quet, y su adaptación;23-Esta adaptación estará sujeta, fija a el diseño;
24-La base del soquet debere sujetarse a una base dispuesta para tal efec
to;25-El diseño deberá contener un algo que no permita la hiperextensión
del mismo y su extensión máxima ocurra a los 180°;26-Deberá contener cier
to mecanismo que permita la flexión y por sí solo contenga la caracteris
tica para la extensión del mismo;27-Debera contener un sistema que pueda
contener la flexión cuando el caso así lo requiera(opción)*;28-El sistema
antes mencionado debere ajustarse, para una mejor relacion velocidad-poten
cia, y así la flexion requerida;29-El diseño debere adaptarse a los rangos
de edad establecidos y mencionados anteriormente 20-80 años;30-Además del
mecanismo de nivelación, este mismo deberá contener cierta adaptación para
la extension al mismo tiempo que a todo el conjunto general;31-El diseño
deberá contener algún tipo de adaptación para el tipo de pie plástico exis
tente en nuestro país.
- .-Problemas que representan las anteriores circunstancias:1.1-Que desplace
al individuo, en la fase requerida; así como en su fase de "adopción de -
postura".(apoyo);1.2-Definir un diagrama de coordenadas del centro de gra
vedad del centro del cuerpo humano;1.3-Conocer las cargas soportadas, to
mando en cuenta las diferentes partes del cuerpo humano;1.4-Amortiguación
de la prótesis ya armada con todos los implementos que el protesista le a
grega a una prótesis modular;1.5-Que exista equilibrio en la fase medio -
apoyo;2.1-Mecanismo de graduación universal, esto es, flexible a la gradua
ción necesaria manteniendo esta fija en el uso de la prótesis, en su rela
ción rodilla pierna;2.2-Que ésta unión sea lo mas sencilla posible para su
fácil adaptación con respecto al pie plástico;2.3-Unión y sostén para la
recepción del soquet;2.4-Funda de hule espuma; que ésta pueda adaptarse a

la prótesis y que ésta a su vez pueda ser introducida sin problema alguno

- 3.1-Cuidar de la calidad en los materiales escogidos para la fabricación del diseño;
- 3.2-Calidad en la mano de obra y supervisión de ésta;
- 3.3-Tratar de que el costo sea lo más bajo posible, sin dejar fuera los demás aspectos de diseño;
- 3.4-En el diseño se tomará en cuenta el desgaste de las piezas;
- 3.5-Posibilidad de producción en serie para minimizar costos;
- 4.1-Problemas de calidad, resistencia, mano de obra, facilidad en la producción de ciertas piezas, además de tomar en cuenta los procesos más accesibles con los que cuenta nuestra industria;
- 5.1-Que los materiales a utilizar tengan el mínimo de desgaste posible;
- 5.2-Que la fricción de los mecanismos en juego, no influya en los materiales como lo son: deformaciones, reacciones a la fricción, tensiones y compresiones;
- 5.3-Que su mantenimiento sea accesible hasta para el usuario, y éste no sea requerido por largos períodos;
- 6.1-Evitar ruidos, evitando así el desgaste de las diferentes piezas, y la fricción que pueda existir entre ellas, durabilidad positiva con respecto a la prótesis que se pudieran ofrecer como tales, y a un costo comparable
- 7.1-Evitar el exceso de mecanismos, evitando así el exceso de peso, ya que se trata de ayudar tanto a los amputados con un corte de cadera, como a los amputados cerca de la rodilla; estos últimos con una palanca suficiente como para levantar un peso mucho mayor que los primeros, con una palanca muy reducida, o sin ella;
- 8.1-El diseño debe sostener un 43% del cuerpo del amputado, asimismo este porcentaje se cuatriplica al caminar, pues la presión que es ejercida en un miembro inferior normalmente en la marcha es el triple de lo que realmente sostiene un miembro inferior sin movimiento
- 9.1-Un mecanismo que realice esta premisa. (circunstancia #9);
- 9.2-Cierto mecanismo que dé seguridad al ponerse el amputado en cunclillas;
- 10.1-La prótesis deberá regresar después de la flexión (30-60°) a la extensión a cierta velocidad, ésta posible de controlar;
- 10.2-Mecanismo que controle el mecanismo de extensión, con otro que a su vez controle el segundo;
- 11.1-Los ejes del cuerpo en lo que se refiere a las extremidades inferiores, cada individuo tiene diferente angulación o graduación de su centro de gravedad (eje horizontal), con respecto a las extremidades inferiores. (eje vertical con graduación);
- 12.1-Después de la flexión, en la extensión rodilla-tobillo es necesario un mecanismo que realice la extensión, y que se detenga sobre el eje vertical a 180° del mismo;
- 12.2-Que el mismo material con sea fabricada la prótesis sea suficientemente resistente como para soportar el impacto por detenerse a 180° verticales;
- 13.1-Posibilidad de amortiguar cuando la prótesis haga contacto con el piso, de manera que aminore el impacto;
- 13.2-De manera que el amputado cuente con más comodidad y seguridad al deambular;
- 14.1-La prótesis deba flexionarse sólo si el peso que impone el amputado lo justifica, sino la prótesis deberá mantenerse ergida, estando ésta perfectamente confeccionada para que el protesista la maneje en una sola pieza;
- 15.1-Considerar algún dispositivo práctico, sencillo y funcional para la adaptación del soquet;
- 15.2-Considerar algún dispositivo para la adaptación del pie plástico y de igual manera para la funda de hule espuma;
- 16.1-La prótesis deba contener un tope en el eje vertical a 180° de éste;
- 17.1-Que soporte el peso del amputado y cuatro veces más, ya que en la ambulación éste se triplica;
- 17.2-Se toma en cuenta un tercio más con tra impacto como factor de seguridad;
- 18.1-La prótesis deberá conectarse por así decirlo con el soquet, que el protesista a su vez adaptará al muñon del amputado;
- 19.1-El problema son las diferentes longitudes que existen en los diferentes individuos y su longitud "rodilla-tobillo";
- 19.2-Problema económico;
- 20.1-Que la prótesis diseñada contenga el tipo de rosca del pie existente;
- 20.2-Que contenga además un tipo de sujeción para que el pie no gire sobre su eje.

21.1-Adaptarse al trabajo del protesista en los siguientes puntos:a-Adaptación del soquet con la prótesis;b-Adaptación del forro de hule-espuma confeccionado por el protesista, de acuerdo al miembro natural del amputado;c-Adaptación del pie plástico;d-Nivelación de la prótesis;22.1-Que la prótesis se acople fácilmente a los soquets confeccionados por los protesistas;22.2-Que donde vaya a acoplarse tenga suficiente superficie, para que en determinado momento no se safe el soquet de la prótesis;22.3-Que exista superficie suficiente para que el protesista trabaje bien el soquet y a éste le de suficiente superficie para que la palanca que hace el muñon esté apoyada por una transmisión segura;23.1-Que no exista movimiento alguno dentro o fuera de la prótesis, para dar seguridad absoluta;23.2-Que ésta base de sustentación para el soquet quede asegurada perfectamente;24.1-Que no existan movimientos no deseados;24.2-Que exista firmeza en adaptaciones, mecanismos y uniones;24.3-Seguridad en fijaciones;25.1-No debe existir hiperflexión;25.2-Al topar la prótesis consigo misma a 180° verticales, no debe existir ningún ruido;26.1-Que estas bases giren libremente;26.2-Que los ejes a usar contengan la seguridad necesaria, y su adaptación a las dos bases por igual;27.1-Que contenga cierto mecanismo que cumpla con requerimiento de "noflexión";27.2-Que este se acople al sistema de flexión;27.3-Algunos problemas geriátricos requieren la no flexión, por seguridad (opción);28.1-Desgaste de piezas en flexión y ésta no se realiza ya después de cierto periodo;28.2-Cambiable;28.3-Repuestos fáciles de conseguir;28.4-Potencia necesaria en el avance;29.1-Dimensiones de la extensión rodilla-talon (ergonomía);29.2-Material en posibilidad de ser cortado y adaptado;30.1-Que el sistema de nivelación sea resistente;30.2-Que haga que la extensión tenga un giro de 360° en un diámetro mayor al eje por 3cm mínimo;30.3-Que cuando se fije definitivamente, de la seguridad requerida, y la angulación necesaria al usuario de la prótesis;31.1-Que contenga entrada necesaria, que el pie plástico requiere;31.2-Que éste no pueda girar una vez hecha la adaptación.

-Condiciones que presentan los anteriores problemas:1.1.1-Que desplace al individuo, en las diferentes fases de la marcha con plena seguridad en el transcurso de la misma;1.2.2.-Que se hayan tomado en cuenta los puntos críticos de la marcha en sus diferentes fases, pudiendo darles solución;1.3.3-Después de analizar los porcentajes, pesos máximos registrados sin que todo esto afecte el peso de la prótesis;1.4.4.-Que no caiga el peso bruto totalmente en la articulación de la rodilla, que exista una distribución de éste en todo el cuerpo en la prótesis ya adaptada;1.5.5.-Que el peso de la prótesis sea tal, que, el amputado perciba lo más pronto posible su peso;2.1.1-Que esta pueda nivelarse por lo menos en dos puntos;2.2.2-Que se adapte al tipo de pie existente en el país;2.3.3-Que se pueda adaptar al soquet confeccionado por el protesista;2.4.4.-Que de igual manera se le pueda adaptar la funda de hule-espuma sin danarla al estar trabajando la prótesis;3.1.1-Materiales resistentes durables, resistentes a grandes presiones y tensiones, a agentes químicos, material dieléctrico, etc;3.2.2-Supervisión conciente en la mano de obra;3.3.3-Que estas piezas, a pesar de todo, funcionen conforme lo esperado;3.4.4-Materiales resistentes;3.5.5-Piezas sencillas de fabricar;4.1.1-Las condiciones serían:que los materiales a utilizar cumplan con los problemas antes expuestos, de manera que los puedan resolver;y como condición última, la accesibilidad de ciertas piezas, para su fabricación, aún en un pequeño taller;5.1.1-Lograr con el material elegido, las cualidades deseadas en una prótesis de éstas características;5.2.2-El mantenimiento que se le pudiera dar a esta prótesis fuera mínimo, sería ideal un material que se autolubricará por sí sólo, lo mismo que en su limpieza interna;6.1.1.-Reducción de ruidos o eliminación

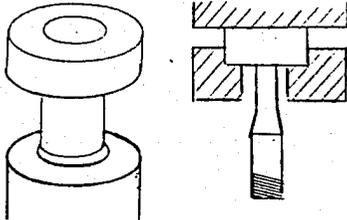
de éstos, sin que perjudique algún mecanismo, o al mismo material, y cumpliendo así con todo lo antes estipulado;7.1.1-Que la prótesis sea muy ligera, con respecto a lo que el muñon corto pueda controlar, como lo es en el caso de un corte de cadera o proximal a ésta;8.1.1-Que sostenga el 43% del peso total del amputado;8.1.2-En la marcha se triplicará este peso, pero se tomará 1/3 más como factor de seguridad;9.1.1-Que se flexione en un rango de de 0-120°;9.2.2-Que se conciba un mecanismo altamente seguro, y así pueda inspirar seguridad al amputado;9.2.3-Que éste mecanismo soporte las presiones y tensiones ejercidas en la deambulación, que es donde se crean los cortantes, debido al peso ejercido;10.1.1-Que la extensión rodilla tobillo tenga extensión después de la flexión al deambular;10.2.2-Un algo que controle la velocidad de la extensión, y a la vez pueda obstruir la misma cuando el caso así lo requiera;11.1.1-Que el mecanismo a diseñar logre el efecto de alineación, del centro de gravedad del amputado con el eje central de la prótesis, y a la vez este pueda fijarse temporal o definitivamente;12.1.1-Una ayuda interna para la extensión después de la flexión interno para que no muerda la funda de hule-espuma que el protesista coloca;13.1.1-Que cuando amortigue, no se pierda control sobre la prótesis y el afectado se conduzca con seguridad en la marcha;13.2.1-Ofrecer solución diferente al individuo que quiera adquirir una prótesis;14.1.1-La condición misma es mantenerse en 180° durante la fase pendular del pie;15.1.1-Que el protesista al adaptar ésta prótesis tenga toda la ayuda posible por parte del diseño de la prótesis, y que de manera análoga cumpla las condiciones requeridas por el mismo;15.2.2-Considerando que si al protesista se le entrega una prótesis mejor que las que está acostumbrado a trabajar, cumpla éste satisfactoriamente su tarea;16.1.1-Como única condición, que no exista la hiperextensión, sobre el eje vertical, pues esto implicaría serios problemas para el amputado;17.1.1-Que soporte el peso de cualquier individuo triplicado, con 1/3 más como factor de seguridad;17.2.2-En la deambulación, y al contacto con el suelo;18.1.1-Que la prótesis se adapte a los requerimientos que un soquet necesita;19.1.1-Que se adapte a cualquier rango existente entre rodilla-tobillo;20.1.1-Que se adapte al tipo de pie fabricado en nuestro país;21.1.1-Que se pueda trabajar, sin que el protesista cambie sus métodos de adaptación, para que este aplique toda su experiencia en la adaptación de la prótesis, y así se beneficie el amputado;22.1.1-Que la prótesis se acople fácilmente a los diferentes tipos de soquets;22.2.2-Que contenga suficiente superficie la prótesis para la recepción del soquet, además de un sistema de fijación adecuado para tal efecto;23.1.1-Que la base receptora este debidamente acoplada a la estructura formal de la prótesis;24.1.1-Que no existan movimientos interiores de manera que toda la prótesis sea una unidad;25.1.1-No exceda la flexión 25.2.2-Eliminación de ruidos;26.1.1-Que las bases giren libremente una sobre otra por medio de ejes flotantes;27.1.1-Que contengan dicho mecanismo 27.2.2-Que pueda incorporarse al sistema de flexión;28.1.1-Que contenga un período razonable de duración, y se pueda cambiar fácilmente por otro igual;28.2.2-Refacciones fáciles de conseguir a un precio razonable;29.1.1-Longitud rodilla-talón;29.2.2-Longitud de cortes para cada amputación;29.2.3-Material resistente, liviano y fácil de cortar;30.1.1-Que dé la angulación requerida por el protesista;30.2.2-Que se fabrique en un material resistente;31.1.1-Que contenga la rosca necesaria;31.2.2-Que se fije al pie sin que este gire.

.-Alternativas que se presentan para dar una posible solución a las circunstancias antes mencionadas:

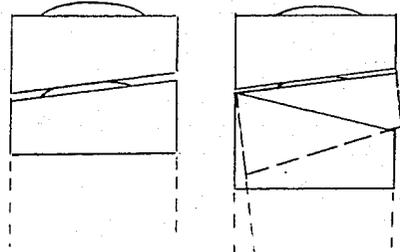
1.1.1.1-Que el diseño contenga la similitud de las articulaciones esenciales de una rodilla, flexión, extensión, etc.;1.2.2.2-Prevenir con materiales resistentes a tensiones y compresiones para dar seguridad al amputado
1.3.3.3-Conocer pesos máximos de individuos y calcular el porcentaje que tocaría en determinado momento a la prótesis;1.4.4.4-Materiales:plásticos flexibles, elementos neumáticos, hidráulicos, resortes y suspensiones;1.5.5-El peso debe ser tal que aunque exista un muñón corto, pueda este accionar la prótesis fácilmente;2.1.1.1-Unión que tenga movimiento de rotación, unión con ejes paralelos;2.2.2.2-Que se adapte al tipo de pie existente;2.3.3.3-Base plana redonda, plana cuadrada, en madera, nylon, triplay, aluminio;2.4.4.4-Que pueda adaptarse a la funda de hule-espuma, confeccionada por el protesista;3.1.1.1-Acero, titáneo, nylon, aluminio, zamak duraluminio, resinas, madera, triplay, etc.;3.2.2.2-Supervisión de la mano de obra;3.3.3.3-Resortes, gatos hidráulicos, neumáticos, tornillos allen, remaches, etc.;3.4.4.4-Nylon con bisulfuro de molibdeno, o grafito en seco;4.1.1.1-Existen varios materiales que cumplirían con casi todos los requisitos, a pesar de ésto existen algunos factores que van descartando a casi todos ellos, como es el caso del titáneo por su costo tan elevado, el acero y el bronce por su peso y costo, algunas resinas no son dieléctricas o, no resisten agentes químicos, el aluminio, duraluminio, zamak alto desgaste, poca durabilidad ante la fricción al igual que las diferentes maderas;5.1.1.1-Las alternativas a las condiciones las cubre en su totalidad el nylon con bisulfuro de molibdeno o grafito en seco autolubricado, de bajo coeficiente de fricción, alta resistencia al impacto, reducción de ruido, de peso, economía y otras muchas cualidades especificadas anteriormente;6.1.1.1-Utilizar materiales con bajo coeficiente de fricción
6.2.2.2-En el mecanismo:resorte, elemento hidráulico o neumático;6.3.3.3-El resorte además de su bajo costo, con respecto a las otras alternativas no requiere de mantenimiento además de su posible control en su compresión o tensión;7.1.1.1-Material liviano para mecanismo de rodilla y uniones etc
7.2.2.2-Uniformidad en el material, así como en sus mecanismos y partes complementarias;8.1.1.1-Material resistente; esfuerzo cortante de 100kg/cm² dependiendo de la superficie con que el diseño vaya a contar;8.2.2.2-Tomar cierto porcentaje del esfuerzo como factor de seguridad (nota:no se toma el 50%, porque el individuo nunca llega a tener plena confianza en su prótesis, no la acepta como parte de él);9.1.1.1-Mecanismos de:bisagra par cinemático, acoplamiento articulado, junta universal y algunas palancas de cambio;9.3.3.3-Utilizar barras sólidas del material elegido para las extensiones rodilla-tobillo y soquet;10.1.1.1-Mecanismo de retroceso continuo-a-Resorte;b-Gato hidráulico;c-Gato neumático, cada una de éstas opciones son autocontrolables;10.2.2.2-Mecanismo con: resorte, sin fricciones;10.2.3-Mecanismos con: seguro con tornillo, pivote, perno, candado, etc.;11.1.1.1-Junta lineal;11.2.2.2-Junta universal;12.1.1.1-Control de flexión - esta inversa después de los 40° resorte (accesibilidad);13.1.1.1-La primera alternativa es simplemente contar con la suspensión del pie existente en nuestro país;13.2.2.2-Otra sería implantar, algún tipo de suspensión en la parte baja de la extensión rodilla-tobillo;13.2.2.3-O de hecho en el mismo mecanismo de la rodilla;13.2.2.4-Tal vez arriba de la rodilla, entre el soquet y ésta;14.1.1.1-Sólida construcción con materiales bien resistentes, y unidos con exactitud por algún mecanismo o dispositivo de seguridad

15.1.1.1-Que contenga todos los dispositivos necesarios para su adaptación;
 15.2.2.2-Que cumpla con lo requerimientos de una prótesis de importación;
 15.2.2.3-Que la prótesis en sus mecanismos no sea demasiado complicada para que el protesista pueda desarmarla y armarla fácilmente para su almacenado;
 16.1.1.1-No existen;
 17.1.1.1-Materiales resistentes, con amplio margen de seguridad sobre cada cm^2 , ya que en cada 242 gr. de peso el acero tiene un psi de 125000 y 8.5oz, el titaneo con psi de 140000 y 5.2oz, el nylon con psi de 120000 y 5.4oz;
 18.1.1.1-Mecanismo de sujeción al soquet por medio de una placa de nylon o triplay;
 18.2.2.2-Dispositivos de seguridad: tornillos, remaches, prensas, horcadores, etc.;
 19.1.1.1-La única alterativa es tomar el rango mas grande, sólo entonces si el amputado es de menor rango que la prótesis contiene se recorta a la medida necesaria;
 20.1.1.1-Que contenga entrada para el tornillo sujetador del pié;
 20.2.2.2-Sistema de sujeción pié extensión rodilla-tobillo;
 21.1.1.1-Permanecer dentro del margen acostumbrado por una prótesis en cuanto a adaptación y estética de la misma;
 22.1.1.1-Medidas de 7x7cm o una dimensión mas grande;
 22.2.2.2 Barrenos de $\frac{1}{4}$ " para dar cabida a los tornillos en el soquet;
 22.3.3.3-Se adaptará por medio de alambre (alma), dentro de la resina y se ensambla en la base;
 22.4.4.4-La superficie para la adaptación quedará a disposición del protesista para que realice los barrenos donde juzgue necesario;
 23.1.1-Tornillos convencionales o allen;
 23.2.2.2-Remaches;
 23.3.3.3-Opresores tornillos allen o algún tipo de opresor diferente;
 24.1.1.1-Tornillos convencionales o allen;
 25.1.1.1-Tope y contra en material plástico;
 25.2.2.2-Pernos y contras;
 25.3.3.3-Nylon o aluminio;
 25.4.4.4-Tope y contra en resina, mecanismo de amortiguación y reten a 180° ;
 26.1.1.1-Remaches de aluminio, pernos y contras de nylon, o aluminio, ejes y contras con suspensión en aluminio con opresores y contras machueleados;
 27.1.1.1-Algún tope;
 27.2.2-Algún candado, perno, etc.;
 28.1.1.1-Gato hidráulico, neumático, resorte de tela, de acero o alambre galvanizado;
 29.1.1.1-Longitud máxima rodilla-talón (nylon);
 29.2.2.2-Longitud máxima rodilla-talón (aluminio);
 29.3.3-Longitud máxima rodilla-talón (resina);
 30.1.1.1-Gráfica;
 30.2.2.2-Gráfica;
 31.1.1.1-Tuerca con rondana de presión;
 31.2.2.2-Rosca a presión, rondana con dientes;
 31.2.2.3-Opresores o tornillos en giro o plano diferente

30.1.1.1



30.2.2.2



COMENTARIOS SOBRE EL PROYECTO (análisis)

-Primeramente el estudio de la marcha, nos hace ver una serie de movimientos indispensables para que ésta se dé, y así el individuo pueda autotrasladarse de un lugar a otro, éste nos da los puntos de apoyo del cuerpo, sus fases, en éstas apreciamos una oscilación del centro de gravedad del mismo. Por lo tanto se tiene que considerar como punto de partida, todo lo que concierne al entorno de la rodilla, flexión, extensión, etc., donde se puede apreciar el movimiento que realmente requiere un individuo para ambular, es entonces que el producto a diseñar cumpla con las exigencias de rotación, flexión, extensión de una rodilla, así como a los niveles de amputación y la necesidad de un producto que llene los requisitos fisiológicos de la rodilla desde un punto de vista técnico y práctico, y con an-

tecedentes de el porqué de ciertos movimientos y sus necesidades biomecánicas, así se ha de señalar también como requerimiento de un miembro artificial, semejanza a la fisiología y anatomía humana (ergonomía) del individuo en nuestro país, así como a lo que se refiere al aspecto psicológico y al entorno de éste.

- .-Es indispensable también, considerar al protesista, ya que éste tiene bien definidos sus puntos a seguir, en cuestión de nivelación, adaptación y terminado que le ha de hacer a la prótesis conjuntamente con el amputado la serie de pruebas que se hacen para acoplar la prótesis, sin que esta moleste al afectado; la prótesis debe incluir además un formato para la adaptación del soquet; la prótesis es en sí una pieza mecánica que imita en lo posible a una pierna natural.
- .-Como consideraciones para el afectado, una de gran importancia es la del peso, pues existen varios tamaños de muñones con características bien específicas, de manera que un miembro artificial facilite su propio uso y manejo, de seguridad al usuario, además de que pueda trabajar sin esfuerzo extremo el muñon, en mucho depende el corte que se le haya dado al miembro, pues esto implica una diferencia de palanca y de diferente esfuerzo dado por un corte muy cerca de cadera, medio o distal, ya que como puede comprenderse en este caso el distal va a tener mayor punto de apoyo, mayor palanca y por supuesto menor esfuerzo, de lo contrario a lo que pasa con un corte proximal a la cadera.
- .-El ruido de mecanismos son un problema a resolver ya que los productos de este tipo fabricados hasta el momento en nuestro país no han tomado en cuenta este factor que desmerece a una prótesis por varias razones, y entre las más importantes están el desgaste de materiales, mecanismos y presentarse así problemas con la articulación y el estrangulamiento de pivotes, tornillos, etc., otra razón recae en el aspecto psicológico, pues que piensa un amputado, de que su prótesis hace ruido al ir ambulando, este punto puede hacer que el amputado decida dejar de caminar por culpa de una deficiencia en el diseño de su prótesis.
- .-La creación de una prótesis en México, de ser fabricada con materiales que el país produce y no importarlos ya que si queremos que nuestro producto pueda comprar casi cualquier afectado, su costo debe ser relativamente bajo, ya que a la compra de una prótesis, se le puede añadir el costo de operación, del tratamiento, de rehabilitación y adaptación de la misma, todo esto es un impedimento para volver a una vida más o menos normal. De este punto se puede desprender su proceso de fabricación ya que éste está identificado con el costo de un producto, así como de la complejidad o sencillez de este. La posibilidad de fabricación en serie es otro punto en el cual la facilidad de producción del diseño puedan ayudar un poco más, sin dejar la funcionalidad; además sería conveniente que el producto fuera adaptable en un 100% a la tecnología del país.
- .-Así mismo sería ideal la factibilidad en la comercialización de ésta, y poder ponerla al alcance de todos los bolsillos; se considerara el almacenado.
- .-En los análisis antes mencionados se encuentra que una rodilla sostiene el 43% del peso total del amputado, así mismo debe soportar cuatro veces el peso del mismo, ambulando.

- El rango de movimiento de flexión se encuentra de 0-120°, y así poder sos tener cierta posición, considerando que debe sostener el peso del cuerpo en extensión, y que los ejes de la prótesis se puedan alinear de acuerdo a los ejes de cuerpo del amputado.
- Esta prótesis deberá contener algún mecanismo que ayude a la extensión después de la flexión y así mismo que todo movimiento sea armónico. Se deberá mantener el balance durante la fase de oscilación de la marcha, además de una perfecta adaptación a los segmentos pierna-muslo, además de incluir un algo que no permita la hiperextensión.
- Se diseñara con base a las medidas máximas en lo que se refiere a exten-- sión abajo y arriba de la rodilla, para que la prótesis pueda ser adapta-- da a varios individuos, sin importar su estatura.
- Así el material que se adecúa a nuestras posibilidades es el nylon con bi sulfuro de molibdeno, por sus características que van de acuerdo a las ne cesidades anteriormente expuestas, como lo son peso, resistencia, etc.
- En una prótesis como la que se requiere, es indispensable un control sobre flexión, de modo que ésta pueda modularse, y de la misma manera ser ajusta-- da a las necesidades de los diferentes usuarios, dependiendo de su esta do, su edad y disponibilidad para usar una prótesis. Esta protesis requie-- re para integrarse a los diferentes usuarios y sus necesidades, tener la-- extensión adecuada sin importar sus pesos y dimensiones. De manera que el usuario pueda realizar posiciones normales, así como el ciclo de la marcha
- Evocando nuevamente el tema del freno en la rodilla modular, pero en este caso en cuanto a seguridad de no hiperflexión, que el usuario pueda tener confianza en que su prótesis trabajara eficazmente. En este caso la ergo-- nomía nos da la pauta a seguir y poder esclarecer así ciertas longitudes-- como lo son: altura-rodilla-sentado, largura-nalga-rodilla, etc., así co-- mo las máximas longitudes, desde la rodilla hasta el tobillo que son un - parámetro ineludible para nuestro diseño.

- Una prótesis se divide en tres partes:1-Extensión con adaptación para pié plástico;2-Unión con posibilidad de movimiento universal y ajustable en - cierta posición para la nivelación de la rodilla con el centro de gravedad del cuerpo;3-Mecanismo con semejanza a las funciones de la rodilla, fle-- xión, extensión (30°-60°) control y tope de extensión, así mismo un siste-- ma de enlace para acoplar el soquet con la prótesis.

PORQUE EL DISEÑO DE PROTESIS ARRIBA DE RODILLA

- Un factor importante en esta desición, fué el grado de dificultad en el - diseño, ya que si se optaba por una prótesis bajo rodilla, en realidad el diseño sólo constaría de una base de adaptación entre en soquet realizado por el protesista y una extensión rígida unida a su vez al tipo de pié e-- xistente.
- Por otro lado los pacientes con amputación bajo rodilla tienen mas opcio-- nes de seguir ambulando pues existe la articulación, y es fácil una adapta

ción, pues tienen consigo flexores y extensores, simplemente les hace falta una base sólida y segura.

- Otro punto, fueron las estadísticas sobre amputaciones, pues un 80% se realizan por arriba de la rodilla, ya que cuando se efectúa la amputación, es mucho mejor hacer el corte lejos de la afección, para que en un futuro no se presenten problemas de la misma índole, y se requiera una nueva amputación.
- Otro punto base, pues un amputado con prótesis trabaja mejor si se le realiza la amputación por arriba de la rodilla y lo más cerca a ésta, ya que se obtienen excelentes resultados, como lo es una palanca larga de empuje para la prótesis y una buena base de sustentación además que los tejidos externos y el sistema vascular funcionan normalmente en este tipo de amputaciones.
- Otro factor, fué la edad de los amputados, en su mayoría de 50 años en adelante pues los problemas que se presentan en la mayoría (80%) son problemas vasculares debidos a infecciones, diabetes y otros; por lo tanto los cortes se realizan lo más lejos posible de la afección, a la vez dejando un muñon con posibilidades de adaptación con una prótesis.
- Otro factor es la necesidad real de una prótesis arriba de rodilla diseñada con los requerimientos, tanto del protesista como del amputado, además de tomar en cuenta la posibilidad del país tanto en materiales como en la tecnología. Existen prótesis hechas en México pero realizadas como si se tratara de artesanía pura, y no producción en serie uniforme y con restricciones físicas como lo son esfuerzos cortantes, compresiones, etc. De manera que lo que se pretende con esta prótesis es en primer lugar brindar una oportunidad de caminar al amputado a un costo accesible por medio de un producto nacional, ya que el comprar una prótesis importada implica un costo elevado que no cualquier gente puede disponer.
- Otro factor, es el psicológico, pues todo depende del amputado, a decidir se a volver a caminar, la oportunidad se le brinda, de rehacer una vida más o menos regular, de poder convivir sin tener que reprimirse e introversarse aún más.

HASTA DONDE LLEGARA NUESTRO DISEÑO.

- El diseño de la prótesis llega hasta donde el trabajo del protesista empieza, o sea por abajo del soquet y por arriba del pié plástico.
- El diseño de una prótesis modular, no hace caminar a un individuo, sino después de una rehabilitación energética, y una adaptación de prótesis cotidiana.
- Esta prótesis realiza el trabajo de los flexores y extensores de la rodilla, a la vez de una posible adecuación al individuo en la deambulacion y en un momento dado la extensión total sin movimiento, generalmente usada para fines geriátricos.
- Esta prótesis no incluye ningun tipo de terminado exterior, ni mecanismos de sujeción al muñon, se ha tomado en cuenta la unión de esta prótesis con

el mecanismo de unión al muñon, lo mismo que la adaptación al tipo de pié existente.

- En otras palabras, el diseño de ésta prótesis se reduce a la extensión que existe desde la rodilla al tobillo, incluyendo mecanismos de rodilla, extensión y adaptación, todos estos sin envolvente estético natural exterior; - la estética que pueda tener esta prótesis va encaminada a la funcionalidad y la sencillez de adaptación para el protesista y no para el amputado para éste sólo su funcionalidad, durabilidad, seguridad y versatilidad.

SOLUCIONES HASTA AHORA DADAS EN NUESTRO PAIS.

- | | |
|-----------------------|--|
| 1-Silla de ruedas | Problemas psicológicos y/o económico |
| 2-Muletas | " " " " " " |
| 3-Pylones (bases) | " " con la edad y circulación |
| 4-Prótesis hechas | " " desgaste, poca seguridad, durabilidad. |
| 5-Prótesis importadas | " " costo. |
- (pylon=base, simple y rígida sin ningún mecanismo implícito sólo extensión de apoyo).

TERMINADO DE UNA PROTESIS MODULAR.

(memoria de adaptación)

- 1-Después de la adaptación del soquet con la prótesis, se alinea la prótesis a los ejes del cuerpo del afectado, una vez nivelados la prótesis, se toman vistas de la otra pierna del individuo.
- 2-Estas vistas son para efectuar la estética de la pierna modular en un bloque de hule-espuma que se le da forma parecida a las vistas de la otra pierna.
- 3-Una vez formada la pierna de hule-espuma se introduce de abajo a arriba a la prótesis modular; que hace que el hule-espuma tope con el soquet y se adhiera a éste con resina.
- 4-Por otro lado, se adapta al tipo de pié requerido por el paciente y se adapta a la base de la prótesis.
- 5-Una vez unidas estas piezas se unen a la base inferior de la prótesis, después se le cubre con una media a toda la prótesis.

PORQUE PROTESIS Y NO ORTESIS.

- Se pensó primeramente en la ayuda para problemas ortésicos como lo son -- ciertas enfermedades congénitas, virus, etc., como lo es la poliomielitis, - pero al investigar se analizó que para el diseño, de aparatos ortésicos es imposible generalizar problemas, ya que cada individuo presenta diferentes desviaciones de los miembros de manera que, como se podrían generalizar parámetros de diseño con tanta variabilidad de afecciones y desviaciones, así mismo sería imposible originar el diseño industrial, ya que estaría eliminada la posibilidad de la fabricación en serie, de piezas generalizadas que no podrían resolver en definitiva el problema de la ortesis, - este a su vez es manejado y controlado en intimidad para cada afectado; - así se hubiera ayudado en el diseño a un bajísimo porcentaje de individuos

por estas razones se optó por la prótesis, que en efecto se puede generalizar, producir en serie, y sobretodo ayudar a un porcentaje mucho más alto de individuos afectados.

OPCION.

- .-La opción, se refiere a la muesca que puede adquirir en su diseño la pieza # 12; ya que la pieza normalmente contiene una muesca que normalmente trabaja para que el mecanismo de extensión-flexión, permita únicamente la extensión en todo momento y en cualquier angulación, ya que las personas de edad avanzada prefieren una prótesis sin flexión semi-automática porque suelen perder el control, nos enfocamos a los casos geriátricos porque son los que en su mayoría son amputados por diabetes, gangrena y otras afecciones cardiovasculares.
- .-La opción es una prueba de versatilidad en cuanto a que no dispara el diseño para personas de edad avanzada, a su proceso de fabricación, su material, su manejo y su función, tanto para el usuario como para el protesista.
La opción, consta de una muesca girada después de los 50° de flexión ; - esta muesca convierte la extensión en flexión hasta los 90°, posición requerida para la acción de sentarse; la prótesis siempre en extensión realiza el giro a los 90° por medio del peso del amputado, lo que le da seguridad para poderse levantar y realizar la deambulación nuevamente, esto se realiza con mayor facilidad debido al apoyo que existe para la extensión nuevamente.
- .-La opción, el individuo apoya su prótesis contra el piso, de manera que cuando ésta rebasa los 40° hacia atrás la prótesis vuelve a funcionar para tensionar hacia delante nuevamente.

ECONOMIA Y COSTOS.

- .-Las prótesis que se instalan actualmente en México, son de origen extranjero, alemanas o norteamericanas, por lo tanto su costo es elevado para el distribuidor, y en consecuencia a protesistas, estos que a su vez le hacen adaptaciones a cada caso en particular, de esto se origina un costo adicional, pues incluye adaptación del soquet, adaptación de éste al muñon y a la prótesis importada; es de consideración entonces el punto económico comparado con el porcentaje de amputaciones y en el estrato social en que se dan, en la clase obrera, que es ésta la que mayor incidencia tiene, en su mayoría accidentes de trabajo.
- .-Por otra parte existen prótesis fabricadas en México, pero no se producen industrialmente, sino como mera artesanía, pues la prótesis que existe, se ha ido transformando, dependiendo de las ventajas o desventajas que se van observando, y tratándolas de solucionar por medios ilegítimos, si se considera que el diseño de una prótesis cuenta con un sinnumero de problemas a solucionar por medio de un proceso analítico, con una basta investigación de antecedentes y otros muchos puntos que aquí se han tratado con anterioridad, con requerimientos y restricciones.

.-Las prótesis existentes, y fabricadas en nuestro país, están hechas con materiales de poca calidad, pues cuentan con un período corto de vida, que va desde un año a tres, dependiendo del uso que se le dé y del trato por parte del usuario, entoncés así el aspecto económico vuelve a presentarse.

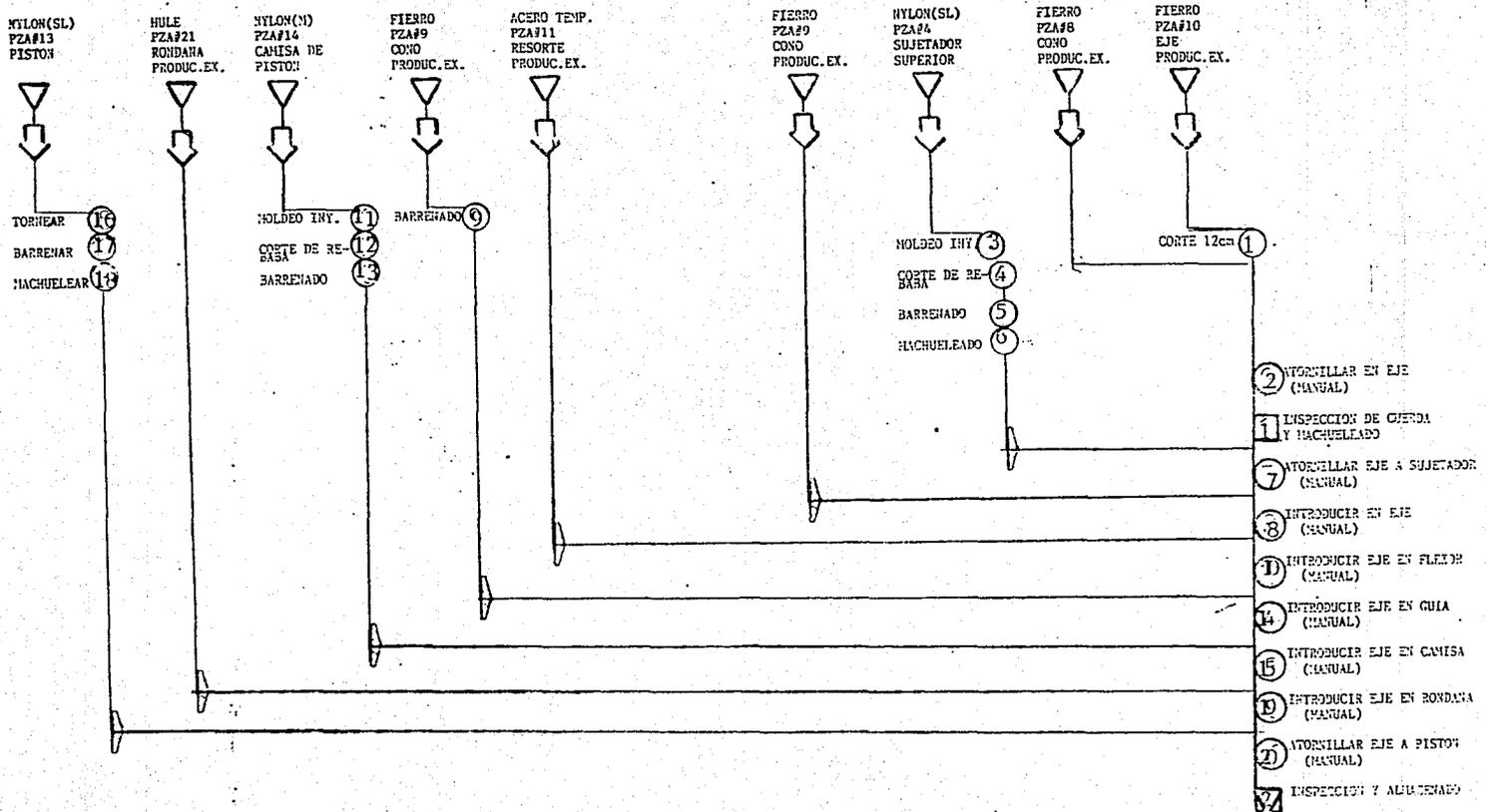
MECANISMO DE FLEXION Y EXTENSION.(interior)

| pza No. | costo del material | mano de obra | costo total |
|---------|--------------------|--------------|-------------|
| 10 | \$ 800.00 | \$ 480.00 | \$ 1280.00 |
| 08 | 400.00 | ----- | 400.00 |
| 04 | 4000.00 | 2400.00 | 6400.00 |
| 09 | 400.00 | ----- | 400.00 |
| 11 | 950.00 | ----- | 950.00 |
| 09 | 400.00 | ----- | 400.00 |
| 14 | 15300.00 | 9180.00 | 24480.00 |
| 21 | 100.00 | ----- | 100.00 |
| 13 | 2200.00 | 1320.00 | 3520.00 |
| | | | ----- |
| | | | \$37930.00 |

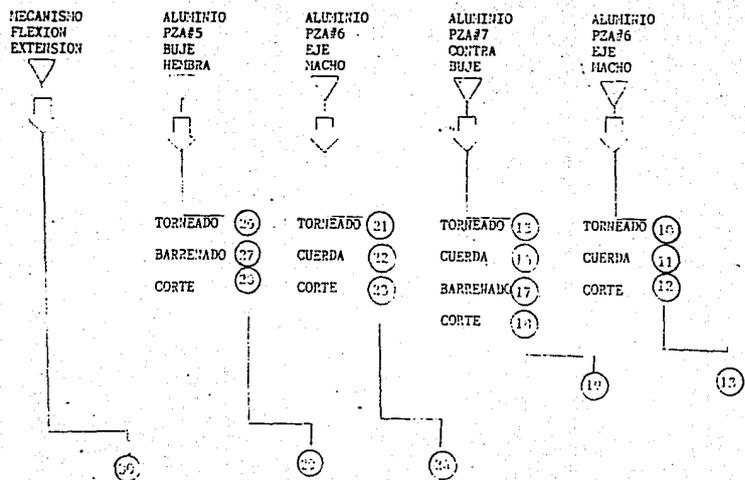
PROTESIS.(exterior)

| pza No. | costo del material | mano de obra | costo total |
|---------|--------------------|--------------|-------------|
| 17 | \$ 5300.00 | \$ 3180.00 | \$ 8480.00 |
| 03 | 700.00 | ----- | 700.00 |
| 01 | 5300.00 | 3180.00 | 8480.00 |
| 07 | 500.00 | 300.00 | 800.00 |
| 05 | 1700.00 | 1020.00 | 2720.00 |
| 05 | 1700.00 | 1020.00 | 2720.00 |
| 06 | 3200.00 | 1920.00 | 5120.00 |
| 07 | 500.00 | ----- | 500.00 |
| 05 | 1700.00 | 1020.00 | 2720.00 |
| 05 | 1700.00 | 1020.00 | 2720.00 |
| 06 | 3200.00 | 1920.00 | 5120.00 |
| 07 | 500.00 | ----- | 500.00 |
| 06 | 3200.00 | 1920.00 | 5120.00 |
| 02 | 14000.00 | 8400.00 | 22400.00 |
| 12 | 21200.00 | 12720.00 | 33920.00 |
| | | | ----- |
| | | | \$102020.00 |
| | | | + 37930.00 |
| | | | ----- |
| | | | \$139950.00 |
| | | 15%iva | + 20992.50 |
| | | | ----- |
| | PRECIO PROTESISTA | | \$160942.50 |
| | | 40% | + 64377.00 |
| | | | ----- |
| | | | \$225319.50 |
| | | 30% | + 67595.85 |
| | | | ----- |
| | | | \$292915.35 |
| | | 15%iva | + 43937.30 |
| | | | ----- |
| | | TOTAL | \$336852.65 |

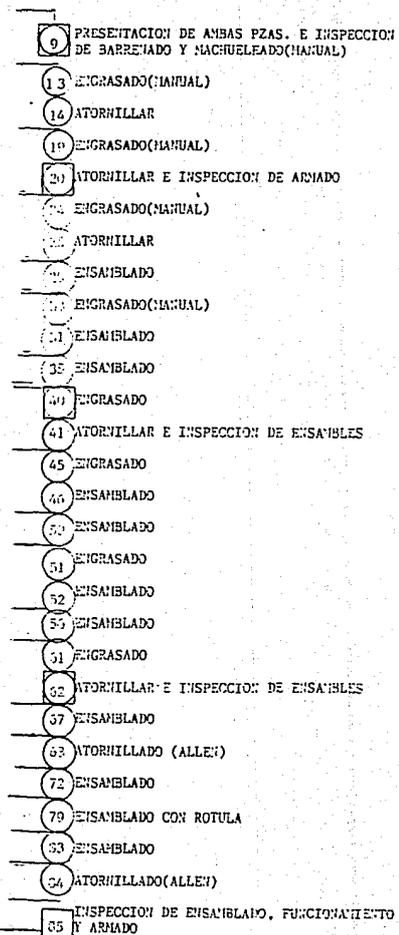
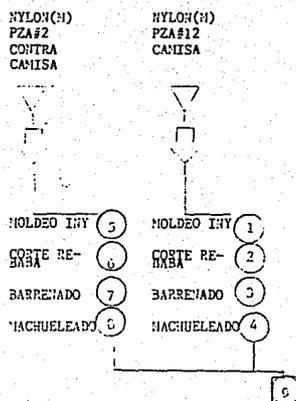
CURSOGRAMA SINOPTICO DEL MECANISMO DE FLEXION Y EXTENSION



CURSOGRAMA SIMOPTICO DE *BIO*RODILLA

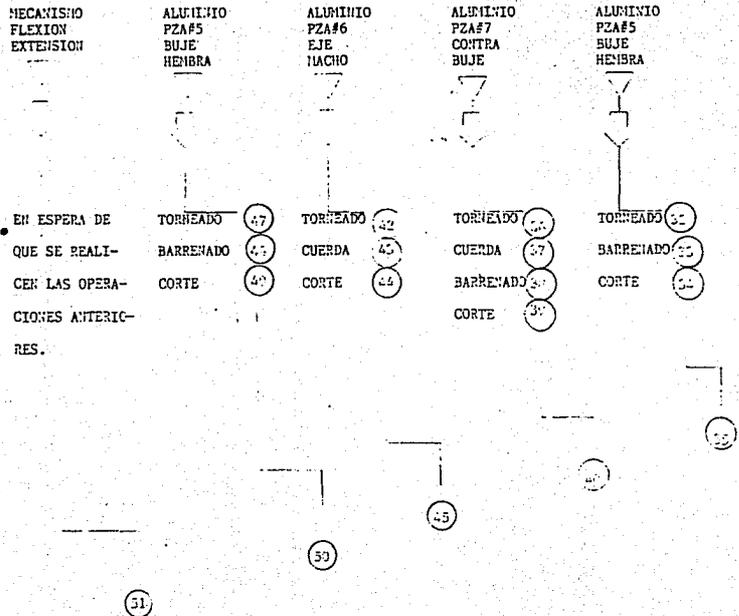


CURSOGRAMA SIMOPTICO DE *BIO*RODILLA

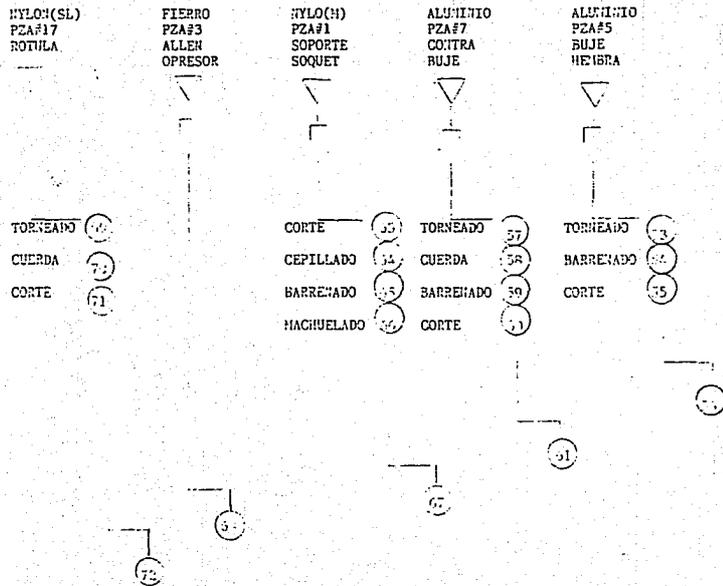


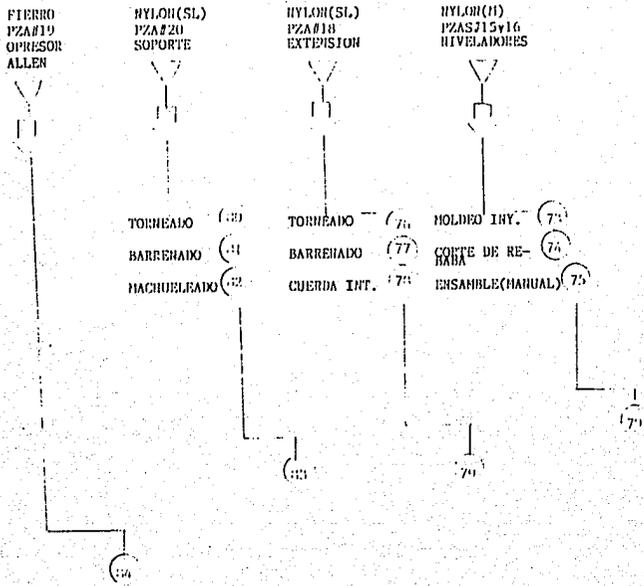
ALMACENADO ENPACADO

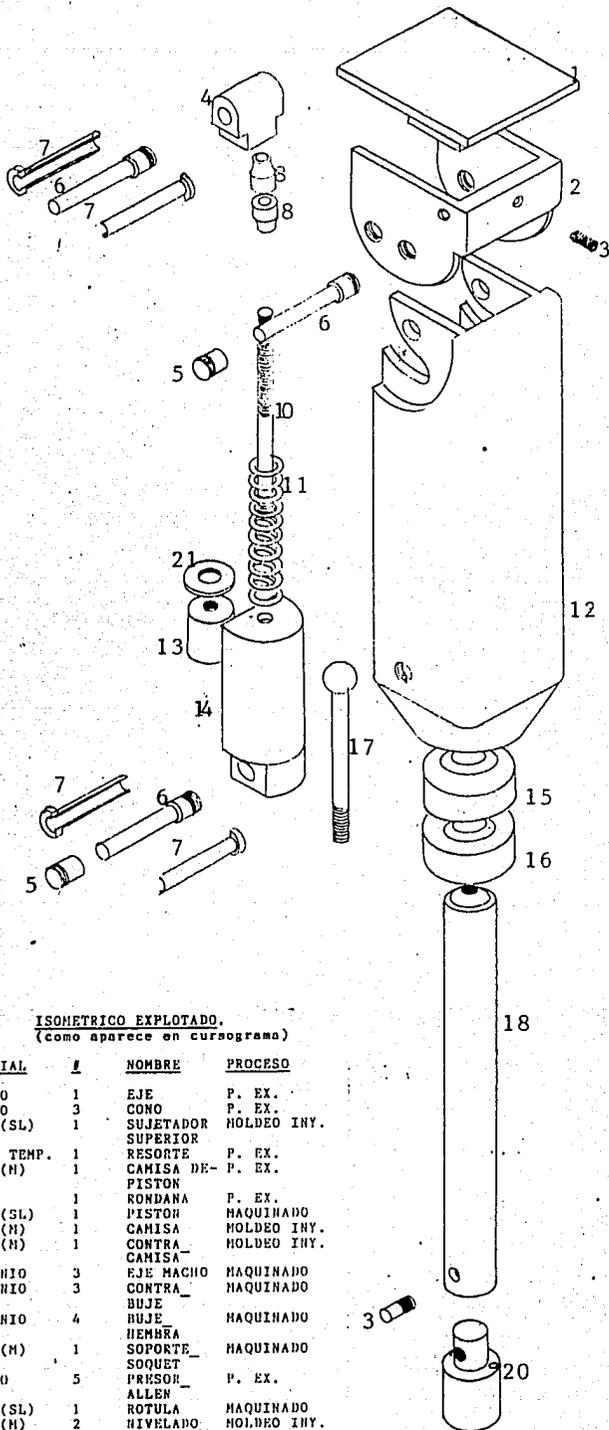
CURSOGRAMA SINOPTICO DE *BIO*RODILLA



CURSOGRAMA SINOPTICO DE *BIO*RODILLA

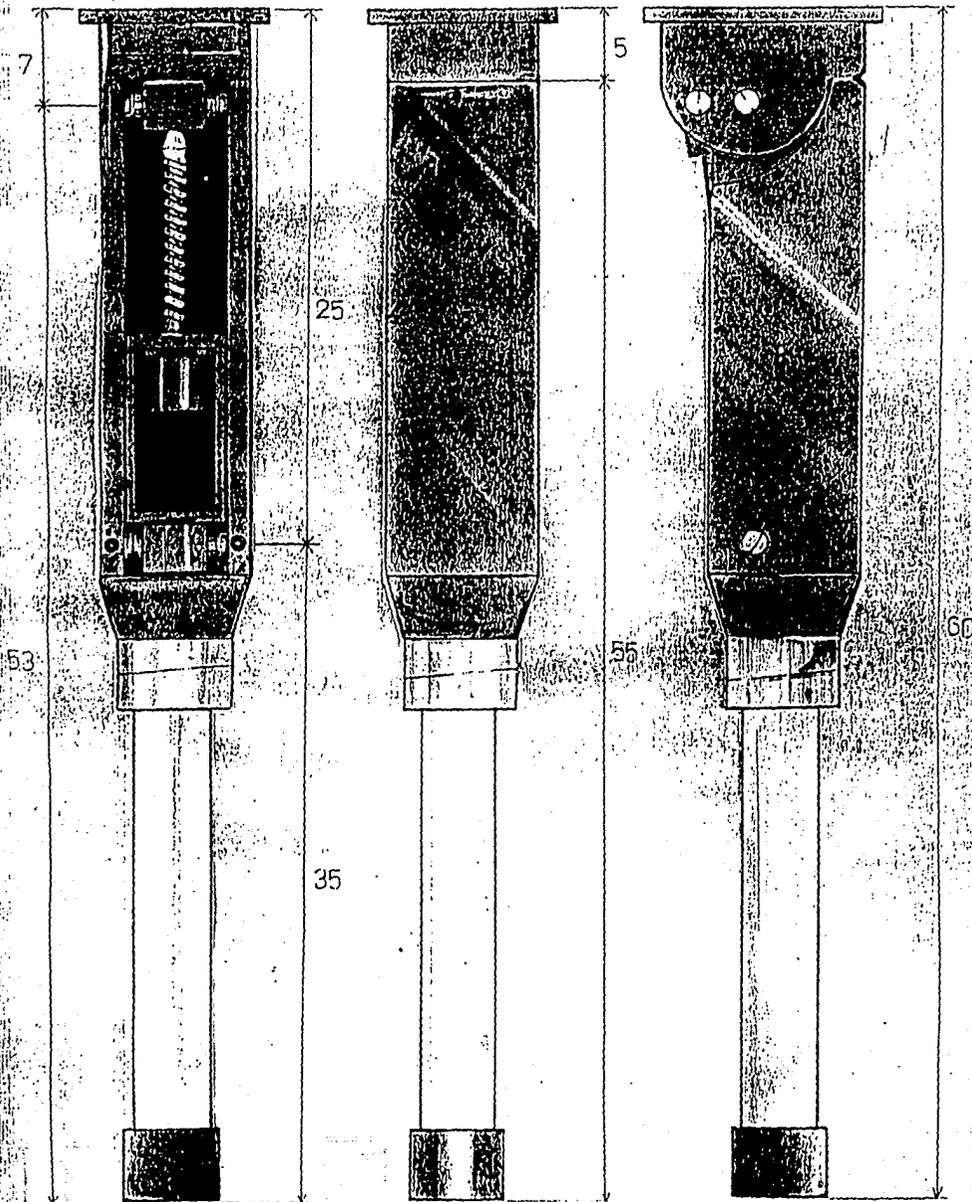




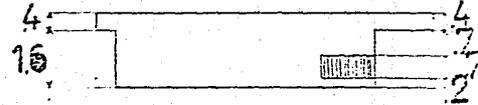
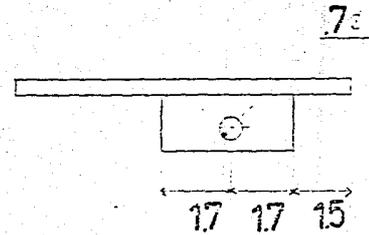
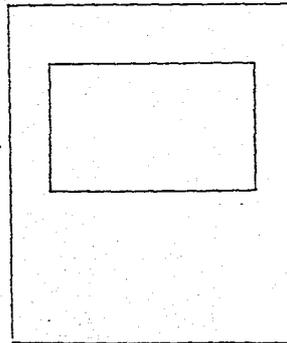
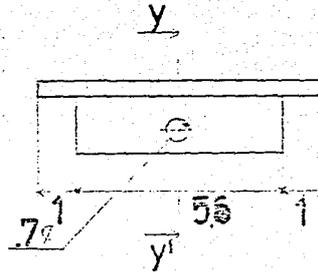
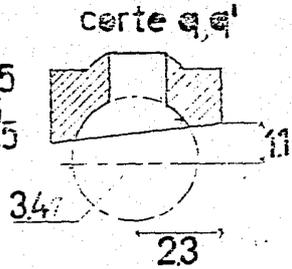
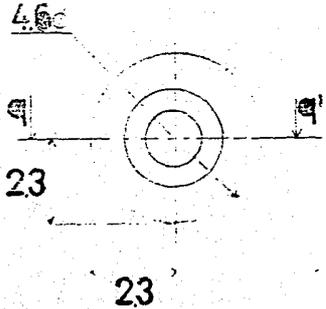
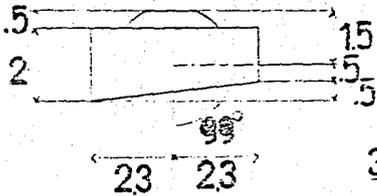
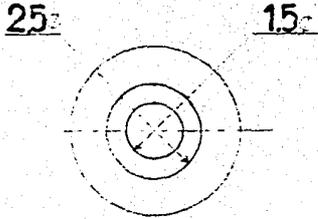


ISONETRICO EXPLOTADO.
(como aparece en cursograma)

| PZA. No. | MATERIAL | # | NOMBRE | PROCESO |
|----------|-------------|---|--------------------|-------------|
| 10 | FIERRO | 1 | EJE | P. EX. |
| 8 | FIERRO | 3 | CONO | P. EX. |
| 4 | NYLON(SL) | 1 | SUJETADOR SUPERIOR | MOLDEO INY. |
| 11 | ACERO TEMP. | 1 | RESORTE | P. EX. |
| 14 | NYLON(M) | 1 | CAMISA DE-PISTON | P. EX. |
| 21 | HULE | 1 | RONDANA | P. EX. |
| 13 | NYLON(SL) | 1 | PISTON | HAQUINADO |
| 12 | NYLON(M) | 1 | CAMISA | MOLDEO INY. |
| 2 | NYLON(M) | 1 | CONTRA-CAMISA | MOLDEO INY. |
| 6 | ALUMINIO | 3 | EJE MACHO | HAQUINADO |
| 7 | ALUMINIO | 3 | CONTRA-BUJE | HAQUINADO |
| 5 | ALUMINIO | 4 | BUJE HEMERA | HAQUINADO |
| 1 | NYLON(M) | 1 | SOPORTE | HAQUINADO |
| 3 | FIERRO | 5 | PRNSOR ALLEN | P. EX. |
| 17 | NYLON(SL) | 1 | ROTULA | HAQUINADO |
| 15 y 16 | NYLON(M) | 2 | NIVELADO-RES | MOLDEO INY. |
| 18 | NYLON(SL) | 1 | EXTENSION | HAQUINADO |
| 20 | NYLON(SL) | 1 | SOPORTE | HAQUINADO |

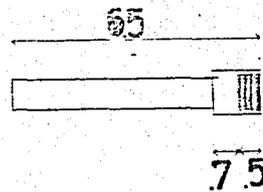
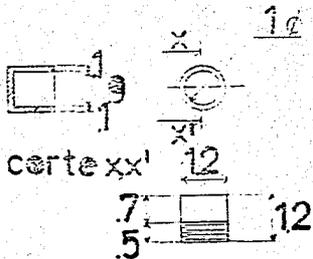


V. GENERALES***BIO-RODILLA**
ESCALA: 1:25 COTAS:cm



TEMA
 *bio rodilla
 CONTENIDO: U.A.G.
 Y.C. Y CORTE
 DISEÑO Y DIBUJO:
 L.D.I. Guillermo Ibarrola C.
 PIEZA Y NUMERO:
 NIVELADOR #15 * 15
 ESCALA: 1:1 COTAS: cm
 PLANO No. 4/14

TEMA
 *bio rodilla
 CONTENIDO: U.A.G.
 Y.C. Y CORTE
 DISEÑO Y DIBUJO:
 L.D.I. Guillermo Ibarrola C.
 PIEZA Y NUMERO:
 SOPORTE SOPLET #1
 ESCALA: 1:1 COTAS: cm
 PLANO No. 4/14



TECA
*bio rodilla

CONTENIDO: U.A.G.
V.G.
DISEÑO Y DIBUJO:
L.D.I. Guillermo Barraza C.

PIEZA Y NUMERO:
PIEZA MACRO #5

ESCALA: COTAS:
1:1

PLANO No. 13/12

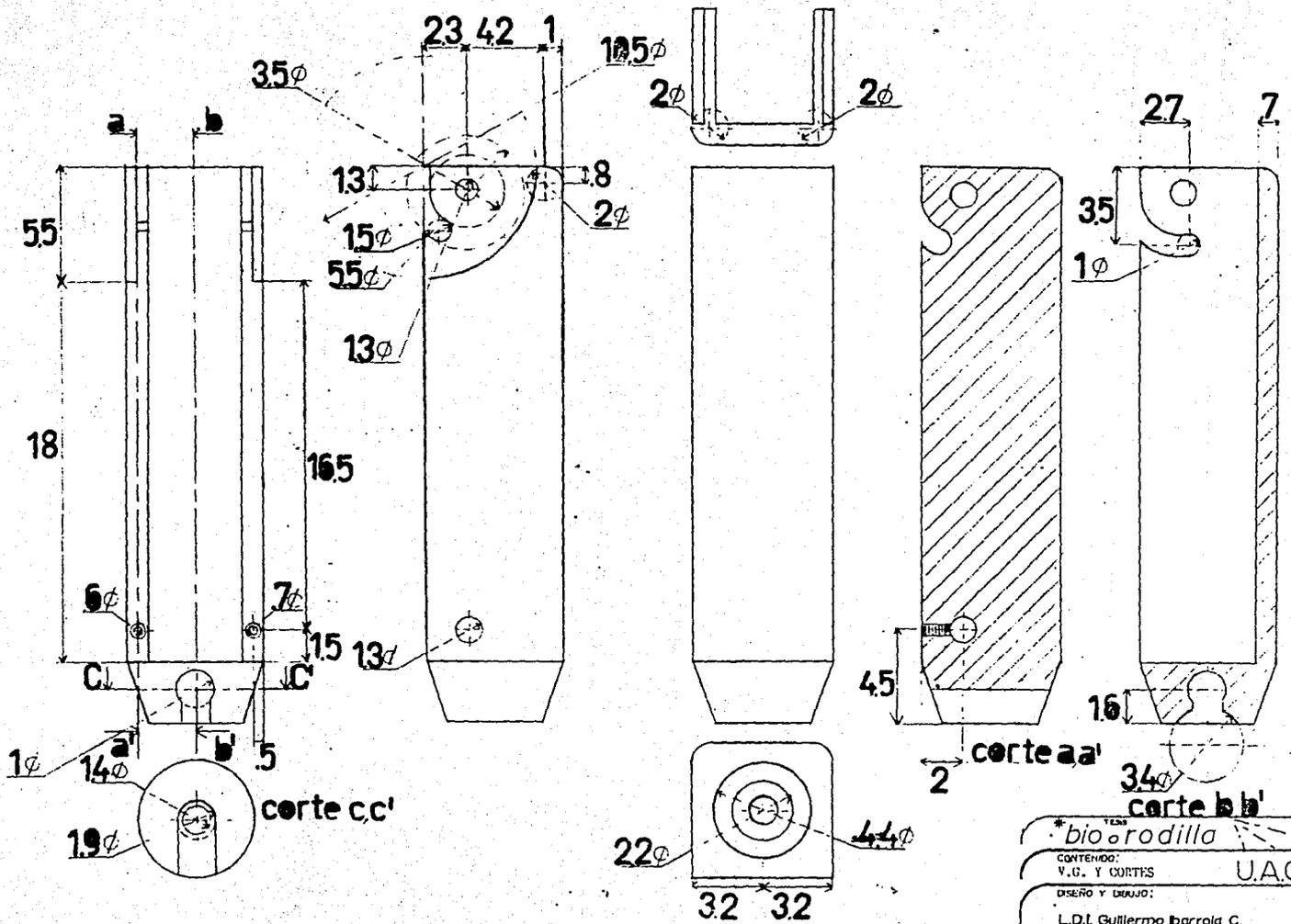
TECA
*bio rodilla

CONTENIDO: U.A.G.
V.G.
DISEÑO Y DIBUJO:
L.D.I. Guillermo Barraza C.

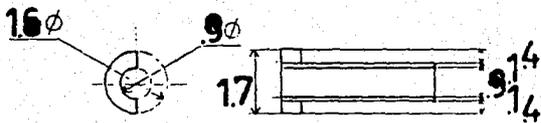
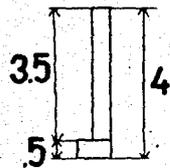
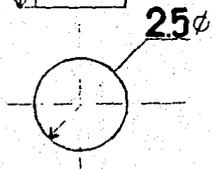
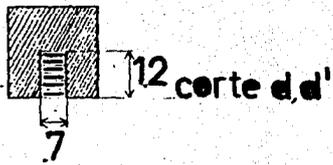
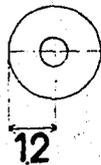
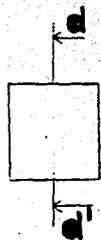
PIEZA Y NUMERO:
PIEZA MACRO #6

ESCALA: COTAS:
1:1

PLANO No. 11/14



* ^{TEMA} **bio rodilla**
 CONTENIDO: V.G. Y CURTIS U.A.G.
 DISEÑO Y DIBUJO: L.D.I. Guillermo barrola C.
 PIEZA Y NUMERO: CAHISA P/ EXTENSOR #12
 ESCALA: 1:1 COTAS:
 PLANO No. CR



TEMA *bio rodilla*

CONTENIDO: V.G. Y CORTE U.A.G.

DISEÑO Y DIBUJO: L.D.I. Guillermo Barrota C.

PIEZA Y NUMERO: TOPE DE CARRERA #13

ESCALA: 1:1 COTAS: cm

PLANO No. 12/14

TEMA *bio rodilla*

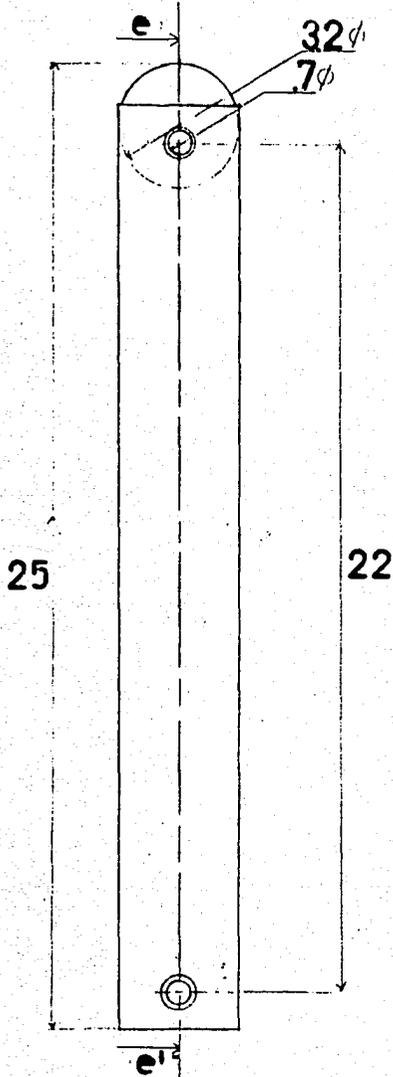
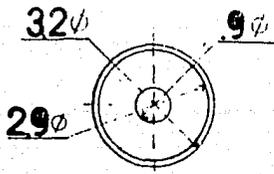
CONTENIDO: V.G. Y CORTE U.A.G.

DISEÑO Y DIBUJO: L.D.I. Guillermo Barrota C.

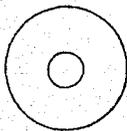
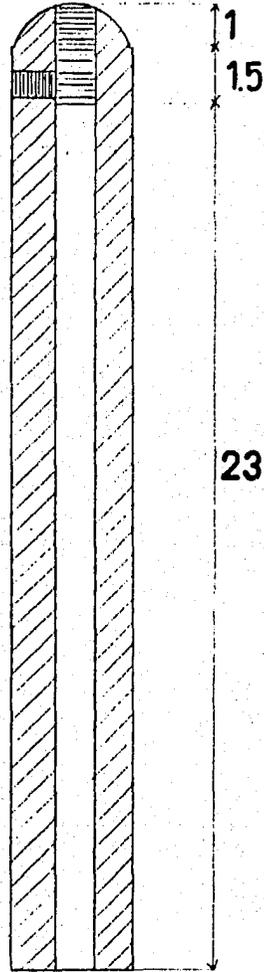
PIEZA Y NUMERO: CONTRA BUJE #7

ESCALA: 1:1 COTAS: cm

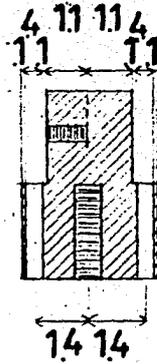
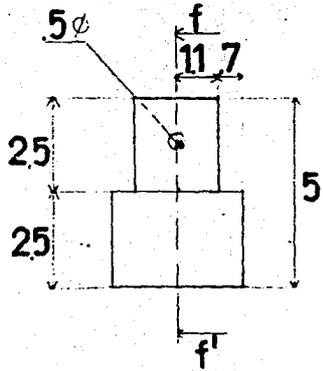
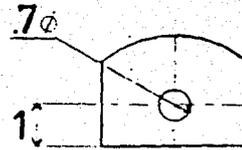
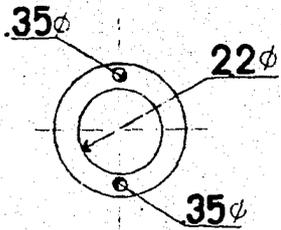
PLANO No. 10/14



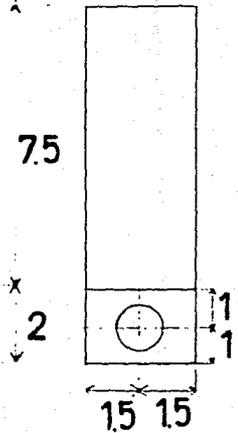
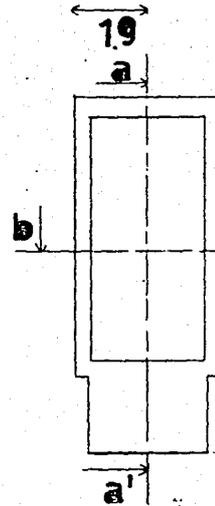
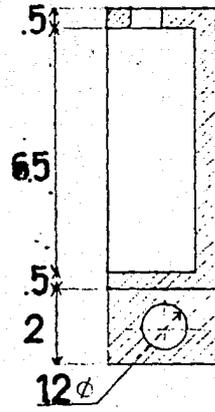
Corte e,e'



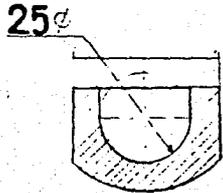
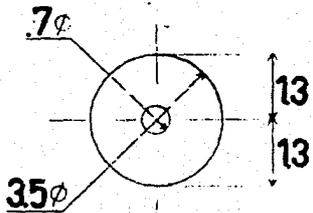
| | |
|---|--------|
| * ^{TEC} bio rodilla | |
| CONTENIDO: V.G. Y CORTES | U.A.G. |
| DISEÑO Y DIBUJO: L.D.I. Guillermo Barrota C. | |
| PIEZA Y NUMERO: | |
| EXEQUISITUM | 311 |
| ESCALA: | COTAS: |
| 1:1 | cm |
| PLANO No. | 2/16 |



Corte a, a'



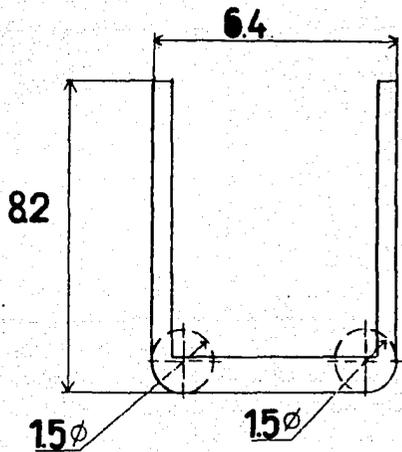
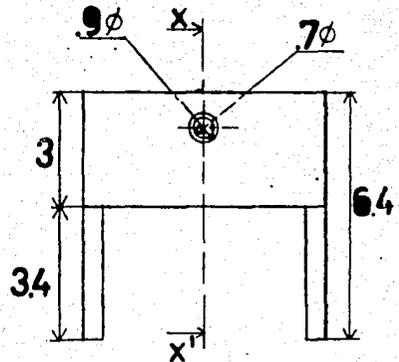
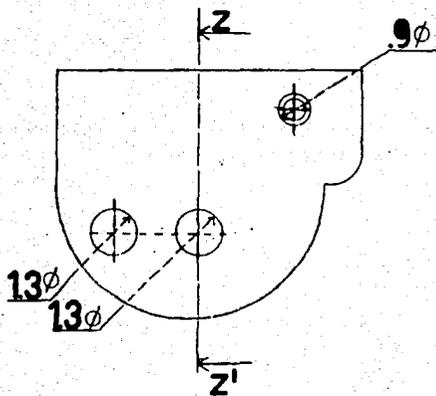
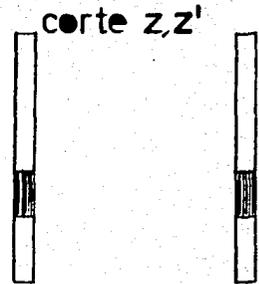
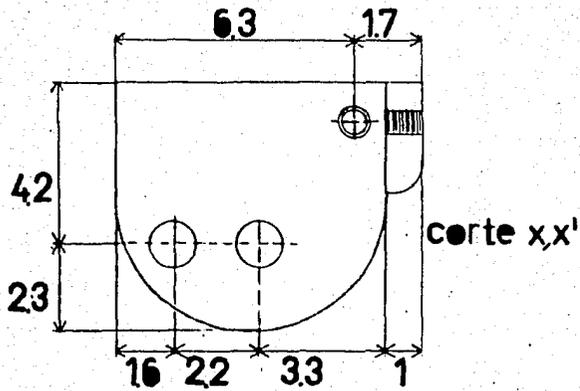
Corte f, f'



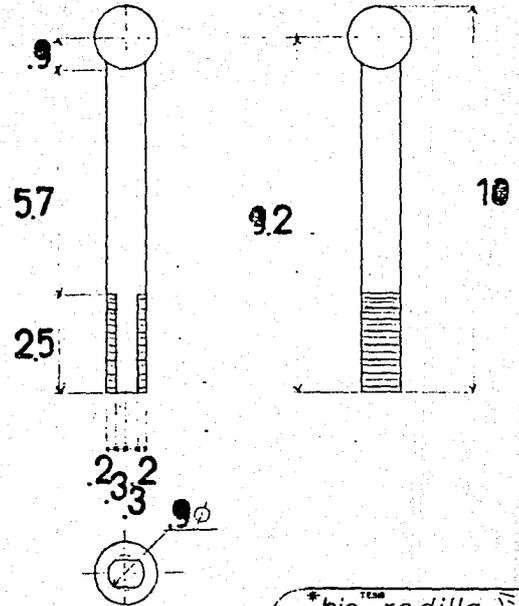
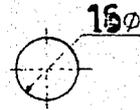
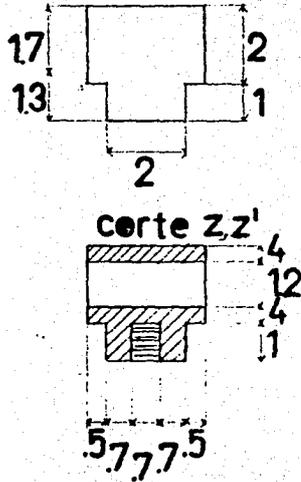
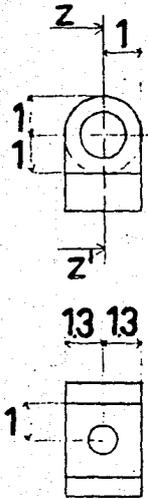
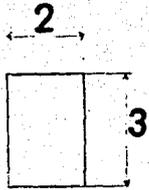
corte b, b'

* **bio**rodilla
 CONTENIDO: U.A.G.
 V.G. Y CORTE
 DISEÑO Y DIBUJO:
 L.D.I. Guillermo Barrola C.
 PIEZA Y NUMERO:
 SOPORTE BAJO #20
 ESCALA: COTAS:
 1:1 cm
 PLANO No.
 R/14

* **bio**rodilla
 CONTENIDO: U.A.G.
 V.G. Y CORTE
 DISEÑO Y DIBUJO:
 L.D.I. Guillermo Barrola C.
 PIEZA Y NUMERO:
 CAJISA DE TOPE #14
 ESCALA: COTAS:
 1:1 cm
 PLANO No.
 9/14



TEMA
bio rodilla
 CONTENIDO: U.A.G.
 V.C. Y CORTES
 DISEÑO Y DIBUJO:
 L.D.I. Guillermo Ibarola C.
 PIEZA Y NUMERO:
 CONTRACANISA #2
 ESCALA: COTAS:
 1:1 cm
 PLANO No. 3/14



***birodilla**

CONTENIDO: U.A.G.
V.G. Y CORTE

DISEÑO Y DIBUJO:
L.D.I. Guillermo Barrota C.

PIEZA Y NUMERO:
SILLETADOR SUP. #4

ESCALA: COTAS:
1:1 cm

PLANO No. 6/14

***birodilla**

CONTENIDO: U.A.G.
V.G.

DISEÑO Y DIBUJO:
L.D.I. Guillermo Barrota C.

PIEZA Y NUMERO:
ROTULA #17

ESCALA: COTAS:
1:1 cm

PLANO No. 7/14

.-Directorio.
(por orden de aparicion)

- .-Etiología; parte de la medicina que estudia las causas de las enfermedades.
- .-Pronación; movimiento giratorio.
- .-Supinación; volver la extremidad hacia dentro.
- .-Condíleo; eminencia articulada de un hueso.
- .-Poplíteo; perteneciente a la corva.
- .-Fascias; aponeurosis fibrosa y/o celulosa.
- .-Gastrocnemios; perteneciente a los gastros, vientre, estómago, etc.
- .-Sinovial; glándula segregadora.
- .-Epifisaria; organo nervioso y glandular.
- .-Calcaneoastagalino; hueso corto y pequeño posterior e inferior del tarso.
- .-Soleo; músculo ancho y grueso de la pantorrilla.
- .-Aponeurósis; membranas que cubren los músculos.
- .-Lumbricales; músculo con figura de lombriz.
- .-Astragalo; hueso corto en la parte superior del tarso.
- .-Citostáticos; referente al núcleo de un leucocito.
- .-Hemostasia; estancación de la sangre.
- .-Focomélico; deformidad de los huesos.
- .-Citotóxico; tóxico artificial.
- .-Ferulas; vendajes.
- .-Linfático; abundante en humor acuoso.
- .-Astragalina; referente al astragalo.