



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**ANÁLISIS DINÁMICO DE UN
APARATO PARA EJERCITACIÓN
DEL MUSLO**

TESIS
QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO
PRESENTAN

**ANA MARÍA ESCAMILLA HERNÁNDEZ
ROGELIO DARÍO GUTIÉRREZ CARRILLO**



DIRIGIDA POR
ING. UBALDO SUÁREZ GUZMÁN

MÉXICO D.F.

2005



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS Y DEDICATORIAS

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Gracias por nuestra formación tanto personal como profesional y permitirnos realizar éste gran sueño.

Gracias a las siguientes instituciones por brindarnos el acceso a sus instalaciones y material de apoyo, poder trabajar con su equipo y contar con su asesoría:

- LABORATORIO DE CINEMÁTICA DEL ANEXO DE INGENIERÍA
- DIRECCIÓN GENERAL DE MEDICINA DEL DEPORTE
- POSGRADO DE DISEÑO INDUSTRIAL

Agradecimientos a:

Dr. Miguel Aguilar Casas
Ing. Víctor Manuel Domínguez
Ing. Moisés Mendoza Linares
Fís. Edgar Raymundo López Téllez
M.D.I. Alejandro Rodea Chávez
Ing. Ulises Peñuelas Rivas

Por su apoyo y colaboración en el desarrollo de este trabajo.

Agradecemos especialmente a Rafael Maldonado por abrirnos las puertas en sus instalaciones y permitirnos realizar este análisis. También, gracias al personal del gimnasio que trabajó en conjunto con nosotros.

También agradecemos a todas aquellas personas que se nos escapan de la memoria, y que sin embargo nos prestaron su valiosa ayuda.

Gracias a Dios, la razón de mi existencia, por todos los tesoros que me dio y me sigue dando. Por mi familia, mis amigos y gente linda que siempre me rodea

A mi padres:

Mejores padres no pude tener!. Papá con tu cariño, entrega y dedicación, motivándome a descubrir las maravillas que la vida me tiene preparada. Mamá por ese amor infinito que te caracteriza que invita a comerse al mundo y ver que no existen imposibles.

Hermanas:

Cada una ha contribuido en mi formación, me han enseñado distintas formas de apreciar ,valorar y ..saborear la vida. Minus por tu pasión para alcanzar un sueño, Susi por la nobleza y sabiduría que te caracterizan. Ali por tu carisma y acercamiento a la gente. Flaca, tu sabes como resaltar las cualidades de cada persona y ver lo mucho que valen. La verdad es que son también mis mejores amigas...

A mi Tío Juan “hermano mayor”, por estar con nosotras en las buenas y en la malas, tu apoyo y cariño incondicional.

Leo

Por todos esos años geniales de convivencia, amor, cariño y ternura gracias, fui muy feliz a tu lado. Y la alegría que me da seguir contando con tu cariño y comprensión.

A lo cuates

Con ustedes se me hizo la carrera muy divertida, amena y constructiva; mecas, mecatrónicos , industéricos e induss de corazón, ja! .Ni modo , tendré que citar algunos nombres, se lo ganaron por aguantarme largos años de mi vida ... Isra,Vic, Lalo, Elsilla, Jorge ,Oscar, Pachón, Osa ,Pau, Katión y Germán.

Cada uno hemos hecho y logrado cosas grandes ...imagínense lo que podemos hacer juntos. En nuestras manos está hacer un México diferente, mucha gente nos está esperando y tiene fe en nosotros, no los defraudemos.

Ana

Dedico este trabajo a aquellas personas que siempre tuvieron fe en mí, a la hermosa familia que tengo y amo y especialmente a mis padres y hermano, para que sepan que sus sacrificios tuvieron fruto.

Son tantas las personas que a las que tengo que agradecer que no se como comenzar y cada una de ustedes dejan algo bello en mi.

Gracias a ti papá, porque todo lo que me diste fue muy poco para ti y sin embargo demasiado para mi.

Gracias a ti mamá, porque nunca me faltó tu apoyo ni tu cariño y porque me enseñaste el valor de la perseverancia.

Gracias a ti hermanuras, porque sin decirlo sé que estuviste siempre orgulloso de mi y me obsequiaste tu grandioso amor fraterno.

Gracias a ti tío Lencho, porque el ejemplo de disfrutar de la vida lo aprendí de ti.

Gracias a ti Toño, porque siempre me ayudaste a levantarme en mis tropiezos.

Gracias a mis tías Anita, Lupe y Caro; a Chata y Jorge; a mis primas Mumusa Vanita, Yayis, Ross y Rosy; a mis primos Vicho, Beto, Yuy, Pepe, Cocol y Héctor porque siempre le echaron porras al gordo; a mis sobrinas Charo, Luce, Carol, Brenda, Momín, Frida e Ingrid, porque con su inocencia me enternecen el corazón y me hacen sentirme humano.

A ti Nata, porque llenaste mi vida de amor, de maravillosos momentos, de risa, de alegría, de sabiduría y paz. Te quiero mucho flaca.

A los compas con quien compartí un chingo de buenos ratos, Mario, Anita, Róbin, Jana, Pollo, Goyo, Mero, Eliza, Ubaldo, a toda la banda de mecánicos; Ulises, Shair, a la banda de mecatrónica. Gracias por su amistad.

Roy

ANÁLISIS DINÁMICO DE UN APARATO PARA EJERCITACIÓN DEL MUSLO

Contenido

AGRADECIMIENTOS.....	i
CONTENIDO.....	iv
PREFACIO.....	vi
JUSTIFICACIÓN.....	vii
OBJETIVOS.....	viii
INTRODUCCIÓN GENERAL.....	ix
• GENERALIDADES SOBRE MECÁNICA.....	ix
CAPÍTULO I. PRINCIPIOS DE BIOMECÁNICA.....	1
• I.1 Biomecánica deportiva / 1	
• I.2 Huesos / 2	
• I.3 Articulaciones / 6	
- I.3.1 Superficies articulares / 8	
- I.3.2 Funcionamiento de la rótula / 11	
• I.4 Músculos / 12	
- I.4.1 Flexión y extensión de la pierna / 13	
- I.4.2 Acción muscular en la articulación de la rodilla / 15	
• I.5 Antropometría / 19	
CAPÍTULO II. INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN.....	21
• II.1 Descripción del aparato de gimnasio / 21	
• II.2 Configuraciones angulares de la rodilla / 23	
- II.2.1 Ángulos límites / 23	
- II.2.2 Ángulos de confort / 23	
• II.3 Análisis con ayuda de imágenes de video / 24	
- II.3.1 Procedimiento para realizar la prueba / 25	
• II.4 Análisis con ayuda del software Pasco Scientific / 26	
- II.4.1 Procedimiento de la prueba / 27	
- II.4.2 Obtención de datos / 28	
• II.5 Análisis con aparato de rehabilitación (CYBEX NORM) / 29	
- II.5.1 Procedimiento para realizar la prueba / 29	
CAPÍTULO III. ANÁLISIS CINEMÁTICO.....	31
• III.1 Tipos de movimiento / 31	
• III.2 Obtención de datos / 31	
• III.3 Análisis de posición / 35	
• III.4 Análisis de velocidad / 39	
• III.5 Análisis de aceleración / 41	
CAPÍTULO IV. ANÁLISIS CINÉTICO.....	44
• IV.1 Análisis de fuerzas /44	
• IV.2 Análisis de momentos /46	
• IV.3 Cálculo de los momentos de inercia /48	

CAPÍTULO V. CONCLUSIONES.....	57
• V.1 Análisis de la evolución del torque /57	
• V.2 Ergonomía /58	
• V.3 Sobre las mediciones del método por video /59	
• V.4 Sobre la aplicación del equipo CYBEX NORM/59	
ANEXO.....	60
GLOSARIO.....	68
BIBLIOGRAFÍA.....	71

PREFACIO

Este trabajo pretende fundamentar la geometría particular de la polea excéntrica que utiliza un aparato mecánico de ejercicio. Dicha polea, tiene una forma irregular y el propósito de esta tesis es señalar si tiene una geometría correcta, o bien, proponer una nueva geometría, con un punto de vista meramente mecánico. Por lo tanto, este texto, se divide en cinco capítulos, los cuales van describiendo los métodos y pasos que los autores de esta labor siguieron para concluir el trabajo, desde los principios fisiológicos, hasta las conclusiones que se derivan de la investigación.

En el capítulo I, se habla sobre el funcionamiento del cuerpo humano y de cómo se relacionan algunos elementos anatómicos con elementos mecánicos. Esto para entender y/o comprender la función que el aparato realiza.

En el capítulo II, se habla sobre el aparato de ejercicio al cuál se refiere este análisis y también sobre el funcionamiento de los elementos que sirvieron de herramienta o ayuda en el desarrollo de este trabajo. Con ello se pretende que el experimento sea repetible al igual que se tomen las consideraciones necesarias respecto a las herramientas utilizadas.

En el capítulo III se realiza el análisis cinemático del aparato de ejercitación, es decir, a partir de los movimientos realizados, se obtienen datos de posición, velocidad y aceleración, lo cual sirve como base para analizar las fuerzas desarrolladas cuando los elementos mecánicos se ponen en movimiento.

En el capítulo IV se extiende el análisis del capítulo III, entendiendo al aparato como un conjunto de cuerpos que tienen determinada masa, es decir, que se completa el análisis cinético que se plantea en los objetivos.

Y por último, en el capítulo V se exponen las propuestas de mejora al aparato de ejercitación, derivadas de la información encontrada en los capítulos anteriores.

JUSTIFICACIÓN

Este proyecto surge de la necesidad de tener una herramienta que facilite el diseño de algunos aparatos relacionados con la práctica del deporte y con la rehabilitación muscular.

Hoy en día este punto es de suma importancia porque ahora se debe poner atención en el planeamiento de las actividades a realizar en cualquier entrenamiento; llámese alto o bajo impacto.

Con el correr del tiempo, la tecnología en el deporte, crea grandes oportunidades de sobresalir. Hablamos de que las novedades que revolucionan al deporte son el principal motivo por el cual se alcanzan y se derriban metas y no sólo en el ámbito del entrenamiento, sino también en el rediseño de ropa, cascos, dietas, estrategias, etc.

Con la ayuda de este proyecto se propone mejorar la calidad en el entrenamiento físico, al igual que agilizar recuperaciones de traumas físicos que implementen una terapia muscular, claro esta, bajo nuevas variables de tal forma que permitan fortalecer al cuerpo humano.

OBJETIVOS

- Análisis de la evolución del torque generado por el muslo a través de una polea excéntrica, perteneciente a un aparato de gimnasio.
- Análisis de las curvas de torque generado por el muslo del usuario variando el radio de la polea excéntrica
- Recomendaciones del perfil de la polea de acuerdo al comportamiento del muslo.

INTRODUCCIÓN

"La biomecánica se ocupa de la base y fundamento del rendimiento deportivo entendido como un fenómeno global de adaptación del ser humano al esfuerzo: el estudio del movimiento y su aplicación a la economía mecánica del mismo y a la perfección del gesto técnico"

La acción de grandes fuerzas externas sobre el sistema musculoesquelético puede fracturar huesos, romper tendones o desgarrar músculos. Estas lesiones pueden ocurrir cuando el músculo está relajado, si se fuerza el sistema musculoesquelético más allá de sus límites normales de movilidad. Sin embargo, la mayoría de las lesiones se producen cuando los músculos están contraídos al máximo, por ejemplo, si el peso del cuerpo se concentra sobre un brazo extendido en una caída. Las mayores fuerzas que actúan sobre un músculo son el resultado de la imposibilidad de cargas externas que estiran las células musculares en contracción, y se transmiten por los tendones hasta las articulaciones y los huesos. El estiramiento de las células musculares es un acontecimiento normal y no suele provocar lesiones. A pesar de todo, estas situaciones superan a veces los límites de resistencia del sistema musculoesquelético.

Generalidades sobre mecánica.

Si se considera el aparato locomotor como el órgano del cuerpo humano encargado de producir movimiento, está claro que debe ser estudiado desde un punto de vista mecánico, refiriéndose a esa rama de la física que estudia el movimiento (la mecánica).

Entonces podemos pensar, que los componentes anatómicos del aparato locomotor son elementos mecánicos de una máquina adaptada al movimiento. De esta forma, podemos equipar cada elemento anatómico a un componente mecánico responsable de un cometido preciso en el desarrollo del movimiento. A partir de la función que el elemento anatómico cumple y de su forma se puede deducir el equivalente mecánico.

Es útil observar como la forma y la función se hallan estrechamente relacionadas por lo cuál, a partir de una, puede descubrirse por inducción la otra.

Este concepto pone de manifiesto la relación existente entre anatomía y fisiología; esto es, de la estructura a la función y de esta a la física. Los elementos esenciales del aparato locomotor son:

- Huesos
- Articulaciones
- Músculos
- Tendones
- Ligamentos

Los **huesos** son elementos relativamente rígidos, de forma alargada o plana. Su estructura es tal que pueden ser considerados, desde el punto de vista mecánico, como **palancas**.

Las **articulaciones** son elementos de conjunción de los huesos y están hechas de forma que permitan el movimiento recíproco entre aquellos; en base a esta función y a su forma pueden ser comparadas a **juntas mecánicas**. Con estos dos elementos se da a cada segmento óseo la posibilidad de moverse respecto al contiguo.

Sin embargo, es preciso conferirle la energía necesaria para realizarlo, esto es, aplicarle el **motor**, es decir, un transformador de energía química en energía mecánica. Esta función la llevan a cabo los **músculos**, que asumen esta misión gracias a su capacidad contráctil, es decir, la capacidad de disminuir su longitud.

La estructura de los **tendones**, alargada, fuerte, poco elástica, recuerda la de los **cables**, que suelen tener la función de transportar la fuerza generada por el motor al punto en el cual se necesita (es decir, al punto de inserción) (figura 1).

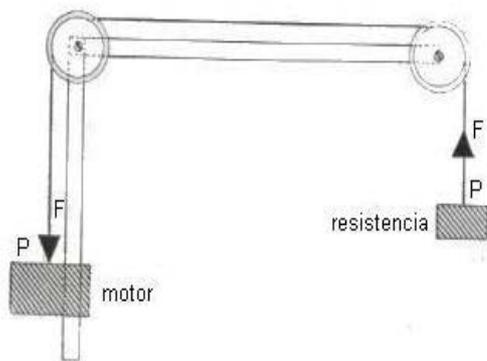


Figura 1. Similitud entre un tendón y un cable

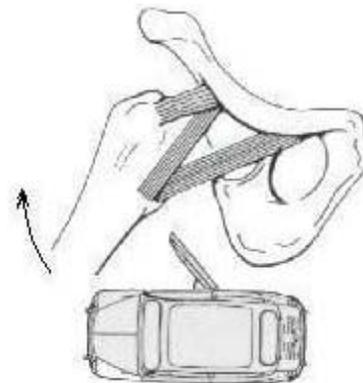


Figura 2. Similitud entre los ligamentos y un refuerzo mecánico

La estructura de los **ligamentos** es similar a la de los tendones; se sitúan entre dos elementos óseos contiguos, generalmente salvando una articulación, de tal forma que mantienen unidos los dos elementos óseos, permitiéndose libertad de movimiento. Al mismo tiempo, vinculan el movimiento de los distintos segmentos dentro de unos límites fisiológicos bien precisos. Su función es, pues la de **refuerzos o de cierres de seguridad**. (figura 2)

Algunos ligamentos (por ejemplo, los de los dedos) tienen funciones particulares, parecidas a la de las poleas en las telesillas o similares (figura 3). En otros casos, el ligamento determina el centro de rotación del segmento óseo (figura 4).

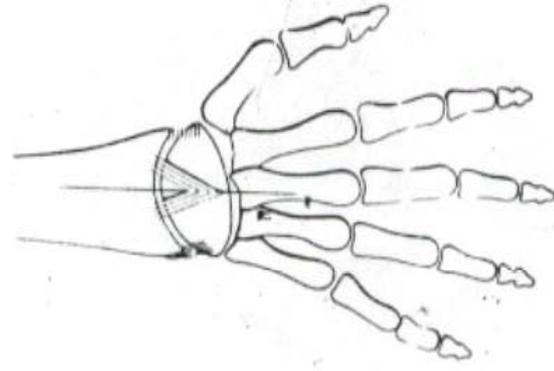
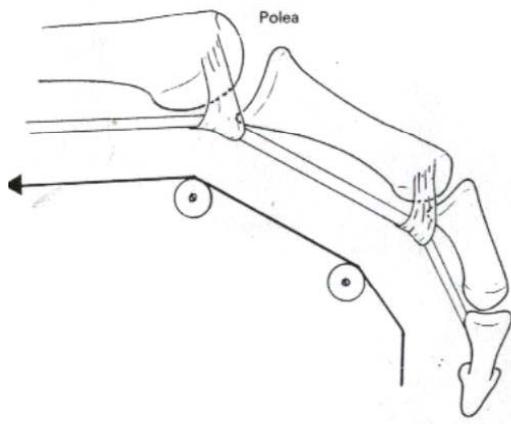


Figura 3. Similitud entre los ligamentos y las poleas

Figura 4. Similitud entre los ligamentos y centros de rotación.

Si resumimos esquemáticamente la analogía entre los elementos mecánicos y los elementos anatómicos, encontramos:

Elementos anatómicos

- Huesos
- Articulaciones
- Músculos
- Tendones
- Ligamentos

Elementos mecánicos

- Palancas
- Juntas
- Motores
- Cables
- Refuerzos y cierres.

Es necesario comprobar como estos elementos dispuestos de forma, oportuna, son capaces de producir un movimiento.

En la figura 5, se observa como el músculo al contraerse, se desplaza el punto de inserción del tendón y por lo tanto hace cumplir un determinado movimiento angular a la palanca. Resulta también evidente que el hueso cumple otra función: la de amplificar el movimiento del músculo. En efecto, mientras el punto de inserción del tendón sufre el desplazamiento S_1 , el extremo de la palanca realiza el desplazamiento S , claramente mayor.

Sin embargo, esto es típico de cualquier palanca considerada “no ventajosa”.

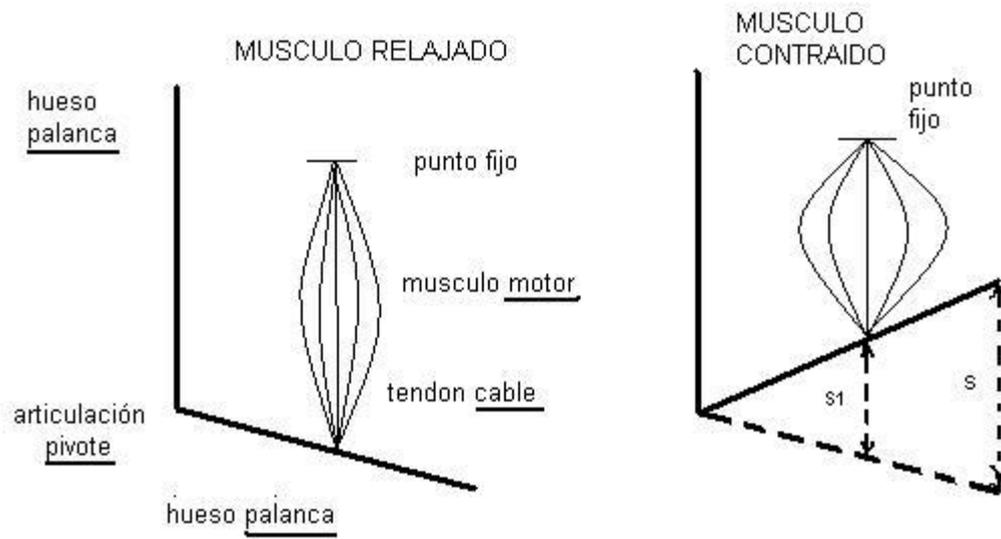


Figura 5. Similitud entre elementos anatómicos y mecánicos

CAPÍTULO I

PRINCIPIOS DE BIOMECÁNICA

El sistema músculo-esquelético está formado principalmente por huesos, articulaciones, músculos, ligamentos y tendones. Tiene unas funciones concretas como:

Sostén	Los huesos serán el "andamio" del cuerpo
Protección	Servirán como "escudo" para los órganos como el cerebro o pulmones
Movimiento	Articulaciones y músculos permitirán movernos.
Regulación mineral	Los huesos almacenaran los minerales en el cuerpo.
Estabilización	En continua y ligera tensión los músculos mantendrán la posición.

Definición de biomecánica:

“La biomecánica se ocupa de la base y fundamento del rendimiento deportivo entendido como un fenómeno global de adaptación del ser humano al esfuerzo: el estudio del movimiento y su aplicación a la economía mecánica del mismo y a la perfección del gesto técnico^[a]”

“La biomecánica es la ciencia que utiliza los principios y los métodos de la mecánica (forma parte de la física) para el estudio de los movimientos del cuerpo humano^[b]”

La biomecánica puede definirse como una rama científica con aplicaciones ingenieriles o principios mecánicos, para el estudio del cuerpo humano y en general de los animales, ya sea en movimiento o reposo. Esta puede ser aplicada para educación física, ortodoncia, medicina deportiva, ortopedia y ergonomía. Considera variables generales asociadas con la causa del movimiento (cinética de las fuerzas) y sus efectos (cinemática del movimiento).

Si se considera que un gesto deportivo implica movimiento se puede tratar utilizando las leyes de la Mecánica y por lo tanto será objeto de estudio de la Biomecánica Deportiva.

La biomecánica aplicada trabaja de dos formas diferentes:

- De forma analítica: Analizando movimientos deportivos
- De forma constructiva: Creación de nuevos aparatos y útiles deportivos, así como el desarrollo de nuevos materiales (prótesis adaptadas al hombre construidas según principios ergonómicos , aparatos deportivos)

I.1 Biomecánica Deportiva

La mecánica es la parte de la física que estudia el estado de reposo o de movimiento de los cuerpos bajo acción de las fuerzas .Estudia el movimiento de los cuerpos; en sí

mismo (describiéndolo), referido a sus causas (las fuerzas) y la falta de movimiento (equilibrio) en relación con las fuerzas que lo provocan.

La biomecánica se divide en:

- **Cinemática:** Parte de la biomecánica que estudia los movimientos sin tener en cuenta las causas que lo producen, se dedica exclusivamente a su descripción. Describe técnicas deportivas o las diferentes habilidades y recorridos que el hombre puede realizar.
- **Dinámica:** Estudia el movimiento o la falta de éste relacionado con las causas que lo provocan.
- **Cinética:** Estudio de las fuerzas que provocan el movimiento. Como ejemplo tenemos; las fuerzas implicadas durante la salida de un velocista.
- **Estática:** El estudio de las fuerzas que determinan que los cuerpos se mantengan en equilibrio. Ejemplo, el escalador se mantiene sobre unas prensas o como el winsurferista que se mantiene sobre una tabla.

1.2 Huesos.

La biomecánica del hueso tiene mucha importancia en este estudio; en primer plano, porque gracias a ella se puede modelar como un material compuesto, y de este modo aplicarle o asignarle características mecánicas que nos ayuden a pronosticar el comportamiento de él, bajo la influencia de cargas externas y a su vez, prevenir posibles fallas. Por ejemplo, funcionalmente, las propiedades mecánicas más importantes del hueso son la rigidez y el esfuerzo de deformación (figura 1.1); para saber la deformación o el cambio de dimensiones que pudiera manifestarse bajo la acción de una fuerza conocida, analizamos curvas de carga contra deformación, y así como esta y otras características pueden ser comprendidas para el hueso y otras estructuras, podemos hallar su magnitud, mediante el análisis de dichas curvas.

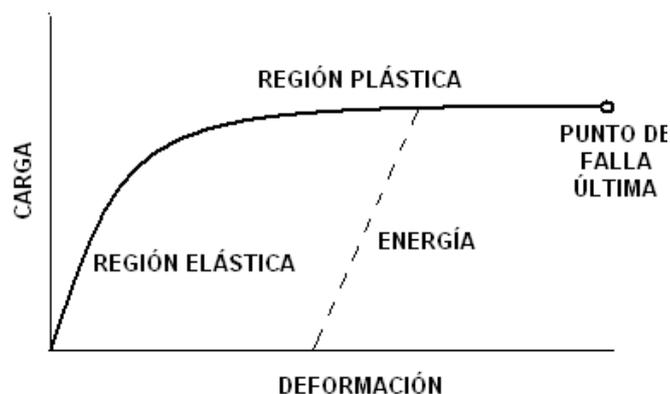


Figura 1.1 Curvas de esfuerzo-deformación para el hueso

Pero véase cual es la descripción del hueso^[c].

“Hueso, tipo especial de tejido conjuntivo que es rígido y actúa de soporte de los tejidos blandos del organismo. Constituye el componente principal de casi todas las estructuras esqueléticas de los vertebrados adultos, que protegen los órganos vitales, permiten la locomoción y desempeñan un papel vital en la homeostasis (equilibrio) del calcio en el organismo. Hay una forma cortical y otra trabecular, llamadas respectivamente como hueso compacto y esponjoso. Se distingue de otro tipo de tejido conjuntivo duro que recibe el nombre de cartilago.

El hueso está formado por una mezcla química de sales inorgánicas (65 a 70%) y varias sustancias orgánicas (30 a 35%) y está dotado de dureza y elasticidad. Su dureza procede de sus componentes inorgánicos, siendo los principales el fosfato de calcio y el carbonato de calcio, junto a pequeñas cantidades de fluoruros, sulfatos y cloruros. Su elasticidad deriva de sustancias orgánicas como colágeno y pequeñas cantidades de elastina, material celular y grasas. El hueso compacto aparece como una masa sólida dispuesta en láminas. Contiene cavidades dispersas que albergan, cada una, un osteocito o célula ósea. Los osteocitos se comunican entre sí a través de canales finos que parten de la cavidad y que además podrían desempeñar un papel importante en la nutrición de dichas células. Las láminas del hueso compacto se disponen de forma concéntrica alrededor de unos conductos paralelos al eje longitudinal del hueso llamados conductos de Havers que contienen tejido nervioso y vasos sanguíneos que proporcionan a los huesos nutrientes orgánicos. Están conectados entre sí, con las cavidades medulares y con el exterior por los denominados canales de Volkman. El hueso esponjoso no contiene canales de Havers. Consiste en un entramado de trabéculas o laminillas óseas que se disponen de forma tridimensional, creando cavidades comunicadas, ocupadas por una red de tejido conjuntivo que recibe el nombre de tejido medular o mieloide. La médula ósea supone de un 2 a un 5% del peso corporal de una persona y está formada por dos tipos de tejidos. La médula ósea amarilla está constituida principalmente por tejido adiposo y la médula ósea roja es un tejido generador de células sanguíneas: glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas. La zona externa de los huesos (el hueso cortical), que encierra todos los componentes antes mencionados, está formada por el tejido óseo más compacto y duro, cubierto por una membrana fibrosa vascular que recibe el nombre de periostio”.

Se acaba de ver que el hueso cumple la función de palanca en el aparato locomotor. De todas formas, es intuitivo que en el organismo, entendido como una máquina, cada componente deba desarrollar más de una función, y esto es válido sobre todo para los componentes óseos

Efectivamente, el sistema esquelético asume también la función de contener y proteger los órganos más delicados (sistema nervioso central, corazón y pulmones), de producir los glóbulos rojos (médula ósea) y de sostener los diferentes segmentos corporales.

Para poder atender a todas estas funciones es necesario que los huesos tengan una relativa rigidez, que les vendrá dada por su composición química. Por esta razón, los huesos están constituidos por una elevada cantidad de material inorgánico: fosfato de calcio, carbonato de calcio y fosfato de magnesio; que tiene la función mecánica de proporcionar al hueso una elevada resistencia a la compresión; por material proteico, las

fibras colágenas que junto a un tercio constituido por agua proporcionan al hueso resistencia y elasticidad a las extensiones.

La eventual pérdida de agua hace que el hueso sea más frágil, mientras que la pérdida de sales minerales le confiere demasiada maleabilidad. La correcta composición en estos elementos proporciona al hueso el justo grado de rigidez y elasticidad para no ser frágil al choque. Además, esos componentes adoptan una estructura tal que da al hueso la máxima resistencia con el mínimo peso, compuesta de dos partes: una externa, compacta llamada cortical, y otra interna, esponjosa, constituida por trabéculas (del latín pequeña viga) dispuestas de manera que formen un sistema de sostén del hueso, que le confiere resistencia, si bien manteniendo un oportuno grado de ligereza. En el interior de la zona esponjosa se individualiza una cavidad que contiene la médula ósea, cuya misión es la de producir glóbulos rojos (figura 1.2).

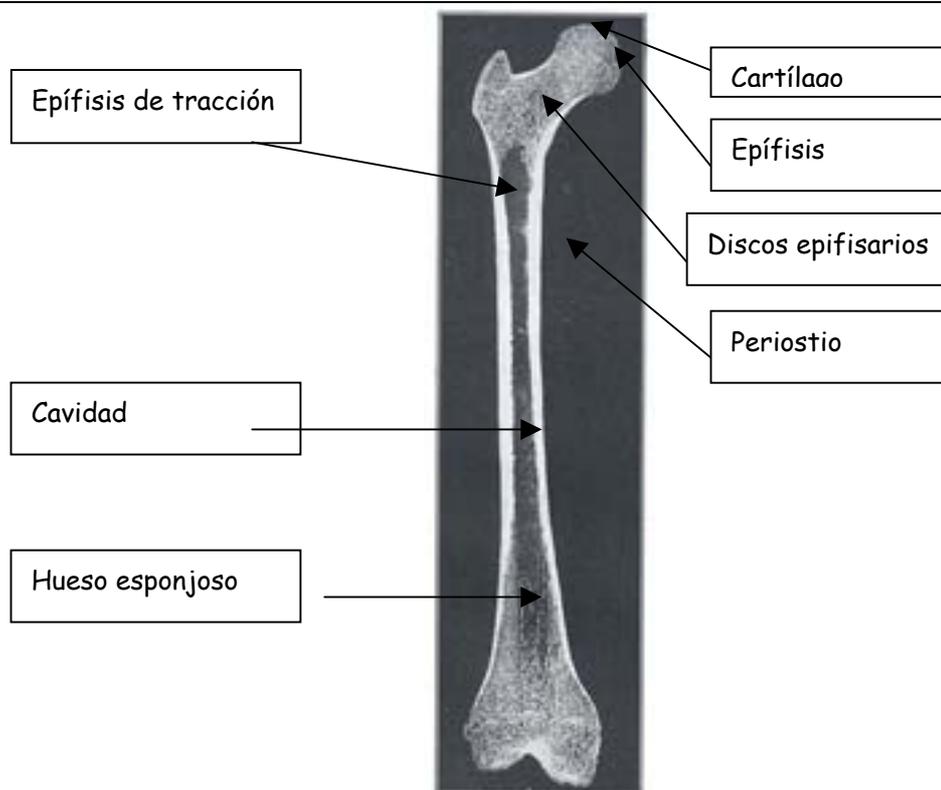


Figura 1.2 Anatomía del hueso

En los huesos largos se observan cerca de sus extremos dos discos epifisarios formados por cartílago que se encargan del crecimiento del hueso. Externamente, el hueso está recubierto por una membrana de tejido conectivo, el periostio, que se fija profundamente al tejido óseo y está ricamente innervado y vascularizado.

Según su morfología externa, los huesos se clasifican en huesos largos, cortos o planos.

En el ámbito de esta morfología externa, los huesos se estudian en cuanto a su función de palancas. Se exponen los fundamentos mecánicos de las palancas y es analizada su aplicación en la producción del movimiento del aparato locomotor.

La palanca es una máquina simple, constituida por una barra rígida vinculada a un punto fijo llamado *fulcro*. A ella se aplican dos fuerzas: una resistente, llamada resistencia, y

otra motriz, llamada potencia. En el estudio de las palancas se debe determinar el equilibrio de las dos fuerzas según su posición respecto al fulcro. Será pues, necesario definir dos nuevos elementos de la palanca: la distancia del fulcro a los puntos de aplicación de la potencia y de la resistencia. Estas distancias se definen como *brazo de la potencia* y *brazo de la resistencia* (figura 1.3). Recapitulando, los elementos de la palanca son:

- F = Fulcro
- P = Fuerza motriz o Potencia
- R = Fuerza resistente o Resistencia
- b_p = Brazo de la Potencia (Distancia del fulcro al punto de aplicación de la potencia)
- b_r = Brazo de la Resistencia (Distancia del fulcro al punto de aplicación de la resistencia)

Un sistema de este tipo se halla en equilibrio de fuerzas cuando:

$$P \times b_p = R \times b_r$$

En un sistema en equilibrio, la longitud del brazo de palanca y la fuerza aplicada sobre ella, se hallan en relación inversa. De hecho, cuando los brazos son iguales, el sistema esta en equilibrio para fuerzas iguales (figura 1.3A); si se dobla el brazo de la potencia, se dobla la resistencia que se puede vencer (figura 1.3B); si se reduce a la mitad, ocurre lo mismo para la resistencia (figura 1.3C).

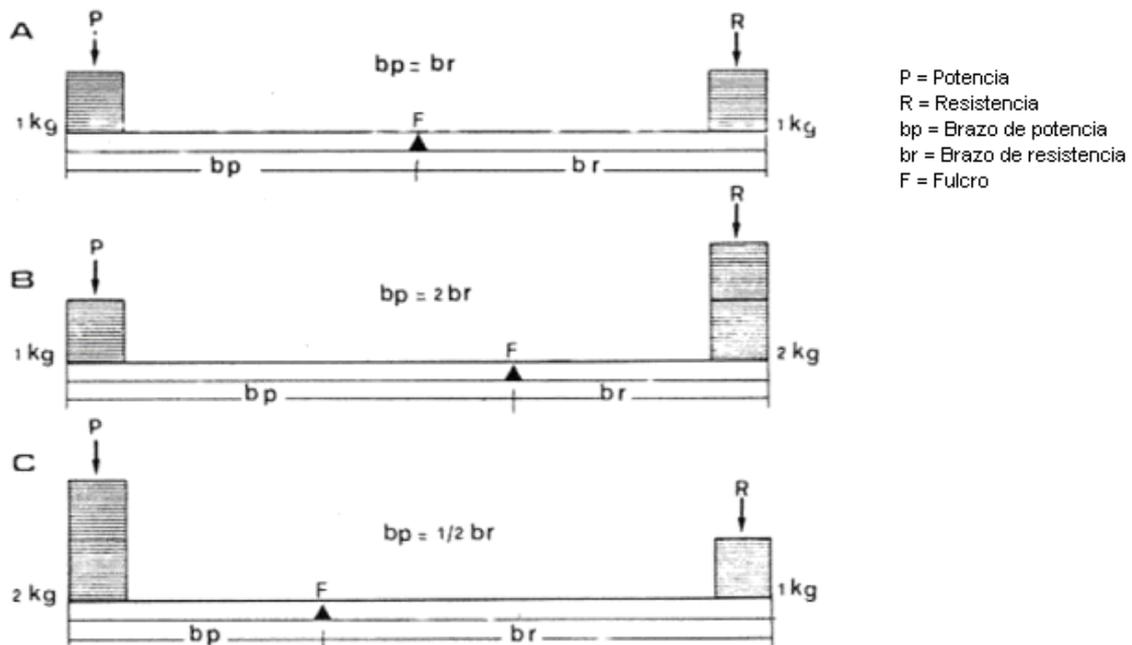


Figura 1.3 Relación entre los brazos de palanca y las potencias desarrolladas

Para que resulte mas clara la aplicación de los sistemas mecánicos al cuerpo humano, examínese el movimiento de extensión del antebrazo respecto al brazo (figura 1.4).

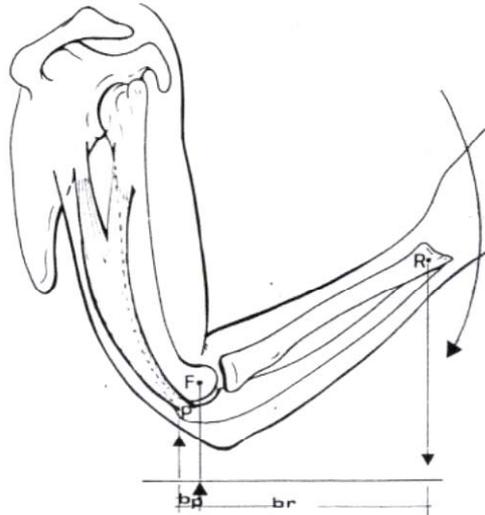


Figura 1.4 Sistema de palanca mecánica aplicada en el antebrazo

En él, el fulcro se encuentra en la articulación del codo; la potencia se debe a la contracción del tríceps braquial, que se inserta posteriormente a la articulación; la resistencia depende del peso de la extremidad a desplazar y se encuentra localizada en el baricentro del antebrazo, en situación anterior a la articulación. El fulcro se halla entre potencia y resistencia, por lo tanto, estamos ante una palanca de primer género. A partir de este ejemplo, se puede intuir el método a seguir para el estudio del movimiento de las palancas aplicadas al aparato locomotor; o en nuestro caso, aplicadas a la pierna. Existen palancas de segundo y tercer género, pero bastara con profundizar solo con las del primer género para el caso de estudio de esta tesis.

I.3. Articulaciones

Las articulaciones se han considerado anteriormente como los engranajes que mantienen unidos entre si a los elementos óseos, permitiéndoles llevar a cabo los movimientos para los cuales están dispuestos.

El movimiento angular entre los huesos se obtiene gracias al deslizamiento y al giro de las superficies cartilagosas que se encuentran en las epífisis óseas.

En mecánica, se deben proyectar los engranajes de forma oportuna, según el movimiento que se debe efectuar; del mismo modo, las articulaciones tienen una conformación adecuada para el uso a que se destinan.

En particular, su morfología, depende del grado de libertad de movimiento que el elemento óseo debe tener. Se pueden hallar articulaciones capaces de moverse en un solo eje, comparables a un engranaje o a un sistema de biela-manivela; articulaciones que deben tener la posibilidad de moverse sobre dos ejes, equiparables a juntas cardánicas; articulaciones con capacidad de rotación sobre tres ejes; esto es, capaces de girar incluso según el eje longitudinal del hueso, homologables por lo tanto a rodamientos a bolas (figura 1.5).

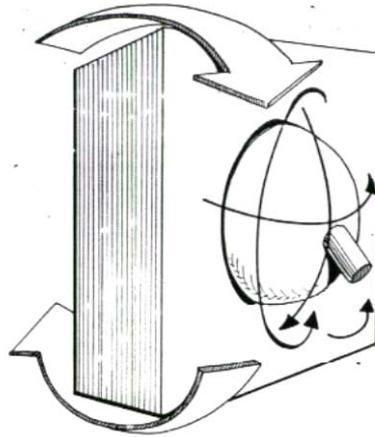


Figura 1.5 Representación mecánica de una articulación

Debe por eso tenerse en cuenta que el sistema de movimiento de los huesos se realiza en base a superficies deslizantes y no sobre pernos.

De tal manera que el sistema es asimilable, mecánicamente, al de rodamiento a bolas, constituido por un elemento esférico dentro de otro hueco. Se tienen así unas amplias posibilidades de movimiento en todos los planos. A partir de este elemento de base se puede intuir que, deformando las superficies esféricas hasta reducirlas a cilíndricas, se pueden limitar las posibilidades de movimiento hasta reducirlas a un solo plano, mientras que las formas intermedias permiten unos grados de movimiento más o menos limitados en diferentes planos. Queda entonces claro como la amplitud del movimiento angular de la articulación es determinada por el tamaño de las superficies articulares, por su morfología y por el radio de curvatura. Esto significa que la amplitud del movimiento es tanto mayor cuanto menor es el radio y cuanto mayor es la extensión de las superficies; y hay mayor movilidad en los tres planos cuanto más se aproxima morfológicamente la superficie a una esfera.

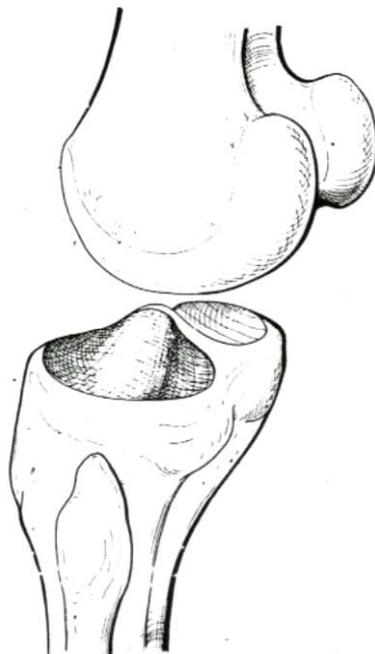


Figura 1.6 Articulación de rodilla tipo condiloidea compuesta

La articulación de la rodilla es de tipo *condiloidea compuesta* (figura 1.6), en la cual se realiza una articulación bicondiloidea, formada por los dos cóndilos femorales convexos que ruedan sobre los tibiales, de ligera curvatura cóncava. Debido a su estructura mecánica, la articulación de la rodilla permite esencialmente movimientos de flexoextensión, ya que la doble presencia de elementos condiloideos disminuye las posibilidades de movilidad de la articulación (lo cual no impide que sean posibles moderados movimientos de rotación axial).

I.3.1 Superficies articulares.

Al considerar el aparato locomotor como una máquina de tipo mecánico, debemos tener presentes algunos aspectos relativos a los rozamientos. Este tema tiene especial importancia en el estudio de las articulaciones, pues el movimiento se realiza en función de la rodadura y el deslizamiento recíproco de las superficies articulares. Por lo tanto, es necesario reducir al mínimo el rozamiento para evitar un precoz desgaste, aumento de calor y dispersión de la energía.

Pero véase como estos problemas han sido resueltos por la naturaleza.

Las epífisis óseas están recubiertas por una capa de cartílago hialino que posee características mecánicas (por ejemplo la elasticidad), capaces de reducir al mínimo las fuerzas de rozamiento.

En efecto, el rozamiento depende de la naturaleza de las superficies en contacto y del lubricante interpuesto, en lo que se refiere al rozamiento estático, y de ambos factores y de la elasticidad con respecto al rozamiento dinámico. Por lo tanto, los factores que condicionan el rozamiento en las articulaciones son:

- ✓ Naturaleza de las superficies (material y forma)
- ✓ Rugosidad (o lisadura) de las superficies
- ✓ Tipo y cantidad del lubricante
- ✓ Elasticidad

Estos factores determinan el coeficiente de rozamiento “K”, mientras que la fuerza de rozamiento “f” es determinada por la fuerza perpendicular a las superficies de apoyo “N” multiplicada por el coeficiente “K”.

$$f = K \times N$$

La fuerza N es determinada por las presiones ejercidas sobre el cartílago y por las fuerzas musculares.

El cartílago hialino, que recubre las superficies articulares, está conformado para reducir al mínimo el coeficiente K. En efecto, es muy liso y la estructura arqueada de sus células le confiere una notable elasticidad (figura 1.7). Esta última característica es importante en cuanto el aumento de la presión sobre el cartílago determina su aplastamiento y por lo tanto un aumento de la superficie de contacto, que a su vez lleva a una disminución de la presión en los puntos de apoyo.

Es interesante en este momento observar el sistema de lubricación adoptado en las articulaciones, el cual, gracias a las características del lubricante (líquido sinovial), tiene la doble función de disminuir las fuerzas de rozamiento y de alimentar el cartílago.

El tema de esta tesis únicamente compete a cuestiones mecánicas por lo que únicamente nos ocuparemos de la función como lubricante.

En general, se considera que en el caso de dos superficies que rozan, la energía absorbida por rozamiento “Q” es:

$$Q = K \times N \times V$$

Donde “K” y “N” ya han sido descritas y “V” es la velocidad de deslizamiento. Si K, N y V son elevadas, Q se disipa como calor y como aportación de material de ambas superficies. El factor K, que tiene mayor influencia en esta ecuación, puede ser reducido interponiendo el lubricante entre ambas superficies. Este es, en general, un elemento semilíquido formado por moléculas constituidas por largas cadenas de átomos de carbono.

Estas moléculas tienen la propiedad de adherirse fuertemente por uno de sus extremos a una de las superficies (lo que llamamos untuosidad). De esta forma se interpone entre las superficies (figura 1.8) un estrato molecular que impide el contacto directo entre ellas

Por medio de este sistema se sustituye el rozamiento debido al contacto directo de las dos superficies, por el rozamiento de deslizamiento entre los estratos moleculares del lubricante interpuesto, que es mucho menor. Además, el mismo lubricante actúa separando las superficies y alisando sus asperezas microscópicas, recubriéndolas con sus moléculas (figura 1.8). Con el aumento de velocidad de deslizamiento se provoca una acumulación del lubricante, que confiere al estrato una forma de cuña, la cuál favorece un ulterior alejamiento de las superficies articulares y mejora su deslizamiento

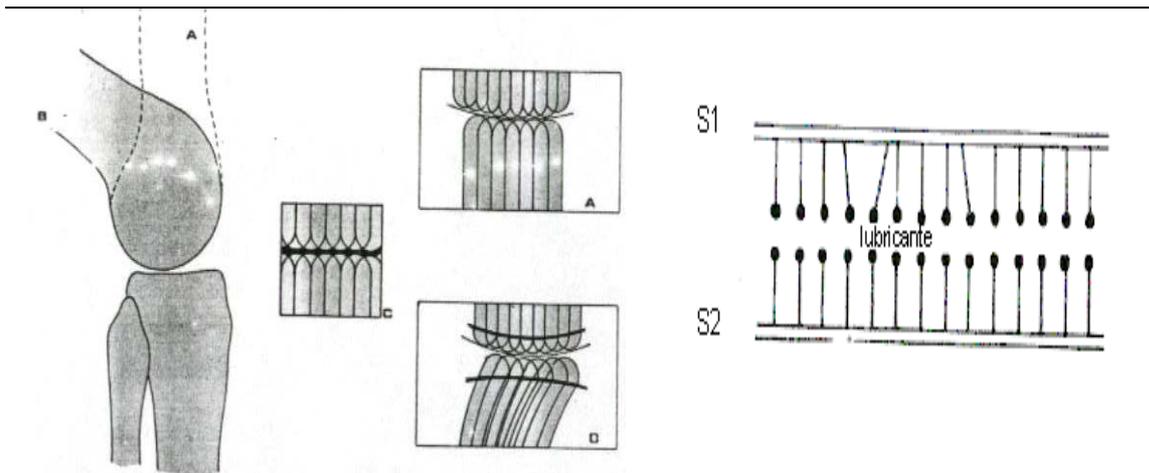


Figura 1.7 Elasticidad en la rodilla

Figura 1.8 Moléculas de lubricante

Y por último, hay varias formas de clasificar las articulaciones. Una es clasificar las articulaciones de acuerdo al grado de movimiento que permiten (figuras 1.9 y 1.10).

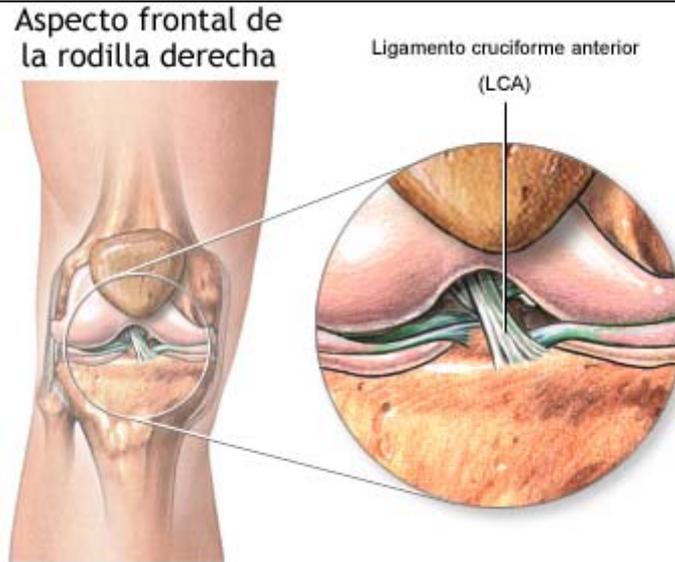


Figura 1.9 Los ligamentos que unen el hueso del fémur a la tibia (hueso grande de la pierna inferior) crean una articulación tipo bisagra llamada rodilla. El ligamento cruzado anterior y el posterior son dos ligamentos fuertes que se entrecruzan entre sí a mitad de la articulación.

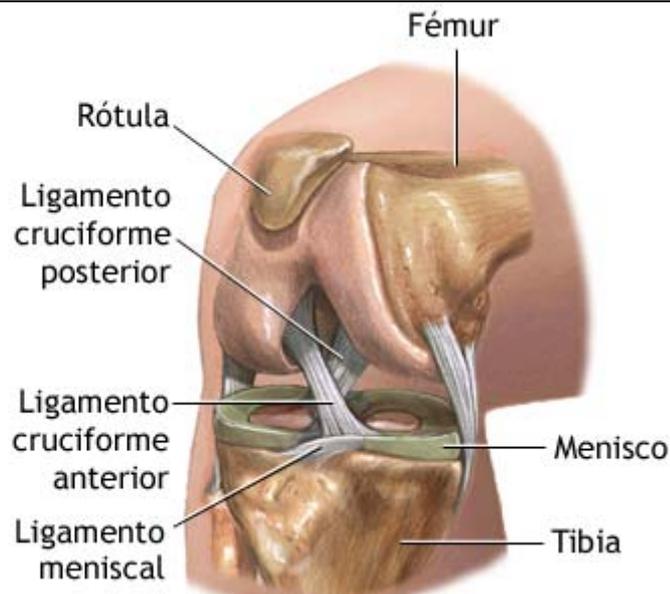


Figura 1.10 La rodilla es una articulación compleja constituida por el extremo distal del fémur (cóndilos femorales) y el extremo proximal de la tibia (la meseta tibial). Muchos ligamentos pasan entre el fémur y la tibia en la articulación de la rodilla. Los ligamentos de la articulación de la rodilla son el ligamento cruzado anterior, el ligamento cruzado posterior y los ligamentos meniscales.

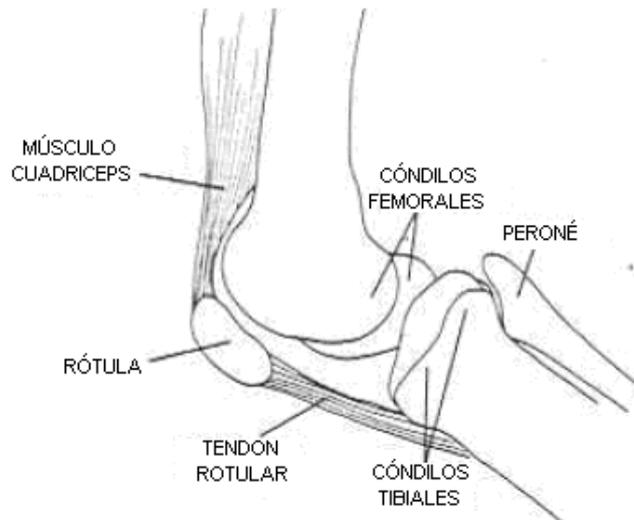


Figura 1.11 Conexión de la rótula al músculo cuádriceps y al otro lado a los cóndilos tibiales

1.3.2 Funcionamiento de la rótula

La rótula se emplea en dos funciones biomecánicas importantes en la rodilla. Primero, ayuda a la extensión de la rodilla, produciendo un desplazamiento anterior en el tendón del cuádriceps a través del rango completo de movimiento, y por ello el crecimiento del brazo de palanca de la fuerza muscular del cuádriceps. Segundo, permite una amplia distribución de esfuerzos de compresión en el fémur por el incremento de área de contacto entre el tendón de la rótula y el fémur (figura 1.11). La contribución de la rótula a la longitud del brazo de palanca de la fuerza muscular del cuádriceps varía desde una flexión total hasta la extensión total de la rodilla. En una flexión total, cuando la rótula está en la ranura intercondilar, produce un pequeño desplazamiento anterior del cuádriceps y esto contribuye menos a la longitud del brazo de palanca de la fuerza muscular del cuádriceps (alrededor del 10% de la longitud total). Como la rodilla se extiende, la rótula sube a la ranura intercondilar, produciendo un significativo desplazamiento anterior del tendón. La longitud del brazo de palanca de la fuerza del cuádriceps, rápidamente incrementa con la extensión por arriba de los 45°. Punto en el cual, la rótula incrementa el brazo de palanca cerca de 30%.

Con la extensión de la rodilla arriba de los 45°, la longitud del brazo de palanca es disminuido ligeramente. Con el decremento del brazo de palanca, la fuerza muscular del cuádriceps debe incrementar por el torque alrededor de la rodilla

En un estudio *in vitro* de rodilla normal, Lieb y Perry^[b] muestran que la fuerza muscular del cuádriceps requerida para extender la rodilla los últimos 15° se incrementa por aproximadamente 60%.

Si la rótula es movida de la rodilla, el tendón rotular se encuentra cerrado hacia el centro de movimiento de la articulación tibiofemoral más que una rodilla intacta. (figura. 1.12). Actuando con un brazo de palanca más corto, el músculo cuádriceps debe producir aún más fuerza.

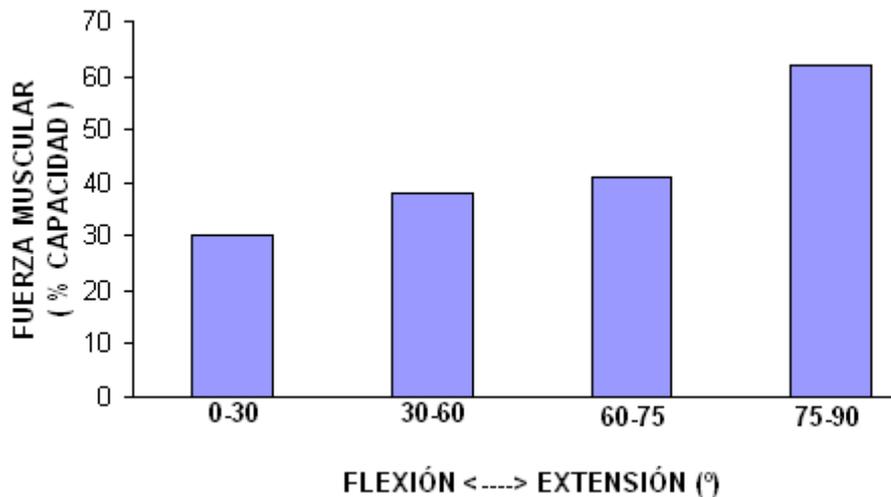


Figura 1.12 Incremento de la fuerza muscular de la articulación tibiofemoral

I.4 .Músculos.

Los elementos del aparato locomotor analizados nos han demostrado como los huesos se pueden mover recíprocamente por medio de las articulaciones. Para que esto tenga lugar, es preciso que les sea suministrada la energía necesaria para producir un movimiento a través de un oportuno motor.

Un motor, es una máquina capaz de transformar energía de un determinado tipo en otro, el caso del que se ocupa este proyecto trata de transformación química en energía mecánica. Los elementos biológicos en el cuerpo humano, que hacen las veces de un motor son los músculos, así que primero se debe saber como funcionan.

El músculo de forma más sencilla es el de tipo fusiforme. Como única prerrogativa tiene la de poderse contraer al recibir un estímulo oportuno proveniente del cerebro y a través de el sistema nervioso. Para darse cuenta de cómo sucede cuanto se ha descrito, se debe examinar el músculo de forma más pormenorizada (figura 1.13). Aumentándolo con el microscopio, se observa que se halla recorrido en toda su longitud por una serie de fibras, que pueden ser consideradas por fracciones infinitesimales del propio músculo. A un nivel mayor de acercamiento, estas fibrillas pueden verse como en la figura 1.14; compuestas por sarcómeras y miosinas. La miosina, cuenta con miofilamentos que se contraen y se expanden; y puede imaginarse este movimiento como cuando se colocan los dedos extendidos de la mano sobre una superficie cualquiera, luego, sin separar las puntas de dicha superficie, se encogen los dedos; provocando que la palma de la mano se arrastre sobre la superficie.

Estas fibrillas musculares, están constituidas por un elevado numero de sarcómeras dispuestas en serie, por lo cual los acortamientos infinitesimales de cada una se suman, determinando un acortamiento del miofilamento de la miofibrilla y todo el músculo (figura 1.15).

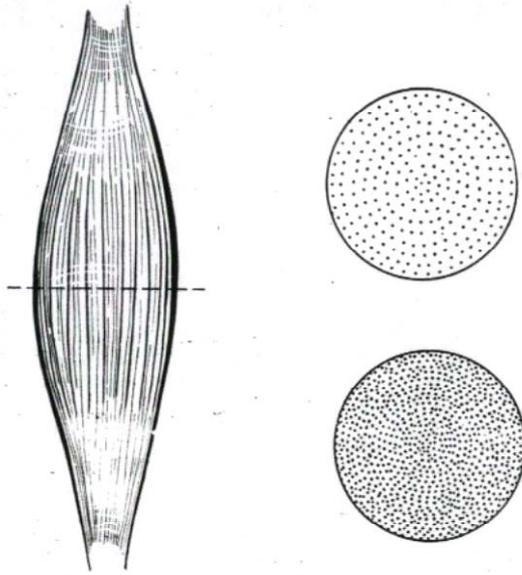


Figura 1.13 Los círculos representan las fibrillas musculares en el corte del músculo

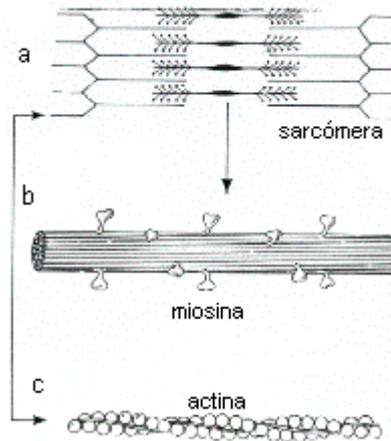


Figura 1.14 Reacciones químicas en las fibrillas musculares

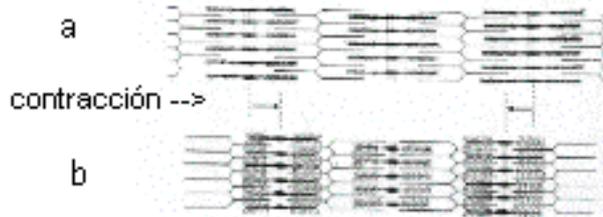


Figura 1.15 Contracción de las fibrillas musculares

1.4.1 Flexión y extensión de la pierna

La flexión de la pierna está a cargo de la articulación de la rodilla; la musculatura que la lleva a cabo pasa posteriormente a la articulación. Este movimiento es debido a la acción de músculos monoarticulares (bíceps, femoral, poplíteo), y a la de músculos biarticulares. Estos últimos se insertan en la pelvis (sartorio, recto interno, semitendinoso, semimembranoso), o en el pie (plantar delgado y gemelos de la pierna).

La extensión (a cuyo énfasis se realiza en este trabajo) la realiza el único músculo que salta la articulación de la rodilla anteriormente a ésta, es decir, el cuadriceps. De las cuatro cabezas del cuadriceps, sólo el recto anterior es biarticular.

La rótula, en la cual se insertan en cuadriceps y el tendón rotuliano, funciona de polea para cambiar la dirección de la fuerza. A continuación (tabla 1.1), se enuncian las conexiones de estos elementos anatómicos.

Tabla 1.1 Conexiones de los elementos anatómicos de la rodilla

Nomenclatura	Inserciones	Innervación
<i>FLEXIÓN</i>		
1) Recto interno	De la rama descendente del pubis, a la cara medial de la tibia.	Rama del nervio obturador.
2) Sartorio	De la espina iliaca anterosuperior, a la cara medial de la tibia, cerca de la tuberosidad anterior.	Rama del nervio crural.
3) Semitendinoso	De la tuberosidad isquiática a la cara medial de la tibia.	Ramas del nervio ciático mayor.
4) Semimembranoso	De la tuberosidad isquiática, a la cara posterior del cóndilo tibial interno (tendón directo), borde suglenoideo de la tibia (tendón reflejo), espacio intercondíleo y cápsula fibrosa externa (tendón recurrente).	Ramas del nervio ciático mayor.
5) Bíceps femoral	De la tuberosidad isquiática y de la mitad distal del labio externo de la línea áspera femoral, a la cabeza del peroné.	Ramas del nervio ciático mayor.
6) Poplíteo	De la cara lateral del cóndilo externo del fémur, a la línea poplíteo de la tibia y la zona sobrestante.	Ramas del nervio tibial posterior, rama del nervio ciático mayor.
7) Gemelos Surales	De las regiones supracondíleas media y externa del fémur a la cara posterior del calcáneo, junto al sóleo (tendón de Aquiles).	Ramas del nervio tibial posterior, rama del nervio ciático mayor.
8) Plantar delgado	De la región supracondílea externa del fémur al lado interno del tendón de Aquiles	Ramas del nervio tibial posterior, rama del nervio ciático mayor.
<i>EXTENSIÓN</i>		
Cuadriiceps femoral	Recto anterior (1): de la espina iliaca anteroinferior (tendón directo) y del reborde superior del acetábulo (tendón reflejo). Vasto interno (2): de la línea de trifurcación medial y del labio interno de la línea áspera del fémur. Vasto externo (3): De la línea trifurcación superior y del labio externo de la línea áspera del fémur. Vasto intermedio o músculo crural (4): De los dos tercios superiores de la cara interior del fémur. Todos a la tuberosidad anterior de la tibia por medio del tendón común y del tendón rotuliano (5), que incluye a la rótula.	Nervio del cuadriiceps, rama del nervio crural.

1.4.2 Acción muscular en la articulación de la rodilla.

Al hacer un examen del sistema muscular permite comprobar que las fibras musculares no están dispuestas de la misma forma. La estructura interna de los músculos determina la fuerza que puede producir, así como la distancia con que puede contraerse. El resultado de una contracción muscular depende además de los puntos de unión de un músculo sobre el segmento óseo del esqueleto, el ángulo con el que el músculo ejerce una tracción sobre una palanca ósea sirve para establecer sus componentes de rotación y tracción.

Por otro lado, se considera que el punto de aplicación, es decir la distancia entre el punto donde el músculo está unido a un hueso y el eje articular, determina el valor del torque que puede producirse. Cuando dos o más músculos actúan sobre un mismo hueso, el resultado final de la fuerza desarrollada por cada músculo depende de sus ángulos de tracción y de sus posiciones con respecto al eje articular.

Uno de los conceptos básicos de la mecánica es la fuerza. Ésta se puede representar como el resultado de interacción de dos cuerpos. Existen interacciones a distancia y otras por contacto.

Para obtener la descripción completa de una fuerza, independientemente de cual sea la naturaleza que origina, se debe conocer la línea de aplicación o de acción y el ángulo de acción. Como el efecto es diferente, según se empuje o se retire, el sentido de la acción se convierte en un parámetro esencial en el análisis. Finalmente, el último factor significativo que se debe determinar es el punto de aplicación de la fuerza.

Las cuatro características de una fuerza son, magnitud, línea reacción o dirección, sentido y punto de aplicación.

Los principales músculos, que actúan sobre la articulación de la rodilla, son los cuatro segmentos del cuadriceps crural (figura 1.16), actúan en varias formas: extensión de la tibia sobre el fémur, rotación externa de la tibia en los últimos grados de extensión y desaceleración de la rodilla en la marcha. El grupo de los músculos del cuadriceps actúa sobre la tibia y tiene acción mecánica directa en los ligamentos laterales de la rodilla, conservando así su rigidez.

El grupo posterior de músculos, predominantemente los de la corva (figura. 1.17), actúan principalmente como desaceleradores de la rodilla en la marcha.

Los músculos del cuadriceps actúan sobre la tibia porque la rótula es un hueso sesamoide dentro de su inserción tendinosa. La alineación de los músculos a medida que atraviesan el fémur se denomina ángulo "Q", el cual es también el ángulo entre el vector restante del cuadriceps y la línea del jalón de los ligamentos de la rótula.

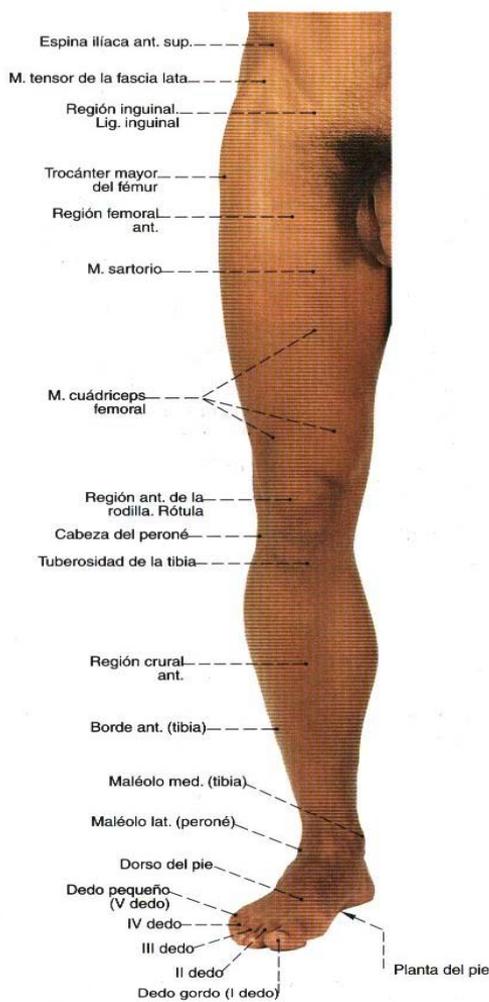


Figura 1.16. Anatomía de la pierna frontal



Figura 1.17 Anatomía de la pierna posterior

El ángulo se determina al trazar dos líneas: una desde la espina iliaca anterosuperior a través del punto medio de la rótula y otra línea desde el tubérculo tibial a través del punto medio de la rótula. (figura 1.18).

Está en discusión la dirección de acción del grupo del cuádriceps crural y la identidad de los cuatro componentes que actúan durante toda la extensión; la controversia está por resolverse. Los últimos 15° de extensión son los más importantes para la estabilidad de la articulación de la rodilla. Se ha determinado que el cuádriceps necesita 60% más de fuerza para efectuar estos últimos grados de extensión.

Se consideró al principio que el vasto interno era el grupo de extensión que era causante de estos últimos grados de extensión, porque eran los que parecían mas atrofiados después de alguna patología de la rodilla y los últimos en recuperarse durante la rehabilitación.

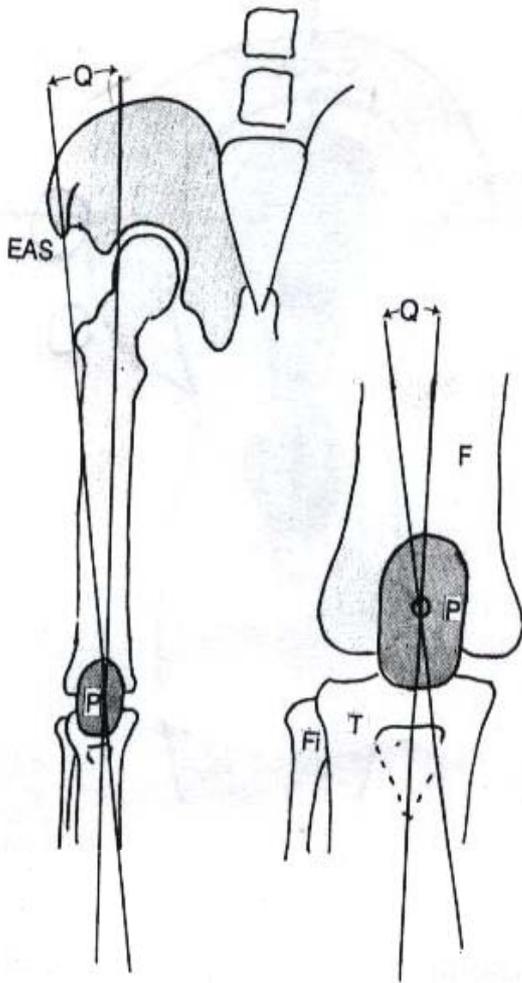


Figura 1.18 Ángulo Q

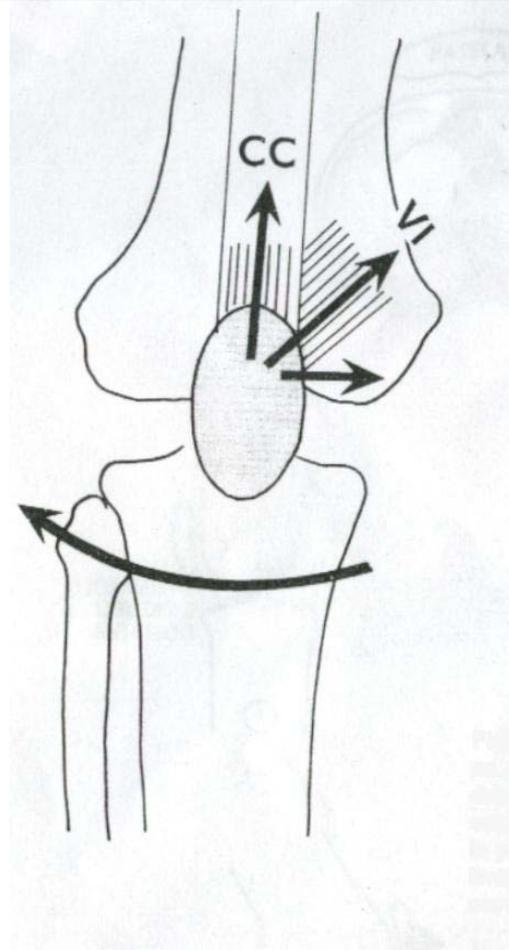


Figura 1.19 Movimiento supuesto de la rótula

El vasto interno actúa durante todo el límite o arco de extensión, y no justo en los últimos 15°. Sin embargo, se afirma que el vasto interno se contrae más en estos últimos grados de extensión. Ahora se considera que la alineación horizontal del vasto interno impide que la rótula se deslice lateralmente (fig. 1.19), lo cual se explicaría por el ángulo Q del jalón del cuádriceps.

Lieb y Perry^[b] han estudiado el hecho de que el vasto interno parece ser el primer músculo importante que se atrofia después de una lesión en la rodilla.

Dicen que hay debilidad general de todo el grupo de los músculos del cuádriceps, pero la atrofia es más aparente en el vasto interno ya que es marcadamente oblicuo y muy superficial y tiene poco tejido adiposo subcutáneo suprayacente y una aponeurosis delgada.

También se ha hecho hincapié en la inhibición a la extensión por dolor como evidencia de partición del cuádriceps. Se ha modificado y aclarado la proposición de que el dolor inhibe la contracción activa del cuádriceps, produciendo debilidad gradual y atrofia final. Los estudios de laboratorio que prueban la inhibición de la contracción del

cuadriceps como resultado de este dolor, han mostrado que no sucedió contracción muscular refleja cuando hubo tracción aplicada a los ligamentos internos normales (aunque libre de dolor) de la rodilla, pero una contracción refleja ocurrió en presencia de dolor por lesión. Este reflejo lo inhibió un anestésico local. Se consideró que el dolor inició la contracción refleja. Es probable que el temor producido por el dolor inicie una renuencia a contraer el músculo cuadriceps con el movimiento de la articulación, dando como resultado atrofia (es opuesto a la atrofia por una actividad neurológica refleja).

Por el contrario, el derrame de la articulación de la rodilla por lesión “inhibe” la actividad muscular del cuadriceps, supuestamente por inhibición refleja

Estos factores de inhibición y excitación son importantes al prescribir ejercicios de soporte y de no soporte de peso para la rodilla lesionada. Los ejercicios de soporte de peso iniciados en una rodilla lesionada y con dolor pueden agravarlo, aumentar el derrame y producir inestabilidad por el esfuerzo en los ligamentos. Este derrame resultante afecta el reflejo, disminuyendo así la contracción muscular.

Los ejercicios sin soportar peso pueden hacer que involucre la inflamación. El derrame y el dolor, e impedir la debilidad y la atrofia musculares, en especial cuando estos ejercicios se efectúan contra resistencia. Por lo tanto, la prescripción del ejercicio debe apegarse a los principios fisiológicos y empezar con ejercicio de “colocación” (isométrico), después activo con ayuda, luego, activo y por último, de resistencia. El ejercicio se analiza con respecto a patologías específicas de la rodilla y su tratamiento.

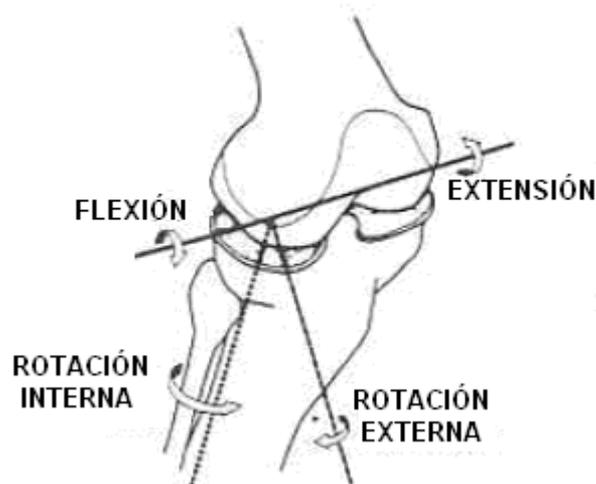


Figura 1.20 Movimientos permitidos en la articulación de la rodilla

I.5. Antropometría

La Antropometría es^[c], como lo indican las raíces de donde proviene, la disciplina que diseña los objetos en razón de las medidas (por metría) del hombre (por antropos), resultando el perfecto complemento a un objeto que ya tomó en cuenta texturas, materiales y formas específicas. Maurice Blouin^[d] dice lo siguiente:

Antropometría: Estudia las proporciones y medidas de las dimensiones del cuerpo humano.

Para realizar un diseño adecuado se debe tener en cuenta algunas de las tablas antropométricas y medidas somatométricas del hombre y la mujer; para este caso de estudio las más significativas se enuncian a continuación.

Tabla 1.2¹ Dimensiones antropométricas humanas para el hombre

Nombre de la Dimensión	Dimensiones en pulgadas			Agregar		
	5 %	50 %	95%	Desviación Estándar	Ropa ligera	Ropa pesada
Peso en libras	120.5	159.1	197.5	23.36	5.0	10.0
• Estatura	64.4	68.7	73.0	2.60	4.0	4.0
• De la pelvis al piso	29.7	32.7	35.7	1.84	1.0	1.0
• Ancho de cintura	9.0	10.7	12.2	0.94	1.0	1.0
• Ancho de cadera	11.8	13.1	14.4	0.79	1.0	1.0
• Altura de cabeza a asiento	33.3	35.7	38.1	1.44	3.5	3.5
• Ancho de caderas sentado	11.9	13.4	15.0	0.94	1.0	3.0
• Altura de la rodilla	19.5	21.3	23.1	1.08	1.5	1.5
• Altura de poplíteo	15.6	17.2	18.8	0.98	1.5	1.5
• Largo de poplíteo a nalga	17.6	19.2	20.9	0.99	0.5	1.0
• Largo de rodilla a nalga	21.6	23.4	25.3	1.12	1.0	1.5
• Alto de muslo a asiento	5.9	.6	7.1	--	0.5	1.0
• Alto del codo al asiento	7.4	9.1	10.8	1.04	0.5	0.5
• Alto del hombro al asiento	22.5	24.6	26.6	1.25	1.0	1.5

¹ La tabla completa se incluye en el anexo A2

Tabla 1.3² Dimensiones antropométricas humanas para la mujer

Nombre de la Dimensión	Dimensiones en pulgadas			Agregar		
	5 %	50 %	95%	Desviación Estándar	Ropa ligera	Ropa pesada
Peso en libras	102.3	126.1	156.4	16.6	3.5	7.0
• Estatura	60.0	63.8	67.8	2.4	4.0	4.0
• De la pelvis al piso	26.8	29.3	32.0	1.6	1.0	1.0
• Ancho de cintura	8.4	9.4	10.9	0.8	1.0	3.0
• Ancho de cadera	12.4	13.7	15.3	0.9	1.0	3.0
• Altura de cabeza a asiento	31.7	33.7	35.8	1.25	3.5	3.5
• Ancho de caderas sentado	13.3	15.0	17.0	1.13	11.0	3.0
• Altura de la rodilla	17.8	19.6	21.4	0.9	1.5	1.5
• Altura de poplíteo	15.0	16.2	17.4	0.7	1.5	1.5
• Largo de poplíteo a nalga	17.1	18.7	20.7	1.1	0.5	1.0
• Largo de rodilla a nalga	21.0	22.6	24.4	1.0	1.0	1.5
• Alto de muslo a asiento	4.1	4.9	5.7	0.5	.5	1.0
• Alto del codo al asiento	7.4	9.	1.6	1.0	0.5	0.5
• Alto del hombro al asiento	21.2	22.8	24.6	1.1	1.0	1.5

² La tabla completa se incluye en el anexo A2

CAPÍTULO II

INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN

En ocasiones lo que se puede o no medir, va a depender del desarrollo tecnológico. Para medir se necesitan instrumentos adecuados y en mayor o menor grado de desarrollo indicará la mayor o menor precisión de las medidas obtenidas.

La asociación intrínseca entre biomecánica y tecnología hace en muchos casos imposible el trabajo y la obtención de información fiable debido a la falta de los instrumentos necesarios imprescindibles para ello y, que no siempre están al alcance de todos.

Son muchas las técnicas o métodos de medida utilizados en las investigaciones y también para obtener datos a partir de los que se puedan evaluar el movimiento humano. Podemos encontrar desde los más simples y sencillos, al alcance de cualquier profesional, como video, cinta métrica o el cronómetro, a los más sofisticados posibles que sólo se encuentran en algunos laboratorios como; las plataformas de la fuerza, electromiograma, etc.

Las técnicas cinemáticas que se verán a mayor profundidad a lo largo de éste texto se divide en directas e indirectas. Se consideran **mediciones directas** cuando la medición no se hace sobre un soporte sino directamente sobre un individuo (dinamómetro magnético, una interfase con su software integrado a un encoder). Éstas suelen ser las más precisas pero son las más caras, pero para su uso quedan en algunos casos restringidos debido a que en situaciones reales interfieren en las evoluciones del usuario. Las **mediciones indirectas** cuando la medida se toma sobre un soporte que puede ser magnético, fotográfico o de video.

II.1. Descripción del aparato de gimnasio

Se analizó el movimiento realizado por el usuario en un aparato de gimnasio ubicado a un costado de la alberca de Ciudad Universitaria (fig 2.1). Dicho aparato se utiliza para la ejercitación del muslo principalmente. Un ciclo completo de trabajo está compuesto por una carrera de extensión de la pierna y otra de flexión. El movimiento descrito por usuario es de acuerdo a lo siguiente (figura 2.2): En la posición inicial, las piernas están en posición vertical, perpendiculares al piso, en esta configuración se considera el inicio del movimiento (cero grados) y al regresar a esta posición se entiende que ha terminado el movimiento de flexión. En la posición final de la carrera de extensión, las piernas están en posición horizontal, paralelas al piso (noventa grados); se entiende que es el fin del movimiento de extensión y el principio del de flexión.



Figura 2.1 Aparato de gimnasio

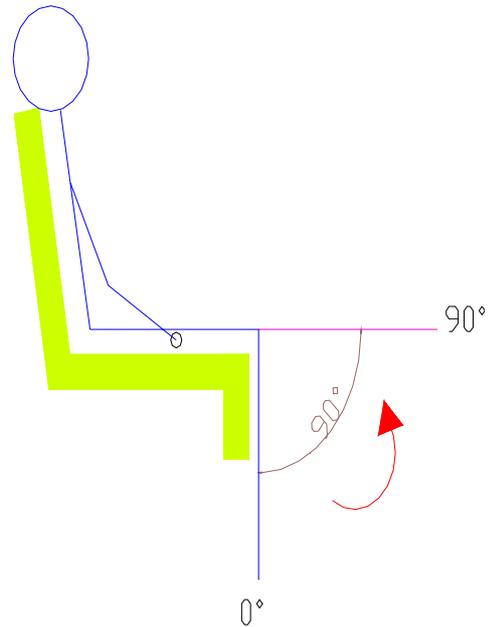


Figura 2.2 Ciclo completo de extensión y flexión

Por facilidad en el análisis de movimiento del sistema, se dividió el movimiento del sistema en dos tipos: *angular*, descrito por una polea excéntrica (figura 2.3) y el movimiento *vertical*, descrito por un conjunto de pesas (figura 2.4).

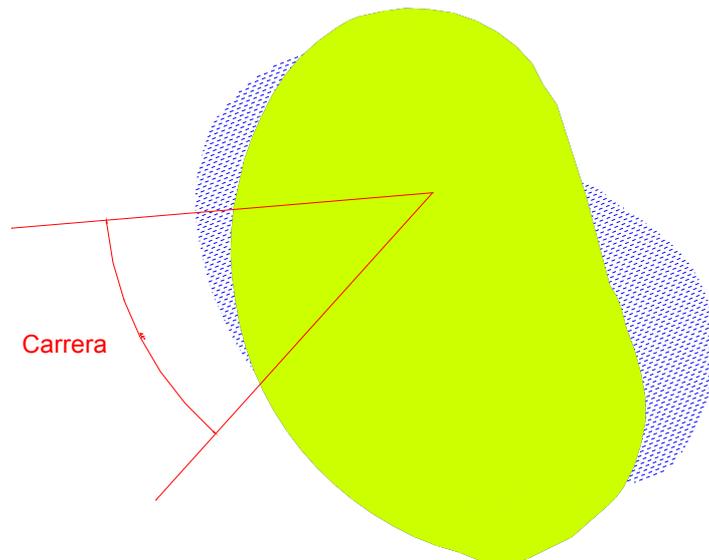


Figura 2.3 Movimiento angular descrito por la polea excéntrica

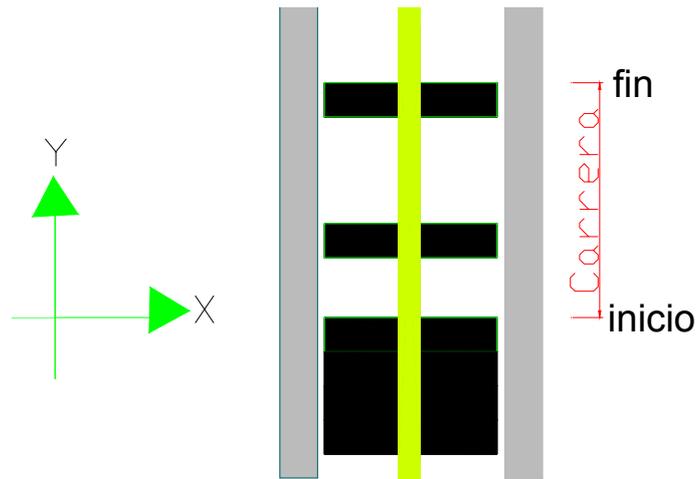


Figura 2.4 Movimiento vertical del conjunto de pesas. La carrera esta en dirección de el eje Y del sistema de referencia.

El enfoque del análisis del movimiento es exclusivamente del análisis de la primera parte del ciclo de trabajo de la rodilla, es decir la extensión de la rodilla.

II.2. Configuraciones angulares de la rodilla (ergonomía).

II.2.1 Ángulos límites

Los movimientos que se pueden realizar con diversas articulaciones tienen unos ángulos límites, fuera de éstos ángulos no se podrá llevar ningún miembro a cierta posición, si bien es cierto también aquí existen diferencias en función de los individuos, podemos caracterizar los ángulos con unos valores de referencia que agrupan a la mayoría de la población, con la excepción en el caso de sufrir ciertas patologías específicas que pueden aumentar la elasticidad y de contorsionistas de roturas de hueso mal soldadas.

II.2.2 Ángulos de confort

Para analizar el movimiento de la articulación no es suficiente conocer los rangos máximos de los ángulos a los cuales trabaja sino también es importante considerar el ángulo de confort, fuera de éste el trabajo a realizar sería más difícil o simplemente peligroso para las personas. Estos ajustes de ángulos confort dependerán también de la edad, el entrenamiento físico y las diferencias anatómicas-funcionales.

A continuación se muestra una configuración de los ángulos de confort para una persona que se encuentra en la siguiente posición (figura 2.5 y 2.6).

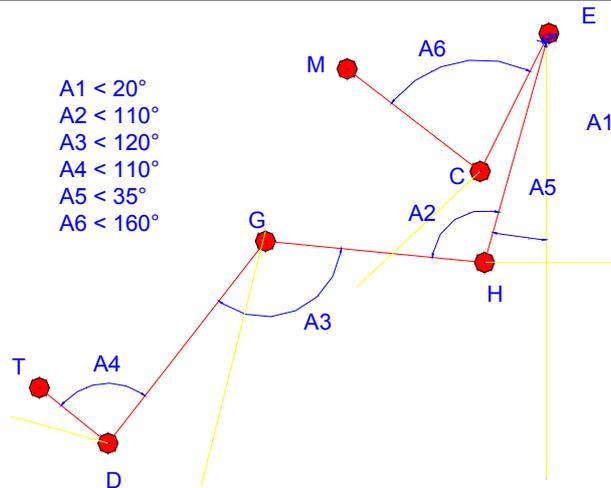


Figura 2.5 Ángulos de confort para el usuario en posición sentada

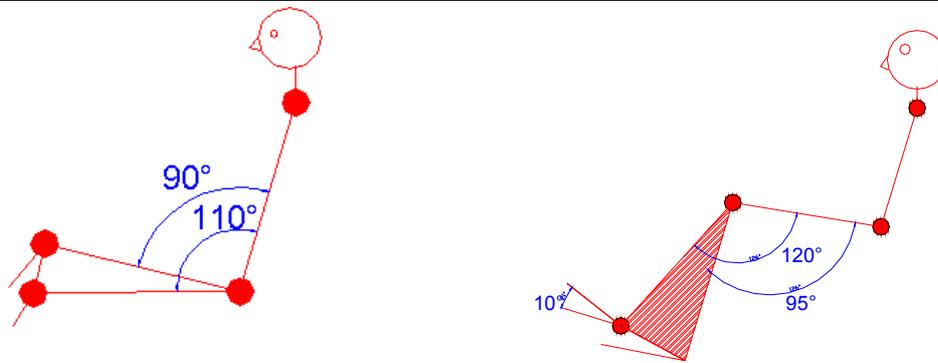


Figura 2.6 Ángulos de confort para el usuario en posición sentada

➤ **Ángulo A2**

Está definido por los segmentos de hombro-cadera, y la cadera-rodilla, éste ángulo esta comprendido entre 90° y 110° .

➤ **Ángulo A3**

Está delimitado por los segmentos de la cadera-rodilla y rodilla-tobillo. Los valores de éste ángulo están comprendidos entre 95° y 120° , con el fin de evitar un riesgo circulatorio, así como una hiperextensión de la pierna.

➤ **Ángulo A4**

Es la que forma el segmento de la rodilla-tobillo con una recta paralela a la planta del pie.

Se trata de una dimensión crítica, el trabajar fuera de estos rangos es común que la gente sufran de calambres. El valor de éste ángulo debe estar comprendido entre 90° y 110° .

II.3 Análisis con ayuda de imágenes de video:

Debemos conocer que características tiene el deporte, a que intensidad se realizan los desplazamientos durante el trabajo, que distancias suelen recorrer, cual es el número de interrupciones que se producen, cuanto duran éstas, así como otras acciones acíclicas

con o sin aparato de ejercicio , con soluciones energéticas de tipo mixto, dando éstos esfuerzo en la mayor o menor medida.

Los parámetros empleados para tales estudios son de muy variada naturaleza, pudiéndose distinguir en líneas generales dos grandes grupos.

- Aquellos que intentan valorar la carga competitiva del jugador por su aspecto externo (carga física; distancia recorrida, tiempos de esfuerzo, velocidad de los desplazamientos, número de desplazamiento a distintas intensidades y carga técnica: número de acciones realizadas con o sin aparato de ejercicio).
- Aquellos otros que valiéndose de material más sofisticado intentan valorar exigencias de la carga competitiva por las repeticiones internas en el organismo del jugador (carga fisiológica : distribución de la frecuencia cardiaca, consumo de oxígeno , niveles de ácido láctico)

Una estrategia (programa) informática de tratamiento de imágenes ayuda a tener una idea de las características de los usuarios y las condiciones de trabajo, pudiendo indirectamente evaluar parte del movimiento realizado (el esfuerzo realizado).

II.3.1. Procedimiento para realizar la prueba

Se colocó una video cámara de tal modo que captara el movimiento completo vertical descrito por el conjunto de pesas. Después, se puso una marca blanca en una de las esquinas de la pesa superior con la finalidad de ubicar rápidamente el cambio de posición descrito por la pesa en función del tiempo. Se pintó otra marca igual a la de la pesa superior, sobre uno de los ejes de la estructura del aparato de gimnasio que es paralela al movimiento descrito por el conjunto de pesas, sirviendo como un sistema de referencia y así poder medir el incremento de distancia recorrida. Sobre el mismo poste donde se colocó el sistema de referencia, se pegó una cinta graduada para determinar la magnitud del desplazamiento del conjunto de pesas (figura 2.7).



Figura 2.7 Configuración de la cámara de video y el encoder

Por último, se realizó la prueba. A cada usuario (hombre o mujer, de distintas edades) se les hizo realizar la prueba trabajando con los dos pies simultáneamente. Cada usuario realizó la dinámica con el peso al que ellos estaban acostumbrados a trabajar, hasta el número de repeticiones que aguantaron. Cabe aclarar que se trabajó con una población de diez personas, entre 20 a 35 años de edad, que realiza un promedio de 2 a 4 horas de ejercicio a la semana, mínimo durante 3 meses (tabla 2.1). La limitante de población se dio de ésta forma debido a que el lugar donde se realizó las pruebas fue dentro una escuela. En adelante se verá que la mayoría de los experimentos se realizaron con el usuario número diez de la tabla 2.1, ya que volver a localizar a los mismos usuarios no fue posible.

Tabla 2.1 Datos del usuario

Usuario	Sexo	Edad(años)	Peso(Kg)	Estatura(m)	Carga(kg)
1	Masculino	35	70	1.71	45
2	Masculino	26	84	1.85	25
3	Masculino	34	70	1.67	50
4	Femenino	22	58	1.61	30
5	Masculino	24	80	1.78	70
6	Femenino	20	52	1.62	10
7	Masculino	28	73	1.81	45
8	Femenino	31	53	1.65	45
9	Femenino	35	61	1.65	50
10	Femenino	26	53	1.56	5

II.4. Análisis con ayuda del software *pasco scientific*

PASCO Scientific de precisión permite usar una PC o la computadora IBM-compatible como un cronómetro del laboratorio exacto y muy flexible. Con el programa se tiene acceso a diferentes modos de programación del cronómetro, de acuerdo a cada necesidad, se puede programar la activación del cronómetro. Se utilizó el modo M (Motion Timer), este modo registra los tiempos de interrupciones con la configuración de acuerdo a la figura 2.8. Se miden tiempos con una resolución de un décimo de un milisegundo

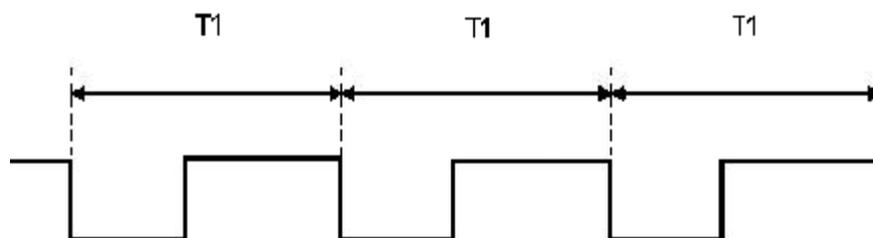


Figura. 2.8 Motion Timer

El modo de Cronómetro de Movimiento permite hacer un análisis extenso del movimiento de un objeto rectilíneo. Para éste modo se diseñó un "encoder" que consiste en una regla codificada con bandas alternas una opaca y transparente, como se muestra en la figura 2.9. La distancia d con la que se trabaja es una distancia fija entre cada banda.

d = distancia entre cada banda, $d = 6.5$ [mm]

T_1 = es el tiempo de cada interrupción entre cada banda, es decir, tiempo que tarda en recorrer la distancia d .

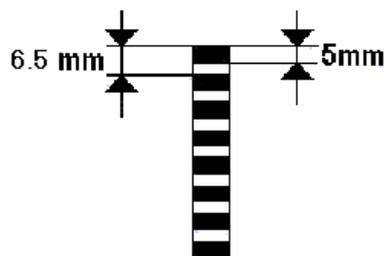


Figura 2.9 Dimensiones del encoger

II.4.1. *Procedimiento de la prueba*

Primero se fija el sensor óptico en la pesa superior que va a realizar el movimiento. El encoder se coloca perpendicular al piso (se mantiene fijo durante la prueba). Por último se conecta el sensor a la interfase y ésta a la computadora (figura 2.9).

- El encoder graduado fig (2.9). Se encarga de interrumpir la señal mandada por el sensor.
- Sensor óptico. Mantiene una señal fija, cuando éste pasa por el encoger, una banda negra interrumpe la señal y manda un pulso a la interfase.
- Interfase: Vincula el pulso emitido por el sensor y emite una señal a la computadora. Cada que se registra una señal del sensor, envía un pulso a la computadora.
- Computadora. En el momento que se inicia el movimiento (es decir, al primer registro de cambio de estado del sensor) se inicializa un cronómetro interno de la computadora. Cada vez que recibe una señal por sensor, ésta lee el dato del cronómetro y lo guarda en una base de datos en excel para cada lectura.

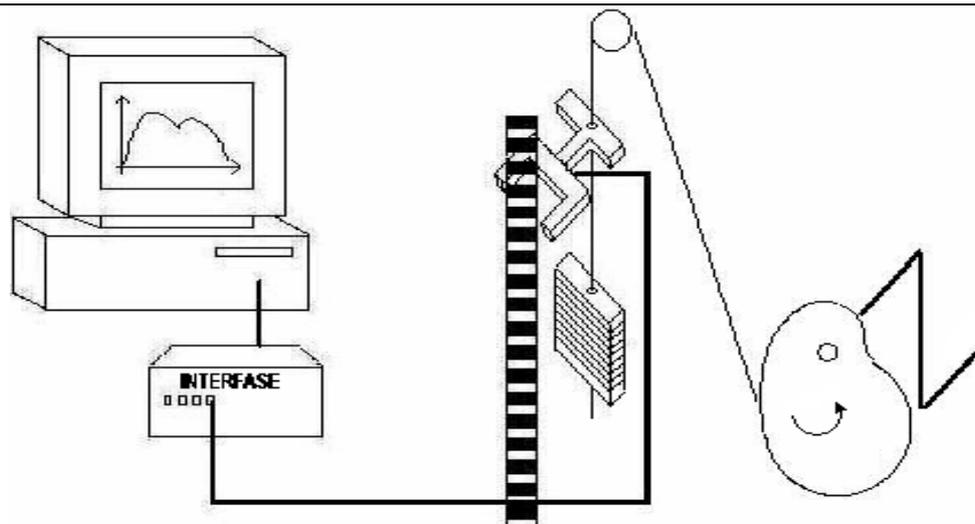


Figura 2.10 Configuración de la instrumentación con el equipo.

II.4.2 Obtención de datos:

La computadora genera una base de datos donde se registran todos los tiempos generados en cada interrupción, como se mantuvo fija una distancia d y el tiempo t registrado para cada intervalo, se obtiene una velocidad promedio (velocidad media) entre cada intervalo. Pero como los intervalos de interrupción son muy pequeños se hace la consideración que éste velocidad media = velocidad instantánea y así, determinar una curva de velocidad y obtener una gráfica de movimiento.

A pesar de que el sistema no indica directamente el cambio de sentido del movimiento (es decir, un movimiento ascendente o descendente) se puede averiguar simplemente graficando.

Con estos datos se obtiene el comportamiento lineal del sistema, pero falta vincular el movimiento rectilíneo que describe el movimiento de las pesas con el movimiento angular de la polea. Como no se contaba con dos aparatos iguales para poder registrar ambos movimientos al mismo tiempo, se obtuvieron los ángulos de entrada mediante ayuda de un software de CAD.

Por facilidad del análisis se dividió el movimiento del sistema en dos partes, la primera el movimiento rectilíneo que describe las pesas y por otro lado el movimiento angular descrito por la polea, pero en si éstos dos movimientos están conectados con el mismo sistema, así que podemos vincular ambos movimientos para poder obtener el ángulo que corresponde para cada desplazamiento de la pesa. Para esto nos apoyamos en el CAD; se dibujo el aparato de gimnasio donde se observa la configuración de la polea y las pesas en estado de reposo. Primero, la polea uno que se encuentra en la parte superior, se consideró que la cuerda no patina con la polea y que su punto de tangencia $P1$ se mantenía constante. El segundo punto de tangencia $P2$, es el punto donde la cuerda hace contacto con la segunda polea, que es la polea la más grande y se encuentra en la parte inferior. Se rotó la polea dos grados y se midió el tamaño de la cuerda. Se obtuvo una relación de θ vs h . que se detalla en el siguiente capítulo.

II.5. Análisis con un aparato de rehabilitación (CYBEX NORM)

Éste aparato es empleado principalmente como equipo de rehabilitación. Se coloca un usuario en la silla reclinable y se le hace trabajar con una rutina determinada por el mismo equipo a diferentes velocidades y con distintas carga, con la finalidad de determinar el funcionamiento del miembro en estudio. Con ayuda de un software interno, aloja una serie de datos en la computadora donde refleja si el sistema se comporta de una forma adecuada o refleja un problema durante su desenvolvimiento.

CYBER NORM ha generado una información considerable con respecto a los protocolos y pruebas de norma para la articulación de la rodilla. La posición óptima de la prueba para la extensión de la rodilla establecida por la silla reclinable. La colocación adecuada permite que los músculos trabajen en una relación ventajosa y reproducible de longitud y de tensión, sin restringir el rango de movimiento extensor. Varios estudios han verificado que ésta colocación produce máximas fuerzas flexoras y extensoras con excelente reproducibilidad (figura 2.11).

Los puntos anatómicos principales de la rodilla se palpan de tal manera que el eje de rotación es fácil de localizar. El movimiento de la articulación de la rodilla en la extensión / flexión provoca que éste eje cambie ligeramente conforme a la parte plana de la tibia se desliza anteriormente durante la extensión y posteriormente durante la flexión.

Con mayor frecuencia, los problemas anatómicos presentados en éste tipo de prueba para la rodilla tienen que ver con la comodidad del usuario. Aunque es deseable estabilizar de manera máxima el muslo en extensión, tiene una gran desventaja si se exagera; debido a que al apretar en exceso el cinturón para fijar la pierna al asiento puede provocar la suficiente incomodidad para inhibir la producción de la fuerza.

La selección de velocidad para el patrón de extensión debe hacerse después de tomar en consideración la condición del usuario (sólo en caso de una persona que cuente con alguna lesión previa a la prueba). La elección de velocidades bajas implica aumento en las fuerzas compresivas mayores sobre la articulación. En casos en los que las afecciones rótulofemorales son un factor, el movimiento de a 60 grados / seg a través del rango completo de movimiento puede ser demasiado lento. Elegir velocidades mayores reducirá las fuerzas compresivas rótulofemorales. Puede ser más adecuadas velocidades de 90-120 grados / segundos. También pueden prescribirse ejercicios de arco corto para velocidades lentas (esto es, 60 grados /segundos) y pueden usarse rampas para permitir al usuario tiempo suficiente para generar torsión.

La prueba patrón de movimiento proporciona datos sobre la capacidad funcional específica de éstos músculos.

II.8.1 Procedimiento para realizar la prueba

Primero, antes de realizar la prueba se le pide al usuario que realice un precalentamiento de 10 minutos como tiempo mínimo para poder relajar los músculos antes de realizar la prueba.

Se toman las dimensiones del usuario, peso y estatura, ya que el equipo maneja unos factores -estatura y peso - que determinan automáticamente los ángulos, distancia y configuración del sistema para que trabaje el usuario.

Se tuvo que hacer una pequeña adaptación al sistema ya que este equipo está diseñado para poder trabajar con sólo una pierna, entonces se hizo una extensión de tubo para que abarcara a las dos piernas y poder así realizar el mismo trabajo que el aparato de gimnasio.

El rango de movimiento se queda registrado en la máquina primero se le pide al usuario que extienda su pierna lo más que pueda, se guarda ese dato como el punto cero y el segundo punto es tomado a un ángulo de 90° con la rodilla en flexión (figura 2.10).

Una vez adaptado todo, se sujeto al usuario en la silla con cinturones de seguridad adecuados a cada parte. Se procedió a realizar una rutina determinada por el equipo el cual combinó variación diferentes cargas y diferentes números de repeticiones, mezcla esfuerzo y velocidad para poder modelar el comportamiento de la rodilla.



Figura 2.11 Aparato de rehabilitación CYBEX NORM

CAPÍTULO III

ANÁLISIS CINEMÁTICO

Para un análisis cinemático del aparato de ejercitación, es necesario estudiar parámetros como la *posición*, *velocidad* y *aceleración* de los elementos móviles, para ello, se describirán los elementos móviles que interactúan entre sí y los tipos de movimiento que se realizan.

III.1. Tipos de movimiento

Los movimientos involucrados en este análisis se pueden clasificar en dos principales: *Lineal* y *Rotatorio*. El movimiento lineal, comprende el desplazamiento vertical del conjunto de pesas (que están conectados al cable de acero), sobre las barras guía; y el rotatorio, es aquel descrito por la polea excéntrica alrededor de su eje. A continuación se muestran dichos movimientos (fig 3.1):

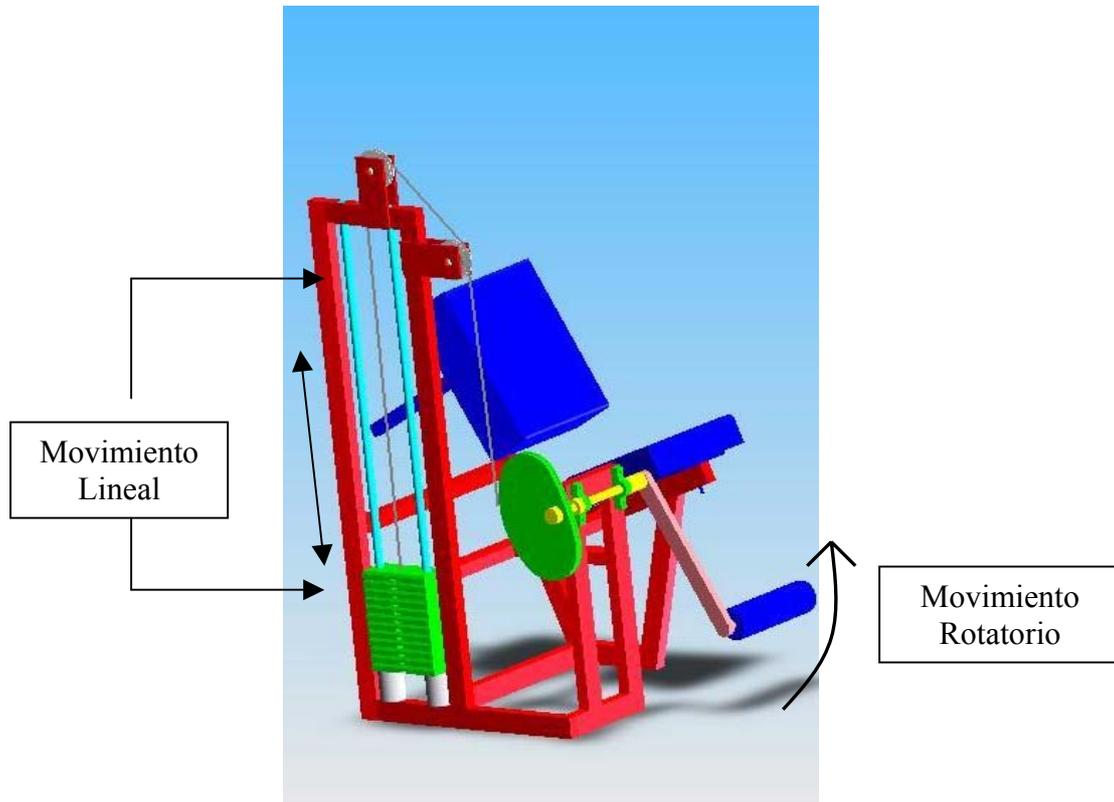
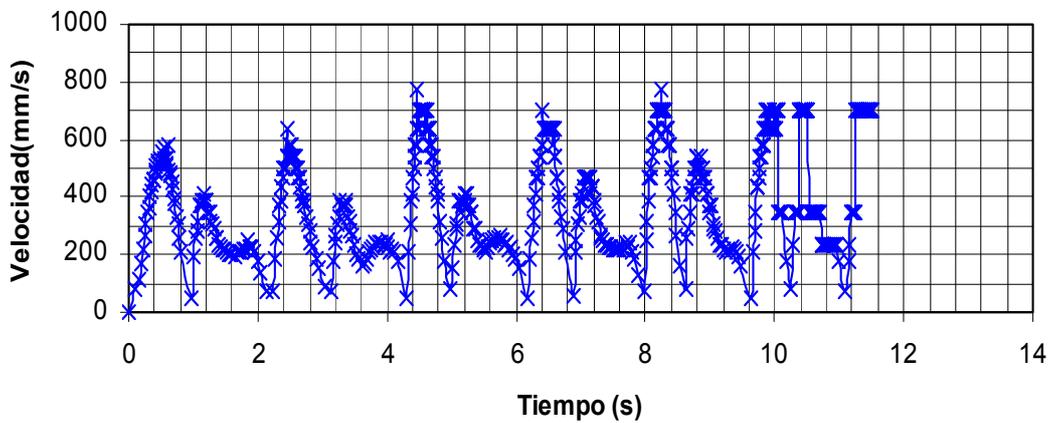


Figura 3.1 Aparato de gimnasio para ejercitación del muslo

III.2. Obtención de datos

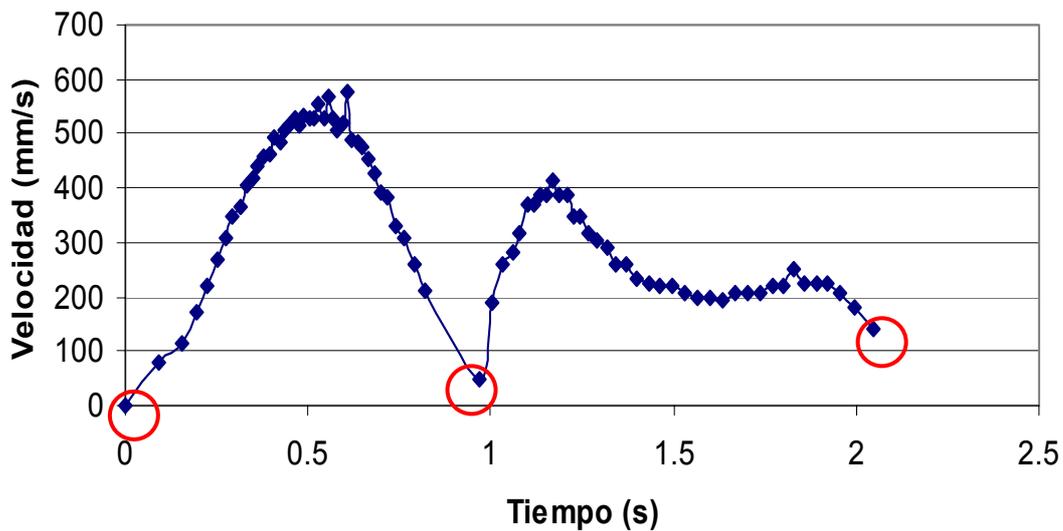
Como ya se mencionó en el capítulo II, se colocó un dispositivo para medir las velocidades lineales promedio del conjunto de pesas, y a partir de estas se encuentran las velocidades angulares de la polea excéntrica.

La gráfica de las velocidades lineales promedio del conjunto de pesas para seis ciclos es la siguiente gráfica (gráfica 3.1)



Gráfica 3.1 Velocidad promedio del desplazamiento del conjunto de pesas

De la gráfica anterior se obtuvo un solo ciclo (el más representativo) para trabajar más fácilmente (gráfica 3.2)

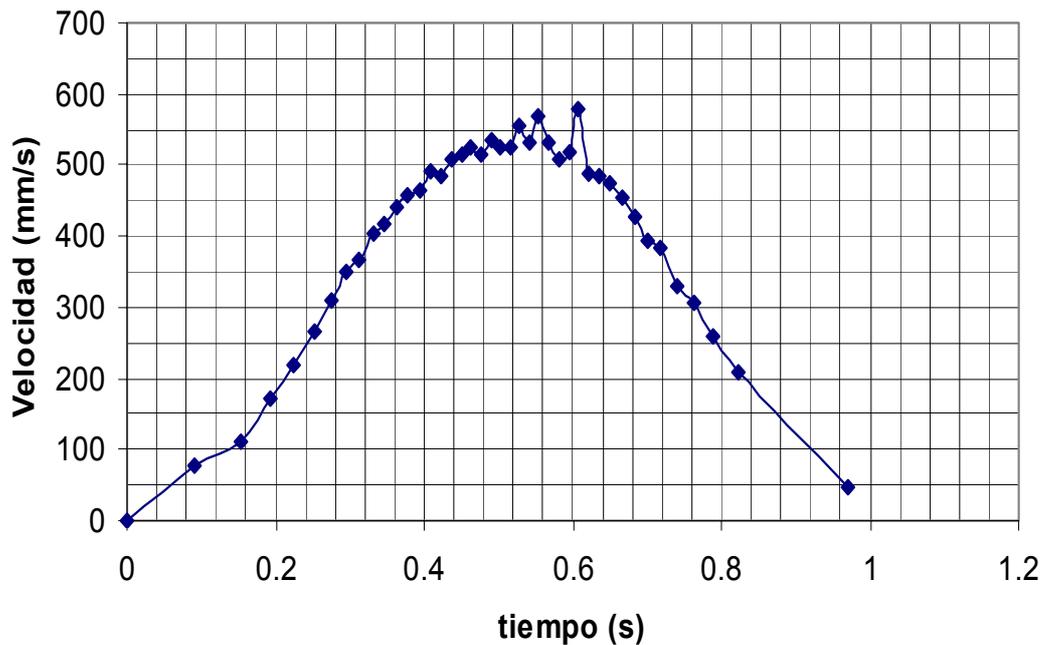


Gráfica 3.2 Velocidades promedio para un ciclo de carrera

De izquierda a derecha, en la gráfica 3.2; el primer círculo representa el inicio del ciclo, es decir, cuando el conjunto de pesas comienza una carrera ascendente; el segundo, representa el punto medio e indica que el conjunto de pesas llegó hasta una altura

máxima, para iniciar la carrera descendente, y el último círculo, representa el fin del ciclo y donde el conjunto termina su carrera descendente para iniciar un nuevo ciclo.

Este estudio únicamente se centra en la extensión de la rodilla, por lo tanto la gráfica anterior se reduce a la siguiente (gráfica 3.3). Se debe hacer la aclaración de que desde aquí en adelante todas las gráficas que se presenten, se referirán a la carrera ascendente del movimiento.



Gráfica 3.3 Velocidades promedio en la carrera del conjunto de pesas correspondiente a la extensión de piernas

Los datos correspondientes a la gráfica 3.3, se exponen en la tabla 3.1. Se debe aclarar que los datos obtenidos de la velocidad fueron tomados del cociente de la distancia recorrida ΔS entre el tiempo medido ΔT (tabla 3.1). En esta tabla, también se muestra la velocidad máxima, así como su posición, velocidad y tiempo; todos estos, señalados con fondo resaltado.

Tabla 3.1 Movimiento lineal de las pesas

T prom (s)	S (mm)	ΔS (mm)	ΔT (s)	Vprom (mm/s)
0	0	0	0	0.00
0.0907	6.5	6.5	0.0907	71.66
0.1529	13	6.5	0.0622	104.50
0.1933	19.5	6.5	0.0404	160.89
0.2254	26	6.5	0.0321	202.49
0.2516	32.5	6.5	0.0262	248.09
0.2743	39	6.5	0.0227	286.34
0.2943	45.5	6.5	0.02	325.00
0.3134	52	6.5	0.0191	340.31
0.3307	58.5	6.5	0.0173	375.72
0.3475	65	6.5	0.0168	386.90
0.3634	71.5	6.5	0.0159	408.81
0.3787	78	6.5	0.0153	424.84
0.3938	84.5	6.5	0.0151	430.46
0.408	91	6.5	0.0142	457.75
0.4224	97.5	6.5	0.0144	451.39
0.4362	104	6.5	0.0138	471.01
0.4498	110.5	6.5	0.0136	477.94
0.4631	117	6.5	0.0133	488.72
0.4767	123.5	6.5	0.0136	477.94
0.4898	130	6.5	0.0131	496.18
0.5031	136.5	6.5	0.0133	488.72
0.5164	143	6.5	0.0133	488.72
0.529	149.5	6.5	0.0126	515.87
0.5422	156	6.5	0.0132	492.42
0.5545	162.5	6.5	0.0123	528.46
0.5677	169	6.5	0.0132	492.42
0.5815	175.5	6.5	0.0138	471.01
0.595	182	6.5	0.0135	481.48
0.6071	188.5	6.5	0.0121	537.19
0.6214	195	6.5	0.0143	454.55
0.6358	201.5	6.5	0.0144	451.39
0.6505	208	6.5	0.0147	442.18
0.6659	214.5	6.5	0.0154	422.08
0.6823	221	6.5	0.0164	396.34
0.7001	227.5	6.5	0.0178	365.17
0.7184	234	6.5	0.0183	355.19
0.7396	240.5	6.5	0.0212	306.60
0.7624	247	6.5	0.0228	285.09
0.7893	253.5	6.5	0.0269	241.64
0.8227	260	6.5	0.0334	194.61
0.9691	266.5	6.5	0.1464	44.40

III.3. Análisis de Posición

Para relacionar las posiciones lineales ΔS anteriores, con las posiciones angulares $\Delta\theta$ desarrolladas por la polea excéntrica, se utilizó un método gráfico con ayuda de un software de CAD. Este consiste en hallar la longitud de cable enredado E en la polea y relacionarlo con el cambio de longitud S en el desplazamiento vertical de las pesas en la carrera ascendente.

Para apreciar mejor, que la cuerda se enrolla sobre la polea, a medida que se gira; se muestra en el siguiente esquema (figura 3.2):

CARRERA ASCENDENTE

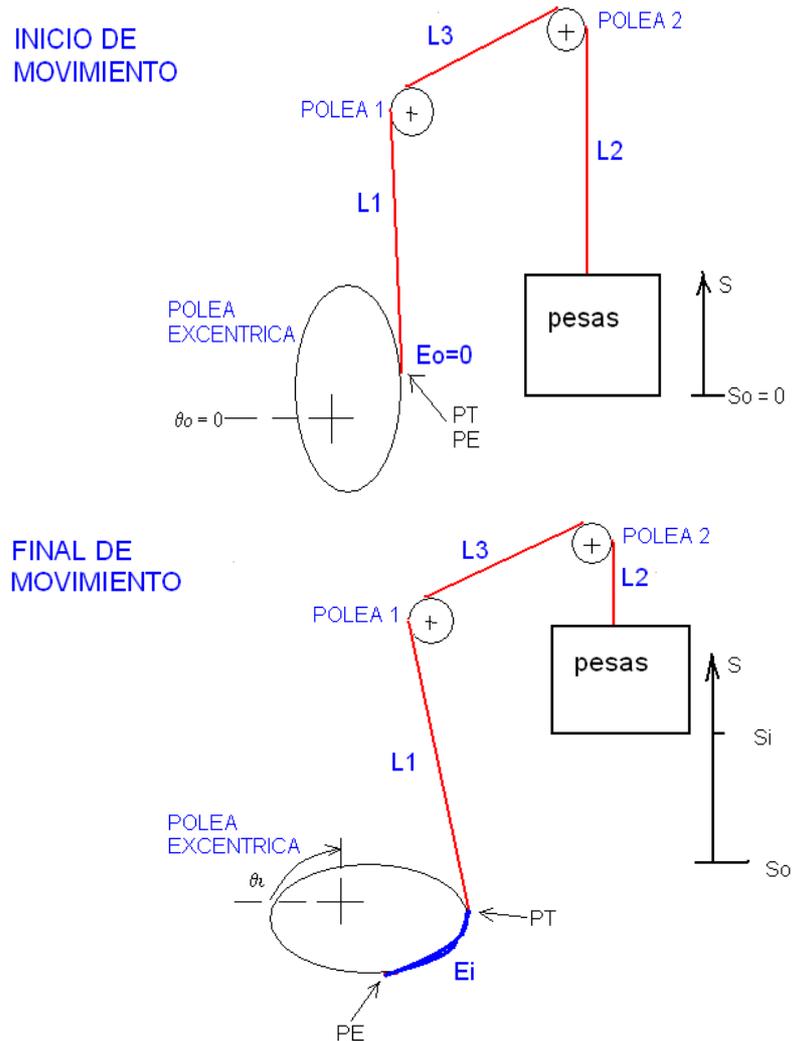


Figura 3.2 Carrera ascendente del conjunto de pesas

- Donde: E = longitud de la cuerda enrollada sobre la polea excéntrica (mm)
 $L1$ = longitud de cuerda comprendida entre la polea 1 y la polea excéntrica (mm)
 $L2$ = longitud de cuerda comprendida entre el conjunto de pesas y la polea 2(mm)
 $L3$ = longitud de cuerda comprendida entre las poleas 1 y 2(mm)
 PT = punto tangente
 PE = punto de ensamble de la cuerda de acero y la polea excéntrica

En particular las longitudes L_2 y E son de suma importancia en este estudio, ya que sus variaciones respecto al tiempo implican las variaciones de θ y S . La manera de como se pudo relacionar la posición angular de la polea excéntrica con la posición lineal del conjunto de pesas esta dado por la siguiente fórmula:

$$L_1 + L_2 + E = 1600$$

La longitud L_3 no se tomó en cuenta en la expresión anterior porque se consideró como una cantidad constante, ya que las poleas 1 y 2 son concéntricas y la distancia entre sus centros es también constante.

El método gráfico consistió en lo siguiente: se dibujó la polea excéntrica con un software de CAD, tomando coordenadas polares, es decir, en la posición inicial de la polea se fijó un sistema de coordenadas con centro en el eje de rotación (eje Z), y la dirección del eje x en dirección de la horizontal (figuras 3.3 y 3.5). Las flechas, $r_0, r_1, r_2, \dots, r_n$, representan las dimensiones tomadas en el sentido contrario a las manecillas del reloj cada dos grados, como se muestra a continuación:

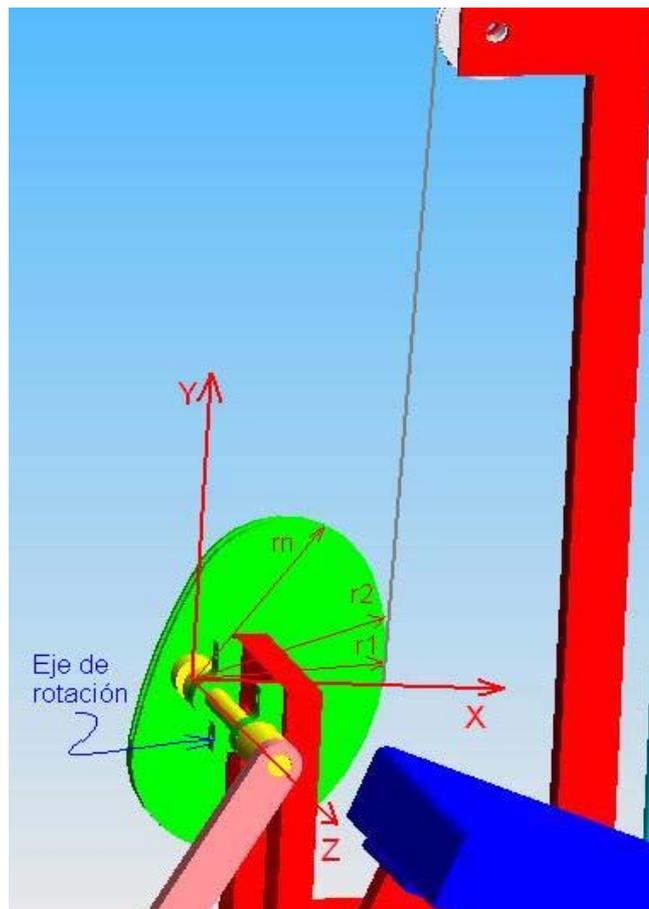


Figura 3.3 r_0 va del origen de coordenadas al punto tangente. Igualmente para encontrar r_1, r_2, \dots, r_n ; nacen en el origen y terminan en el punto tangente a medida que el punto tangente cambia sobre la periferia de la polea excéntrica.

La secuencia de imágenes en las cuales la cuerda se enreda en la polea a medida que se gira es la siguiente (fig 3.4):

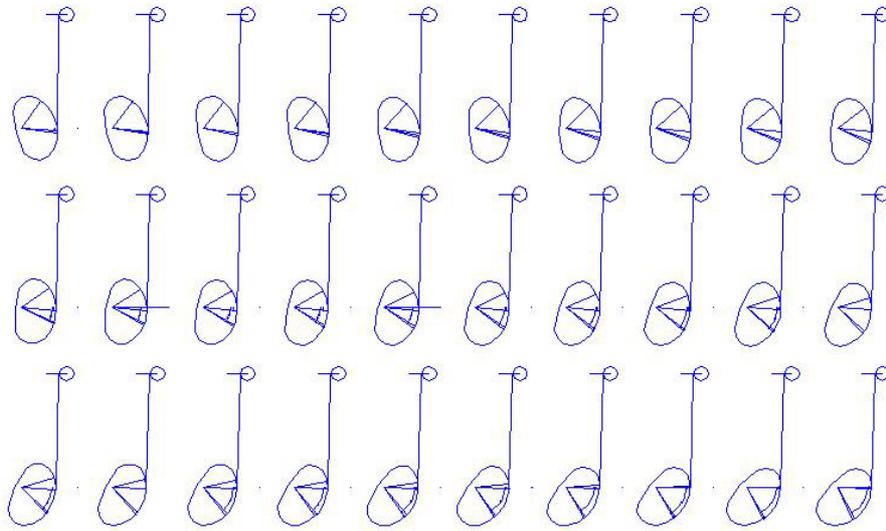


Figura 3.4 Secuencia del giro de la polea excéntrica

Luego, para formar la tabla 3.2, se comenzó por girar la polea excéntrica; desde cero hasta setenta grados, que es la posición máxima de extensión de la rodilla. El registro de los datos, se tomó cada dos grados de giro de la polea excéntrica.

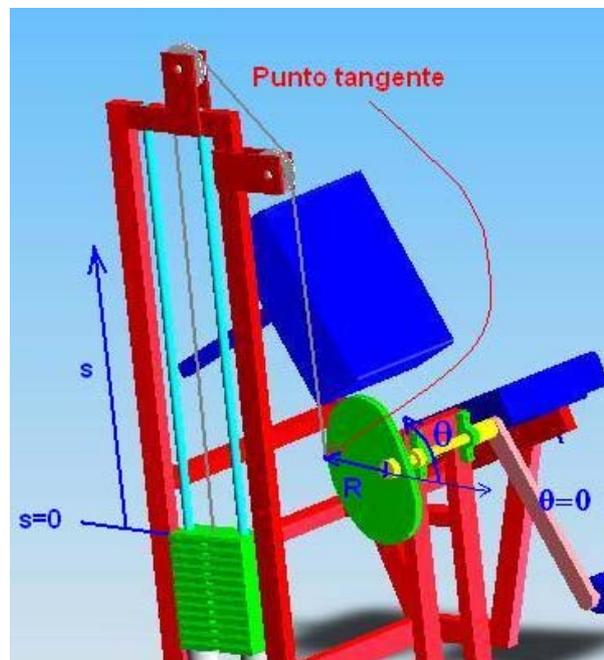


Figura 3.5 Posiciones iniciales de s y θ

En la figura 3.5, se indican las posiciones iniciales de S y θ , así como la dirección del recorrido de ambas. También en esta misma figura se indica el punto inicial del radio de la polea excéntrica y su punto final; el punto inicial, es el eje de rotación de la polea excéntrica y el punto final es el punto tangente entre la polea y la cuerda de acero. Este punto tangente, es de suma importancia, ya que forma el vértice del ángulo descrito entre el radio R y la cuerda L1. El ángulo que se acaba de mencionar, al cual se llamará en adelante como ϕ tiene también una peculiaridad, debido a que en todo momento vale 90° . Debido a lo que se acaba de mencionar se considera que el punto tangente tiene la misma velocidad que el conjunto de pesas y también que la aceleración tangencial del punto tangente es igual a la aceleración lineal del conjunto de pesas. Dicho esto, se muestra la tabla 3.2 que contiene toda la información del movimiento.

Tabla 3.2 Movimiento angular de la polea exentrica

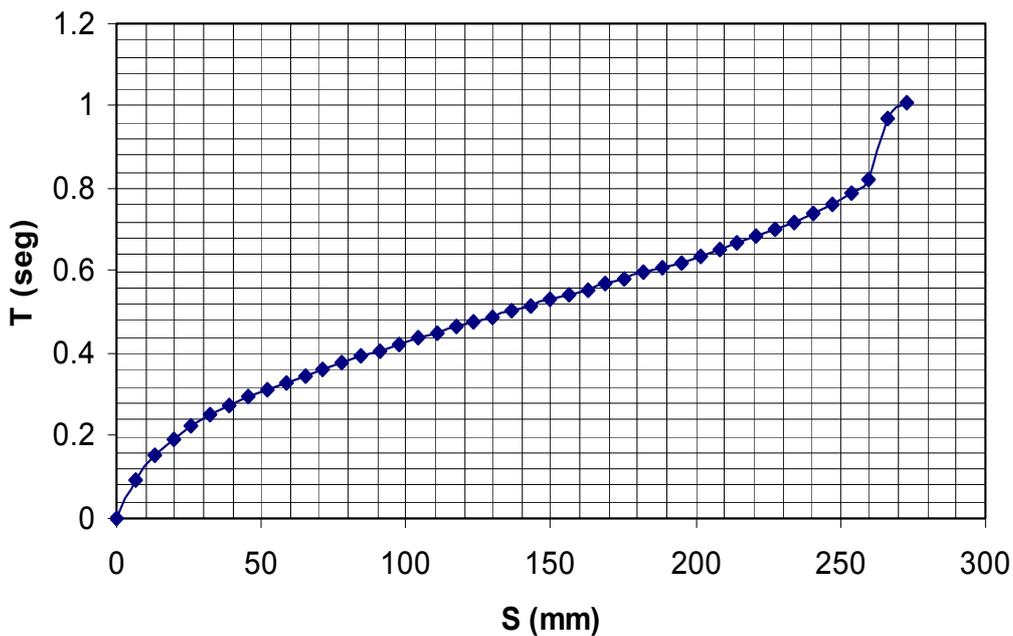
Enrollamiento	L1	L2	S	Radio
E (mm)	(mm)	(mm)	S(mm)	(mm)
0.000	791.2	808.80	0.00	238.24
8.741	790.76	800.50	8.30	237.18
17.490	790.28	792.23	16.57	236.15
26.250	789.75	784.00	24.80	235.15
35.019	789.18	775.80	33.00	233.55
43.798	788.57	767.63	41.17	233.22
52.588	787.91	759.50	49.30	232.31
61.389	787.21	751.40	57.40	230.8
70.202	786.48	743.32	65.48	229.95
79.026	785.7	735.27	73.53	229.75
87.862	784.88	727.26	81.54	228.97
96.710	784.03	719.26	89.54	228.23
105.570	783.14	711.29	97.51	227.53
114.444	782.21	703.35	105.45	226.87
123.330	781.25	695.42	113.38	226.25
132.230	780.25	687.52	121.28	225.68
141.144	779.22	679.64	129.16	225.14
150.071	778.16	671.77	137.03	224.66
159.012	777.07	663.92	144.88	224.22
167.967	775.95	656.08	152.72	223.83
176.937	774.8	648.26	160.54	223.49
185.922	773.62	640.46	168.34	223.2
194.921	772.42	632.66	176.14	222.96
203.935	771.19	624.87	183.93	222.76
212.965	769.95	617.09	191.71	222.63
222.009	768.68	609.31	199.49	222.54
231.069	767.38	601.55	207.25	222.43
240.143	766.08	593.78	215.02	222.53
249.235	764.75	586.02	222.78	222.6
258.341	763.41	578.25	230.55	222.64
267.462	762.05	570.49	238.31	222.87
279.847	757.43	562.72	246.08	223.5
283.618	761.5	554.88	253.92	223.39
287.368	765.49	547.14	261.66	223.66
291.099	769.57	539.33	269.47	223.7
294.810	773.67	531.52	277.28	223.62

III.4. Análisis de velocidad

Hasta este momento, ya se identificó la posición del conjunto de pesas con respecto a la posición angular de la polea excéntrica, entonces, siguiendo esa misma técnica, se deberá encontrar la relación entre las velocidades lineales y angulares del conjunto de pesas y la polea respectivamente.

Se elaboró una segunda tabla de movimiento (tabla 3.3), en dicha tabla, se recuperó información de la tabla 3.1 y la tabla 3.2, esto, para obtener la posición de θ con respecto a S , e identificando el tiempo en que ocurren estas parejas de puntos, para de esta manera vincular las velocidades lineales y angulares. El método para hallar estos tiempos fue el siguiente: Se elaboró una gráfica de la posición S contra el tiempo T (gráfica 3.4) medidos en el movimiento de las pesas, tomados de la tabla 3.1. Enseguida, se tomaron los datos de la posición S de la tabla 3.2 y se interpolaron en la gráfica 3.3 para obtener sus correspondientes tiempos (tabla 3.3). Con estos nuevos datos, se pudo encontrar las velocidades angulares ω desarrolladas por la polea excéntrica y a su vez la velocidad lineal v del punto tangente de la polea utilizando las relaciones:

$$v = d/t \text{ y } v = \omega r$$

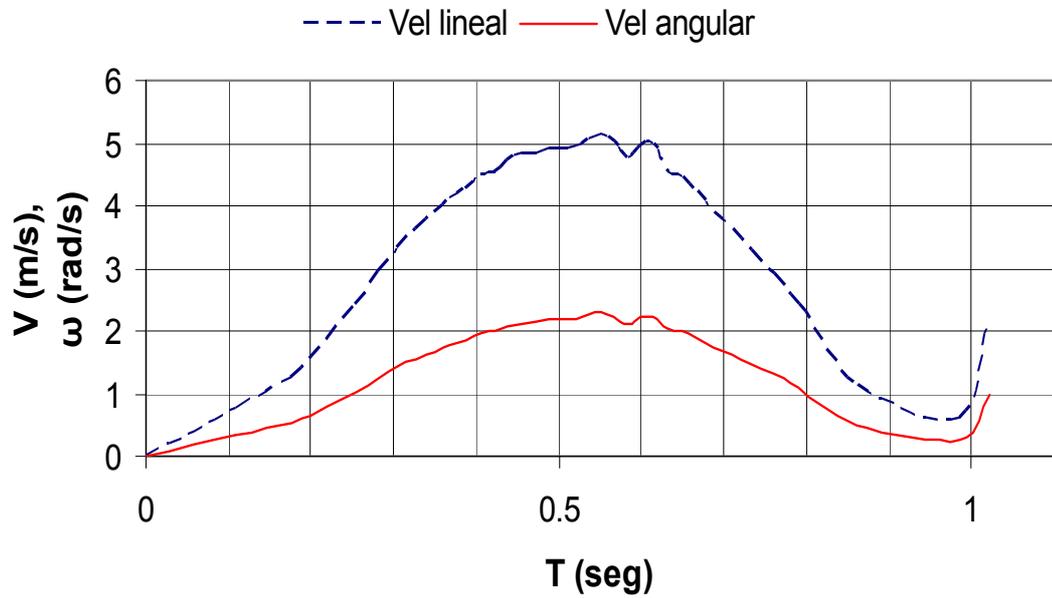


Gráfica 3.4 Movimiento ascendente S vs T

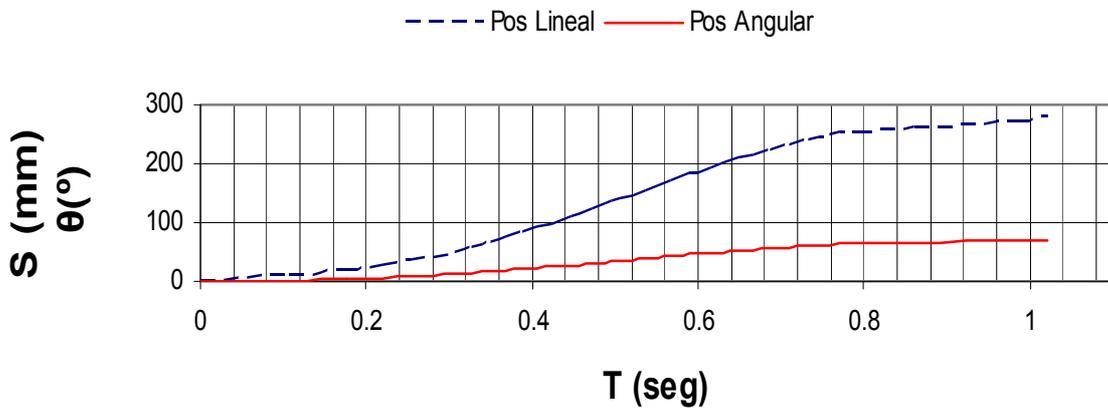
Tabla 3.3 En la tabla se nota que a medida que la longitud L2 disminuye, la longitud S aumenta, además de una relación directa entre S y θ .

MOVIMIENTO DE LA POLEA				PUNTO TANGENTE EN LA POLEA		
θ	ω	L2	T prom	S	V prom	Radio
(grados)	(rad/seg)	(mm)	(seg)	S(mm)	(mm/s)	(mm)
0	0.000	808.800	0.0000	0.000	0.00	238.24
2	0.323	800.500	0.1079	8.301	76.91	237.18
4	0.520	792.230	0.1751	16.570	123.13	236.15
6	0.787	784.001	0.2195	24.800	185.42	235.15
8	1.031	775.801	0.2533	32.999	242.08	233.55
10	1.263	767.632	0.2810	41.168	295.68	233.22
12	1.425	759.502	0.3055	49.298	331.98	232.31
14	1.559	751.401	0.3279	57.399	361.75	230.8
16	1.676	743.318	0.3487	65.482	388.14	229.95
18	1.791	735.274	0.3682	73.526	412.73	229.75
20	1.861	727.258	0.3869	81.542	427.30	228.97
22	1.952	719.260	0.4048	89.540	447.26	228.23
24	1.982	711.290	0.4224	97.510	452.57	227.53
26	2.075	703.346	0.4392	105.454	472.27	226.87
28	2.122	695.420	0.4557	113.380	481.80	226.25
30	2.133	687.520	0.4721	121.280	482.82	225.68
32	2.174	679.637	0.4881	129.164	490.91	225.14
34	2.172	671.769	0.5042	137.031	489.50	224.66
36	2.201	663.918	0.5200	144.882	494.97	224.22
38	2.254	656.083	0.5355	152.717	505.98	223.83
40	2.289	648.263	0.5508	160.537	512.71	223.49
42	2.241	640.458	0.5664	168.342	501.02	223.2
44	2.120	632.659	0.5828	176.141	473.60	222.96
46	2.216	624.875	0.5986	183.925	494.16	222.76
48	2.239	617.086	0.6142	191.715	499.70	222.63
50	2.033	609.311	0.6313	199.489	452.72	222.54
52	2.000	601.551	0.6488	207.249	444.53	222.43
54	1.895	593.777	0.6672	215.023	422.09	222.53
56	1.748	586.016	0.6872	222.785	388.71	222.6
58	1.623	578.249	0.7087	230.551	361.18	222.64
60	1.468	570.488	0.7325	238.312	326.45	222.87
62	1.308	562.723	0.7592	246.077	290.84	223.5
64	1.081	554.883	0.7914	253.918	242.87	223.39
66	0.509	547.142	0.8600	261.658	112.84	223.66
68	0.277	539.331	0.9860	269.469	62.03	223.7
70	0.975	531.520	1.0218	277.280	218.08	223.62

Con los datos obtenidos de la anterior tabla, lo más interesante es ver la relación de las posiciones y velocidades angulares de la polea excéntrica contra las posiciones y velocidades lineales del conjunto de pesas, todo esto resumido en las gráficas 3.5 y 3.6



Gráfica 3.5 T vs Vel angular y Vel lineal



Gráfica 3.6 T vs S y θ

III.5. Análisis de aceleración

Por último, se utilizaron las relaciones cinemáticas siguientes:

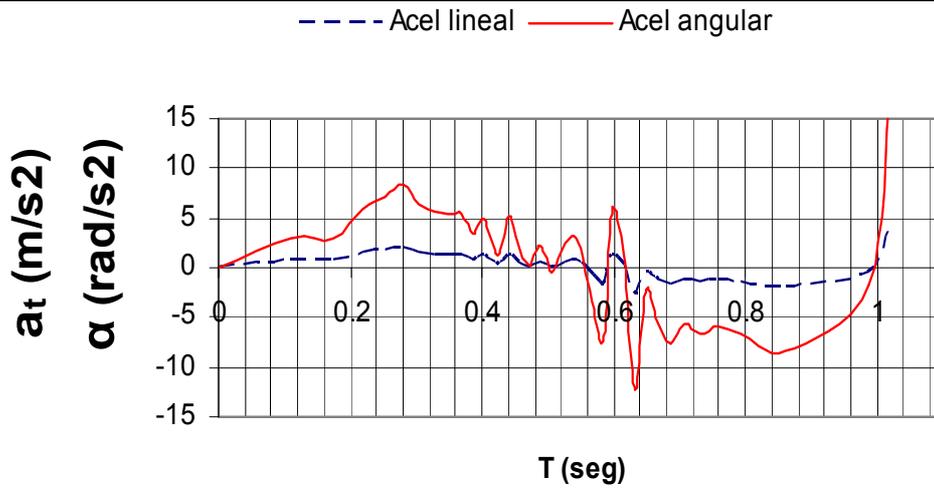
$$\alpha = \frac{v}{t} \quad ; \quad a_n = \frac{v^2}{\rho} = \omega^2 r \quad ; \quad a_t = \alpha r \quad \text{y} \quad a = \sqrt{a_n^2 + a_t^2}$$

Y tomando en cuenta los datos de la tabla 3.3, se obtuvo la tabla 3.4:

Tabla 3.4 En esta tabla se exponen los datos de las aceleraciones normal, tangencial y total del punto tangente entre el cable de acero y la polea excéntrica, sin embargo la única aceleración importante de estas tres es la aceleración tangencial, ya que es la aceleración que se usará como aceleración lineal para el conjunto de pesas.

POLEA EXCÉNTRICA				PUNTO TANGENTE EN LA POLEA			
α	θ	T prom	S	Acel prom	Radio	Acel tang	Acel norm
(rad/seg ²)	(°)	(seg)	(mm)	(mm/s ²)	(mm)	(mm/s ²)	(mm/s ²)
0	0	0	0	0	238.24	0	0
3.004	2	0.1079	8.301	713.00	237.18	712.57	24.94
2.915	4	0.1751	16.570	691.28	236.15	688.29	64.20
5.969	6	0.2195	24.800	1411.12	235.15	1403.53	146.21
7.162	8	0.2533	32.999	1691.39	233.55	1672.67	250.91
8.318	10	0.2810	41.168	1975.84	233.22	1939.96	374.86
6.381	12	0.3055	49.298	1556.40	232.31	1482.33	474.41
5.760	14	0.3279	57.399	1445.24	230.8	1329.38	567.00
5.512	16	0.3487	65.482	1426.87	229.95	1267.56	655.17
5.490	18	0.3682	73.526	1463.10	229.75	1261.33	741.43
3.394	20	0.3869	81.542	1113.44	228.97	777.08	797.44
4.890	22	0.4048	89.540	1419.04	228.23	1115.99	876.50
1.324	24	0.4224	97.510	949.21	227.53	301.15	900.17
5.163	26	0.4392	105.454	1529.25	226.87	1171.37	983.10
2.562	28	0.4557	113.380	1178.42	226.25	579.63	1026.01
0.276	30	0.4721	121.280	1034.82	225.68	62.22	1032.95
2.236	32	0.4881	129.164	1182.91	225.14	503.51	1070.40
-0.388	34	0.5042	137.031	1070.13	224.66	-87.27	1066.57
1.536	36	0.5200	144.882	1145.60	224.22	344.31	1092.64
3.177	38	0.5355	152.717	1346.87	223.83	711.20	1143.79
1.974	40	0.5508	160.537	1256.19	223.49	441.10	1176.20
-3.363	42	0.5664	168.342	1352.08	223.2	-750.56	1124.63
-7.467	44	0.5828	176.141	1945.24	222.96	-1664.91	1005.99
5.858	46	0.5986	183.925	1704.26	222.76	1304.93	1096.20
1.597	48	0.6142	191.715	1176.56	222.63	355.48	1121.58
-12.293	50	0.6313	199.489	2886.59	222.54	-2735.73	920.97
-2.109	52	0.6488	207.249	1004.65	222.43	-469.12	888.39
-5.475	54	0.6672	215.023	1457.85	222.53	-1218.34	800.60
-7.509	56	0.6872	222.785	1804.13	222.6	-1671.57	678.78
-5.750	58	0.7087	230.551	1408.00	222.64	-1280.29	585.94
-6.555	60	0.7325	238.312	1537.14	222.87	-1460.87	478.17
-5.968	62	0.7592	246.077	1386.57	223.5	-1333.92	378.47
-6.651	64	0.7914	253.918	1509.11	223.39	-1485.83	264.05
-8.475	66	0.8600	261.658	1896.41	223.66	-1895.55	56.93
-1.804	68	0.9860	269.469	403.87	223.7	-403.51	17.20
19.482	70	1.0218	277.280	4361.77	223.62	4356.58	212.67

El dato interesante de la tabla anterior (tabla 3.4) es la relación entre las aceleraciones angulares de la leva excéntrica y la lineal del conjunto de pesas. Esto resumido en la gráfica 3.7.



Gráfica 3.7 T vs Aceleración angular y aceleración lineal

Hasta esta línea se habló del análisis cinemático aplicado a el aparato de ejercicio, pero también se debe agregar el análisis del movimiento angular de la pierna del usuario, que para efectos de realizar un rediseño a dicho aparato, es una información valiosa; sin embargo, dicho análisis no se incluye debido a que es redundante escribirlo, ya que las velocidades angulares desplegadas por la pierna son las mismas que las de la polea excéntrica.

En el siguiente capítulo si se expondrán algunas características de la pierna del usuario, porque el siguiente es un análisis de fuerzas y momentos y cada una de las partes involucradas en este estudio, implicaran tomarlas en cuenta.

CAPITULO IV ANÁLISIS CINÉTICO

Cuando se dice análisis cinético, se refiere al análisis de las fuerzas y momentos involucrados en el movimiento de la polea excéntrica y en general del *conjunto mecánico*¹; así como un análisis de la fuerza y momentos desarrollado por los músculos del usuario. El *análisis de las fuerzas* se realiza para cada conjunto por separado, y el *análisis de momentos* se realiza incluyendo todos los elementos mismo tiempo, debido a que los cuerpos sujetos a rotación, giran alrededor de un mismo eje.

IV.1. Análisis de Fuerzas.

a) Conjunto mecánico

Se sabe que para encontrar la fuerza con la que un cuerpo inicia un movimiento, se debe saber su masa y la aceleración con la que se mueve, expresada con la segunda ley de Newton:

$$\Sigma F = ma$$

Por lo tanto para saber la fuerza **T** necesaria para poner en movimiento al conjunto de pesas se hace un balance de fuerzas, auxiliándose con el *diagrama de cuerpo libre* (DCL) del conjunto de pesas (figura 4.1), como se indica a continuación.

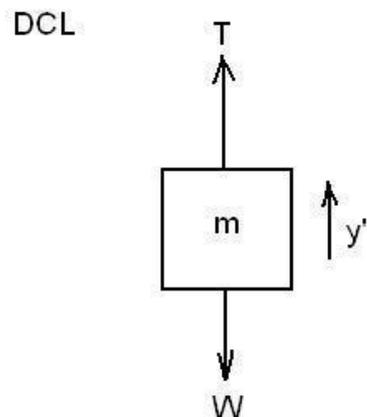


Figura 4.1 Diagrama de cuerpo libre del conjunto de pesas

Donde: T = tensión del cable de acero
 y'' = aceleración del conjunto de pesas
 m = masa del conjunto de pesas
 W = peso del conjunto de pesas

Entonces queda:

$$\Sigma F = ma$$

$$T = W + ma$$

$$T = mg + my''$$

$$T = m(g + y'') \text{ -----(4.1)}$$

¹ En adelante se referirá como *conjunto mecánico* a todos los elementos mecánicos que inicien un movimiento cuando se aplique una fuerza al cojín de apoyo.

En la expresión anterior, el valor de la aceleración gravitatoria, g es igual a 9.78 [N] ya que el análisis se desarrolló en la Ciudad de México, y la aceleración y'' es la que se encuentra en la columna de aceleración tangencial de la tabla 3.4 del capítulo III.

b) Usuario

En el capítulo I se explicó que la fuerza ejercida por el músculo cuádriceps esta dada por la contracción de sus fibras musculares; esta contracción se realiza en la dirección paralela al eje longitudinal del muslo, de modo que la fuerza provocada también esta en esa misma dirección. La fuerza F que actúa en la línea transversal al eje de la pierna y que oprime al cojín de apoyo esta directamente relacionada con la fuerza F_m (desarrollada por el músculo cuádriceps) por la relación de palancas “ d ” y “ b ” con centro en la rodilla (figura 4.1a). Como se puede suponer, la fuerza F debe ser diferente a medida que el ángulo θ crece (figura 4.1b).

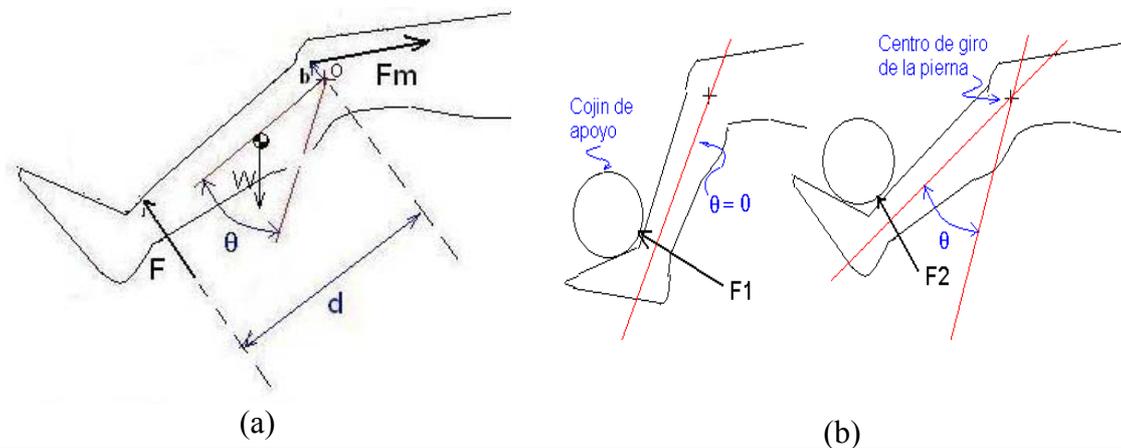


Figura 4.1 Diagrama de cuerpo libre de la pierna (a) y esquema del movimiento de la pierna (b)

Donde: F = fuerza ejercida en el cojín de apoyo

d = distancia entre la línea de acción de F y el centro de giro de la pierna

F_m = Fuerza desarrollada por los músculos del usuario

b = distancia entre el punto de inserción del cuádriceps y el centro de giro de la pierna

Así que la relación entre F y F_m (en un análisis estático) se representa por la expresión siguiente:

$$Fd + W\cos\theta = F_m b$$

La fuerza necesaria para levantar el conjunto de pesas debe ser diferente en cada momento para romper la inercia del conjunto mecánico. Debido a esto, un aspecto importante del análisis cinético, es la comparación de la fuerza F (ejercida en el cojín de apoyo) con la fuerza T vista en inciso anterior (vea figuras 4.1a y 4.1b).

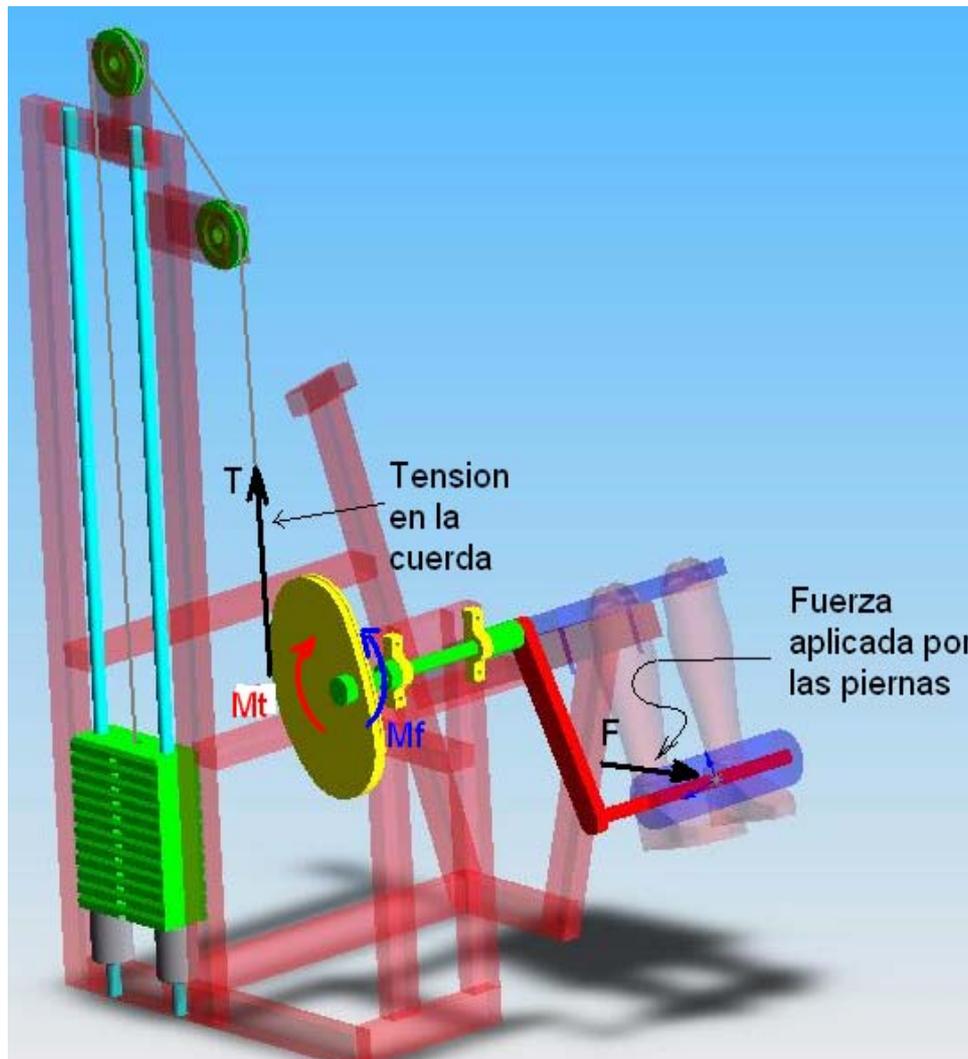


Figura 4.2 Esquema de las líneas de acción de pares y fuerzas

IV.2. Análisis de momentos

El torque necesario para girar al *conjunto mecánico* se halla con ayuda del DCL de la polea excéntrica (figura 4.3)

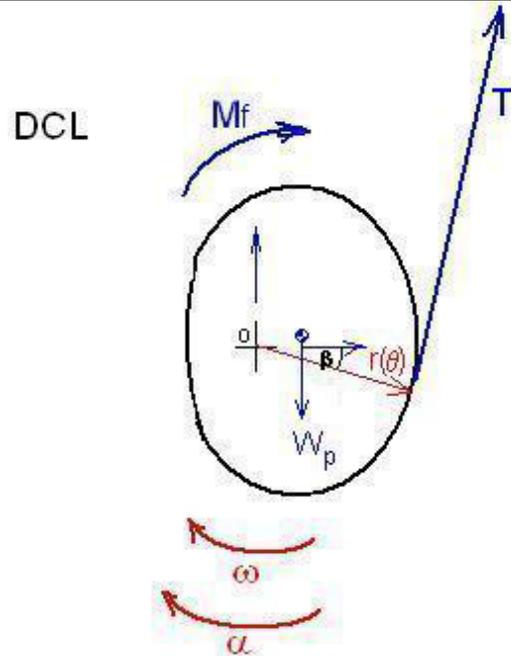


Figura 4.3 Diagrama de cuerpo libre de la polea excéntrica
 Donde: T = fuerza de tensión en el cable de acero
 M_f = momento torsor provocado por la fuerza F
 r(θ) = radio de la polea en función del ángulo theta
 ω = velocidad angular de la polea
 α = aceleración angular de la polea
 W_p = Peso de la polea excéntrica y conjunto mecánico

Tomando lo anterior en cuenta, se elabora el siguiente Balance de Momentos:

$$\sum M_o = I_{mec} \alpha$$

$$M_f + W_p d_p \cos \beta - Tr(\theta) = I \alpha$$

$$M_f = Tr(\theta) - W_p d_p \cos \beta + I_{mec} \alpha$$

$$Fd = Tr(\theta) - W_p d_p \cos \beta + I_{mec} \alpha \text{ ----- (4.2)}$$

- Donde:
- I_{mec} = Momento de inercia de la polea excéntrica y conjunto mecánico
 - F = Fuerza aplicada en el cojín de apoyo
 - d = Distancia del origen a la línea de acción de F
 - α = Aceleración angular de la polea excéntrica (ubicada en la primera columna de la tabla 3.4 del capítulo III).
 - W_p = Peso de la polea excéntrica y conjunto mecánico
 - d_p = Distancia del origen al centro de masa de la polea excéntrica
 - β = Ángulo θ mas una tara debido a que el centroide no se encuentra en cero grados

El par de piernas del usuario forma un cuerpo con masa, por eso es que también debe considerarse un balance de momentos alrededor de la rodilla.

$$\begin{aligned} \sum M_o &= I_{pierna} \alpha \\ F_m b - Fd - Wd_c \text{sen}\theta &= I_{piern} \alpha \\ F_m b &= Fd + Wd_c \text{sen}\theta + I_{piern} \alpha \text{-----(4.3)} \end{aligned}$$

Donde: I_{pierna} = Momento de inercia de masa de la pierna y pie respecto al origen
 α = Aceleración angular de la polea excéntrica
 W = Peso de la pierna y pie
 d_c = Distancia del origen al centro de masa de la pierna y pie

Sustituyendo la ecuación (4.2) en la ecuación (4.3) se obtiene la expresión:

$$\begin{aligned} F_m b &= Tr + Wd_c \text{sen}\theta + W_p d_p \cos \beta + (I_{mec} + I_{piern}) \alpha \\ F_m(\theta) &= \frac{Tr + Wd_c \text{sen}\theta + W_p d_p \cos \beta + (I_{mec} + I_{piern})}{b} \text{-----(4.4)} \end{aligned}$$

La expresión anterior se utiliza para saber la fuerza que el musculo cuadriceps de ambas piernas necesitara desarrollar a lo largo del movimiento de extensión. Se debe notar que la letra θ ya no aparece junto a la letra r sino a la letra F_m debido a que ahora toda la expresión representa un valor que esta en función del ángulo θ .

Sustituyendo la ecuación (4.1) en la ecuación (4.4):

$$F_m(\theta) = \frac{m(g + y'')r + Wd_c \text{sen}\theta + W_p d_p \cos \beta + (I_{mec} + I_{piern})}{b} \text{-----(4.5)}$$

IV.3. Cálculo de los momentos de inercia.

Los valores I_{mec} e I_{piern} se conservan constantes en todo el tiempo, ya que no dependen del cambio del ángulo θ sino a la distribución de sus masas respectivas; por ello se utilizan dos métodos diferentes para encontrar dichos valores; un método proporcionado por un software de CAD para encontrar a I_{mec} y el método de Zatsiorsky para encontrar el centro de gravedad, masa, y momento de inercia I_{piern} de la pierna y pie del usuario.

➤ Método de Cad

Para utilizar esta herramienta es necesario contar con los elementos mecánicos que tienen movimiento rotatorio (describiendo el tipo de material utilizado, calibre, dimensiones, etc), y con un sistema de coordenadas único al que podamos referir todos

los elementos rotatorios (conjunto mecánico y del usuario). Por lo tanto, el paso siguiente es dibujar el conjunto mecánico en rotación (figura 4.4). En dicha figura se puede ver que el origen O del sistema de coordenadas se encuentra sobre el eje de rotación del conjunto rotatorio con intersección con el plano que corta al brazo de palanca en dos partes iguales, de modo que el centro de gravedad del brazo de palanca se encontrará contenido en el plano XY .

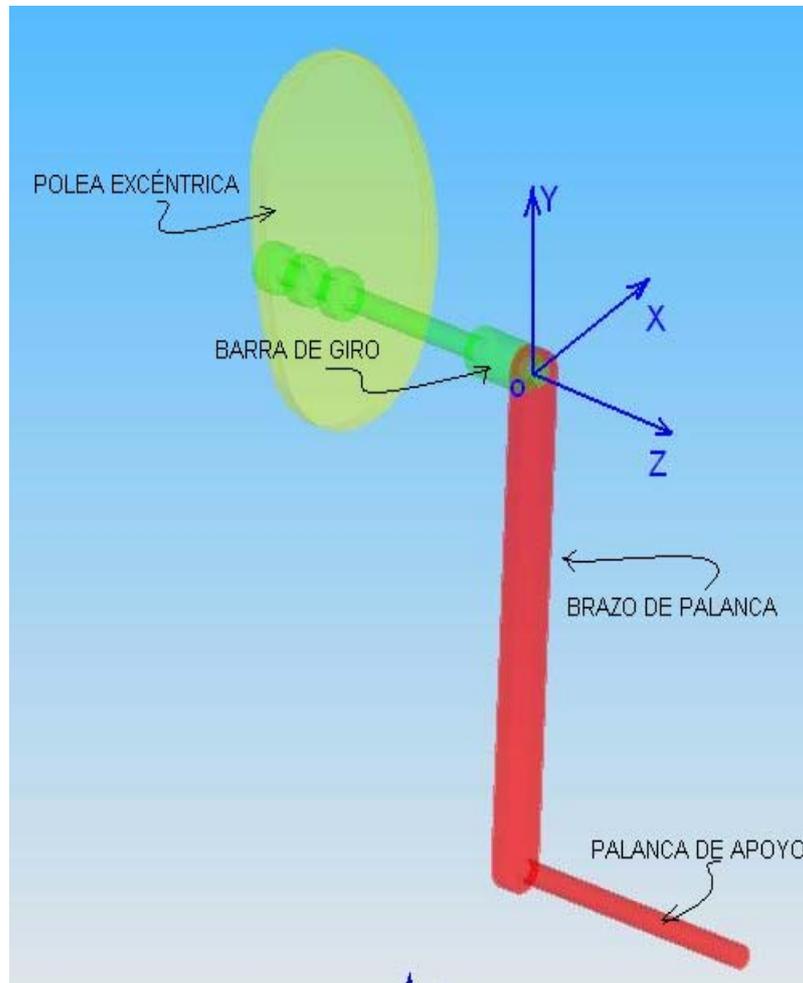


Figura 4.4 Sistema de coordenadas para realizar el cálculo del momento de inercia del conjunto mecánico

La tabla 4.1 se obtiene tras ingresar los datos correctos en el dibujo de CAD.

Tabla 4.1 propiedades del conjunto mecánico

Mass properties for component: Momento de inercia de conj rotatorio					
Input units: Metric (mm, kg)					
Output units: Metric (mm, kg)					
Coordinate system: User coordinate system (UCS)					
Total parts: 3					
Summary:	Material		HSLA STEEL		
	Mass		20.41 kg		
	Volume		2603379.91 mm ³		
	Surface area		465871.33 mm ²		
	Density		7.84 g/cm ³		
	Centroid	X	57.21 mm		
		Y	-2.18 mm		
		Z	-337.94 mm		
	Mass moments of inertia	X	3047161.68 kg mm ²		
		Y	2881252.92 kg mm ²		
		Z	476800.03 kg mm ²		
	Mass products of inertia	XY	4705.74 kg mm ²		
		XZ	-465001.08 kg mm ²		
		YZ	-171587.25 kg mm ²		
	Radio of gyration	X	386.39 mm		
		Y	375.72 mm		
		Z	152.84 mm		
	Principal mass moments and axes about CG	I	738440.36 kg mm ²		
			Axis	X	0.93 mm
				Y	0.20 mm
				Z	0.31 mm
		J	622133.97 kg mm ²		
			Axis	X	-0.35 mm
				Y	0.76 mm
				Z	0.55 mm
		K	249013.90 kg mm ²		
			Axis	X	-0.13 mm
Y				-0.62 mm	
Z				0.77 mm	

➤ Método de Zatsiorsky

El método que se propone es utilizar coeficientes de ecuaciones de regresión múltiple para estimar las características de los segmentos del cuerpo de la mujer en donde se conocen su estatura y masa (tabla 4.2).

Dichas ecuaciones son de la forma $Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2$ donde X_1 es el peso en kilogramos y X_2 es la estatura en centímetros.

Tabla 4.2² Cálculo de algunas características del pie y la pierna del usuario según Zatsiorsky

MASA Kg								
	B ₀	B ₁	X ₁	B ₂	X ₂	R	σ	Y
PIE	0.829	-0.0175	52	0.0057	156	0.71	0.11	0.8082
PIERNA	-0.436	-0.011	52	0.0238	156	0.42	0.36	2.7048
CENTRO DE GRAVEDAD % (sobre el eje axial)								
	B ₀	B ₁	X ₁	B ₂	X ₂	R	σ	Y
PIE	30.25	-0.103	52	0.2	156	0.34	3.9	56.094
PIERNA	41.94	-0.102	52	0.025	156	0.42	1	40.536
Nota: El pie se mide a partir del segundo dedo La pierna se mide a partir de la tibia								
MOMENTO DE INERCIA kgm ² (respecto al eje mediolateral)								
	B ₀	B ₁	X ₁	B ₂	X ₂	R	σ	Y
PIE	-61.4	0.348	52	0.406	156	0.72	40	20.032
PIERNA	-943.3	-2.51	52	8.47	156	0.7	62.2	247.5

La nota de la tabla 4.2 indica que el centro de gravedad del pie se encuentra en un porcentaje de 56.094 sobre el eje axial del pie (que va del segundo dedo al talón) por lo que si se traduce en centímetros corresponde a 13.30 cm y el centro de gravedad de la pierna se encuentra en el porcentaje 40.536 del eje axial (que va de la tibia al tobillo) que traducido en centímetros corresponde a 12.16 cm. Entonces, para encontrar el centro de masa de la pierna y pie en conjunto, se utiliza en siguiente DCL (figura 4.5).

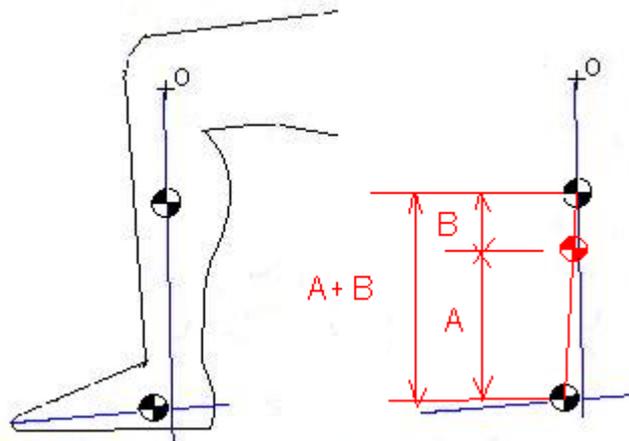


Figura 4.5 Centros de gravedad del pie y la pierna

El centro de masa total se encuentra sobre un eje imaginario que parte del centro de masa de la pierna y termina en el centro de masa del pie. La distancia A+B es igual a 17.975 cm. Por otro lado, igualando los momentos producidos alrededor del centro de masa total, también se sabe que:

² Es importante hacer notar que la tabla 4.2 refleja las dimensiones de los segmentos de cuerpo, pero solo como una aproximación, ya que los coeficientes B fueron obtenidos a partir de un estudio de muchos individuos diferentes.

$$\begin{aligned} 0.8082 A &= 2.7048 B \\ \text{Despejando:} \quad B &= 0.299 A \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Si se sabe que:} \quad A+B &= 17.975 \\ \text{Sustituyendo a B:} \quad A + 0.299 A &= 17.975 \\ \text{Por lo tanto:} \quad A &= 13.842 \\ B &= 4.133 \end{aligned}$$

El centro de masa total se encuentra sobre un eje auxiliar que se dibujó en color rojo, sin embargo, debido a que el ángulo que lo separa del eje axial de la pierna es muy pequeño, se supondrá que es el mismo, de modo que el centro de masa total se encuentra a 16.293 cm de la tibia sobre el eje axial de la pierna.

Del mismo modo, la tabla 4.3 indica que los momentos de inercia de masa del pie y de la pierna se encuentran respecto al eje mediolateral pero aplicados en su centro de masa respectivo, entonces debemos transportarlos al centro de rotación, al cual ya anteriormente se ha llamado *origen*. Para ello se utiliza el *teorema de los ejes paralelos*.

$$I_o = I_{\text{pierna}} + m_{\text{pierna}}r_1^2 + I_{\text{pie}} + m_{\text{pie}}r_2^2$$

Donde: I_{pierna} = Momento de inercia de masa de la pierna respecto a su centro de masa
 m_{pierna} = Masa de la pierna
 r_1 = Distancia entre el origen y el centro de masa de la pierna
 I_{pie} = Momento de inercia de masa del pie respecto a su centro de masa
 m_{pie} = Masa del pie
 r_2 = Distancia entre el origen y el centro de masa del pie

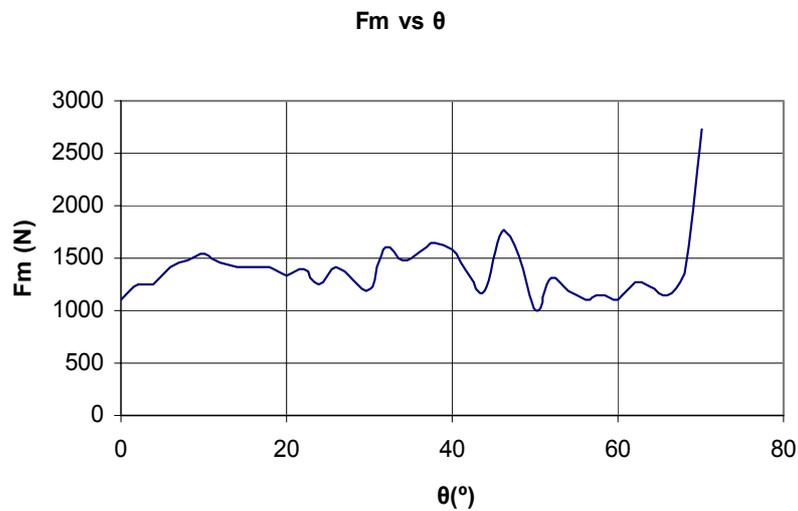
$$I_o = ((247.5/100^2) + (2.7048 * 0.1216^2) + (20.032/100^2) + (0.8082 * 0.30135^2))(2) = 0.28008 \text{ kgm}^2$$

Si se toman los resultados de las tablas anteriores como válidos, se pueden sustituir en la ecuación (4.5) y obtener una nueva tabla (tabla 4.3) que englobe las fuerzas desarrolladas por el par de piernas a medida que el ángulo θ cambia:

Tabla 4.3 Datos y resultados de la ecuación 4.5

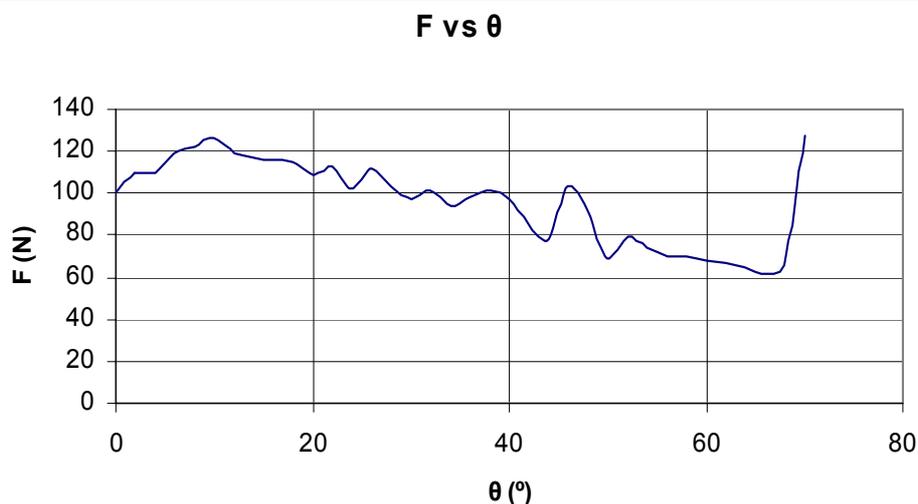
θ	y''	r	b	I_{mec}	I_{pierna}	α	W	dc	Wp	dp	Fm
grad	m/s ²	m	m	kgm ²	kgm ²	rad/s ²	N	m	N	m	N
0	0	0.238	0.021	0.4768	0.28	0	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1098.55
2	0.713	0.237	0.021	0.4768	0.28	3.0043	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1254.33
4	0.691	0.236	0.021	0.4768	0.28	2.9146	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1256.32
6	1.411	0.235	0.021	0.4768	0.28	5.9686	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1412.54
8	1.691	0.234	0.021	0.4768	0.28	7.1619	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1474.51
10	1.976	0.233	0.021	0.4768	0.28	8.3182	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1538.01
12	1.556	0.232	0.021	0.4768	0.28	6.3808	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1448.66
14	1.445	0.231	0.021	0.4768	0.28	5.7599	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1421.59
16	1.427	0.23	0.021	0.4768	0.28	5.5123	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1414.17
18	1.463	0.23	0.021	0.4768	0.28	5.49	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1418.85
20	1.113	0.229	0.021	0.4768	0.28	3.3938	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1325.45
22	1.419	0.228	0.021	0.4768	0.28	4.8898	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1396.61
24	0.949	0.228	0.021	0.4768	0.28	1.3236	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1242.58
26	1.529	0.227	0.021	0.4768	0.28	5.1632	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1411.67
28	1.178	0.226	0.021	0.4768	0.28	2.5619	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1297.67
30	1.035	0.226	0.021	0.4768	0.28	0.2757	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1205.64
32	1.183	0.225	0.017	0.4768	0.28	2.2364	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1602.09
34	1.07	0.225	0.017	0.4768	0.28	-0.389	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1472.31
36	1.146	0.224	0.017	0.4768	0.28	1.5356	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1559.27
38	1.347	0.224	0.017	0.4768	0.28	3.1774	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1641.11
40	1.256	0.223	0.017	0.4768	0.28	1.9737	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1574.53
42	1.352	0.223	0.017	0.4768	0.28	-3.363	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1333.42
44	1.945	0.223	0.017	0.4768	0.28	-7.467	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1180.05
46	1.704	0.223	0.017	0.4768	0.28	5.858	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1755.8
48	1.177	0.223	0.017	0.4768	0.28	1.5967	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1519.61
50	2.887	0.223	0.017	0.4768	0.28	-12.29	34.357	0.1629	199.61	0.0573	997.117
52	1.005	0.222	0.017	0.4768	0.28	-2.109	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1320.39
54	1.458	0.223	0.017	0.4768	0.28	-5.475	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1187.68
56	1.804	0.223	0.017	0.4768	0.28	-7.509	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1106.96
58	1.408	0.223	0.017	0.4768	0.28	-5.751	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1147.01
60	1.537	0.223	0.017	0.4768	0.28	-6.555	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1106.22
62	1.387	0.224	0.015	0.4768	0.28	-5.968	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1268.66
64	1.509	0.223	0.015	0.4768	0.28	-6.651	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1224.73
66	1.896	0.224	0.015	0.4768	0.28	-8.475	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1142.8
68	0.404	0.224	0.015	0.4768	0.28	-1.804	34.357	0.1629	199.61	0.0573	1353.53
70	4.362	0.224	0.015	0.4768	0.28	19.482	34.357	0.1629	199.61	0.0573	2730.09

De la tabla anterior se toman los datos de la posición angular contra la fuerza F_m y se obtiene la gráfica 4.1.



Gráfica 4.1 θ contra F_m

La gráfica anterior pertenece a la fuerza F_m que desarrolla el músculo cuádriceps del par de piernas del usuario, sin embargo, la literatura únicamente presenta información de la fuerza en la región crural, que es donde se colocan los dinamómetros (por ejemplo el aparato CYBEX). Debido a lo anterior, para hacer una comparación con la información proporcionada por el CYBEX, la gráfica 4.1 se transforma a la gráfica 4.2, que expone la curva de θ vs F.* Para esto, se despeja a F de la ecuación (4.3).



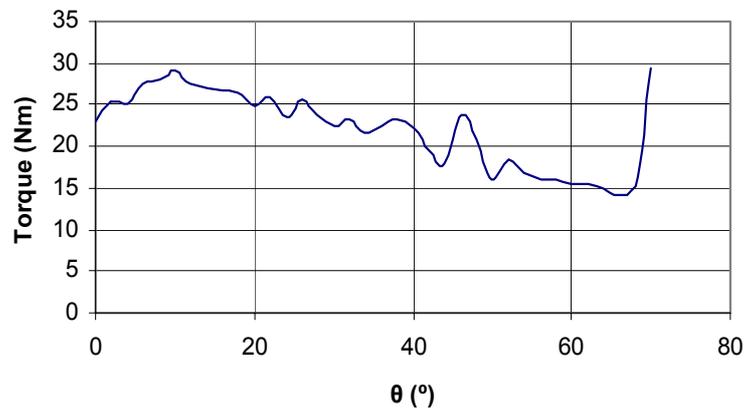
Gráfica 4.2 θ contra F

Ahora bien, el torque necesario T_m para mover al conjunto mecánico es igual al producto de la fuerza F por el brazo de palanca d que va del cojín de apoyo al eje de rotación y esta distancia es igual a 23 centímetros. Por otro lado, el torque T_m también es igual al producto de la fuerza de tensión T por el radio de la polea excéntrica r(θ).

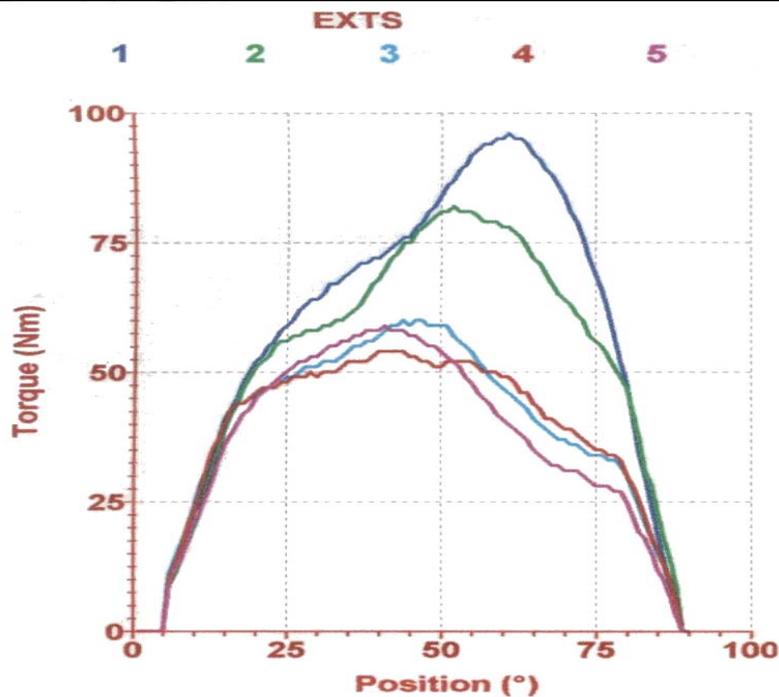
* No debe olvidarse que F es la fuerza en la región crural con línea de acción perpendicular a la pierna hacia el cojín de apoyo.

Evidentemente, si se quiere mejorar el diseño mecánico de este equipo, lo único que se puede cambiar es la geometría de la polea excéntrica además de los parámetros que tienen que ver con la ergonomía, así que será interesante comparar la gráfica de torque obtenidas de los datos recabados (gráfica 4.3) contra la gráfica de torque proporcionada por el equipo CYBEX (gráfica 4.4).

θ vs Torque



Gráfica 4.3 θ contra torque (aparato de gimnasio)



Gráfica 4.4 θ contra torque (CYBEX)

Como se mencionó en el capítulo I, el funcionamiento del CYBEX NORM es un poco diferente al equipo de gimnasio al cual se analizó, ya que el CYBEX utiliza un dinamómetro rotacional, lo cual quiere decir que si dicho equipo tuviera una polea con la cual levantar un conjunto de pesas, ésta sería concéntrica.

Los valores que se observan en la gráfica 4.4 son valores extremos, es decir, son los máximos que el usuario pudo desarrollar, por lo que en realidad lo que interesa a este análisis es la forma que toma la curva. Esta gráfica, se tomó de cinco repeticiones de extensión de la pierna del usuario, los colores de las curvas corresponden al número de repetición que se indica sobre la gráfica. Si se observa la repetición tres, se puede ver que el máximo torque sucede entre la posición angular de 30 y 60 grados que dista mucho de la curva obtenida del equipo de gimnasio (grafica 4.3), en donde el máximo torque sucede entre los 25 y los 30 grados. De modo que en el siguiente capítulo se harán algunas conclusiones.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y COMENTARIOS

V.1. Análisis de la evolución del torque

Con el CYBEX se logró obtener el torque que desempeñó el muslo durante la extensión de la pierna en posición sedente comportándose de la siguiente forma:

- El torque generado durante los primeros grados de movimiento de 0° a 10° y los últimos 60° a 70° es de un valor bajo (aproximadamente de 30 N.m).
- Los valores de mayor toque se presentan entre 10° y 60° (aproximadamente de 90 N.m).

Con el aparato de ejercicio la gráfica de torque obtenida se comportó como sigue:

- El valor máximo (30 N.m) lo alcanzó en los 10° aproximadamente y fue decayendo gradualmente hasta los 70°, con excepción de un pico considerable (24 N.m) alrededor de los 50°.

Con lo anterior se puede decir que:

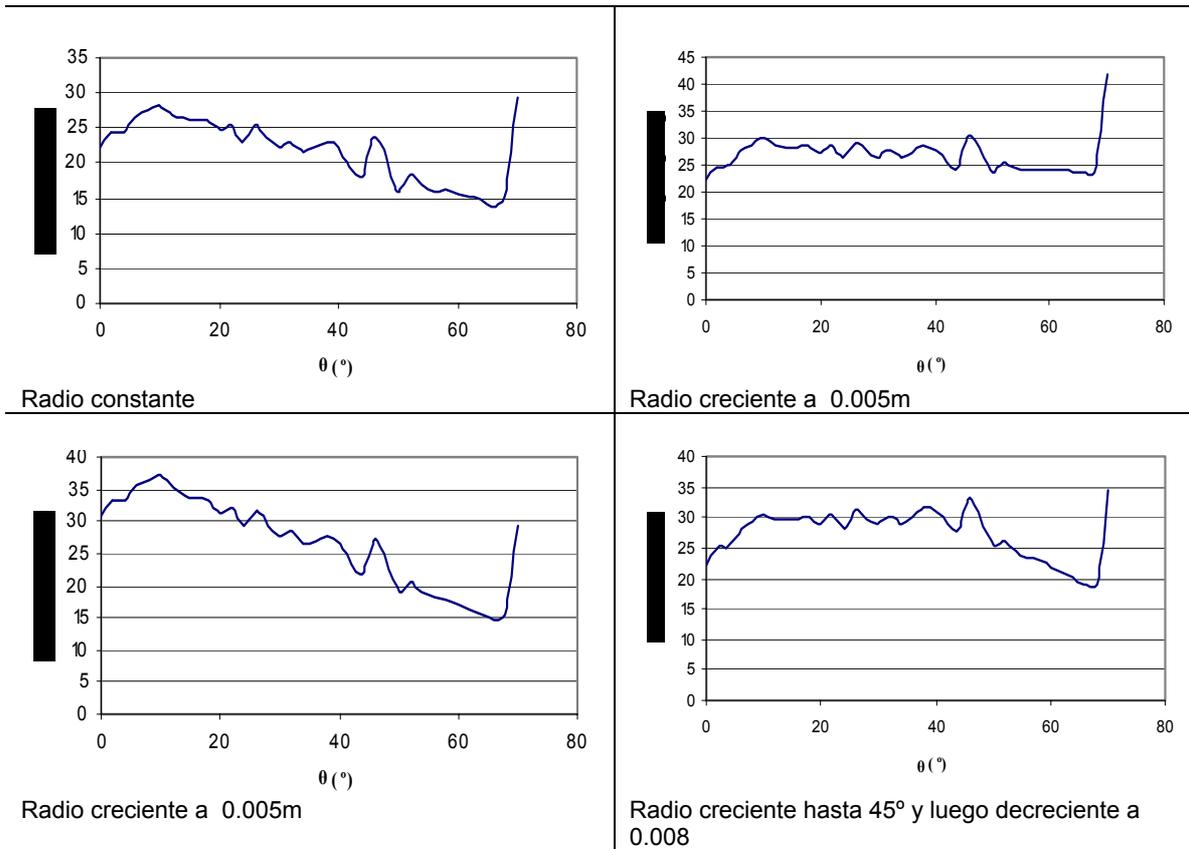
Se identificó la región angular en la cual debe oponerse la mayor resistencia contra la fuerza muscular, por ello el primer paso para mejorar el diseño será cambiar la geometría de la polea excéntrica.

La manera en como se propone el diseño de la geometría es la siguiente: los radios r_i que hacen las veces de brazo de palanca, habrán de tener una distribución diferente. Debido a que el esfuerzo en el cuádriceps debe ser gradual, se comenzará con un radio pequeño en la posición de cero grados y se deberá aumentar progresivamente hasta los 45 grados, y de ahí en adelante disminuirlo hasta llegar nuevamente al radio inicial en la posición de 90 grados.

La región de 90 a 360 grados de la polea excéntrica no es necesaria acotarla, ya que esta parte de polea no hace ningún trabajo, sin embargo si debe tomarse en cuenta porque la omisión de ella ayuda en el ahorro de material, además de que cambia el momento másico de inercia I_{mec} y la ubicación del centro de masa. La propuesta de este trabajo es que dicha región se disminuya a la cantidad mínima de material, tomando en cuenta que debe hacerse gradualmente y que el radio mínimo deberá estar al extremo opuesto de la posición angular de radio máximo, es decir, en la posición 225 y 45 grados respectivamente.

Sin embargo lo escrito en los dos anteriores párrafos es subjetivo, ya que el enfoque que se le dio es meramente mecánico; y cambiará la forma del perfil de la polea excéntrica si el enfoque es médico (rehabilitación, monitoreo), deportivo (fisiculturismo, soccer, natación, etc.) o estético.

Variando el radio de la polea excéntrica se obtienen las siguientes gráficas de torque:



Curvas de torque variando el radio de la polea excéntrica

Como puede verse en las gráficas anteriores, se puede jugar con la longitud del radio de la polea para obtener distintas gráficas de torque, de tal forma que se podrá diseñar un perfil de acuerdo a las necesidades de ejercitación.

V.2. Ergonomía

Otra propuesta de mejora al equipo tiene que ver con la comodidad, del usuario al utilizar dicho aparato, por ejemplo, el equipo original, cuenta con tubos a los lados del asiento, en donde el usuario puede sujetarse con las manos para oprimir su cuerpo contra el asiento y de esta manera evitar deslizamientos. Estos tubos se encuentran soldados a la estructura del equipo y no pueden acomodarse según la longitud de los brazos del usuario; conviene hacerlos móviles con un grado de libertad hacia arriba y abajo.

Otro ejemplo es la posición del asiento. El asiento tiene una posición rígida y tampoco permite en la mayoría de los casos la coincidencia del eje de rotación del conjunto mecánico con el eje de rotación de la articulación tibiofemoral, por lo que también se propone hacerlo móvil en dos grados de libertad sobre el plano sagital.

V.3. Sobre las mediciones del método por video

Se apoyó en este método para determinar el número de ciclos de trabajo promedio realizados por cada usuario utilizando el equipo de gimnasio, los tiempos y velocidades aproximadas. Gracias a éste medio se pudo identificar los parámetros que intervienen y así poder hacer ciertas consideraciones para realizar la medición. Los datos de desplazamiento que se obtuvo con éste método no fueron los suficientes como para poder decir que era muy apegado a un comportamiento real, ya que los incrementos de velocidad que se podían apreciar eran demasiados espaciados que no permitían obtener una información seria del movimiento; dicho de otra manera, sólo sirvió para darse una idea del comportamiento del movimiento con dicho aparato y determinar una estimación estándar o patrón para un análisis posterior.

Con el video si hay forma de obtener mayor resolución, pero se necesita realizar un proceso de digitalización de imágenes aunado a eso el uso de un software alterno para procesar el mayor número de tomas en un intervalo de tiempo muy pequeño y poder obtener un dato más apegado a la realidad. Pero aún así, aunque se contara con dicha tecnología se necesitará invertir más tiempo y dinero para poder procesar cada imagen o nuevamente contar el un apoyo de un equipo para poder procesar cada imagen en el menor tiempo. Debido a que el número de muestras tomadas en cada ciclo y cada experimento hace muy grande el trabajo.

V.4. Sobre la aplicación del equipo CYBEX NORM

Con éste equipo es muy ventajoso trabajar, ya que refleja a grosso modo las capacidades máximas a las que puede someterse una extremidad (o más bien, la respuesta a las exigencias del equipo). Corre el riesgo de que cuando se está forzando a la extremidad cumplir con una rutina determinada se lastimara dicho miembro. Sin embargo, faltaría determinar con éste equipo el comportamiento natural del miembro de estudio, verlo trabajar bajo un movimiento libre de carga.

Todavía se podría obtener más información útil con éste equipo, variando más factores como son; determinar diferentes tipos de rutinas de trabajo (la combinación de velocidades y cargas), trabajar con un población representativa durante un tiempo determinado e ir viendo su evolución o cambios significativos, trabajar a la misma hora y bajo las mismas condiciones.

El grado de hiperextensión en una prueba de la rodilla se ve afectado por la velocidad de la prueba. A velocidades de prueba netas, es posible que no se pueda advertir ninguna hiperextensión. A mayores velocidades, la inercia de la extremidad tiende a ayudar a los músculos que están contrayendo a superar la resistencia pasiva de la piel las estructuras articulares de tal manera que puede ocurrir hiperextensión significativa. También es posible que el muslo se eleve ligeramente de la silla durante pruebas a alta velocidad.

ANEXO A1

Tabla A1. Medidas somatométricas en el hombre y la mujer y aplicaciones de ellas

MEDIDAS TOMADAS EN POSICIÓN DE PIE	
Descripción	Aplicación
<p>PESO Los sujetos deben llevar ropa ligera, vaciar sus bolsillos y despojarse de objetos pesados, como: zapatos, equipo de protección, herramienta, adornos, etc. Al redactar el informe debe señalarse cuál es el tipo de ropa que se conservó, por ejemplo: Pantalón de algodón, calzoncillos y calcetines.</p>	<p>Es útil para la determinación de los límites de seguridad de carga en distintos tipos de estructuras y maquinaria, por ejemplo: plataformas o ascensores. Si se considera al peso como referente de diseño, no debe olvidarse que, con frecuencia, el criterio operativo es la impulsión, entendida como el producto de la masa por la velocidad, y no el peso estático.</p>
<p>ESTATURA Se registra en milímetros. Es la distancia del piso a la parte más alta de la cabeza</p>	<p>Se emplea como referente de alturas mínimas por arriba de la cabeza del sujeto, quicios de puertas, techos de cabinas, en salidas de emergencia y otras. Se recomienda tomar en cuenta la altura de los cascos de seguridad en el diseño de espacios, donde su uso sea frecuente u obligatorio.</p>
<p>ALTURA DEL OJO Se registra en milímetros. Se toma en el borde inferior y lateral del ojo.</p>	<p>Determina el horizonte óptico de las personas en posición de pie. Como criterio de diseño debe evitarse los movimientos extremos o repetitivos del cuello, así como tomar en cuenta que una desviación de 5 grados con respecto al eje óptico dificulta la agudeza visual. Se considera que 30 grados hacia abajo o 15 grados hacia arriba, son los extremos máximos para la rotación cómoda del ojo. Los displays de seguridad o que requieran de lectura inmediata deben estar sobre el horizonte óptico.</p>
<p>ALTURA DEL MENTÓN Se registra en milímetros.</p>	<p>Se utiliza para el diseño de cascos y caretas de protección.</p>
<p>ALTURA DEL HOMBRO Se registra en milímetros.</p>	<p>Este punto limita el borde superior de polígono de coordinación viso - manual para trabajo fino. También se considera que cualquier peso que se levanta por arriba de este punto, representa una sobrecarga estática.</p>
<p>ALTURA DEL CODO Se registra en milímetros. Se coloca el codo del sujeto en ángulo recto, con el brazo paralelo al plano sagital.</p>	<p>Este punto limita el borde inferior del polígono de coordinación viso - manual, con importancia para la determinación de la altura de planos de trabajo. Si dicho plano implica la aplicación de fuerza mediante el apoyo del cuerpo, (por ejemplo planchar la ropa), se recomienda situar su altura entre 5 y 7 centímetros por abajo del codo. Si el plano es para reposo (por ejemplo los brazos de un sillón) o para trabajo fino (por ejemplo escribir), se recomienda colocarlo a la altura del codo o ligeramente por arriba.</p>
<p>ALTURA INFERIOR DE PRESIÓN EN POSICIÓN DE PIE Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. El sujeto deja su brazo péndulo y paralelo al plano sagital, en la mano empuña un lápiz paralelo al plano horizontal. Se mide la altura del piso a la punta de dicho lápiz.</p>	<p>Esta medida determina la altura de las asas o empuñaduras, por ejemplo de: carretillas, carros de manos, maletas o andas.</p>
<p>ALTURA AL TROCÁNTER Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Se toma al borde lateral del trocánter mayor. La ubicación de este punto se dificulta en personas obesas, por lo que es</p>	<p>Establece el punto de giro del cuerpo hacia el frente para trabajos en los que debe flexionarse el tronco. Se recomienda que la flexión no exceda los 10 grados y que no sea repetitiva ni mayor de dos veces por minuto. Se considera como factor de sobrecarga a las</p>

necesario que quien mide coloque sus dedos sobre esa zona, mientras el sujeto hace movimientos de flexión y rotación del muslo, lo que facilita la identificación del trocánter mayor.	inclinaciones mayores de 21 grados y que se realiza más de tres veces por minuto.
ALCANCE MÁXIMO VERTICAL Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Se fija una cinta métrica metálica a la pared y se coloca al sujeto frente a ella, empuñando un lápiz, mientras las puntas de sus pies se colocan a 5 centímetros de distancia. Se le pide que coloque la punta del lápiz sobre la cinta métrica, cuidando que no se estire ni levante los pies del piso. El sitio a donde llega la punta del lápiz es la medida que se registra. En el caso de personas obesas o con alteraciones corporales, se colocarán los pies de manera que alguna parte de su cuerpo tenga contacto con la pared.	Esta medida determina la altura máxima de estiba de objetos con pesos menores de 10 Kg en hombres. No debe utilizarse como referencia para la colocación de palancas o mandos de uso constante, cuyo empleo se haga en urgencias.
ALCANCE DE PRESIÓN FINA Se mide con el antropómetro equipado con dos ramas rectas, en forma de compás de corredera y se registra en milímetros. El sujeto se coloca con la espalda y talones apoyados en la pared; extiende la extremidad superior hasta que quede paralela al plano horizontal y se le pide que ponga en contacto sus dedos índice y pulgar, con la mano en pronación. La distancia se mide de la pared hasta el punto más distante del pulgar, en la posición señalada.	Este punto cierra el polígono de coordinación viso - manual y determina la posición más distante hacia el frente, a la que deben colocarse perillas o botones en displays o los productos en operaciones de ensamblado ligero.
ALCANCE DE PRESIÓN DE FUERZA Se mide con el antropómetro, equipado con dos ramas rectas, en forma de compás de corredera y se registra en milímetros. El sujeto se coloca de manera igual a la medida anterior, pero extiende la mano en pronación hacia adelante, sosteniendo un lápiz en su puño. La medida es la distancia entre la pared y la punta del lápiz.	Esta medida determina la colocación más anterior de palancas o volantes que requieran el uso de fuerza del operador. Para aquellos volantes que requieran de fuerza de par, la distancia debe ser más corta.
PROFUNDIDAD MÁXIMA DEL CUERPO Se mide con el antropómetro equipado con dos ramas rectas, en forma de compás de corredera y se registra en milímetros. Se coloca al sujeto de pie, con la espalda apoyada en la pared y los brazos sueltos, paralelos al eje sagital. La medida es la distancia de la pared al punto más anterior del cuerpo, cualquiera que éste sea.	Esta medida es útil para determinar el espacio anteroposterior mínimo que requieren las personas en espacios confinados, como los ascensores, el transporte colectivo o un puesto de trabajo. Se aplica también a la distancia entre el plano de trabajo y el respaldo. Esta medida es solamente una referencia mínima, ya que debe agregarse más espacio para obtener comodidad y seguridad.
MEDIDAS TOMADAS EN POSICIÓN SÉDENTE	
ESTATURA SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia del plano del asiento al plano más alto de la cabeza. Se registra de manera semejante a su homóloga tomada con el sujeto de pie (medida 2), pero desde el plano del asiento.	Medida indicativa de la altura de techos o salientes situados por encima de un puesto de trabajo que se realiza en posición sentado. Por ejemplo, los toldos o techos de vehículos. Desde luego que es un indicador al que debe darse un margen de comodidad. También debe considerarse que en algunos trabajos es necesario tomar en cuenta la altura de peinados o cascos.
ALTURA AL OJO EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia del plano del asiento a exocantion. Se registra de manera semejante a su homóloga tomada con el sujeto de pie (medida 3), pero desde el plano del asiento.	Establece el horizonte óptico en posición sentado como lo hace la medida 3 en posición de pie.

<p>ALTURA AL HOMBRO EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia del plano del asiento a exocantion. Se registra de manera semejante a su homóloga tomada con el sujeto de pie (medida 5) pero desde el plano del asiento.</p>	<p>Establece el ángulo superior del polígono de coordinación viso - manual en posición sentado.</p>
<p>ALTURA SUBESCAPULAR EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia del plano del asiento al ángulo de la escápula: vértice inferior formado por la unión del borde medial y el axilar del hueso.</p>	<p>Establece la altura máxima del borde superior del respaldo de los asientos.</p>
<p>ALTURA AL CODO EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia del plano del asiento al borde inferior del olécranon. Se registra de manera semejante a su homóloga tomada con el sujeto de pie (medida 6) pero en el plano del asiento.</p>	<p>Límite inferior del polígono de coordinación viso - motora, en posición sentado. Cuando se trabaja con los codos apoyados sobre el plano de trabajo, se recomienda que el borde de dicho plano se encuentre biselado.</p>
<p>ALTURA DE LA CRESTA ILÍACA EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia entre el plano del asiento y el borde superior y más lateral de la cresta ilíaca.</p>	<p>Determina la altura del borde inferior del respaldo de los asientos.</p>
<p>ALTURA AL MUSLO EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia del plano del asiento al punto más alto del muslo, los pies apoyándose sobre el suelo.</p>	<p>Determina que distancia debe quedar libre entre el plano del asiento y la superficie inferior del plano de trabajo, cuando el sujeto trabaja sentado. Se recomienda conceder holgura a dicho espacio.</p>
<p>ALTURA A LA RODILLA EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia del plano del asiento al punto más alto de la rodilla, tomándose sobre el fémur.</p>	<p>Cumple la misma función que la medida 19.</p>
<p>ALTURA POPLÍTEA EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro y se registra en milímetros. Es la distancia del piso al plano más bajo del hueco poplíteo estando el sujeto sentado y con el muslo flexionado en ángulo recto, en relación con la pierna.</p>	<p>Determina la altura del borde inferior del asiento, en relación con el piso. Se recomienda que el borde posterior sea menos alto que el anterior, para permitir una inclinación aproximada del asiento de 5 grados. Esta medida se corrige, procurando que entre el borde del asiento y el plano de apoyo del muslo sobre el asiento haya un espacio libre de uno a dos centímetros, cuando el sujeto tiene los pies apoyados sobre el piso. Debe considerarse la altura del calzado.</p>
<p>ANCHURA BIDELOIDEA DEL HOMBRO Se mide con el antropómetro, equipado con dos ramas rectas, en forma de compás de corredera y se registra en milímetros. Es la distancia máxima entre las partes más salientes de los músculos deltoides, cuidando de no comprimir los tejidos blandos.</p>	<p>Es la referencia para establecer el espacio lateral que requieren las personas en espacios restringidos como elevadores o el transporte público. También es útil cuando se trabaja “hombro con hombro”.</p>
<p>ANCHURA CODO-CODO Se mide con el antropómetro, equipado con dos ramas rectas, en forma de compás de corredera y se anota en milímetros. Se registra estando el</p>	<p>Tiene funciones semejantes a la medida 22. Debe utilizarse la que sea mayor de las dos.</p>

sujeto sentado, con los antebrazos en ángulo recto en relación con los brazos. La medida es la distancia entre los bordes más laterales entre los codos.	
ANCHURA A LA ALTURA DE LA CADERA EN POSICIÓN SENTADO Se mide con el antropómetro, equipado con dos ramas rectas, en forma de compás de corredera y se registra en milímetros. Se mide con el sujeto sentado y entre los planos más laterales de la cadera o del muslo, cuidando de no comprimir los tejidos blandos.	Es la referencia para calcular el ancho de la superficie del asiento, desde luego, concediendo holgura.
LONGITUD NALGA-RODILLA Se mide con el antropómetro, equipado con dos ramas rectas, en forma de compás de corredera y se registra en milímetros. Es la distancia entre el plano más posterior de la nalga hasta el más anterior de la rodilla, estando el muslo en ángulo recto, con relación al tronco. La distancia puede no ser paralela al plano horizontal.	Se emplea para determinar la profundidad mínima del espacio bajo el plano de trabajo, cuando el sujeto trabaja sentado, de tal forma que pueda colocar los muslos con comodidad. Debe calcularse suficiente holgura, considerando la longitud del pie.
LONGITUD NALGA-POPLÍTEA Se mide con el antropómetro, equipado con dos ramas rectas, en forma de compás de corredera y se registra en milímetros. Es la distancia entre el plano más posterior de la nalga al plano más posterior del hueco poplíteo, estando el muslo en ángulo recto, con relación al tronco.	Se emplea para determinar la longitud anteroposterior máxima del asiento. Conviene restarle 5 cm, para evitar que el borde anterior del asiento lastime la parte posterior del muslo, al tiempo que se permite que el sujeto recargue su espalda de manera cómoda sobre el respaldo.
MEDIDAS DE LA CABEZA	
PROFUNDIDAD ANTEROPOSTERIOR MÁXIMA DEL CRÁNEO Se mide con el compás de ramas curvas y se registra en milímetros. Es la distancia entre el plano más posterior de la cabeza y el más anterior de la frente. Puede no ser paralela al plano horizontal.	Se utiliza para el diseño de cascos y otros equipos de protección.
PROFUNDIDAD DE LA CARA Se toma con el compás de ramas curvas y se registra en milímetros. Es la distancia entre el plano más posterior de la cabeza y el más anterior de la nariz.	Se utiliza para el diseño de caretas de protección.
PERÍMETRO HORIZONTAL MÁXIMO DE LA CABEZA Se registra en milímetros con la cinta métrica metálica o de libra de vidrio. Es el perímetro máximo del cráneo tomado por arriba de los arcos supraorbitarios.	Se utiliza para el diseño de cascos de protección.
ANCHURA TRANSVERSAL MÁXIMA DE LA CABEZA Se mide con el compás de ramas curvas y se registra en milímetros. Es la distancia entre los planos más laterales de la cabeza.	Se utiliza para el diseño de cascos de protección.
ALTURA DE LA CARA Se mide con el compás de ramas curvas y se registra en milímetros. Es la distancia entre una línea horizontal imaginaria que va de los puntos más altos de las órbitas hasta el plano más bajo del mentón, medido en el plano medio sagital.	Se utiliza para el diseño de cascos y caretas de protección.

<p>ANCHURA DE LA CARA Se mide con el compás de ramas curvas y se registra en milímetros. Es la anchura máxima de la cara medida sobre los planos más laterales de los arcos cigomáticos o de los malares.</p>	Se utiliza para el diseño de cascos y caretas de protección.
MEDIDAS DE LA MANO Y DEL PIE	
<p>LONGITUD DE LA MANO Se mide con el compás de ramas rectas y se registra en milímetros. Es la distancia entre el pliegue de la piel, más proximal de la muñeca, hasta el punto más distal del dedo medio o dactilion.</p>	Se emplea para el diseño de guantes. Es la referencia para el espacio de movimiento de la mano, a partir de la muñeca.
<p>LONGITUD DE LA PALMA DE LA MANO Se mide con el compás de ramas rectas y se registra en milímetros. Es la distancia entre el pliegue de la piel, más proximal de la muñeca hasta la articulación metacarpo - falángica del dedo medio.</p>	Se emplea para el diseño de guantes y otros elementos de protección de la mano. Es la referencia para establecer el diferencial entre el movimiento de los dedos y la palma de la mano y los espacios de movimiento anteroposteriores de la mano.
<p>ANCHURA MÁXIMA DE LA PALMA DE LA MANO Se mide con el compás de ramas rectas y se registra en milímetros. Es la distancia entre los planos más laterales de la palma, perpendiculares al eje de la mano, cuidando de no comprimir los tejidos blandos.</p>	Se emplea para el diseño de guantes y otros elementos de protección de la mano. Es indicador del espacio de movimiento lateral de la mano.
<p>ANCHURA MÁXIMA DE LA MANO CON EL PULGAR Se mide con el compás de ramas rectas y se registra en milímetros. Es la distancia del plano cubital de la palma al borde más lateral del pulgar, estando dicho dedo pegado suavemente a la palma, cuidando de no comprimir los tejidos blandos.</p>	Se emplea para el diseño de guantes y otros elementos de protección de la mano.
<p>ESPESOR DE LA MANO Se mide con el compás de ramas rectas y se registra en milímetros. Es la medida del espesor máximo de la mano, medido sobre nudillos.</p>	Se emplea para el diseño de guantes y otros elementos de protección de la mano.
<p>DIÁMETRO DE EMPUÑADURA Para tomar esta medida se emplea un cono de medición y se pide al sujeto que una su pulgar e índice y recorra el cono hasta encontrar el diámetro que le permita mantener los dedos juntos, con suavidad. Se mide el diámetro del cono en ese lugar.</p>	Se utiliza como referencia para encontrar el diámetro cómodo para palancas y asas.
<p>LONGITUD DEL PIE Se mide con el compás de ramas rectas y se registra en milímetros. Es la distancia del plano más posterior del talón, el más anterior de los ortejos.</p>	Se aplica para el diseño de calzado y como referencia para el movimiento anteroposterior de los pies.
<p>ANCHURA MÁXIMA DEL PIE Se mide con el compás de ramas rectas y se registra en milímetros. Es la anchura máxima del pie, donde se le encuentre.</p>	Se aplica para el diseño del calzado y como referencia para el movimiento lateral de los pies.
<p>ALTURA DEL PIE Se mide con el compás de ramas rectas y se registra en milímetros. Es la distancia entre el piso y la parte más saliente del maleolo medial.</p>	Se aplica para el diseño de calzado y como referencia para el movimiento de los pies.

ANEXO A2

Tabla A2. Antropometría del cuerpo humano

Dimensiones en pulgadas				Agregar		
Nombre de la Dimensión	5%	50%	95%	Desviación Estándar	Ropa ligera	Ropa pesada
Peso en libras	120.5	159.1	197.5	23.36	5	10
A						
Alcance Vertical	77	82.5	88	3.33	1	1
Estatura	64.4	68.7	73	2.6	4	4
Altura de los ojos	60	64.3	68.9	--	1	1
De la pelvis al piso	29.7	32.7	35.7	1.84	1	1
Ancho de cintura	9	10.7	12.2	0.94	1	1
Ancho de cadera	11.8	13.1	14.4	0.79	1	1
B						
Ancho de cabeza	5.6	6	6.4	0.23	4	4
Distancia entre pupilas	2.2	2.4	2.7	0.16	--	--
Circunferencia de la cabeza	21.1	22.1	23.1	0.63	--	--
Circunferencia del cuello	13.4	14.7	10.1	0.82	--	--
Largo de la cabeza	7.2	7.7	8.1	0.29	4.5	4.5
Alto de la cabeza	8	8.7	9.8	--	2.5	2.5
Largo barba a punta inf. oreja	3.69	3.7	3.71	--	--	--
Punta inf. oreja a alto cabeza	4.7	5.2	5.7	0.31	2.5	2.5
Ancho de la oreja	1.3	1.4	1.6	0.11	--	--
Alto de la oreja	2.2	2.5	2.7	0.16	--	--
C						
Alcance vertical	29.4	32.5	35.7	1.91	1	1
Circunferencia del pecho	32.6	36.9	41.3	2.63	--	--
Profundidad del pecho	7.8	9.1	10.4	0.79	1	3
Circunferencia de la cintura	26.3	31.6	36.9	3.22	--	--
Altura del piso a la cintura	38.4	41.9	45.3	2.11	1	1
Profundidad de la cintura	6.7	7.9	9.5	0.9	1	2
Circunferencia de la cadera	33	37.1	41.2	2.46	--	--
Profundidad de la cadera	7.6	8.8	10.2	0.8	1	2
Circunferencia de muslo	18.7	21.8	24.9	1.89	--	--
Altura del glúteo	28.9	31.6	34.2	1.62	1	1
Circunferencia del chamorro	12.7	14.4	16.1	1.05	--	--
Circunferencia del tobillo	9.4	10.4	11.3	0.57	--	--
Altura del tobillo	2.3	2.7	3.2	--	1	1
Largo del pie	9.8	10.5	11.2	0.45	1.5	1.5
Ancho del pie	3.5	3.8	4.1	0.19	1	1
Altura del hombro	52.5	56.6	60.6	2.45	1.5	1.5
Circunferencia del antebrazo	10.2	11.6	13	0.85	--	--
Circunferencia del brazo	10.9	12.7	14.5	1.08	--	--
D						
Altura de cabeza a asiento	33.3	35.7	38.1	1.44	3.5	3.5
Altura del ojo al asiento	28.7	31	33.3	1.41	1	1.5
Ancho de hombro a hombro	16.2	17.9	19.5	1	1	3
Ancho de caderas sentado	11.9	13.4	15	0.94	1	3
E						
Largo de la mano	6.7	7.5	8.1	0.38	--	1
Ancho de la mano	3.2	0.5	3.8	0.19	--	1.5

Circunferencia de muñeca	6.2	6.7	7.3	0.34	--	--
Circunferencia de mano	7.8	8.5	9.3	0.45	--	--
Alto de la mano	1.2	1.3	1.4	0.08	--	--
F						
Altura de la rodilla	19.5	21.3	23.1	1.08	1.5	1.5
Altura de poplíteo	15.6	17.2	18.8	0.98	1.5	1.5
Largo de poplíteo a nalga	17.6	19.2	20.9	0.99	0.5	1
Largo de rodilla a nalga	21.6	23.4	25.3	1.12	1	1.5
Largo de codo a muñeca	9.9	11.3	12.7	0.84	0.5	1
Alto de muslo a asiento	5.9	0.6	7.1	--	0.5	1
Largo de hombro a codo	13.3	14.5	15.7	0.73	1	1.5
Alto del codo al asiento	7.4	9.1	10.8	1.04	0.5	0.5
Alto del hombro al asiento	22.5	24.6	26.6	1.25	1	1.5

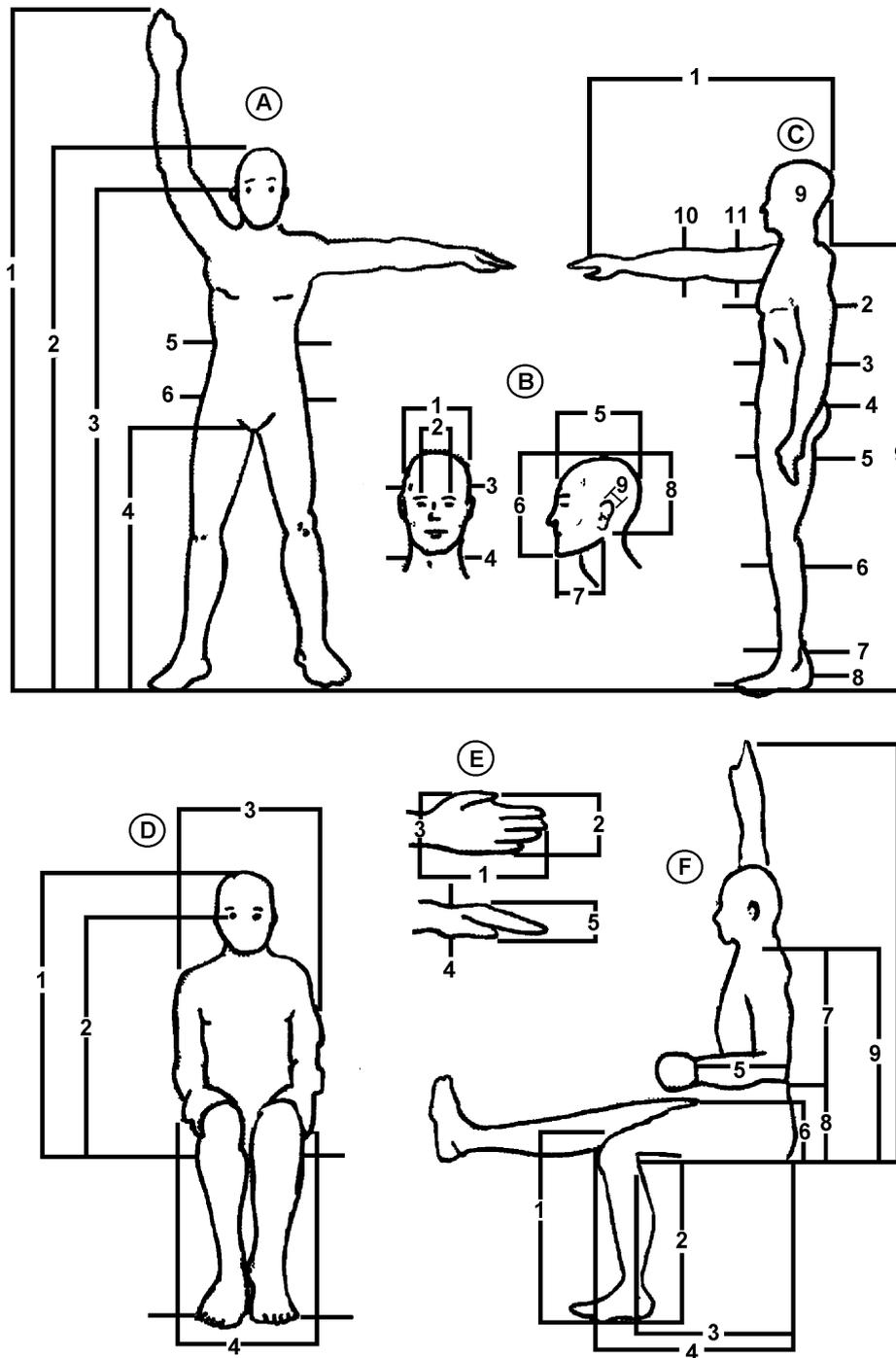


Figura A Forma de tomar las medidas. Esquemas correspondientes a la tabla A2

GLOSARIO

A

Anterior: Hacia delante, ventral; la mama está en la pared torácica anterior.

Articulación femoral : Se articulan los cóndilos de la epífisis distal del fémur con las dos superficies articulares de la tibia. La articulación tibiofemoral permite dos grados de movimientos, a saber: flexión y extensión. El movimiento de rotación es algo limitado y puede ocurrir solamente en la posición de flexión.

Articulación esférica: La cabeza de una articulación esférica encaja dentro de una cavidad cóncava. Este tipo de articulación proporciona la más grande amplitud de movimiento.

Articulación en bisagra: La superficie convexa encaja en una cavidad, y el movimiento es limitado por la flexión y extensión en un solo plano.

Articulación trocoide o rotatoria: Este tipo de articulación limita su movimiento a la rotación; la articulación está formada por una apófisis que sirve de eje, el cual gira dentro de una fosa ósea, alrededor de un eje longitudinal.

Articulación en silla de montar: En esta articulación la superficie articular es cóncava en una dirección y convexa en la otra. La otra superficie articular es recíproca, es decir, convexa-cóncava, de manera que los huesos encajan.

Articulación artrodial: Una articulación artrodial está formada por superficies planas opuestas o superficies ligeramente convexas o cóncavas, que permiten un solo movimiento de deslizamiento.

Apófisis: Parte saliente de un hueso con la que se articula con otro hueso o que sirve de inserción a un músculo.

C

Cartílago articular: es una fina capa de cartílago hialino que recubre la epífisis donde el hueso se articula con otro hueso. El cartílago reduce la fricción y absorbe choques y vibraciones.

Cavidad medular: es un espacio cilíndrico situado en la parte central en la diáfisis que en los adultos contiene la médula ósea amarilla

Cefálico: Hacia la cabeza; la cavidad torácica está en posición cefálica con respecto a la cavidad abdominal.

Cuadripces : Músculo flexor de la pierna y del muslo sobre la pelvis, se halla situado en la región anterior al muslo

Condílea: Un cóndilo de forma oval encaja en una cavidad elíptica. El movimiento es posible en dos planos en ángulos rectos, recíprocamente.

D

Diáfisis: la parte alargada del hueso.

Distal: Lejos del punto de inserción u origen; la muñeca es distal con respecto del codo.

E

Endostio: la cavidad medular está tapizada por el endostio, una membrana que contiene las células osteoprogenitoras

Epífisis: Extremos o terminaciones del hueso

F

Fémur: Hueso del muslo, el más largo y fuerte del cuerpo humano, cuya extremidad superior se articula con el hueso iliaco en cuya cavidad, denominada acetábulo, se aloja su extremo redondo, unido al cuerpo del hueso por un cuello oblicuo portador de dos trocánteres donde ven insertos los músculos. Se articula con la media por medio de dos cóndilos.

H**Hueso Compacto** (hueso cortical)

Constituye la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos así como de la parte externa de todos los huesos del cuerpo. El hueso compacto constituye una protección y un soporte. Tiene una estructura de láminas o anillos concéntricos alrededor de canales centrales llamados canales de Havers que se extienden longitudinalmente (*). Los canales de Havers están conectados con otros canales llamados canales de Volkmann que perforan el periostio. Ambos canales son utilizados por los vasos sanguíneos, linfáticos y nervios para extenderse por el hueso. Entre las láminas concéntricas de matriz mineralizada hay pequeños orificios o lacunae donde se encuentran los osteocitos. Para que estas células puedan intercambiar nutrientes con el líquido intersticial, cada lacuna dispone de una serie de canalículos por donde se extienden prolongaciones de los osteocitos. Los canalículos están conectados entre sí y, eventualmente a los canales de Havers. El conjunto de un canal central, las láminas concéntricas que lo rodean y las lacunae, canalículos y osteocitos en ellas incluidos recibe el nombre de osteón o sistema de Havers. Las restantes láminas entre osteones se llaman láminas intersticiales.

I

Inferior: Más abajo o por debajo. El pie es inferior respecto al tobillo.

L

Lateral: Hacia un lado,; fuera del lado medial; el radio es lateral con respecto al cúbito.

M

Médula ósea : Masa de tejido conjuntivo reticular que interviene en la formación de las células sanguíneas y en la degradación de los pigmentos respiratorios y otras sustancias. Se encuentra encerrada en el interior de la epífisis de algunos huesos largos y, en la diáfisis de los huesos cortos

Matriz ósea: El hueso es un tejido heterogéneo, altamente anisótropo de tal manera que la matriz intercelular muestra una estructura y propiedades diferentes en los diferentes tipos de hueso . El principal componente de la matriz ósea es el colágeno tipo I que supone entre el 90 y 95% de la matriz orgánica. Las fibrillas de colágeno son similares a las que se presentan en otros tejidos y están distribuidas aleatoriamente formando un entramado.

Medial: Más cerca de la línea media del cuerpo; el cúbito está en el lado medial del antebrazo.

Metafisis: unión de la diáfisis con las epífisis. En el hueso adulto esta parte es ósea, siendo cartilaginosa en la fase del desarrollo del mismo.

O

Osteoblastos: son células que forman el tejido óseo pero que han perdido la capacidad de dividirse por mitosis. Segregan colágeno y otros materiales utilizados para la

construcción del hueso. Se encuentran en las superficies óseas y a medida que segregan los materiales de la matriz ósea, esta los va envolviendo, convirtiéndolos en osteocitos

Osteocitos: son células óseas maduras derivadas de los osteoblastos que constituyen la mayor parte del tejido óseo. Al igual que los osteoblastos han perdido la capacidad de dividirse. Los osteocitos no segregan materiales de la matriz ósea y su función es la mantener las actividades celulares del tejido óseo como el intercambio de nutrientes y productos de desecho.

Osteoclastos: son células derivadas de monocitos circulantes que se asientan sobre la superficie del hueso y proceden a la destrucción de la matriz ósea (resorción ósea)

P

Periostio: membrana que rodea la superficie del hueso no cubierta por cartílago. Esta compuesta por dos capas

La capa exterior fibrosa formada por un tejido conjuntivo denso e irregular que contiene los vasos sanguíneos, vasos linfáticos y nervios que pasan al hueso.

La capa osteogénica contiene células óseas de varios tipos, fibras elásticas y vasos sanguíneos

El periostio es esencial en el crecimiento óseo, en su reparación y en su nutrición. También constituye el punto de inserción de ligamentos y tendones

Plano sagital: Plano vertical paralelo a un eje antero-posterior de la cabeza y transitando por un punto situado a media distancia entre los dos ojos

Plano frontal: Plano vertical transversal que corta el cuerpo humano paralelamente al plano de frente y lo divide en una parte anterior y una parte posterior.

Plano transversal; Plano horizontal que corta al cuerpo en su parte superior y parte inferior.

Posterior: Situado detrás, dorsal; la columna vertebral es posterior al aparato digestivo.

Proximal: Más cerca del punto de inserción u origen; el codo es proximal con respecto a la muñeca.

S

Superior: Más alto o encima; por ejemplo, la cabeza es superior respecto del cuello.

T

Tibia: El más anterior de los dos huesos largos (el otro es el peroné) de la pierna (por debajo de la rodilla).

Tejido adiposo : Principal función es el almacenamiento de grasa protegiendo a los órganos de las fuerzas externas aplicadas al cuerpo y es una fuente importante de energía para el cuerpo.

BIBLIOGRAFIA

- a) Biomecánica del movimiento humano
Le Veau, Barney
Ed. Trillas
- b) Kinetics of Human Motion
Ph D Zatsiorsky, Vladimir M.
The Pennsylvania State University
- c) Biología al mango...<http://biologicalmango.metropoliglogal.com>
- d) **Lieb y Perry.....investigar**
- e) Antropometría<http://www.elrincondelvago.com>
- f) Dictionnaire de la réadaptation, tome 2
Blouin, Maurice et Caroline Bergeron.:
termes d'intervention et d'aides techniques, Québec,
Les Publications du Québec, 1997, 164 p., p. 16.
- g) Diseño de Máquinas
Norton, Robert L.
Ed Pearson
- h) Biomechanical Analysis of the Musculoskeletal Structure for Medicine
and Sports, Vol 2
Seireg, A Arvikar R.
Ed Hemisphere Publishing
- i) Cuadernos de Fisiología Articular
Kapandji, I.A.
Ed Masson
- j) Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor, Vol 2
Viladot, R. Cotti, O. Clavell, S.
Ed Masson
- k) Fisiología del ejercicio
López Chicharro Jose
Ed Médica Panamericana.
- l) Biomecánica del Aparato Locomotor, Aplicada al Acondicionamiento
Muscular, Fascículo 1
Fucci, Sergio Benigni, Mario
Ed Scuola Dello Sport

- m) Fundamentals of biomechanics. Equilibrium, motion and deformation
Ozkaya, Nihat. Nordin, Margareta
Ed. Springer