

11222
1ej. 16



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE MEDICINA

División de Estudios de Postgrado
Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación

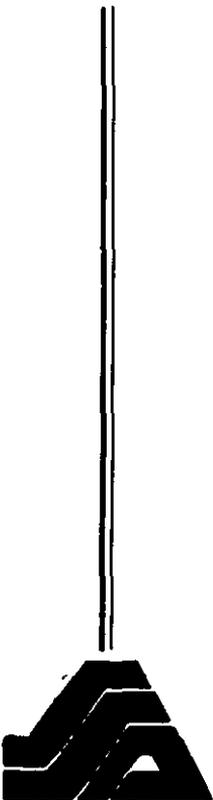
**BIOMECANICA APLICADA AL ESTUDIO DEL MUSCULO
CUADRICEPS**

T E S I S
QUE PRESENTA LA DRA.
MA. DE LOS DOLORES VICENCIO ACEVEDO
PARA OBTENER EL GRADO DE
E S P E C I A L I S T A E N
MEDICINA DE REHABILITACION

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

MEXICO, D. F.

1987





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis 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.

CONTENIDO

	PAGINA
INTRODUCCION	1
ANTECEDENTES	3
MATERIAL Y METODO	10
RESULTADOS	19
DISCUSION	29
RESUMEN	30
REFERENCIAS	31

INTRODUCCION

Retomamos en este trabajo la posibilidad de aplicar la Biomecánica para evaluar los tratamientos que se llevan a cabo en Medicina de Rehabilitación.

Es posible, por ejemplo, decir exactamente cuántos watts de potencia aumentó el músculo bíceps después de haber sido sometido a un tratamiento de ejercicios de resistencia progresiva convencional. (18) (20)

Es posible también definir exactamente, cuántos Newtons de presión de la rótula sobre los cóndilos, disminuyeron después de una intervención quirúrgica donde se adelantó el tubérculo anterior de la tibia (11), (13).

También se puede calcular el trabajo realizado por cualquier músculo del organismo humano sometido a diferentes posiciones y actividades (12) (14).

Así mismo se puede calcular su velocidad, aceleración al ejecutar cualquier tipo de movimiento (14).

Estudiaremos por ahora, el músculo cuádriceps en sujetos normales, haciendo los cálculos biomecánicos y clínicos sobre potencia, velocidad, aceleración.

La aplicación de los principios biomecánicos al cuerpo humano es tan vieja como el hombre mismo; pero solo recientemente, el hombre ha estudiado más seriamente las implicaciones de la mecánica sobre el cuerpo humano.

Desde Eftman H. en 1939 (14); hasta Williams and Lissner en nuestros días la aplicación de estos principios al cuerpo humano han crecido apresuradamente.

Contini y Drills discutieron la historia de la Biomecánica. Desde entonces

el estudio de la misma ha crecido rápidamente. Steindler desde 1954 también ha aumentado el interés en la práctica de la biomecánica aplicada. En 1958 Rash lo aplica a la fisioterapia y a la medicina deportiva(19).

Desde 1965 Lissner escribe una introducción a la biomecánica en revistas especializadas en Rehabilitación (1).

Elftman posee cuantiosa literatura escrita desde 1939 (14) sobre los cambios en las fuerzas de las piernas que se desarrollan durante la marcha; y hacia 1966 comienza a describir más detalladamente la biomecánica del músculo(2).

En la revista Journal of Biomechanics es histórico el excelente artículo publicado por Seireg sobre un modelo matemático para la evaluación de las fuerzas actuantes en las extremidades inferiores (3). Dicho artículo es la base para sinúmero de artículos posteriores.

Ford en 1972 comienza con estudios en cadáver sobre las fuerzas actuantes en la rodilla en posición de pie (4). Miller y Nelson comienzan a aplicar principios biomecánicos a la ortopedia y lo relacionado con la industria desde 1973

Kaufer y Arbor dieron sus aportaciones sobre el funcionamiento mecánico de la rótula desde 1971. La marcha se analizó con sus componentes verticales de fuerzas por Jacobs, Skorecki y Charnley también desde 1971 (5) (6).

En 1973 se realizó un simposio sobre Biomecánica, el cual salió publicado íntegramente en los Archivos de Cirugía en septiembre de 1973. Se habló sobre Biomecánica del sistema músculo esquelético (7), sobre implicaciones clínicas de la biomecánica de la rodilla (8), por ejemplo.

En los países escandinavos se estudió desde la década pasada la fuerza del cuádriceps, así como las fuerzas actuantes en la articulación patelo-femoral durante diferentes actividades (9). Y la Biomecánica del lig. cruzado anterior(15)

En 1985 Nisell viene a completar este estudio hablando sobre las fuerzas patelares durante la extensión de la rodilla. (10).

Aquí en nuestro país, es de hacer notar los estudios que se realizan en las Escuelas de Física del Instituto Politécnico Nacional y los apuntes sobre Biomecánica Básica, que después de largos años de estudio e investigación - del Dr. Miguel Aguilar Acasas, han salido en 1982, en forma de hojas mimeografiadas (21).

ANTECEDENTES

La Medicina de Rehabilitación tiene firmes bases para llevar a cabo los tratamientos auxiliados por la terapia física. Sin embargo, en lo que se refiere a la evaluación de estos tratamientos, se hace evidente la falta de un sistema más exacto que nos muestre claramente los resultados obtenidos. El examen manual muscular no nos es suficiente, en este caso; pues los parámetros del 0-3 pueden ser objetivo; pero el 4 y 5 tienden a variar de un examinador a otro, debido a la diferencia de resistencia que se le aplique y de los conceptos que cada quien tiene sobre mínimo y máximo. DE la misma forma en la Medicina del Deporte, en donde los entrenamientos, van encaminados a aumentar la potencia muscular, es difícil valorar el aprovechamiento, ya que se parte de un parámetro de 5 en adelante. Es necesario por lo tanto un método de evaluación más objetivo con parámetros más confiables para analizar la eficacia o no de un tratamiento instituido.

Recordaremos también que la KINESIOLOGIA estudia la conducta motora de los seres vivos. Nos interesa la Kinesiólogía Humana. La kinesiólogía se -

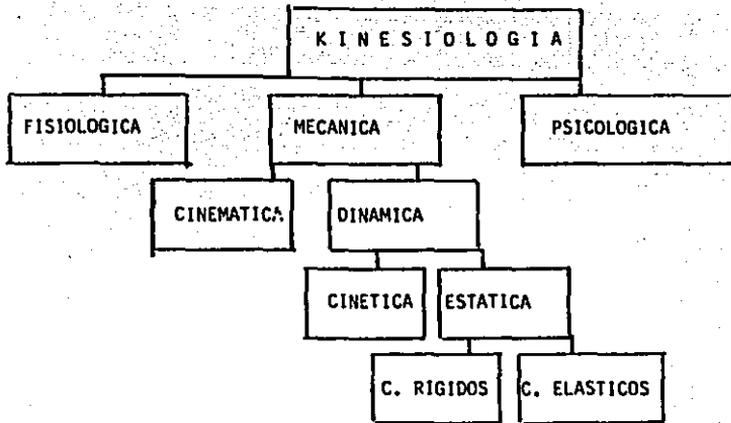


Figura No. 1

pueda estudiar desde el punto de vista fisiológico, psicológico y mecánico. La mecánica es el estudio de las fuerzas y sus efectos. La aplicación, de estos principios mecánicos en el cuerpo humano se llama Biomecánica.

La Biomecánica incluye dos grandes capítulos: La Cinemática describe la anatomía del movimiento, analiza factores como distancia, tiempo, velocidad aceleración de una trayectoria dada.

La dinámica estudia las fuerzas que actúan sobre el cuerpo y que son capaces de producir un movimiento (Cinética) y que implica los conceptos de Trabajo, Energía, Potencia, Momento e Impulso. Cuando las fuerzas actuantes mantienen o rompen un estado de equilibrio interno de cuerpos rígidos o elásticos se estudia por la ciencia de los materiales (Estática). Figura 1.

El más sencillo de los movimientos es el movimiento lineal. Pero dada la anatomía y configuración de las articulaciones y huesos, los movimientos que se realizan en todos los planos, son de tipo angular; por lo que cada uno de los parámetros que se utilizan en el movimiento lineal, tiene su traducción en el movimiento angular. Fig. 2

MASA = Cantidad de materia. Tiene INERCIA que es la tendencia a guardar reposo o mantener una misma velocidad. Se expresa en kilos $m = \text{kg}$

PESO = Fuerza con que un objeto es atraído por la tierra. Depende de la fuerza de gravedad (F) y de la cantidad de materia o masa (Kg).

$$\text{Peso} = \text{Kg} \times F = \text{MXG} = \text{Kg} \times a = \text{Kgm/seg}^2 = \text{NEWTON}$$

RADIO = Palanca sobre la cual actúa el músculo. En este caso, largo de la pierna. Se mide en metros. También Radio = S/Radian

GRADO = Unidad de medición del arco de un círculo. Se mide en grados. En este caso se denomina teta θ .

ARCO = Es la distancia real recorrida entre los radios de θ . Se expresa con

MOVIMIENTO CIRCULAR

SON LA MAYORIA DE LOS MOVIMIENTOS ARTICULARES, EL DESPLAZAMIENTO SE REALIZA ALREDEDOR DE UN CENTRO FIJO. POR LO TANTO HAY QUE HACER EQUIVALENCIAS EN LOS PARÁMETROS DEL MOVIMIENTO LINEAL Y DEL MOVIMIENTO ANGULAR.

	MOVIMIENTO LINEAL	MOVIMIENTO CIRCULAR
DESPLAZAMIENTO	s	θ
VELOCIDAD	v	ω
ACELERACION	a	α
VELOCIDAD LINEAL	x/t	θ/T

Figura No. 2

una S_1 y se mide en metros. Tambien $S = \text{Rad} \times \text{Radio}$

RADIAN = Expresa la relación entre la longitud del arco y la del radio. Si el arco es completo (360°) y el radian = $2\pi r$, entonces $360^\circ = \pi \times \text{diámetro}$. $360^\circ = 2\pi r = 2(3.1416)r = 6.287r$

Por lo tanto: Un radian = $360^\circ/6.287 = 57.3^\circ$

Grado = $6.287/360^\circ = 0.01745$

Radian = $\text{Grados}/57.3^\circ$

TRABAJO = Fuerza multiplicado por la distancia. En este caso es Peso por radianes. Newtons x Radianes = Joulios.

POTENCIA = Trabajo entre tiempo. Se expresa en Watts. $P = W/T = \text{watts}$

ACELERACION ANGULAR = Velocidad final menos velocidad inicial entre tiempo

$$\frac{W_f - W_o}{T} = \text{Alfa.}$$

VELOCIDAD ANGULAR = Radianes entre tiempo. $W = \text{Rad}/T$

MOMENTO ANGULAR: = Cantidad de movimiento angular dado por inercia lineal multiplicado por la aceleración angular. Se expresa con L

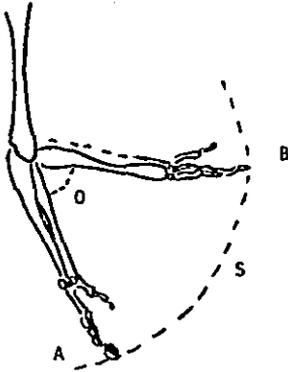
$$L = I \times \alpha = \alpha m r^2 = \frac{\text{rad kgm}^2}{\text{seg}^2}$$

IMPULSO = Momento final menos momento inicial = $L_f - L_o$

El desplazamiento angular de una articulaciones producido por la acción muscular aplicada a una palanca que se representa por el radio de movimiento.

El desplazamiento de A a B se mide en grados. La distancia real recorrida al extremo del radio es el arco que limita los radios. Fig 3

La fuerza rotadora de un músculo es el seno del ángulo. La fuerza impactadora de un músculo es el coseno de ese ángulo. Fig 4



EL DESPLAZAMIENTO ANGULAR DE ESTA ARTICULACION ES PRODUCIDO POR LA ACCION MUSCULAR APLICADA A UNA PALANCA QUE SE REPRESENTA POR EL RADIO DE MOVIMIENTO.

EL DESPLAZAMIENTO DE A a B SE MIDE EN O

LA DISTANCIA REAL RECORRIDA AL EXTREMO DEL RADIO ES EL ARCO (S) QUE LIMITA LOS RADIOS DE O

Figura No. 3

LA FUERZA ROTADORA DE UN MUSCULO ES EL SENO DEL ANGULO

LA FUERZA IMPACTADORA DE UN MUSCULO ES EL COSENO DE ESE

ANGULO.

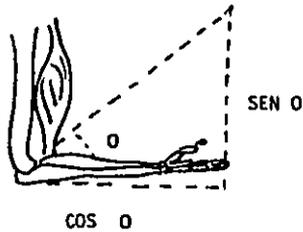


Figura No. 4

En este trabajo se realizó el estudio biomecánico del músculo cuádriceps de sujetos sanos con un método cuantitativo confiable, auxiliado de una cámara fotográfica y una lámpara de centelleo variable; con el objeto de determinar su trabajo, potencia, velocidad y aceleración.

Se realizó también el estudio clínico en sujetos adultos jóvenes sanos sin antecedentes de padecimientos del sistema musculoesquelético, sin auxilio de equipo especial, con parámetros como peso total, peso de la pierna, desplazamiento angular, centro de gravedad, tiempo, con el objeto de determinar también trabajo, potencia, velocidad y aceleración.

Se compararon los dos resultados para determinar la validez del estudio clínico y la posibilidad de utilizar este método como evaluador de los tratamientos de terapia física.

MATERIAL Y METODO

11 pacientes femeninos entre los 25 y 38 años de edad sanos sin patología musculoesquelética previa.

11 pacientes masculinos entre los 25 y 34 años de edad sanos sin patología musculoesquelética previa.

1 radiografía lateral de la rodilla derecha en extensión de la primera paciente femenina

1 Báscula para adulto, de consultorio TORINO de Industrias S. Unidas.

1 Calculadora digital CASIO modelo fx-82.

1 local oscuro.

Cinta de medir de tela

Goniómetro

Reloj de pulsera con segundero

Película Kodack blanco y negro 36 exposiciones, 400 ASA

Lámpara estroboscópica de centelleo variable

Cinta adhesiva

Marcador fluorescente

Regla graduada

Lapiz

Papel

Formas de recopilación de datos

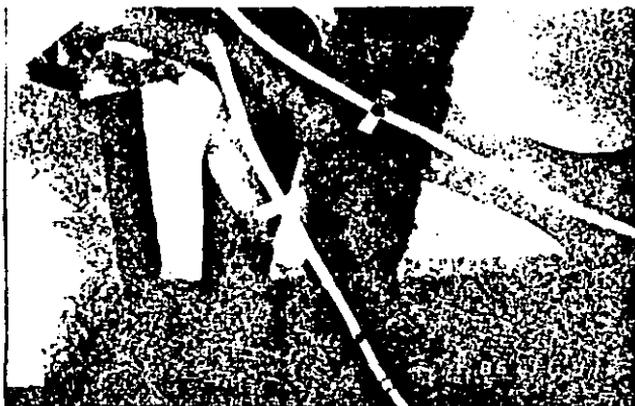
Cámara fotográfica marca Olympus OM 10

Se estudió la función del cuádriceps derecho de una mujer sana, sedentaria de 32 años de edad. En posición sedente en un banco con altura que permitiera el apoyo total del pie en el piso, con la rodilla flexionada 90°.

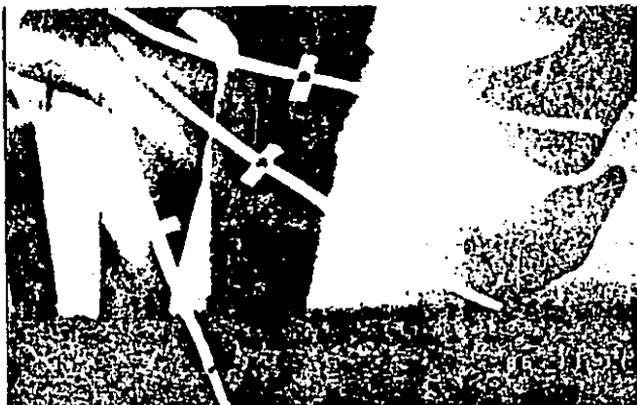
Se marcó con una tira de tela adhesiva el largo de la pierna por su borde lateral externo. Se marcó sobre la misma el centro de gravedad con marcador fluorescente (43.3% del largo total de la pierna) según Dempster en el libro de Williams y Lissner (17).

Se le pidió efectuara el movimiento de extensión flexión de la rodilla a ritmo de un ciclo completo cada segundo. Es decir medio segundo para la flexión medio para la extensión.

Se colocó la lámpara estroboscópica a 50cm de la cara lateral de la pierna derecha. Se lanzaron centelleos de 2,3,4,5, y 8 por segundo, tomando fotos a c/u.

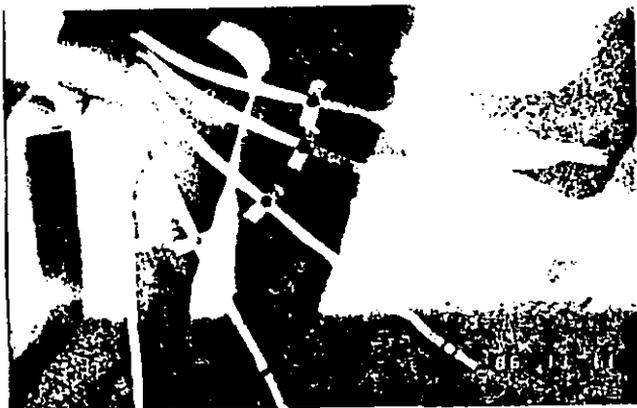
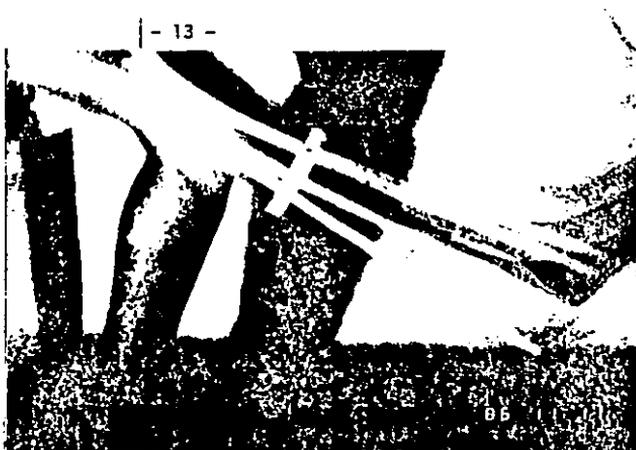


FOTOGRAFIA 1
2 centelleos
por segundo

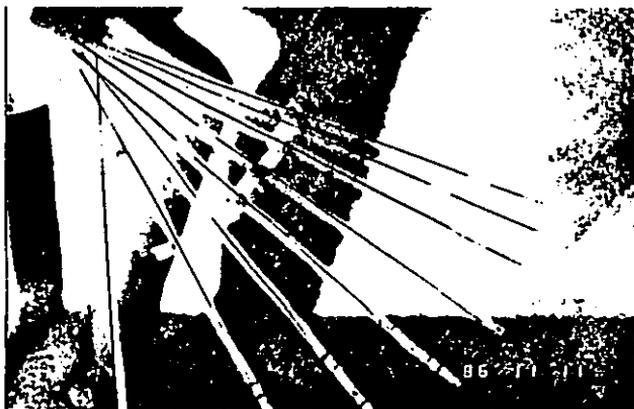


FOTOGRAFIA 2
3 centelleos
por segundo.

FOTOGRAFIA 3
4 centelleos
por segundo



FOTOGRAFIA 4
5 centelleos
por segundo



FOTOGRAFIA No. 6
8 centelleos por segundo

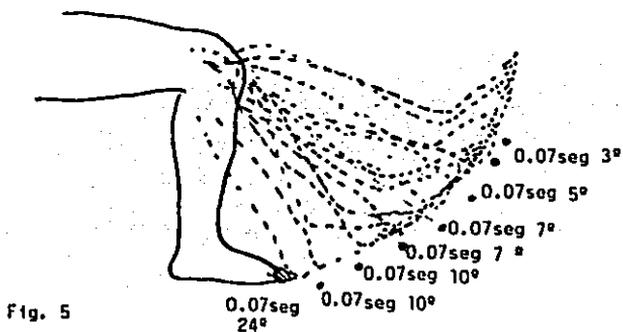


Fig. 5
ARCOS DE MOVILIDAD DE CADA UNA DE LAS FASES Y EL TIEMPO NECESARIO PARA CADA UNA DE ELLAS.

Se efectuó el revelado común de la película en blanco y negro.

Sobre la fotografía No. 6 se realizaron los siguientes estudios: grados entre cada fase, tiempo entre cada una de ellas, radianes recorridos entre cada fase. Se midió al paciente el largo de la pierna y se determinó su centro de gravedad según las tablas de Dempster en el libro de Williams (17). Fig. 5.

Se sacó una radiografía lateral de la rodilla derecha, en extensión. Se midió sobre ella: r_1 que es la distancia entre el tendón del cuádriceps y el punto de contacto de los cóndilos sobre la tibia. Esto para determinar el sistema de torcas que mantienen el equilibrio la rodilla; dicho sistema es igual a 0.

$$T_c = (f_1 \times r_1) + T_p = (f_2 \times r_2) = 0$$

$$f_1 \times r_1 + f_2 \times r_2 = 0$$

De donde f_1 es la fuerza del cuádriceps (incógnita) necesaria para determinar trabajo y potencia.

r_1 es el brazo de palanca de esa torca.

f_2 es el peso de la pierna

r_2 es la distancia de la línea articular al centro de gravedad de la pierna y el pie. (fig 6).

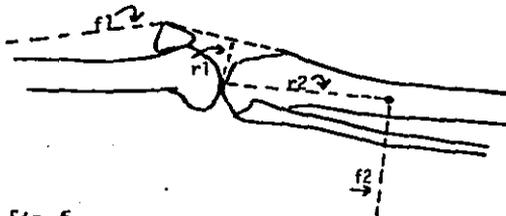


Fig. 6

Los grados se midieron con un goniometro simple sobre la fotografia 6

El tiempo se calculó en relación a la duración de la extensión completa.

La extensión duró 0.5 seg y cada fase 0.07 seg.

Los radianes Se determinaron tomando en cuenta los grados de cada fase y dividiendolos entre 57.3° que es el valor de un radian.

La fuerza del cuadriceps se calculó despejando la f_1 del sistema de torcas descrito anteriormente. Así $f_1 = \frac{r_2 \times f_2}{r_1} = \frac{.167m \times 30 N}{.05m} = 100.2 \text{ Newtons.}$

El trabajo se determinó multiplicando la fuerza por los radianes recorridos

La potencia se calculó dividiendo el trabajo realizado entre cada una de las fases entre el tiempo necesario. (17) (23).

La velocidad. Se calculó dividiendo la distancia en radianes entre el tiempo

La aceleración angular se calculó entre cada fase y en total, dividiendo la diferencia de velocidad final menos velocidad inicial entre el tiempo.

El largo de la pierna se midió lateralmente de la línea articular femoro-tibial al maleolo peroneo. = .387 metros.

El centro de gravedad corresponde al 43.3% del largo de la pierna (17). = .167m.

El peso de la pierna corresponde al 5.8% del peso total del cuerpo (17). = 30N a su vez corresponde a la f_2 .

El peso total se midió en una báscula común para adulto marca Torino. Y se expresó en Newtons. $\text{Peso} = \text{masa} \times \text{gravedad} = 52 \times 10 = 520 \text{ Newtons.}$

A los 22 pacientes, 11 hombres, y 11 mujeres, todos sedentarios, adultos jóvenes (entre 20 y 38 años de edad) se calcularon los siguientes datos:

El peso en una bascula standard de consultorio para adulto. El peso se expresó en Newtons.

Peso de la pierna y el pie Corresponde al 5.8% del peso total. Se expresa en Newtons.

Largo de la pierna Distancia entre la línea articular cara lateral de la rodilla y pierna, hasta el maleolo peroneo. Se expresa en metros.

Centro de gravedad El 43.3% del largo de la pierna. Se expresa en metros.

Valor del brazo de palanca del tendón rotuliano Corresponde a r_1 y se mide dividiendo entre dos la distancia comprendida del tendón rotuliano a la parte posterior de rodilla, siguiendo la línea articular por su cara lateral. Se expresa en metros.

Arco de movilidad activa Se mide la extensión de la rodilla con goniometro. Se expresa en grados.

Distancia recorrida en cada extensión Es la relación que existe entre el arco y el radio. También se calcula dividiendo el arco de movilidad activa entre el valor de un radian que es 57.3° . Se expresa en radianes.

El tiempo. Pedimos a la persona que realice la extensión de la rodilla lo más rápido que pueda durante 10 segundos. Partiendo de la posición inicial de flexión de rodilla de 90° sentado en un banco de altura adecuada para lograr dicho ángulo de flexión. Se cuentan el número de veces que se realiza la extensión. Se divide 10 seg / no. de extensiones lo cual nos da resultado el tiempo utilizado para cada ciclo de flexión y extensión. Se divide entre dos para sacar el tiempo que se utiliza unicamente para la extensión. Se expresa en segundos.

Se calcula a partir de estos valores:

La fuerza del cuadriceps $f_1 = \frac{f_2 \times r_2}{r_1} = \text{Peso de la pierna} \times \text{centro de grav.}$

El trabajo Multiplicando esta fuerza por el número de radianes recorridos durante la extensión

POTENCIA MUSCULAR DEL CUADRICEPS

NOMBRE _____

EDAD _____ SEXO _____

OCUPACION _____ SEDENTARIO SI () NO ()

PESO CORPORAL _____

PESO DE LA PIERNA Y PIE _____

LARGO DE LA PIERNA _____ CENTRO DE GRAVEDAD: _____

DISTANCIA RECORRIDA EN RADIANES _____ BRAZO DE PALANCA DEL TENDON: _____

ARCO DE MOVILIDAD ACTIVA _____

TIEMPO _____

CALCULOS:

FUERZA DEL CUADRICEPS _____

RADIANES: _____

TRABAJO MUSCULAR _____

POTENCIA MUSCULAR _____

El trabajo se expresa en joulios.

La Potencia se calcula dividiendo el trabajo entre los segundos utilizados para la extensión. Se expresa en watts

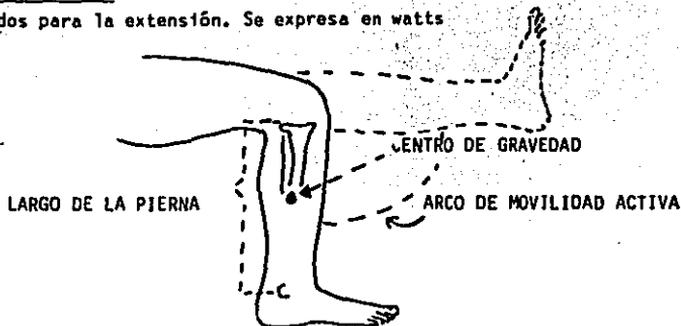


Figura No. 7

La recolección de los datos se realizó con la forma de la página 18.

RESULTADOS

En el estudio biomecánico encontramos que las fases en la fotografía No. 6 fueron decreciendo en amplitud progresivamente. Completando al final un arco de 66°.

El tiempo fué el mismo para cada fase; haciendo un total de 0.49 seg. Ver cuadro No. 1.

CUADRO No. 1

DESPLAZAMIENTO EN GRADOS DURANTE LA EXTENSION DE RODILLA Y TIEMPO EN QUE SE REALIZO CADA FASE DEL ESTUDIO BIOMECANICO DEL CUADRICEPS.

FASE	1	2	3	4	5	6	7	TOTAL :
GRADOS	24°	10°	10°	7°	7°	5°	3°	66°
TIEMPO EN SEG.	.07	.07	.07	.07	.07	.07	.07	.49

En cuanto a la potencia y trabajo, encontramos que éstos parámetros fueron disminuyendo progresivamente durante el desplazamiento angular y en el tiempo

El trabajo total que realizó el cuádriceps durante la extensión de la rodilla fue de 112 joulios.

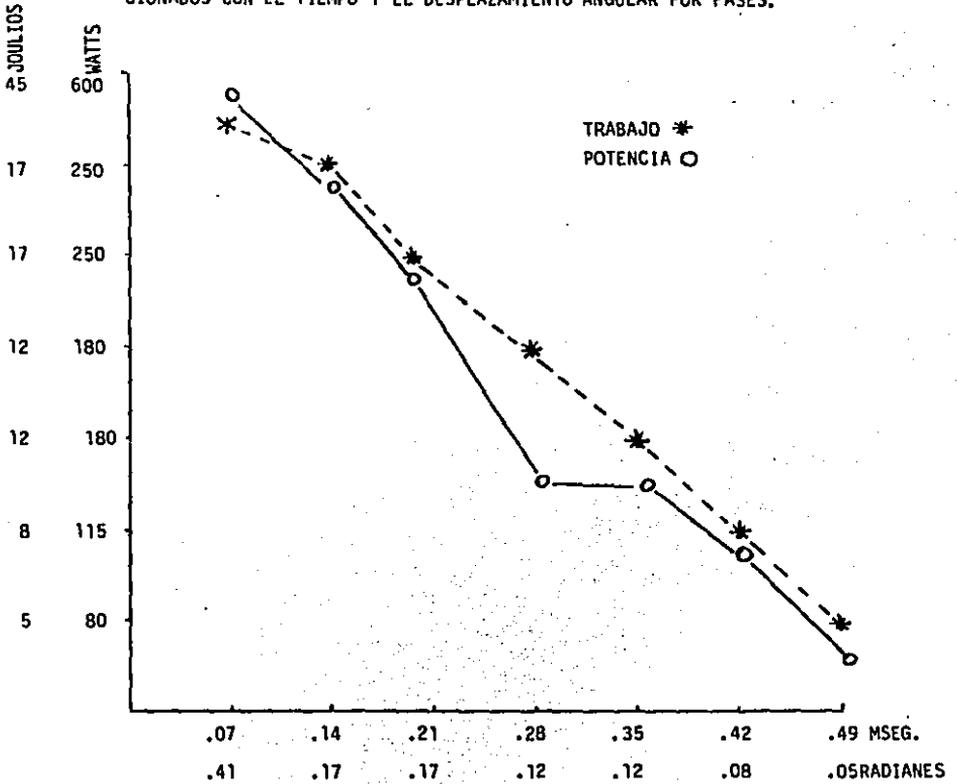
La potencia total que desarrolló el cuádriceps durante la extensión de la rodilla fue de 228 watts (ver Grafica No. 1)

La velocidad también fue disminuyendo en relación inversamente proporcional al tiempo y al desplazamiento angular (Grafica No. 2)

Y, por último la aceleración solamente fue positiva durante la primera fase de 0.07 seg de duración, para después desacelerar, conservar su velocidad sin cambios en la fase 3; volver a desacelerar en la 4, estabilizarse en la fase 5, para terminar desacelerando en las dos fases finales. (Ver Gráfica No. 3).

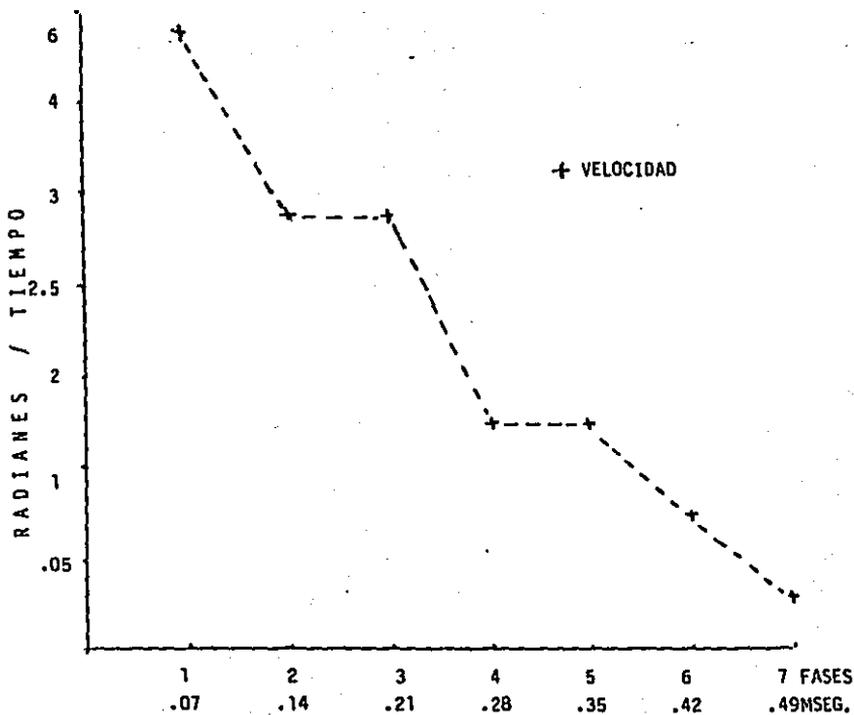
GRAFICA No. 1

POTENCIA Y TRABAJO DEL MUSCULO CUADRICEPS ENCONTRADOS EN EL ESTUDIO BIOMECANICO DURANTE LA EXTENSION DE LA RODILLA, RELACIONADOS CON EL TIEMPO Y EL DESPLAZAMIENTO ANGULAR POR FASES.



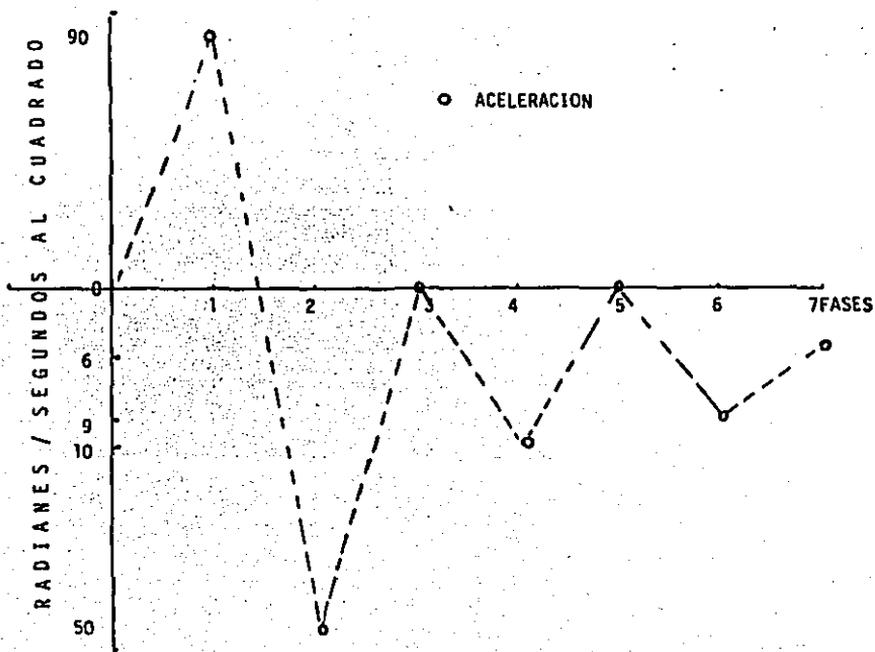
GRAFICA No. 2

VELOCIDAD DEL CUADRICEPS ADQUIRIDA DURANTE LA EXTENSIÓN DE RODILLA POR FASES



GRAFICA No. 3

ACELERACION DEL MUSCULO CUADRICEPS DURANTE LA EXTENSION DE LA RODILLA POR FASES.



Los resultados del estudio clínico realizado en 22 sujetos normales 11 hombres y 11 mujeres se encuentran representados en las gráficas siguientes.

Encontramos, por ejemplo que las potencias más bajas se encontraron en mujeres (de 200 a 400 watts); mientras que las más altas en los hombres (de 1100 a 1200 watts). El rango donde se ubicaron el mayor número de personas tanto femeninas como masculinas fue entre 401 y 500 y entre 501 y 600 watts. Sin embargo estos datos nos son suficientes para hablar de normalidad por el tamaño tan pequeño de la muestra. Ver gráfica número 4.

En la Gráfica No. 5 se encuentran los resultados obtenidos del cálculo del trabajo realizado por el cuádriceps durante la extensión de la rodilla. Observamos que buena parte de los sujetos femeninos realizaron el menor trabajo, esto es entre 100 y 150 joulios. Mientras que solo un sujeto masculino llegó a realizar entre 301 y 350 joulios para poder extender su rodilla.

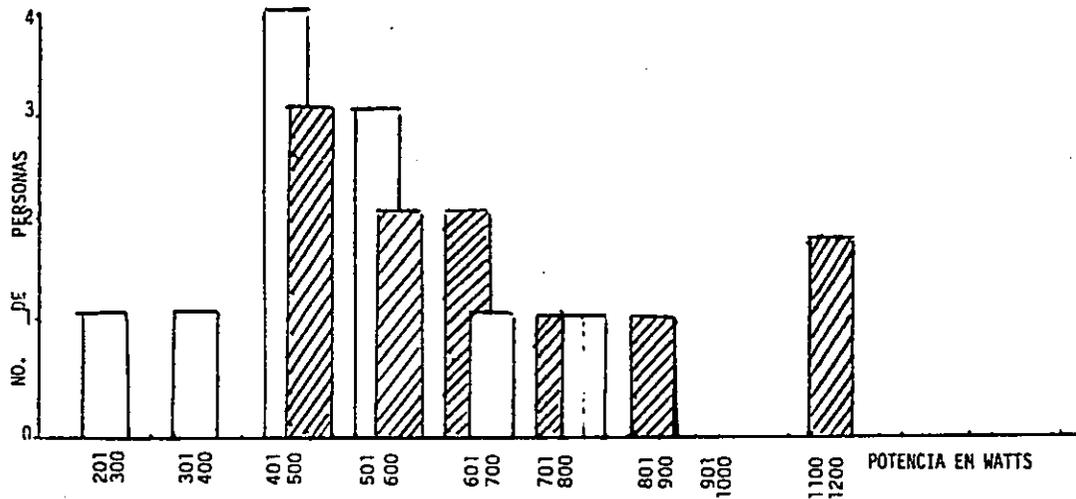
La frecuencia más alta para los hombres fue entre 150 y 200 joulios y para las mujeres se distribuyó entre los 100-150; entre los 150 y 200 y entre los 201 y 250 joulios de una manera no tan definida como en los sujetos masculinos.

En cuanto a la velocidad. La mayoría de los hombres desarrollaron una velocidad entre 5 y 6 radianes por segundo; en cambio la mayoría de las mujeres desarrollaron una velocidad entre 3-4 radianes por segundo.

La aceleración, en cambio fue más uniforme en cuanto a su rango de frecuencias de presentación. La mayoría de mujeres y hombres desarrollaron aceleraciones entre 5 y 20 radianes/seg² aunque, es de hacer notar que las aceleraciones más bajas fueron femeninas y las más altas masculinas.

GRAFICA No. 4

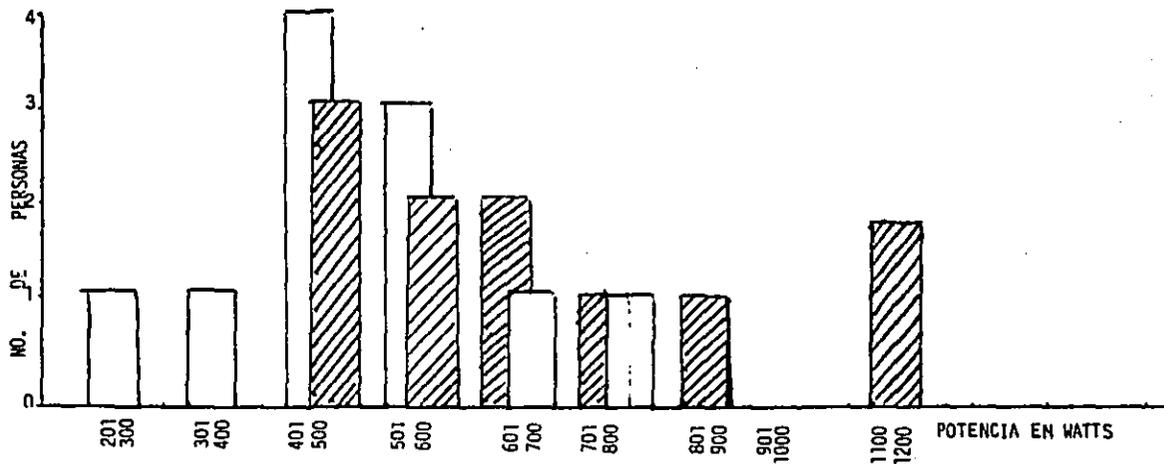
RANGOS DE FRECUENCIA DE LA POTENCIA DEL CUADRICEPS ENCONTRADOS EN LOS SUJETOS ESTUDIADOS.



GRAFICA No. 4

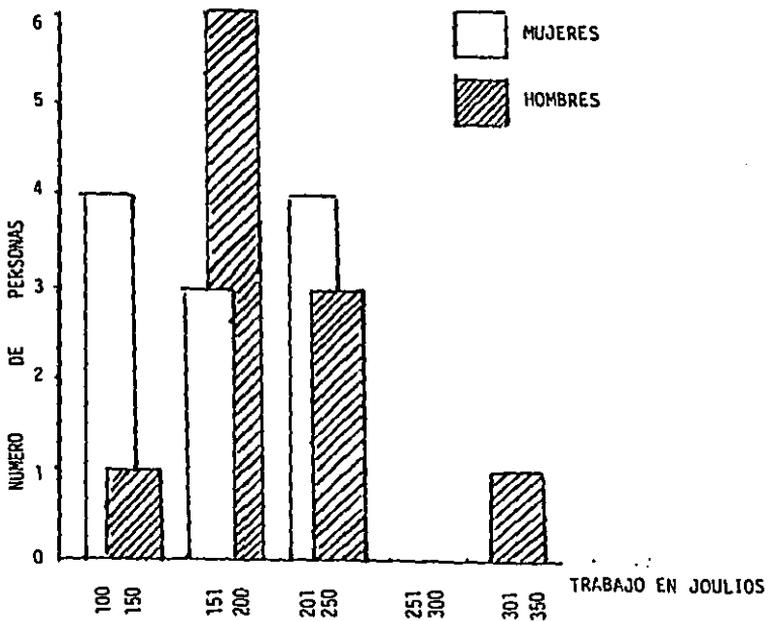
RANGOS DE FRECUENCIA DE LA POTENCIA DEL CUADRICEPS ENCONTRADOS EN LOS SUJETOS ESTUDIADOS.

□ MUJERES
▨ HOMBRES



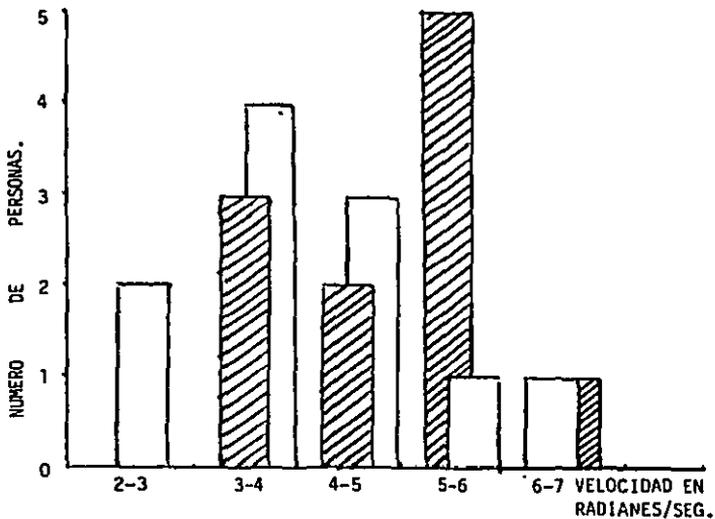
GRAFICA No. 5

RANGOS DE FRECUENCIA DEL TRABAJO REALIZADO POR EL CUADRI-
CEPS DURANTE LA EXTENSION DE LA RODILLA DE LOS SUJETOS ES-
TUDIADOS



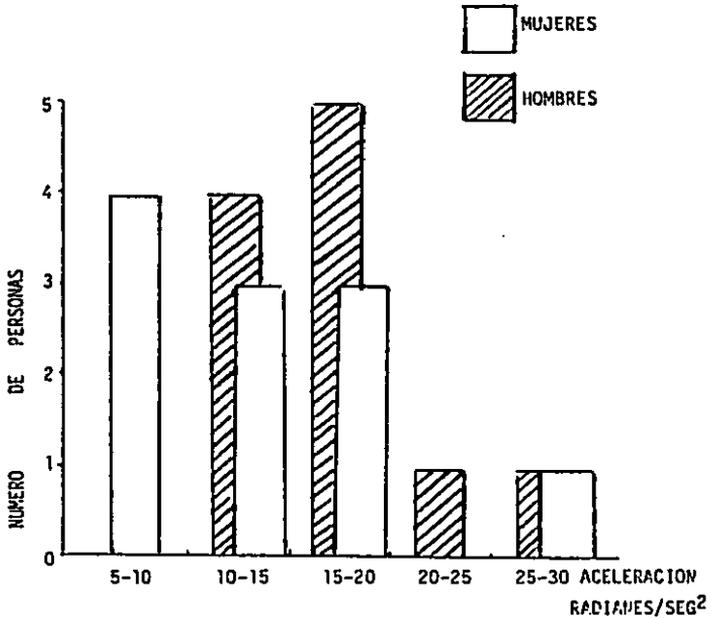
GRAFICA No. 6

VELOCIDAD ADQUIRIDA DURANTE LA EXTENSIÓN DE RODILLA EN EL ESTUDIO CLINICO.



GRAFICA No. 7

RANGO DE FRECUENCIA DE LA ACELERACION ALCANZADA DURANTE LA EXTENSION DE LA RODILLA EN EL ESTUDIO CLINICO DE SUJETOS NORMALES.



Uno de los sujetos femeninos a quien se le realizó el estudio biomecánico y clínico a la vez mostró los resultados del cuadro No. 2

CUADRO No. 2

ESTUDIO BIOMECANICO Y CLINICO DEL MUSCULO CUADRICEPS EN EL PRIMER SUJETO FEMENINO.

METODO	GRADOS	TIEMPO seg.	RADIANES	TRABAJO joulios	POTENCIA watts	VELOCIDAD rad/t	ACELERACION rad/t ²
BIOMEC.	66°	.49	1.12	112	228	2.85	4.59
CLINICO	65°	.50	1.13	113	226	2.26	4.52

Observamos que los resultados obtenidos por el método cuatitativo confiable del sistema biomécánico utilizando lampara estroboscópica y cámara fotográfica son muy similares a los que se pueden obtener haciendo el estudio clinicamente sin estos auxiliares por lo que pudiera proponerse como motivo de otra tesis para corroborar esta relacion con un número mayor de sujetos.

D I S C U S I O N

Analizando los resultados de los estudios clinicos encontramos que tanto la fuerza del cuadriceps, como el trabajo y potencia dependen de su desplazamiento angular y del tiempo en que se realiza ese desplazamiento. No se relaciona en cambio, con el largo de la pier-na, ni con el peso del sujeto ni con el brazo de palanca del tendón

rotuliano como creíamos al principio.

También encontramos que los resultados obtenidos fueron muy variables, sin embargo ciertos rangos de frecuencia en los estudios clínicos correspondieron más a sujetos masculinos y otros más a sujetos masculinos; aunque, insistimos, no podemos hablar de rangos de normalidad por lo pequeño de la muestra.

Lo que nos parece interesante es la facilidad con la que puede hacerse el estudio clínico, fácilmente adaptable a los servicios de Rehabilitación y vemos la posibilidad, en un futuro, de poder utilizar este método e idear otros para la evaluación en el mismo sujeto de la potencia muscular en diferentes circunstancias y/o antes y después de los tratamientos instituidos.

RESUMEN

Se realizó un estudio biomecánico del músculo cuádriceps, donde por medio de un método cuantitativo y confiable se determinó fuerza, trabajo y potencia aceleración y velocidad.

Se realizó también estudio clínico del músculo cuádriceps de 22 sujetos normales buscando los mismos parámetros.

Con los dos métodos se encontraron resultados similares por lo que, los dos se pueden considerar equivalentes para el mismo paciente en diferentes circunstancias.

Se habla de la posibilidad de realizar en los servicios de Rehabilitación estudios de este tipo que nos lleven a evaluar de una manera más confiable los tratamientos prescritos.

REFERENCIAS

- 1.- Lissner H. Introduction to Biomechanics Arch. Phys. Med. Rehabil., 46:2-9, 1965.
- 2.- Elftman H. Biomechanics of muscle. J. Bone Joint Surg.(A), 48-A:363-377, 1966.
- 3.- Seireg A., Arvikar J. A mathematical model for evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system. J. Biomechanics, 6:313-326, 1973.
- 4.- Ford W. Perry J. Analysis of knee joint forces during flexed knee stance. J. Bone Joint Surg., 54(A): 118, 1972.
- 5.- Kaufer H., Arbor A. Mechanical function of the patella. J. Bone Joint Surg, 53-A:(8), 1551-1560, 1971.
- 6.- Jacobs N., Skorecki J., Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. J. Biomechanics 5:11-34, 1972.
- 7.- Frankel V. Biomechanics of the musculoskeletal system. Arch Surg. 107: 405, 1973.
- 8.- Kettelkamp D. Clinical Implications of the knee Biomechanics. Arch Surg. 107:406-410, 1973.
- 9.- Reilly D., Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello femoral joint reaction forces for various activities. Acta orthop. Scandinav. 43: 126-137, 1972.

- 10.- Nisell R., Ekholm J. Patellar forces during knee extension. Scand J. Rehab. Med.17: 63-74, 1985.
- 11.- Maquet P. Biomechanics of the patello femoral joint. Acta Orthop Belg 44(1); 46-54,1978.
- 12.-Wahrenberg H. Dynamic load in the human knee during voluntary active impact to the lower leg. Scand J. Rehabil.Med. 10:93-98,1978.
- 13.-Seysse S. Lateral view of the knee joint in soft tissue technique. Radiologe 18: 459-462,1978.
- 14.-Elftman H. Forces and energy changes in the leg during walking. Am J. Fisiol. 125: 339-356, 1939.
- 15.-Noyes F. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure. J. Bone Joint Surg. 56-A: 236-253,1974.
- 16.- Williams, Lissner, Composition and resolution of forces, cap 3 Biomechanics of human motion, Le Veau Eds. Philadelphia. Saunders Company 1977, Vol. 1, 15-35.
- 17.- Williams, Lissner. Dynamics Cap 7. Biomechanics of human motion, Le Veau Edit. Philadelphia. Saunders Company, 1977. Vol 1,159-203.
- 18.- Hamonet C., Heuleu J. Cinesiterapia Cap 2. Manual de Rehabilitación 2a. edición. Barcelona., Toray- Masson 1982, pags 22-29.
- 19.- Steindler A. The mechanics of the knee joint. Cap 19. Kinesiology of the human body. Charles C. Thomas Edit. Illinois, Charles C. Thomas Publisher, 1965, pags 326-345.
- 20.- Krusen F. Ejercicio terapéutico. Cap 16. Medicina Física y Rehabilitación Última edición en español. Barcelona. Salvat Editore, 1981 pags 347-386.

- 21.- Aguilar M. Movimiento circular cap 8. Biomecánica básica. Apuntes mimeografiados. México, IMSS, 1982, 21-25.
- 22.- Aguilar M. Kinesiología Cap. 1. Biomecánica Básica. Apuntes mimeografiados. México, IMSS, 1982, pags. 1-14.
- 23.- Aguilar M. Eficacia en el trabajo muscular cap 22. Biomecánica Básica Apuntes mimeografiados. México, IMSS, 1982. pags 56-61.