



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**DIVISION DE ESTUDIOS SUPERIORES**

**SECRETARIA DE SALUD**

**CURSO DE ESPECIALIZACION EN MEDICINA  
DE REHABILITACION**

**PROF. TITULAR: DR. LUIS GUILLERMO IBARRA IBARRA**

**PROYECTO L. G. I.**

**"DESARROLLO TECNOLOGICO EN MATERIA DE REHABILITACION"**

**DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN APARATO PARA  
FORTALECIMIENTO DEL MUSCULO CUADRICEPS**

*U. I. C.*

**TRABAJO DE DISEÑO TECNOLOGICO**

**QUE PRESENTA EL**

**DR. EFREN IVAN COBIAN DOMINGUEZ**

**PARA OBTENER EL TITULO DE  
ESPECIALISTA EN MEDICINA DE REHABILITACION**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



## **UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso**

### **DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

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

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

## C O N T E N I D O

- 1o. Agradecimientos.
- 2o. Introducción.
- 3o. Planteamiento del Problema.
- 4o. Marco de Referencia.
- 5o. Marco Teórico Conceptual.
- 6o. Objetivos.
- 7o. Material y Métodos.
- 8o. Análisis de la Funcionalidad.
- 9o. Discusión.
- 10o. Resumen.
- 11o. Conclusiones.
- 12o. Bibliografía.
- 13o. Anexos.

## AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi agradecimiento a mi Maestro al Dr. Luis Guillermo Ibarra Ibarra de quien obtuve enseñanza y orientación durante mi estancia en la Especialidad y por motivarme para efectuar el presente trabajo.

A la Dra. Ma de los Angeles Barbosa Vivanco, por su apoyo y dirección durante los tres años de la Especialidad.

A mis Maestros: Dr. Luis Montes de Uca Domínguez, Dr. Oscar Izquierdo Izquierdo, Dr. Rafael Morado Gutiérrez y Dra. Natilde Lorco Enríquez por su impulso y apoyo desde el inicio a la finalización de la residencia.

Dr. Piotr Rusek

Ing. Hector Bautista

Ing. Martin Santoyo

Por su apoyo y orientacion invaluable en la  
realización de este Diseño Tecnológico.

---

A mis padres

EFREN y ELENA

Por su ejemplo  
y consejo.

A mi Esposa

MARIA ISELÁ

Por su compañía,  
Amor y Comprensión.

A mis Hermanos

SILVIA, LILY, MOÍSES.

TITO, MARTHA y GABRIELA.

Porque siempre tuvieron  
Fe en mí.

## I N T R O D U C C I O N

Es indudable que la Tecnología actual, permite el diagnóstico, tratamiento y Rehabilitación de pacientes con padecimientos que pocos años atrás tenían limitadas posibilidades de manejo óptimo.

Conforme ocurre el avance científico, como resultado de la permanente inquietud del ser humano por encontrar aclaración a sus dudas y solución a sus problemas, se genera consecuentemente el desarrollo tecnológico que permite aclarar esos conocimientos. En materia de Salud ello ocasiona por un lado, mejor atención a los problemas, con lo que ha disminuido la frecuencia de la enfermedad y se ha prolongado la vida en todos los continentes; por otro lado, hay también un encarecimiento de los servicios que requieren recursos humanos mas numerosos, equipos mas complejos y de mayor costo tanto para su producción como para su mantenimiento.

Precisamente por los adelantos logrados y los recursos de diagnóstico y tratamiento con que se cuenta actualmente, se ha abatido en forma aparente la







tecnológico que sirva tanto como instrumento de auxilio terapéutico, como para la investigación de las lesiones que han dejado como secuela disminución de la fuerza muscular y trofismo de cuádriceps.

Para la realización de este diseño, se ha tomado a esta articulación, por ser probablemente la más complicada del cuerpo humano y su función estar relacionada con toda su anatomía, su actividad muscular integrada y sus estructuras ligamentosas precisas y restrictivas. Las superficies articulares frecuentemente están expuestas a presiones y deformaciones, enfermedades y traumatismos que originan incapacidades.

Lo he llamado Proyecto L.G.I.: Desarrollo Tecnológico en materia de Rehabilitación, en Honor a mi maestro Dr. Luis Guillermo Ibarra, por ser quien en 1951 iniciara la Investigación en Rehabilitación en México (3).

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El ejercicio es una de las modalidades terapéuticas más precisas en la prevención de enfermedades y en la Rehabilitación de sus secuelas cuando estas se producen (1).

Por lo anterior, existe el desarrollo de nuevas tecnologías para su empleo y el estudio de sus efectos; gran parte de este recurso no está a nuestro alcance por limitaciones económicas que originan una mínima preocupación por invertir en investigación, por considerarlo un gasto de difícil recuperación y por existir aparentemente otras prioridades. Se prefiere importar tecnología del extranjero más cercana, que en la mayoría de las veces no es mejor, teniendo que pagar altas regalías que lógicamente repercuten en los costos.

Según cifras publicadas en 1987, por la Secretaría de Salud la mayor parte de los recursos se han destinado al programa de atención curativa, el cual absorbe, en promedio 70% del presupuesto sectorial, en contraste con los porcentajes destinados a la Atención Preventiva que es del 6% y a la capacitación de la población 12; a la formación de recursos humanos se ha dedicado 6% y a la investigación científica y tecnológica solo el 1% (24).

El Plan Nacional de Desarrollo 1989-1994, subraya que el futuro avance científico y Tecnológico del País dependerá en gran medida de su modernización educativa en todos los sectores; ya que los niveles y habilidades que permitan desarrollar la base de Recursos Humanos en Ciencia y Tecnología se deben procurar desde la educación básica hasta al Postgrado (22).

Los equipos con los que se cuenta en nuestro medio para efectuar los programas de Rehabilitación en su mayoría son importados, otros al pasar del tiempo se han deteriorado y ya no es posible su reparación. Además, de que los costos son prácticamente privativos para la adquisición de nuevos equipos. Tal es el caso de una Mesa de Elain cuyo costo actual es de aproximadamente 70 millones de pesos, que en comparación con equipos modernos como el Cybex (Dinamómetro Isométrico), Nautilus o la Mesa N-K; mas caros, estarían fuera de nuestro alcance.

Por lo tanto esta investigación pretende demostrar que es factible el desarrollo de Tecnología de bajo costo y alto rendimiento, ya que se cuenta con el apoyo de otras disciplinas como la Ingeniería Electromecánica para diseño y construcción de aparatos de ayuda terapéutica e investigación, con materiales disponibles en nuestro medio.

## MARCO DE REFERENCIA

Dentro de las grandes civilizaciones a través de la Historia, se le ha brindado especial importancia al desarrollo de fuerza muscular.

En la antigua Grecia se creía que el desarrollo intelectual, dependía del adecuado acondicionamiento físico. Desde Aristóteles (322-364 a.c) a Galeno (129-201 d.C), se efectuaron observaciones del funcionamiento muscular, alteraciones de su desarrollo; llegando a clasificarlos por grupos y su función individual. A principios del siglo XV, se despertó el interés, por las ideas de los Griegos sobre la gimnasia médica, desarrollándose el primer método clínico para medir fuerza muscular por Vitorino de Feitre en una escuela para niños, con el fin de prescribir ejercicio terapéutico(2).

Desde entonces, se conoce la relación entre carga de trabajo y fuerza muscular, utilizándose el levantamiento de pilas de pesas principalmente como medio para lograr fuerza y tónus muscular.

Los conceptos de "Resistencia" y "Resistencia Progresiva", no son términos nuevos dentro de la terapéutica por ejercicio, pero volvieron a ser puestos de moda en 1945 por el Dr. DeLorme(4), con el desarrollo de ejercicios de resistencia progresiva, aplicados por primera vez en soldados que sufrían de debilidad muscular secundaria a traumatismo (6,17). En este método se emplea el principio de sobrecarga mediante el aumento literal de la carga en el músculo. Este principio sostiene que la actuación muscular no puede mejorarse a menos que el músculo se imponga más allá de la actividad diaria habitual. En 1948 DeLorme, posterior a una revisión de su trabajo original, adopta formalmente el nombre de "Ejercicios de Resistencia Progresiva", aplicándolo inicialmente al músculo no enfermo, pero con pérdida de la fuerza muscular e hipotrofia por desuso. En el comienzo, y una vez por semana más tarde, se determinana 10 repeticiones máximas. Entonces, el programa diario consiste de 10 repeticiones (cada repetición es igual a una extensión completa de la rodilla del individuo que está sentado) en cada uno de los diversos porcentajes de repeticiones máximas. Una sesión se compondría de 10 repeticiones en un 50%, 10 en un 75% y 10 en un 100% de

las 10 repeticiones máximas. Cuando aumenta la fuerza, lo hacen las 10 repeticiones máximas, y por consiguiente también aumenta la carga. En un principio, se aplicaba la carga directamente sobre el segmento a tratar, por medio de una bota "Bota de Delorme", para fortalecimiento de cuádriceps con buenos resultados. Se han desarrollado otros métodos como el de Zinovieff y cols. (4,16 y 17) llamado técnica de Oxford, todas sus características son las mismas que para la técnica de Delorme excepto que durante la sesión de ejercicios en vez de comenzar con pocas pesas y añadir peso hasta lograr un 100% de las repeticiones máximas, el sujeto inicia los ejercicios en un 100% y realiza 10 repeticiones posteriores en un 75% y 10 repeticiones en un 50%, de éste modo el individuo se fatiga menos y es capaz de completar todas las repeticiones indicadas.

Existen otras modificaciones como la de Dotte, que insiste en el empleo de una resistencia directamente adaptada al miembro movilizado lo que opone a una resistencia creciente al movimiento.

Todas estas técnicas son métodos de fortalecimiento muscular muy efectivos, pero ambos presentan desventajas reales ó potenciales como:



1. Consumición de Tiempo, en la colocación y cambio de pesas.

2. La fuerza requerida para extender la rodilla en la primera parte de la amplitud (entre 90 y 80 grados de flexión) es relativamente escasa y se torna mayor cuando la rodilla se aproxima a la extensión completa.

3. No se da especificidad angular durante el tratamiento.

#### Ventajas:

1. Fácil aplicación de los métodos en el gimnasio terapéutico.

2. No se requiere de equipo sofisticado, solo mancuernas con una pila de pesas y adaptadores de pesas.

3. Fácil manejo por parte del terapeuta y paciente.

4. Resultados comprobados para desarrollo de fuerza muscular.

En las últimas décadas se han desarrollado aparatos, que por un lado resuelven problemas de consumición de tiempo y especificidad angular y por el otro, poseen desventajas por su alto costo, necesidad de importarlos y mantenimiento.

Los aparatos utilizados para el entrenamiento de fuerza muscular caen dentro de 5 categorías básicas: (17 y 27).

1. Uso de brazo de palanca contrapesado de balanceo libre. Ej. Pilas de pesas, mancuernas, mesa N-H, etc.

2. Cables que elevan una pila de pesas, a través de un sistema circular de poleas. Ej. Mesa de Elain.

3. Resistencia variable, lograda por diferentes medios como el uso de polea peraltada. Ej. Nautilus.

4. Dispositivos isocinéticos (Velocidad constante de movimiento) como los aparatos Cybex I y Cybex II.

5. Equipo Aeróbico cuantitativo, que permiten la cuantificación de la potencia (intensidad de trabajo) y la cantidad total de trabajo externo logrado además de las calorías consumidas. Ej. Monark Rehab Trainer.

Estos aparatos actúan de diferentes maneras sobre los músculos según los distintos medios por los que producen resistencia. Los dispositivos de balanceo libre dependen principalmente de la gravedad, de modo que el cambio en la fuerza muscular sigue una curva previsible de ángulo-fuerza, y la fuerza máxima (y aceleración de miembro-peso), ocurre a un ángulo óptimo. Las poleas pueden tensar los músculos de diferentes maneras, dependiendo de como

están colocadas. La resistencia variable es un intento para equiparar la resistencia a una curva de ángulo fuerza, existen aún controversias, sobre éste punto según Stone en 1986 (27). En países como los E.U.A y algunos de Europa, se utilizan estos equipos en los programas de Rehabilitación la mayor parte de ellos no proporcionan la carga excéntrica suficiente para aumentar al máximo la capacidad de los músculos. Los dispositivos isocinéticos proporcionan índices de movimiento desde 0 hasta 300 grados por segundo. Estudios recientes con dispositivos Cybex indican que la amplitud de movimiento, que en realidad es isocinético disminuye de manera abrupta pasando de lo lento a lo rápido (2, 5 y 27).

Mencionaremos que no es definitivo lo expuesto, ya que todos tienen ventajas y desventajas. Los aparatos no permiten grandes variaciones en sus aplicaciones y el número de ejercicios se halla limitado, aún disponiendo de la línea completa de aparatos existentes, pero en un momento dado proporcionan un instrumento de medición objetiva, en el problema de especificidad angular, en la uniformidad de la carga durante todo el arco de movilidad, se adaptan automáticamente en el caso del Cybex y Nautilus a las curvas base de fuerza y velocidad; permiten

también la cuantificación de la intensidad de trabajo y la cantidad total de trabajo externo logrado, además de las calorías consumidas.

Desventajas:

- 1.No disponibilidad en nuestro medio.
- 2.Alto costo, considerando sus beneficios.
- 3.Entrenamiento para su conocimiento y manejo.
- 4.Limitaciones para efectuar ejercicios de grandes grupos musculares y segmentos múltiples.

En México encontramos escaso desarrollo tecnológico en materia de Rehabilitación, para producir aparatos que sirvan como instrumento terapéutico para fortalecimiento muscular. En 1986 el Dr. Pinal (presenta en su tesis de postgrado I.N.M.R. de México) el diseño y construcción de un Biorretroalimentador para aumento de fuerza e hipertrofia del cuádriceps, utilizando para ello la técnica de biorretroalimentación (21).

El presente trabajo diseña y construye un aparato con materiales disponibles en nuestro medio, de bajo costo que sea aplicado como prototipo al fortalecimiento del músculo cuádriceps, para llamar la atención hacia éste aspecto de la Rehabilitación que también es muy importante.

## MARCO TEORICO CONCEPTUAL

La disminución de la fuerza muscular y la atrofia del cuádriceps de la rodilla secundaria a enfermedades crónicas, traumatismos, es un problema muy común en Reumatología, Cirugía Ortopédica, Medicina Deportiva cuya resolución está a cargo de la Rehabilitación (1,2,4,5,13).

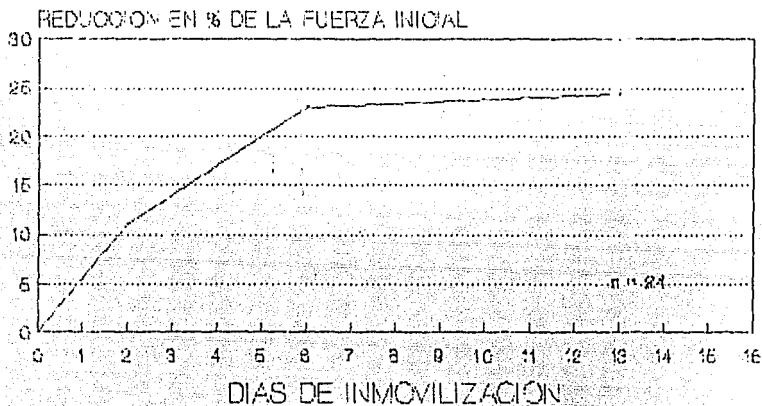
Existen dos mecanismos que se ha comprobado son responsables de la producción de debilidad y atrofia: La inmovilización del segmento y la inflamación (11).

La inflamación por un lado produce inhibición refleja del cuádriceps mediada por receptores de presión en la rodilla: y la inmovilización de 3 días provoca una reducción de la fuerza muscular del 5%, gráfica 1 (16,17,20).

### TERMINOLOGÍA:

**FUERZA:** Se considera que es un empuje o una contracción, y es igual a la masa de un objeto por la aceleración impartida a ese objeto.  $F=ma$ . La fuerza es un vector, tiene dirección y magnitud. La fuerza se expresa en Newtons que es igual a la fuerza que proporcionará una masa de 1kg. Y una aceleración de 1 metro por segundo al cuadrado.

# DISMINUCION OBSERVADA DE LA FUERZA DEL CUADRICEPS DE UN HOMBRE NORMAL POR DIA DEBIDO A INMOVILIZACION DE LA RODILLA.



MULLER, ARCH. PHYS. MED. REHABIL. 51:440-403, 1971  
INFLUENCE OF TRAINING AND INACTIVITY  
ON MUSCLE STRENGTH

GRAFICA NO. 1

La masa de un kilogramo ejerce esta fuerza sobre la tierra, es decir, la masa de un kilogramo sujeta a la aceleración de la gravedad de la tierra a  $9.81 \text{ m/seg}^2$ . (En la Cd. De México,  $g=9.78 \text{ m/seg}^2$ ). (7).

**MAZA:** Cantidad de materia contenida en un objeto. Se expresa en kilogramos. Una unidad de masa es la cantidad de materia contenida en un objeto que ejerce una fuerza de un kilogramo sobre la tierra. La masa es una magnitud escalar (peso).

**EJERCICIO ISOMETRICO O ESTATICO:** El término isométrico, significa de iguales dimensiones. Este tipo de contracción muscular produce un incremento en la tensión sin alterar la longitud del trabajo. El fortalecimiento mediante ejercicios isométricos es específico de ángulo articular. A fin de lograr este aumento de la fuerza en toda la gama de movimientos, es necesario entrenar muchos ángulos articulares(17). Algunos estudios indican que los ejercicios isométricos incrementan la velocidad de contracción muscular y el rendimiento motor (1,2). Otros no registran ningún efecto o solo uno menor sobre la velocidad del movimiento (25,27).

**EJERCICIO ISOTÓNICO O DINÁMICO:** Es una designación errónea el término Isotónico, puesto que indica que cualquier tensión ejercida por el músculo o incluso cualquier tensión interna del músculo permanezca constante durante todo el arco de movimiento. En la literatura se considera a los términos cinético o dinámico

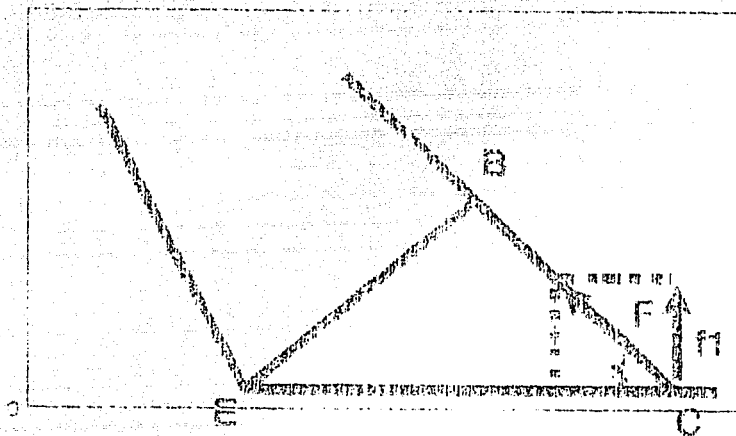
Como idénticos y a menudo se expresa como una repetición máxima. (17). Se utilizan contracciones concéntricas, contracciones excéntricas o una combinación de ambos tipos. En la concéntrica, el músculo se tensa y acorta; en la contracción excéntrica el músculo gana tensión pero se alarga.

**PLIOMETRÍA:** Es el uso de una contracción excéntrica seguida inmediatamente de una concéntrica (2,17).

**FUERZA ROTATORIA:** Componente de la tensión muscular que produce un movimiento alrededor de una articulación. Es equivalente al producto de la tensión muscular total aplicada al tendón por el seno del ángulo de aplicación del tendón. gráfica 2. (17).



# DOS METODOS DE COMPUTAR TORQUE TORQUE IGUAL A $F \times EC$ O $F \times EB$ .



DE ERINISTROM S.; CLINICAL ORTHODONTICS;  
2a ED. FILADELFA, P. A. DAVIS, 1968.

GRAFICA NO. 3

**TORQUE:** Es la eficacia de una fuerza para producir una rotación alrededor de un eje. Es Equivalente al producto de una fuerza por la distancia perpendicular desde el sitio de aplicación al eje:  $T = F \cdot d$  (1.17).

**INTENSIDAD ISOCINETICA:** Torque máximo que puede ejercerse contra un artefacto de limitación de la velocidad. Puede ser definida como torque pico que se produce a una velocidad determinada de contracción sin tener en cuenta el ángulo en que se produce o puede definirse como ángulo específico.

**RESISTENCIA:** Capacidad de continuar una tarea específica.

**FATIGA:** Incapacidad de continuar con una tarea específica. Tiene componentes fisiológicos y psicológicos estimables.

**TRABAJO:** Es igual al producto de la fuerza por la distancia a través de la cual se ejerce la fuerza  $W = F \cdot d$ . Se puede expresar como Newtons-metro. Al realizar el trabajo se gasta energía, por consiguiente, las unidades de trabajo se utilizan, con frecuencia, como unidades de energía. Newton-Metro, Joule. (17).

**POTENCIA:** Es la velocidad con la que se realiza el trabajo. Equivale al trabajo dividido por el tiempo. Se expresa en Watt=1Joule/seg.

**ENERGÍA:** Es igual al producto de la potencia por el tiempo en que ella se gasta. Se expresa en Kilowatts-horas.

La unidad de energía biológica, es la caloría (cal). Una caloría es igual a 4.2 joules.

La articulación de la rodilla es la más compleja, la más grande de la economía, es una articulación ginglymoide (bisagra modificada). Cuenta con dos articulaciones: la Femoropatelar que pertenece al tipo de las troclicentrosis y la Femorotibial que es bicondilo. Los movimientos de la Articulación de la rodilla son:

- A). Movimientos de flexión y de extensión.
- B). Movimientos de Rotación.
- C). Discretos movimientos pasivos de Lateralidad.

Los Movimientos de flexión-extensión se efectúan alrededor de un eje transversal que pasa por los condilos. Se acompañan de un movimiento de rotación de la tibia hacia dentro en la flexión y hacia afuera en la extensión (9,13,15,26). Los primeros 20 grados de flexión ocasionan

un movimiento en mecedora. despues de éste punto la flexión consiste en un movimiento de deslizamiento. despues de los 20 grados de flexión los ligamentos se relajan y permiten el deslizamiento de la rotación del eje. A los 90 grados de flexión es posible obtener 40 grados de rotación. Las fibras anteriores del ligamento lateral interno, se dirigen hacia adelante al descender para insertarse sobre la tibia, disposición oblicua que impide la rotación de esta, al flexionarse la rodilla, los ligamentos laterales superficiales se desplazan hacia atrás y se relajan, desde lo que permite la rotación de ésta. los ligamentos capsulares profundos permanecen tenzos para resistir la rotación excesiva. Cuando rota la tibia sobre el femur la cápsula se tenza y comprime las caras articulares femoral y tibial. En la extensión total de la rodilla no es factible los movimientos de lateralidad. El ligamento cruzado anterior se relaja durante los primeros 15 a 20 grados de rotación externa pero al continuar se tensa sobre la cara interna del cóndilo interno, la saba, que al tanto posterior del menisco interno no permite la rotación externa de la tibia sobre el femur. movimiento que suada ser inhibido por el vasto interno durante los primeros 60 grados de flexión de

la rodilla. El vasto interno tiene su origen en el sistema intermuscular y el epicondilo interno del fémur. Luego desciende hacia afuera hasta alcanzar la spongirosis extensora y la rótula; al contraerse desplaza la rótula hacia la parte superior e interna. Durante la flexo-extension, la tibia sigue la configuración del condilo interno del fémur que es mas largo que el condilo lateral. Durante la extensión la tibia rota sobre el fémur la distancia equivalente a la mitad del ancho de la rótula. Los extensores de rodilla corren internamente, por lo que contribuyen a rotar la tibia durante la extensión. La flexión comenzando desde la extensión total, se inicia con un movimiento simultaneo de rotación interna, tibia sobre fémur, por la contracción del musculo popliteo. La mayor flexión activa, es el resultado de la contracción de los tendones de la corva. Los ligamentos escapulares, tensos durante la extensión completa, se relajan al iniciarse la flexión. El fémur se desliza anteriormente sobre la tibia colocando la superficie redonda posterior mas pequeña de los condilos femorales sobre el platillo tibial. El ligamento cruzado posterior se tensa y actúa como un tope, impidiendo el mayor deslizamiento hacia adelante. En los movimientos de flexion y extensión, los

meniscos, fijos en la tibia, se mueven junto con ella sobre el fémur. Durante la rotación con la rodilla flexionada, los meniscos se mueven junto con el fémur sobre la tibia. Cuando la rodilla se extiende por la contracción del cuádriceps, jala fuertemente la rótula hacia arriba. El cojin de grasa infrarrotuliano y los ligamentos alares conectados a la cavidad de la articulación, también se desplazan anterior y superiormente para impedir que los cóndilos contrahuyan los pellizquen. Las tres carillas de la superficie dorsal de la rótula alternan simultáneamente su contacto con la superficie femoral de la rótula. De flexión a extensión el contacto va de la carilla superior a la media y luego a la inferior.

El recto anterior por si solo no puede extender la pierna completamente: los vastos sobre todo el vasto interno desempeña esta función (16). La rótula aumenta la efectividad del mecanismo exterior mejorando la elevación. La fuerza del cuádriceps necesaria para extender la rodilla contra resistencia varia tambien segun como se aplique esta. No es lo mismo extender la rodilla con un peso colocado sobre el pie que luchar contra una resistencia de un peso igual pero aplicado al pie a través

de un sistema de poleas (29).

Sé sabe que en una posición de semiflexión entre los 30 y 60 grados es más baja, lo que es en condiciones de patología es necesario tomar en cuenta para el tratamiento rehabilitatorio.

## O B J E T I V O S

## O B J E T I V O G E N E R A L :

Desarrollar un Modelo Tecnológico en materia de Rehabilitación, para su empleo en pacientes cuya Lesión de la rodilla deje como secuela disminución de la fuerza muscular y trófismo del cuadriceps.

## O B J E T I V O S E S P E C I F I C O S :

- Analizar los principales mecanismos de lesión que producen secuelas en la rodilla.
- Revisar los aspectos relevantes de la Biomecánica de la rodilla para su aplicación en éste diseño.
- Describir los métodos actuales de medición de la función muscular que fundamentan este proyecto.
- Contactar los recursos humanos y materiales de apoyo para el diseño y construcción del aparato.
- Seleccionar los materiales necesarios en cuanto a calidad, accesibilidad, disponibilidad, resistencia, duración y costo para la construcción del aparato.
- Realizar la construcción del aparato con apego a las especificaciones de los diagramas.
- Explicitar la funcionalidad del diseño.



## MATERIAL Y METODOS

En la elaboración del Plan de trabajo se realizó inicialmente una pesquisa bibliográfica para estructurar la idea con base en fundamentos científicos de los antecedentes preexistentes en el desarrollo Tecnológico en Materia de Rehabilitación, seguido esto de la formulación del Anteproyecto al cual se sometió a discusión en cuanto a la viabilidad del mismo. Posteriormente se contactaron a los recursos Humanos necesarios para el diseño gráfico y construcción del instrumento de investigación.

Contra de los requerimientos considerados para su aplicación clínica se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

1. Ligero y de geometría sencilla, para fácil transporte y acomodo.
2. Resistente y seguro.
3. Facilidad de acceso por el terapeuta físico.
4. Adaptable a personas de diferente talla, peso y edad.
5. Diversidad de posiciones del asiento y respaldo. El asiento debe ser independiente del respaldo.
6. Comodo para el paciente.
7. Buen acabado.

8. Carga Variable pero de fácil control sin que exista  
consumición de tiempo en los cambios de la misma.
9. Mayor calidad posible.
10. Que prácticamente carezca de Mantenimiento.
11. El movimiento de la pierna sobre el muslo es siempre de  
rotación y alrededor de la rodilla.
12. El ángulo de flexión de la cadera debe ser variable  
pero fijo durante el ejercicio.
13. El movimiento de cada articulación es independiente una  
de la otra, de tal forma que pueda utilizarse en  
pacientes amputados, para fortalecimiento de  
cuadriceps en el miembro remanente.
14. Que se puedan implementar en él las técnicas de  
fortalecimiento muscular existentes.
15. De bajo costo y fácil construcción.
16. Que sea susceptible de modificaciones para ser aplicado  
a mayor número de segmentos del cuerpo.

#### FASES ESSENCIALES DE DISEÑO Y CONSTRUCCION

- I. Estructura de Soporte.
- II. Sistema del Respaldo.
- III. Sistema del Asiento
- IV. Brazo de Palanca.
- V. Sistema de Fases.

### 1. ESTRUCTURA DE SOPORTE

Para el diseño de la misma se tomó en cuenta la necesidad de ser aplicada en pacientes de una talla que fluctuara entre 1.50m. 1.98m., además de tener una resistencia de 200kg como límite promedio. Esta estructura cuenta de 2 secciones:

- 1). Sección de apoyo: para la colocación del asiento y resacido con una dimensión de 76cm. de altura y una longitud de 100cm.
- 2). Sección de soporte de pesas: para el montaje del sistema de pesas; sus dimensiones son 190cm. de altura y una longitud de 50 cm.

### MATERIALES

CANTIDAD	ELEMENTO	ESPECIFICACION
18m.	Perfil tubular rectangular ( P.T.R )	1 1/2 X 1/9"
1/2 kg.	Electrodos para soldadura eléctrica.	6013
1	Aparato para soldadura eléctrica.	Miller-Infra 100 amps
2	Hojas de lija para metal	50cm./0.5cm.

## II. SISTEMA DEL RESPALDO

El respaldo se estructura en base a la necesidad de dar posición del tronco con respecto a los miembros pélvicos, llevando las siguientes dimensiones: 70cm. de altura por 60cm. de ancho. Se divide en 2 partes:

- 1). Respaldo
- 2). Mecanismo de inclinación y sujeción: este mecanismo es semejante al que se utiliza en los asientos de los volkswagen, con el fin de lograr inclinaciones del asiento de los 60 grados a los 180 grados, sirviendo como apoyo para los cambios de posición que se requieran ( decúbito supino, decúbito ventral, sedestación).

### MATERIALES

CANTIDAD	ELEMENTO	ESPECIFICACION
3m.	Tubo de acero	3/8 X 1/16"
2	Mecanismos para inclinación de respaldo	asiento de volkswagen
60cm.	Solera Metálica	1X1/8"
4	Tornillos hexagonales	2X1/4"

### III. SISTEMA DEL ASIENTO

En este punto se considera la necesidad de ser adaptado a pacientes de distintas tallas, por lo que será independiente del mecanismo de respaldo. Se considera un ajuste mecánico con una sección fija y otra movable, la primera es de 50 por 20cm. y la segunda de las mismas dimensiones pero debido a la medida del tubo puede introducirse a la sección fija, mediante un tornillo de 20cm. de longitud unido en sus extremos por una perilla que ajuste la distancia requerida.

1). Asiento y Ajuste.

2). Mecanismo de Elevación: para esto se utiliza un gato mecánico para la elevación del asiento, con una manibela que se alcanza manualmente, para ascenderlo de 0 a 45 grados de acuerdo al tipo de movimiento a realizar.

#### MATERIALES

CANTIDAD	ELEMENTO	ESPECIFICACION
3m.	Tubo de acero	3/4 X 1/16"
20cm.	Tornillo, rosca fina	1/4" X 20cm
1m.	Solera Metálica.	1 X 1/3"
1	Sistema de gato mecánico	Volkswagen

## IV. BRAZO DE PALANCA

Para ser posible la colocación del brazo de palanca y la necesidad de ser ajustado a distintas tallas, considerando que la resistencia se vence con un punto de apoyo en el dorso del pie y debe ser constante durante todo el arco de movimiento se colocó una polea de 13cm. de radio fijada mediante un eje a los lados del asiento, a ésta se le monto los brazos de palanca con 2 posiciones una a 90 grados y la otra a 45 adaptable para fortalecimiento de cuádriceps e isquiotibiales. La longitud del mismo va de 32 a 52 cm. Adaptable a cualquier edad desde los 6 años, esto dará la posibilidad de calcular automáticamente por medio de una tabla de estandarización a la vista del terapeuta físico la fuerza de Torque, si se requiere. Esta se divide en: 1). Sujeción. 2). Brazo y ajuste.

## MATERIALES

CANTIDAD	ELEMENTO	ESPECEFICACION
3m.	Tubo de acero	7/8 X 1/16"
3m.	Tubo de acero	3/4 X 1/16"
1	Polea de hierro	13 cm. Radio
4	Tornillo hexagonal	1 1/2 X 7/16"

## V. SISTEMA DE PESAS

Este se calcula de acuerdo a la necesidad de minimizar tiempo para el cambio de pesos con base en la cantidad máxima que levanta un individuo de 70 kg. Talla de 1.77m.a la extensión de rodilla. Que es de aproximadamente de 20Kg. Este sistema consta de:

- 1). Poleas Guía: Su función es la de cambiar la dirección de la carga.
- 2). Polipastos: Esta conformado por 2 poleas fijas y 2 poleas móviles con un diámetro de 8cm. por 1.5cm de ancho.
- 3). Pesas y Guías: Los sistemas son independientes uno del otro para cada rodilla en el movimiento de flexo-extensión, por lo que se coloca un peso de 20 kg total con la utilización de placas de hierro de 15cm. por 15cm, con un espesor de 1/2", cada una, y un peso promedio de 2 Kg. Esto puede ser modificado de acuerdo a las necesidades de cada paciente una vez que se evalúe su funcionalidad. El Sistema esta conectado al resto del mecanismo mediante la utilización de chicote de acero de 1/8".

## MATERIALES

CANTIDAD	ELEMENTO	ESPECIFICACION
12	polea enbalada de acero	8 cm. X 1.5 cm.
2m.	Solera metálica	1 x 1/8"
12	Pernos de acero	2" X 11/16"
12	Chavetas de acero	3"
24	Tornillos de acero	2" X 1/4"
14m.	Chicote de acero	3/32"
3m.	Espiral de acero	3/32"



## ANALISIS DE LA FUNCIONALIDAD DEL APARATO.

Una de las características del presente diseño, es la de cubrir los parámetros requeridos por una Unidad de Medicina de Rehabilitación y ser aplicada en los programas de terapia en los pacientes manejados por lesiones de rodilla, que producen como secuelas: disminución de la fuerza y trofismo en cuádriceps.

Cumplidas las fases esenciales de diseño y construcción, se procedió a efectuar la calibración del aparato, considerando su empleo para establecer técnicas de fortalecimiento muscular ampliamente manejadas en éste tipo de problemas, y la necesidad de tener un seguimiento objetivo de los pacientes, de acuerdo al desempeño observado.

El elemento base, está constituido por una ESTRUCTURA DE SOPORTE, planeada para ser adaptada a pacientes con una talla de 1.45m a 1.98m, con una resistencia de peso promedio de 200kg. Para su funcionalidad se dividió en 2 secciones:

1). SECCION DE APÓYO (anterior). Para la colocación del asiento y respaldo, independientes uno del otro. Con dimensiones de 70cms de altura y 70cms de longitud.

2). SECCION DE SOPORTE DE PESAS (Posterior).

Utilizada para el montaje del sistema de pesas. Con dimensiones de 1.90m de altura y una longitud de 50cm.

Los sistemas descritos a continuación, son los móviles y adaptables a los pacientes. El sistema de RESPALDO, busca resolver la necesidad de dar posición al tronco con respecto a los miembros pélvicos, con dimensiones de 70cm de altura y 60cm de ancho. Con 2 secciones:

1). SECCION DE RESPALDO.

2). SECCION DE MECANISMO DE INCLINACION Y

SUJECION. Semajante al que se utiliza en los asientos de volkswagen, logrando inclinaciones de 60 grados y de 120 grados para la flexión y extensión del tronco, aplicable esto a cambios de posición requeridos como, decúbito supino, decúbito ventral y sedestación. Esto es posible mediante la colocación de una manivela al lado izquierdo del mismo sistema, fácil de manejar por el personal de terapia.

EL SISTEMA DEL ASIENTO, es muy importante puesto que fundamenta la adaptabilidad del aparato. Con 2 secciones:

1). SECCION DE ASIENTO Y AJUSTE.

2). MECANISMO DE ELEVACION.

Se considera un ajuste mecánico con una sección fija y otra móvil. La primera mide 8cm de ancho por 20cm de longitud y la segunda posee las mismas dimensiones pero debido a la utilización de tubular puede introducirse a la sección fija, con un dispositivo mecánico que sueda por maniobrado manualmente mediante una perilla colocada en medio de la sección móvil dando un desplazamiento efectivo de 18cms. Se utiliza un gato mecánico, con una manivela colocada del lado derecho de la sección de apoyo, con la característica de poder extenderlo a 45 grados y medir así el Torque en los distintos grados de extensión.

**SISTEMA DE BRAZO DE PALANCA.** Para ser posible la colocación del brazo de palanca, considerando que la resistencia se vence con punto de apoyo en el dorso del pie, teniendo que ser constante durante todo el arco de movimiento: se colocó una bolsa de 13 cms de radio, fijado mediante un eje a los dedos del Sistema del Asiento. Se colocó 2 brazos de palanca para 2 posiciones una a 90 grados y la otra a 45 grados, adaptable para fortalecimiento de cuadriceps e isquiotibiales. Cada sistema es independiente para cada miembro pélvico. La longitud de cada brazo va de 32 a 52cm, adaptable a cualquier edad a partir de los 6 años. Esto dará la

posibilidad de calcular automáticamente, por medio de una Tabla de Estandarización a la vista del terapista físico el TORQUE estimado en Newtons-metro. Este Sistema tiene 2 secciones:

- 1). SECCION DE SUJECION.
- 2). SECCION DE BRAZO Y AJUSTE.

EL SISTEMA DE PESAS. Se desarrollo este sistema para minimizar tiempo en el cambio de pesas, mediante un dispositivo de pernos, manejados manualmente. Se determino la cantidad maxima que logra levantar un individuo sano de 70kg. de peso y una talla de 1.77m a la extensión de rodilla, determinandose una cifra de 20 kg por rodilla. Consta de 3 elementos:

1). POLEAS GUIA. Cuya función primordial es la de cambiar la dirección de la carga.

2). POLIFASTOS. Constituidos por 2 poleas fijas y dos poleas móviles, en pares; la medida de cada polea es estándar de 7.5cm de diámetro por 1.5cm de ancho. Cada una de ellas consta de un valero de alta fricción de 11/16 de pulgada que aumentan la funcionalidad del sistema.

3). PESAS y GUIAS. Cada Sistema es independiente uno del otro para cada rodilla, en el movimiento de flexión y extensión.

Se utilizaron 20 placas de hierro de 15cmx15cm y un espesor de 1/2 pulgada, con peso promedio de cada una de 2 Kg, correspondiendole a cada sistema 10 placas, con peso de 20 kp.

Todo el mecanismo está conectado por medio de cable de acero de 1/8 de pulgada.

#### CALIBRACION DEL APARATO

Sabemos que el TORQUE es la eficacia de una fuerza para producir una rotación alrededor de un eje. Que es equivalente al producto de una fuerza por la distancia perpendicular desde el sitio de aplicación, al eje de rotación.

Se pueden establecer las siguientes relaciones:

$$\text{TORQUE} = \text{FUERZA} \times \text{DISTANCIA} \quad \text{---} \quad T = F \times D.$$

Para fines de nuestro aparato:

$$\text{TORQUE} = \text{FUERZA DEL CHICOTE} \times \text{DISTANCIA DEL CHICOTE}$$

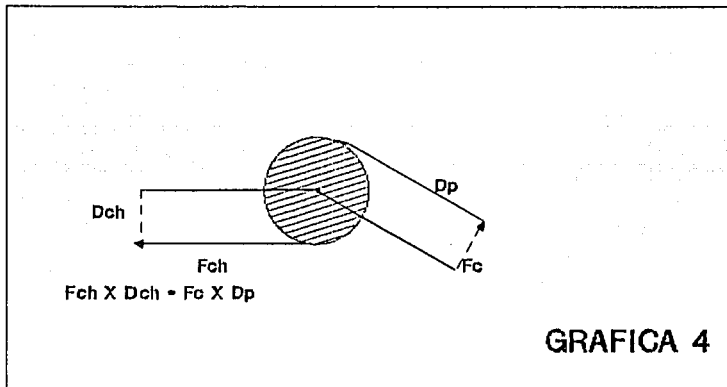
$$T = F_{ch} \times D_{ch}$$

Que equivale a:

$$\text{TORQUE} = \text{FUERZA DEL CUADRICEPS} \times \text{DISTANCIA DEL PUNTO DE APOYO EN EL DORSO DEL PIE.}$$

$$T = F_c \times D_p$$

# ANALISIS DE LA FUNCIONALIDAD DE LIG DETERMINACION DE FUERZA DE TORQUE ESTABLECIMIENTO DEL PAR.



GRAFICA 4

$F_{ch}$  = Fuerza del chicote

$F_c$  = Fuerza del cuadriceps

$D_{ch}$  = Distancia del Chicoto

$D_p$  = Distancia al punto de apoyo (dorso del pie)

Se establece el "P.A.R.", de equilibrio, donde:

FUERZA DEL CHICOTE X DISTANCIA DEL CHICOTE = a la

FUERZA DEL CUADRICEPS X DISTANCIA DEL PIE

$$F_{ch} \times D_{ch} = F_c \times D_p$$

$$F_{ch} = F_c \frac{D_p}{D_{ch}}$$

— mayor que 1.

$D_{ch}$

Ej. Si la  $D_p$  es de 40cm y la  $D_{ch}$  es de 10cm, entonces:

$$F_{ch} = F_c (40/10) = 4 F_c \text{ se aumenta la fuerza.}$$

Si el paciente hace una fuerza de 20 Newtons, el Chicote

Soportará una fuerza de  $20(4) = 80$  Newtons.

No debemos de olvidar que los cables solo usan la carga

(P). Por lo que:

$$F_{ch} = 4 \times P \text{ ----- } P = F_{ch}/4$$

Y si el paciente efectua una fuerza de 20Newtons,

tendremos:

$$F_{ch} = 4 F_c$$

$$P = 4 F_c/4 \text{ ..... De donde } P = F_c$$

Sabemos que el radio de la polea central es de 13cm=0.13m

Equivalente a la distancia del chicote ( $D_{ch}$ ). Este valor

siempre es constante y la distancia del eje de la polea al

apoyo del brazo distancia del pie ( $D_p$ ) es variable con 7

posiciones, pudiendo tomar solo los siguientes valores:

DISTANCIAS DEL BRAZO DE PALANCA <sup>†</sup>		
Dp0	=	32cm
Dp1	=	35cm
Dp2	=	38cm
Dp3	=	42cm
Dp4	=	45cm
Dp5	=	48cm
Dp6	=	52cm

<sup>†</sup> Calculado a partir del eje de la polea

Central al punto de apoyo del dorso del Pie.

De igual manera, el peso es variable, pero solo puede tomar los valores siguientes, en relación a que cada peso tiene un valor de 2kg promedio. Las unidades que se utilizan son en Newtons, y la fuerza de aceleración de la gravedad estimada en la Ciudad de México es de  $9.79m/sec^2$ .



NUMERO DE LA PESA	PESO (kg)	PESONewtons
0	2	19.56
1	4	39.12
2	6	58.62
3	8	78.24
4	10	97.80
5	12	117.36
6	14	136.92
7	16	156.48
8	18	176.04
9	20	195.60

De tal forma, se puede calcular el per para cada posición, con la estandarización correspondiente del aparato. Se coloca la tabla de los cálculos en un posición visible para el terapeuta, quien registra los resultados en forma objetiva.

## TORQUE ESTIMADO SEGUN ESTANDARIZACION DEL L. G. I.

PESA	F O S I C I O N						
No.	0	1	2	3	4	5	6
0	31.78	39.06	26.76	34.21	22.60	21.18	18.95
1	63.57	58.11	53.52	48.42	43.20	42.37	39.11
2	95.25	87.08	80.21	72.57	67.73	63.50	59.61
3	127.12	116.22	107.95	96.95	90.40	84.75	79.33
4	158.90	145.28	133.01	121.07	113.00	105.93	97.78
5	190.68	174.34	160.57	145.28	135.60	127.12	117.34
6	222.46	203.40	187.34	169.50	158.20	148.31	136.90
7	254.25	232.45	214.10	193.71	180.60	169.50	156.46
8	286.06	261.54	240.89	217.95	203.42	190.70	176.03
9	317.84	290.60	267.65	242.16	226.02	211.89	198.59

## D I S C U S I Ó N

El L.G.17, puede ser utilizado en el Gimnasio Terapéutico, para la implementación de los métodos tradicionales de fortalecimiento muscular para cuádriceps, desde ejercicios de resistencia isométrica, con los métodos isométricos, isotónicos e isocinéticos hasta pliométricos. Se efectuó una estandarización para la medición del Torque, sirviendo como parámetro para efectuar programas de Rehabilitación.

Se analizaron las ventajas y desventajas de los distintos aparatos utilizados para desarrollar fuerza muscular, incluyendo los del presente proyecto (2,5,9,11,13,17 y 27).

El costo promedio se calcula en 1'000.000,00 de pesos, con todos los materiales disponibles en nuestro medio y de fabricación nacional. En cuanto al número de segmentos anatómicos manejables con el aparato, se reduce a la articulación de la rodilla, con decantamientos separados para cada miembro pélvico. Tiene la posibilidad de que al cambiar el brazo de palanca de la posición utilizada para el cuádriceps de los 90 a los 45 grados, funciona para iscuotibiales, con las mismas características mencionadas.

La especificidad angular, puede ser estimada por la colocación de un sistema de poleas que orienten el sentido de la carga y reduzcan el esfuerzo. La polea central, colocada en el Sistema del Asiento, asegura este principio, dando una carga constante durante todo el arco de movilidad de la rodilla, desde los 145 grados de flexión a los 100 grados de extensión. Otras de las características ofrecidas, es que no requiere de un entrenamiento sofisticado para aprender a manejarlo por parte del personal de terapias, ya que basta con explicar los principios mecánicos y biomecánicos, para iniciar su uso. En cuanto a su mantenimiento, tendrá que hacerse pruebas a largo plazo para establecer la efectividad de cada uno de sus componentes, pero por los cálculos de diseño y construcción, se considera que es de bajo mantenimiento.

Como prototipo, sabemos que puede tener deficiencias, además de las dificultades técnicas afrontadas durante su construcción, el tener que modificar mecanismos en los sistemas de diseño ya analizados, para lograr los objetivos.

Dentro de estas dificultades técnicas, mencionaremos los cambios en los polipastos que de ser verticales, integrados por 2 poleas en cada sistema, de distintos diámetros, se modificaron al uso de 1 polea para cada sistema móvil y fijo, colocadas horizontalmente. Esto aumenta la efectividad de los sistemas sin la alteración del costo de los materiales.

Efectuamos una relación entre ventajas y desventajas de los distintos aparatos, con los que se cuenta actualmente para desarrollo de fuerza y trefilado muscular. Los puntos analizados son los siguientes:

10. DISPONIBILIDAD EN NUESTRO MEDIO.
20. COSTO.
30. NUMERO DE SEGMENTOS ANATOMICOS MANEJABLES.
40. ESPECIFICIDAD ANGULAR.
50. DIFICULTADES DE MANEJO (Aspectos técnicos).
60. MANTENIMIENTO.

RELACION DE VENTAJAS Y DESVENTAJAS DE LOS DISTINTOS TIPOS DE APARATOS  
UTILIZADOS PARA DESARROLLAR FUERZA MUSCULAR

TIPO DE APARATOS	DISPONIBILIDAD EN NUESTRO MED.	COSTO	NO. SEGMEN. ANATOMICOS MANEJABLES	ESPECIFICIDAD ANGULAR	DIFICIL DE MANEJO	MANTENIMIENTO
BRAZO DE PALANCA MESA N-K	B	M	B	M	H	B
MESA DE ELGIN	M	A	A	M	A	M
NAUTILUS	N	A	M	M	A	M
CYBEX I CYBEX II	N	A	M	A	A	M
EQUIPO AEROBICO CUANTITATIVO	B	A	M	B	A	M
L. G. I.	A	B	B	A	B	B

CLAVE	
ALTA	= A
MODERADO	= M
BAJA	= B
NULA	= N

## R E S U M E N

El presente Trabajo, consta de 2 grandes partes, que representan el Proceso I. G. I.: Analiza el Desarrollo Tecnológico en Materia de Rehabilitación planteando las necesidades críticamente, por no estar desarrollada a todas sus posibilidades.

Diseña y Construye un Aparato cuyo fin sea el de demostrar la factibilidad potencial para impulso de esta área de la Especialidad muy importante. Hace una aportación objetiva de un equipo para fortalecimiento de cuádriceps en pacientes que debido a una lesión en la articulación de rodilla sea como secuela disminución del tono y fuerza muscular.

Este Prototipo, se planeó, diseñó y construyó, con apoyo de la ingeniería electromecánica y la ingeniería en computación. Se lleva a cabo del mes de Junio de 1985 al 15 de Febrero de 1990, con un periodo efectivo de 7 meses.

El anteproyecto se realiza en base a principios científicos, mecánicos y biomecánicos, que fundamentaron su creación. Se pretende que sea aplicado, en el área de terapias, teniendo la ventaja de poder ser adaptado a individuos de diferentes tallas, edades y pesos.

Con este equipo se pueden aplicar las técnicas de fortalecimiento muscular, para cuádriceps; estando estandarizado para medición del Torque, cuya determinación directa media la posibilidad de efectuar una valoración de la terapia para establecer los programas de Rehabilitación.

Su adaptación puede llevarse a efecto en individuos con tallas de 1.45m hasta 1.95m, resistencia al peso de la estructura de soporte de 200kg promedio. Costo de 1.000.000.00 de pesos y posibilidades de efectuar modificaciones para aumentar su efectividad. A futuro se planean estudios clínicos prospectivos en pacientes con lesiones de rodilla, para probar sus posibilidades globales y de cada uno de sus componentes.



## C O N C L U S I O N E S

El L. G. I. Puede ser utilizado en el Gimnasio Terapéutico para la implementación de los métodos tradicionales de fortalecimiento muscular para cuádriceps e isquiotibiales, desde ejercicios de resistencia progresiva, con los métodos isométrico, isotónicos e isocinéticos, hasta pliométricos.

Particularmente se estandarizó para medir el torque, sirviendo como parametro al efectuar programas de Rehabilitación.

El costo promedio se calcula en 1'000,000.00 de pesos, con todos los materiales disponibles en nuestro medio y de producción nacional.

Es importante hacer notar que este Proyecto, se continuara para probar su efectividad en estudios-clinicos prospectivos, incluso efectuarle modificaciones que la aumenten, mediante la utilización de dispositivos electrónicos para biorretroalimentación con monitores y programas de computación.

Este trabajo se enfoca en la Investigación Tecnológica en Materia de Rehabilitación, a la fecha no desarrollada cabalmente en todas sus posibilidades en México.

Pretende motivar el interés para producir tecnología apropiada con los recursos disponibles en nuestro medio, cuyos resultados beneficien a un gran número de pacientes.

A 10 años de finalizar el Presente Siglo e iniciar el año 2,000, se siguen efectuando trabajos de investigación clínica, que generalmente expresan los resultados de la Medicina Institucional en su aspecto asistencial, existiendo tendencia a repetir estudios de otros países, sin identificar nuestros problemas de salud.

Evidentemente en situaciones de restricción económica actual, una tarea fundamental del Médico Rehabilitador es la de mantenerse a la vanguardia del Desarrollo Tecnológico, creando los instrumentos requeridos para mayor calidad de su labor. Esto constituye "La Mística de Servicio de Alta Responsabilidad".

## BIBLIOGRAFIA

1. Astrand P.O.: Exercise Physiology and its Role in Disease Prevention and Rehabilitation. *Ann. Phys Med Rehabil.* Vol. 65, May 1967, Pgs. 385-393.

2. Bachman E.: Methods for measurements of muscle function. *Scand J Rehab Med. Supplement.* 1968, Page. 1-33.

3. Barbosa V. M.: Instituto Nacional de Medicina de Rehabilitación. *Revista de Medicina Física y de Rehabilitación.* Vol. 13, No. 3, May, 1971, Page. 104-119.

4. Enomoto M, Iwano M.: *Respiratory Function. Therapeutic Exercise.* Harjo Family, 1971, Page. 227-233.

5. Borges G.: Inspección and Evaluación Muscular y Función and Fisiología de Mus and Muclos. *Ann. Phys Med Rehabil.* Vol. 65, May 1967, Pgs. 385-393.

Japan. Med. Vol. 21, 1928, Page. 21-53.

6. Brown H.: Resistance Exercise Effects on aging  
 Skeletal muscle in Rats. Physical Therapy, Vol 85, No. 1,  
 Jan 1965, Page. 40-53.

7. Guanta F.: Principles of Pharmacy. Mc. Graw Hill,  
 N.Y.N. Fourth ed. 1964 pag. 57-101.

8. Gualtieri R.: Medicina Veterinaria; Ricordi. Manual  
 Medicina. Ed. Ediziot. 1977. Page. 1-200.

9. Blair H., White F.: Management of Joint Motion &  
 Range of Motion. F.A. Davis Company, Philadelphia,  
 Second Edition, 1967, Page. 1-107.

10. Lee H., Foss J., Ebert J., Carter S.: Improving The  
 Quality of Clinical Examination: The Reliability  
 of Physical Examination and Performance. Arch Phys Med  
 Rehabil, Vol 70, August 1989, Page. 534-544.

11. Fitts P.: The Information Capacity of the Human  
 Motor System in Control of Amplitude of Movement.  
 J. Exp. Psychol. 1954; 47: 381-391.

1. *Scand J Sport Sci*, Vol. 70-B, No. 4, August 1988, Pages 225-230.

12. Grandjean, G. et al.: Muscle Adaptive changes in Postural Instability. *Scand J Sport Sci* Vol 11, 1989, Pages 19-22.

13. Grandjean, G., DeLuca, C.J.: Electromyography and Sports Performance. *Physical Therapy*, The C.V. Mosby Company, Vol. 2, 1985, Pages 1-225.

14. Grandjean, G. et al.: Relationship Between Muscle Inactivation Variables and Kinetic Load Torque Production. *Physical Therapy*, Vol 67, No. 1, Jan. 1987, Pages 24-31.

15. Grandjean, G. et al.: Intermuscular Co-ordination: A Discussion. *Physical Therapy*, 1988, Pages 1-216.

16. Grandjean, G., DeLuca, C.J.: Active and Passive Stability of the Knee Joint in Humans. *Ann NY Acad Sci*, 1987, Vol. 501, Pages 141-147.

17. Latham, E.J.: Experimental Toxicology and Pharmacology of the Nervous System. Human: Medicine, Toxicology, and Pharmacology. Int. J. Neuropharmacol. 1975, Page 471-511.

18. Latham, E.J. De Mar and Leslie: Biochemistry. A study of drug action and metabolism. Edward J. Latham, Ed. Supplement, 1984, Page 1-15.

19. Latham, E.J. De Mar T.: A multiple choice approach to drug action. Int. J. Neuropharmacol. Vol. 15, May 1986, Page 340-349.

20. Latham, E.J.: Experimental Case for Arteriosclerosis. In the Drug and Alcohol. Orthopedic Clinics of North America, Vol. 17, No. 1, October 1986, Page 715-719.

21. Latham, E.J.: Experimental Case for Arteriosclerosis. In the Drug and Alcohol. Orthopedic Clinics of North America, Vol. 17, No. 1, October 1986, Page 715-719.

de la Universidad Nacional Autónoma de México, 1956.  
pp. 1-22.

20. Butler C. Use of computers in archaeology.  
Proceedings of the 1964 Annual Meeting of the  
Society for American Archaeology, Vol. 17, No. 1,  
1964, pp. 315-317.

21. Gilman J. C. *El Arte y Tecnología. Una  
Historia de la Tecnología 1900-1960.* Los Angeles, Biblioteca  
de la Universidad de California, Vol. 197, Page 91-92.

22. Grier G. *El Arte y Tecnología en América.*  
Editorial Nacional, S.A., Barcelona España, 1967.  
Page 101.

23. Gilman J. C. *El Arte y Tecnología en América.*  
Editorial Nacional, S.A., Barcelona España, 1967.  
Page 101.

24. Gilman J. C. *El Arte y Tecnología en América.*  
Editorial Nacional, S.A., Barcelona España, 1967.  
Page 101.

77. W. J. G. van der Meulen, Effect of the Human Body  
on the Design of Buildings, Technical Note, Building Research  
Board, London, 1961, Page 101-102.

78. W. J. G. van der Meulen, Effect of the Human Body  
on the Design of Buildings, Technical Note, Building Research  
Board, London, 1961, Page 101-102.

79. W. J. G. van der Meulen, Effect of the Human Body  
on the Design of Buildings, Technical Note, Building Research  
Board, London, 1961, Page 101-102.

80. W. J. G. van der Meulen, Effect of the Human Body  
on the Design of Buildings, Technical Note, Building Research  
Board, London, 1961, Page 101-102.



## A N E W S

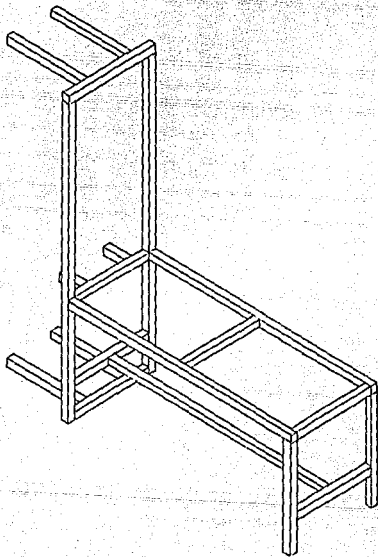
"PROYECTO L. G. I."

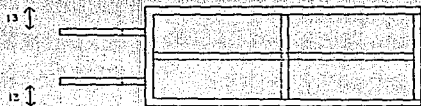
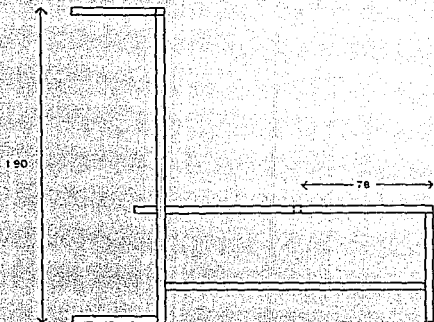
DR. E. IVAN COBIAN D.

INMR

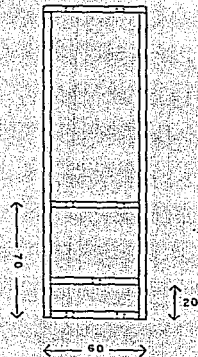
Esc. 1: 20

ESTRUCTURA DE SOPORTE

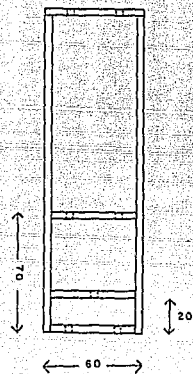
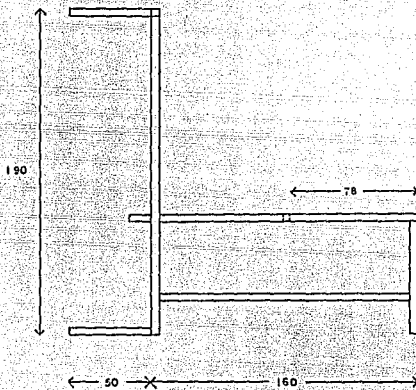




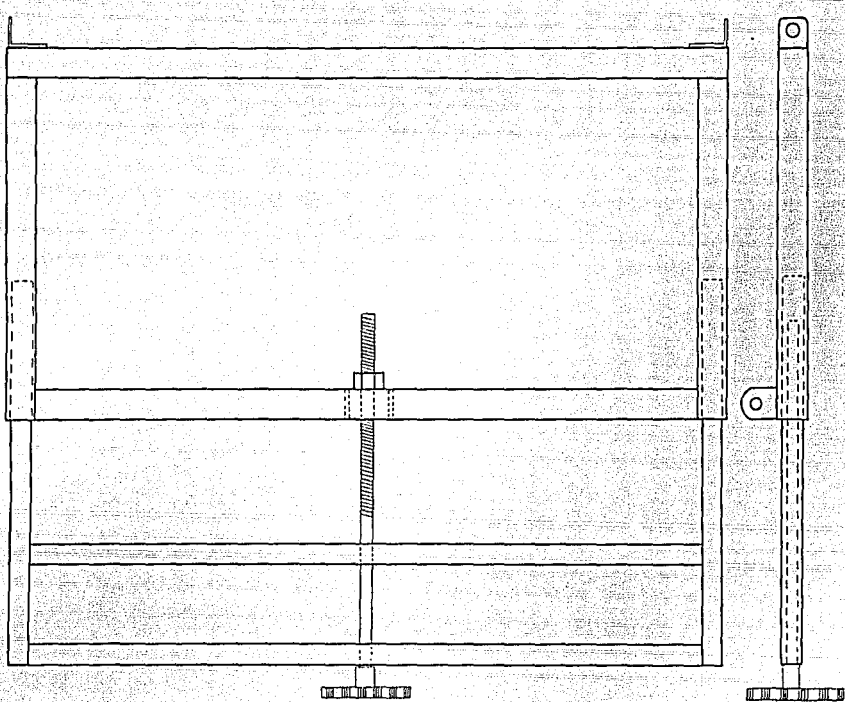
<15>



PROYECTO L. G. I.  
 DR. E. IVAN COBIAN D.  
 INMR  
 Esc. 1:20  
 ESTRUCTURA DE SOPORTE



PROYECTO L. G. I.  
 DR. E. IVAN COBIAN D.  
 INMR  
 Esc. 1:20  
 ESTRUCTURA DE SOPORTE



"PROYECTO L. G. I."

Sistema del asiento

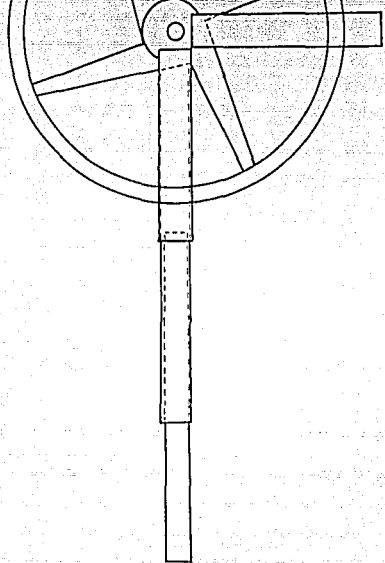


"PROYECTO L. G. I."

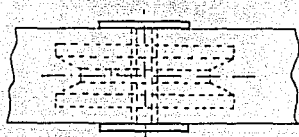
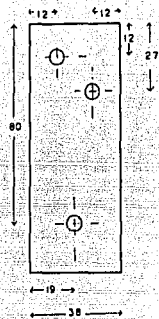
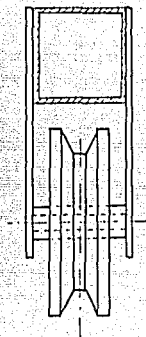
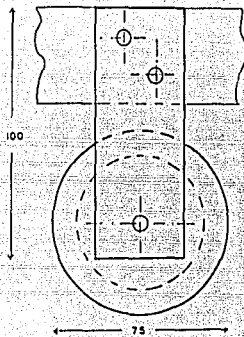
Sistema del asiento

DR E IVAN COBIAN D  
INMR









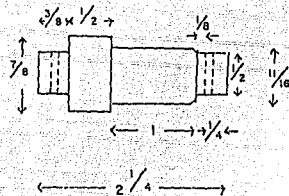
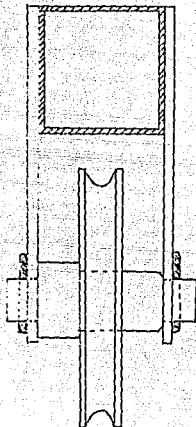
"PROYECTO L. G. I."

Sistema de poleas

DR E IVAN COBIAN D  
INMR

Esc. 1:1

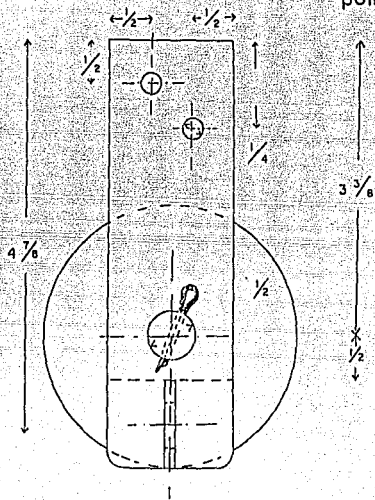
polea fija



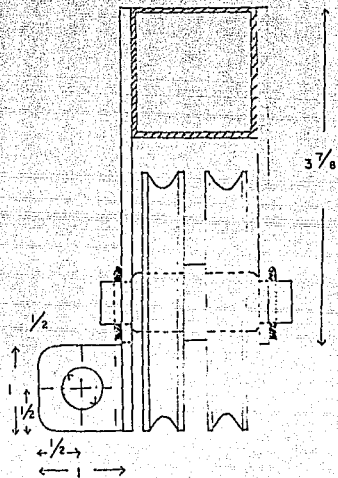
NOTA: las placas son iguales a la placa izquierda del polipasto fijc

DR. E. IVAN COBIAN D.  
INMR

Exc. 1-1



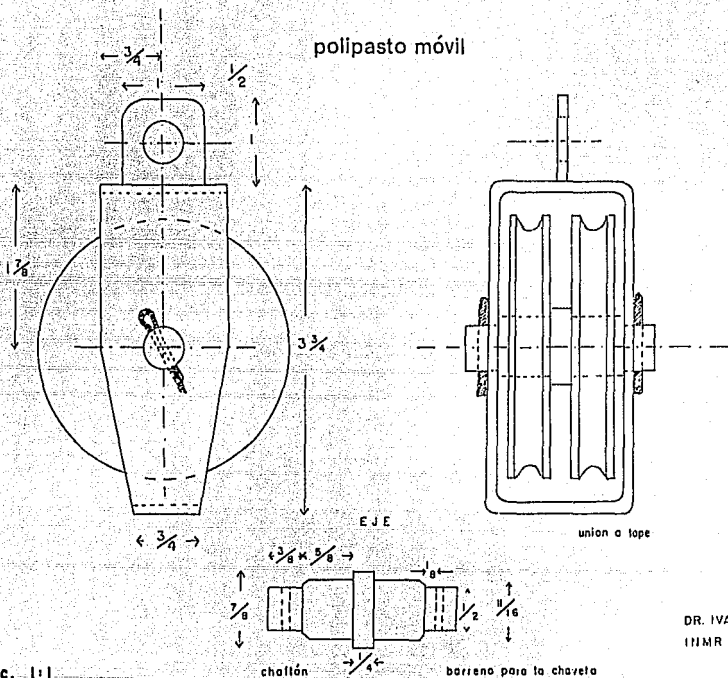
polipasto fijo



NOTESE: la diferencia en ambas placas.  
la placa derecha lleva soldado  
una placa barrenada para la  
colocación del chicote.

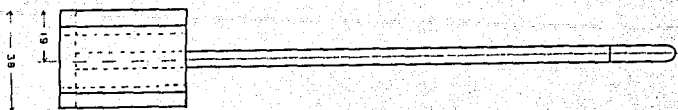
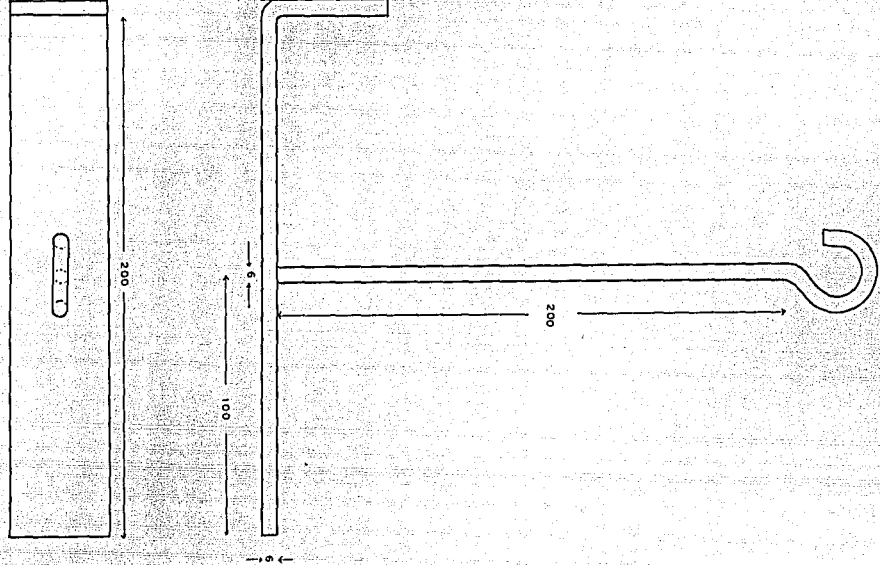
DR. E. IVAN COBIAN D.  
INMR

polipasto móvil



Esc. 1:1

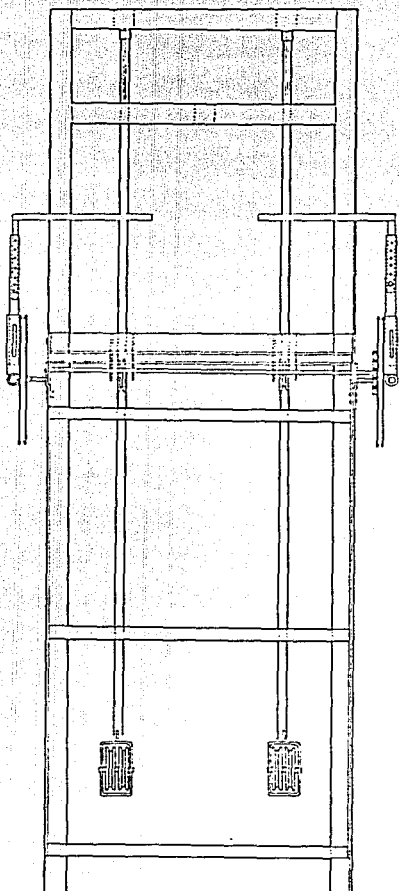
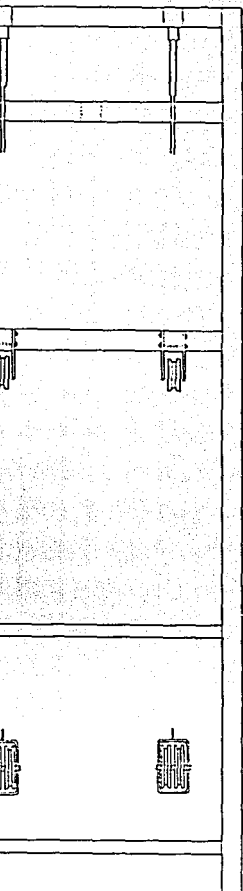
DR. IVAN COBIAN D.  
INMR

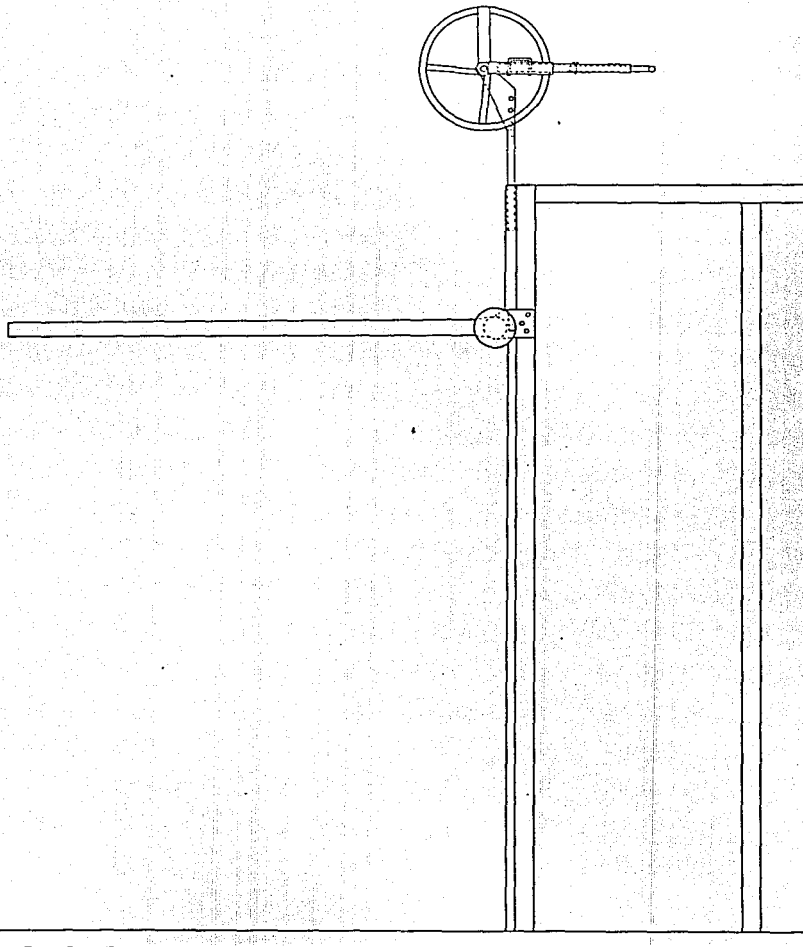


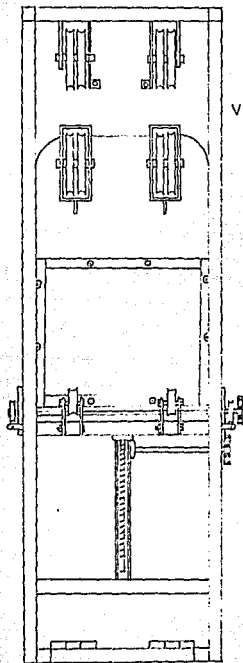
"PROYECTO L.G. I"

Sistema de pesas y gufas

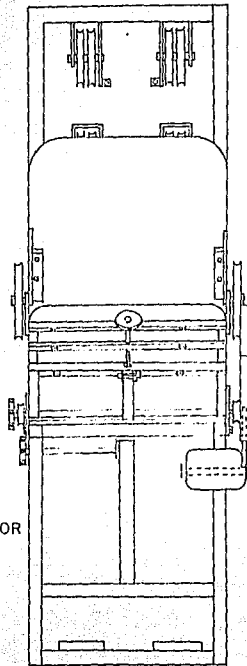
DR. E. IVAN COBIAN O.







VISTA POSTERIOR

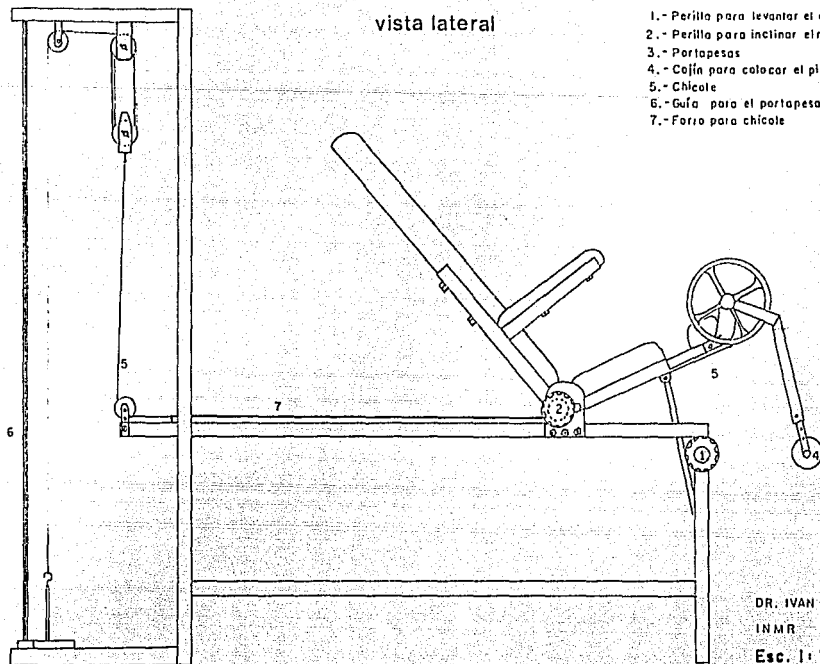


VISTA ANTERIOR



vista lateral

- 1.- Perilla para levantar el asiento
- 2.- Perilla para inclinar el respaldo
- 3.- Portapesas
- 4.- Caja para colocar el pié
- 5.- Chicle
- 6.- Guía para el portapesas
- 7.- Forro para chicle



DR. IVAN COBIAN D.  
INMR  
Esc. 1:10

PROYECTO LGI

DESARROLLO TECNOLÓGICO EN MATERIA DE REHABILITACION  
APARATO PARA FORTALECIMIENTO DEL MUSCULO CUADRICEPS

DR IVAN COBIAN DOMINGUEZ

INMR

