



**UNIVERSIDAD NACIONAL
AUTONOMA DE MEXICO**



**FACULTAD DE MEDICINA
SECRETARIA DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE
REHABILITACIÓN**

IMPACTO DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA EN LA MODIFICACION DE LOS PARAMETROS BIOMECANICOS Y LA CALIDAD DE VIDA DE LAS MUJERES OBESAS

T E S I S

**PARA OBTENER EL GRADO DE
MÉDICO ESPECIALISTA EN:
MEDICINA DE LA ACTIVIDAD
FÍSICA Y DEPORTIVA**

**P R E S E N T A :
DR. OSCAR CALVO LOPEZ**

**PROFESOR TITULAR
M.E. JOSÉ CLEMENTE IBARRA PONCE DE LEON**

MÉXICO, D.F. ABRIL 2010



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.



**INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
SUBDIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN Y ENSEÑANZA
DIVISIÓN DE INVESTIGACIÓN**

**IMPACTO DEL ENTRENAMIENTO DE FUERZA EN LA MODIFICACION DE LOS
PARAMETROS BIOMECANICOS Y LA CALIDAD DE VIDA DE LAS MUJERES OBESAS**

AUTOR

DR. OSCAR CALVO LOPEZ
MEDICO RESIDENTE EN MEDICINA DE LA ACTIVIDAD FISICA Y DEL DEPORTE

PROFESOR TITULAR DE LA ESPECIALIDAD

DR. JOSÉ CLEMENTE IBARRA PONCE DE LEON

DIRECTORA DE ENSEÑANZA

DRA. MATILDE L. ENRIQUEZ SANDOVAL.

SUBDIRECTORA DE POSGRADO Y EDUCACIÓN CONTINUA

DRA. XOCHIQETZAL HERNANDEZ LOPEZ.

JEFE DE ENSEÑANZA DE REHABILITACION

DR. LUIS GOMEZ VELASQUEZ

ASESORES

Director de tesis

M. en C. IVETT QUIÑONES URIÓSTEGUI

JEFE DEL LABORATORIO DE ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO: TORRE DE INVESTIGACIÓN

Asesor clínico

DR. LEONEL GARCÍA GÓMEZ.

JEFE DEL SERVICIO DE REACONDICIONAMIENTO FISICO: MEDICINA DEL DEPORTE.

Asesor metodológico

I.B. ANA MORENO HERNANDEZ

INGENIERO BIOMÉDICO ADSCRITA AL LABORATORIO DE ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO:
TORRE DE INVESTIGACIÓN.

Agradecimientos

A Dios; gracias por tu gran virtud.

Madre (†) que siempre, siempre creíste en mí, dedico esta tesis en honor a tu infinita ternura.

Hermanos gracias por su apoyo moral. Los quiero.

Hijos Yamely Anahi, Oscar Mario (†), Oscar Eduardo su existencia es mi bendición. Los amo.

A mis asesores. Por su comprometido y decisivo apoyo desde el inicio hasta la culminación de este proyecto de investigación, sin ustedes no hubiera sido posible. Gracias por siempre.

M.D. André P Hills. Escuela de estudios de movimiento humano. Universidad y tecnológico de Queensland, Brisbane, Queensland, Australia. Por facilitarnos tres de sus investigaciones científicas en biomecánica de obesos publicados en diversas Journal de alto impacto. Sencillez que distingue a las grandes personalidades. Gracias.

Dr. José Francisco Ramos Becerril. Internista, Cardiólogo y Rehabilitador Cardíaca. División de Rehabilitación Cardiopulmonar. Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) por su apoyo incondicional en las evaluaciones y la realización de las pruebas de esfuerzo con motorización cardíaca continua. Maestro y amigo siempre.

Dr. René Lugo Osakí. Maestro en ciencias. Instituto Nacional de enfermedades Respiratorias (INER) por su interés, entusiasmo además de sus observaciones metodológicas, en este trabajo de investigación, consejos y críticas siempre constructivas. Amigo gracias.

Dr. Renan León. Maestro en ciencias. Jefe del Hospital de Rehabilitación Pediátrico. Instituto Nacional de Rehabilitación (INR). Entusiasta interesado siempre en los estudiantes sin pedir nada a cambio. Gracias por las verificaciones y las observaciones que siempre enriquecen el método científico. Maestro e investigador, su vida.

Lic. Ivette Mendieta Wejebe. Estudiante de maestría en ciencias Instituto Politécnico Nacional (IPN). Hospital de la comunicación Humana. Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), Por su cariño, amor y paciencia en los momentos críticos en el proceso de esta investigación. Siempre amiga.

Ing. Evaristo Vela Peña. Laboratorio de análisis del Movimiento. Torre de Investigación. Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), siempre entusiasta y colaborador en los proyectos de los médicos residentes. Mi más sincero agradecimiento.

Ing. Isaac San Pablo Tovar. Maestro en ciencias. Laboratorio de Análisis del Movimiento. Torre de Investigación. Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), sus observaciones culminaron lo posible. Amigo y maestro siempre.

L. T.S. Irma Velásquez Barrera. Subdivisión de Medicina del Deporte. Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), tu apoyo en los trámites de ingreso a este instituto fue crucial en el avance y desarrollo de este proyecto. Gracias por tu amistad.

M. en C. Andrea Peguero. Departamento de farmacología del deporte. Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) por su valiosa observación a este trabajo y su confianza a la misma para su finalización. Maestra de generaciones.

A los Licenciados en terapia física, ortesis y prótesis, José Luis Silva, Luis Noé Sánchez Mendoza, Francisco Gózales Armendáris. Su apoyo en las sesiones de entrenamiento. Ejemplo del compañerismo que domina en esta división. Gracias.

Por último a todos aquellos no menos importantes que omito por espacio que apoyaron en forma directa y/o indirecta este proyecto de investigación les doy mis más sinceros agradecimientos.

CONTENIDO

1.	RESUMEN.....	6
2.	INTRODUCCIÓN.....	7
2.1.	DEFINICIÓN DE OBESIDAD.....	7
2.2.	EPIDEMIOLOGÍA.....	7
3.	ANTECEDENTES.....	9
3.1.	BIOMECÁNICA DEL OBESO.....	9
3.1.1.	LA MARCHA.....	10
3.1.2.	MOVIMIENTO SENTADO-PARADO (S-P).....	12
3.1.3.	BALANCE Y POSTURA.....	13
3.2.	LA FUERZA DE EXTREMIDADES INFERIORES Y SU EVALUACIÓN.....	15
3.3.	CALIDAD DE VIDA: ESCALA FUNCIONAL DE WOMAC.....	16
4.	JUSTIFICACIÓN.....	16
5.	PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA.....	17
6.	HIPÓTESIS.....	17
7.	OBJETIVOS.....	17
7.1.	OBJETIVO GENERAL.....	17
7.2.	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	17
8.	METODOLOGÍA.....	17
8.1.	DISEÑO DEL ESTUDIO.....	17
8.1.1.	POBLACIÓN DE ESTUDIO.....	18
8.1.2.	CRITERIOS DE INCLUSIÓN.....	18
8.1.3.	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN.....	18
8.1.4.	CRITERIOS DE ELIMINACIÓN.....	18
8.2.	DIAGRAMA DE FLUJO (METODOLOGÍA).....	18
9.	PROTOCOLO DE EVALUACIÓN.....	20
9.1.	MUESTRA DE ESTUDIO.....	20
9.2.	HISTORIA CLÍNICA.....	20
9.3.	ANÁLISIS DE LABORATORIO.....	20
9.4.	ANÁLISIS BIOMECÁNICO.....	20
9.4.1.	ANÁLISIS DE MARCHA.....	20
9.4.2.	ANÁLISIS DE BALANCE ESTÁTICO.....	20
9.4.3.	CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LA MARCHA Y DEL MOVIMIENTO S-P.....	21
9.5.	CALIDAD DE VIDA: ESCALA FUNCIONAL (WOMAC).....	21
9.6.	ANÁLISIS ISOCINÉTICO (ANÁLISIS DE LA FUERZA).....	22
9.7.	PRUEBA DE TRES REPETICIONES MÁXIMAS (3RM).....	22
9.8.	REGISTRO DE ACTIVIDADES.....	22
10.	MÉTODO ESTADÍSTICO.....	23
10.1.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	23
11.	CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	24
12.	SEGURIDAD.....	24
13.	RESULTADOS.....	24
13.1.	ANÁLISIS DE LA FUERZA.....	24
13.2.	ANÁLISIS DE LOS PARAMETROS ESPACIO-TEMPORALES DE LA MARCHA.....	25
13.3.	ANÁLISIS POSTUROGRAFÍA (ROMBERG).....	25
13.4.	ANÁLISIS DE LA CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LA MARCHA.....	27
13.5.	ANÁLISIS DE LA CINÉTICA Y CINEMÁTICA DEL MOVIMIENTO S-P.....	27
13.6.	ANÁLISIS DE CALIDAD DE VIDA: ESCALA FUNCIONAL (WOMAC).....	29
14.	DISCUSIÓN.....	29
15.	CONCLUSIÓN.....	32
16.	LIMITACIONES DE ESTUDIOS Y FUTURAS INVESTIGACIONES.....	33
17.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	34
18.	ANEXOS.....	39

1. RESUMEN

Antecedentes: La obesidad es un problema de salud pública, tanto en países desarrollados como en vías de desarrollo. En México, con datos de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT, 2006), se encontró que alrededor de 30% de la población mayor de 20 años (mujeres 34.5%, hombres 24.2%), tienen algún grado de obesidad. En la actualidad, las alteraciones biomecánicas, figuran entre los padecimientos menos estudiados en la población obesa. Algunas de estas alteraciones pueden limitar a las personas con obesidad, realizar actividades de la vida diaria (AVD), como puede ser el caminar, subir escaleras o pararse-sentarse (S-P) de una silla, así como, pérdida del equilibrio y presentar una caída disminuyendo su calidad de vida. El propósito de este estudio fue evaluar si, el entrenamiento de fuerza (EF) al 30% de 3RM de extremidades inferiores a 8 semanas, modifica los parámetros de la biomecánica y la calidad de vida en mujeres mexicanas obesas.

Método: Se realizó un estudio a 15 mujeres con diagnóstico de obesidad. Dos mujeres fueron eliminadas por no cumplir con el programa de fuerza establecido y dos más, por no cumplir la segunda evaluación. 11 mujeres conformaron el grupo experimental, siendo ellas mismas su grupo control. Se evaluó antes y después del EF la biomecánica de las participantes que consistió en: cinética y cinemática de la marcha y del movimiento de S-P y su balance. Además, se les aplicó el cuestionario WOMAC para evaluar la funcionalidad de miembros pélvicos y su calidad de vida. Se determinó la fuerza con examen isocinético y se prescribió un EF al 30% de 3RM a 24 sesiones. Para el análisis de muestras relacionadas se utilizó la prueba de t-Student para muestras pareadas. Un valor de $p < 0.05$ fue considerado estadísticamente significativo.

Resultados: Se encontraron diferencias significativas en los parámetros espacio-temporales de la marcha, cadencia ($p=0.002$), tiempo del paso ($p=0.002$), ancho del paso ($p=0.032$) y el ángulo de paso ($p=0.018$). Del estudio cinesiológico de la marcha se encontró diferencia significativa en flexo-extensión mínima de la rodilla izquierda ($p=0.024$), flexo-extensión máxima del tobillo derecho ($p=0.039$), flexo-extensión mínima de la cadera derecha ($p=0.023$) y en la fuerza en Z (F_z) máxima ($p=0.03$). Referente al movimiento cinesiológico S-P, se obtuvieron diferencias significativas en rangos de movimiento de las extremidades inferiores como: flexo-extensión mínima de la rodilla derecha ($p=0.034$), flexo-extensión mínima de la rodilla izquierda ($p=0.05$), flexo-extensión máxima del tobillo izquierdo ($p=0.044$) y en la fuerza en Z (F_z) máxima ($p=0.001$) en parámetros del balance estático con ojos abiertos y cerrados, en el parámetro VFY, LFS y el área. En el cuestionario de calidad de vida WOMAC, se obtuvieron diferencias significativas en prácticamente todas las áreas de impacto del mismo.

Conclusión: Se encontró que el entrenamiento de fuerza modificó algunos de los parámetros de la biomecánica y mejoró su calidad de vida de las mujeres obesas estudiadas. Este estudio, da pie a futuras investigaciones para diseñar y establecer nuevos métodos de entrenamiento de la fuerza en miembros pélvicos en la población obesa para prevenir alteraciones biomecánicas y mejorar su calidad de vida.

2. INTRODUCCIÓN

2.1. DEFINICIÓN DE OBESIDAD

La obesidad es definida por la Organización Mundial de la Salud (OMS), como una acumulación anormal o excesiva de grasa que puede ser perjudicial para la salud ^[1]. Para determinar el exceso de grasa, en 1869, Quetelet ^[2] propuso el empleo del Índice de Masa Corporal (IMC), como la relación entre el peso [kg] y la talla elevado al cuadrado [m²], siendo adoptado en 1975, en la Conferencia *Fogarty* ^[2]. La generalización del IMC como definición epidemiológica de obesidad, se produjo a partir de su uso en el estudio *Framingham* y de las recomendaciones del Colegio Británico de Médicos, ya que se correlaciona bien, en general, con la masa grasa ^[2]. De acuerdo con la OMS la obesidad se diagnostica con un IMC \geq a 30 kg/m². (Tabla I).

Tabla I. Clasificación de Obesidad de acuerdo al Índice de Masa Corporal, OMS ^[3]

Clasificación	IMC (kg/m ²)	Riesgo de morbilidad
Bajo peso	Menor de 18.5	Bajo (riesgo alto de otros problemas clínicos)
Rango normal	18.5 - 24.9	
Sobrepeso	25.0 ó mayor	Medio
Pre obeso	25.0 - 29.9	Incrementado
Obeso grado I	30.0 - 34.9	Incrementado moderadamente
Obeso grado II	35.0 - 39.9	Incrementado severamente
Obeso grado III	40 ó mayor	Muy severamente incrementado

En México, de acuerdo a la Norma Oficial Mexicana NOM-174-SSA1-1998, tomando como referencia este indicador de riesgo, se determina la existencia de obesidad en adultos cuando existe un IMC mayor de 27 y en población de talla baja un IMC mayor de 25. Talla baja se define cuando una mujer es menor de 150 cm y en hombre menor de 160 cm ^[4].

2.2. EPIDEMIOLOGÍA

La obesidad es un problema de salud pública tanto en países desarrollados como en vías de desarrollo. La incrementada prevalencia de sobrepeso y obesidad entre adultos americanos y niños ha sido identificada como una epidemia ^[1, 5]. La OMS acuña el término "*globesity*", para describir una epidemia de obesidad que afecta a, por lo menos 300 millones de personas, con un incremento considerable en las últimas tres décadas ^[6]. En Estados Unidos de Norteamérica (EUA), se encuentra como uno de los mayores problemas de salud pública. En las últimas 5 décadas, la prevalencia fue de 30% a 35% aproximadamente ^[7] y se estima que para el 2010, el 40% de la población de EUA será obesa, ocasionando un incremento de 300,000 a 400,000 muertes anuales aproximadamente ^[6, 8].

En México, el aumento de obesidad en los últimos años es alarmante. En 1993, la Encuesta Nacional de Enfermedades Crónicas (ENEC) ^[9], reportó una prevalencia de obesidad en adultos de 21.5%, y en el año 2000, según la Encuesta Nacional de Salud (ENSA) ^[9], se observó que el 24% de la población adulta padecía de obesidad. Actualmente, con datos obtenidos por la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) ^[9], en el 2006, se encontró que alrededor del 30% de la población mayor de 20 años (mujeres 34.5%, hombres 24.2%) tienen algún grado de sobrepeso u obesidad. Así mismo, la prevalencia nacional combinada de sobrepeso y obesidad en niños de 5 a 11 años, fue de alrededor de 26% para ambos sexos, lo que representa alrededor de 4´158,800 escolares en el ámbito nacional, de igual forma, los adolescentes de 12 a 17 años, presentaron un aumento en la prevalencia del 33.3% ^[9].

En la actualidad, la obesidad es considerada como un factor de riesgo mayor para desarrollar enfermedades crónico-degenerativas en los sistemas neurológico, respiratorio, cardiovascular, endocrinológico, gastrointestinal, genitourinario, tegumentario, músculo-esquelético, psicológico, ciertos tipos de cáncer, así como alteraciones biomecánicas (Tabla II). Sin embargo, a pesar de los significativos avances en el conocimiento y entendimiento de la naturaleza multifactorial de este padecimiento, muchas cuestiones respecto a las consecuencias específicas de esta enfermedad permanecen desconocidas. A pesar de la extensa literatura disponible, en muchos aspectos de la condición del obeso, hay escasez de información relacionada a las limitaciones funcionales y estructurales impuestas por el sobrepeso y la obesidad. Así, referencias subjetivas han afirmado dificultades en las personas con sobrepeso y obesidad, al ejecutar simples actividades de la vida diaria (AVD) ^[10].

Tabla II. Sistemas orgánicos y alteraciones biomecánicas relacionados a la obesidad (complicaciones) ^[5, 9, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17]

<p>1. Cardiovasculares</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hipertensión • Falla cardíaca congestiva • Várices • Embolismo pulmonar • Enfermedad arterial coronaria • Endócrinas • Síndrome metabólico • Diabetes mellitus tipo 2 • Dislipidemia • Síndrome de ovario poliquístico • Amenorrea e infertilidad • Desorden menstrual 	<p>4. Respiratorias</p> <ul style="list-style-type: none"> • Disnea • Apnea obstructiva del sueño • Síndrome de hipoventilación • Síndrome de Pickwickian • Asma <p>5. Gastrointestinales</p> <ul style="list-style-type: none"> • Enfermedad por reflujo gastroesofágico • Hígado graso no alcohólico • Colelitiasis • Hernias <p>6. Genitourinarias</p>
---	---

<ul style="list-style-type: none"> • Pubertad precoz • Músculo-esquelético • Hiperuricemia y gota • Inmovilidad • Osteoartritis (rodillas y cadera) • Lumbalgia <p>2. Tegumentarias</p> <ul style="list-style-type: none"> • Estrías / marcas del estiramiento • Estasis pigmentaria de piernas • Linfaedema • Celulitis • Intertrigo / carbuncles • Acantosis nigricans • Acrocordones • Queratosis pilaris • Insuficiencia venosa crónica • Hidradenitis supurativa • Psoriasis • Dermatitis piógena • Hiperqueratosis plantar • Celulitis • Gota tofacea • Adiposis dolorosa, o enfermedad de Dercum's <p>3. Neurológicas</p> <ul style="list-style-type: none"> • Choque • Hipertensión intracraneal idiopática • Parestesia de Meralgia. 	<ul style="list-style-type: none"> • Incontinencia urinaria de stress • Glomerulopatía de la obesidad • Enfermedad renal crónica • Hipogonadismo (mujeres) • Complicaciones del embarazo <p>7. Cánceres</p> <ul style="list-style-type: none"> • Esófago, estómago, colon y recto. • Hígado, vesícula biliar, páncreas y riñón • De mama y piel • Uterino, cérvix y ovario <p>8. Psicológicas</p> <ul style="list-style-type: none"> • Depresión / baja autoestima • Disturbio de la imagen del cuerpo • Disminución de la calidad de vida <p>9. Alteraciones Biomecánicas</p> <ul style="list-style-type: none"> • Balance y equilibrio postural • Características espacio-temporales de la marcha • Cinética del paso • Alteraciones de la base de sustentación • Fuerzas de reacción • Presiones plantares. • Biomecánica de otras actividades de la vida diaria (sentado-parado).
--	---

3. ANTECEDENTES

3.1. BIOMECÁNICA DEL OBESO

Las alteraciones biomecánicas figuran entre los padecimientos menos estudiados en la población obesa; las investigaciones principalmente se han enfocado a evaluar las características espacio-temporales de la marcha ^[14, 15], las presiones plantares ^[16], la fuerza muscular ^[17, 35, 36, 37], el costo energético al caminar ^[18] y, en menor grado, el balance postural (BP) ^[14]. En general, los patrones anormales de todos estos estudios arrojan que los obesos se ven limitados para realizar actividades de la vida diaria (AVD), incluso los movimientos más

fundamentales, como el caminar o levantarse de pie e iniciar la marcha después de estar sentado en una silla^[14] se ven alterados por esa condición.

3.1.1.LA MARCHA

La marcha es el medio de locomoción del ser humano. El ciclo de la marcha comienza cuando el pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo. Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y en fase de balanceo cuando no hace contacto con el suelo^[20]. En el análisis de marcha se obtienen y analizan los valores espacio-temporales, dentro de los cuales destacan: la duración del ciclo, así como la de cada una de las fases de éste, la velocidad y la cadencia; además se obtiene el largo de paso, el largo de zancada, ancho de paso y ángulo de paso, entre otras. El largo de paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie. La zancada es la distancia entre dos contactos en el suelo del mismo miembro inferior (del primer contacto del talón al siguiente contacto del talón del mismo pie). Así mismo, a la cadencia se le determina como el número de pasos observados en el interior de un intervalo de tiempo dado, o como la velocidad espontáneamente adoptada por cada sujeto^[19,20]. La cinemática se utiliza para el análisis más detallado de las fases de la marcha, desde la óptica de las diferentes articulaciones cuya movilidad resulta esencial para el desarrollo de la locomoción (tobillo, rodilla y cadera). La cinética estudia la fuerza que es aplicada para el movimiento locomotor^[20].

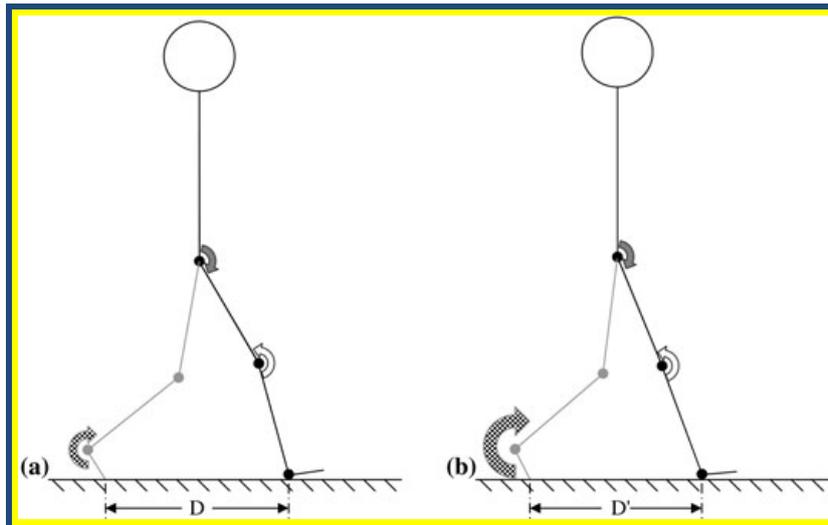
Para la marcha es esencial la participación de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en coordinación con sus cadenas musculares correspondientes. El tobillo, pese a no experimentar una gran movilidad durante la marcha (dorsiflexión 20°, flexión plantar 50°), es esencial para la progresión ya que, absorbe el impacto en la fase de apoyo y facilita el avance del miembro durante la oscilación. En el transcurso de un ciclo de la marcha completo, el tobillo presenta dos trayectorias de flexión plantar y dos de flexión dorsal en forma alternada. Durante la fase de apoyo se producen, sucesivamente, una flexión plantar, una dorsal y de nuevo una plantar, mientras que en la fase de oscilación tan solo se registra una flexión dorsal. El control muscular está dado por los inversores: tibial anterior, flexor largo común, flexor largo del dedo gordo y tríceps sural, y por los eversores: extensor largo del dedo gordo, extensor común de los dedos, peroneo lateral largo y peroneo lateral corto^[20].

La rodilla es una articulación muy compleja caracterizada por un gran rango de movimiento en el plano sagital y pequeños arcos de movilidad frontal y transversal. En el movimiento de flexo-extensión en el plano sagital, se utiliza para la progresión en la fase de apoyo y para el avance del miembro en la de oscilación. El movimiento en el plano frontal, facilita el equilibrio vertical sobre el miembro, en particular durante la fase de apoyo monopodal. La rotación transversal, se produce en consonancia con los movimientos anteriores. Su movimiento normal durante la marcha, transcurre en un rango máximo de 0° a 70°^[20]. El control muscular de la rodilla para la

extensión, está dado por los cuádriceps, tres porciones del mismo actúan sobre la rodilla (vasto externo e interno y crural), y el cuarto (recto anterior) involucra a cadera y rodilla. Durante la flexión, participan dos músculos monoarticulares: el poplíteo y la porción corta del bíceps crural. Los músculos semitendinoso, porción larga del bíceps crural y semimembranoso desarrollan su función principal como flexores de la rodilla y secundariamente como extensores de la cadera. Relacionados también con la rodilla, se encuentran los gemelos, que pese a actuar principalmente sobre el tobillo, también son flexores de ésta. Dos flexores de cadera contribuyen, a su vez, a la flexión de rodilla en la fase de oscilación, recto interno y sartorio^[20].

La cadera, en su plano sagital presenta dos trayectorias de movimiento durante una zancada normal, extensión en el apoyo y flexión en la oscilación. Su rango de movimiento normal es de unos 40°, se considera cero la correspondiente al fémur vertical^[20]. El control muscular en la fase inicial del apoyo, se reduce la actividad de los isquiotibiales y aumenta la del glúteo mayor; en la fase de contacto inicial, el momento flexor es contrarrestado por los isquiotibiales y el glúteo mayor; a finales de la fase de respuesta a la carga, el avance conjunto de tibia (rodillo del talón) y fémur (cuádriceps), unido a la inercia del tronco, permite el cese de actividad del glúteo mayor. En el plano frontal, los aductores de la cadera compensan el momento externo de aducción, en la fase media de apoyo. El paso de la fuerza de reacción a una situación posterior permite el cese de la actividad extensora, aunque persiste la acción abductora de los glúteos medianos y menor. En la fase final de apoyo, el tensor de la fascia lata ejerce una acción abductora sobre la cadera, al tiempo que limita su hiperextensión. En la fase previa a la oscilación, el aductor mediano y el recto anterior inician la flexión, en la fase inicial de la oscilación el psoas iliaco lanza la flexión, ya en la fase final de la oscilación la intervención de los isquiotibiales detiene esta flexión, controlando simultáneamente la extensión de rodilla^[20].

En un análisis de la marcha se evalúa el parámetros del Perfil de Ambulación Funcional (FAP, por las siglas en inglés de *Functional Ambulation Profile*)^[21], el cual es una expresión numérica adimensional que cuantifica el desempeño de la marcha, reflejando la eficiencia de la misma como resultado de cambios en parámetros de tiempo y distancia, así como, de simetría y velocidad a cadencia libre. La base de este parámetro es, la relación lineal del largo de paso con la proporción entre el largo de pierna y el tiempo del paso. En la población adulta sana, un índice satisfactorio de FAP se considera desde 95 hasta 100 puntos^[21, 22, 23]. La meta del FAP es, proveer objetividad cuando se realizan comparaciones que identifican la diferencia entre la población sana y la que tiene alguna alteración en la marcha.^[12] El individuo obeso tiende a asumir una postura más erecta durante la marcha a una velocidad estándar, con una reducida flexión en la cadera y la rodilla, con una relativa mayor flexión plantar en el tobillo, cuando es comparado con individuos delgados (DeVita y Hortobagyi 2003)^[14], Figura 1.



a) Sujeto de peso normal

b) Sujeto obeso

Fig. 1. Cinemática del caminar en individuos de peso normal e individuos obesos ^[14]

3.1.2.MOVIMIENTO SENTADO-PARADO (S-P)

El movimiento cinesiológico de sentado-parado (S-P), está definido como el movimiento del centro de masa (CM) del cuerpo hacia arriba desde una posición sentado a una posición parado sin pérdida del balance (Roebroek et al) ^[24]. El movimiento S-P, es uno de los más demandantes dentro de las AVD en términos mecánicos, ya que requiere un máximo momento articular, mayor que otros movimientos tales como caminar o subir escaleras y produce una máxima presión de contacto articular de la cadera comparado con otros movimientos como caminar, trotar o saltar ^[25]. Schenkman, dividió el movimiento de S-P en 4 eventos (Tabla III) ^[24]. Después de caminar, el movimiento de S-P es la actividad que más se realiza en forma repetida durante el día; los adultos (de 23 a 41 años), realizan este movimiento en promedio 90 veces al día ^[14, 17].

Tabla III. Fases y eventos del movimiento S-P ^[24]

Fase.	Evento.
Fase I: momento de flexión	Estado que comienza con el movimiento y es justo antes de que la nalga es levantada del asiento de la silla.
Fase II: momento de transferencia	Comienza cuando la nalga es levantada y termina cuando el ángulo de dorsiflexión máxima es logrado.
Fase III: momento de extensión	Comienza justo después de lograda la máxima dorsiflexión y termina cuando la cadera deja de extenderse, incluyendo extensión de pierna y tronco
Fase IV: momento de estabilización	Obtenida después de que la extensión de la cadera es alcanzada y termina cuando todos los movimientos asociados de estabilización son completadas.

Se ha documentado que el movimiento de S-P en individuos obesos, tiene características especiales. Sibella y cols. 2003 ^[26], compararon a sujetos de peso normal con sujetos obesos y describieron un movimiento estratégico adoptado por sujetos obesos al realizar la tarea de S-P de una silla. El torque de la articulación de la cadera, rodilla y tobillo fue estimado usando un modelo planar de cuatro-segmentos del cuerpo humano, derivado de datos cinéticos y cinemáticos obtenido al realizar la tarea de S-P. En los sujetos de peso normal la tarea de S-P, fue caracterizado por una flexión anterior del tronco, que resultó en un torque de la articulación de la cadera aproximadamente dos veces mayor que el de la rodilla. Los sujetos obesos, sin embargo, adoptaron una estrategia diferente para completar la tarea de S-P, que fue caracterizada por una reducida flexión del tronco y un movimiento posterior del pie de su posición inicial. Ver figura 2.

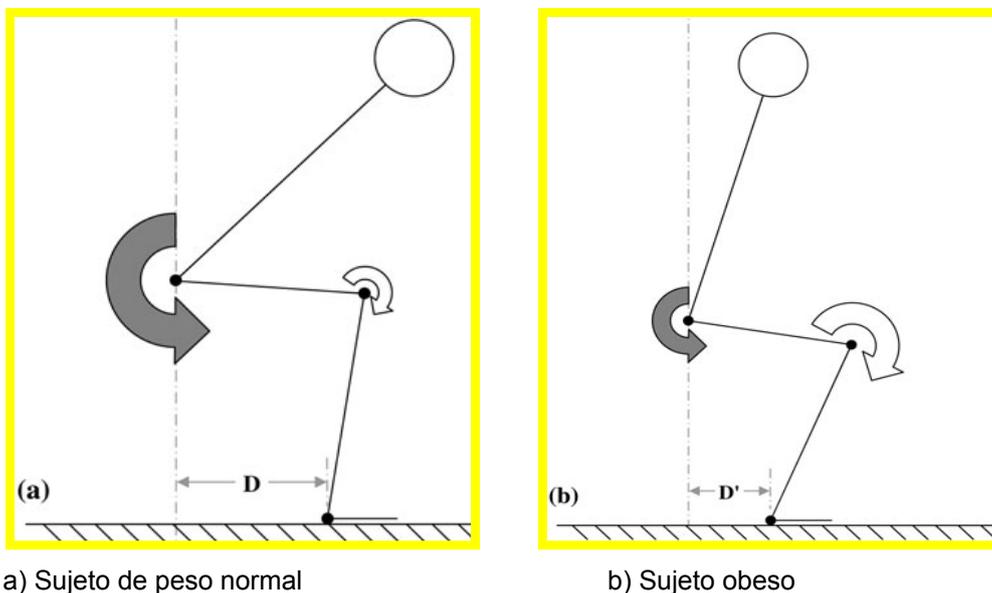


Fig. 2. Cinemática del movimiento S-P en individuos de peso normal e individuos obesos ^[26]

Otra de las variables que influyen en el movimiento S-P, es la altura de la silla y la longitud de la pierna del individuo. Yamada y cols. ^[39] estudiaron un grupo de 30 sujetos durante el movimiento de S-P, divididos en tres grupos, basado en la longitud de la pierna ($G1 > 42\text{cm}$, $G2 > 38\text{ cm} \leq 42\text{cm}$ y, $G3 \leq 38\text{cm}$), con una silla a 40cm de altura. Para los tres grupos evaluaron la actividad muscular del recto femoral y los tibiales anteriores por electromiografía (EMG) de superficie, encontrando que el nivel de activación muscular máximo del G1 fue mayor que el del G2 para los tibiales anteriores y que en el G2 fue mayor al G3 para los tibiales posteriores ^[39].

3.1.3. BALANCE Y POSTURA

La postura de pie en humanos es esencialmente inestable. Un objetivo primario para el sistema nervioso central (SNC), es mantener la estabilidad al estar de pie y está caracterizada por el control relativo del movimiento entre el CM y su base de sustentación (BS) ^[27]. La BS para la

posición de pie en un plano o superficie firme, es definida como el área que contiene el perímetro de contacto entre la superficie y los dos pies ^[28].

El equilibrio de la postura (EP), es un prerrequisito esencial en la vida diaria. Es la base de todos los movimientos y es usualmente definido como un estado en que todas las fuerzas de acción del cuerpo son equilibradas de manera que el cuerpo tienda a permanecer en la posición y orientación deseada ^[29]. La estabilidad de la postura dinámica puede ser definida como, la medición de una habilidad individual para mantener el balance con transición de una postura dinámica a una estática. Tanto la estabilidad postural estática como la dinámica son el resultado de una compleja coordinación de procesos centrales que involucran el sistema visual, vestibular y vías somatosensoriales, así como el resultado de respuestas eferentes ^[30]. La pérdida del balance ocurre cuando, el estado de movimiento del CM (posición y velocidad instantánea con respecto a la base de soporte) excede los límites de estabilidad, resultando en una caída ^[27]. El parámetro de la variación en función de la posición media en el eje de la Y (VFY), nos indica la estabilidad de la postura en el eje de las Y (antero-posterior), donde un valor medio normal, cuando el individuo está estable es 0, un valor positivo indica que la tensión de los músculos posteriores de la pierna disminuye e inversamente, un valor negativo supone que la tensión de estos músculos aumenta, estas variaciones de tensión modifican las características de las oscilaciones posturales del cuerpo del hombre, por lo tanto, este parámetro evalúa el tono de los músculos posteriores de las piernas^[31]. Recientes estudios epidemiológicos sugieren que la obesidad, es un importante factor de riesgo para caídas, especialmente en combinación con disminución de la fuerza y baja masa muscular de extremidades inferiores ^[29]. Algunos estudios han reportado mejora de la postura y del control del balance en pacientes obesos, con disminución del peso, control de la ingesta calórica o por cirugía bariátrica ^[32, 33, 34]. Sin embargo, no está bien esclarecido si la masa adicional asociada con obesidad resulta en una inestabilidad de la postura, o alternativamente, si la mayor adiposidad y su reducida actividad física es la consecuencia de esta inestabilidad ^[14]. Hue y cols. ^[32], demostraron que el peso del cuerpo es un fuerte predictor de la estabilidad postural. Fregly y cols. ^[14] realizaron un estudio en militares, donde identificaron la circunferencia abdominal, la endomorfia y el peso del cuerpo como los factores más importantes que influyen en la resistencia, a partir de un examen postural. Estos autores propusieron que el sobrepeso, la talla y el somatotipo influyen en la estabilidad de la postura estática por alteración en la localización del centro de gravedad. Con estos datos, Corbeil y cols. ^[29] experimentaron con un modelo matemático el control postural humanoide, a partir de lo cual determinaron el efecto de la estabilidad antero-posterior durante su estancia en bipedestación y encontraron un desplazamiento del CM de 2 cm que requería un ángulo de torque mayor para estabilizar el cuerpo, por lo que, desarrollaron la hipótesis de que el desplazamiento anterior del CM puede poner al individuo obeso cerca de su límite de estabilidad y colocarlo en mayor riesgo de caídas al exponerse a las AVD. Petti y cols. ^[14] determinaron que son más frecuentes los accidentes traumáticos de los dientes anteriores en niños obesos que en los no obesos.

Sugiriendo una estrecha relación entre AVD, balance y el nivel de fuerza de extremidades inferiores en personas con obesidad.

3.2. LA FUERZA DE EXTREMIDADES INFERIORES Y SU EVALUACIÓN

La mejor manera de describir la fuerza es, como el empuje o la tensión producida por la acción de un objeto sobre otro. La fuerza se mide en libras fuerza ó Newton. El concepto isocinético fue ideado por James Perrine e introducido en la literatura en 1966, se refiere a ejercicios que se realizan con una velocidad preseleccionada constante durante el rango de movimiento, con una resistencia variable y acomodada a lo largo de su recorrido. Los dinamómetros isocinéticos miden la fuerza, pico de torque, ángulo máximo de torque, potencia, rango de movilidad articular, la relación de los músculos agonistas y antagonistas, tiempo de aceleración, velocidad de motilidad recíproca, índice de fatiga y resistencia. De todos estos parámetros, el pico de torque es el más útil para evaluar la fuerza muscular isocinético y su medición se recomienda para propósitos clínicos y de investigación por su mayor fiabilidad ^[40].

Estos equipos cuantifican y comparan los resultados, siendo posible determinar el grado de discapacidad. Es recomendado que el examen isocinético para valorar la fuerza se realice a una velocidad de 60°/s, porque provee datos más consistentes tanto para flexión - extensión de rodilla y cadera, así como, para la rotación del tronco. En el contexto de evaluación isocinética, la fuerza se define a velocidades de 60°/s o inferiores, ya que a mayores velocidades son evaluados otros parámetros como, por ejemplo, la potencia muscular.

En el entrenamiento de la fuerza, hacemos referencia a la intensidad cuando hablamos de los kilogramos a desplazar esto representa la máxima cantidad de kilogramos que el individuo puede desplazar en un solo movimiento, es decir una repetición máxima (1RM) que representa el 100% de la fuerza, existe una relación entre el % de 1 repetición máxima y la cantidad de repeticiones que se puede realizar con dicho porcentaje por ejemplo a 3RM corresponde al 90% (± 3) de 1RM. (McDonagh y Davies 1984). Investigaciones demuestran que los adultos obesos presentan menor fuerza absoluta y menor capacidad muscular de extremidades superiores ^[35], tronco y extremidades inferiores ^[14, 36], debido al bajo nivel físico, la disimetría, así como, la asimetría en esta población. Estudios recientes han sugerido que la máxima fuerza alcanzada (F) en un test de fuerza, puede ser ajustada a la masa del cuerpo (M), basada en una escala alométrica ^[38]. Hulens y cols. ^[36] estudiaron la fuerza muscular periférica entre muestras de mujeres jóvenes, 80 de éstas con peso normal y 173 con un grado de obesidad; las mujeres con obesidad, poseían mayor fuerza muscular absoluta isocinética de tronco y extremidades inferiores que las mujeres de peso normal; sin embargo, cuando la fuerza fue correlacionada con el IMC por el método alométrico, la fuerza muscular se encontró disminuida en el grupo con obesidad. Esto sugiere que, la relativa reducción de la fuerza observada en el obeso, es indicio de daño en la función muscular, que puede ser solamente superada por disminución del peso o por ejercicio ^[36]. Tiempo después, en este mismo grupo, se identificaron variables que afectan la fuerza muscular periférica en mujeres obesas, concluyendo que el peso del tronco es considerado el más importante para la evaluación de la

fuerza de extensores y flexores del tronco; y las variables que intervienen son la edad, la talla y la masa libre de grasa (MLG)^[37].

3.3. CALIDAD DE VIDA: ESCALA FUNCIONAL DE WOMAC

Existen diversas escalas que valoran la capacidad funcional de rodilla y cadera, dentro de estas se encuentra la escala de WOMAC (Western Ontario and Mc Master Universities), originalmente fue creada para valorar osteoartritis. Sin embargo, debido a su alta sensibilidad actualmente puede ser usada para valorar funcionalidad de cadera y rodilla en otras patologías; esta escala valora el dolor, rigidez y funcionalidad de estas articulaciones, las preguntas están enfocadas a las actividades de la vida diaria y es usado para monitorear el curso de la enfermedad osteoartítica o la efectividad del tratamiento aplicado en la funcionalidad de dichas articulaciones^[42, 43] (ver Anexo 5). Esta escala cuenta con 24 ítems que se subdividen en 3 parámetros: dolor (5 ítems), rigidez (2 ítems) y funcionalidad física (17 ítems; cada ítem puede ser calificado de 0 a 4 puntos, donde, 0 es ninguna, 1 ligero, 2 moderado, 3 severo, 4 extremo, con una puntuación mínima de 0 y una máxima de 96 puntos. Para su calificación, se suma la puntuación de los ítems de cada parámetro y se relaciona con una escala de 0 a 10; multiplicando la puntuación de cada parámetro por una constante donde: 0.50 para dolor; 1.125 para rigidez y 0.147 para capacidad funcional, de tal manera que nos permite valorar las extremidades inferiores. El índice de WOMAC ha sido extensamente validado y traducido a más de 65 lenguas, facilitando su utilización como una escala de funcionalidad principalmente de la cadera y rodilla^[44].

4. JUSTIFICACIÓN

La obesidad actualmente está considerada por la OMS como una de las más grandes epidemias a nivel mundial. Epidemiológicamente, México actualmente ocupa el segundo lugar de obesidad y el primero en mujeres según la OMS. La obesidad en mujeres mayores de 20 años tiene una prevalencia del 34.5%, según la encuesta nacional de salud 2006.

Una de sus complicaciones de este padecimiento son las alteraciones musculo-esqueléticas, generando a su vez alteraciones biomecánicas, secundarias a una disminución de la fuerza de los músculos de extremidades inferiores (agonistas y antagonistas). Por lo tanto, al estar estos grupos musculares con déficit y desequilibrio de la fuerza, puede haber desplazamiento del centro de gravedad y un riesgo mayor de caída y/o accidentes traumáticos, así como, una mayor prevalencia de enfermedades crónico-degenerativas por alteraciones de la cinética y cinemática de la marcha, del movimiento sentado-parado, la postura estática y dinámica en esta población.

En México, no hay estudios que relacionen la fuerza de los músculos de extremidades inferiores (flexores y extensores) de las mujeres obesas con los parámetros biomecánicos en conjunto con indicadores de la calidad de vida, como la escala de funcionalidad de AVD

(WOMAC) y su relacionados con una prescripción de entrenamiento de fuerza de extremidades inferiores. Sin embargo en el Instituto Nacional de Rehabilitación de la ciudad de México se cuenta con los recursos humanos, tecnología de vanguardia e infraestructura apropiada para llevar a cabo un estudio de esta magnitud, además de ser una de sus líneas de investigación de la subdivisión de medicina del deporte de este instituto. Con base en lo anterior, se propuso estudiar cual es el papel de la modificación y el mejoramiento de la fuerza de extremidades inferiores en los parámetros biomecánicas y la calidad de vida de las mujeres obesas.

5. PLANTAMIENTO DEL PROBLEMA

Estudios previos han establecido que la población obesa tiene una alta incidencia de alteración en los parámetros biomecánicos que puede ser secundario a un déficit y desequilibrio de la fuerza de la cadena muscular de extremidades inferiores y que a su vez conduce a una disminución de su calidad de vida. El presente estudio de investigación identifica si un programa de entrenamiento de fuerza de extremidades inferiores modifica los parámetros de la biomecánica y la calidad de vida en las mujeres obesas.

6. HIPÓTESIS.

Un programa de Entrenamiento de Fuerza muscular de tren inferior al 30% de 3RM, a 8 semanas, modificará los parámetros de la biomecánica y la calidad de vida de las mujeres con obesidad.

7. OBJETIVOS

7.1. OBJETIVO GENERAL.

Evaluar si un programa de fuerza de extremidades inferiores, modifica los parámetros de la biomecánica y la calidad de vida en mujeres obesas.

7.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.

Comparar el nivel de calidad de vida de la mujer obesa en las AVD antes y después del programa de entrenamiento de fuerza por medio de la escala de WOMAC.

Señalar las modificaciones en los parámetros de la biomecánica de la marcha, el balance estático y del movimiento de S-P de las participantes después de un programa de EF.

Determinar qué variable de la escala de WOMAC tiene mayor beneficio después del programa de entrenamiento de la fuerza de extremidades inferiores.

8. METODOLOGÍA

8.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

Ensayo clínico de intervención no controlado (antes y después) a 8 semanas.

Se realizó un estudio piloto de tipo prospectivo, longitudinal, analítico y descriptivo en las instalaciones del Laboratorio de Análisis de Movimiento Humano. En el Servicio de Reacondicionamiento Físico de la División de Medicina del Deporte del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR).

8.1.1. POBLACIÓN DE ESTUDIO.

Se incluyó una población de 15 mujeres que cumplieron con los siguientes criterios:

8.1.2. CRITERIOS DE INCLUSIÓN

Indicador antropométrico: $IMC \geq 30 \text{ kg/m}^2$ con base en OMS.

Edad: 20 a 55 años

Género: femenino

Mujeres que aceptaron participar con información detallada del protocolo de estudio y consentimiento informado firmado.

Mujeres con capacidad funcional ≥ 5.1 Mets.

Mujeres sin alteraciones metabólicas.

8.1.3. CRITERIOS DE EXCLUSIÓN

Mujeres con lesiones, fracturas o cirugía previa de articulaciones y/o de extremidades inferiores.

Mujeres bajo tratamiento farmacológico médico.

Mujeres con cardiopatía o enfermedad metabólica.

Mujeres con calificación positiva de riesgo leve, moderado o severo para la práctica deportiva

Mujeres que presentaron alguna contraindicación absoluta para la práctica del ejercicio establecido por el Colegio Americano de Medicina del Deporte y la Sociedad Americana del Corazón^[45].

Mujeres que presentaron contraindicaciones absolutas y relativas para la prueba isocinética^[40].

Mujeres con alteraciones del sistema vestibular.

Mujeres con algún grado de pie plano o cavo.

8.1.4. CRITERIOS DE ELIMINACIÓN

Mujeres que decidieron voluntariamente abandonar el protocolo.

Mujeres que no cumplieron con el 90% del programa de ejercicio.

Mujeres que no cumplieron al 100% las mediciones biomecánicas y cuestionarios.

Mujeres que hubieran sufrido lesiones traumáticas en extremidades inferiores durante el tiempo de estudio

8.2. DIAGRAMA DE FLUJO (METODOLOGÍA)

La Figura 3, muestra el diagrama de flujo de la Metodología realizada

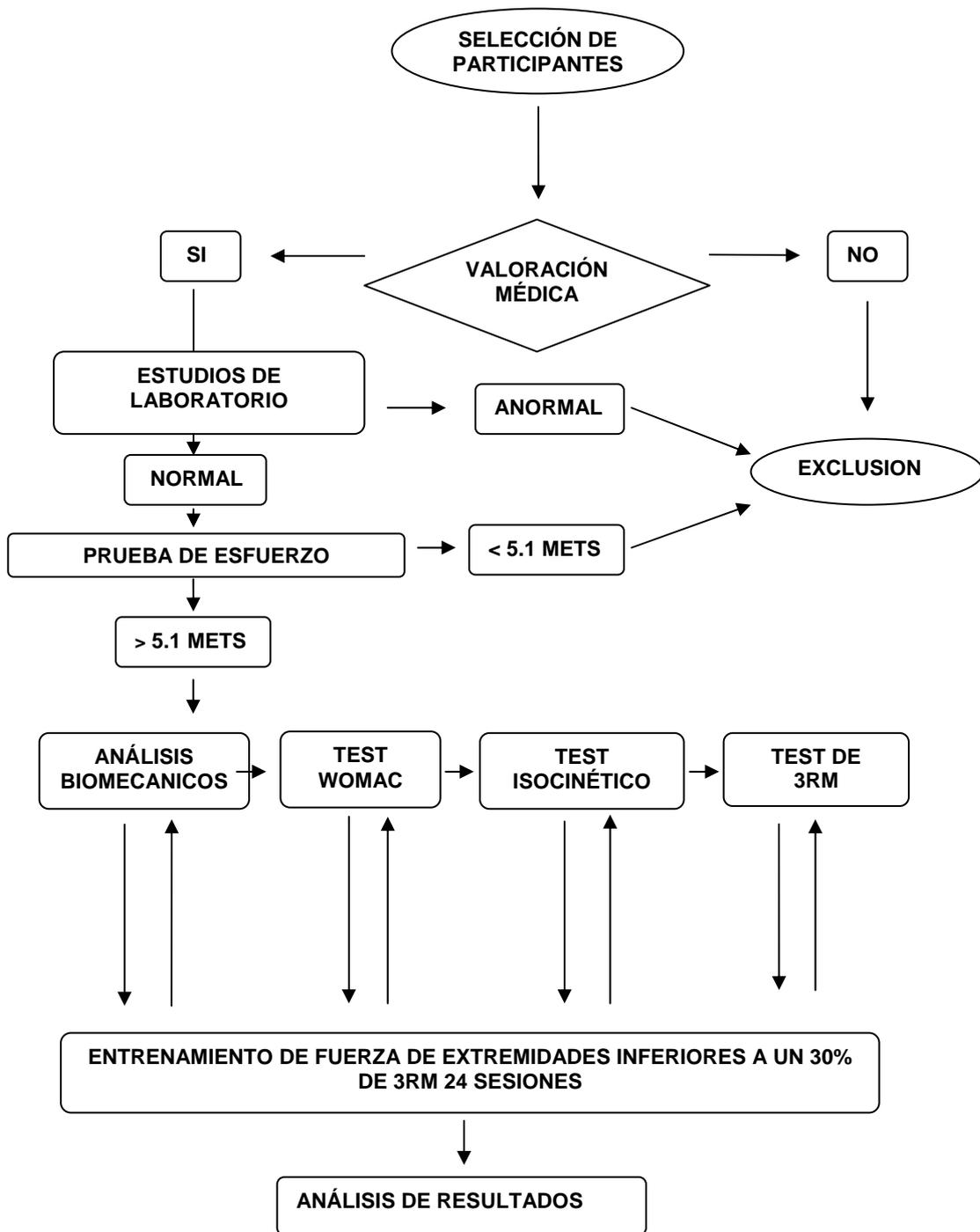


Figura 3. Diagrama de flujo

9. PROTOCOLO DE EVALUACIÓN

9.1. MUESTRA DE ESTUDIO

La muestra se reclutó a partir de la consulta de la división de Medicina del Deporte o por referencia de otros servicios del INR.

9.2. HISTORIA CLÍNICA

A todas las candidatas se les realizó una historia clínica, enfatizando factores antropométricos (peso, talla, IMC) y de sus hábitos de alimentación, conductuales, medicación, padecimientos del sistema vestibular y antecedentes deportivos y se les realizó una evaluación médica deportiva y cardiológica para descartar contraindicaciones para la prueba de esfuerzo y el programa de Entrenamiento de Fuerza. En las instalaciones de Rehabilitación Cardíaca se les realizó una prueba de esfuerzo y solo se incluyeron en el estudio las pacientes con capacidad funcional mayor o igual a 5.1 Mets.

9.3. ANÁLISIS DE LABORATORIO

Se solicitaron análisis de química sanguínea, biometría hemática, perfil de lípidos y examen general de orina, y se descartaron alteraciones metabólicas e infecciosas (en el Laboratorio Clínico del INR), de lo contrario fueron excluidos.

9.4. ANALISIS BIOMECÁNICO

Se evaluó antes y después del EF, la biomecánica de las pacientes (en las instalaciones del Laboratorio de Análisis de Movimiento del INR), que consistió en:

9.4.1. ANÁLISIS DE MARCHA

Con base en el protocolo descrito por Nelson^[48], se registraron la estatura, peso y distancia comprendida entre el trocánter mayor y el piso, sin el uso de calzado, de ambas extremidades inferiores. Se pidió a las pacientes que caminaran descalzas tres veces una distancia de 7 metros a cadencia libre pasando sobre un tapete instrumentado marca **GAITRite® System (CIR Industries, Clifton, NJ)**, con un metro para la etapa de aceleración y un metro para la de desaceleración. De los tres recorridos realizados, sólo se consideró el tercer recorrido para el análisis de los datos, también según el protocolo de Nelson^[48].

9.4.2. ANÁLISIS DE BALANCE ESTÁTICO

Con base en el procedimiento descrito por Romberg^[28], tomando en cuenta la antropometría de la paciente (peso, talla, tamaño del pie), se realizó un estudio de estabilometría estática de 100 segundos con los ojos abiertos y otro período de la misma duración con los ojos cerrados (Comité para la estandarización de presentaciones y métodos estabilométricos^[31]).

Se digitalizó la base de sustentación de la paciente, parándose descalza sobre una plataforma de fuerza **AMTI** para estabilometría, con una separación de 2 cm entre tobillos con un ángulo

de 30°, entre la parte media de ambos pies, con el objeto de eliminar estímulos adicionales generados por el contacto tobillo-tobillo, tomando como posición base los brazos a los lados y relajados ^[28,31]. Se eliminó cualquier fuente de sonido que enviara información sobre la orientación espacial en el recinto donde se llevó a cabo el estudio, el cual era lo suficientemente grande como para evitar la orientación espacial acústica. Primero se realizó la prueba con ojos abiertos, en la cual la paciente se paraba sobre su base de sustentación, brazos a los lados y viendo al frente hacia una referencia circular negra, a una distancia de tres metros de ella. La paciente permaneció de pie en esta posición por 100 segundos.

Para la prueba con los ojos cerrados se siguió el mismo procedimiento.

9.4.3. CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LA MARCHA Y DEL MOVIMIENTO S-P

Se realizó un estudio de la cinética y cinemática de la marcha y del movimiento S-P, utilizando el equipo **Skill Technologies®** con el protocolo "*Full Body 12*". Se colocaron en la paciente 12 sensores electro-magnéticos, de acuerdo al protocolo, como se menciona a continuación: un sensor en cabeza, un sensor entre Cervical 7 y Dorsal 1, un sensor dos dedos arriba del epicóndilo lateral de cada extremidad superior, un sensor sobre el segundo metacarpiano del dorso de cada mano, un sensor en la región del promontorio, un sensor dos dedos arriba del maléolo lateral de cada extremidad inferior, un sensor sobre el segundo metatarso de cada pie y un sensor de referencia guía. Una vez instrumentada la paciente, se identificaron referencias anatómicas para obtener un modelo tridimensional de la misma. Se realizó una prueba de marcha, donde la paciente caminaba una distancia de dos metros. Este procedimiento se realizó dos veces. De esta prueba se obtuvo la goniometría (cinemática) de la cadera, rodilla y tobillo (flexión-extensión) y la fuerza (cinética) en el eje Z durante el paso en la plataforma de fuerza AMTI.

Para el estudio del movimiento S-P, se diseñó y fabricó un banco con una altura de 43 cm, 70 cm de ancho y una profundidad de 47 cm, de modo que la paciente siempre formara un ángulo de 90° en las rodillas. Este banco se colocaba sobre la plataforma de fuerza AMTI para obtener la fuerza de reacción en el eje Z durante este movimiento. El protocolo para la obtención de este estudio consistió en que la paciente se encontrara en la posición de sentado por 10 segundos, pasando a la posición de parado, quedándose en esta posición por otros 10 segundos. Este procedimiento se realizó tres veces. Además de la cinética (fuerza de reacción) en el eje Z, de este estudio se obtuvo la cinemática (goniometría) de la cadera, rodilla y tobillo (flexión-extensión) durante este movimiento.

9.5. CALIDAD DE VIDA: ESCALA FUNCIONAL (WOMAC)

Se eligió el instrumento WOMAC para establecer el nivel de calidad de vida antes del EF y después del mismo, ya que evalúa algunas de las actividades de la vida diaria que son consideradas en este trabajo. A cada paciente se le entregó un formato y un lápiz en un lugar cómodo. Se les pidió que marcaran, de acuerdo a su propia percepción, la opción que mejor

describiera su sentir. Posteriormente se evaluó y se interpretó de acuerdo al promedio de los ítems, donde una puntuación de 96 es igual al 100%. Se llevo a cabo una segunda evaluación con el mismo instrumento al termino de las 8 semanas de EF para realizar una comparación “antes y después” del mismo.

9.6. ANÁLISIS ISOCINÉTICO (ANÁLISIS DE LA FUERZA)

Se utilizó un dinamómetro marca **Cybox (Henry Healthcare)**, mismo que se calibró previo a realizar las evaluaciones. Las pacientes realizaron ejercicios submáximos de calentamiento durante 10 minutos, mientras tanto se llenaron sus datos clínicos en el sistema del dinamómetro. Posteriormente, la paciente se posicionó de acuerdo al protocolo específico ^[40] para valorar flexo-extensión de rodilla. Este protocolo consiste en alinear el eje de rotación de la máquina con el eje anatomofisiológico de rotación de la articulación a evaluar, colocándose cinchas para estabilizar y aislar el segmento estudiado de otras partes del cuerpo. Se le informó y educó a la paciente sobre la isocinesia, el propósito de las pruebas y la forma como debía ejecutar los movimientos. Una vez entendido el procedimiento el equipo proporcionó un set de 5 repeticiones de ensayo. El protocolo consistió en ejecutar 3 series de 5 repeticiones a velocidades de 30, 60 y 90 °/s, previamente programadas en el equipo. Sin embargo, para el análisis de la fuerza, el torque (Nm) utilizado en este proyecto fue calculado a 60°/s.

9.7. PRUEBA DE TRES REPETICIONES MÁXIMAS (3RM)

Se realizó a cada miembro de manera independiente un test de 3RM al inicio del EF, que incluyó la flexo-extensión y abducción- aducción de cadera, y flexo-extensión de rodilla. Estos datos, sirvieron como parámetro de inicio para el EF, quedando a una intensidad de 30% de 3RM, con un volumen de 3 series de 14-18 repeticiones y una frecuencia de 3 días a la semana por 24 sesiones, Tablas V y VI. El ritmo de progresión del EF se realizó de acuerdo al carácter del esfuerzo (Izquierdo-Badillo, 2006) ^[49].

9.8. REGISTRO DE ACTIVIDADES

Se llevó un registro de las actividades diarias de las pacientes para controlar que coincidieran con el cronograma de actividades establecido, para cada sesión, en forma semanal y mensual hasta terminar el programa (Tablas V, VI, VII).

Las pacientes acudieron a evaluaciones subsecuentes en el Laboratorio de Análisis de Movimiento, así mismo, fueron llenados los cuestionarios correspondientes al término del EF de acuerdo al cronograma de actividades.

Todas las pruebas y evaluaciones arriba mencionadas se realizaron al inicio y al término del estudio.

Tabla V. Descripción del Programa de Actividades en Forma Semanal

Lunes	Martes	Miércoles	Jueves	Viernes	Sábado	Domingo
Flexibilidad y fuerza en el INR	Flexibilidad en casa	Fuerza en el INR.	Flexibilidad en casa	Flexibilidad y fuerza en el INR.	Flexibilidad en casa	Flexibilidad en casa

Tabla VI. Descripción del Programa de Flexibilidad

Regiones anatómicas: flexión y extensión de cadera, aducción y abducción de cadera y flexión y extensión de rodillas con las siguientes características:

Técnica de flexibilidad	Repeticiones por serie	Duración	Frecuencia semanal
Estática	3	30 segundos	6 días a la semana

Tabla VII. Descripción del Programa de Fuerza de Extremidad Inferior

Cadena muscular: flexo-extensión de cadera, aducción, abducción de cadera y flexo-extensión de rodillas con las siguientes características ^[45, 49]

Medio	Repetición	Intensidad	Volumen sesión	Recuperación entre series	Frecuencia	Evolución
Polea	14-18 por serie	30 % 3RM	3 series por cadena muscular	1 minuto	3 días a la semana	Carácter del esfuerzo

10. MÉTODO ESTADÍSTICO

10.1. ANALISIS ESTADÍSTICO.

El análisis de los datos se llevó a cabo con el Paquete Estadístico SPSS v.17 (Chicago, Ill); se utilizó estadística descriptiva para la exploración de las variables y para puntualizar las características de la población, calculando promedios y desviaciones estándar. Para identificar las diferencias significativas de las medias entre la población antes y después del EF, se utilizó la prueba t-Student para muestras pareadas.

11. CONSIDERACIONES ÉTICAS

El estudio se efectuó de acuerdo a lo establecido en la Declaración de la 18ª Asamblea de Helsinki Finlandia (junio 1964), y actualizada en la 58ª Asamblea General, Seúl (octubre 2008) ^[50], de la Asociación Médica Mundial para la realización de investigaciones médicas en seres humanos.

A las pacientes se les proporcionó la información relevante sobre los objetivos del proyecto y los beneficios esperados, así como del seguimiento del estudio y sus posibles riesgos.

Se informó a las participantes que podrían abandonar el estudio en el momento que ellas decidieran, sin perjuicio en la proporción de los servicios médicos subsecuentes. Esta información está contenida en el formulario de consentimiento informado del Anexo E, el cual está firmado por la paciente que aceptó ingresar al protocolo de estudio en forma voluntaria.

12. SEGURIDAD

Durante el entrenamiento aplicado, no se presentó lesión de ningún tipo ya que se siguieron todos los procedimientos de seguridad para los pacientes.

13. RESULTADOS

Se estudiaron 15 pacientes de las cuales cuatro fueron eliminadas del estudio de acuerdo a los siguientes criterios de eliminación: dos pacientes por no cumplir el programa de EF previamente establecido y otras dos, por no presentarse a la segunda evaluación del análisis biomecánico después de cumplir el programa de entrenamiento. La muestra analizada final se conformó de 11 sujetos del género femenino, de entre 20 a 52 años. La edad promedio fue de 34.7+10.6 años (mín. 20, máx. 52). La talla media fue de 157.9+5.5 cm (mín. 148, máx. 167). El peso medio fue de 84.8+12.7 kg (mín. 72, máx. 118).

13.1. ANÁLISIS DE LA FUERZA

En fuerza muscular de extremidades inferiores, después del EF se encontró diferencia significativa en extensores y flexores tanto para derechos como para los izquierdos. Tabla IX.

Tabla IX. Evaluación isocinética (dinamómetro) en mujeres mexicanas obesas antes y después del EF

Evaluación de la fuerza (rodillas)	Antes del programa de entrenamiento	Después del programa de entrenamiento	Diferencia Significativa (*p)
Fuerza extensores derechos [N]	85.85 ± 18.29	95.77 ± 15.45	0.001
Fuerza flexores derechos [N]	47.74 ± 8.32	58.24 ± 9.81	0.0001
Fuerza extensores izquierdos [N]	88.87 ± 17.65	99.39 ± 17.32	0.002
Fuerza flexores izquierdos [N]	48.43 ± 10.96	58.08 ± 10.75	0.002

Prueba *t-Student* pareada, * Significancia $p < 0.05$ / NS = No Significativo.

13.2. ANÁLISIS DE LOS PARAMETROS ESPACIO-TEMPORALES DE LA MARCHA

Obtuvo diferencia significativa, después del EF, en los parámetros espacio-temporales de cadencia, tiempo, ancho, y ángulo del paso. Tabla XII.

Tabla X. Parámetros espacio-temporales de la marcha en mujeres mexicanas obesas antes y después del EF

Parámetros Espacio-Temporales de la Marcha	Antes del programa de entrenamiento	Después del programa de entrenamiento	Diferencia Significativa (*p)
Velocidad [cm/s]	95.02 ± 32.64	99.97 ± 9.88	ns
Número de pasos	5.64 ± 0.92	5.64 ± 0.50	ns
Cadencia [pasos/min]	116.25 ± 8.31	108.26 ± 6.92	0.002
Diferencial de tiempo de paso [s]	0.02 ± 0.02	0.01 ± 0.01	ns
Diferencial de largo de paso [cm]	2.61 ± 2.27	1.47 ± 1.20	ns
Tiempo de paso [s]	0.52 ± 0.04	0.56 ± 0.03	0.002
Largo de paso [cm]	54.91 ± 5.51	55.47 ± 4.57	ns
Largo de paso zancada [cm]	110.77 ± 10.02	111.34 ± 9.44	ns
Ancho de paso [cm]	11.27 ± 1.70	11.14 ± 1.71	0.032
Apoyo simple [%CM]	38.51 ± 1.17	38.77 ± 1.52	ns
Apoyo doble [%CM]	22.73 ± 2.41	22.39 ± 3.25	ns
Oscilación [%CM]	38.45 ± 1.22	38.77 ± 1.52	ns
Apoyo [%CM]	61.55 ± 1.24	61.23 ± 1.53	ns
Ángulo de paso [°]	10.68 ± 4.95	9.73 ± 6.03	0.018
Perfil de Ambulación Funcional (FAP)	95.18 ± 5.64	96.09 ± 2.47	ns

Prueba *t-Student* pareada *significancia $p < 0.05$, ns = no significativo

13.3. ANÁLISIS POSTUROGRAFÍA (ROMBERG)

En el estudio de balance estático (Protocolo de Romberg), después al EF hubo diferencias significativas con los ojos abiertos en los parámetros VFY, área y en el parámetro LFS (Longitud en Función de la Superficie). En el protocolo con ojos cerrados, se encontró diferencia significativa en los parámetros: desplazamientos lineales (DL) de X promedio y de X min, además de en DL en Y mínima y máxima, así como en la velocidad promedio, en la velocidad promedio en Y mínima, en el área, en el eje mayor y menor y en el parámetro LFS. Tabla XI.

Tabla XI. Evaluación del balance estático -protocolo de Romberg- en mujeres mexicanas obesas antes y después del EF

Variables de estudio	Ojos Abiertos			Ojos Cerrados		
	Antes del programa de entrenamiento	Después del programa de entrenamiento	Diferencia Significativa (*p)	Antes del programa de entrenamiento	Después del programa de entrenamiento	Diferencia Significativa (*p)
Desplazamientos lineales X pro [mm]	7.95 ± 4.71	4.35 ± 9.41	ns	5.63 ± 6.29	4.80 ± 6.06	0.021
Desplazamientos lineales X min [mm]	-8.04 ± 2.25	-8.58 ± 2.51	ns	-12.22 ± 6.45	-7.36 ± 3.24	0.042
Desplazamientos lineales X máx. [mm]	10.06 ± 3.44	9.80 ± 3.25	ns	10.72 ± 4.36	9.96 ± 6.08	ns
Desplazamientos lineales Y pro [mm]	-16.95 ± 12.96	-19.14 ± 8.22	ns	-11.35 ± 14.47	-10.65 ± 10.77	ns
Desplazamientos lineales Y min [mm]	-12.01 ± 10.42	-10.10 ± 10.16	ns	-19.45 ± 5.73	-19.70 ± 6.31	0.005
Desplazamientos lineales Y máx. [mm]	16.14 ± 3.76	13.93 ± 7.92	ns	21.57 ± 7.38	18.81 ± 6.38	0.001
Desplazamientos radiales pro [mm]	4.90 ± 0.63	4.94 ± 1.27	ns	6.24 ± 1.63	5.73 ± 1.26	ns
Velocidad promedio [mm/s]	14.95 ± 1.59	15.56 ± 2.77	ns	18.85 ± 3.55	18.77 ± 3.07	0.013
Velocidad X min [mm/s]	-51.26 ± 8.36	-61.16 ± 35.69	ns	-61.01 ± 22.82	-54.42 ± 8.13	ns
Velocidad X máx. [mm/s]	52.96 ± 6.59	54.79 ± 18.88	ns	65.95 ± 29.61	59.27 ± 17.88	ns
Velocidad Y min [mm/s]	-63.15 ± 20.18	-70.62 ± 20.03	ns	-91.59 ± 24.81	-102.22 ± 33.25	0.023
Velocidad Y máx. [mm/s]	66.07 ± 12.31	69.08 ± 45.43	ns	82.64 ± 34.23	96.05 ± 35.52	ns
Parámetro VFY [Hz]	3.94 ± 0.72	4.28 ± 0.91	0.003	3.78 ± 0.68	4.13 ± 0.64	ns
Área [mm ²]	264.73 ± 74.90	263.82 ± 155.43	0.001	616.27 ± 584.73	339.55 ± 202.65	0.001
Eje mayor [mm]	12.35 ± 1.49	11.95 ± 3.41	ns	16.29 ± 4.21	14.81 ± 3.42	0.028
Eje menor [mm]	6.75 ± 1.46	7.18 ± 1.70	ns	8.08 ± 3.15	7.27 ± 2.80	0.01
Pendiente [°]	-0.11 ± 12.04	140.48 ± 475.35	ns	-3.74 ± 12.39	-5.57 ± 17.50	ns
LFS [1/mm]	6.01 ± 2.22	6.79 ± 2.84	0.043	5.10 ± 3.16	6.32 ± 3.17	0.001
Coeficiente de Romberg	221.00 ±	166.54		128.02 ±	48.88	ns

Prueba *t-Student* pareada *significancia $p < 0.05$, ns = no significativo

13.4. ANÁLISIS DE LA CINÉTICA Y CINEMÁTICA DE LA MARCHA

Se obtuvieron diferencias significativas posterior al EF en las variables flexo-extensión mínima y máxima de la rodilla izquierda, flexo-extensión mínima de la cadera derecha y en la fuerza de reacción (Fz) máxima. Tabla XII.

Tabla XII. Cinética y cinemática de la marcha (goniometría/Fz) en mujeres mexicanas obesas antes y después del EF

Movimiento/Articulación	Antes del programa de entrenamiento	Después del programa de entrenamiento	Diferencia Significativa (*p)
Flex-Ext. Max [°] / Rodilla Derecha	38.97 ± 9.51	33.56 ± 12.50	ns
Flex-Ext. Min [°] / Rodilla Derecha	-6.55 ± 7.16	-7.18 ± 5.42	ns
Flex-Ext. Max [°] / Rodilla Izquierda	28.20 ± 13.63	19.74 ± 14.72	ns
Flex-Ext. Min [°] / Rodilla Izquierda	-5.30 ± 6.97	-9.60 ± 7.95	0.024
Flex-Ext. Max [°] / Tobillo Derecho	8.80 ± 4.36	8.83 ± 5.26	0.039
Flex-Ext. Min [°] / Tobillo Derecho	-7.24 ± 5.75	-11.66 ± 9.60	ns
Flex-Ext. Max [°] / Tobillo Izquierdo	13.09 ± 4.64	14.04 ± 8.02	ns
Flex-Ext. Min [°] / Tobillo Izquierdo	-3.76 ± 5.46	-9.78 ± 9.51	ns
Flex-Ext. Max [°] / Cadera Derecha	1.49 ± 2.12	1.44 ± 3.06	ns
Flex-Ext. Min [°] / Cadera Derecha	-9.75 ± 3.50	-14.19 ± 4.68	0.023
Flex-Ext. Max [°] / Cadera Izquierda	3.21 ± 2.92	4.81 ± 4.70	ns
Flex-Ext. Min [°] / Cadera Izquierda	-9.20 ± 5.22	-13.35 ± 6.85	ns
Fz Max [N]	952.62 ± 99.66	886.04 ± 78.21	0.03
Fz Min [N]	-1.27 ± 0.46	-2.38 ± 1.13	ns

Prueba *t-Student* pareada * significancia $p < 0.05$, ns = no significativo

13.5. ANÁLISIS DE LA CINÉTICA Y CINEMÁTICA DEL MOVIMIENTO S-P

Se obtuvieron diferencias significativas después al EF en las variables flexo-extensión mínima de la rodilla derecha e izquierda, flexo-extensión máxima de tobillo izquierdo y en la fuerza de reacción (Fz) máxima. Tabla XIII.

Tabla XIII. Cinética y cinemática del movimiento S-P (goniometría/Fz) en mujeres mexicanas obesas antes y después del EF

Movimiento/Articulación	Antes del programa de entrenamiento	Después del programa de entrenamiento	Diferencia Significativa (p)
Flex-Ext. Max [°] / Rodilla Derecha	69.92 ± 7.44	66.13 ± 12.06	ns
Flex-Ext. Min [°] / Rodilla Derecha	-0.41 ± 4.09	-4.38 ± 4.33	0.034
Flex-Ext. Max [°] / Rodilla Izquierda	67.73 ± 8.07	62.16 ± 11.64	ns
Flex-Ext. Min [°] / Rodilla Izquierda	-3.44 ± 6.50	-6.97 ± 5.27	0.05
Flex-Ext. Max [°] / Tobillo Derecho	13.37 ± 4.51	14.41 ± 8.35	ns
Flex-Ext. Min [°] / Tobillo Derecho	-1.39 ± 5.30	-2.46 ± 5.06	ns
Flex-Ext. Max [°] / Tobillo Izquierdo	23.40 ± 16.82	26.35 ± 8.51	0.044
Flex-Ext. Min [°] / Tobillo Izquierdo	8.52 ± 6.31	10.07 ± 7.46	ns
Flex-Ext. Max [°] / Cadera Derecha	-4.86 ± 5.84	-5.97 ± 5.46	ns
Flex-Ext. Min [°] / Cadera Derecha	-21.50 ± 8.78	-23.82 ± 6.81	ns
Flex-Ext. Max [°] / Cadera Izquierda	12.19 ± 11.46	8.70 ± 7.13	ns
Flex-Ext. Min [°] / Cadera Izquierda	-14.03 ± 9.09	-18.27 ± 11.88	ns
Fz Max [N]	909.40 ± 100.71	890.83 ± 77.56	0.001
Fz Min [N]	-55.97 ± 14.43	-57.04 ± 14.73	ns

Prueba t-Student pareada *significancia p < 0.05, ns = no significativo

13.6. ANÁLISIS DE CALIDAD DE VIDA: ESCALA FUNCIONAL (WOMAC)

En la escala WOMAC, que valoró la calidad de vida de las participantes se encontró diferencia significativa posterior al EF en los parámetros de dolor, de funcionalidad física y en su puntuación general, Tabla XIV.

Tabla XIV. Escala WOMAC (escala de funcionalidad/calidad de vida) en mujeres mexicanas obesas antes y después del EF

Cuestionario de calidad de vida WOMAC	Antes del programa de entrenamiento	Después del programa de entrenamiento	Diferencia Significativa (*p)
Parámetros del dolor	3.36 ± 2.77	0.82 ± 0.98	0.003
Parámetros de rigidez	1.55 ± 1.29	0.73 ± 0.90	ns
Parámetros de funcionalidad física.	8.36 ± 6.22	3.64 ± 1.75	0.007
WOMAC –Total	13.27 ± 9.79	5.18 ± 2.93	0.007

Prueba *t-Student* pareada *significancia $p < 0.05$, ns = no significativo

14. DISCUSIÓN

Los resultados del presente estudio sugieren que el EF de extremidades inferiores, puede ser un factor importante en la prevención de alteraciones biomecánicas en mujeres con algún grado de obesidad. Este estudio mostro que, el entrenamiento de la fuerza, modifico algunos de los parámetros biomecánicos y mejoró la calidad de vida en las mujeres obesas.

En el estudio de Hulens ^[36,37] donde demostró que las mujeres obesas, tienen una menor fuerza en general de un 10 a un 16% comparado con no obesas; la fuerza extensora de rodilla -6%, extensión del tronco -10% y flexión de rodilla -20%. En este estudio la fuerza aumentó en forma significativa para flexores y extensores de rodilla de ambas extremidades. Utilizando una intensidad inicial del 30% de 3RM, derivada de un Test de 3RM es decir, del peso máximo levantado en una sola repetición (100% del peso levantado), siendo mejorado por carácter del esfuerzo lo que significa que el entrenado realizó 15 repeticiones con posibilidad de realizar 18, por que realizar repeticiones hasta el fallo no es necesario y puede incluso producir sobre entrenamiento y lesiones por sobrecarga ^[49]. Esto justificado en la revisión sistemática de 140 trabajos publicados en la literatura científica realizada por Rhea y cols. 2003, donde concluye, que en personas no entrenadas, los mayores efectos sobre la fuerza se produce con una intensidad media de 15 RM ^[49]. Por lo tanto, esta forma de entrenamiento fue concluyente, ya que en las mujeres que participaron en este estudio, la mejora de la fuerza fue adecuada y se presentaron modificaciones positivas de los parámetros de su biomecánica y su calidad de vida.

En este estudio se observó un cambio significativo en los parámetros espacio-temporales de la marcha, donde aumentó el tiempo de paso, disminuyendo la cadencia, el ángulo y ancho de paso; esto, se cree que pueda ser debido a que a mayor fuerza mayor seguridad para la

deambulaci3n, lo que se tradujo en un mejor balance . Spyropoulos y Cols. ^[14], sugieren que el ancho de paso mejora la estabilidad del cuerpo altamente asim3trico durante el caminar del obeso, sin embargo, Donelan (2001) y Gabell (1984) ^[14], no encontraron si la circunferencia del muslo era la causa del ancho de paso mayor o si solo se trataba de una estrategia activa para mantener el equilibrio. Un mayor ancho de paso ofrece una base de soporte m3s amplio y mayor estabilidad durante la marcha, la variabilidad del ancho de paso, m3s que el ancho de paso por s3 mismo, parece ser un mejor indicador del control de balance durante la marcha ^[14]. Son necesarios mayores estudios dirigidos a mejorar la fuerza de extremidades inferiores en mujeres obesas con 3nfasis en el an3lisis de los patrones de la marcha para despejar estas interrogantes.

En posturografia, la ejercitaci3n de los m3sculos aductores y abductores de cadera mejor3 la postura con ojos cerrados en el eje de las X y el eje de las Y durante el examen. Sin embargo, para ojos abiertos hubo una diferencia significativa en el par3metro VFY. Tanto en ojos abiertos y cerrados aument3 el gasto energ3tico para mantener la postura manifestado por una diferencia significativa en el par3metro LFS. En la literatura cient3fica, las investigaciones sobre el efecto de la adiposidad en el balance en adultos son limitadas y se han enfocado primordialmente en la evaluaci3n de la estabilidad antero-posterior durante la postura de parado. Kejonen y cols. ^[51] identificaron la relaci3n del IMC con el movimiento antero-posterior del tobillo durante la estancia de quietud b3peda. Fregly y cols. ^[52] propusieron que en individuos con sobrepeso la forma y la talla del cuerpo influyen en la estabilidad de la postural est3tica, por una alteraci3n de la localizaci3n del centro de gravedad. Por otro lado, Corbeil y cols. ^[29] investigaron el efecto de la obesidad en la estabilidad antero-posterior durante la estancia b3peda e indicaron que un desplazamiento anterior del CM (2cm) y un significativo torque mayor de tobillo requerido para estabilizar el cuerpo, se coloca al obeso en sus l3mites de estabilidad, y por lo tanto, a un mayor riesgo de ca3da cuando est3 expuesto a las AVD. Sin embargo, Gravante y Cols. ^[29], evaluaron a personas obesas en una plataforma de fuerza y no encontraron diferencia en el centro de presi3n durante la estancia b3peda y concluyeron que la distribuci3n de la grasa del cuerpo, no parece resultar en un desplazamiento anterior del CM durante la estancia b3peda. Pudimos observar en este trabajo que el par3metro VFY ^[31] fue positivo por lo que el centro de masa esta desplazado hacia adelante. Se puede mencionar que una limitaci3n de este estudio fue no ejercitar los m3sculos plantar-flexores y dorso-flexores, que son considerados los m3sculos que controlan las oscilaciones del cuerpo en sentido antero-posterior y que pueden influir en los resultados de la posturografia ^[31]. Es necesario realizar estudios que ejerciten estos grupos musculares y determinar su potencial participaci3n para mejorar el equilibrio de la postura y en consecuencia establecer su relaci3n con el riesgo de ca3das en poblaci3n con obesidad.

En la cin3tica y cinem3tica de la marcha en este estudio se vio que, posterior al EF, aument3 el torque de cadera y de tobillo, disminuyendo el de la rodilla. Resultados que est3n relacionados

con el incremento del largo de paso. Devita y Hortobagyi ^[14] investigaron la cinética y cinemática del paso del obeso, concluyendo que, la duración de la zancada de éste era mayor y la cadencia menor, en comparación con sujetos de peso normal. Más aún, ellos tienden a asumir una postura más erecta durante la marcha con una reducida flexión de cadera y rodilla durante la zancada y una mayor flexión plantar en el tobillo. Estos autores determinaron que el torque de la articulación de la rodilla, fue significativamente menor, pero el torque del tobillo sustancialmente mayor. Además, propusieron que en respuesta a un peso del cuerpo excesivo, el sujeto obeso reorganiza su función neuromuscular para producir patrones de la marcha que resulten en una disminución de la carga de la articulación de la rodilla. En los resultados encontramos que en la cinética de la marcha, destacó la disminución de las fuerzas de reacción en Fz máxima, que infiere una disminución del esfuerzo debido a una mayor fuerza inercial. Esto puede ser atribuido a una mejor postura y balance durante la marcha de las participantes de estudio, y/o por un mejor equilibrio entre las fuerzas agonistas y antagonistas de la cadena muscular de extremidades inferiores.

En la cinética y cinemática del movimiento S-P Inicialmente se observó que las pacientes utilizaron más la rodilla con un menor torque de tobillos, para cambiar de posición de sentado ha parado. Después del EF, se pudo observar un menor torque de rodilla y un mayor torque de tobillo. Lo que indica que, al tener mayor fuerza de músculos de cadera cambiaron de estrategia, además se levantaron más seguros y con un menor esfuerzo lo cual es evidente al disminuir la Fz evitando así el sobre esfuerzo en rodillas. Galli (2000) y Sibella (2003) ^[26], mencionan que los sujetos obesos, utilizan una estrategia diferente que se caracteriza por una disminución en la flexión del tronco y un movimiento posterior de sus pies desde su posición inicial. Esto limita el torque de cadera a expensas de un aumento en el momento de la rodilla, lo que coincide con lo observado durante el presente estudio.

El cuestionario WOMAC indicó la evolución de la prescripción de fuerza aplicada en este estudio. Los parámetros de rigidez se mantuvieron sin cambios, lo que es atribuido a que ningún paciente presentó una rigidez de importancia en rodillas o una osteoartritis avanzada, enfermedad relativamente común en éstos pacientes. Comúnmente, este cuestionario es utilizado para valorar la funcionalidad y la efectividad de la prescripción aplicada a las rodillas y en menor grado a la cadera ^[43]. Para el caso de este estudio, el entrenamiento de la fuerza fue y debe considerarse como una prescripción médica especializada para mejorar la funcionalidad de las rodillas, así como la cadera y por lo tanto una mejor biomecánica, esto se tradujo en una mejor realización de las AVD y en consecuencia mejor calidad de vida. Algunas evidencias sugieren que un modesto incremento de peso en actividades tales como caminar, son suficientes para inducir dolor musculo-esquelético en el obeso, principalmente en espalda baja, cadera, rodilla, tobillo y pie, donde la rodilla es la primera que se involucra. Los factores de riesgo para las alteraciones biomecánicas son la obesidad y zonas donde predomina la debilidad muscular ^[17]. Cicuttini y Cols. ^[53] demostraron que una reducida masa y menor fuerza

muscular pueden ser más importantes, que la adiposidad en el desarrollo de alteraciones degenerativas, tales como OA. La debilidad del cuádriceps y un desbalance muscular alterado ha sido observado en adultos con OA establecida de rodillas, por lo tanto, un incremento en la actividad física, con ejercicios dirigidos específicamente a aumentar la fuerza muscular, reduce el dolor y discapacidad asociado a OA de rodilla ^[17].

15. CONCLUSIÓN

Un programa de EF al 30% de 3RM, a 8 semanas de entrenamiento de mujeres obesas modificó algunos parámetros biomecánicos, como son: en la marcha la cadencia, tiempo del paso, ancho del paso y el ángulo de paso. En la evaluación cinemática de la marcha se encontró que se modificó la flexo-extensión mínima de la rodilla izquierda, flexo-extensión máxima del tobillo derecho, flexo-extensión mínima de la cadera derecha y en la fuerza vertical (Fz) máxima. Referente al movimiento de S-P, se obtuvieron diferencias en la flexo-extensión mínima de la rodilla derecha, flexo-extensión mínima de la rodilla izquierda, flexo-extensión máxima del tobillo izquierdo y en la fuerza vertical (Fz) máxima y finalmente los parámetros del balance estático se que se vieron modificados por el entrenamiento fueron VFY, LFS y el área. Se concluye también que con el entrenamiento de fuerza se mejoró la calidad de vida de las mujeres que participaron en este estudio. El parámetro con mayor beneficio de la escala WOMAC fue el de la funcionalidad física. Este estudio muestra que el entrenamiento de la fuerza de miembros pélvicos, puede ser de utilidad como medida de tratamiento para mejorar la funcionalidad y la biomecánica de extremidades inferiores en mujeres obesas y puede jugar un papel fundamental en la prevención de lesiones o caídas en esta población. Además, puede ser aplicado a individuos con sobrepeso u obesidad con el objeto de prevenir alteraciones degenerativas principalmente de rodillas debido a la sobrecarga. Sin embargo, mayores investigaciones son necesarias para determinar los beneficios a largo plazo de programas de fortalecimiento muscular y de la mejora de la fuerza de extremidades inferiores en población con obesidad previo a actividades más dinámicas como es el ejercicio aeróbico que requiere una mayor complejidad de movimientos biomecánicos como pueden ser, el trote o la carrera en banda sin fin, así como en cicloergómetro de piernas o de brazos con el objetivo de evitar lesiones y preparar a esta población para una mejor incidencia en su factor de riesgo principal que es la “obesidad” en donde la presencia de lesiones podría influir en el abandono de este tipo de programas.

16. LIMITACIONES DE ESTUDIOS Y FUTURAS INVESTIGACIONES.

Este estudio al ser piloto, tuvo un número limitado de participantes, por lo que es necesario diseñar estudios longitudinales y controlados que tengan mayor potencia estadística para determinar los beneficios a largo plazo del entrenamiento de fuerza en población obesa.

En este estudio no se involucro el entrenamiento de fuerza los flexores y extensores de piernas, estos músculos participan en el control de la postura estática y dinámica; son necesarios estudios que involucren estos músculos para determinar el papel que juegan en la mejora de la postura tanto estática como la dinámica.

En este estudio solo participaron mujeres con algún grado de obesidad, se requieren estudios donde participen pacientes del género masculino para determinar el papel de la mejora de la fuerza en su biomecánica Este estudio da pie a futuras investigaciones para diseñar y establecer nuevos métodos de entrenamiento para mejorar la biomecánica de la población obesa.

17. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. World Health Organization. Controlling the global obesity epidemic, 1985–1998. Available At: <http://www.who.int/nut/obs.html>. Accessed June 20, 2003.
2. Oria E, Lafita J, Petrino E, Argüelles I. Body Composition and Obesity. ANALES Sis San Navarra 2002; 25 (Supl. 1): 91-102.
3. Stumbo P, Hemingway D, Haynes GW. Dietary and Medical Therapy of Obesity Surg Clin N Am 85 (2005) 703–723.
4. Norma Oficial Mexicana. NOM-174-SSA1-1998 Obesidad. para el manejo integral de la obesidad. (DOP – 12 de abril 2000).
5. Li Z, Bowerman S, Heber D. Health Ramifications of the Obesity Epidemic. Surg Clin N Am 85 (2005) 681–701.
6. Polk SL. Definitions and Demographics of Obesity: Diagnosis and Risk Factors. Anesthesiology Clin N Am 23 (2005) 397– 403.
7. Parikh NI, Pencina MJ, Wang TJ, Lanier KJ, Fox CS, D'Agostino RB, Vasan RS. Increasing Trends in Incidence of Overweight and Obesity over 5 Decades. The American Journal of Medicine (2007) 120, 242-250.
8. Pender JR, Pories WJ. Epidemiology of Obesity in the United States. Gastroenterol Clin N Am 34 (2005) 1–7.
9. Encuesta Nacional de Salud y Nutrición 2006 (ENSANUT 2006). SSA.
10. Hills AP, Hennig EM, Byrne NM and Steele JR. The biomechanics of adiposity – structural and functional limitations of obesity and implications for movement. Obesity reviews (2002) 3, 35–43.
11. Kushner RF. Obesity Management. Gastroenterol Clin N Am 36 (2007) 191–210.

12. Lopaschuk GD, Folmes CDL, Stanley WE. Cardiac Energy Metabolism in Obesity. (*Circ. Res.* 2007; 101:335-347).
13. Yosipovitch G, DeVore A, MD, and Dawn A. Obesity and the skin: Skin physiology and skin manifestations of obesity. (*J Am Acad Dermatol* 2007; 56:901-16).
14. Wearing SC, Hennig EM, Byrne NM, Steele JR and Hills AP. The biomechanics of restricted movement in adult obesity. *Obesity reviews* (2006) 7, 13–24.
15. Raymond C. Browning and Kram R. Effects of Obesity on the Biomechanics of Walking at Different Speeds. *Med. Sci. Sports Exerc.* Vol. 39, No. 9, pp. 1632–1641, 2007.
16. Hill AP, Henni EM, McDonald M and Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal of Obesity* (2001) 25, 1674–1679.
17. Wearing SC, Hennig EM, Byrne NM, Steele JR and Hills AP. Musculoskeletal disorders associated with obesity: a biomechanical perspective. 2006 The International Association for the Study of Obesity. *Obesity reviews*, 7, 239–250.
18. Raymond C. Browning, And Kram R. Energetic cost and preferred speed of walking in obese vs. normal weight women. *Obes Res.* 2005; 13:891– 899.
19. Perry J. *Gait analysis: normal and pathological function.* Thorafare, NJ: SLACK, c1992. 524 p.
20. Williams M. *Biomecánica del movimiento humano de Williams y Lissner, trad. Dense Reider.* Trillas, México, 1991. 258 p.
21. Nelson AJ. Functional ambulation profile. *Phys Ther* 1974; 54(10): 1059-1065.
22. Nelson AJ, Tucker J. *Monograph on the Functional Ambulation Performance Score.* New York University, New York 1983.
23. Nelson AJ, Zwick D, Brody S, Doran C, Pulver L, Rooz G, et al. The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. *Neuro Rehabilitation* 2002; 17(3): 255-262.

24. Janssen WGM, Bussmann HBJ, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther.* 2002; 82:866–879.
25. Yoshioka S, Nagano A, Himeno R and Fukashiro S. Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements. *BioMedical Engineering OnLine* 2007, 6:26.
26. Sibella F, Galli M, Romei M. et al. Biomechanical Analysis of Sit-to-Stand movement in normal and obese subjects. *Clin Biomech* 2003; 18: 745-750.
27. Pai, Y.-C. Movement termination and stability in standing. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, Vol. 31, No. 1, pp. 19–25, 2003.
28. Jacobson P. *Handbook of Balance Function Testing*; United States of America: Mosby year Book. 1993. p. 261-279.
29. Corbeil P, Simoneau M, Rancourt D, Tremblay A, and Teasdale N. Increased Risk for Falling Associated with Obesity: Mathematical Modeling of Postural Control. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 9, no. 2, June 2000.
30. Wikstrom E A, Tillman MD, Smith AN, Borsa PA. A New Force-Plate Technology Measure of Dynamic Postural Stability: The Dynamic Postural Stability Index. *Journal of Athletic Training* 2005; 40(4):305–309.
31. Pierre-Marie Gagey. *Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación.* 1999. Edit. Masson.
32. Hue O, Simoneau M, Marcotte JFB, Dore´J, Marceau P, Marceau S, Tremblay A, Teasdale N. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture* 26 (2007) 32–38.
33. Fabris de Souza SA, Faintuch J, Valezi AC, Sant´Anna AF, Gama-Rodrigues JJ, Batista FIC, Donadio de Melo R. Postural Changes in Morbidly Obese Patients. *Obesity Surgery*, 15, 1013-1016.
34. Teasdale N, Hue O, Marcotte J, Berrigan F, Simoneau M, Dore´J, Marceau P. and Tremblay A. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. *International Journal of Obesity* (2007) 31, 153–160.

35. Pescatello LS, Kelsey BK, Price TB, Seip RL, Angelopoulos TJ, Clarkson PM, Gordon PM, Moyna NM, Visich PS, Zoeller RF, Gordish-Dressman HA, Bilbie SM, Thompson PD, and Hoffman EP. The muscle strength and size response to upper arm, unilateral resistance training among adults who are overweight and obese. *J. Strength Cond. Res.* 21(2):307–313. 2007.
36. Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E and Brumagne S. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *International Journal of Obesity* (2001) 25, 676 ± 681.
37. Hulens M, Vansant G, Lysens R, Claessens AL, Muls E, Assessment of Isokinetic Muscle Strength in Women Who Are Obese. *J Orthop Sports Phys Ther* 2002; 32:347–356.
38. Vanderburgh PM. A Simple Index to Adjust maximal strength measures by body mass. *JEPONLINE*, 1999, 2(4):7-12.
39. Yamada T and Demura S. Influence of the Relative Difference in Chair Seat Height according to Different Lower Thigh Length on Floor Reaction Force and Lower-limb Strength during Sit-to-Stand Movement. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 23(6): 197–203, 2004.
40. Davies GJ, Med. PT, ATC. *Compendium of Isocinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*. 3 Edición.
41. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation*. American Association of Cardiopulmonary Rehabilitation and Canadian Association of Cardiac Rehabilitation. Hemodynamic Responses During Aerobic and resistance Exercise. 2002; 22-3:170-173.
42. Angst F, Aeschlimann A, Steiner W, Stucki G. Responsiveness of the WOMAC osteoarthritis index as compared with the SF-36 in patients with osteoarthritis of the legs undergoing a comprehensive rehabilitation intervention. *Ann Rheum Dis* 2001; 60:834–840.
43. The WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Index of Osteoarthritis. Overview.

44. Bellamy N. The WOMAC Knee and Hip Osteoarthritis Indices: Development, validation, globalization and influence on the development of the AUSCAN Hand Osteoarthritis Indices. *Clin Exp Rheumatol* 2005; 23 (Suppl. 39). 148-153.
45. ACMS. - ACSM's Guidelines for exercise Testing and prescription 5 edition. American college of sports medicine.
46. Braith RW, Stewart KJ. Resistance Exercise Training: It's Role in the Prevention of Cardiovascular Disease. *Circulation*.2006; 113: 2642-2650.
47. Fletcher G. F., Balady G.J., Amsterdam E.A. et al. Exercise Standards for Testing and Training. *Circulation*. 2001; 104:1694-1740.
48. Nelson AJ, Certo LJ, Lembo LS, López DA. The functional ambulation performance of elderly fallers and non-fallers walking at her preferred velocity. *Neurorehabilitation*. 1999; 13: 141-146.
49. Izquierdo M, González-Badillo JJ, Influencia del Volumen y la Intensidad en el Entrenamiento de la Fuerza y Potencia Muscular. *PubliCE Standard*. 04/12/2006. Pid. 745.
50. Helsinki Asociación Médica Mundial (AMM). Principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos. 59th WMA General Assembly, Seoul, October 2008.
51. Kejonen P, Kauranen K, Vanharanta H. The relationship between anthropometric factor and body-balancing movements in postural balance. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003; 84: 17-22.
52. Fregly AR, Oberman A, Graybil A, Mitchell RE. Thousand aviator study: nonvestibular contributions to postural equilibrium functions. *Aero Med* 1968; 39: 33-37.
53. Cicuttini FM, Teichtahl AJ, Wluka AE, Davis S, Atrouss BJB, Ebeling PR. The relationship between body composition and knee cartilage volume in healthy, middle-aged subjects. *Arthritis Rheum* 2005; 52: 461-467.

18. ANEXOS

18.1. ANEXO: 1 PRODUCTOS DERIVADOS DE LA INVESTIGACIÓN

1.- Formación de recursos humanos

Tesis de licenciatura	<input type="text"/>	Tesis de especialidad	<input type="text" value="1"/>
Tesis de maestría	<input type="text"/>	Tesis de doctorado	<input type="text"/>
Ninguna	<input type="text"/>		

Presentación de trabajos en reuniones nacionales	<input type="text" value="1"/>
Presentación de trabajos en reuniones internacionales	<input type="text"/>

Publicaciones nacionales	<input type="text" value="1"/>
Publicaciones internacionales	<input type="text"/>

18.2. Anexo: 2 FUENTE DE FINANCIAMIENTO

Financiamiento:

Cuenta con financiamiento externo:

SI G NO X

Egresos económicos para el desarrollo del proyecto:

Gasto de Inversión por paciente:

Concepto	1º evaluación (precio)	Evaluación intermedia	2º evaluación (precio)	Total de gastos por paciente.
Consulta de medicina del deporte	68 pesos			68 pesos
Consulta de valoración cardíaca	68 pesos			68 pesos
Historia clínica	24 pesos			24 pesos
Química sanguínea	60 pesos			60 pesos
Perfil de lípidos	335 pesos			335 pesos
Examen general de orina.	32			32 pesos
Biometría hemática	30 pesos			30 pesos
Prueba de esfuerzo	280			280 pesos
Valoración isocinética	48 pesos	48	48 pesos	144 pesos
Valoración biomecánica de la marcha	0.00 pesos		0.00 pesos	0.00 pesos
24 Sesiones de entrenamiento	180 pesos			180 pesos
Gasto por paciente de grupo experimental (GE)				1305 pesos
Gasto por paciente de grupo control (GC)				993 pesos.

Costos totales de 20 pacientes y gastos del investigador.

Número de pacientes.	Costos por paciente	Costo por grupo	Gastos del investigador	
GE = 11	993 pesos	10923 pesos	5000 pesos	
Total de gasto		10923 pesos	5000 pesos	15923 pesos

18.3. Anexo: 3 CONSENTIMIENTO INFORMADO

INSTITUTO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
CONSENTIMIENTO INFORMADO.

YO

NOMBRE DEL(A) PACIENTE: _____ EDAD: _____

NOMBRE DEL (A) FAMILIAR RESPONSABLE _____

REL. _____ IDENTIFICACION: _____

EXPEDIENTE No.: _____

Manifiesto que he sido informado/a sobre los beneficios que podría suponer la medición de los parámetros de la marcha y la postura para cubrir los objetivos del proyecto de Investigación titulado “**biomecánica del obeso antes y después de un programa de entrenamiento de fuerza de extremidades inferiores**”.

En el laboratorio de Análisis de Movimiento Humano del Instituto Nacional de Rehabilitación. Que me fue explicado que el proyecto consiste en buscar mejora de la cinemática y cinética del movimiento Sentado-Parado: después de un programa de entrenamiento de flexibilidad y fuerza muscular de extremidades inferiores y que mi participación consiste en permitir sean colocados (pegados) sobre mi piel, instrumentos para medir el movimiento de pararse de una banca, medir los ángulos, posteriormente con ellos caminar sobre un tapete instrumentado y medir el balance en una plataforma de fuerza, **sin riesgo, sin molestia y sin dolor**, y que el adhesivo con el que son colocados los instrumentos no producen **ninguna molestia, ni abrasión de de la piel**; además será pesado, medido y evaluado por el médico residente Dr. Oscar Calvo López, responsable médico del proyecto.

Que también me fue informado que en cualquier momento puedo abandonar el estudio, sin perder los derechos como paciente del INR y que mi participación es **ANÓNIMA y CONFIDENCIAL**. Todos los datos que proporcione serán para fines de investigación, donde se busca sean publicados en revistas de especialización así como expuesto en conferencias científicas, respetando el anonimato del **PACIENTE**.

Al firmar esta hoja **OTORGO** mi **CONSENTIMIENTO** al personal del Instituto Nacional de Rehabilitación para realizar las pruebas necesarias para la realización de este estudio, incluyendo la toma de material fotográfico y visual del paciente, así como para que todo el material fotográfico y visual del paciente, así como para que todo el material sea utilizado para cubrir los objetivos especificados en el proyecto y acepto que no habrá remuneración alguna por el uso y publicación de los mismos.

Lugar y fecha: _____

Nombre y firma de la persona que da el consentimiento:

C. _____ Firma: _____

Nombre y firma del testigo

C. _____ Firma: _____

Responsable del estudio de Investigación:

Dr. _____ Firma: _____

18.4. Anexo: 4 BITÁCORA DE CONTROL DE PRUEBAS Y ASISTENCIA

Registro de actividades.

Nombre: _____ IMC: _____
 Registro: _____ Fecha: _____

Fecha de evaluación	Balance y movilidad		Prueba de esfuerzo		Observaciones
	Si ()	No ()	Si ()	No ()	
Fecha	Escala funcional de WOMAC		Test isocinético		
	Si ()	No ()	Si ()	No ()	
Fecha	Historia clínica		Test 1RM		Análisis clínicos
	Si ()	No ()	Si ()	No ()	Si () No ()
Fecha de sesiones	Día de la semana	Asistencia a la sesión de entrenamiento de fuerza	Cumplimiento de las tareas programadas de flexibilidad	Cumplimiento de las tareas programadas de fuerza.	Observaciones
	Lunes				
	Miércoles				
	Viernes				
	Lunes				
	Miércoles				
	Viernes				
	Lunes				
	Miércoles				
	Viernes				
	Lunes				
	Miércoles				
	Viernes				

18.5. Anexo: 5 ESCALA FUNCIONAL WOMAC

NOMBRE DEL PACIENTE:

Nombre: _____ fecha: _____

Severidad durante el mes pasado	Ninguno	Discreto	Moderado	Severo	Extremo
Dolor al caminar					
Dolor al subir escaleras					
Dolor nocturno					
Dolor al descansar					
Dolor al ponerse de pie					
Molestia matutina					
Molestia durante el transcurso del día					
Nivel de dificultad para realizar actividades					
Al bajar escaleras					
Al subir escaleras					
Levantarse de una silla					
Ponerse de pie					
Sentarse en el piso					
Caminar en terreno plano					
Subir o bajar del auto					
Ir de compras					
Levantarse de una cama					
Ponerse calcetines					
Acostarse					
Bañarse					
Sentarse					
Utilizar el escusado					
Labores domésticas leves					
Labores domésticas pesadas					

18.6. Anexo: 6 CONSENTIMIENTO INFORMADO



CENTRO NACIONAL DE REHABILITACIÓN
SUBDIRECCIÓN MÉDICA DE MEDICINA DEL DEPORTE
DIVISIÓN CLÍNICA DE MEDICINA DEL DEPORTE
SERVICIO DE REACONDICIONAMIENTO FÍSICO.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

México D.F. a ____ de _____ de 20__

A quien corresponda:

Yo _____ declaro libre y voluntariamente que acepto participar en sesiones de reacondicionamiento físico que se realizara en el servicio de reacondicionamiento físico de la división clínica de Medicina del Deporte cuyos objetivos consisten en:

- Mejorar la flexibilidad/elasticidad.
- Mejorar la fuerza muscular de extremidades inferiores.
- Alcanzar la fuerza ideal para su sexo y edad.

Estoy consciente de que los procedimientos, pruebas y tratamientos para lograr los objetivos mencionados consistirán en:

- Calentamiento general.
- Ejercicios de flexibilidad/estiramiento muscular inicial.
- Programa de fortalecimiento muscular.
- Ejercicios de flexibilidad/estiramiento muscular final.

Y los riesgos a mi persona inherentes a la práctica del ejercicio, los cuales me fueron explicados verbalmente y yo entendí en su totalidad.

Es de mi conocimiento que seré libre de retirarme de la presente investigación en el momento que yo así lo desee. También que puedo solicitar información adicional acerca de los riesgos y beneficios de mi participación en este estudio. En caso de que decidiera retirarme, la atención que como paciente recibo en esta institución no se verá afectada.

Nombre: _____

Firma: _____

Dirección: _____

Testigo: _____

Dirección: _____

Testigo: _____

Dirección: _____