

**VALORACION BIOMECÁNICA DE LA UNIDAD DE MOVIMIENTO PASIVO
CONTINUO PARA RODILLA, FABRICADA EN EL PROGRAMA DE
INGENIERÍA MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DEL VALLE, AL SER
APLICADA EN PERSONAS SANAS**

**ALBERTO LEÓN CRUZ SALINAS
MARIA ISABEL GUEVARA ORTEGA
DIANA JOHANA HERAZO MUTIS
GLORIA ALEXANDRA TAPASCO GUTIÉRREZ**

**UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE REHABILITACIÓN HUMANA
PROGRAMA ACADEMICO DE FISIOTERAPIA
SANTIAGO DE CALI
2005**

**VALORACION BIOMECÁNICA DE LA UNIDAD DE MOVIMIENTO PASIVO
CONTINUO PARA RODILLA, FABRICADA EN EL PROGRAMA DE
INGENIERÍA MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DEL VALLE, AL SER
APLICADA EN PERSONAS SANAS**

**ALBERTO LEÓN CRUZ SALINAS
MARIA ISABEL GUEVARA ORTEGA
DIANA JOHANA HERAZO MUTIS
GLORIA ALEXANDRA TAPASCO GUTIÉRREZ**

Trabajo de Grado

**Tutoras:
LUZ HELENA ROJAS
Fisioterapeuta**

**NANCY PATRICIA COLLAZOS
Fisioterapeuta**

**UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTAD DE SALUD
ESCUELA DE REHABILITACIÓN HUMANA
PROGRAMA ACADÉMICO DE FISIOTERAPIA
SANTIAGO DE CALI
2005**

Nota de aceptación:

Firma del Tutor

Firma del Tutor

Firma del Evaluador

Firma del Evaluador

DEDICATORIAS

A Dios por su grandeza.
A mis padres por su inmenso querer e incondicional apoyo moral y económico.
A mi familia por su amor y paciencia.
A Oswaldo, mi hermano por darme su ejemplo.
A Luis, mi hijo, la luz de mi vida.

Alberto León

A Dios por guiarme y darme fuerzas en los momentos de desfallecimiento.
A mis padres por su apoyo moral y económico.
A mi familia por su colaboración incondicional.
A David por su gran amor y motivación constante.

Maria Isabel

A Dios por darme fortaleza.
A mi familia por creer en mí.
A Brian por su amor y apoyo incondicional.
A mis compañeros por su empeño y comprensión.
A Gabriela, mi hija, por darle alegría a mi vida.

Diana Johana

A Dios por su infinito amor.
A mis padres por su amor y apoyo incondicional.
A mi familia por su cariño y comprensión.

Gloria Alexandra

AGRADECIMIENTOS

- A nuestras tutoras F.T Luz Helena Rojas y Nancy Patricia Collazos, docentes de la Universidad del Valle, por su asesoría, dedicación y disponibilidad.
- A las personas que accedieron colaborar con nuestro estudio para la obtención de los datos y el cumplimiento de los objetivos planteados.
- A Jorge Lopera, Ingeniero Mecánico de la Universidad del Valle, por facilitarnos la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y asesorarnos en el funcionamiento de ésta.
- A Gabriel Vallejo, estudiante de Ingeniería Electrónica de la Universidad del Valle, por su disponibilidad y dedicación.
- A Nahum Buritica, Coordinador de la Sección de Cultura Recreación y Deporte Sede San Fernando de la Universidad del Valle, por facilitar el espacio e implementos durante la recolección de la información.
- A las evaluadoras, por sus pertinentes observaciones y recomendaciones, las cuales permitieron una mejor culminación del proyecto.

LISTADO DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1 Proporciones de los segmentos corporales	11
Figura 2 Modelo Cinemático	14
Figura 3 Diagrama de Fuerzas Externas 3D	15
Figura 4 Diagrama de fuerza en 2D	16
Figura 5 Somatograma	21

LISTADO DE CUADROS

	Pág.
Cuadro 1 Proporciones de peso para el miembro inferior	12
Cuadro 2 Proporciones del miembro inferior a diferentes estaturas	12
Cuadro 3 Posicionamiento centros de masa miembro inferior	13
Cuadro 4 Índices de masa corporal para diferentes tallas y pesos	13
Cuadro 5 Valores del Índice de Masa Corporal	18
Cuadro 6 Segmento y porcentaje analítico	33
Cuadro 7 Segmento y porcentaje grafoanalítico	33

LISTADO DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Caracterización de la población por sexo	41
Tabla 2. Caracterización por edades	42
Tabla 3. Rango de peso	42
Tabla 4. Rango de talla	43
Tabla 5. Caracterización según el Somatotipo	44
Tabla 6. Estadísticos descriptivos	46
Tabla 7. Correlación peso vs. ángulo de la máquina	47
Tabla 8. Análisis de Regresión: Relación entre el Angulo de la maquina y el Peso del miembro inferior del paciente	48
Tabla 9. Análisis de Regresión: Relación entre el Angulo de la maquina y el Peso del miembro inferior del paciente	48
Tabla 10. Análisis de Regresión: Relación entre el Angulo de la maquina y el Peso del miembro inferior del paciente	48
Tabla 11. Correlación Centro de Masa vs. Angulo de Rodilla	49
Tabla 12. Correlación Centro de Masa vs. Peso	52
Tabla 13. Correlación Centro de Masa vs. Longitud del miembro inferior	53
Tabla 14. Correlación Velocidad Vs. Peso	54
Tabla 15. Análisis de Regresión: Relación entre la Velocidad y el Peso del miembro inferior del paciente	55
Tabla 16. Análisis de Regresión: Relación entre la Velocidad y el Peso del miembro inferior del paciente	55
Tabla 17. Análisis de Regresión: Relación entre la Velocidad y el Peso del miembro inferior del paciente	55
Tabla 18. comparaciones	57
Tabla 19. Prueba T en Flexión Máxima	58
Tabla 20. Prueba T en Flexión Media	60
Tabla 21. Prueba T en Flexión Mínima	61
Tabla 22. Prueba T Angulo programado de máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión máxima.	63
Tabla 23. Prueba T Angulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión media.	65
Tabla 24. Prueba T ángulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión mínima.	67
Tabla 25. Prueba T ángulo de la rodilla vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión máxima.	69
Tabla 26. Prueba T Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión máxima	72
Tabla 27. Prueba T Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión media	74

Tabla 28. Prueba T Velocidad programad vs. Velocidad obtenida en flexión mínima	76
Tabla 29 Comportamiento de la velocidad angular en flexión mínima y flexión máxima	77
Tabla 30. Comportamiento del actuador lineal y el centro de masa	78

LISTADO DE GRÁFICOS

	Pág.
Gráfico 1. Caracterización de la población por sexo	41
Gráfico 2. Caracterización por edades	42
Gráfico 3. Rango de peso	43
Gráfico 4. Rango de talla	44
Gráfico 5. Caracterización según el Somatotipo	44
Gráfico 6. Peso vs. Angulo de la Maquina	47
Gráfico 7. Centro de Masa en Flexión Máxima vs. Angulo de Rodilla en Flexión Máxima	50
Gráfico 8. Centro de Masa en Flexión Media vs. Angulo de Rodilla en Flexión Media	50
Gráfico 9. Centro de Masa en Flexión Mínima vs. Angulo de Rodilla en Flexión Mínima	51
Gráfico 10. Peso vs. centro de masa	52
Gráfico 11. Centro de masa Vs. longitud de miembro inferior	53
Gráfico 12. Velocidad Vs. peso	54
Gráfico 13. Angulo de la Rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión máxima	59
Gráfico 14. Angulo de la rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión media.	61
Gráfico 15. Angulo de la rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión mínima	62
Gráfico 16. Angulo de la máquina programado vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión máxima	64
Gráfico 17. Angulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión media.	66
Gráfico 18. Angulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión mínima.	68
Gráfico 19. Angulo de rodilla vs. ángulo de máquina obtenido en flexión máxima	70
Gráfico 20. Angulo de rodilla vs. ángulo de máquina obtenido en flexión media	71
Gráfico 21. Angulo de rodilla vs. ángulo de máquina obtenido en flexión mínima	71
Gráfico 22. Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión máxima	73
Gráfico 23. Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión media	75
Gráfico 24. Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión mínima	77
Gráfico 25. Comportamiento de la velocidad angular en flexión mínima y flexión máxima	78

LISTADO DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A Formato de registro y Datos antropométricos	89
Anexo B Formato de registro de aspectos biomecánicos	91
Anexo C Formato de registro de ubicación del centro de masa en miembro inferior	93
Anexo D Formato de consentimiento informado para la aplicación de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo en individuos sanos	94
Anexo E Gráfico de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo de Rodilla	97

GLOSARIO

Balancín u oscilador: eslabón que tiene rotación oscilatoria y está pivotado a un elemento fijo.

Biela o acoplador: eslabón que tiene movimiento complejo y no está pivotado a un elemento fijo.

Cinemática: estudio del movimiento sin consideración de las fuerzas.

Cinética: estudio de fuerzas en sistemas en movimiento.

Chumacera: pieza de metal o madera, con una muesca en que descansa y gira cualquier eje de maquinaria.

Eslabón: Cuerpo rígido que posee al menos dos nodos, que son los puntos de unión con otros eslabones. El número de nodos le da su nombre al eslabón.

Elemento fijo: cualesquiera eslabones (o eslabón) que estén sujetos en el espacio, sin movimiento en relación con el marco de referencia.

Grados De Libertad: el número de grados de libertad (GDL) de un sistema es el número de parámetros independientes que se necesitan para definir unívocamente su posición en el espacio en cualquier instante.

En el plano se requiere de tres parámetros (GDL): dos coordenadas lineales (x,y) y una coordenada angular (q).

En el espacio se requiere de seis GDL: tres distancias (x,y,z) y tres ángulos (q,f,r).

Se define cuerpo rígido como aquel que no experimenta ninguna deformación.

Junta o par cinemática: Conexión entre dos o más eslabones que permite algún movimiento o movimiento potencial entre los eslabones conectados.

Mecanismo: Es una cadena cinemática en la cual por lo menos un eslabón ha sido fijado o sujetado al marco de referencia (el cual puede estar en movimiento).

Máquina: Sistema de elementos dispuestos para transmitir movimiento y energía en un modo predeterminado. Es una combinación de cuerpos resistentes dispuestos para hacer que las fuerzas mecánicas de la naturaleza realicen trabajo acompañado por movimientos determinados. Es un conjunto de mecanismos dispuestos para transmitir fuerzas y realizar trabajo.

Mecanismo: Sistema de elementos dispuestos para transmitir movimiento en un modo predeterminado.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	1
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
1.1 Descripción del Problema.....	2
1.2 Formulación del Problema.....	3
1.3. Sistematización del Problema	3
1.4 Hipótesis.....	3
2. OBJETIVOS.....	4
2.1 Objetivo General.....	4
2.2 Objetivos Específicos	4
3. JUSTIFICACIÓN.....	5
4. MARCO TEORICO	6
2.1 Estado del Arte	6
2.2 Marco Conceptual	7
2.2.1 Movilidad Pasiva Continua	7
2.2.2 Conceptos de biomecánica	16
2.2.3 Cineantropometría ¹	17
2.2.4 Aplicación de la Movilidad Pasiva Continua en Rodilla	22
5. METODOLOGÍA	36
5.1 Tipo de Estudio.....	36
5.2 Método.....	36
5.3 Universo y Muestra.....	36
5.4 Criterios de Inclusión	36
5.5 Criterios de Exclusión	37
5.6 Fuentes de Recolección de la Información.....	37
5.7 Variables.....	37
5.8 Diseño metodológico	38
6. RESULTADOS	40
6.1 Estadística descriptiva	40
6.1.1 Caracterización de la población	40
6.1.2 Características mecánicas de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo ¹³	44
6.1.3 Determinación de la biomecánica de la rodilla al ser aplicada la unidad de movimiento pasivo continuo.....	45
6.2 Pruebas Estadísticas de Comparación.....	54
7. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	81
8. CONCLUSIONES	85
9. RECOMENDACIONES.....	86
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	87
ANEXOS.....	90

INTRODUCCIÓN

La Movilidad Pasiva Continua es una técnica de rehabilitación que ayuda a reducir la rigidez posterior a una cirugía o lesión en una articulación, evitando el desarrollo de complicaciones, que prolonguen la recuperación del paciente¹¹.

Se han encontrado varios estudios realizados por los autores: Tillu AB²⁰, Mullaji AB¹³, Scott Nadler¹⁴ y Lauren Beaupré³, en donde se observaron los beneficios al aplicar la maquina de movilidad pasiva continua, en pacientes con artroplastia de rodilla. Éstos estudios revelaron que la Maquina de Movilidad Pasiva Continua es un valioso componente del programa terapéutico, el cual contribuye a una rápida restauración de la funcionalidad del paciente.

El presente estudio se ejecutó durante el período Mayo – Junio de 2005 y se basó en la aplicación de una valoración de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo en 8 individuos sanos, con el objetivo de tener un referente de las condiciones mecánicas de la Unidad para futuras investigaciones con personas quienes presenten lesión de rodilla.

Con el estudio realizado se puede comprobar que los aspectos de diseño de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo de Rodilla, fabricada en el Programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, como lo son las barras de muslo y pierna solo es posible adaptarlas a individuos con una longitud de miembro inferior mayor a 94.8 cm., permitiéndoles lograr una recuperación post-operatoria.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Descripción del Problema

En la actualidad es cada vez más utilizada la Técnica de Movilidad Pasiva Continua para el manejo de pacientes, a quienes se les ha realizado intervenciones quirúrgicas a nivel articular, más frecuentemente en artroplastia de rodilla, por lo tanto se han creado máquinas que realicen esta actividad ayudando a una rehabilitación temprana del paciente.

En Colombia la accesibilidad a este tipo de aparatos terapéuticos es casi nula, debido a los altos costos que genera su compra a las instituciones prestadoras de servicio, por lo tanto los pacientes que requieran de esta Unidad deben poseer los suficientes recursos económicos para poder solventar el gasto que esto representa. En Cali existen tan solo dos ejemplares que han sido adquiridos a través de la importación¹³, por consiguiente no toda la población caleña va poder acceder a esta forma de tratamiento postoperatorio, es así como en el grupo de biomecánica de la Universidad del Valle se crea la inquietud de fabricar este tipo de máquinas con el fin de disminuir los costos y beneficiar a la población, al tener en el mercado más ejemplares de la Unidad de Movilidad Pasiva Continua.

El Ingeniero mecánico Jorge Lopera, egresado de la Universidad del Valle, para obtener su título profesional, diseñó y construyó una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo para rodilla¹³, él plantea en su trabajo de grado, la disponibilidad de la máquina para iniciar una segunda fase de "evaluaciones clínicas", esta máquina cuenta con una evaluación mecánica en donde se tuvieron en cuenta aspectos tales como: peso total de la máquina, torque requerido real, potencia consumida a diferentes rangos de peso, temperatura generada en la máquina, ruido generado en los componentes. Sin embargo aún no se ha realizado una valoración biomecánica en personas sanas que incluya rangos de movimiento, posiciones de centro de masa, entre otros; lo cual es necesario para estudiar las condiciones mecánicas Unidad de Movimiento Pasivo Continuo de Rodilla y su adaptación a las características de los individuos al aplicarles la Unidad

Formulación del Problema

¿Cuál es la relación que existe entre los datos antropométricos y biomecánica de rodilla con la mecánica de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, fabricada en el Programa de Ingeniería mecánica de la Universidad del Valle, al ser aplicada en personas sanas?

1.3. Sistematización del Problema

¿Cuáles son las características antropométricas de los individuos incluidos en el estudio?.

¿Cuales son las características mecánicas de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo?

¿Cuál es la biomecánica de la rodilla en personas normales, al ser aplicada la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo?.

¿Cuál es la relación que existe entre las características mecánicas de la Unidad de Movimiento pasivo Continuo con la biomecánica de la rodilla y con los aspectos antropométricos de los individuos?.

1.4 Hipótesis

La mecánica de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo permite adaptar sus parámetros a los aspectos biomecánicos de la articulación de la rodilla y a las condiciones antropométricas de los individuos.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo General

Valorar las condiciones biomecánicas de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, fabricada en el Programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, al ser aplicada en personas sanas.

2.2 Objetivos Específicos

Caracterizar antropométricamente a los individuos incluidos en el estudio.

Identificar las características mecánicas de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo.

Determinar la biomecánica de la rodilla en personas normales, al ser aplicada la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo.

Relacionar las características mecánicas de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo con la biomecánica de la rodilla y con los aspectos antropométricos de los individuos.

3. JUSTIFICACIÓN

La Movilidad Pasiva Continua¹⁹ es una técnica de rehabilitación que consiste en mover por medio de ayuda mecánica, con una maquina especialmente diseñada para ese fin, la articulación afectada en el rango de movilidad natural.

Se ha encontrado evidencia clínica en cuanto a que la utilización en forma temprana de esta unidad ayuda a reducir la rigidez posterior a una cirugía o lesión en una articulación, evitando el desarrollo de complicaciones, tales como el sangrado, el edema, formación de tejido granular y fibrosis.

Ante la fabricación de una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo de rodilla por parte del ingeniero mecánico, Jorge Lopera, egresado de la Universidad del Valle, existió la necesidad de realizar una valoración biomecánica de individuos sanos al aplicarles la Unidad, en donde se estableció la relación que existe entre la mecánica de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, la biomecánica de la rodilla y los datos antropométricos de los individuos, lo cual es importante para establecer los parámetros de funcionamiento de la Unidad acorde a las condiciones de cada individuo y así valorar el margen de seguridad de la Unidad para ser aplicada en pacientes con postoperatorios de rodilla.

Por otro lado la realización de este estudio nos permitió adquirir conocimientos y habilidad en el campo investigativo desde el área de Fisioterapia brindándonos la posibilidad de relacionar lo tecnológico que se esta manejando actualmente en rehabilitación, con el área del movimiento humano. Además favorece el trabajo interdisciplinario y fomenta la investigación dentro de la Universidad del Valle con los diferentes programas que ésta ofrece, en este caso entre Ingeniería Mecánica y Fisioterapia, enfocado a beneficiar la población caleña que requiera de este tipo de tratamiento, mejorando así su accesibilidad y optimizando el periodo de recuperación.

4. MARCO TEORICO

2.1 Estado del Arte

Se encontraron dos estudios, realizados en 1987 por Tillu AB20, et al y en 1988 por Mullaji AB 13, et al, en donde se observaron los beneficios al aplicar la maquina de Movilidad Pasiva Continua, en pacientes con artroplastia de rodilla. Los estudios revelaron que la Maquina de Movilidad Pasiva Continua es un valioso componente del programa terapéutico para prevenir la rigidez de la rodilla y ayuda a la restauración rápida de la funcionalidad de la articulación.

En 1993 Scott Nadler¹⁴, et al, efectuaron un estudio retrospectivo en el Instituto de Rehabilitación Kessler, en pacientes con artroplastia total de rodilla, el objetivo del estudio era comparar los beneficios obtenidos con el uso de la Máquina de Movilidad Pasiva Continua y de la Terapia Física inmediatamente después del posquirúrgico y teniendo en cuenta los mismos parámetros. Los resultados arrojados no fueron muy significativos, entre ambos grupos, sin embargo el grupo que recibió Movilidad Pasiva Continua y Terapia Física obtuvo mayor rango de movilidad.

En 1998, Lauren Beaupré³, et al, realizaron un ensayo clínico controlado aleatorio en el hospital Edmonton, Alberta de Canadá, en donde se comparó la efectividad de emplear la Unidad de Movilidad Pasiva Continua o la tabla deslizadora complementada con la Terapia Física, la muestra utilizada fueron pacientes con osteoartritis, a quienes se les practicó artroplastia total de rodilla, se aplicaron los siguientes tratamientos: maquina de movilidad pasiva continua mas Terapia Física (grupo 1), Tabla deslizadora mas Terapia Física (grupo2) y Terapia Física (grupo 3), esos grupos fueron evaluados durante el preoperatorio y postoperatorio, al séptimo día, a los tres y seis meses. Los resultados obtenidos en cada grupo no tuvieron diferencias significativas en cuanto a la ganancia de rango de movilidad, funcionalidad y disminución del dolor. Se concluyó que el emplear estos equipos no modifica la rehabilitación postoperatoria.

2.2 Marco Conceptual

2.2.1 Movilidad Pasiva Continua

➤ Definición5

Es una técnica de rehabilitación que consiste en mover por medio de ayuda mecánica, con una maquina especialmente diseñada para ese fin, la articulación afectada en el rango de movilidad natural. Esto ayuda a reducir las cicatrices y disminuir el dolor.

➤ Historia de la Movilidad Pasiva Continua

Von Riemke, desde su posición de presidente de La Sociedad Quirúrgica Dinamarquesa en 1926, declaró que, "Todos las afecciones de las articulaciones deben moverse. El movimiento debe empezar en el primer día, debe ser muy lento y tan continuo como sea posible"²¹.

Salter quien inventó el concepto de Movimiento Pasivo Continuo que se conoce simplemente como "CPM" (de la sigla en ingles Continuous Passive Motion) derivó este concepto con base a una serie de investigaciones experimentales. Salter y Field demostraron en 1960 que la inmovilización de la articulación de la rodilla de un conejo bajo la compresión continua, ya sea por medio de un dispositivo de compresión o de una posición forzada, producía necrosis por compresión del cartílago. En 1965, Salter informó efectos nocivos por la inmovilización en el cartílago articular de la rodilla de conejo y la lesión resultante que ellos denominaron " eliminación degenerativa del cartílago articular".

Salter razonó porque la inmovilización es obviamente insalubre para las articulaciones, y si el movimiento intermitente es más saludable tanto para articulaciones normales, como lesionadas, por lo tanto quizás el movimiento continuo sería incluso mejor. Debido a la fatigabilidad del músculo esquelético, y porque no podría esperarse que un paciente mueva su propia articulación constantemente, él concluyó que es necesario que el movimiento continuo tendría que ser pasivo, también creyó que Movimiento de Pasivo Continuo tendría una ventaja agregada, si el movimiento fuera lo bastante lento, debía ser posible aplicarlo inmediatamente después de la lesión u operación sin causar dolor indebido en el paciente. Esta idea era basada en la teoría del umbral del dolor de

Welzack y Wall. Los conceptos, probados en los pacientes desde 1978, han demostrado ser factibles.

Originalmente, el desarrollo y la investigación subsecuente con respecto a la Movilidad Pasiva Continua, fueron conducidos sobre todo por la teoría: el movimiento pasivo promovería la curación y la regeneración del cartílago articular. Aunque la curación y regeneración del cartílago curativo continúa siendo un campo de investigación activo, el uso clínico principal de la movilidad pasiva continua es evitar artrofibrosis después del trauma o de la cirugía en las articulaciones que son propensas a la rigidez, tal como la rodilla, el codo, y las articulaciones de la mano.

El uso clínico más grande de la Movilidad Pasiva Continua es en la rehabilitación de artroplastia total de rodilla, a pesar que los hallazgos encontrados en la literatura sean confusos y contradictorios. De hecho, hay discusión significativa en relación con si la Movilidad Pasiva Continua tiene alguna utilidad clínica. Los métodos de uso de la movilidad pasiva continua, han diferido entre muchos de estos estudios. Salter, recomendó que sea continuo y a través de un rango completo de movimiento.

➤ Principio de Aplicación de la Movilidad Pasiva Continua

- Oscilación Sinusoidal en la Presión Intra-articular²¹

En los primeros días siguientes a la cirugía, la Movilidad Pasiva Continua es útil para minimizar la hemartrosis de la articulación y el edema periarticular; se ha encontrado que para aumentar el drenaje de la hemartrosis de una rodilla del conejo se utiliza la Movilidad Pasiva Continua. La Movilidad Pasiva Continua causa una oscilación sinusoidal en la presión intra-articular. Esto acelera el drenaje de la hemartrosis. El drenaje reforzado de sangre de dentro de la articulación así como el de los tejidos periarticulares.

Mediante el uso de la Movilidad Pasiva Continua se previene la acumulación extensa de edema en los tejidos periarticulares. Así, la Movilidad Pasiva Continua es de beneficio en las primeras horas y días siguientes a la cirugía (es decir, la primera y segunda fases de rigidez). La Movilidad Pasiva Continua es menos eficaz en la tercera fase de rigidez e ineficaz en el cuarto.

➤ **Complicaciones durante la aplicación de la Movilidad Pasiva Continua**²³

Complicaciones que son el resultado de la aplicación de la Movilidad Pasiva Continua pueden ocurrir, sin embargo la mayoría no son complicaciones serias o permanentes. La complicación más común es el aumento de la hemorragia, pero rara vez es tan excesiva a tal punto de requerir una transfusión sanguínea. Aunque cuatro estudios no encontraron ninguna diferencia en el drenaje de la herida o necesitó de la transfusión con el uso de la Movilidad Pasiva Continua después del postoperatorio de artroplastia total de rodilla. Algunos pacientes pueden requerir un retorno a la sala de operaciones para la evacuación de hematoma bajo el aumento de la hemorragia.

La mayor preocupación, usando Movilidad Pasiva Continua, está en relación con la herida, secundaria a la operación. Entre la literatura en complicaciones de la herida seguida al reemplazo de rodilla, en tres estudios no se encontraron un aumento de complicaciones en la curación de la herida con el uso de la Movilidad Pasiva Continua, de otra parte en un estudio experimental en conejos realizado por Royen et al. mostró que la herida iba sanando de forma acelerada después del postoperatorio, al usar la Movilidad Pasiva Continua.

➤ **Unidad de Movilidad Pasiva Continua**

*Aspectos Mecánicos de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo*¹³

El diseño de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo se divide en varios aspectos de funcionamiento, antropométrico, geométrico, de forma, de resistencia de materiales y de potencia:

- Aspectos de funcionamiento

En el diseño mecánico de una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo para alguna articulación del cuerpo humano se debe tener en cuenta:

- La flexibilidad a un rango amplio de tallas de los pacientes.
- El confort, sobre todo en sesiones largas.
- Los usos en diferentes sitios, en la cama de hospital, en la casa, en el día y en la noche.

- La durabilidad
- El peso liviano
- El bajo Costo
- La amplia capacidad para elegir rangos de movimiento.
- Minimizar cargas en articulaciones
- El control preciso y variable para diferentes rangos de movimiento.
- El control de velocidad
- La operación segura
- La fácil de operar
- La protección para articulaciones inestables

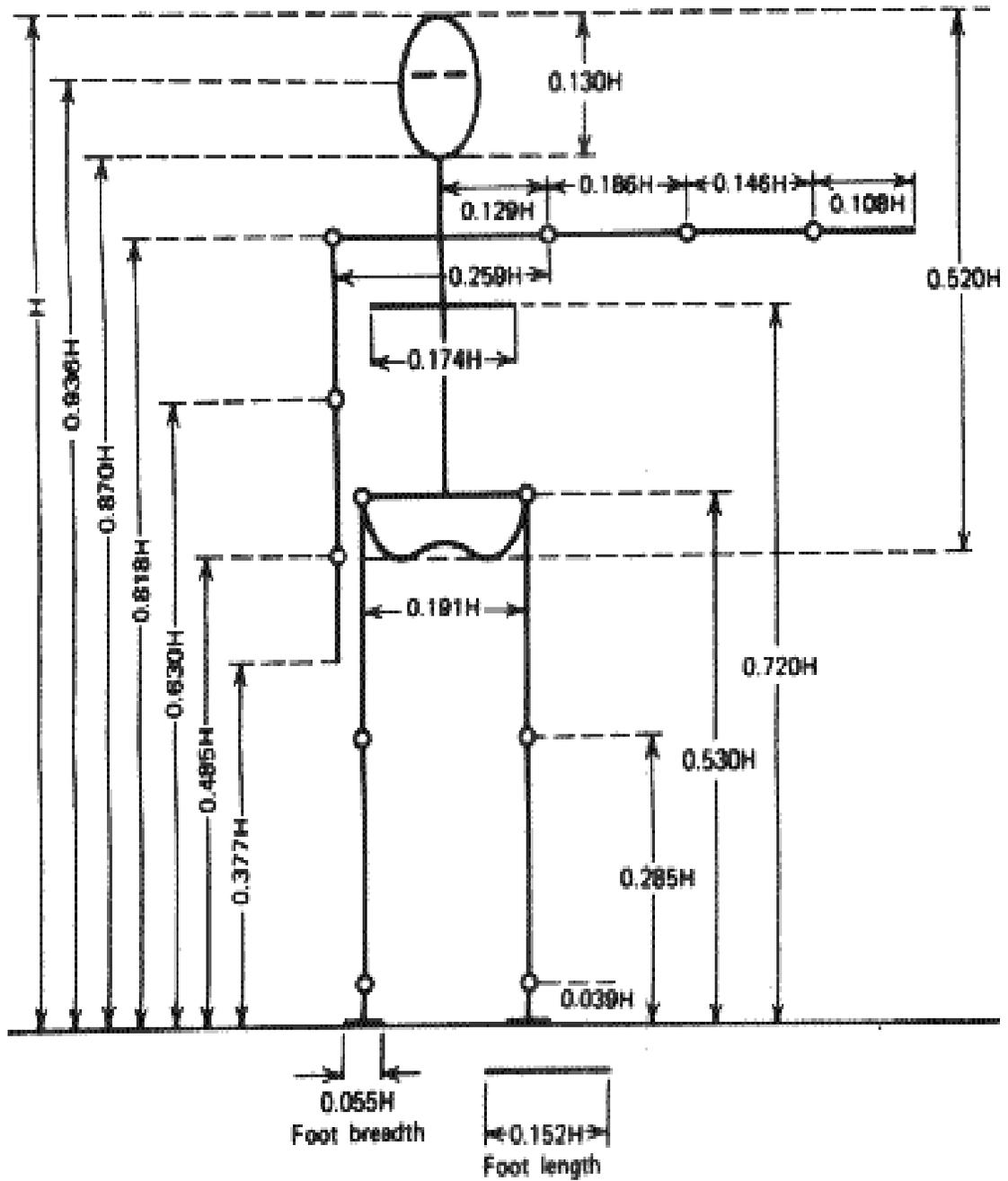
Esta Unidad requiere para su funcionamiento de una potencia generada en el motor para producir un torque y así mover el tornillo de potencia y la tuerca a través de éste, lo que lleva a un desplazamiento en el eje horizontal que hace unir y alejar las barras del muslo y pierna para lograr el movimiento de flexo - extensión. El rango de movimiento que realiza la máquina es de 5° - 130°, de extensión a flexión. Es importante tener en cuenta que el mínimo valor del ángulo de inicio debe ser de aproximadamente 1°. Esto con el fin de que no se alineen la base de la pierna y la base del muslo, es decir, para que no se genere un punto muerto donde la máquina se bloquee en hiperextensión.

- Aspectos antropométricos

Para dimensionar la Unidad el Ingeniero Mecánico Jorge Lopera necesitó saber cual era la longitud y peso de los segmentos corporales de los pacientes que la máquina soportaría, además le sirvió para definir las limitaciones de la máquina, es decir el rango de tallas con las que cumpliría la máquina para ser adaptable a los diferentes individuos.

El Ingeniero Lopera se basó en “la antropometría para diseñadores” de John Croney¹³ para obtener las proporciones de los segmentos del cuerpo y relaciones geométricas útiles, para el diseño de su máquina. Jhon Croney en la Figura 1 muestra las proporciones de los segmentos corporales, y en el Cuadro 1, muestra las proporciones de peso que posee el miembro inferior. En el Cuadro 2 muestra las relaciones del miembro inferior para un adulto.

Figura 1. Proporciones Corporales



Cuadro 1. Proporciones de peso para el miembro inferior.

SEGMENTO	PESO W	CENTRO MASA / LONGITUD DEL SEGMENTO	
		Proximal Distal	
Pie	0.0145W	0.5	0.5
Pierna	0.0465W	0.0465	0.433
Muslo	0.1W	0.1	0.433

Estos datos permiten desarrollar una tabla para diferentes estaturas (Cuadro 2). El cuadro 3 muestra la posición de los centros de masa del miembro inferior.

Cuadro 2. Proporciones del Miembro Inferior a diferentes estaturas.

Segmento	1.90m	1.80m	1.70m	1.60m	1.50m
	Kg.(N)	Kg.(N)	Kg.(N)	Kg.(N)	Kg.(N)
Estatura					
Cuerpo	85 (833)	80 (784.8)	75 (735.75)	70 (686.7)	65 (637.65)
Pie	1.23 (12.1)	1.16 (11.3)	1.08 (10.66)	1.01 (9.95)	0.94 (9.24)
Pierna	3.92 (38.7)	3.72 (36.5)	3.48 (34.21)	3.25(31.93)	3.02 (29.65)
Muslo	8.5 (83.38)	8 (78.48)	7.5 (73.57)	7 (68.27)	6.5 (63.76)

Cuadro 3. Posicionamiento Centros de Masa Miembro Inferior

SEGMENTO	CENTRO DE MASA / LONGITUD DEL SEGMENTO	
	Proximal	Distal
Pie	0.5	0.5
Pierna	0.0465	0.433
Pie + Pierna	0.606	0.394
Muslo	0.1	0.433

Con los cuadros 1, 2 y 3 se pueden determinar las dimensiones y pesos que la máquina debe tener y soportar, pero no es representativa, ya que es definida considerando humanos saludables en una región anglosajona del globo terráqueo. Para considerar la aplicación de la máquina a un amplio número de pacientes, esta debe soportar pacientes de diferentes estaturas y distintos pesos, para ello se han buscado datos estadísticos que muestren el comportamiento real del peso de acuerdo a la estatura. Una de las medidas más comúnmente empleadas es el Índice de Masa Corporal (IMC), el cual es un indicativo del sobrepeso y es expresado así:

En el cuadro 4, se muestra el Índice de Masa Corporal para diferentes tallas y pesos de sujetos normales.

$$IMC = \frac{\text{Peso}}{(\text{Talla})^2}$$

Cuadro 4. Índices de Masa Corporal (IMC) para diferentes tallas y pesos

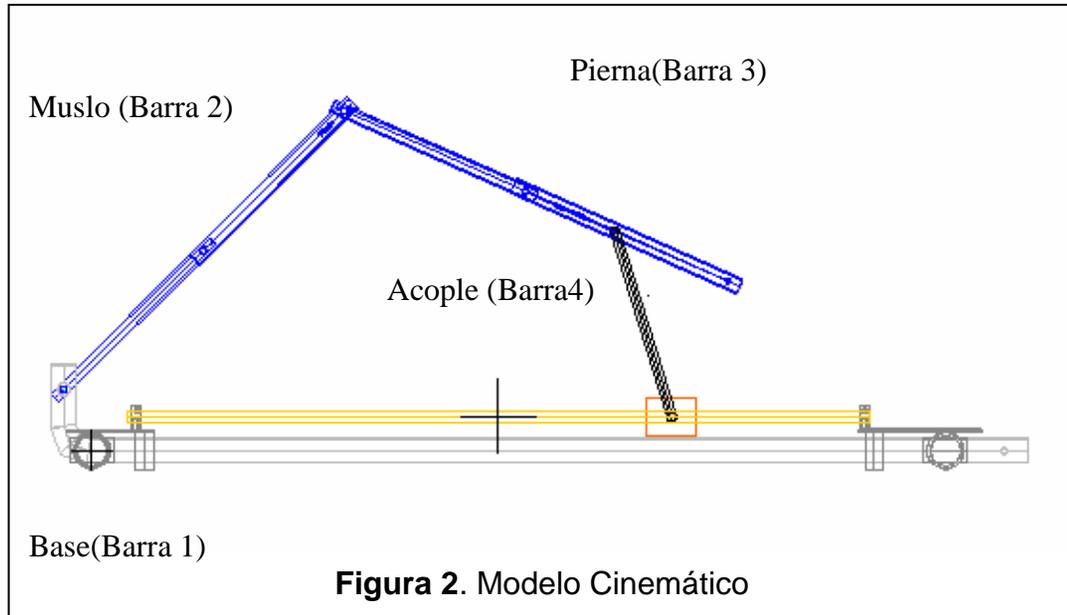
Peso(Kg)/ Talla(m)	1.40	1.50	1.60	1.70	1.90
40	20.4	17.8	15.6	13.8	11.1
60	30.6	26.7	23.4	20.8	16.6
80	40.8	35.6	31.3	27.7	22.2
100	51	44.4	39.1	34.6	27.7
120	61.2	53.3	46.9	41.5	33.2
130	66.3	57.8	50.8	45	36

Para el cálculo de las condiciones de adaptabilidad para la máquina se considera la antropometría de una persona de 1,90 m y 150 Kg. (IMC =41.55 Kg/m²).

- Aspectos de resistencia de materiales

Para determinar la resistencia de los elementos, se debe primero conocer las fuerzas que actúan sobre ellos, y a partir de ahí, calcular las fuerzas internas, que nos permiten estipular el comportamiento del material ante una carga estática o dinámica.

- Modelo Cinemático de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo



Es un mecanismo simple de cuatro barras con un eslabonamiento de longitud infinita semejante al de corredera (barra 4) y manivela (barra 2). Se necesita determinar el número de grados de libertad con el fin de determinar las condiciones cinemáticas de los demás elementos del mecanismo. Para calcular los grados de libertad del mecanismo aplicamos la ecuación de Grübler:

$$F = 3(n - 1) - 2f_1$$

Donde:

F = Grados de libertad

$n - 1$ = Numero de eslabones móviles

f_1 = Suma del número de juntas del pasador que permite un grado de libertad relativo entre dos eslabones más el número de juntas deslizantes.

Así se obtiene:

$$F = 3(4 - 1) - 2(4) = +1$$

Se requiere entonces una coordenada de entrada para determinar la posición de todos los eslabones con respecto a la tierra o base del mecanismo, lo que nos permite, conociendo la posición del acople, determinar la posición de las demás barras.

- Descripción de Fuerzas Generales

Considerando el boceto geométrico con dimensiones literales, se plantea el análisis de fuerzas generales, además de verificar la resistencia de los materiales, ayuda a encontrar la potencia para mover el dispositivo lineal. Primero se define la posición y las direcciones de las fuerzas, con el diagrama de fuerzas externas (Figura 3) se puede determinar los diagramas de cuerpo libre para cada barra. Considerando que las cargas se distribuyen de una manera simétrica (Figura 4) se realiza los diagramas de cuerpo libre.

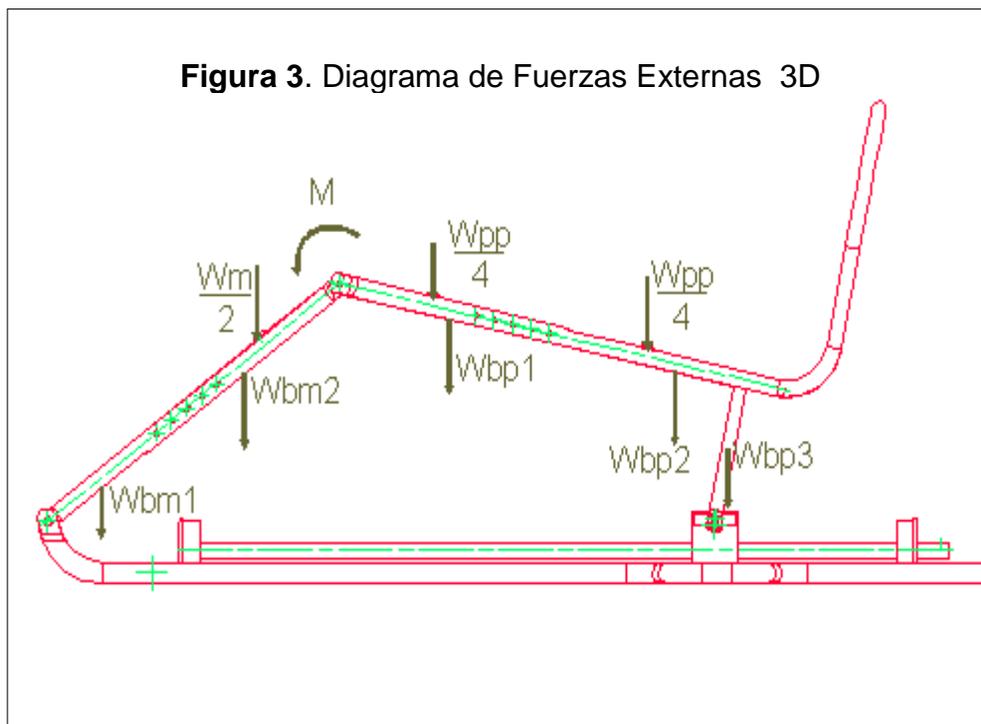
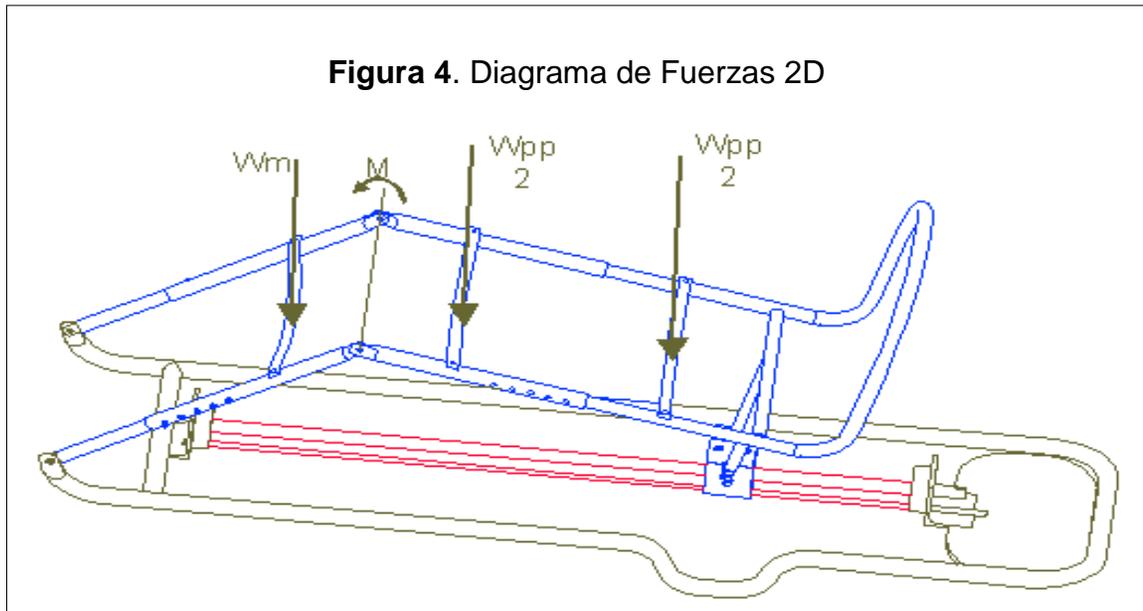


Figura 4. Diagrama de Fuerzas 2D



WM: Peso aproximado del muslo

Wp+p: Peso aproximado Pierna + pie

Wbml: Peso Barra muslo 1 (unión con base)

Wbm2: Peso Barra muslo 2 (unión con rodilla)

Wbpl: Peso Barra Pierna + Pie 1 (unión con rodilla)

2.2.2 Conceptos de biomecánica

➤ Centro de Masa⁴

Es la posición promedio de todas las partículas de masa que forman el objeto o el punto central de la distribución de masa de un objeto, en el que podemos considerar que se concentra toda su masa

El concepto de un punto donde se concentra toda la masa del segmento o en donde está actuando la línea de fuerza de acción del campo de la gravedad, nos da la oportunidad de pensar en la construcción del movimiento teniendo como referente un solo punto: La localización del centro de masa, además de brindarnos un punto de partida que oriente nuestro análisis para y durante el movimiento, encuentra otras aplicaciones en:

- Estudiar posiciones de equilibrio

- Describir desplazamientos del actuador lineal.
- Predecir la respuesta corporal a la carga dentro de la base de sustentación para posturas estáticas.
- Predecir la alteración de tipo funcional que si se mantienen durante un tiempo bastante considerable pueden desembocar en alteraciones de tipo estructural.
- Construir el movimiento humano desde los planos de movimiento.
- Entender la acción de la gravedad sobre segmento corporal a través del cálculo de torques.

- Centro de masa y postura dinámica

El análisis de las posturas dinámicas debe partir de un primer análisis desde que se evalúa la postura estática, localización de centros de masa segmental y total, de esta manera se cuenta con las condiciones iniciales de la ocurrencia del movimiento, esto proporciona elementos de juicio para la construcción del movimiento que propone el fisioterapeuta y así garantizar un proceso de rehabilitación satisfactorio.

En la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo se ubican los centros de masa dentro del espacio comprendido entre las dos barras paralelas del muslo, pierna y pie. Teóricamente se describe que al soportar la máquina una carga correspondiente al miembro inferior, ésta se distribuye de una forma simétrica, de manera que los centros de masa tanto de la máquina como del miembro inferior deben coincidir .

2.2.3 Cineantropometría¹

El estudio del cuerpo humano desde el punto de vista de sus mediciones ha puesto al servicio de investigadores, educadores y profesionales de la salud, la actividad física, y la antropología una serie de tecnologías que tienen que ver con la composición corporal, la proporcionalidad y el somatotipo.

En este sentido, los índices cineantropométricos son considerados como la relación entre dos o más medidas corporales (Manso et al, 1996) que tienen como objetivo demostrar una proporción macro de la estructura humana y su función. Esta metodología es simple en la práctica y en el desarrollo ecuacional. Estos índices nos proporcionan datos generales y juegan un papel importante en el inicio del análisis de la medida humana para el movimiento.

➤ Índices Cineantropométricos

- Índice de Masa Corporal

Es una medida antropométrica que valora la aceptabilidad o línea de normalidad e la relación masa y estatura.

Cuadro 5. Valores del Índice de Masa Corporal
Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), 1996

IMC (kg/m ²)	Categoría
< 18.5	Delgado
18.5 a 24.99	Aceptable
25.0 a 29.99	Grado I de Sobrepeso
30.0 a 39.99	Grado II de Sobrepeso
≥40.0	Grado III de Sobrepeso

- Somatotipo

El somatotipo de acuerdo a Cártter (1975)¹, es la descripción de la configuración morfológica de un individuo, en el momento que la evaluación se realiza. Se expresa con una calificación integrada por tres números separados por guiones. Cada uno de ellos enteros o por fracciones, representa la proporción de integración de los tres componentes primarios del cuerpo: endomorfia, mesomorfia, y ectomorfia, los cuales tienen su origen en las tres capas embrionarias: endodermo, mesodermo y ectodermo.

- Endomorfia: (I)

La endomorfia se refiere a la adiposidad relativa del físico de un individuo. Para determinarla se integran los panículos del tríceps, subescapular y Suprailiaco de la siguiente forma.

$$I = -0,7182 + 0,1451 (X) - 0,00068 (X^2) - 0,0000014 (X^3)$$

Donde: X = Suma de los panículos tríceps, subescapular y Suprailiaco. El valor obtenido se corrige en función de la diferencia entre la talla del individuo y la del phantom (Ross, W.D and Wiison, 1974), de la manera siguiente:

$$X = X * (170,18/E).$$

Donde: E = talla del sujeto en centímetros y 170.18 la talla del Phantom.

Mesomorfia: (II)

Es representativa del desarrollo músculo-esquelético por unidad de talla. Se calcula de la siguiente forma:

$$II = 0,858 (DH) + 0,601 (DF) + 0,188 (CBC) + 0,161 (CPC) - 0,131 (h) + 4,50$$

Donde: DH = Diámetro del húmero en cms.

DF = Diámetro del fémur en cms.

CBC = Circunferencia del bíceps corregida.

CPC = Circunferencia de la pantorrilla corregida.

h = Estatura en cms.

Las circunferencias del bíceps y la pantorrilla se corrigen restándole el panículo del tríceps y el de la pantorrilla; respectivamente, previamente divididos entre diez.

Ectomorfia: (III)

Se refiere a la linealidad relativa del físico de los sujetos. Evalúa la forma y grado de distribución longitudinal de los dos primeros componentes. Los valores que alcanza depende casi en su totalidad del índice ponderal. Este índice es considerado como una medida de linealidad que expresa tridimensionalidad en relación a una unidimensionalidad. La masa al cubo varía como una expresión tridimensional en relación a la estatura que es unidimensional. Así, el índice ponderal se convierte en una medida de linealidad que tiene que ver con el tercer componente del somatotipo llamado ectomorfia. El Índice Ponderal relaciona la talla y el peso del individuo:

$$IP = \frac{E}{\sqrt[3]{M}}$$

En donde E es talla y M es peso

Se calcula de la siguiente manera:

Si $HWR > 40,75$ $III = HWR * 0,732 - 28,58$

Si $HWR < 40,75$ y $> 38,25$ entonces,

$III = HWR * 0,463 - 17,63$

Si $HWR < 38,25$, entonces, $III = 0,1$

Los resultados a nivel de cada componente son utilizados para determinar los valores de las coordenadas X-Y (ver Somatograma), luego para representar los valores promedio de cada somatotipo en el formato correspondiente. Los cálculos de estas variables se realizan de acuerdo a lo establecido por Cárter (1975), y es como sigue:

Coordenada X = $III - I$

Coordenada Y = $2II - (I + III)$

También se determina la distancia entre los valores promedio de los somatotipos a nivel de cada grupo clareo; distancia de dispersión somatotípica (DDS), utilizando los valores de las coordenadas X-Y.

$$DDS = [3(X1 - X2) + (Y1 - Y2)]^{0.5}$$

Donde,

X1 y Y1 son las coordenadas del grupo No. 1 (componentes del individuo)

X2 y Y2, la del No. 2.

Somatograma

El Somatograma es solo la representación espacial bidimensional de una relación somatotípica tridimensional. Por ello, para obtener una información sobre la configuración espacial de los somatotipos, es necesario obtener la distancia altitudinal somatotípica (DAS), la cual es la proyección ortogonal de los puntos

2.2.4 Aplicación de la Movilidad Pasiva Continua en Rodilla

➤ Anatomía de la articulación de la rodilla¹⁰

Las superficies articulares son la epífisis distal del fémur, con la tróclea femoral o carilla patelar en la cara anterior, y los cóndilos femorales, enrollados de delante atrás y separados por la escotadura intercondílea.

La epífisis proximal de la tibia, con las dos cavidades glenoideas separadas por la espina tibial, siendo éste el lugar por el que pasa el eje de rotación de la rodilla. Por último, la cara posterior de la rótula, con las carillas articulares para la tróclea femoral.

Las cavidades glenoideas tibiales son las superficies articulares para los cóndilos femorales. La cavidad interna es larga, estrecha y cóncava; la externa es más ancha, cóncava transversalmente y convexa en sentido anteroposterior. Entre ambas superficies articulares se encuentran las espinas de la tibia lateral y media, lugares de inserción de los ligamentos cruzados.

La rótula es un hueso plano cuya cara posterior, articular, esta situada por delante de la tróclea femoral. Esta comprendida en el espesor del tendón del cuádriceps. Su superficie articular esta dividida por una cresta vertical en dos carillas: una externa, la más ancha, que corresponde a la carilla externa de la tróclea femoral y otra interna, más estrecha, que corresponde a la carilla interna de la tróclea.

Las superficies articulares femoral y tibial no son congruentes. Los cóndilos femorales son convexos en sentido transversal y de delante atrás. Sin embargo las cavidades glenoideas de la tibia son mucho más planas, lo que hace necesario un sistema de adaptación de ambas superficies, función que cumplen los meniscos.

Los meniscos son estructuras fibrocartilaginosas en forma de semiluna, de sección triangular, que se adaptan a la superficie superior de las cavidades glenoideas y aumentan la superficie de contacto articular. El menisco externo es prácticamente un anillo cerrado con una anchura media de 12-13 mm y una superficie de 10-15 cm², mientras que el interno es más grande y abierto con una anchura media de 10 mm. Este último tiene la particularidad de que el ligamento lateral interno fija parte de sus fibras en su borde periférico y en el tendón del músculo

semimembranoso envía también una expansión fibrosa a su borde posterior. Las caras superiores de cada uno se hallan en contacto con los cóndilos femorales, mientras que las caras inferiores están asociadas a las superficies glenoideas tibiales, cada menisco se ancla sobre la meseta tibial por sus cuernos anteriores y posteriores y también están unidos entre si por la parte anterior con el ligamento meniscomeniscal. Las tres cuartas partes mediales constituyen una zona cartilaginosa avascular, más periférica esta la zona fibrosa que contiene capilares . Los meniscos no tienen inervación salvo en la superficie más periférica y en los ligamentos de los cuernos anterior y posterior. El menisco externo absorbe un 50% de las presiones y el interno un 75%.

Los músculos que comprenden esta articulación son el cuadriceps femoral, tres músculos tradicionalmente llamados “Hamstrings”: bíceps femoral, semitendinoso y semimembranoso y músculo poplíteo. La extensión es realizada por el cuadriceps femoral, el cual es el más potente estabilizador de la rodilla, especialmente el vasto medial que realiza los últimos 15° de extensión. El vasto medial, considerado como el cerrojo de la rodilla, es el principal estabilizador y protector de la articulación contra los traumatismos. La flexión es producida por el bíceps, semimembranoso y semitendinoso, secundados por el grácil, sartorio y gastrocnemio.

➤ Biomecánica de la articulación de la rodilla¹⁰

La rodilla es una diartrosis que engloba dos articulaciones secundarias incluidas dentro de la misma cápsula: la articulación femoropatelar, constituida entre el fémur y la rótula; y otra que se produce entre el fémur y la tibia, denominada femorotibial. La movilidad fundamental de la rodilla es la flexoextensión, aunque de manera accesoria, posee la capacidad de realizar rotaciones sobre el eje longitudinal de la pierna cuando se halla en flexión.

- Grados de Libertad

La articulación de la rodilla posee un solo grado de libertad, flexo extensión, ,que le permite aproximar o alejar en mayor o menor medida, el extremo del miembro a su raíz. De manera accesoria, esta articulación posee un segundo grado de libertad: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la rodilla está flexionada.

- Ejes de movimiento

La rodilla tiene seis grados de amplitud de movimiento en tres ejes geométricos. En cada uno de ellos (longitudinal, anteroposterior y mediolateral) la tibia puede trasladarse o rotar con respecto al fémur. Esto ocasiona seis pares de movimientos, flexoextensión, varo-valgo, rotación interna-externa, compresión – distracción, desplazamiento anteroposterior y desplazamiento mediolateral.

En el plano sagital el eje de flexo-extensión es constante y dirigido desde anterosuperior en el lado medial a posteroinferior en el lado lateral, pasando a través del origen de los ligamentos medial y lateral, y superior al punto de cruce de los ligamentos cruzados. El eje de la diáfisis femoral forma con el eje de flexoextensión un ángulo de unos 81° , que condiciona el valgo fisiológico de la rodilla.

Las tres articulaciones (cadera, rodilla y tobillo) están alineadas a lo largo de una recta, eje mecánico del miembro inferior. El eje mecánico es algo oblicuo hacia abajo y hacia adentro, formando un ángulo de 3° con la vertical.

- Los movimientos de flexo-extensión

Este es el movimiento principal de la rodilla; que se da en un eje transversal esta condicionado por una articulación de tipo tróclear. Por la parte tibial, las superficies están conformadas de manera inversa y se organizan sobre dos correderas paralelas, incurvadas y cóncavas, separadas por una cresta roma anteroposterior la glenoide externa y la interna se encuentran situadas cada una en una corredera de la superficie y están separadas por la cresta roma anteroposterior donde se encuentra el macizo de las espinas tibiales; por delante, en la prolongación de dicha cresta se halla la cresta roma de la cara posterior de la rotula, cuyas dos vertientes prolongan la superficie de las glenoides. Este conjunto de superficies está dotado de un eje transversal, que coincide con el eje de los cóndilos cuando la articulación esta encajada. De este modo la glenoides corresponde a los cóndilos, mientras que el macizo de las espinas tibiales se sitúa en la escotadura intercondilea; este conjunto constituye, desde el punto de vista funcional, la articulación femorotibial. Por delante, las dos vertientes de la superficie articular de la rotula corresponden a las dos carillas articulares de la tróclea femoral, mientras que la cresta roma vertical se aloja en la garganta de la tróclea; de esta forma se constituye un segundo conjunto funcional, la articulación femoropatelar.

La extensión se define como el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. No existe una extensión absoluta, puesto que la posición de referencia del miembro inferior está ya en situación de alargamiento máximo, pero se llama extensión relativa al movimiento que se completa a partir de cualquier posición de flexión.

La flexión es el movimiento que acerca la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo; la flexión activa alcanza los 140°. En la flexión el condilo interno rueda durante los 10-15° iniciales de la flexión, mientras que la rodadura del condilo externo persiste hasta los 20° de flexión.

- La rotación axial de la rodilla

Rotación de la pierna alrededor de su eje longitudinal; este movimiento sólo se puede realizar con la rodilla en flexión. La cresta roma de la superficie inferior, al situarse dentro de la garganta de la polea en toda su longitud, impide todo movimiento de rotación axial de la superficie inferior bajo la superficie superior.

Para que la rotación axial sea posible, es preciso que la superficie inferior se modifique de tal modo que la cresta roma reduzca su longitud. Con este fin se liman los dos extremos de dicha cresta, de manera que no quede más que su parte media que forma entonces un pivote, introducido en la garganta de la polea y alrededor del cual puede girar la superficie inferior. Este pivote es el macizo de las espinas tibiales que forma la vertiente externa de la glenoide interna y la vertiente interna de la glenoide externa; por él pasa el eje vertical alrededor del cual se efectúan los movimientos de rotación axial.

La rotación interna conduce la punta del pie hacia adentro y su amplitud es de unos 30°. La rotación externa conduce la punta del pie hacia fuera, siendo aproximadamente de 40°. La rotación interna de la tibia aparece porque el cóndilo externo es más largo en sentido anteroposterior que el interno y, además el condilo interno se desplaza poco porque está contenido en una cavidad glenoidea cóncava, el ligamento lateral interno se tensa más deprisa que el externo, dejando a éste último cóndilo rodar más.

La inversión de la rotación axial automática no parece deberse al cóndilo femoral interno ni al músculo poplíteo únicamente, sino a la unión simultánea de ambos mecanismos.

Los músculos flexores de la rodilla son a la vez rotadores. Los que se insertan por fuera del eje vertical de rotación de la rodilla son los rotadores externos: el bíceps y el tensor de la fascia lata. Los que se insertan por dentro de este eje son los rotadores internos: el sartorio, el semimenbranoso, el semitendinoso, el recto interno y el popliteo.

- Estructuras intra-articulares¹⁰

En la rodilla, los meniscos y los cojinetes adiposos distribuyen de manera uniforme la cantidad de líquido. Los meniscos aumentan la inclinación de la pseudoplanar superficie móvil, por lo cual la película viscosa convergente se ubica en la región de la línea de carga de la articulación. Aparte soportan peso, protegen la cápsula articular y a los cartílagos favoreciendo su nutrición. Los cojinetes adiposos mantienen en límites fisiológicos el grosor de la película sinovial y ocupan lugares donde la lubricación puede ser dañina e inútil.

El movimiento de los meniscos en una flexión máxima es de retroceso y el líquido se va a acumular en los espacios que dejan libres. El externo retrocede dos veces más que el interno (12 a 6 mm respectivamente). Además de retroceder se deforman debido a que tienen dos puntos fijos, sus cuernos, el resto es móvil. El externo se desplaza y deforma más que el interno debido a que sus inserciones están más juntas. En la extensión los cóndilos ofrecen a las glenas un radio mayor de curvatura, así se adaptan mejor a las superficies articulares. Esto favorece la transmisión de las fuerzas de presión. En cambio en la flexión los meniscos pierden en parte contacto con los cóndilos y esto unido a la relajación de los ligamentos laterales favorece la movilidad en disminución de la estabilidad.

Con respecto a la compresión de los fondos de saco de la rodilla ante determinado movimiento, el líquido sinovial también va a repartirse en forma diferente. En la extensión los fondos de saco retrocondíleos están comprimidos por la tensión de los gemelos y el líquido es impulsado hacia adelante y se acumula en los fondos de saco subcuadricipitales y laterorotulianos. En la flexión la tensión del cuádriceps comprime los fondos de saco anteriores y ocurre lo contrario.

En la flexión y extensión extrema la presión del líquido aumenta al máximo, por eso el paciente con derrame articular adopta una posición intermedia de semiflexión antalgica por haber menos presión y por ende menos dolor. Por último y basándonos en todo lo expuesto podemos decir que dentro de la articulación de la rodilla hay circulación ya que el fluido viaja en la dirección del movimiento. Esto

capacita al fluido a satisfacer sus funciones nutritivas y es uno de los factores que muestra el valor de los ejercicios moderados durante la rehabilitación.

Cabe destacar la importancia de la lubricación de la rodilla, para la buena mecánica de la misma, tanto en movimientos simples como la flexo-extensión como así también en movimientos complejos como la marcha. Como la rodilla soporta mucho peso, una buena lubricación colabora absorbiendo parte de esta carga. Todas las estructuras que pertenecen a esta articulación ayudan a que la distribución del líquido sinovial sea la suficiente y se mantenga en límites normales, para que la rodilla sea una estructura estable.

En el trabajo de la doctora Vanina Zunino, 1992, se ha tratado de reunir varios conceptos generales de lubricación y de mecánica de rodilla para compaginar una monografía muy específica sobre la lubricación de esta articulación, tan importante por su capacidad y por su función en la bipedestación y marcha en el ser humano.

- Ligamentos laterales de la rodilla

La estabilidad de la articulación de la rodilla depende de potentes ligamentos, los ligamentos cruzados y laterales.

Los ligamentos laterales refuerzan la cápsula articular por su lado interno y externo. Aseguran la estabilidad lateral de la rodilla en extensión. El ligamento lateral interno se extiende desde la cara cutánea del cóndilo interno hasta el extremo superior de la tibia. Su inserción superior se emplaza en la parte posterosuperior de la cara cutánea, por detrás y por arriba de la línea de los centros de la curva del cóndilo. Su inserción inferior se sitúa por detrás de la zona de inserción de los músculos de la pata de ganso, en la cara interna de la tibia. Sus fibras posteriores, a continuación de las anteriores, se confunden más o menos con la cápsula, formando una lámina triangular de vértice posterior, este haz profundo contiene en su cara profunda inserciones muy cercanas a la cara periférica interna del menisco interno. Su dirección es oblicua hacia abajo y hacia delante; por lo tanto cruzada en el espacio con la dirección del ligamento lateral externo.

El ligamento lateral externo se extiende desde la cara cutánea del condilo externo hasta la cabeza del peroné. Su inserción superior esta localizada por arriba y por detrás de la línea de los centros de la curva del condilo externo. Su inserción inferior se localiza en la zona anterior de la cabeza del peroné; en el interior de la

zona de inserción del bíceps. Se diferencia de la cápsula en todo su trayecto. Es oblicuo hacia abajo y atrás. Los ligamentos laterales se tensan durante la extensión y se distienden durante la flexión. A medida que se va completando la extensión, el condilo se interpone, como una cuña, entre la glenoide y la inserción superior del ligamento lateral. El condilo desempeña la función de una cuña porque su radio de curva aumenta regularmente, de atrás adelante, y porque los ligamentos laterales se fijan en la concavidad de la línea de los centros de la curva.

- Ligamentos cruzados de la rodilla

El primero que se localiza es el ligamento anteroexterno, cuya inserción tibial se localiza en la superficie preespinal, a lo largo de la glenoide interna, entre la inserción del cuerno anterior del menisco interno por delante y la del menisco externo por detrás. Su trayecto es oblicuo hacia arriba, atrás y afuera y su inserción femoral se efectúa en la cara axial del condilo externo, a la altura de una zona estrecha y alargada verticalmente en contacto con el cartílago, en la parte más posterior de la citada cara.

En el fondo de la escotadura intercondilea detrás del ligamento cruzado anteroexterno aparece el ligamento posterointerno, su inserción tibial se localiza en la parte más posterior de la superficie retroespinal; incluso sobrepásale borde posterior de la meseta tibial. La inserción tibial del cruzado posterointerno está, entonces, localizada muy hacia atrás de la inserción de los cuernos posteriores del menisco interno, su recorrido es oblicuo hacia delante, hacia dentro y arriba. Los ligamentos cruzados aseguran la estabilidad anteroposterior de la rodilla

- Lubricación de la rodilla¹⁰

Anatomía de la membrana sinovial (MS: recubre la cara profunda de la cápsula articular y se refleja en el hueso desde la línea de inserción de la cápsula hasta el revestimiento cartilaginoso. Desciende luego en la cara inferior de la articulación, primero desde el fémur hasta la rótula, después desde la rótula hasta la tibia. Por detrás, va directamente desde la tibia pero lateralmente se une al borde convexo de los meniscos. Estos constituyen un tabique que divide la MS en fémoro meniscal y menisco tibial. En la cara posterior de la articulación, la MS cubre los ligamentos cruzados y el tendón del poplíteo.

En el 50% de las personas la cavidad sinovial posterior se comunica con una bolsa poplíteica que se encuentra entre el tendón del semimembranoso y el fascículo interno del gemelo. Con esta excepción, la cavidad sinovial, normalmente, no se comunica con ninguna otra de las numerosas bolsas existentes en la rodilla.

El tejido que reviste los espacios sinoviales es a veces denominado "membrana", pero no existen estructuras membranosas que separen las células de revestimiento carentes de continuidad y ordenadas laxamente del tejido subsinovial vastamente vascularizado. Este tejido es de soporte o sostén. La MS consta también de una capa íntima que está relacionada con la estructura celular y delimita el espacio articular. Esta capa se inserta en el periostio del hueso subcondral.

Histológicamente la MS está formada por sinoviocitos A y B. El Tipo A tiene características de macrófago y las del Tipo B se encargan de la síntesis de hialuronato que produce la elevada viscosidad del líquido sinovial. La MS posee permeabilidad selectiva para solutos de diversos tamaños, lo cual es monitorizado por la barrera endotelial en una compleja red de microvasos, situados profundamente respecto de las células de revestimiento.

El líquido sinovial posee agua, electrolitos (sodio, potasio y cloro), solutos que difunden libremente y algunas proteínas de bajo peso molecular. Estas son controladas por la permeabilidad selectiva de la MS. Por todo esto sabemos que el líquido articular normal es un dializado del plasma.

La lubricación, la protección del cartílago articular de la lesión mecánica y la estabilización de la rodilla depende del líquido sinovial y en particular del ácido hialurónico, componente de este dializado. La rodilla humana contiene 0,2 ml de líquido sinovial, muy poco para ser tomado como muestra de estudio.

Debido a la diferencia en la presión oncótica entre el líquido articular y los tejidos circundantes existe una presión intrarticular negativa en estado de reposo (promedio 4mm. de mercurio), por lo tanto la cavidad es un espacio potencial mantenido en un estado de colapso por su presión subatmosférica. Ciertas maniobras como la flexión isométrica de la extremidad, hacen caer la presión intracavitaria a -100mm de mercurio, lo que quizás incremente la estabilidad articular. Mientras la articulación permanezca sellada la presión intrarticular se mantiene. Una ruptura de la cápsula destruye este efecto de vacío, entonces la articulación pierde su estabilidad. Un derrame produce el mismo efecto por el aumento de la presión intrarticular.

En una rodilla normal, la presión sinovial va de -40 a 100 mm de mercurio en relación a la presión atmosférica durante la marcha. Este efecto es abolido por el aumento del líquido y la hipertrofia de los cojinetes adiposos. Si se instila una articulación con 40 ml de solución salina pueden parecer presiones articulares muy altas durante el movimiento, mayores aún que las producidas por el propio cuerpo y pueden ocasionar la rotura de las estructuras de la pared articular.

Existen dos tipos de lubricación: la lubricación límite y la lubricación por película de fluido. La primera depende de la absorción química de una monocapa de moléculas de lubricante a la superficie de los sólidos en contacto. Estas moléculas de lubricante protegen a las superficies de la adherencia y abrasión de las asperezas naturales de las superficies. La lubricación por película de fluido produce una separación relativamente mayor entre dos superficies de apoyo. La carga aplicada sobre la superficie de apoyo, la soporta la presión que se genera en esta película de fluido. La fuerza de resistencia originada por el fluido dentro de la articulación no se modifica demasiado por la variación aplicada por la carga a menos que esta sea muy grande. Tras la aplicación de la carga la cantidad de líquido decrece por un mecanismo de expresión. Por ejemplo ocurre esto en la marcha, al apoyar el talón la película de fluido en la rodilla comenzará a disminuir y en el momento de la oscilación se genera una película abundante.

En cuanto al desgaste que se produciría entre los cartílagos articulares de la rodilla sería altísimo de no existir el líquido sinovial. Este disminuye la tasa de desgaste diez veces. Lo mismo ocurre con el rozamiento que disminuye con el líquido sinovial. Con todo esto podemos decir que el mismo es útil durante el sostenimiento de peso, el movimiento y en la regulación de la temperatura dentro de la articulación. Tiene viscosidad, tensión superficial y la capacidad de adherirse a las superficies articulares, cumpliendo con las características de un lubricante hidrodinámico.

Con respecto a la viscosidad del líquido sinovial y tomando en cuenta principios hidráulicos podemos afirmar que la viscosidad es propiedad de los fluidos que se manifiesta por la resistencia que ofrece al desplazamiento relativo de sus partículas como resultado de la actividad molecular. El complejo de proteínas que posee le da la propiedad de líquido viscoso. Esta característica reduce la tasa de cizallamiento ya que la deformación de estas macromoléculas hacen que sus dominios alineen paralelamente al flujo. Además esta deformación es la responsable de la pequeña elasticidad o rebote que muestra el fluido al ser deformado.

Podemos incluir al líquido sinovial dentro de los fluidos no newtonianos y dentro de éstos, como un fluido seudoplástico que son la gran mayoría de los casos prácticos no newtonianos. Tienen la particularidad de disminuir la resistencia a medida que incrementa el esfuerzo. Al referirnos a la lubricación hidrodinámica de la articulación de la rodilla hablamos de dos superficies que se mueven tangencialmente una respecto de la otra y su forma es tal que se crea una cuña de líquido y que la viscosidad es tal que tiende a introducirlo hacia el espacio existente entre las superficies. Esto se da porque en los líquidos además del intercambio molecular interviene el efecto de cohesión debido a la atracción molecular y se genera dentro de la articulación una presión de sustentación que llamamos lubricación hidrodinámica.

Cuando en la rodilla se produce un movimiento de flexo-extensión, el líquido sinovial tiene la capacidad de cambiar su viscosidad bajo la influencia del movimiento y ocasiona un adelgazamiento de la capa líquida directamente relacionado con la duración y velocidad de la fuerza cortante que actúa sobre el líquido. Luego recupera su viscosidad con rapidez cuando cesa el movimiento aún cuando continúa la carga.

Resumiendo, un fluido viscoso entre dos carillas se comporta como si fuera elástico y el hecho de que se cree una cuña al moverse el líquido el cual converge hacia la parte más estrecha, es lo que llamamos "lámina viscosa convergente". Podemos agregar que un estrato líquido que se desplaza uno respecto de otro contiguo con velocidad diferente da lugar a una resistencia originada en el intercambio molecular que se establece entre sus partículas, ello determina una masa en movimiento parcialmente transversal y la correspondiente cantidad de movimiento de origen a la fuerza de resistencia relacionada con la propiedad que definiremos como viscosidad dinámica o absoluta. Pero si la carga que se le aplica a un movimiento de flexo-extensión de rodilla es extremadamente grande, modifica la fuerza de resistencia de la viscosidad dinámica del líquido sinovial. Cuando las partículas están en reposo, es decir sin que se produzca intercambio molecular no se manifiesta el efecto de viscosidad

- Centro de masa en el miembro inferior¹⁰

La fuerza ejercida por un objeto como resultado del influjo de la gravedad puede considerarse como una fuerza única que representa la suma de todos los pesos pequeños dentro del objeto.

La magnitud de la fuerza resultante será igual a los pesos individuales combinados de las unidades componentes del objeto. La línea de acción de la fuerza resultante pasa a través de un punto alrededor del cual todos los momentos de los pesos individuales son exactamente iguales a los momentos individuales combinados del otro lado del punto.

Para localizar el centro de masa del cuerpo humano se utiliza el siguiente principio: se debe suspender o equilibrar un objeto en una posición y se localiza la línea de acción de la fuerza de gravedad con respecto a esta posición. Con el propósito de encontrar la posición exacta del centro de masa a lo largo de esta línea, es necesario hacer girar el objeto a través de un ángulo de 90° y suspenderlo o equilibrarlo nuevamente con el fin de determinar la línea de acción de la fuerza resultante en la nueva posición. La intersección de esta segunda línea de fuerza gravitacional con la original nos da la localización del centro de masa de un objeto sobre el cual las fuerzas actúan en un solo plano.

En ciertas posturas del cuerpo, el centro de masa puede encontrarse en el exterior del mismo cuerpo. En el caso de una parte segmentada o articulada, como un miembro superior o inferior, el centro de masa puede calcularse a partir de los centros de masa de los segmentos componentes. Cuando una extremidad eslabonada o articulada está flexionada, el centro único puede encontrarse fuera de la misma; en este caso, es útil recordar que este centro único siempre estará sobre la línea que une los centros individuales de los dos segmentos componentes y, por tanto, puede estimarse con bastante precisión. Note que la masa de un cuerpo de una parte segmentada no varía con un cambio en su posición, sino que únicamente cambia la localización de su centro de masa. Para encontrar el centro de masa único del segmento articulado en varias posiciones, lo más conveniente es usar como origen o centro de momento el centro de masa del componente más pesado.

- Método Grafoanalítico¹ para la ubicación del centro de gravedad en el cuerpo humano

Es un método que se utiliza para ubicar los centros de gravedad segmentales y el centro de gravedad en el cuerpo humano.

Se deben seguir los siguientes pasos para aplicar el método grafoanalítico:

1. Determinar los puntos articulares
2. Medir la distancia de punto articular a punto articular

3. Multiplicar estas distancias por su porcentaje analítico correspondiente:

Cuadro 6. Segmento y porcentaje analítico

Segmento	Porcentaje analítico
Cabeza	1
Tronco	0.34
Brazo	0.436
Antebrazo	0.430
Mano	0.506
Muslo	0.43
Pierna	0.433
Pie	0.50

4. Con esta nueva longitud ubicar el centro de Gravedad Segmental, midiendo desde el punto articular más proximal.
5. Teniendo en cuenta la distancia de Centro de Gravedad Segmental a Centro de Gravedad Segmental, el peso de la persona y los índices grafoanalíticos según el segmento.

Cuadro 7. Segmento y porcentaje grafoanalítico

Segmento	Porcentaje grafoanalítico
Cabeza	8
Tronco	49
Brazo	2.8
Antebrazo	1.6
Mano	0.6
Muslo	10
Pierna	4.65
Pie	1.45

Se aplica las siguientes fórmulas para hallar los centros de gravedad entre segmentos (ésta longitud se mide desde el punto de Centro de Gravedad Segmental para hallar el Centro de Gravedad Segmental entre dos partes del cuerpo).

LC = Longitud a medir desde el Centro e Gravedad Segmental más distal

d CGS = Distancia Centro de Gravedad Segmental

I = Índice

P = Peso

Miembro Superior

Mano – antebrazo

$$LC = \frac{(d \text{ CGS} * P * I \text{ mano})}{(P * I \text{ mano}) + (P * I \text{ antebrazo})}$$

Mano – Antebrazo – Brazo

d1= es la distancia entre el Centro de Gravedad Segmental hallado entre mano y antebrazo y Centro de Gravedad Segmental del brazo)

$$LC = \frac{(d1 * P * I \text{ Brazo})}{(P * I \text{ Brazo}) + (P * (I \text{ mano} + I \text{ antebrazo}))}$$

Centro de Masa Común de MM.SS

d2= es la distancia entre Centro de Gravedad segmental de ambos MM.SS

$$LC = \frac{(d2 * P * 5)}{(P * 5) + (P * 5)}$$

Miembro Inferior

Pie – Pierna

$$LC = \frac{(d \text{ CGS} * P * I \text{ pie})}{(P * I \text{ pie}) + (P * I \text{ pierna})}$$

Pie – Pierna – Muslo

d3= es la distancia a medir desde el Centro de Gravedad entre el pie y la pierna y el Centro de Gravedad del muslo

$$LC = \frac{(d3 * P * (I \text{ pie} + I \text{ pierna}))}{(P * (I \text{ pie} + I \text{ pierna})) + (P * I \text{ muslo})}$$

Centro de Masa Común de MM.II

d4= distancia entre Centro de Gravedad Segmental entre ambos MM.II

$$LC = \frac{(d4 * P * 16.1)}{(P * 19) + (P * 16.1)}$$

Centro de Masa Común entre Cabeza y Tronco

d5= distancia entre Centro de Gravedad segmental del tronco y los de la cabeza.

$$LC = \frac{(d5 * P * 8)}{(P * 7) + (P * 49)}$$

Centro de Masa de la parte Superior

d6= distancia entre Centro de Gravedad Común para MM.SS y CGS común de cabeza – tronco.

$$LC = \frac{(d6 * P * 10)}{(P * 10) + (P * 57)}$$

Centro de Masa de todo el Cuerpo

d7= distancia de Centro de gravedad Segmental de la parte superior hasta el Centro de Gravedad Segmental común para MM.II.

$$LC = \frac{(d7 * P * 32.2)}{(P * 32.2) + (P * 67)}$$

5. METODOLOGÍA

Tipo de Estudio

Se llevó a cabo un estudio cuantitativo de tipo correlacional, en donde se valoraron las condiciones mecánicas de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y su relación con la biomecánica de la rodilla y aspectos antropométricos de individuos sanos.

Método

El método que se utilizó en esta investigación es de tipo inductivo, puesto que a partir de la valoración biomecánica de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo al ser aplicada en personas sanas es posible establecer su adaptabilidad a la biomecánica de la rodilla y los aspectos antropométricos de éstos individuos.

Universo y Muestra

El estudio se llevó a cabo en la Sección de Cultura, Recreación y Deporte Sede San Fernando de la Universidad del Valle, tomando una muestra de 8 personas sanas, durante el periodo mayo-junio de 2005.

Criterios de Inclusión

- Personas mayores de edad.
- Individuos que estuvieron de acuerdo en hacer parte del estudio y firmaron el consentimiento informado.
- Personas que no tuvieron ningún antecedente de lesión en rodilla

Criterios de Exclusión

- Personas que se les realizó alguna cirugía de rodilla.
- Personas que tuvieron alguna patología de rodilla durante la realización del estudio.

Fuentes de Recolección de la Información

La información fue recolectada a partir de:

Fuentes primarias: Los datos generales de los individuos que fueron incluidos en el estudio, fueron recogidos mediante la entrevista a los individuos. Además se realizaron mediciones biomecánicas y antropométricas que permitieron caracterizar a la población para relacionar estos datos con la mecánica de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, las cuales fueron registradas en los diferentes formatos.

Fuentes secundarias: Se realizaron revisiones de artículos y del Trabajo de Grado “Diseño y Construcción de una Unidad de Movimiento Pasivo Continuo de Rodilla”, realizada por el Ingeniero Mecánico Jorge Lopera.

Variables

- **Independientes:**

El uso de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo en individuos sanos

- **Dependientes:**

Talla

Peso

Índice de masa corporal

Centro de masa (en segmentos) del miembro inferior

Somatotipo

Diseño metodológico

Este trabajo fue desarrollado a través de cuatro fases a saber:

Fase I. Revisión bibliográfica.

Se llevó a cabo una revisión acerca de investigaciones en donde se realizaron valoraciones clínicas de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, además de los conceptos teóricos que se utilizaron como referencia para el desarrollo de esta investigación; esta información se recolectó a través de textos, artículos de revistas, búsqueda en las bases de datos Hinari, Pubmed, medline APTA y JAMA.

Fase II. Diseño prueba y ajuste de instrumentos.

En esta etapa del estudio se diseñó el formato de ingreso a los individuos (anexo A), donde se registraron los datos generales y aspectos antropométricos de cada uno, para así caracterizar la población; este formato fue elaborado por los estudiantes que desarrollaron la investigación.

Los instrumentos fueron validados mediante una prueba piloto que se realizó en la última semana de abril de 2005, en un individuo que cumplió con los criterios de inclusión establecidos para el estudio, lo cual permitió verificar la pertinencia de los mismos y realizar los ajustes correspondientes para lograr una adecuada y ágil recolección de la información.

Fase III. Diagnóstico.

El estudio se llevó a cabo con individuos sanos, quienes cumplieron con los criterios de inclusión, la implementación se efectuó en el período comprendido entre mayo-junio de 2005. Se realizaron las mediciones antropométricas y evaluación biomecánica durante la aplicación de la máquina.

A cada individuo se le explicó en qué consistía el estudio y se le pidió que firmará el consentimiento informado, además de registrar datos como: edad, sexo y aspectos antropométricos para caracterizar la población incluida en el estudio; los aspectos que se tuvieron en cuenta para realizar la valoración biomecánica fueron: medidas de la variación del centro de masa en los tres segmentos corporales del miembro inferior (muslo, pierna y pie) durante la posición estática y dinámica al estar sobre la Unidad de Movimiento Pasivo continuo. Esto se efectuó mediante un registro fotográfico y fílmico, tomando como referencia los ángulos de flexión mínimo, medio y máximo, que corresponden a 30° , 80° y 130° , respectivamente, estos datos fueron recolectados en dos sesiones cada una de 30 minutos, en la primera se realizó el registro de aspectos antropométricos y en la otra se tomaron las medidas de variación del centro de masa en miembro inferior con cada individuo.

Fase IV. Análisis de la información.

La información recolectada fue tabulada en los programas Excel, en donde se realizó la caracterización de la población y SPSS 11,5, para valorar las condiciones biomecánicas de la unidad de movimiento pasivo continuo, fabricada en el Programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, al ser aplicada en personas sanas, lo cual se realizó a través de un análisis matemático de carácter estadístico inferencial.

Fase V. Conclusiones y Recomendaciones.

A partir de los datos obtenidos durante la implementación de este estudio y de su respectivo análisis, teniendo en cuenta los referentes teóricos se realizaron las conclusiones y recomendaciones pertinentes en cuanto a la utilización de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo en individuos, dependiendo de sus características antropométricas y biomecánicas

6. RESULTADOS

Estadística descriptiva

Caracterización de la población

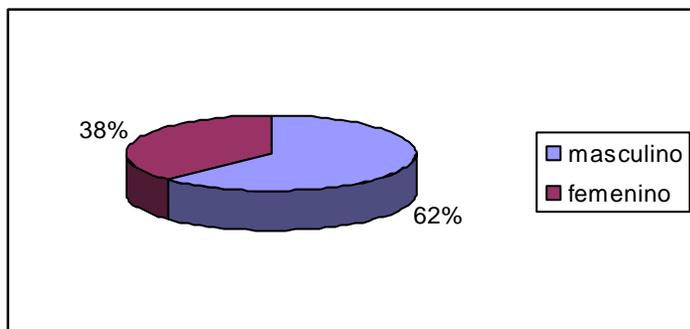
Con base en la metodología planteada se realizó el estudio a una muestra de 10 personas sanas sin importar género, el cual se llevó a cabo en la Sección de Cultura, Recreación y Deporte Sede San Fernando de la Universidad del Valle, durante el mes de junio de 2005. En este periodo se efectuaron las mediciones de datos antropométricos y la valoración biomecánica. La muestra quedó representada por ocho individuos al ser excluidas dos personas por no asistir a una de las sesiones. A continuación se realiza la caracterización de la población incluida en el estudio según sexo, edad, peso, talla y somatotipo.

Del total de la muestra el 38% fueron mujeres y el 62% restante hombres. (Ver grafico 1).

Tabla 1. Caracterización de la población por sexo

masculino	5
femenino	3

Grafico 1. Caracterización de la población por sexo

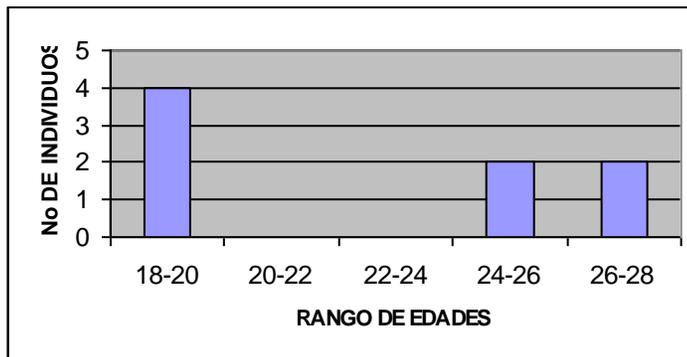


La edad promedio de los individuos incluidos en el estudio fue de 22 años, donde la edad mínima fue de 18 años y máxima 28 años, de acuerdo al Grafico 2 y Tabla 2, el rango de edad predominante fue de 18 a 20 años.

Tabla 2. Caracterización por edades

Rango de edades	No individuos
18-20	4
20-22	0
22-24	0
24-26	2
26-28	2

Grafico 2. Caracterización por edades

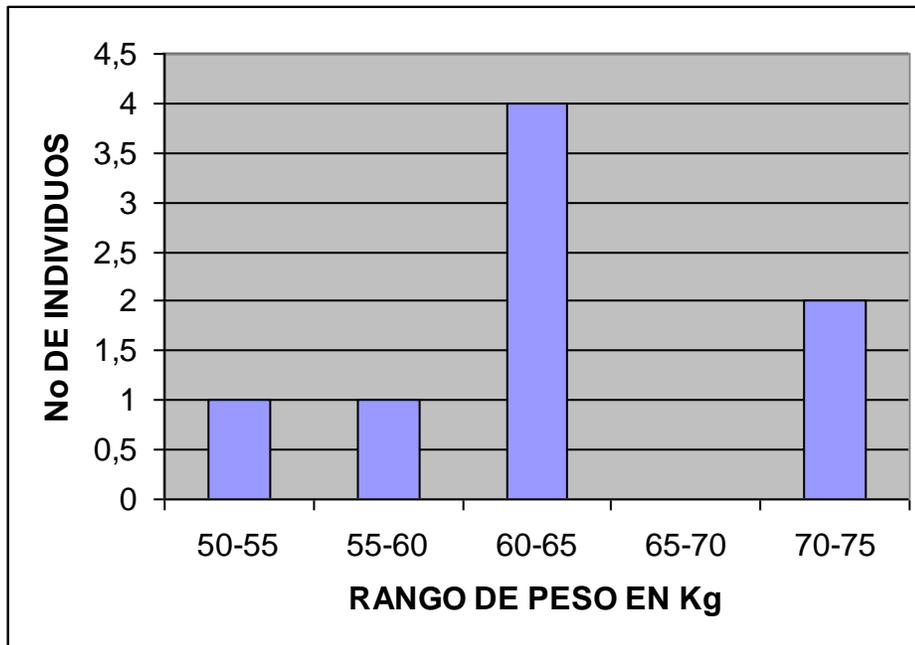


El peso promedio de los participantes es de 63 Kg., siendo el peso mínimo de 53 Kg. y máximo de 72 Kg. La mayoría de la población tiene un peso que oscila entre 60 a 65 Kg.. (Gráfico y Tabla 3).

Tabla 3. Rango de peso

Rango de peso (Kg)	No individuos
50-55	1
55-60	1
60-65	4
65-70	0
70-75	2

Grafico 3. Rango de peso

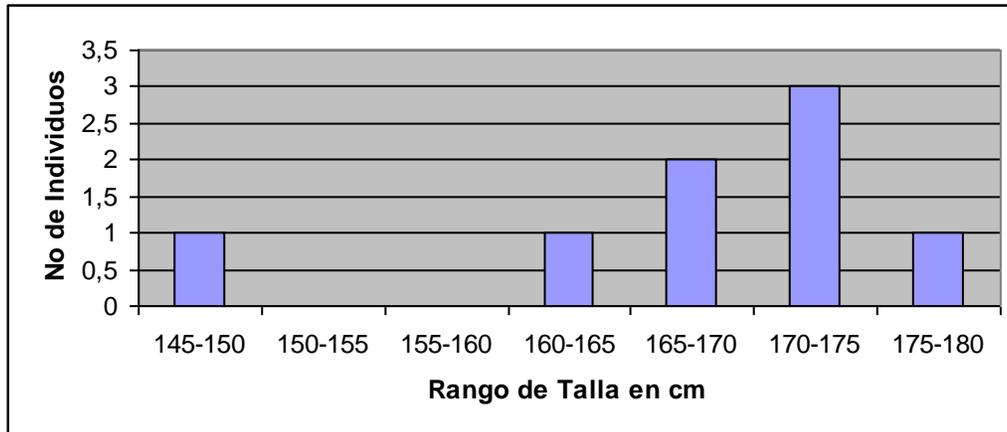


La talla promedio de las personas incluidas en el estudio fue de 167 cm, con un rango de talla predominante de 170 a 175 cm (Grafico y Tabla 4).

Tabla 4. Rango de talla

Rango de estatura en(cm)	No individuos
145-150	1
150-155	0
155-160	0
160-165	1
165-170	2
170-175	3
175-180	1

Grafico 4. Rango de talla

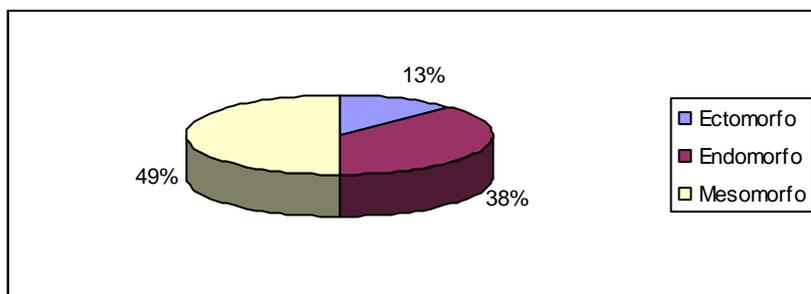


A partir de las mediciones cineantropométricas se realizó la clasificación de la población según el Somatotipo, encontrando que el 49% de las personas pertenecientes al estudio son de características mesomorfas, el 38% endomorfas y el 13% ectomorfas (Grafico y Tabla 5).

Tabla 5. Caracterización según el Somatotipo

Ectomorfo	1
Endomorfo	3
Mesomorfo	4

Grafico 5. Caracterización según el Somatotipo



Características mecánicas de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo¹³

De acuerdo a la estructura de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo establecida en el trabajo de grado realizado por el Ingeniero Mecánico Jorge Lopera, ésta consta de las siguientes partes:

- Base
- Chumaceras
- Tornillo de Potencia
- Tuerca de Potencia
- Barras Muslo y Pierna
- Cubierta
- Sistema Eléctrico
- Sistema De Control
- Motor de Control
- Cubierta
- Accesorios

Esta Unidad requiere para su funcionamiento de una potencia generada en el motor para producir un torque y así mover el tornillo de potencia y la tuerca a través de éste, lo que lleva a un desplazamiento en el eje horizontal que hace unir y alejar las barras del muslo y pierna para lograr el movimiento de flexo - extensión. El rango de movimiento que realiza la máquina es de $5^\circ - 130^\circ$, de extensión a flexión. Es importante tener en cuenta que el mínimo valor del ángulo de inicio debe ser de aproximadamente 1° . Esto con el fin de que no se alineen la base de la pierna y la base del muslo, es decir, para que no se genere un punto muerto donde la máquina se bloquee en hiperextensión.

La cinemática de la Unidad esta ligada a las longitudes de los segmentos (barras) que la conforman, esta longitud puede variar dependiendo de la estatura del individuo. Para que no se presente interferencia con el plano de referencia en el cual la máquina se posiciona, el diseñador de la Unidad realizó un mecanismo que impide que esto ocurra.

Uno de los elementos mecánico que se emplean en la máquina son las chumaceras del tornillo de potencia, necesarias para restringir el movimiento en dos direcciones, sobre el plano perpendicular al eje del tornillo, por lo que existe solo un grado de libertad, que genera un movimiento de flexo – extensión.

Determinación de la biomecánica de la rodilla al ser aplicada la unidad de movimiento pasivo continuo

Durante la aplicación de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo se determinaron aspectos biomecánicos de la rodilla, tales como: ángulo de la rodilla y de la máquina en los diferentes rangos de flexión, centros de masa segmentales de miembro inferior, longitud, peso del miembro inferior y velocidad en los diferentes rangos de movimiento (Tabla 6).

Tabla 6. Estadísticos descriptivos

Estadísticos descriptivos					
	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
Longitud del Miembro Inferior	8	72,0	94,8	87,413	7,0885
Peso	8	9,54	12,96	11,3400	1,14652
Angulo de Rodilla en flexion maxima	8	86	112	93,63	10,253
Angulo de Rodilla en flexion media	8	40	70	55,38	10,596
Angulo de Rodilla en flexion minima	8	2	25	14,88	8,560
Angulo de la maquina en flexion maxima	8	112	135	119,00	9,813
Angulo de la maquina en flexion media	8	64	88	73,75	10,389
Angulo de la maquina en flexion minima	8	4	32	15,13	9,877
Centro de masa en flexion maxima	8	2,0	3,5	2,800	,5503
Centro de masa en flexion media	8	3,0	4,3	3,663	,4779
Centro de masa en flexion minima	8	3,4	4,8	4,063	,5397
Velocidad en flexion maxima	8	,046	,080	,06600	,012059
Velocidad en flexion media	8	,16	,27	,2063	,03159
Velocidad en flexion minima	8	,58	3,02	1,5538	,88413
N válido (según lista)	8				

En el grafico No. 6 se observa que el ángulo de la máquina en flexión máxima varia en el rango de 100 a 140° y a mayor peso tiende a mantenerse la velocidad, la flexión media se encuentra en un rango de 60 a 90° y la flexión mínima de 0 a 30° . Se observa en los tres ángulos que a mayor peso hay una tendencia a disminuir la velocidad.

Grafico 6. Peso vs. Angulo de la Máquina

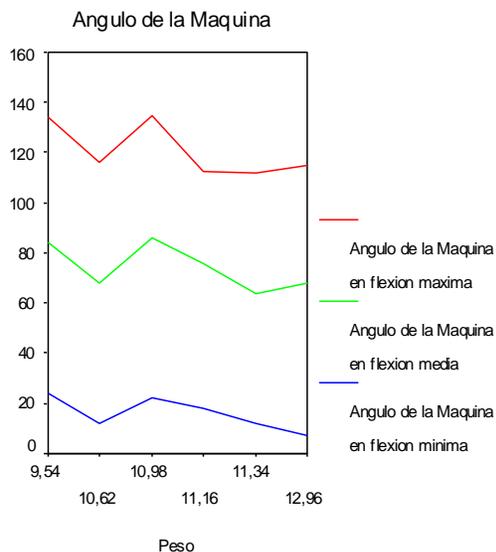


Tabla 7. Peso vs. ángulo de la máquina

Correlaciones

		PESO	Angulo de la Máquina en Flexion Maxima	Angulo de la Máquina en Flexion Media	Angulo de la Máquina en Flexion Minima
PESO	Correlación de Pearson	1	-,523	-,458	-,529
	Sig. (bilateral)	.	,183	,254	,178
	N	8	8	8	8
Angulo de la Máquina en Flexion Maxima	Correlación de Pearson	-,523	1	,633	,438
	Sig. (bilateral)	,183	.	,092	,278
	N	8	8	8	8
Angulo de la Máquina en Flexion Media	Correlación de Pearson	-,458	,633	1	,933**
	Sig. (bilateral)	,254	,092	.	,001
	N	8	8	8	8
Angulo de la Máquina en Flexion Minima	Correlación de Pearson	-,529	,438	,933**	1
	Sig. (bilateral)	,178	,278	,001	.
	N	8	8	8	8

** . La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

Tabla 8, 9 y 10. Análisis de Regresión: Relación entre el Angulo de la maquina y el Peso del miembro inferior del paciente.

ANOVA^b

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regresión	184,651	1	184,651	2,264	,183 ^a
	Residual	489,349	6	81,558		
	Total	674,000	7			

a. Variables predictoras: (Constante), PESO

b. Variable dependiente: AMAQMAX

ANOVA^b

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regresión	158,254	1	158,254	1,590	,254 ^a
	Residual	597,246	6	99,541		
	Total	755,500	7			

a. Variables predictoras: (Constante), PESO

b. Variable dependiente: AMAQMED

ANOVA^b

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regresión	191,158	1	191,158	2,333	,178 ^a
	Residual	491,717	6	81,953		
	Total	682,875	7			

a. Variables predictoras: (Constante), PESO

b. Variable dependiente: AMAQMIN

En la Tabla 11 y Gráfico 7 se observa que el ángulo de la rodilla en flexión máxima se encuentra en rango entre 86 y 112° y el centro de masa varia de 2 a 3.5 centímetros. Para cada caso la ubicación del centro de masa esta a una distancia diferente, independientemente del ángulo de la rodilla.

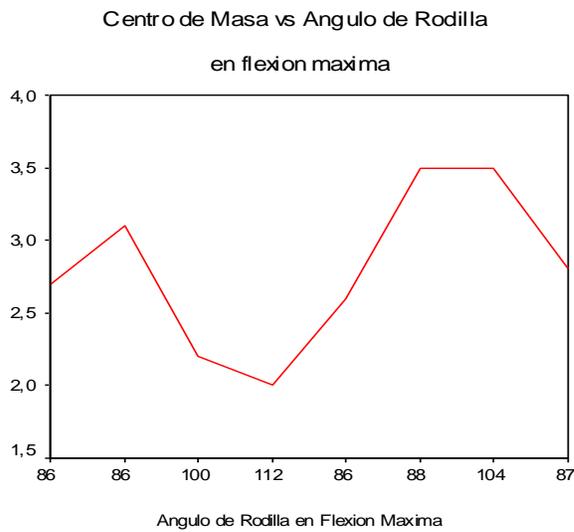
Tabla 11. Correlación Centro de Masa vs. Angulo de Rodilla

		Correlaciones					
		Centro de Masa en Flexion Maxima	Centro de Masa en Flexion Media	Centro de Masa en Flexion Minima	Angulo de Rodilla en Flexion Maxima	Angulo de Rodilla en Flexion Media	Angulo de Rodilla en Flexion Minima
Centro de Masa en Flexion Maxima	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	1 . 8	,684 ,061 8	-,563 ,146 8	-,385 ,347 8	-,069 ,872 8	-,255 ,543 8
Centro de Masa en Flexion Media	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	,684 ,061 8	1 . 8	,071 ,867 8	,064 ,881 8	,133 ,754 8	-,047 ,913 8
Centro de Masa en Flexion Minima	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	-,563 ,146 8	,071 ,867 8	1 . 8	,304 ,464 8	,018 ,967 8	,070 ,869 8
Angulo de Rodilla en Flexion Maxima	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	-,385 ,347 8	,064 ,881 8	,304 ,464 8	1 . 8	,871** ,005 8	,872** ,005 8
Angulo de Rodilla en Flexion Media	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	-,069 ,872 8	,133 ,754 8	,018 ,967 8	,871** ,005 8	1 . 8	,920** ,001 8
Angulo de Rodilla en Flexion Minima	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	-,255 ,543 8	-,047 ,913 8	,070 ,869 8	,872** ,005 8	,920** ,001 8	1 . 8

** . La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

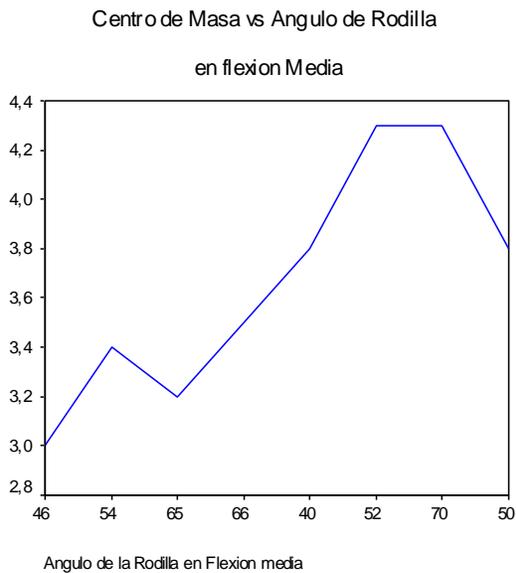
En el Tabla 11 y Gráfico 7 se puede ver que el centro de masa en flexión media oscila en un rango de 3 a 4.4 centímetros y el ángulo de la rodilla en flexión media esta entre 40 y 70° . Para cada caso la ubicación del centro de masa esta a una distancia diferente, independientemente del ángulo de la rodilla.

Grafico 7. Centro de Masa en Flexión Máxima vs. Angulo de Rodilla en Flexión Máxima



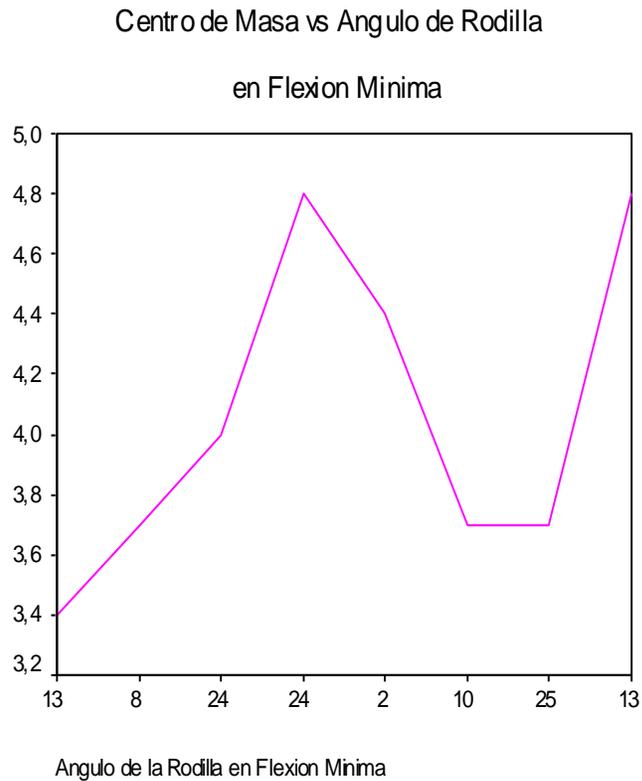
En la Tabla 11 y Gráfico 8 se encuentra en un rango de 3 a 4.4 centímetros y el ángulo de flexión media oscila entre 46° y 50° . Para cada caso la ubicación del centro de masa esta a una distancia diferente, independientemente del ángulo de la rodilla.

Grafico 8. Centro de Masa en Flexión Media vs. Angulo de Rodilla en Flexión Media



En la Tabla 11 y Gráfico 9 el centro de masa se encuentra en un rango de 3.4 a 5 centímetros y el ángulo de la flexión mínima oscila entre 2 y 25°. Para cada caso la ubicación del centro de masa esta a una distancia diferente, independientemente del ángulo de la rodilla.

Gráfico 9. Centro de Masa en Flexión Mínima vs. Angulo de Rodilla en Flexión Mínima.

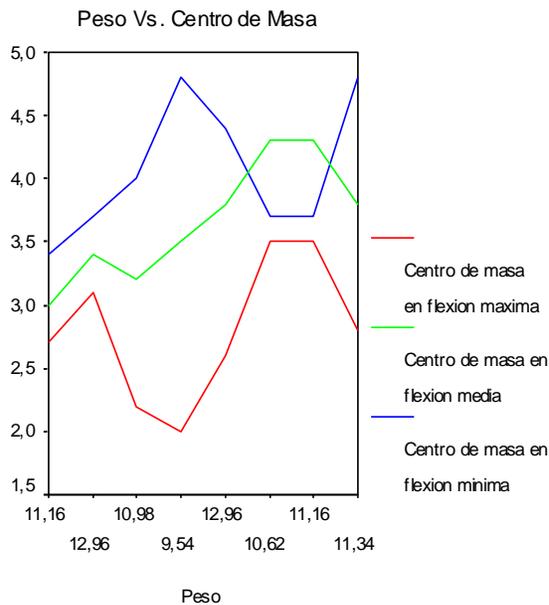


En la Tabla 12 y Gráfico 10 se observa que el peso del miembro inferior se encuentra en un rango entre 9,54 y 12, 96 y el centro de masa en flexión máxima oscila entre 3.5 a 2 centímetros, en flexión media de 3 a 4.5 centímetros y en flexión mínima de 3.5 a 5 centímetros. El Centro de masa en cada ángulo de flexión presenta una variación de 1.5 cm. respecto al peso.

Tabla 12. Correlación Centro de Masa vs. Peso

		Correlaciones			
		Centro de Masa en Flexion Maxima	Centro de Masa en Flexion Media	Centro de Masa en Flexion Minima	PESO
Centro de Masa en Flexion Maxima	Correlación de Pearson	1	,684	-,563	,273
	Sig. (bilateral)	.	,061	,146	,513
	N	8	8	8	8
Centro de Masa en Flexion Media	Correlación de Pearson	,684	1	,071	-,052
	Sig. (bilateral)	,061	.	,867	,903
	N	8	8	8	8
Centro de Masa en Flexion Minima	Correlación de Pearson	-,563	,071	1	-,208
	Sig. (bilateral)	,146	,867	.	,621
	N	8	8	8	8
PESO	Correlación de Pearson	,273	-,052	-,208	1
	Sig. (bilateral)	,513	,903	,621	.
	N	8	8	8	8

Gráfico 10. Peso vs. centro de masa

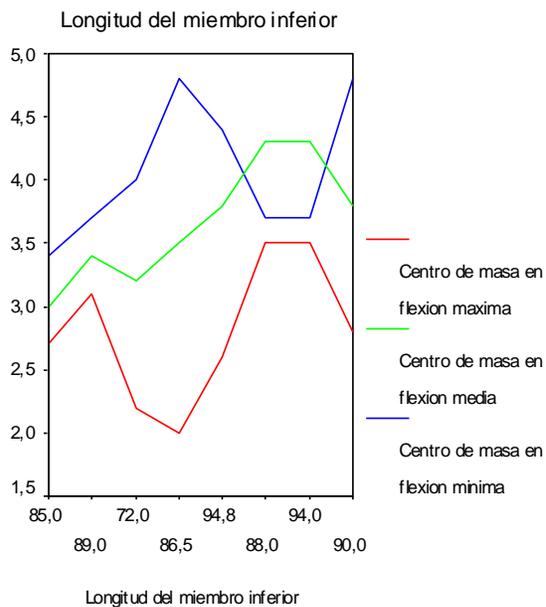


En la Tabla 13 y Gráfico 11 se observa que la longitud del miembro inferior es de 85 a 94.8 centímetros, en flexión máxima el centro de masa se encuentra entre 2 y 3.5 centímetros, en flexión media entre 3 y 4.5 centímetros y en mínima entre 3 y 5 centímetros. El Centro de masa en cada ángulo de flexión presenta una variación de 1.5 cm. respecto a la longitud del miembro inferior, excepto en la flexión mínima donde se observa una variación de 2 cm..

Tabla 13. Correlación Centro de Masa vs. Longitud del miembro inferior

		Correlaciones			
		Centro de Masa en Flexion Maxima	Centro de Masa en Flexion Media	Centro de Masa en Flexion Minima	Longitud del Miembro Inferior
Centro de Masa en Flexion Maxima	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	1 .061 8	,684 ,061 8	-,563 ,146 8	,521 ,185 8
Centro de Masa en Flexion Media	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	,684 ,061 8	1 .061 8	,071 ,867 8	,607 ,110 8
Centro de Masa en Flexion Minima	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	-,563 ,146 8	,071 ,867 8	1 .061 8	,116 ,784 8
Longitud del Miembro Inferior	Correlación de Pearson Sig. (bilateral) N	,521 ,185 8	,607 ,110 8	,116 ,784 8	1 .061 8

Gráfico 11. Centro de masa Vs. longitud de miembro inferior



En la Tabla 14 y Gráfico 12 se puede observar que el peso se encuentra entre 9.54 a 12.96, la velocidad en flexión mínima se encuentra en un rango de 0 a 3 cm/seg, la flexión media de 0 a 0.5 cm/seg y la máxima de 0 a 0.1 cm/seg, se observa que la velocidad durante la flexión máxima y media son mas constantes que la velocidad durante la flexión mínima.

Tabla 14. Correlación Velocidad Vs. Peso

		Correlaciones			
		Velocidad en flexion maxima	Velocidad en flexion media	Velocidad en flexion minima	PESO
Velocidad en flexion maxima	Correlación de Pearson	1	,191	-,018	,549
	Sig. (bilateral)	.	,650	,966	,159
	N	8	8	8	8
Velocidad en flexion media	Correlación de Pearson	,191	1	-,179	-,014
	Sig. (bilateral)	,650	.	,672	,973
	N	8	8	8	8
Velocidad en flexion minima	Correlación de Pearson	-,018	-,179	1	,576
	Sig. (bilateral)	,966	,672	.	,135
	N	8	8	8	8
PESO	Correlación de Pearson	,549	-,014	,576	1
	Sig. (bilateral)	,159	,973	,135	.
	N	8	8	8	8

Gráfico 12. Velocidad Vs. Peso

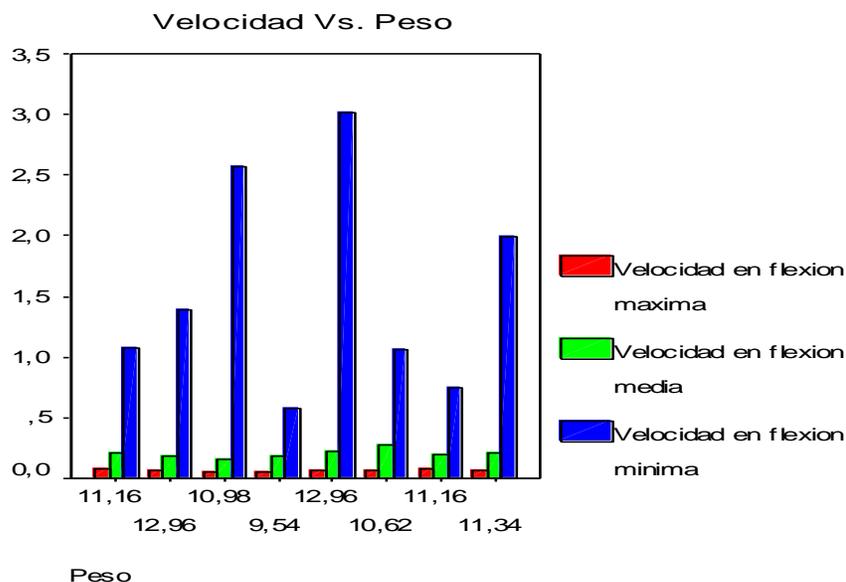


Tabla 15, 16 y 17. Análisis de Regresión: Relación entre la Velocidad y el Peso del miembro inferior del paciente

ANOVA^b

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regresión	,000	1	,000	2,584	,159 ^a
	Residual	,001	6	,000		
	Total	,001	7			

a. Variables predictoras: (Constante), PESO

b. Variable dependiente: VMANMAX

ANOVA^b

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regresión	,000	1	,000	,001	,973 ^a
	Residual	,007	6	,001		
	Total	,007	7			

a. Variables predictoras: (Constante), PESO

b. Variable dependiente: VMANMED

ANOVA^b

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regresión	1,813	1	1,813	2,973	,135 ^a
	Residual	3,659	6	,610		
	Total	5,472	7			

a. Variables predictoras: (Constante), PESO

b. Variable dependiente: VMANMIN

Pruebas Estadísticas de Comparación

Al ser los individuos seleccionados al azar y provenientes de una población normal, como lo indican los criterios de inclusión establecidos en este estudio:

- Personas mayores de edad.
- Individuos que estuvieron de acuerdo en hacer parte del estudio y firmaron el consentimiento informado.
- Personas que no tuvieron ningún antecedente de lesión en rodilla, no se les ha realizado ninguna cirugía de rodilla, ni presentaron patología alguna de rodilla durante el periodo de estudio y recolección de datos.

Y teniendo en cuenta que la muestra de la cual se obtuvieron los datos de estudio es pequeña ($n=8$), es posible aplicar la prueba estadística T que es apropiada para establecer comparaciones con muestras pequeñas de poblaciones normales en las cuales la media μ y la varianza σ^2 poblacionales son desconocidas.

En primer lugar, es importante considerar que la máquina fue programada con tres ángulos de flexión:

- Flexión máxima: 130°
- Flexión media: 80°
- Flexión mínima: 30°

Sin embargo, fueron medidos además el ángulo que toma la rodilla del paciente cuando está en la máquina y el ángulo que forma la unidad de movimiento. Por lo anterior, es de gran interés comprobar estadísticamente si se presentan diferencias significativas en las mediciones de los ángulos respecto a los ángulos programados en la Unidad de movimiento pasivo continuo.

Para lograr este objetivo se aplican las pruebas paramétricas presentadas a continuación, en las que se comparará cada una de estas dos variables (Ángulo de la rodilla y Ángulo de la máquina) con los parámetros establecidos para la máquina en cada tipo de flexión.

A continuación se realiza diez comparaciones, en donde se muestra la relación que existe entre las características mecánicas de la Unidad de Movimiento pasivo Continuo, la biomecánica de la rodilla y los aspectos antropométricos de los individuos, de acuerdo a las variables establecidas .

Tabla 18. Comparaciones

Grafico	Comparación
13	Angulo de la Rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión máxima.
14	Angulo de la rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión media.
15	Angulo de la rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión mínima.
16	Angulo de la máquina programado vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión máxima.
17	Angulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión media.
18	Angulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión mínima.
19,20 y 21	Angulo de rodilla vs. ángulo de máquina obtenido en flexión máxima, media y mínima
23	Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión máxima.
24	Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión mínima.

Primera Comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alterna: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y el ángulo medido en la rodilla cuando hay flexión máxima (Gráfico 13). Para lograr este propósito se hace uso de la Prueba de comparación T de la siguiente forma:

Tabla 19. Prueba T en Flexión Máxima

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica	Error típico de la media
Angulo de la Rodilla a Flexión Máxima	8	93,63	10,253	3,625

Prueba para una muestra

	Valor de prueba = 130					
	t	Grados de libertad	Significancia (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Angulo de la Rodilla a Flexión Máxima	-10,034	7	,000	-36,38	-44,95	-27,80

El estadístico de prueba está definido como sigue:

$$T = \frac{\bar{Y} - \mu_0}{S/\sqrt{n}}$$

Donde:

$\bar{Y} = 93,63$ → Promedio de los ángulos de la rodilla a flexión máxima en los 8 pacientes de la muestra.

$\mu_0 = 130$ → Ángulo programado en la Unidad de movimiento

$S = 10,253$ → Desviación estándar de los datos de la muestra.

$n = 8$ → Número de pacientes.

Luego, reemplazando estos datos en el estadístico se tiene que:

$$T = \frac{93,63 - 130}{10,253/\sqrt{8}} = -10.034$$

El criterio de decisión para esta prueba es:

Como se ha definido una prueba de dos colas, se debe rechazar la hipótesis nula si el valor absoluto de la t calculado es mayor que el valor crítico obtenido para el

nivel de significancia establecido $(|t| > t_{\alpha/2})$.

El nivel de confianza para esta prueba es del 95%, por lo tanto se tiene que el

nivel de significancia es $\alpha = 0.05$, luego, $\alpha/2 = 0.025$. Por lo tanto, el valor crítico de

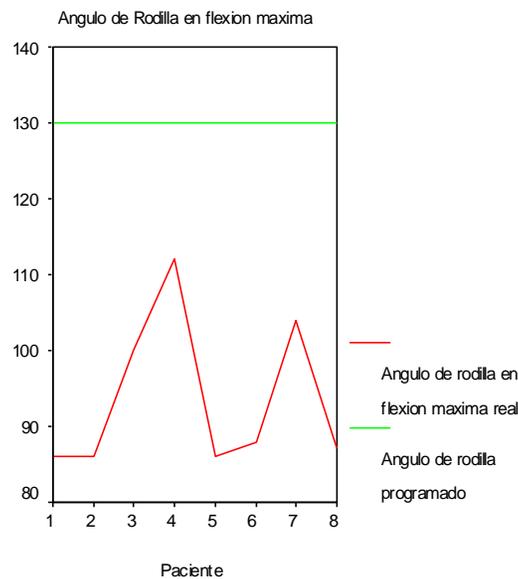
t para un $\alpha/2 = 0.025$ y 7 grados de libertad (n-1) es $t = 2,365$.

$$|t| > t_{\alpha/2}$$

Decisión: Como $10,034 > 2,365$ existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, si existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la máquina para una flexión máxima y el ángulo real obtenido a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior, $p = 0,00$, que siendo menor que $\alpha = 0.05$, permite rechazar de nuevo la hipótesis nula.

Grafico 13. Angulo de la Rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión máxima



- Variable: Angulo de la rodilla en flexión máxima
- Parámetro: Ángulo de 130° programado en la máquina

Segunda comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alterna: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y el ángulo medido en la rodilla cuando hay flexión media (Grafico 14).

Tabla 20. Prueba T en Flexión Media

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica	Error típico de la media
Ángulo de la Rodilla a flexión media	8	55,38	10,596	3,746

Prueba para una muestra

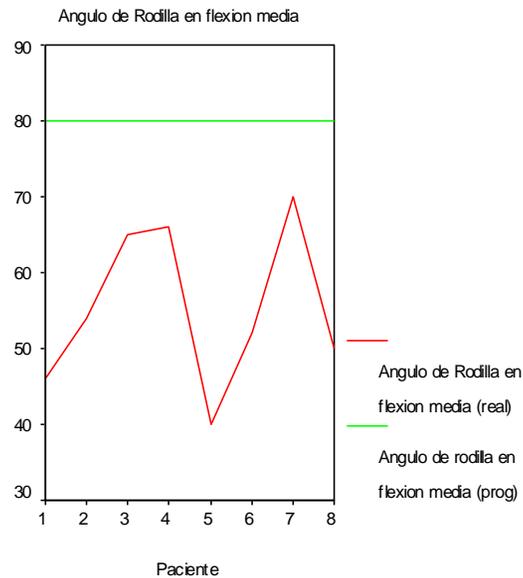
	Valor de prueba = 80					
	t	Grados de libertad	Significancia (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Ángulo de la Rodilla a flexión media	-6,573	7	,000	-24,63	-33,48	-15,77

$$|t| > t_{\alpha/2}$$

Decisión: Como $6,573 > 2,365$ A un nivel de significancia del 5% existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, si existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la máquina para una flexión media y el ángulo real obtenido a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior, $p = 0,00$, el cual siendo menor que $\alpha = 0.05$, permite rechazar de nuevo la hipótesis nula.

Grafico 14. Angulo de la rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión media.



- Variable: Angulo de la rodilla en flexión media
- Parámetro: Ángulo de 80° programado en la máquina

Tercera Comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alternativa: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y el ángulo medido en la rodilla cuando hay flexión mínima (Gráfico15).

Tabla 21. Prueba T en Flexión Mínima

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica	Error típico de la media
Ángulo de la Rodilla a flexión mínima	8	14,88	8,560	3,026

Prueba para una muestra

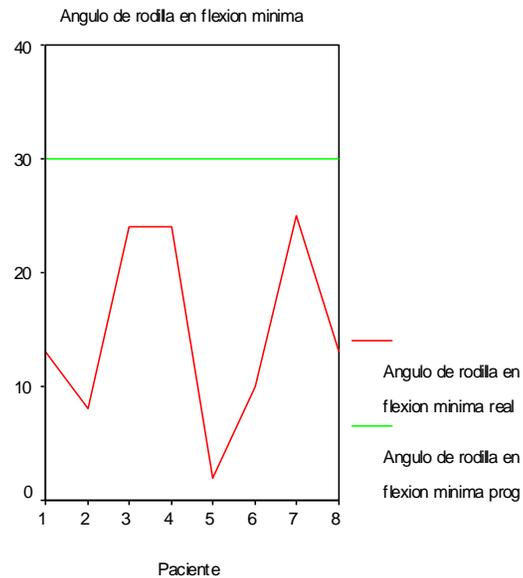
	Valor de prueba = 30					
	t	Grados de libertad	Significancia (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Ángulo de la Rodilla a flexión mínima	-4,998	7	,002	-15,13	-22,28	-7,97

$$|t| > t_{\alpha/2}$$

Decisión: Como $4,998 > 2,365$ A un nivel de significancia del 5% existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, si existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la máquina para una flexión mínima y el ángulo real obtenido a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior, $p = 0,002$, el cual siendo menor que $\alpha = 0.025$, permite rechazar de nuevo la hipótesis nula.

Grafico 15. Angulo de la rodilla Vs. Angulo de la máquina en flexión mínima



- Variable: Angulo de la rodilla en flexión mínima
- Parámetro: Ángulo de 30° programado en la máquina

Cuarta Comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alterna: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y el ángulo medido en la máquina cuando hay flexión máxima (Gráfico 16).

Tabla 22. Prueba T ángulo programado de máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión máxima.

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica.	Error típico de la media
Angulo de la máquina a flexión máxima	8	119,00	9,813	3,469

Prueba para una muestra

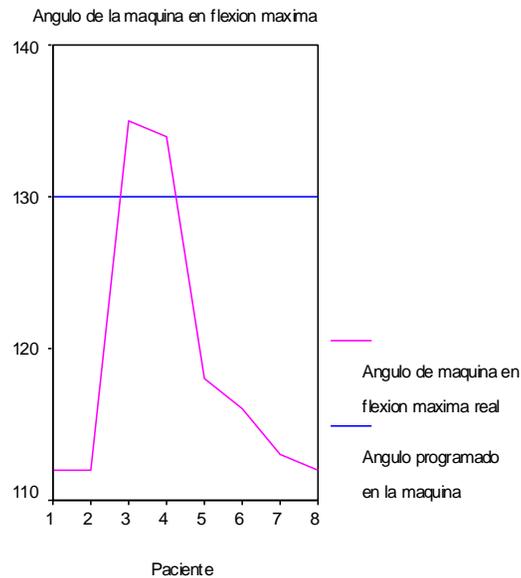
	Valor de prueba = 130					
	t	Grados de libertad	Significancia (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Angulo de la máquina a flexión máxima	-3,171	7	,016	-11,00	-19,20	-2,80

$$|t| > t_{\alpha/2}$$

Decisión: Como $3,171 > 2,365$ A un nivel de significancia del 5% existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, si existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la máquina para una flexión máxima y el ángulo real obtenido a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior $p = 0,016$, que siendo menor que $\alpha = 0.025$, permite rechazar de nuevo la hipótesis nula.

Grafico 16. Angulo de la máquina programado vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión máxima



- Variable: Angulo de la máquina en flexión máxima
- Parámetro: Ángulo de 130° programado en la máquina

Quinta Comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alternativa: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y el ángulo medido en la máquina cuando hay flexión media (Gráfico 17).

Tabla 23. Prueba T Angulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión media.

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica.	Error típico de la media
Angulo de la máquina a flexión media	8	73,75	10,389	3,673

Prueba para una muestra

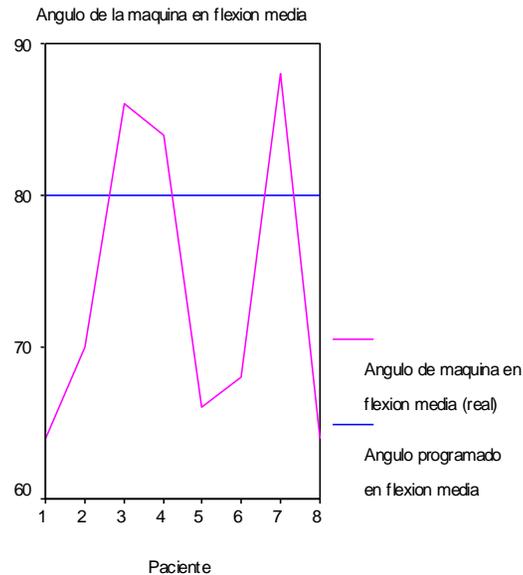
	Valor de prueba = 80					
	t	Grados de libertad	Significancia (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Angulo de la máquina a flexión media	-1,702	7	,133	-6,25	-14,94	2,44

$$|t| > t_{\alpha/2}$$

Decisión: Como $1,702 < 2,365$ A un nivel de significancia del 5% no existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, no existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la máquina para una flexión media y el ángulo real obtenido a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior, $p = 0,133$, que siendo mayor que $\alpha = 0.025$, confirma que no es posible rechazar la hipótesis nula.

Grafico 17. Angulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión media.



- Variable: Angulo de la máquina en flexión media
- Parámetro: Ángulo de 80° programado en la máquina

Sexta Comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alternativa: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y el ángulo medido en la máquina cuando hay flexión mínima (Gráfico 18).

Tabla 24. Prueba T ángulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión mínima.

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica	Error típico de la media
Angulo de la máquina a flexión mínima	8	15,13	9,877	3,492

Prueba para una muestra

	Valor de prueba = 30					
	T	Grados de libertad	Significancia (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Angulo de la máquina a flexión mínima	-4,260	7	,004	-14,88	-23,13	-6,62

$$|t| > t_{\alpha/2}$$

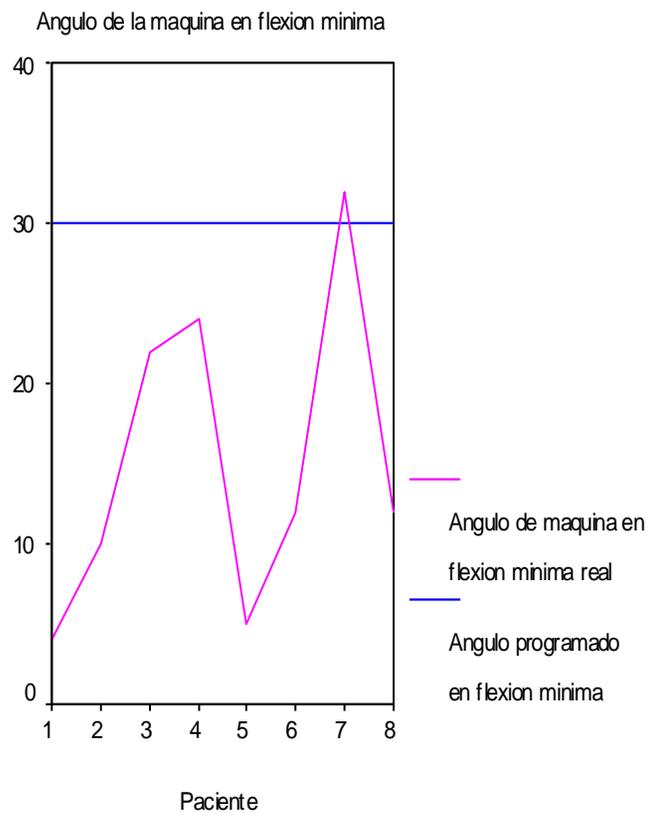
Decisión: Como $4,260 > 2,365$ A un nivel de significancia del 5% existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, si existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la máquina para una flexión mínima y el ángulo real obtenido a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior, $p = 0,004$, que es menor que $\alpha = 0.025$, razón que confirma que es posible rechazar la hipótesis nula planteada.

Angulo de la Rodilla Vs. Angulo de la máquina

Una vez comparadas cada variable frente a los parámetros programados, ahora es de gran utilidad conocer si entre las mediciones de los ángulos de la rodilla y los formados por la máquina existen diferencias significativas.

Grafico 18. Angulo programado de la máquina Vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión mínima.



- Variable: Angulo de la máquina en flexión mínima
- Parámetro: Ángulo de 30° programado en la máquina

Séptima Comparación:

Variables: Angulo de la Rodilla y Angulo de la máquina a flexión máxima.

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu_1 = \mu_2$

Hipótesis Alternativa: $H_a : \mu_1 \neq \mu_2$

Tabla 25. Prueba T ángulo de la rodilla vs. Angulo de la máquina obtenido en flexión máxima

Estadísticos de muestras relacionadas

		Media	N	Desviación típica.	Error típico de la media
Par 1	Angulo de Rodilla en flexión máxima	93,63	8	10,253	3,625
	Angulo de la máquina en flexión máxima	119,00	8	9,813	3,469
Par 2	Angulo de Rodilla en flexión media	55,38	8	10,596	3,746
	Angulo de la máquina en flexión media	73,75	8	10,389	3,673
Par 3	Angulo de Rodilla en flexión mínima	14,88	8	8,560	3,026
	Angulo de la máquina en flexión mínima	15,13	8	9,877	3,492

Correlaciones de muestras relacionadas

	N	Correlación	Significancia
Par 1 Angulo de Rodilla y Ángulo de la máquina en flexión máxima	8	,700	,053
Par 2 Angulo de Rodilla y Ángulo de la máquina en flexión media	8	,938	,001
Par 3 Angulo de Rodilla y Ángulo de la máquina en flexión mínima	8	,882	,004

Prueba de muestras relacionadas

	Diferencias relacionadas					t	gl	Significancia (bilateral)
	Media	Desviación típica	Error típico de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia				
				Inferior	Superior			
Par 1 Angulo de Rodilla - Ángulo de la máquina en flexión máxima	-25,38	7,782	2,751	-31,88	-18,87	-9,223	7	,000
Par 2 Angulo de Rodilla - Ángulo de la máquina en flexión media	-18,38	3,701	1,308	-21,47	-15,28	-14,043	7	,000
Par 3 Angulo de Rodilla - Ángulo de la máquina en flexión mínima	-,25	4,652	1,645	-4,14	3,64	-,152	7	,883

Como se observa en la tabla anterior, el nivel de significancia es de 0.00 cuando las flexiones son máxima y media, lo cual confirma que existe evidencia suficiente para rechazar la hipótesis nula, o sea que las diferencias encontrados en las mediciones de los ángulos hechos a la rodilla y en la máquina son realmente considerables en estos dos niveles de flexión. Pero no sucede igual cuando la flexión es mínima, pues según los resultados obtenidos con esta prueba, no existe diferencias significativas entre las mediciones del ángulo de la rodilla y el ángulo de la máquina, ya que el nivel de significancia es bastante alto (Gráfico 19,20 y 21).

Gráfico 19. Angulo de rodilla vs. ángulo de máquina obtenido en flexión máxima

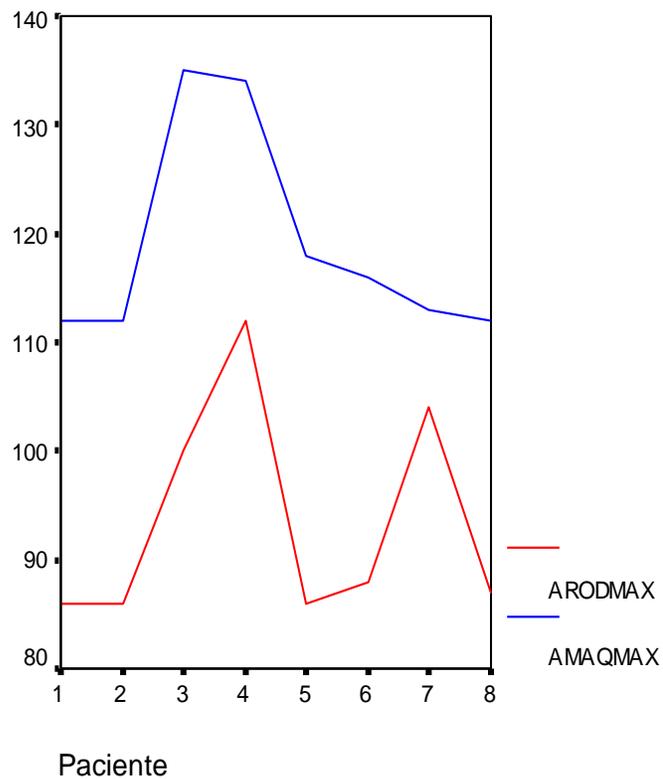


Grafico 20. Angulo de rodilla vs. ángulo de máquina obtenido en flexión media

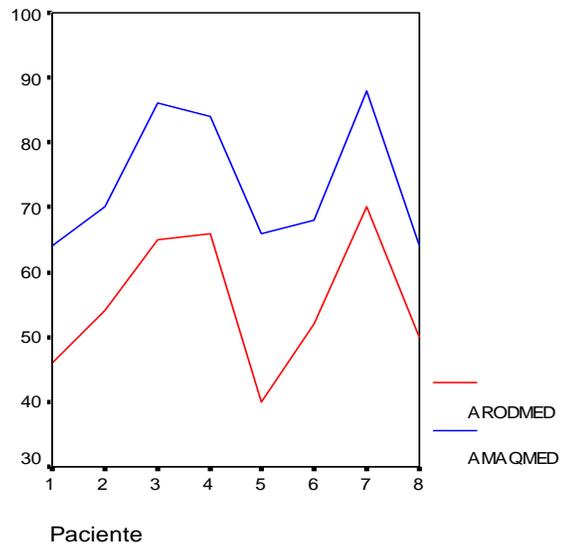
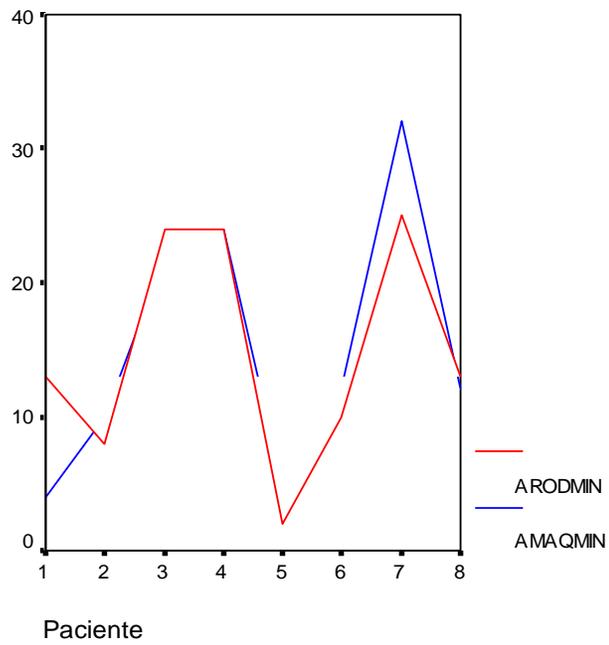


Grafico 21. Angulo de rodilla vs. ángulo de máquina obtenido en flexión mínima



Octava Comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alternativa: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre la velocidad programada en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y la velocidad obtenida cuando hay flexión máxima (Gráfico 22).

Tabla 26. Prueba T Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión máxima

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica	Error típico de la media
Velocidad a flexión máxima	8	,06600	,012059	,004264

Prueba para una muestra

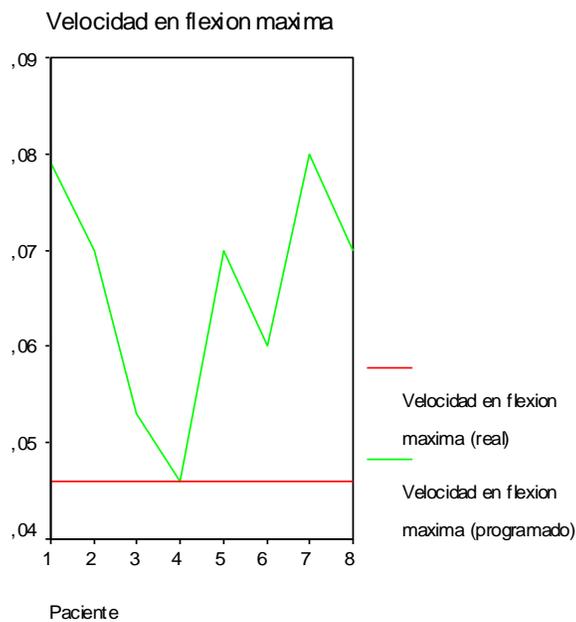
	Valor de prueba = 0.046					
	t	Grados de libertad	Significancia (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Velocidad a flexión máxima	4,691	7	,002	,02000	,00992	,03008

$$|t| > t_{\alpha/2}$$

Decisión: Como $4,691 > 2,365$ A un nivel de significancia del 5% existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, si existen diferencias significativas entre la velocidad programada en la máquina para una flexión máxima y la velocidad real obtenida a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior, $p = 0,002$, el cual siendo menor que $\alpha = 0.025$, confirma que es posible rechazar la hipótesis nula planteada.

Grafico 22. Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión máxima



- Variable: Velocidad obtenida en flexión máxima
- Parámetro: Velocidad de 0.046 cm/seg programada en la máquina

Novena Comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alternativa: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre la velocidad programada en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y la velocidad obtenida cuando hay flexión media (Gráfico 23).

Tabla 27. Prueba T Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión media

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica	Error típico de la media
Velocidad a flexión media	8	,2063	,03159	,01117

Prueba para una muestra

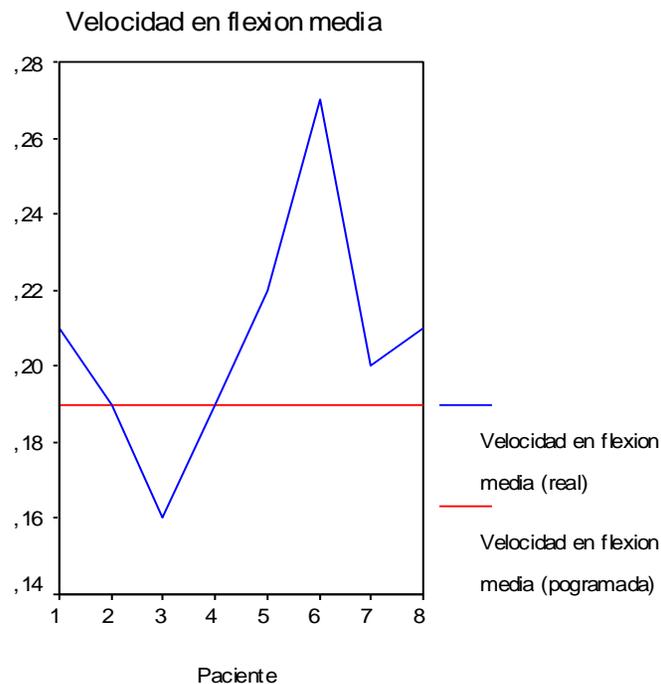
	Valor de prueba = 0.19					
	t	Grados de libertad	Significancia (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Velocidad a flexión media	1,455	7	,189	,0162	-,0102	,0427

$$|t| > t_{\alpha/2}$$

Decisión: Como $1,455 < 2,365$ A un nivel de significancia del 5% no existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, no existen diferencias significativas entre la velocidad programada en la máquina para una flexión media y la velocidad real obtenida a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior, $p = 0,189$, el cual siendo mayor que $\alpha = 0.025$, confirma que no es posible rechazar la hipótesis nula planteada.

Grafico 23. Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión media



- Variable: Velocidad obtenida en flexión media
- Parámetro: Velocidad de 0.19 cm/seg programada en la máquina.

Décima Comparación:

Hipótesis a probar:

Hipótesis Nula $H_0 : \mu = \mu_0$

Hipótesis Alternativa: $H_a : \mu \neq \mu_0$

Es decir, se quiere probar estadísticamente que no existen diferencias significativas entre la velocidad programada en la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo y la velocidad obtenida cuando hay flexión mínima (Gráfico 24).

Tabla 28. Prueba T Velocidad programada vs. Velocidad obtenida en flexión mínima

Estadísticos para una muestra

	N	Media	Desviación típica	Error típico de la media
Velocidad a flexión mínima	8	1,5538	,88413	,31259

Prueba para una muestra

	Valor de prueba = 0.58					
	T	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% Intervalo de confianza para la diferencia	
					Inferior	Superior
Velocidad a flexión mínima	3,115	7	,017	,9738	,2346	1,7129

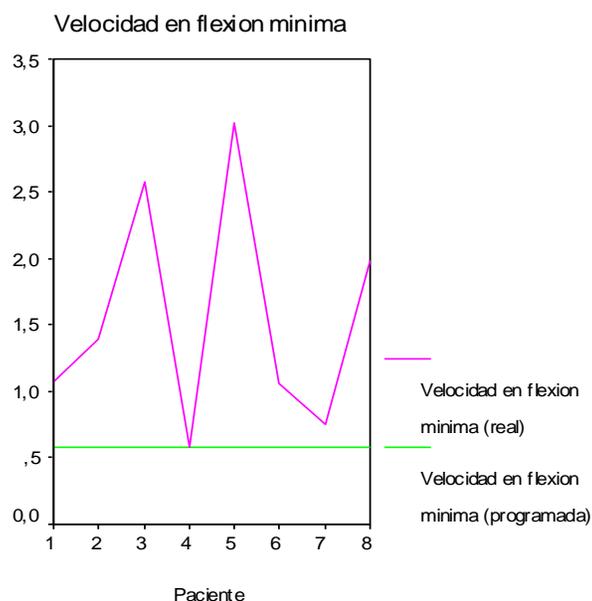
$$|t| > t_{\alpha/2}$$

Decisión: Como $3,115 > 2,365$ A un nivel de significancia del 5% existe suficiente evidencia para rechazar la hipótesis nula planteada, es decir, si existen diferencias

significativas entre la velocidad programada en la máquina para una flexión mínima y la velocidad real obtenida a esta misma flexión.

Se confirma esta decisión con el valor p asociado a la prueba estadística aplicada en este caso que aparece en la tabla anterior, $p = 0,017$, el cual siendo menor que $\alpha = 0.025$, confirma que es posible rechazar la hipótesis nula planteada.

Grafico 24. Velocidad programada Vs. Velocidad obtenida en flexión mínima



- Variable: Velocidad obtenida en flexión mínima
- Parámetro: Velocidad de 0.58 cm/seg programada en la máquina.

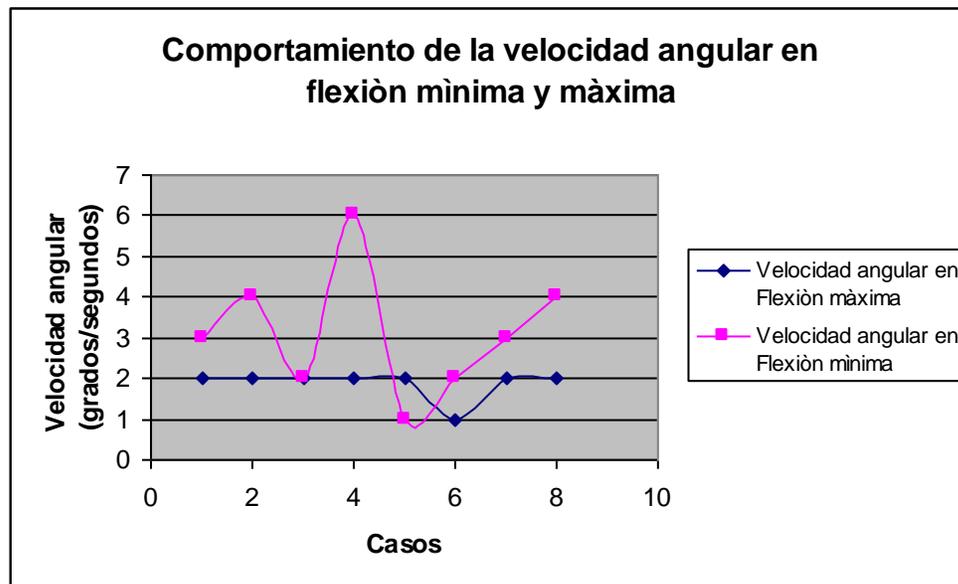
La velocidad angular para la flexión máxima es menor que para la flexión mínima siendo constante para la flexión máxima en alrededor de 2 grados sobre segundo, en la flexión mínima no sigue un patrón determinado estando entre un rango de 1 a 6 grados sobre segundos (Gráfico No. 25)

Tabla 29. Comportamiento de la velocidad angular en flexión mínima y flexión máxima

Caso	Vel. angular	Vel. angular
------	--------------	--------------

	Flex. Max	Flex. Min
1	2	3
2	2	4
3	2	2
4	2	6
5	2	1
6	1	2
7	2	3
8	2	4

Grafico 25. Comportamiento de la velocidad angular en flexión mínima y flexión máxima

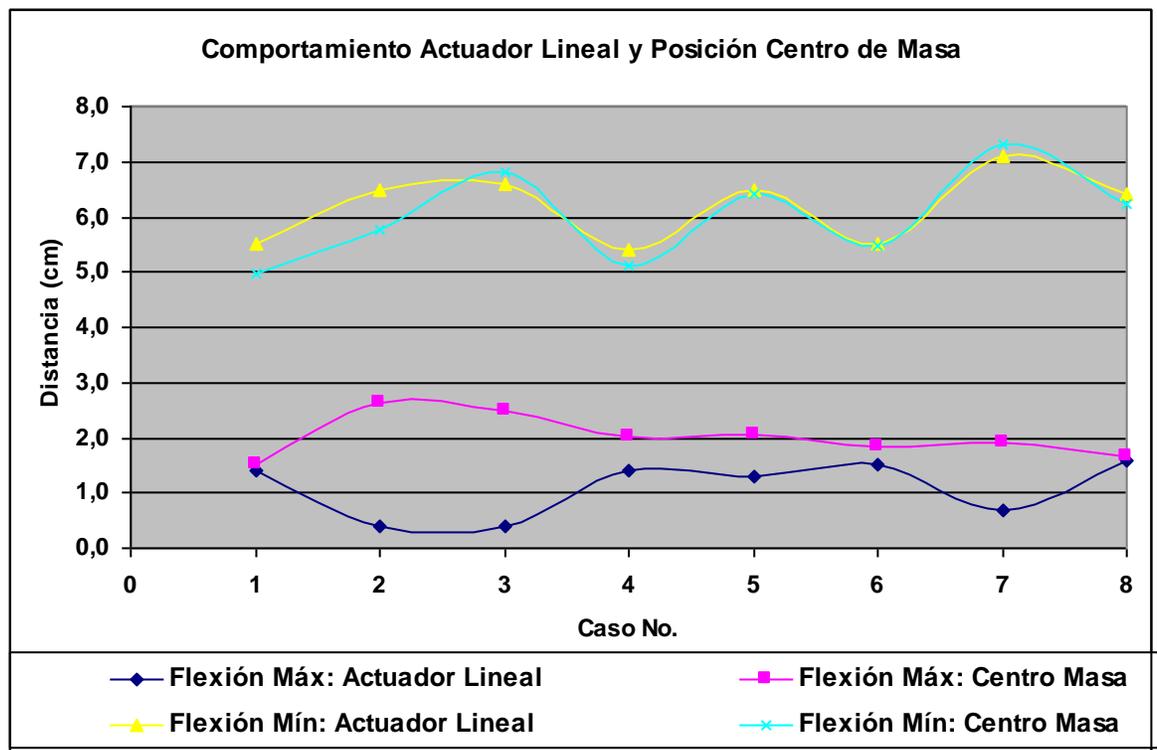


En la Tabla 29 y Gráfico 26 se puede observar el comportamiento del actuador lineal y el centro de masa, donde en flexión máxima el actuador lineal oscila entre 0.4 – 1.6 cm., mientras el centro de masa entre 1.5 – 2.6 cm.; en flexión mínima el actuador lineal y el centro de masa se encuentran en un rango de 5 y 7.3 cm.

Tabla 30. Comportamiento del actuador lineal y el centro de masa

	Flexión Máxima: Actuador Lineal L1 (cm)	Flexión Máxima: Posición centro de masa r1 (cm)	Flexión Mínima: Actuador Lineal L2 (cm)	Flexión Mínima: Posición centro de masa r2 (cm)
1	1,4	1,5	5,5	5,0
2	0,4	2,6	6,5	5,8
3	0,4	2,5	6,6	6,8
4	1,4	2,0	5,4	5,1
5	1,3	2,0	6,5	6,4
6	1,5	1,8	5,5	5,5
7	0,7	1,9	7,1	7,3
8	1,6	1,6	6,4	6,2

Gráfico 26. Comportamiento del actuador lineal y el centro de masa



7. ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

De acuerdo al análisis estadístico descrito anteriormente, se puede comprobar que la mecánica de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, fabricada en el Programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, no permite adaptar sus parámetros a los aspectos biomecánicos de la articulación de la rodilla y a las condiciones antropométricas de los individuos. En cuanto a la longitud de las barras, solo es posible adaptarla a longitudes de miembros inferiores mayores de 94.8 cm., el movimiento de flexo extensión está restringido a un rango de movimiento de 112° - 2° , basándose en los datos experimentales y la velocidad tiene una tendencia a variar según el peso y longitud del miembro inferior, aunque estadísticamente esto no es significativo.

Se puede observar una leve tendencia, según los resultados arrojados, en el gráfico No. 6, que el ángulo de la máquina en los tres parámetros programados (flexión máxima 130° , flexión media 80° y flexión mínima 30°) varia dependiendo del peso del miembro inferior, disminuyendo dicho ángulo al ser aplicada la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo a individuos con mayor peso, por lo tanto se puede comprobar que a menor peso el ángulo que se obtiene en la máquina oscila dentro de los parámetros establecidos, sin embargo la Unidad no ofrece seguridad en cuanto al ángulo que se quiere ganar.

Teniendo en cuenta la biomecánica de una rodilla en condiciones normales, ésta logra un rango de movimiento de flexo-extensión de 0° - 135° , rango que no es posible obtener a través de los parámetros establecidos en la Unidad, los cuales corresponden a un rango de flexo-extensión de 5° - 130° teóricamente ya que al tomar las medidas con los individuos sobre la máquina los ángulos varían entre 112° y 2° como se había mencionado anteriormente., lo que limitaría lograr reestablecer el rango de movilidad normal de rodilla al finalizar el período de tratamiento en postoperatorios. Obtener un grado de extensión de 0° no es posible, puesto que se generaría un punto muerto donde se unen las barras fija y móvil, ocasionando un bloqueo en hiperextensión.

Analizando el comportamiento del centro de masa durante la realización de los movimientos pasivos del miembro inferior en los tres ángulos programados se puede destacar que durante la flexión máxima, media y mínima, teniendo como sistema de referencia el centro articular de la cadera, el centro de masa tiende a ubicarse más proximal si el ángulo es mayor y mas distal si el ángulo es menor, puesto que existe un mecanismo (barra deslizante) que impide la interferencia con

el plano. Debido a la disposición de dicho mecanismo la relación que existe entre el centro de masa, peso y longitud de miembro inferior, se concluye que el centro de masa se ubica de forma independiente al peso y a la longitud del miembro inferior, lo que se opone a lo reportado en la literatura que indica que el centro de masa se desplaza a donde haya mayor peso.

De acuerdo al grafico 25 se puede analizar el comportamiento del actuador lineal y la posición del centro de masa, la cual se tomara como la distancia entre el punto articular de la cadera y el centro de masa total del miembro inferior, podemos observar que en la flexión mínima el comportamiento de la onda es semejante y las magnitudes muy similares, lo que demuestra que en la flexión mínima las barras móvil y fija se encuentran paralelas al eje del muslo, garantizando un buen alineamiento y por ende una buena distribución de las cargas del individuo sobre la Unidad. Contrario sucede en la flexión máxima, ya que a pesar de que el movimiento de la onda no es tan similar (excepto para el caso No.2,3, 5 y 7 donde los puntos se ubican de una manera contraria) sus magnitudes varían en un rango alrededor de dos centímetros, lo cual posiblemente se debe a que no se permite graduar la longitud de la barra de la unidad con la longitudes de la extremidad inferior menores de 94.8 cm, medida correspondiente al muslo y pierna, igualmente el muslo tiende a ubicarse entre las dos barras de la máquina, puesto que al realizar la flexión máxima las almohadas que soportan el muslo ceden en dirección contraria al movimiento de las barras, perdiendo así, el sentido paralelo entre el eje del muslo y el de las barras de la unidad.

Al realizar el análisis del funcionamiento de la maquina al ser aplicada, se observa que el actuador lineal de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo al desplazarse sobre un eje horizontal, produce un movimiento sinusoidal a través del tiempo en un ciclo, iniciando desde la posición de flexión estática sigue hacia la extensión y finaliza en la flexión de nuevo; esto se relaciona con la fisiología de la rodilla y el principio de aplicación del Movimiento Pasivo Continuo, en donde se genera una oscilación sinusoidal en la presión intra-articular, es decir, que al aplicar el movimiento se observa el mismo comportamiento, en donde al acercar el segmento móvil (pierna) al segmento fijo (muslo), es decir en un movimiento de flexión, se aumenta la presión intra-articular en los fondos de saco anteriores, comprimidos por el cuadriceps en tensión, entonces el líquido se desplaza hacia atrás; en extensión los fondos de saco retrocondileos están comprimidos por los gemelos en tensión y el líquido se desplaza hacia adelante acumulándose en los fondos de saco subcuadricipital y laterorotuliano.

Otro aspecto importante a tener en cuenta entre el funcionamiento de la máquina y la biomecánica de la rodilla son los grados de libertad en donde la máquina solo permite un grado de libertad dado por la restricción que realiza la chumacera del

tornillo de potencia, que limita movimientos diferentes a los de flexo-extensión, por encontrarse en un solo eje (X, 0). Según Kapandji¹⁰, la rodilla posee dos grados de libertad (movimientos de flexo-extensión y rotaciones). Esta máquina provee estabilidad a la rodilla para las medidas mayores a 94.8 al no permitir movimientos traslacionales de la tibia, lo cual se debe a los soportes que existen entre las dos barras paralelas de pierna. Sin embargo para medidas inferiores a 94.8 cm no asegura ser tan estable puesto que en la práctica se observa un desalineamiento de los segmentos para estas medidas.

La Unidad de Movimiento Pasivo Continuo permite el movimiento de flexo – extensión en la articulación de la rodilla, este movimiento ocasiona un cambio en la viscosidad del líquido sinovial y un adelgazamiento de la capa líquida. Igualmente asegura un barrido permanente de las superficies articulares por la sinovia, lo que contribuye a que las zonas de contacto permanezcan lubricadas. Al realizar el movimiento de flexo extensión la lámina de fluido crea una cuña que converge hacia la parte más estrecha, en flexión el ápex de la cuña se dirige hacia la parte posterior, generando una tensión en la parte anterior de la rodilla y en el movimiento de extensión el ápex se dirige a la parte anterior, presentándose tensión en la parte posterior.

En cuanto al análisis de la velocidad con relación al peso del miembro inferior, según gráfica 12, cabe anotar que hay una mayor variación de la velocidad en la flexión mínima tendiendo a disminuirse cuando se aplica la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo a individuos con un peso del miembro inferior mayor, por lo tanto se puede comprobar que la Unidad no ofrece seguridad en cuanto a la velocidad con la que se quiere trabajar, puesto que ésta tiene una leve tendencia a variar dependiendo del peso del miembro inferior y no de lo que se haya establecido en los parámetros de la Unidad.

Según los resultados obtenidos en los gráficos 19, 20, 21, donde se compara el ángulo de la rodilla con el ángulo de la máquina, se puede analizar que sí existen diferencias significativas entre el ángulo programado en la máquina para una flexión máxima, media y mínima y el ángulo obtenido para esta misma flexión, este último no coincide con el ángulo programado, por lo tanto no se ofrece un standard seguro para el ángulo que se encuentra dentro de los parámetros de la máquina a la cual se quiere llevar la rodilla, en el caso que esta unidad fuese aplicada a pacientes con postoperatorios de rodilla.

Al comparar el ángulo de la rodilla con el ángulo de la máquina en la flexión máxima y media (gráficos 20 y 21), se encontró que las diferencias halladas en las mediciones de los ángulos de la rodilla y de la máquina son realmente considerables en estos dos niveles de flexión. Mientras que en la flexión mínima

no existen diferencias significativas entre el ángulo de la rodilla y el ángulo de la máquina, estos tienden a ser iguales. Las variaciones en los ángulos tanto de la máquina como de la rodilla pueden presentarse porque la longitud de las barras de la unidad no se ajusta a las medidas del miembro inferior, impidiendo un adecuado acople. Esto se presenta porque la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo fue diseñada con base en los datos antropométricos de individuos anglosajones.

Según los gráficos 23, 24 y 25, en cuanto a la velocidad determinada experimentalmente por los investigadores y la velocidad obtenida existen diferencias significativas en los ángulos máximo y mínimo, en donde el parámetro programado es de 0.046 cm./seg. y 0.58 cm./seg., respectivamente, mientras que en el ángulo medio, con una velocidad programada de 0.19 cm./seg., las diferencias no son representativas, sin embargo no se puede asegurar una velocidad determinada, por lo tanto no se ofrece confiabilidad respecto a la velocidad con la que se programa la máquina en el caso que esta Unidad fuese aplicada a pacientes con postoperatorios de rodilla.

8. CONCLUSIONES

- Según las características cineantropométricas de los individuos a quienes se les aplicó la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo de rodilla se puede concluir que un gran porcentaje de la población incluida en el estudio se encuentra variabilidad en el somatotipo, siendo más predominante el tipo mesomorfo. En cuanto a la talla la mayoría de los individuos se encuentran dentro de una estatura inferior a 1.75 m.
- La Unidad de Movilidad Pasiva Continua, fabricada en el Programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, cuenta con unos parámetros establecidos, tales como Velocidad y Rangos de Movimiento, los cuales durante la aplicación de la Unidad en personas sanas, presentan variaciones mecánicas respecto a la programación que fue determinada experimentalmente por los investigadores al iniciar la aplicación.
- Los aspectos de diseño de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, fabricada en el Programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, como lo son las barras de muslo y pierna solo es posible adaptarlas a individuos con una longitud de miembro inferior mayor a 94.8 cm, quedando excluidos gran parte de la población que tenga una menor talla.
- Los cambios presentados experimentalmente, en cuanto a la velocidad y ángulo de la Unidad, no corresponden con los parámetros determinados por los investigadores, velocidad para flexión máxima 2°/seg., para flexión media 4°/seg. y para flexión mínima de 5°/seg., ángulo de flexión máxima de 130°, flexión media 80° y flexión mínima 30°. Estas velocidades fueron halladas teniendo en cuenta el desplazamiento del actuador lineal de acuerdo con el ángulo en cada rango de flexión.
- La Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, fabricada en el Programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, no ofrece confiabilidad en cuanto a los parámetros de velocidad y ángulo, puesto que en su variabilidad no es posible definir de una forma segura la magnitud del ángulo a lograr en cada sesión, por lo tanto se concluye que la Unidad debe ser utilizada con precaución en pacientes con post-operatorios de rodilla.

9. RECOMENDACIONES

- De acuerdo a los resultados arrojados en esta investigación se sugieren las siguientes recomendaciones:
- Los estudiantes y docentes del Programa Académico de Fisioterapia deben participar en los proyectos realizados en Ingeniería Mecánica, que se relacionen con el movimiento del cuerpo humano, tales como otras máquinas que sirvan como coadyuvantes al fisioterapeuta en su labor, de ésta manera se va a ofrecer una mayor confiabilidad a los equipos diseñados.
- Es necesario realizar valoraciones desde otras áreas de la Ingeniería, con el objetivo de detectar las fallas presentadas durante el funcionamiento de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo de Rodilla.
- Realizar un estudio que permita una valoración de la Unidad de Movimiento Pasivo Continuo, fabricada en el Programa de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, en el cual se incluya una muestra más representativa.
- Al diseñar y fabricar Unidades de Movimiento Pasivo Continuo de Rodilla se deben tener en cuenta las características antropométricas de los sujetos latinoamericanos.
- Diseñar un manual del operador de la Máquina que facilite su manejo.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

1. ACERO JOSE. Cineantropometría. Escuela sin Fronteras. Colombia. Escuela Nacional del Deporte, 2002; Colombia, Coldeportes, 2002.
2. BEAUPRE Lauren A, et al. Exercise Combined With Continuous Passive Motion or Slider Board Therapy Compared With Exercise Only: A Randomized Controlled Trial of Patients Following Total Knee Arthroplasty. Physical therapy. Volumen 81, Numero 4, año 2001.
1. 3.CHIU KY, et al. Review article: Knee flexion after total knee arthroplasty. Journal of Orthopedic Surgery 2002: 10(2): 194–202.
3. COLLAZOS, Nancy Patricia. Artículo Centro de Masa, 2005
2. 5.CRENSHAW, A.H. Cirugía Ortopédica. Volumen 2. Editorial Medica Panamericana. Buenos Aires, 1992
3. 6.DAZA Lesmes Javier. Test de movilidad articular y examen muscular de las extremidades. Editorial Panamericana. 1995.
4. 7.GERSTNER Jochen. Manual de semiología del aparato locomotor. Décima edición. Aspromédica. 2002.
5. 8.GRUMBINE, Nicholas, et al. Continuous passive motion following partial ankle joint arthroplasty. The journal of foot surgery. Vol 29/nº 6 . 1990.
10. INSTITUTO COLOMBIANO DE NORMAS TÉCNICAS Y CERTIFICACIÓN. Compendio, Tesis y otros trabajos de grado. Quinta actualización. Santa Fe de Bogotá:ICONTEC,2002.
11. KAPANDJI, I.A. Cuadernos de Fisiología Articular, Cuaderno No. 2. Editorial Masson,

12. LENSSEN A.F. Continuous passive motion (CPM) in the rehabilitation that follows the total knee Arthroplasty: A Controlled Rehearsal Selected at random . The physical therapy reviews. Septiembre 1 2003 volumen 8, Numero 3.
13. LICHT Sydney, Jonson Ernest. Terapéutica por el ejercicio. Salvat. 1970.
14. LOPERA Jorge Emilio. Diseño, construcción y evaluación de una unidad de movimiento pasivo continuo para rodilla. Trabajo de grado, Universidad del Valle, 2004.
15. MCINNES, Janice, et al. A controlled evaluation of continuous passive motion in patients undergoing total knee arthroplasty. Jama. Vol 268/nº 11. 1992.
16. MENDEZ, Carlos E. Metodología: Diseño y desarrollo del proceso de investigación. Tercera edición. Bogotá: Mc. Graw Hill, 2001
17. MORALEDA Mariano. Psicología del desarrollo. Editorial boixareu editores. 1999
18. MULLAJI AB, Shahane MN. Continuous passive motion for prevention and rehabilitation of knee stiffness--(a clinical evaluation). J Postgrad Med 1989;35:204-8.
19. NADLER, Scott, et al . Continuous passive motion in the rehabilitation setting. Vol 72/nº3. 1993.
20. SARDI León Alberto MD. Suárez Olga Cecilia F.T. Rehabilitación en el reemplazo total de rodilla. Revista Colombiana de ortopedia y traumatología. Volumen 16, Numero 1. 1992
21. SARINGER John. Engineering Aspects of the Design and Construction of Continuous Passive Motion Devices for Humans. 1998.

22. SHAWN W. Ódriscoll et al. Continuous passive movement (CPM): Theory and principles of the clinical use. Diario de la investigación de la rehabilitación y del desarrollo Vol. 37 No. 2, March/April 2000.
23. SMITH Graham. Covino Benjamín. Dolor agudo. Editorial Salvat. 1987.
24. TILLU AB, Kekre PM. Mobilization of knee-joint injuries by a continuous passive motion machine. J Postgrad Med 1987;33:77-80.
25. WILLIAM, Marian, et al. Biomecánica del Movimiento Humano. Editorial Trillas, Primera edición, Abril 1991
26. ZUNINO VANINA. Lubricación de la rodilla. Buenos Aires, 17 de septiembre de 1992.

ANEXOS

A. FORMATO DE REGISTRO Y DATOS ANTROPOMETRICOS

Nombre: _____ No Historia: _____

Edad: _____ Teléfono: _____ Dirección: _____

Ocupación: _____

Talla: _____

Peso: _____

IMC: _____

Variables cineantropometricas	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición final
Medida de pliegues				
Tríceps				
Axila				
Pecho				
Subescapular				
Cresta iliaca				
Supraespinal				
Abdominal				
Muslo anterior				
Pierna medial				
Perímetros				
Muñeca				
Tobillo				
Brazo				
Brazo corregido				
Antebrazo				
Antebrazo corregido				
Pecho				
Pecho corregido				
Muslo corregido				
Pierna				
Pierna corregida				

Variables cineantropometricas	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición final
Diámetros				
Bi-epicondilar- humero				
Bi-epicondilar-femur				
Bi-acromial				
Pecho transverso				
Bi-iliocrestal				
Pecho anterior-posterior				

B. FORMATO DE REGISTRO DE UBICACIÓN DEL CENTRO DE MASA EN MIEMBRO INFERIOR

INDIVIDUO	POSICIÓN EN LA MAQUINA	SEGMENTO	DISTANCIA 1	% ANALITICO	DISTANCIA 2
1	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
2	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
3	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
4	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
5	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
6	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
7	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
8	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	

INDIVIDUO	POSICIÓN EN LA MAQUINA	SEGMENTO	DISTANCIA 1	% ANALITICO	DISTANCIA 2
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
9	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	
10	EXTENSIÓN	Pie-tobillo		0.5	
	FLEXION MEDIA	Tobillo-rodilla		0.433	
	FLEXION MAXIMA	Rodilla-cadera		0.433	

C. FORMATO DE REGISTRO DE ASPECTOS BIOMECÁNICOS

CASO No.	LONGITUD MIEMBRO INFERIOR	LONGITUD POR SEGMENTOS	PESO	ANGULO DE LA RODILLA	ANGULO DE LA MAQUINA	CENTRO DE MASA DE MIEMBRO INFERIOR	VELOCIDAD
1							
2							
3							
4							
5							
6							
7							
8							

VALORACION BIOMECÁNICA DE LA UNIDAD DE MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO, FABRICADA EN EL PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DEL VALLE, AL SER APLICADA EN PERSONAS SANAS

D. FORMATO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA LA APLICACIÓN DE LA UNIDAD DE MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO EN INDIVIDUOS SANOS

1. Datos del Individuo

Nombre: _____

No. De identificación: _____

Edad: _____ 1.4. Sexo _____

Declaración del Individuo

2.1. El objetivo de este estudio es valorar las condiciones biomecánicas de la unidad de movimiento pasivo continuo, fabricada en el programa de Ingeniería mecánica de la Universidad del Valle, al ser aplicada en personas sanas.

Se me ha explicado y he entendido la naturaleza de la investigación, el procedimiento que se me realizará, consistirá en (explique con sus palabras):

Así mismo que el estudio no implica ningún riesgo o complicación

2.2. Se me ha informado que durante la realización del procedimiento habrá personal capacitado para manejar la máquina.

2.3. Se me han aclarado todas las dudas con respecto al procedimiento a realizar.

2.4. Se me ha informado que dicho procedimiento será realizado por estudiantes de último semestre de fisioterapia de la Universidad del Valle:

VALORACION BIOMECÁNICA DE LA UNIDAD DE MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO, FABRICADA EN EL PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DEL VALLE, AL SER APLICADA EN PERSONAS SANAS

Alberto León Cruz Salinas, María Isabel Guevara Ortega, Diana Johana Herazo Mutis y Gloria Alexandra Tapasco Gutiérrez, bajo la supervisión de las fisioterapeutas Nancy Patricia Collazos y Luz Helena Rojas.

2.5. En caso de tener alguna inquietud a cerca del estudio o desee mayor información puedo comunicarme con los estudiantes encargados del mismo a los siguientes números:

Alberto León Cruz Salinas	5527118
María Isabel Guevara Ortega	3348461
Diana Johana Herazo Mutis	4367395
Gloria Alexandra Tapasco Gutiérrez	3373143

2.6. Se me ha informado que en cualquier momento puedo dejar de participar en la realización de éste estudio.

2.7. Se me ha informado que mi identidad no será revelada al publicar o dar a conocer los resultados del estudio en el que estoy participando.

2.8 Se me ha informado que los resultados de dicho estudio serán expuestos y publicados como trabajo de grado en la Facultad de Salud de la Universidad del Valle

2.9 Declaro que soy mayor de edad y me encuentro en pleno uso de mis capacidades mentales y no actúo bajo presión de ninguna índole. Autorizó a los estudiantes de fisioterapia de la Universidad del Valle para realizar el procedimiento descrito arriba y todos los procedimientos que sean necesarios. Deseo que se me respeten las siguientes condiciones (si no hay condiciones escriba “ninguna”):

3. Declaración de los supervisores y estudiantes.

3.1. Hemos informado al individuo el propósito y la naturaleza del procedimiento descrito anteriormente y de la utilización de los resultados del mismo.

VALORACION BIOMECÁNICA DE LA UNIDAD DE MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO, FABRICADA EN EL PROGRAMA DE INGENIERÍA MECÁNICA DE LA UNIVERSIDAD DEL VALLE, AL SER APLICADA EN PERSONAS SANAS

Firma del individuo: _____ **Documento No.** _____

Firma del testigo No.1: _____ **Documento No.** _____

Firma del testigo No.2: _____ **Documento No.** _____

Firma de los estudiantes:

1. _____ **Documento No.** _____

2. _____ **Documento No.** _____

3. _____ **Documento No.** _____

_____ **Documento No.** _____

E. GRAFICO DE LA UNIDAD DE MOVIMIENTO PASIVO CONTINUO DE RODILLA

