

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA  
SEDE QUITO**

**CARRERA:  
INGENIERÍA MECÁNICA**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del título de: INGENIERA  
MECÁNICA**

**TEMA:  
ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LOS MIEMBROS INFERIORES DE UNA  
PERSONA DE MOVILIDAD RESTRINGIDA GRADO IV USANDO UNA  
SILLA BIPEDESTADORA CON UNA CAPACIDAD DE CARGA DE 100 KG**

**AUTORA:  
TATIANA GABRIELA FLORES MUGMAL**

**TUTOR:  
FABIO EDUARDO OBANDO HERRERA**

**Quito, diciembre del 2015**

### **Cesión de derechos de autor**

Yo, Tatiana Gabriela Flores Mugmal, con documento de identificación N°172183405-7, manifiesto mi voluntad y cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del trabajo de grado/titulación intitulado: “ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LOS MIEMBROS INFERIORES DE UNA PERSONA DE MOVILIDAD RESTRINGIDA GRADO IV USANDO UNA SILLA BIPEDESTADORA CON UNA CAPACIDAD DE CARGA DE 100 KG”, mismo que ha sido desarrollado para optar por el título de: INGENIERA MECÁNICA, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En aplicación a lo determinado en la Ley de Propiedad Intelectual, en mi condición de autor me reservo los derechos morales de la obra antes citada. En concordancia, suscribo este documento en el momento que hago entrega del trabajo final en formato impreso y digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.



.....  
Nombre: Tatiana Gabriela Flores Mugmal  
Cédula: 17218340-7  
Fecha: Quito, diciembre del 2015

### **Declaratoria de coautoría del docente tutor**

Yo declaro que bajo mi dirección y asesoría fue desarrollado el trabajo de titulación “ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LOS MIEMBROS INFERIORES DE UNA PERSONA DE MOVILIDAD RESTRINGIDA GRADO IV USANDO UNA SILLA BIPEDESTADORA CON UNA CAPACIDAD DE CARGA DE 100 KG” realizado por Tatiana Gabriela Flores Mugmal, obteniendo un producto que cumple con todos los requisitos estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana para ser considerados como trabajo final de titulación.

Quito, diciembre del 2015



.....

FABIO EDUARDO OBANDO HERRERA

Cédula de identidad: 170798216-9

Quito, D.M., 16 de junio de 2015

Estimado  
Dr. Marcelo Álvarez  
**Director Centro de Rehabilitación**

Presente

Reciba un cordial saludo de quienes conformamos la Universidad Politécnica Salesiana, deseándole éxitos en sus funciones.

Como es de su conocimiento dentro de la formación de pregrado de los futuros Ingenieros Mecánicos, se considera muy importante la realización de actividades de investigación.

Los estudiantes bajo mi dirección, están desarrollando las temáticas de "Diseño y construcción de una silla bipedestadora para una persona de movilidad restringida en sus extremidades inferiores" y "Análisis biomecánico de una persona de movilidad restringida en sus extremidades inferiores en el uso de una silla bipedestadora"

Es de nuestro interés que esta investigación se pueda desarrollar con los adultos que asisten al Centro de Rehabilitación que usted dirige, para que los estudiantes realicen la recolección de datos antropométricos de una determinada muestra de personas.

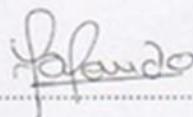
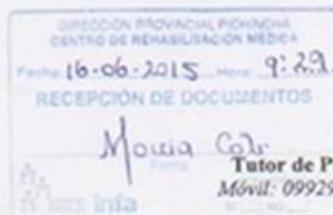
Es importante señalar que esta actividad no conlleva ningún gasto para su institución y que se tomarán los resguardos necesarios para no interferir con el normal funcionamiento de las actividades propias del centro.

De igual manera, debemos enfatizar en que se tendrá la presencia de un profesional en el área de las mediciones antropométricas, que estará en todo tiempo con los estudiantes.

Los alumnos que llevarían a cabo esta actividad son:

Barbero Palacios Jhonny Israel: C.I 172424810-7  
Flores Mugmal Tatiana Gabriela: C.I 172183405-7  
Ortega Bustamante Luis Alexis: C.I 040173463-7

Sin otro particular y esperando una buena acogida, se despide atentamente.



Ing. Fabio Obando  
C.I 170798216-9

**Tutor de Proyecto Técnico e Investigación de Titulación**  
Móvil: 0992941152/ Correo electrónico: fobando@ups.edu.ec



CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

Campus Kennedy, Rafael Bustamante N450 y G. Zaldumbide • IPT: 396 2800 / 396 2900  
Ext. 2406 • Teléfono Directo 396 2914 • Fax 396 2920 • E-mail: wdaz@ups.edu.ec

## **Dedicatoria**

Al Único Perfecto, Omnipotente y Eterno, Jesucristo, por darme el regalo de la vida y las fuerzas necesarias para enfrentarla.

A mis padres Manuel Mesías y Lileth Fernanda, ellos son el sinónimo de perseverancia, esfuerzo y honestidad. Cada una de sus palabras han influenciado positivamente en mi vida.

Sus consejos no han quedado en el aire, ahora ven reflejado el trabajo de un largo tiempo en el que ellos han estado presentes recordándome que las cosas que sacrificamos hoy, tendrán la recompensa mañana.

A mi hermano Marco Leonardo y los demás miembros de mi familia por el apoyo incondicional a lo largo de la carrera universitaria.

Finalmente, mis amigos, personas con un noble corazón que me apoyaron en esta etapa.

Es una lista que considero importante incluirla:

Rudy H, Grace I, Katy B, Becka S, Natasha R, Markito C, Wilson P, Xavi C.

## **Agradecimiento**

Manifestar mi profunda gratitud al Ing. Fabio Obando, tutor del presente trabajo, sin su intervención el proyecto no hubiera llegado a su fin.

Agradecer sinceramente al Dr. Marcelo Álvarez, Director CRIE Nro. 1 en Conocoto y a todo el equipo de trabajo. Mencionar además, que este trabajo no hubiera sido posible realizarlo sin la colaboración de los pacientes que asisten regularmente a este centro.

No podría finalizar esta sección sin reconocer la ardua labor de cada uno de los docentes de la prestigiosa Universidad Politécnica Salesiana que estuvieron presentes durante mi ciclo académico, por su amistad y aporte intelectual para mi crecimiento profesional.

## Índice

Capítulo 1.....	2
Marco Teórico.....	2
1.1. Discapacidad.....	2
1.2. Deficiencia.....	2
1.3. Minusvalía.....	2
1.4. Datos estadísticos.....	3
1.5. Grados y porcentajes de discapacidad.....	3
1.6. La marcha.....	4
1.7. Limitación de movimiento.....	8
1.8. Cadera.....	8
1.9. Rodilla.....	9
1.10. Tobillo y retropié.....	10
1.11. Dedos del pie.....	11
1.12. Sistema músculo esquelético.....	12
1.13. Anatomía descriptiva del miembro inferior.....	12
1.14. Esqueleto de la cadera.....	13
1.15. Hueso del muslo.....	13
1.16. Huesos de la pierna.....	14
1.17. Esqueleto del pie.....	14
1.18. Músculos del miembro inferior.....	15
1.19. Músculos de la pelvis.....	16
1.20. Músculos del muslo.....	16
1.21. Músculos de la pierna.....	17
1.22. Músculos del pie.....	18
1.23. Articulaciones en las extremidades inferiores.....	19
1.24. Clasificación de las articulaciones.....	19
1.25. Comparación de las articulaciones como elementos mecánicos.....	19
1.25.1. Articulación esferoidea o enartrosis.....	20
1.25.2. Articulación elipsoidea o condílea.....	20
1.25.3. Articulación selar o sellar.....	20
1.25.4. Articulación trocoide.....	20
1.25.5. Gínglimo o troclear.....	20
1.25.6. Articulación plana o artrodia.....	21

Capítulo 2.....	22
Análisis antropométrico .....	22
2.1. Proceso antropométrico .....	22
2.2. Procedimiento general .....	23
2.3. Medidas necesarias para el registro .....	23
2.4. Recolección y análisis de datos .....	26
2.4.1. Criterios de inclusión .....	26
2.4.2. Criterios de exclusión .....	26
2.4.3. Datos característicos .....	26
2.5. Resultados de la muestra.....	29
Capítulo 3.....	33
Análisis biomecánico – cálculos .....	33
3.1. Estudio mecánico de los esfuerzos y presiones en las rodillas .....	33
3.2. Características del análisis .....	33
3.3. Desarrollo de la simulación .....	36
3.4. Análisis y simulación de un paciente en sedestación y bipedestación .....	40
3.5. Cálculo de la energía cinética rotacional en los muslos .....	49
3.6. Análisis del gasto energético del cuerpo humano.....	52
Capítulo 4.....	56
Análisis ergonómico .....	56
4.1. Evaluación ergonómica.....	56
4.1.1. Forma de la silla bipedestadora .....	56
4.1.2. Base-asiento de la silla.....	58
4.1.3. Análisis de las presiones en el cojín .....	59
Conclusiones .....	63
Recomendaciones .....	64
Referencias.....	65
Anexos .....	70

## Índice de tablas

Tabla 1. Registro nacional de discapacidades .....	3
Tabla 2. Grados de discapacidad .....	4
Tabla 3. Deficiencias de la extremidad inferior por alteración de la marcha.....	7
Tabla 4. Limitación de movimientos de la cadera.....	9
Tabla 5. Limitación de movimientos de la rodilla.....	10
Tabla 6. Limitación de los movimientos del tobillo y retropié .....	11
Tabla 7. Limitación de los movimientos de los dedos del pie.....	12
Tabla 8. Muestra obtenida .....	27
Tabla 9. Rangos de edad.....	28
Tabla 10. Percentiles obtenidos .....	30
Tabla 11. Valores generados de la simulación en Autodesk Forceeffect .....	44
Tabla 12. Dimensiones del muslo .....	49
Tabla 13. Momentos de inercia .....	50
Tabla 14. Datos para el cálculo energético.....	53
Tabla 15. Resumen del gasto energético .....	54
Tabla 16. Cálculo de presión máxima que soporta el cojín.....	61
Tabla 17. Cálculo de la presión ejercida por el paciente .....	62

## Índice de figuras

Figura 1. Marcha normal .....	5
Figura 2. Marcha patológica.....	6
Figura 3. Rango de movimiento de la cadera .....	8
Figura 4. Rango de movimiento de la rodilla. ....	9
Figura 5. Rango de movimiento del tobillo.....	10
Figura 6. Rangos de movimiento de los dedos del pie .....	11
Figura 7. Huesos del miembro inferior.....	13
Figura 8. Músculos del cuerpo humano. ....	15
Figura 9. Representación de las articulaciones móviles .....	21
Figura 10. Porcentajes de muestra.....	27
Figura 11. Diagnóstico de pacientes.....	29
Figura 12. Área de estudio de esfuerzos y presiones se muestra incandescente. ....	33
Figura 13. Ejes de referencia tomados para el estudio propuesto .....	34
Figura 14. Declaración de elementos implicados en el área de estudio .....	35
Figura 15. Geometría general de los elementos de la rodilla .....	35
Figura 16. Ventana de simulación del Autodesk Inventor Professional.....	37
Figura 17. Ventana de simulación y análisis de presiones generadas. ....	38
Figura 18. Condiciones críticas en la rodilla. ....	39
Figura 19. Simulación de un paciente que utilizará la silla bipedestadora en Autodesk Forceeffect-primera fase.....	41
Figura 20. Simulación de un paciente que utilizará la silla bipedestadora en Autodesk Forceeffect-segunda fase .....	41
Figura 21. Simulación de un paciente que utilizará la silla bipedestadora en Autodesk Forceeffect-tercera fase .....	42

Figura 22. Gráfico de desplazamiento, velocidades ya aceleraciones.....	43
Figura 23. Muslo .....	50
Figura 24. Silla bipedestadora .....	57
Figura 25. Presiones ejercidas entre los cojines y los pacientes.....	59
Figura 26. Expectativas funcionales para el cojín. ....	61
Figura 27. Silla bipedestadora ortojosbel .....	72

## **Índice de anexos**

Anexo 1 Formato de consentimiento informado .....	70
Anexo 2 Medidas antropométricas individuales de los pacientes que firmaron el consentimiento informado .....	78

## **Resumen**

El presente proyecto tiene la finalidad mostrar un análisis biomecánico de los miembros inferiores de una persona de movilidad restringida grado IV, no obstante es necesario realizar previamente un análisis antropométrico de una muestra de pacientes y un análisis ergonómico de la silla bipedestadora que usarán los involucrados.

La biomecánica permite asociar las leyes de movimiento mecánico con los miembros inferiores, teniendo especial énfasis en el sistema músculo esquelético.

Este documento abarca cuatro capítulos:

El primer capítulo contiene toda la temática sobre la discapacidad y conceptos fundamentales del sistema músculo esquelético enfocado a los miembros inferiores, para entender el área de las ciencias médicas.

Fue necesario realizar distintas mediciones del cuerpo humano de una muestra de diecinueve personas con diversos diagnósticos, a este procedimiento se le conoce como Antropometría y junto con el análisis de resultados de la muestra se detallan minuciosamente en el capítulo dos.

En el tercer capítulo se abordan los análisis biomecánico con los respectivos cálculos, gráficos, tablas y simulaciones para lo cual se usaron los programas Autodesk Inventor Professional 2015 y Autodesk ForceEffect Motion.

En el cuarto capítulo se considera la Ergonomía, una ciencia multidisciplinar que se relaciona íntimamente con la Antropometría y cuya finalidad es la adecuación de productos a las necesidades de los usuarios en beneficio de la salud.

Finalmente se presentan las conclusiones y recomendaciones del trabajo realizado.

## **Abstract**

This project has the purpose of showing a biomechanical analysis of the lower limbs of a person with restricted mobility degree IV, however it is necessary to carry out an anthropometric analysis of a sample of patients and an ergonomic analysis of the wheelchair that many people will use.

The biomechanics allows to associate the laws of mechanical motion with the lower limbs, with special emphasis in the system muscle- skeletal.

This document covers four chapters:

First chapter contains all the issues on disability and fundamental concepts of the system muscle- skeletal focused on the lower limbs, to understand the area of medical sciences.

It was necessary to perform various measurements of the human body with a sample of nineteen people with various diagnoses, this procedure is known as Anthropometry and together with the analysis of the results of the sample is precisely detailed in chapter two.

Third chapter deals with the biomechanical analysis with the respective calculations, graphs, charts, and simulations. For this, Autodesk Inventor Professional 2015 and Autodesk ForceEffect Motion were used.

Fourth chapter considers the Ergonomics, a multidisciplinary science that is closely related to Anthropometry and its purpose is the adequacy of products to meet the needs of users for the benefit of health.

Finally, the conclusions and recommendations of the work are presented.

## **Introducción**

El mejoramiento de la calidad de vida de las personas con restricción de movimiento en los miembros inferiores por diversas causas, es un tema que ha ido tomando fuerza en estos tiempos debido al alto porcentaje de casos confirmados en el país.

Las ayudas técnicas como: muletas, bastones y sillas de ruedas si bien es cierto ayudan a las personas a obtener un poco de independencia, muchas de ellas no cumplen ciertos parámetros específicos como un diseño basado en la Antropometría, Ergonomía o un análisis biomecánico para verificar que realmente la ayuda brinde favores a la salud.

Cuando alguno de los puntos antes mencionados es deficiente causan que el usuario no le dé un uso apropiado a la ayuda técnica puesto que le provoca dolor y malestar, además con el pasar del tiempo se va creando una inseguridad y por lo tanto una baja aceptabilidad social.

La silla bipedestadora a la que hace referencia este proyecto es el elemento externo que provoca los cambios de posición de sedestación a bipedestación en la persona, por lo tanto el análisis biomecánico se enfoca en conseguir los máximos beneficios para las personas que necesitan hacer uso de una silla de ruedas sin afectar otras áreas del cuerpo.

# **Capítulo 1**

## **Marco Teórico**

La confusión más evidente que se ha generado es la de establecer conexiones entre: discapacidad, deficiencia, minusvalía y equipararlas con enfermedades.

Sin embargo el significado de los términos antes mencionados difiere uno de otro según la Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías, conocida con las siglas CIDDM.

### **1.1. Discapacidad**

Algunos problemas de salud vinculados con la discapacidad acarrear mala salud y grandes necesidades de asistencia sanitaria, aunque esto no sucede en todos los casos, por lo que todas las personas con discapacidad tienen las mismas necesidades de salud que la población en general.

La discapacidad se produce por una deficiencia, causando restricciones en la realización de actividades normalmente. (Egea García & Sarabia Sánchez, 2001)

Por lo tanto, una persona discapacitada sería alguien cuya capacidad para desenvolverse en diversas áreas como: comunicación y destreza, entre otras son afectadas. (Momm & Ransom, 2012)

### **1.2. Deficiencia**

Este término hace referencia a la pérdida o anomalía de alguna estructura o función. (Egea García & Sarabia Sánchez, 2001)

### **1.3. Minusvalía**

Producto de una discapacidad o deficiencia, es decir existe algo que impide el desempeño de diversas funciones que van acorde a la edad, sexo y factores socio-culturales. (Polo Rubio, 2007)

#### 1.4. Datos estadísticos

Según la publicación del Ministerio de Salud Pública, Ecuador presenta cifras elevadas de los diferentes tipos de discapacidad ya sea: auditiva, física, intelectual visual, lenguaje y psicosocial como se muestra en la tabla 1.

Tabla 1.

Registro nacional de discapacidades

Lugar	TIPOS DE DISCAPACIDAD						
	Auditiva	Física	Intelectual	Lenguaje	Psicosocial	Visual	Total
Todas las provincias	12,21%	48,94%	21,81%	1,36%	3,97%	11,70%	100%

Nota: Los datos recopilados son aproximados puesto que pertenecen a personas que fueron censadas en su momento por el Ministerio de Salud Pública y hasta la presente fecha los porcentajes de los tipos de discapacidad pueden estar incrementándose o disminuyéndose.

Tomado de: Ministerio de Salud Pública, (2015)

La discapacidad puede determinarse ante la presencia de un proceso patológico que origina una deficiencia congénita o adquirida. La información del paciente debe ser documentada respectivamente y con las medidas terapéuticas adecuadas.

Sin embargo, antes de hacer un juicio que determine la discapacidad del paciente se espera un tiempo prudencial para ver si existen mejoras con el tratamiento que se haya elegido para combatir la deficiencia.

#### 1.5. Grados y porcentajes de discapacidad

Para determinar el grado y porcentaje de discapacidad de una persona se realizan evaluaciones y diagnósticos de los aspectos físicos, biológicos, psicológicos y sociales del paciente.

Estos análisis son elaborados por un equipo de profesionales formado por un médico, un psicólogo y un trabajador social. En Ecuador se adoptó el instrumento

internacional para la Valoración De Las Situaciones De Minusvalía conformada por Baremos.

El texto establece cinco clases, como se observa en la tabla 2, ordenadas de menor a mayor porcentaje, con sus respectivas características.

Tabla 2.

Grados de Discapacidad

<b>GRADOS DE DISCAPACIDAD</b>			
<b>GRADO</b>	<b>TIPO</b>	<b>PORCENTAJE</b>	<b>CARACTERISTICAS</b>
I	Discapacidad Nula	0%	Las secuelas no disminuyen las actividades de la vida diaria.
II	Discapacidad Leve	1-24%	Las secuelas determinan alguna dificultad para la realización de las actividades de la vida diaria.
III	Discapacidad Moderada	25-49%	Las secuelas imposibilitan la realización de la realización de las actividades de la vida diaria.
IV	Discapacidad Grave	50-70%	Las secuelas imposibilitan la mayoría de la realización de las actividades de la vida diaria generales más alguna de autocuidado.
V	Discapacidad Muy Grave	75 o más%	Las secuelas imposibilitan la realización de las actividades de la vida diaria y de autocuidado.

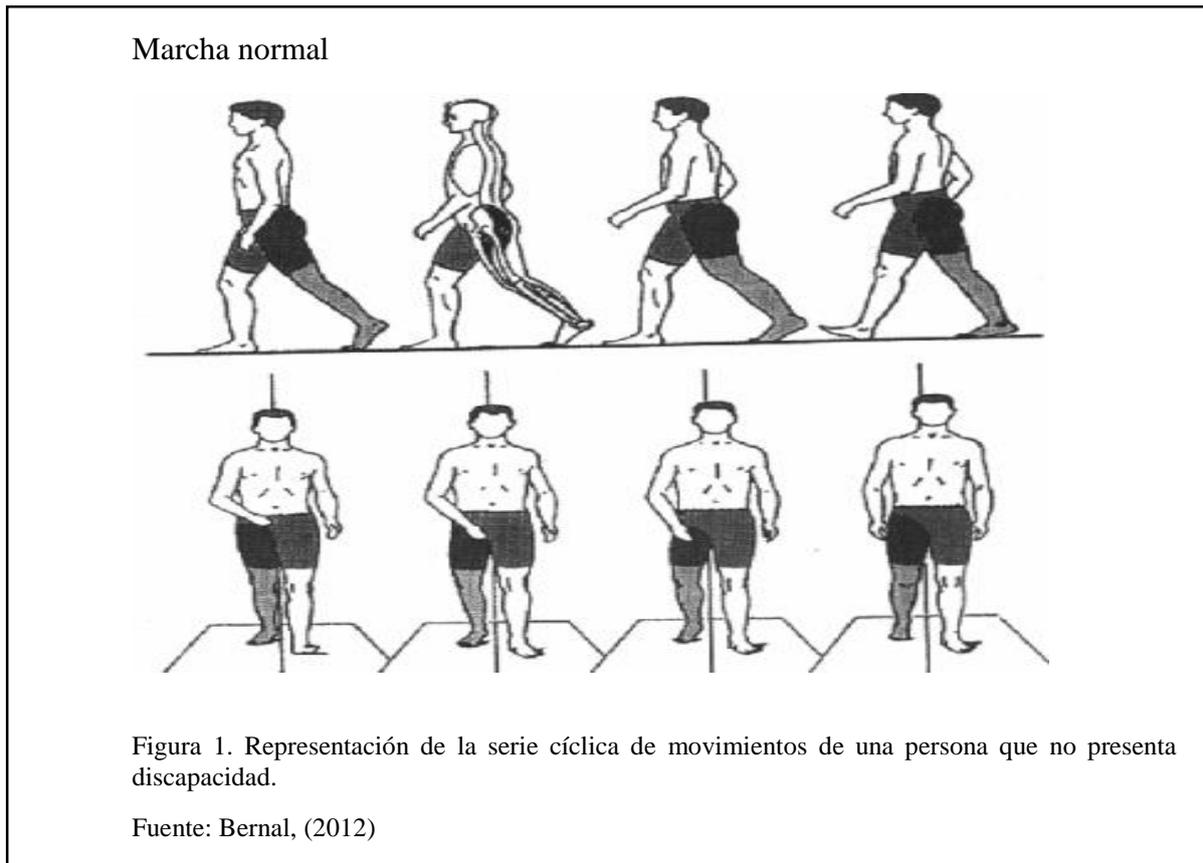
Nota: Estos grados aplican a los tipos de discapacidad: auditiva, física, intelectual visual, lenguaje y psicosocial.

Tomado de: Instituto de Migraciones y Servicios Sociales (2000, pág. 24)

## 1.6. La marcha

La marcha normal es una serie cíclica de movimientos de las extremidades y del tronco; mientras una pierna es capaz de soportar el peso del cuerpo, la otra que es la oscilante debe ser capaz de avanzar hasta la posición deseada, convirtiéndose en la pierna de soporte, como se aprecia en la figura 1. (Villa Parra, 2011, pág. 20)

Mientras que, la marcha patológica puede ser una consecuencia de desórdenes de tipo neuromuscular o estructural del sistema locomotor; como se menciona en la tabla 3, que conlleva a la dependencia de ayuda técnica (bastón, muleta o silla de ruedas), como se aprecia en la figura 2. (Villa Parra, 2011, pág. 21)



## Marcha patológica

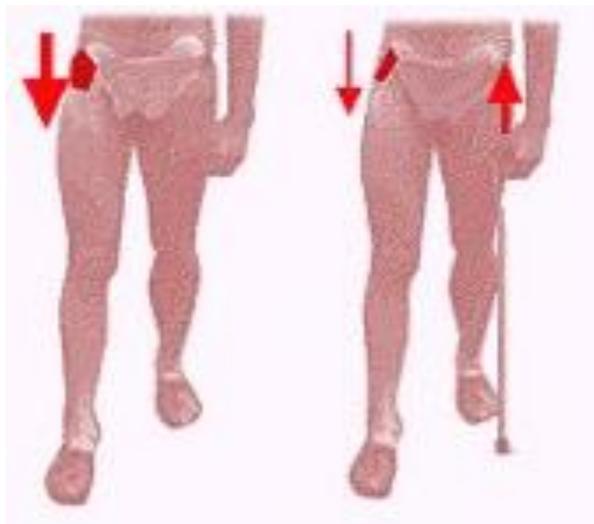


Figura 2. La persona necesita de una ayuda técnica para realizar la serie cíclica de movimientos

Fuente: Fernández Prieto, (2012)

Tabla 3.

Deficiencias de la extremidad inferior por alteración de la marcha

Gravedad	Signos del paciente	% Discapacidad
Leve	a) Cojera antálgica con acortamiento de la fase de estación y alteraciones artríticas moderadas a avanzadas demostradas de cadera, rodilla o tobillo.	7
	b) Signo de Trendelengurg positivo y artrosis moderada a avanzada de la cadera.	10
	c) Igual que los grados anteriores pero el paciente requiere la utilización parcial de un bastón o muleta para caminar recorridos largos, pero no generalmente en el hogar o en el trabajo.	15
	d) Requiere la utilización habitual de un corrector corto del miembro inferior ( ortosis tobillo-pie [OTP])	15
Moderada	e) Requiere la utilización habitual de un bastón, muleta o corrector largo del miembro inferior ( ortosis rodilla-tobillo-pie [ORTP])	20
	f) Requiere la utilización habitual de un bastón o muleta y un corrector corto del miembro inferior.	30
	g) Requiere la utilización habitual de dos bastones o dos muletas.	40
Grave	h) Requiere la utilización habitual de dos bastones o dos muletas y un corrector corto del miembro inferior (OTP)	50
	i) Requiere la utilización habitual de dos bastones o dos muletas y un corrector largo del miembro inferior (OTP)	60
	j) Requiere la utilización habitual de dos bastones o dos muletas y dos correctores del miembro inferior (OTP u ORTP)	60
	k) Necesita una silla de ruedas	65

Nota: Las deficiencias de los pacientes causan restricciones en las actividades de la vida diaria, por lo que las ayudas técnica tales como: bastones, muletas o silla de ruedas sirven de apoyo para su movilidad.

Tomado de: Instituto de Migraciones y Servicios Sociales, (2000, pág. 25)

Las personas a las que se dirige este estudio se encuentran agrupadas dentro del Grado IV, correspondiente a Discapacidad Grave (50-70%) con lucidez mental. Diversas

circunstancias pueden limitar el movimiento provocando una alteración de la marcha lo que acarrea el uso de una silla de ruedas.

### 1.7. Limitación de movimiento

Los valores conseguidos se transformarán en porcentajes de deficiencia, tomando como base las tablas proporcionadas para cada articulación, donde se detallan los arcos de movimiento.

Los porcentajes de deficiencia se clasifican en: leves, moderados y graves. (Instituto de Migraciones y Servicios Sociales, 2000, pág. 63). Para mayor comprensión se muestran las figuras 3, 4, 5 y 6 y también las tablas 4, 5, 6 y 7.

### 1.8. Cadera

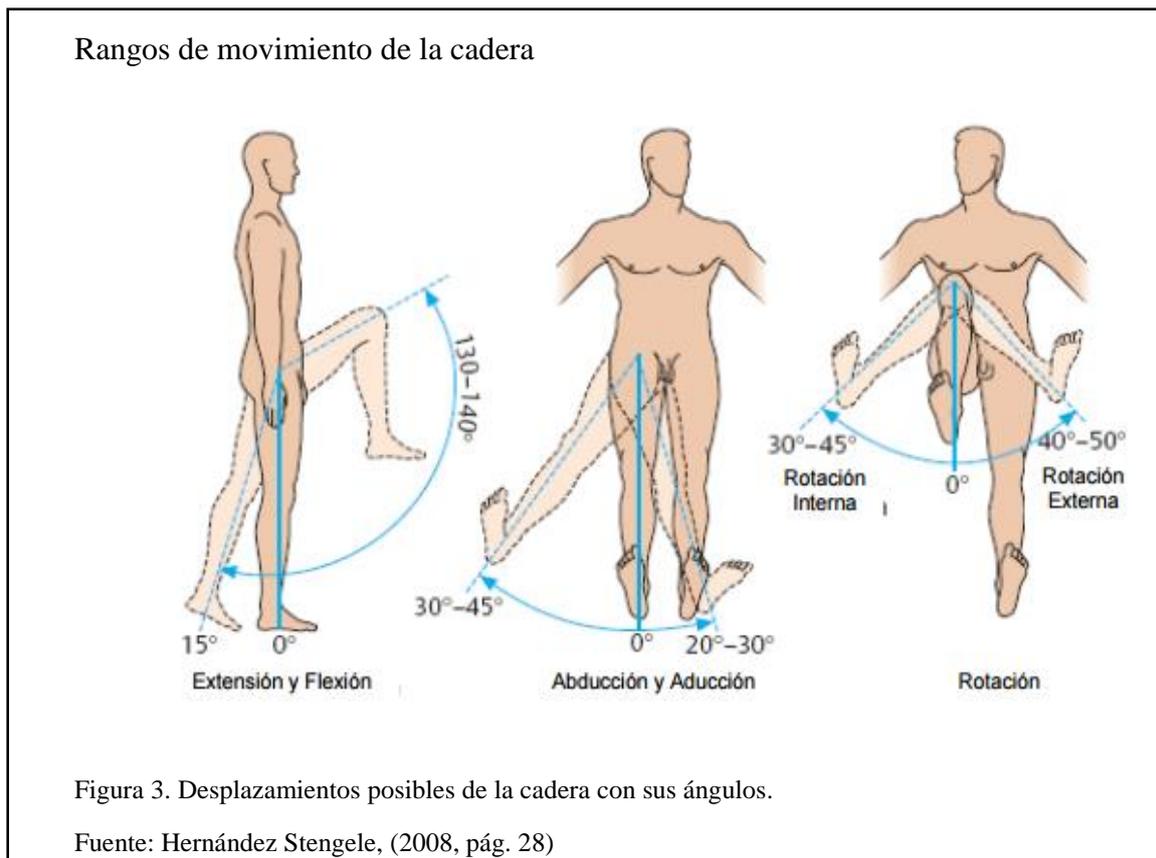


Tabla 4.

Limitación de movimiento de la cadera

<b>LIMITACIÓN DE MOVIMIENTOS DE LA CADERA</b>			
<b>% deficiencia extremidad inferior</b>			
<b>Movimiento</b>	<b>Leve (5%)</b>	<b>Moderada (10%)</b>	<b>Grave (20%)</b>
Flexión	menor de 100°	menor de 80°	menor de 50°
Extensión	Contractura en flexión de:		
	10 - 19°	20 - 29°	30°
Rotación interna	10 - 20°	0 - 9°	
Rotación externa	20 - 30°	0 - 19°	
Abducción	15 - 25°	5 - 14°	menor de 5°
Aducción	0 - 15°		
Contractura en abducción (1)	0 - 5°	6 - 10°	11 - 20°

Nota: Se reflejada el porcentaje de deficiencia de la extremidad inferior por limitación de movimiento de la cadera.

(1) Una contractura en abducción mayor de 20° representa una deficiencia de la extremidad inferior del 38%.

Tomado de: Instituto de Migraciones y Servicios Sociales, (2000, pág. 64)

## 1.9. Rodilla

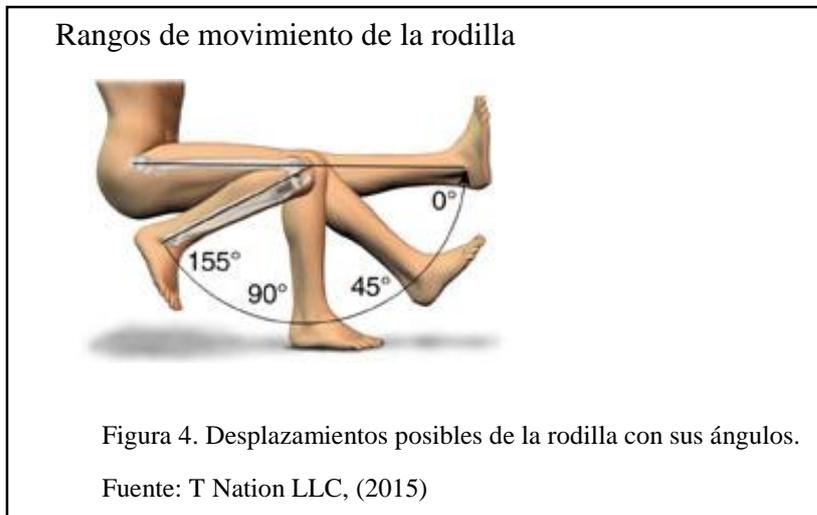


Tabla 5.

Limitación de movimiento de la rodilla

<b>Deficiencia de movimiento de la rodilla</b>			
<b>% deficiencia extremidad inferior</b>			
<b>Movimiento</b>	<b>Leve (10%)</b>	<b>Moderada (20%)</b>	<b>Grave (35%)</b>
Flexión	menor de 100°	menor de 80°	menor de 60°+2% por cada 10° menor de 60°
Contractura en flexión	5 - 9°	10 - 19°	20° o más

Nota: Se refleja el porcentaje de deficiencia de la extremidad inferior por movimiento anormal de la rodilla.

Tomado de: Instituto de Migraciones y Servicios Sociales, (2000, pág. 66)

### 1.10. Tobillo y retropié

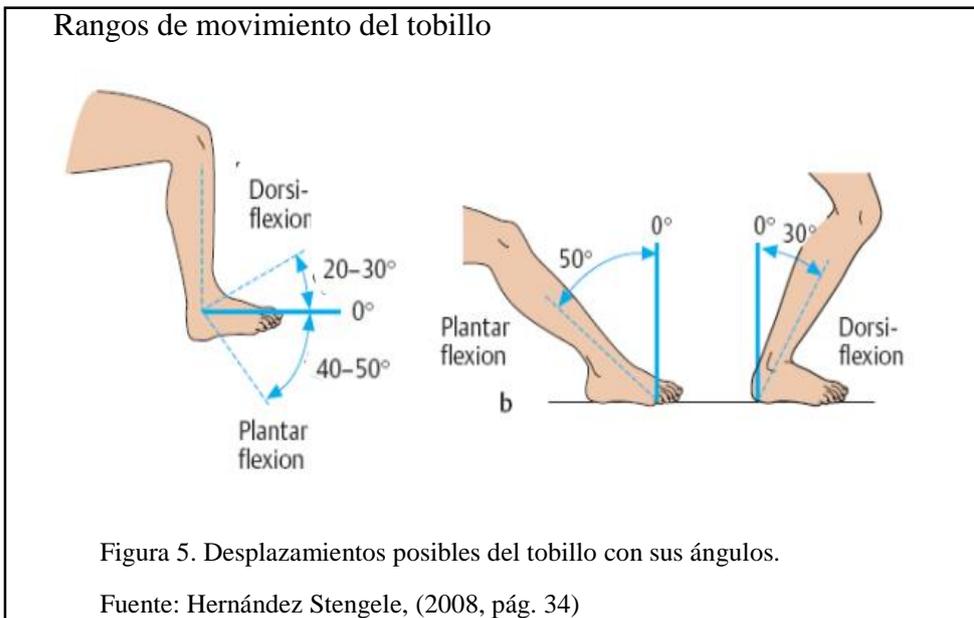


Tabla 6.

Limitación de movimiento del tobillo y retropié

<b>Limitación de movimiento del tobillo y retropié</b>			
	% deficiencia extremidad inferior		
	% deficiencia pie		
<b>Movimiento</b>	<b>Leve (7%) (10%)</b>	<b>Moderada (15%) (21%)</b>	<b>Grave (30%) (43%)</b>
Flexión plantar	11 - 20°	1 - 10°	Ausente
Flexión dorsal	10 - 0°	-	-
Contractura en flexión	-	10°	20°
<b>Movimiento</b>	<b>Leve (2%)(3%)</b>	<b>Moderada y grave (5%)(7%)</b>	
Inversión	10 - 20°	0 - 9°	
Eversión	0 - 10°	-	
<b>Movimiento</b>	<b>Leve (12%)(17%)</b>	<b>Moderada (25%)(35%)</b>	<b>Grave (50%)(72%)</b>
Varo	10 - 14°	15 - 24°	25° o más
Valgo	10 - 20°	-	-

Nota: Se refleja el porcentaje de deficiencia de la extremidad inferior por movimiento anormal del tobillo y retropié.

Tomado de: Instituto de Migraciones y Servicios Sociales, (2000, pág. 67)

**1.11. Dedos del pie**

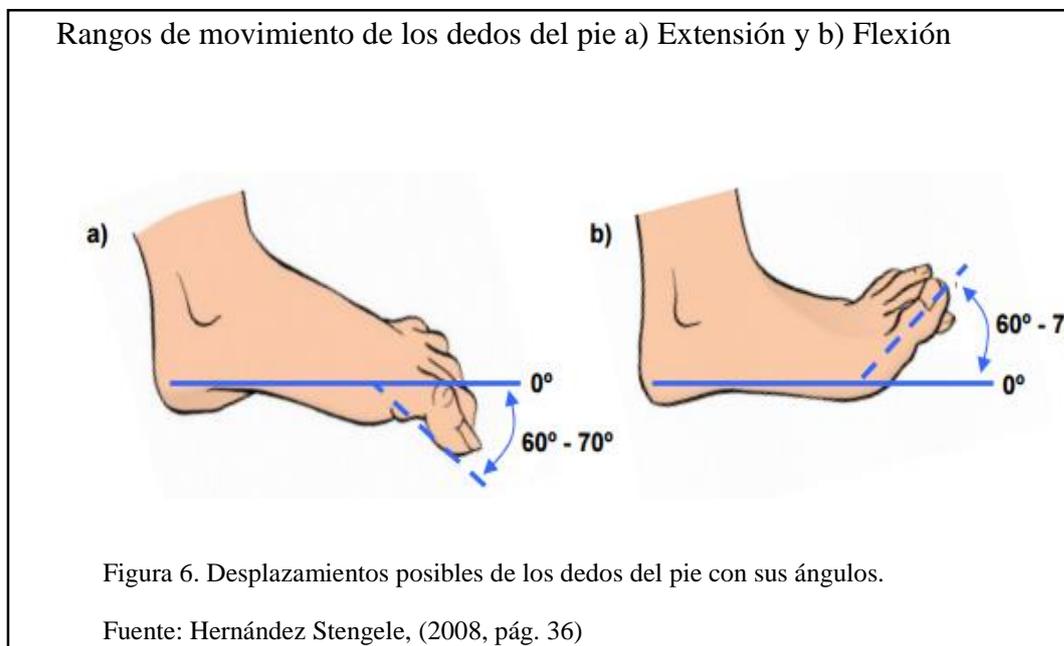


Tabla 7.

Limitación de movimiento de los dedos del pie

<b>Limitación de movimiento de los dedos del pie</b>		
	<b>% deficiencia extremidad inferior</b>	
	<b>% deficiencia pie</b>	
<b>Movimiento</b>	<b>Leve (2%) (3%)</b>	<b>Moderada y grave (5%) (7%)</b>
Primer dedo		
MTF	15° -30°	< 15°
IF	< 20°	
Dedos 2.° a 5.°		
MTF	<10°	

Nota: Se refleja el porcentaje de deficiencia de la extremidad inferior por movimiento anormal de los dedos del pie.

Tomado de: Instituto de Migraciones y Servicios Sociales, (2000, pág. 68)

### **1.12. Sistema músculo esquelético**

El sistema músculo-esquelético está constituido por los huesos, que forman el esqueleto, las articulaciones, que relacionan los huesos entre sí, y los músculos que se insertan en los huesos y mueven las articulaciones.

Los huesos proporcionan la base mecánica para el movimiento, ya que son el lugar de inserción para los músculos y sirven como palancas para producir el movimiento.

Las articulaciones relacionan dos o más huesos entre sí en su zona de contacto.

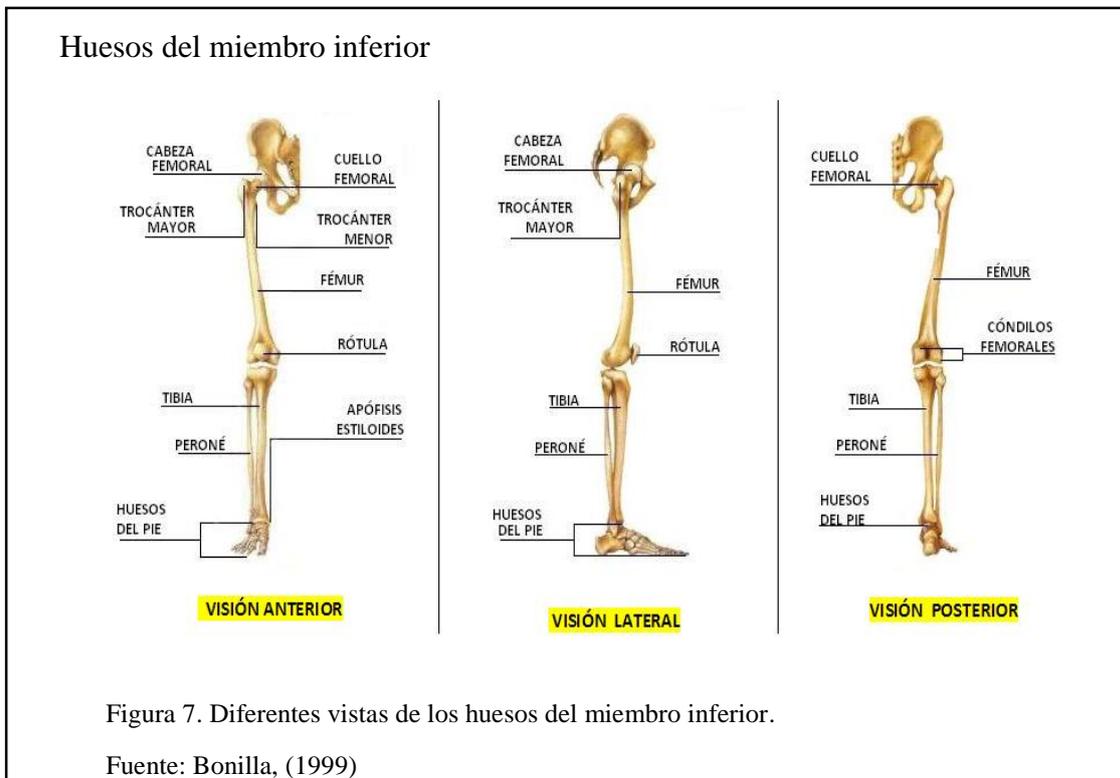
Los músculos producen el movimiento y permiten trasladar el cuerpo de un lugar a otro, lo que se conoce como locomoción.

### **1.13. Anatomía descriptiva del miembro inferior**

El miembro inferior está formado de cuatro segmentos:

- Cadera
- Muslo

- Pierna
- Pie



#### 1.14. Esqueleto de la cadera

Comprende un solo hueso conocido como el Ilíaco o hueso coxal que circunscriben con el sacro y el cóccix la cintura ósea la pelvis. El miembro inferior se une al tronco a través de la cadera. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 297)

#### 1.15. Hueso del muslo

##### 1.15.1. Fémur

Hueso largo que se articula hacia arriba con el hueso coxal y hacia abajo con la tibia. Presenta una curvatura, de concavidad posterior, y una torsión sobre su eje longitudinal de tales características que el eje transversal de la extremidad superior, ligeramente oblicuo hacia adentro y hacia adelante, forma con el de la extremidad inferior, casi transversal, un ángulo agudo abierto hacia adentro. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 308)

## **1.16. Huesos de la pierna**

La pierna se constituye por dos huesos largos: la tibia y el peroné.

### **1.16.1. Tibia**

Está situada en la parte interna de la pierna, es largo y voluminoso. Se articula hacia arriba con el fémur y hacia abajo con el astrágalo. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 316)

### **1.16.2. Peroné**

Está situado en la parte externa de la pierna, es largo y delgado. Se articula por arriba con la tibia y por abajo con la tibia y el astrágalo. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 323)

## **1.17. Esqueleto del pie**

Se compone de tres grupos de huesos: el tarso, el metatarso y las falanges.

### **1.17.1. Tarso**

Formado por siete huesos cortos, la fila posterior está constituida por el astrágalo y el calcáneo; la fila anterior está compuesta por el cuboides, el escafoides y tres cuneiformes o cuñas.

### **1.17.2. Metatarso**

Formado por los metatarsianos que son cinco: primero, segundo, tercero, cuarto y quinto, se articulan hacia atrás con los huesos de la segunda fila del tarso y hacia adelante con las primeras falanges de los dedos. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 334)

### 1.17.3. Falanges

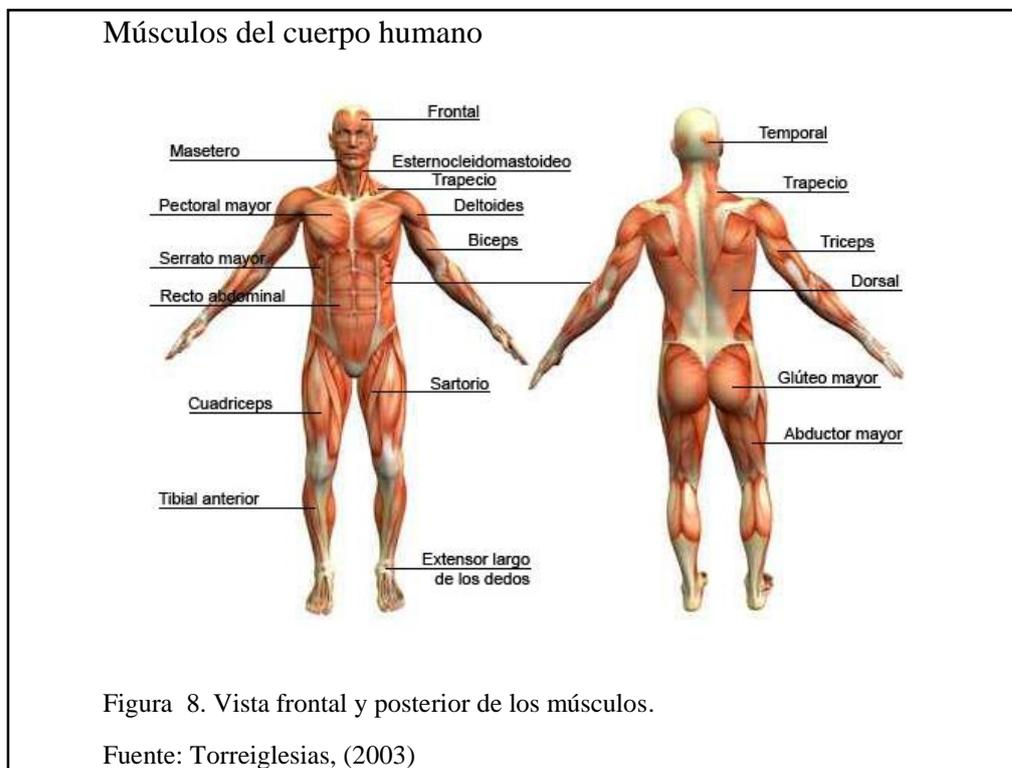
Las falanges del pie son similares a los de la mano por su disposición, forma y desarrollo y su diferencia radica en las dimensiones reducidas a excepción de las falanges del dedo gordo. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 337)

### 1.18. Músculos del miembro inferior

Entre el 40 y 45% de la masa corporal es músculo, este cumple funciones como: generar potencia, transmitirla a los tendones y activar movimiento en el esqueleto.

El comportamiento del músculo es viscoelástico y con su capacidad para contraerse crea propiedades mecánicas únicas. En cuanto a su estructura anatómica, las lesiones son comunes cuando la carga no se ajusta a las posibilidades fisiológicas en función del nivel de adaptación al ejercicio. (Izquierdo, 2008, pág. 500)

Los músculos se reparten en cuatro grupos: músculos de la pelvis, músculos del muslo, músculos de la pierna y músculos del pie. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 385)



### **1.19. Músculos de la pelvis.**

#### Psoas Ilíaco

Formado por dos músculos: el psoas y el ilíaco que se unen en las cercanías de su inserción femoral. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 385)

#### Músculos de la región glútea

Formado por tres planos: plano profundo, plano medio y plano superficial.

##### Plano profundo

Esta aplicado sobre las caras superior y posterior de la articulación coxofemoral. De arriba hacia abajo está formado por el glúteo menor, el piramidal, el gémimo superior, el obturador interno, el gémimo inferior, el obturador externo y el cuadrado crural. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 387)

##### Plano medio

Este plano está formado únicamente por el glúteo medio. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 393)

##### Plano superficial

Este plano está constituido por el glúteo mayor y el tensor de la fascia lata.

### **1.20. Músculos del muslo**

Formados por tres grupos: grupo anterior o grupo de los músculos extensores, grupo interno constituido por los músculos aductores y finalmente el grupo posterior comprendido de los músculos flexores.

El grupo muscular anterior está compuesto de dos músculos: el cuádriceps y el sartorio.

El grupo muscular interno está compuesto de cinco músculos: el recto interno, el pectíneo y los tres aductores del muslo.

El grupo muscular posterior está compuesto por tres músculos: el semimembranoso, el semitendinoso y el bíceps. (Acosta Vidrio, 1987, págs. 397-410)

### **1.21. Músculos de la pierna**

Tres grupos se distinguen: uno anterior, uno externo y el tercero posterior.

#### Grupo muscular anterior

Formado por cuatro músculos que llenan el espacio entre la cara externa de la tibia por dentro, el peroné y el tabique intermuscular por fuera y el ligamento interóseo por detrás. De dentro hacia afuera se ordenan de la siguiente manera: tibial anterior, extensor propio del dedo gordo, extensor común de los dedos y el peroneo anterior. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 411)

#### Grupo muscular externo

Constituido por dos músculos: el peroneo lateral largo y el peroneo lateral corto. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 414)

#### Grupo muscular posterior

Ubicados por atrás del esqueleto de la pierna del ligamento interóseo y del tabique intermuscular externo. Son ocho dispuestos en dos planos: profundo y superficial.

#### Plano profundo

Formado por cuatro músculos: el poplíteo, el flexor largo común de los dedos, el tibial posterior y el flexor largo propio del dedo gordo. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 416)

Plano superficial

Formado por dos músculos: el tríceps sural y el plantar delgado. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 420)

## **1.22. Músculos del pie**

Se distingue dos regiones: músculos de la región dorsal y la región plantar.

Región dorsal

Lo forma únicamente el pedio. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 424)

Región plantar

Se divide en tres grupos: medio, interno y externo.

Grupo muscular medio

Formado por tres planos: profundo o de músculos interóseos, plano medio formado por el accesorio del flexor largo común de los dedos y los lumbricales, finalmente el plano superficial constituido por el flexor corto plantar. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 425)

Grupo muscular interno

En este grupo se encuentran: el aductor, el flexor corto y el abductor del dedo gordo. Presenta dos planos: profundo y superficial. El primero constituido por el flexor corto y abductor del dedo gordo. Y el segundo constituido por el aductor del dedo gordo. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 429)

Grupo muscular externo

Formado por tres músculos: el abductor, el flexor corto y el oponente del quinto dedo. Presenta dos planos: profundo y superficial. El profundo, constituido por: el

flexor corto y el oponente del dedo menor. Y el superficial, constituido por el abductor del dedo menor. (Acosta Vidrio, 1987, pág. 432)

### **1.23. Articulaciones en las extremidades inferiores**

Artrología, es la parte de la anatomía que estudia las articulaciones y su importancia radica en que si no existieran, el cuerpo humano sería estructura totalmente rígida.

### **1.24. Clasificación de las articulaciones**

Según su grado de movimiento

- Articulaciones inmóviles: Sinartrosis.
- Articulaciones semimóviles: Anfiartrosis.
- Articulaciones móviles: Diartrosis.

Según el tejido articular

- Por poseer tejido fibroso interpuesto: articulaciones fibrosas.
- Por poseer cartílago interpuesto: articulaciones cartilagosas.
- Por poseer líquido sinovial: articulaciones sinoviales. (Latarjet & Ruiz Liard, 2004, pág. 11)

### **1.25. Comparación de las articulaciones como elementos mecánicos**

Con frecuencia es útil comparar los movimientos de los huesos como rotaciones alrededor de ejes perpendiculares entre sí. Cuando el movimiento de un hueso, en una articulación, está limitado a la rotación sobre un solo eje, se llama uniaxial y posee únicamente un grado de libertad. Si tiene movimientos independientes alrededor de dos ejes, la articulación será biaxial y tendrá dos grados de libertad. Si puede moverse en los tres ejes ortogonales, tendrá tres grados de libertad. Si se

mueve alrededor de muchos ejes de posición intermedia, la articulación será multiaxial. (Latarjet & Ruiz Liard, 2004, pág. 13)

Según la forma de las superficies articulares, las articulaciones sinoviales se clasifican en seis géneros:

#### **1.25.1. Articulación esferoidea o enartrosis**

Las superficies de contacto son esféricas o casi esféricas, una es convexa y se aloja en la superficie cóncava.

#### **1.25.2. Articulación elipsoidea o condílea**

Representada por dos segmentos elipsoidales dispuestos en sentido inverso. Tiene dos subgéneros: Articulación bicondílea y Bicondílea doble.

La primera se refiere a dos superficies convexas se deslizan una sobre la otra. La segunda, dos cóndilos de una epífisis entran en contacto con superficies más o menos cóncavas.

#### **1.25.3. Articulación selar o sellar**

Conocida también como encaje recíproco, su forma se asemeja a una silla de montar, una de las superficies es cóncava en un sentido y convexa en otro.

#### **1.25.4. Articulación trocoide**

Las superficies articulares son segmentos de cilindros, uno es cóncavo y otro es convexo formando un pivote.

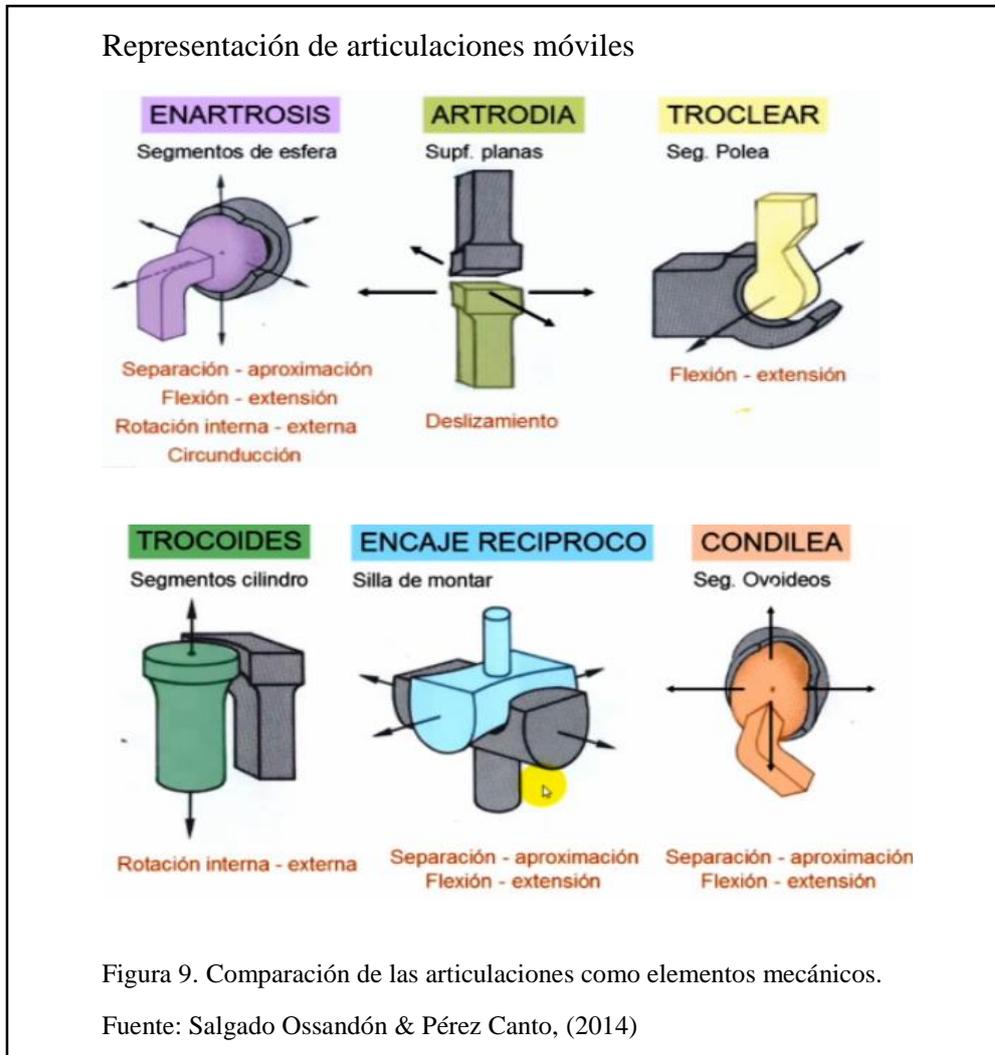
#### **1.25.5. Gínglimo o troclear**

Tiene forma de polea en cuya garganta se aloja una saliente de la superficie articular, se asemeja a una bisagra.

### 1.25.6. Articulación plana o artrodia

Las superficies articulares son más o menos planas se deslizan una sobre la otra.

(Latarjet & Ruiz Liard, 2004, pág. 13)



## **Capítulo 2**

### **Análisis antropométrico**

La Antropometría fundamenta la Ergonomía, y estudia las dimensiones del cuerpo humano, recurriendo a la estadística para determinar aquellos valores que puedan ser considerados semejantes entre los individuos.

Los datos antropométricos son utilizados para diseñar los espacios de trabajo, herramientas, ayudas técnicas, entre otros. Además se considera las diferencias entre las características, capacidades y límites físicos.

De acuerdo con Konz (1990), son varios factores que influyen en las dimensiones anatómicas tales como: la edad, el sexo, la raza, la ocupación, la vestimenta e incluso la hora del día (por las mañanas uno mide 6mm más, porque los discos de la columna vertebral no están comprimidos y el peso es el mínimo porque se pierde agua de la transpiración y respiración cuando uno duerme.)

El objetivo de la Antropometría es llevar a la práctica los datos recolectados del paciente para relacionarlos con su entorno, según Panero y Zelnick las dimensiones que intervienen son las estructurales y funcionales. Las estructurales o estadísticas, son de la cabeza, tronco y extremidades en posición estándar y las funcionales o dinámicas son las que incluyen medidas formadas en posiciones de trabajo o cualquier actividad. (Galán Vera, 2010, pág. 76).

#### **2.1. Proceso antropométrico**

Los datos antropométricos que se presentarán son el resultado del apoyo del Centro de Rehabilitación Integral y Especializado (CRIE Nro. 1) ubicado en la parroquia de Conocoto.

Declaro formalmente que se ha seguido los protocolos del centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes y que todos los pacientes incluidos en el estudio han recibido información suficiente y han dado su consentimiento informado por escrito para participar en dicho estudio. En el Anexo 1 se muestra el formato original del consentimiento informado.

## **2.2. Procedimiento general**

- Informar al paciente de las mediciones que se le va a realizar.
- Llenar el registro de datos (nombre, apellido, edad y diagnóstico).
- Preparar al paciente en posición recta y natural.
- Realizar un examen físico general para establecer alguna condición que altere la toma de datos. Por ejemplo: falta de uno o varios segmentos corporales.
- Realizar los cambios de posición necesarios, evitando brusquedades con la colaboración de las personas presentes.
- Se procede a realizar las mediciones con los instrumentos específicos del kit antropométrico.
- Registrar en la tabla antropométrica.

## **2.3. Medidas necesarias para el registro**

- **Ancho - rodillas**

Abreviatura: R - Rs

- **Altura - poplítea**

Abreviatura: A - P

- **Distancia sacro - poplítea**

Abreviatura: S - P

- **Distancia sacro - rótula**

Abreviatura: S - R

- **Altura muslo - suelo**

Abreviatura: M - S

- **Altura de rodillas - suelo**

Abreviatura: R - S

- **Altura codo - suelo**

Abreviatura: C - S

- **Alcance mínimo del brazo hacia delante con agarre**

Abreviatura: A mín. - Ba

- **Distancia codo-mano**

Abreviatura: C - M

- **Alcance máximo del brazo hacia delante con agarre**

Abreviatura: A máx. - Ba

- **Altura hombros - suelo**

Abreviatura: H - S

- **Anchura - caderas**

Abreviatura: Cd - Cd

- **Altura - subescapular**

Abreviatura: A - S

- **Ancho codo - codo**

Abreviatura: C - C

- **Profundidad - pecho**

Abreviatura: P - P

- **Anchura - hombros**

Abreviatura: H - H

- **Ancho - tórax**

Abreviatura: A - T

- **Perímetro - muslo**

Abreviatura: Pe - Mus

- **Perímetro - pantorrilla**

Abreviatura: Pe - Pan

- **Altura - trocánter**

Abreviatura: Atro

- **Altura glúteo - piso**

Abreviatura: A - G

- **Perímetro - abdomen**

Abreviatura: Pe – Ab

## **2.4. Recolección y análisis de datos**

### **2.4.1. Criterios de inclusión**

- Pacientes que se encuentran registrados en CRIE Nro. 1 Conocoto.
- Pacientes que accedieron a firmar el consentimiento informado para participar en este estudio.
- Pacientes mayores de 18 años.

### **2.4.2. Criterios de exclusión**

- Pacientes que no desearon firmar el consentimiento informado.
- Mujeres en estado de gestación.
- Pacientes con discapacidad intelectual.

### **2.4.3. Datos característicos**

En el presente estudio antropométrico no solamente se registró las medidas corporales, también se tomó datos adicionales como: sexo, edad y diagnóstico.

#### **Sexo**

Se pretendía obtener datos de la misma cantidad entre hombres y mujeres para apreciar de mejor manera las diferencias existentes, pero evidentemente no se logró, dado que dependió del número de personas que asisten regularmente a Crie Nro. 1.

Encontramos un total de 19 personas, las cuales se desglosan de la siguiente manera en la tabla 8:

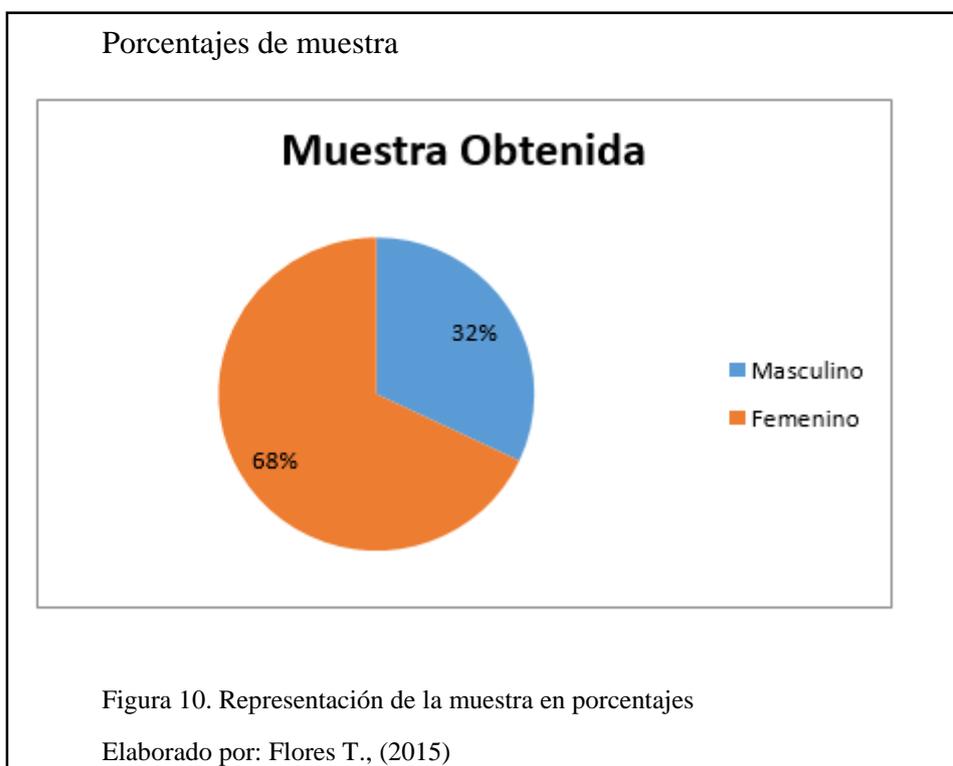
Tabla 8.

Muestra obtenida

Sexo	Cantidad	Porcentaje
Masculino	6	32%
Femenino	13	68%
<b>TOTAL</b>	<b>19</b>	<b>100%</b>

Nota: Tabulación de la muestra dividida en el número de personas tanto del sexo masculino y femenino.

Elaborado por: Flores T., (2015)



Edad

Este estudio está orientado a personas adultas que requieren una silla de ruedas. En nuestra muestra apreciamos que las personas seleccionadas están en el rango de 29 a 86 años.

Tabla 9.

Rangos de edad

Sexo: Masculino

<b>Pacientes Voluntarios</b>	<b>Edad (Años)</b>
Cristian Cayo	29
Juan Pablo Salcedo	31
Vicente Maldonado	52
Jose Fernandez	66
Cesar Hayo	67
Guillermo Ulloa	67

Sexo: Femenino

<b>Pacientes Voluntarios</b>	<b>Edad (Años)</b>
Diana Freire	58
Delia Calderon	60
Janeth Fuenmayor	62
Elvia Romero	62
Maria Sosa	63
Irma Leon	69
Rosa Urcunago	69
Rosa Carvajal	71
Martha Paredes	73
Maria Chango	74
Delia Valenzuela	81
Alegria Cachumba	83
Ines Martinez	86

Nota: Uno de los criterios de selección fue la edad cuya consideración fue que las personas sean mayores a 18 años, las tablas lo muestran.

Elaborado por: Flores T., (2015)

### Diagnóstico de los pacientes

Se encontró pacientes con diversas patologías y en la mayoría de los casos han imposibilitado la realización de las Actividades de la Vida Diaria (AVD), lo que conlleva al uso de la silla de ruedas.

## Diagnóstico de pacientes

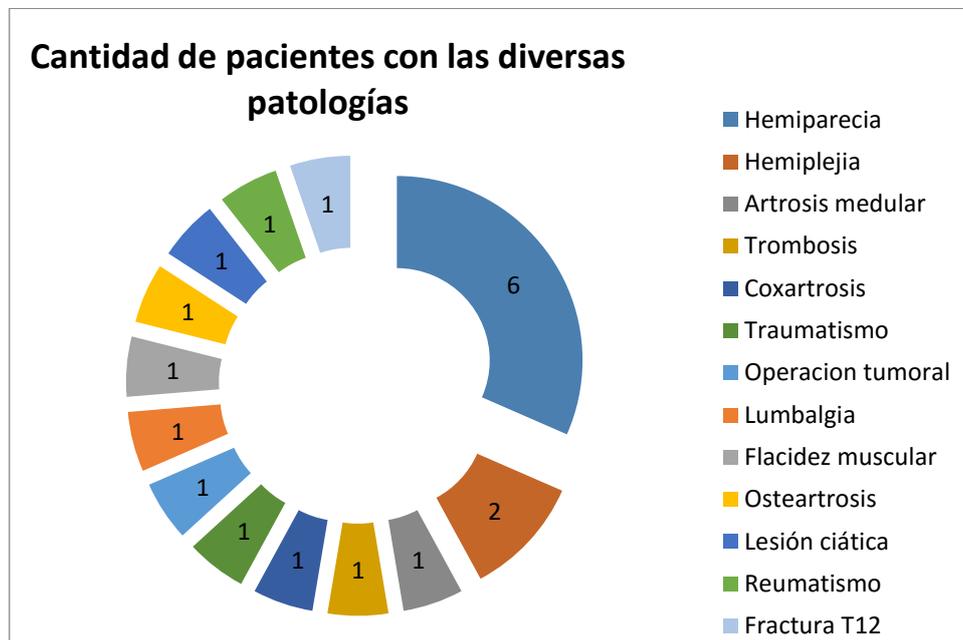


Figura 11. Número de pacientes con las diversas patologías.

Elaborado por: Flores T., (2015)

### 2.5. Resultados de la muestra

Los resultados que se mostrarán en esta sección y con los cuales se realizará los siguientes cálculos fueron recopilados en conjunto con Jhonny Barbero y Luis Ortega, estos datos sirvieron para el diseño y construcción de la silla bipedestadora.

Una vez que se registró las medidas antropométricas de los pacientes se procede a realizar el cálculo de los percentiles como se observa en la tabla 10.

El criterio general es diseñar para acomodar al mayor número de usuarios posible, por lo que la mayoría de las recomendaciones están basadas en la aplicación de los criterios antropométricos a los percentiles extremos de la población, 95 percentil de hombres y 5 percentil de mujeres. (Vergara Monedero, 1998, pág. 9)

Tabla 10.

Percentiles obtenidos

Sexo: Femenino

Descripción	Mediana [cm]	Desviación Estándar	Percentil 5 [cm]
AP	41,00	1,24	39,12
SP	42,00	3,76	36,88
SR	49,00	3,06	45,60
MS	52,20	1,97	49,40
RS	49,40	2,11	46,20
CS	62,00	5,42	51,92
AmínBa	50,00	3,70	43,70
CM	39,40	3,19	37,80
AmáxBa	69,50	3,75	63,52
HS	93,00	3,13	88,90
CdCd	34,00	3,19	26,80
RRs	23,00	2,97	18,30
AS	83,00	11,91	64,08
CC	46,00	5,06	38,40
PP	29,50	3,28	23,56
HH	37,00	2,19	35,32
AT	30,00	2,45	27,16
PeMus	44,00	3,85	37,40
PePan	33,80	2,56	30,20
Atro	82,00	3,95	76,60
AG	92,00	3,70	84,80
PeAb	100,00	12,13	79,00

Nota: La desviación estándar permite identificar las medidas que representativas para escogerlas dentro de una muestra de acuerdo a las condiciones necesarias para el diseño. El percentil aplicado para el sexo femenino es el 5.

(Descripción): cada una de las medidas antropométricas del sexo femenino.

Elaborado por: Flores T., (2015)

Sexo: Masculino

Descripción	Mediana [cm]	Desviación Estándar	Percentil 95 [cm]
AP	42,85	1,94	44,72
SP	43,10	4,66	47,64
SR	54,70	4,72	59,80
MS	55,05	1,91	56,44
RS	53,05	2,42	55,66
CS	62,45	2,07	63,80
AmínBa	52,40	2,69	57,80
CM	42,20	4,28	47,30
AmáxBa	73,50	6,78	82,00
HS	95,00	1,80	98,20
CdCd	34,00	4,72	40,88
RRs	23,10	1,91	26,08
AS	87,00	2,97	89,98
CC	50,75	6,54	53,88
PP	27,00	1,84	28,54
HH	39,35	2,21	40,74
AT	31,80	2,56	33,64
PeMus	45,00	6,92	54,00
PePan	35,25	2,84	38,70
Atro	85,50	5,49	91,40
AG	97,00	6,03	100,00
PeAb	101,50	14,68	127,80

Nota: La desviación estándar permite identificar las medidas que representativas para escogerlas dentro de una muestra de acuerdo a las condiciones necesarias para el diseño. El percentil aplicado para el sexo masculino es el 95.

(Descripción): cada una de las medidas antropométricas del sexo masculino.

Elaborado por: Flores T., (2015)

Los datos que serán utilizados en los próximos cálculos se los ha seleccionado tomando en cuenta un percentil 95, correspondiente al sexo masculino y como se evidencia los valores son mayores a los del sexo femenino lo que asegura que al menos 95% de la población será capaz de atravesar un espacio sin molestia. (Galán Vera, 2010, p. 76)

## Capítulo 3

### Análisis biomecánico – cálculos

#### 3.1. Estudio mecánico de los esfuerzos y presiones en las rodillas

El presente capítulo muestra un estudio de los esfuerzos y las presiones generadas entre el fémur y la tibia, considerando como medio de compresión al líquido sinovial.

Por lo tanto se infiere que la articulación a analizar es la rodilla.

Área de estudio de esfuerzos y presiones se muestra incandescente



Figura 12. Ubicación de la articulación para el estudio.

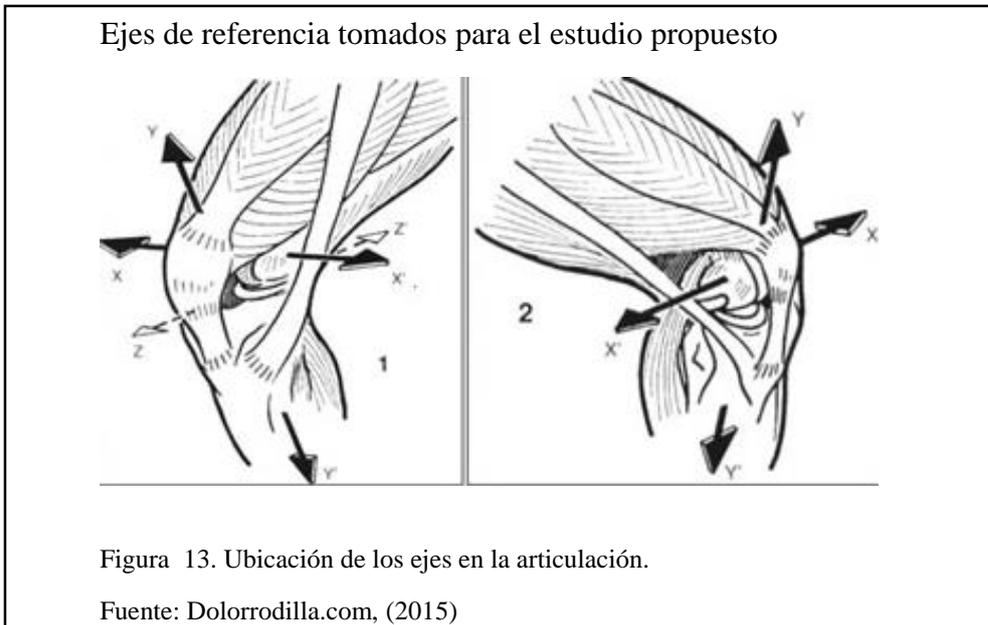
Fuente: Centro de Osteopatía Valencia, 2015

#### 3.2. Características del análisis

Este estudio contempla el análisis de esfuerzos y su relación con el área de contacto, es decir las presiones, estableciendo los ejes de referencias mostrados en la figura 13.

Las áreas de contacto están definidas por el cartílago articular tanto del fémur como de la tibia. El medio de compresión es el líquido sinovial y dado su valor de viscosidad es interpretado como el elemento variable fricción mecánica.

El elemento hiperestático en las condiciones de nuestro estudio es la tibia, dado que es el elemento que se le limitan los grados de libertad.



Las figuras 14 y 15 muestran los elementos implicados y su geometría general. Criterios asumidos en el proceso de modelación y luego de simulación de los parámetros deseados.

Declaración de elementos implicados en el área de estudios del trabajo

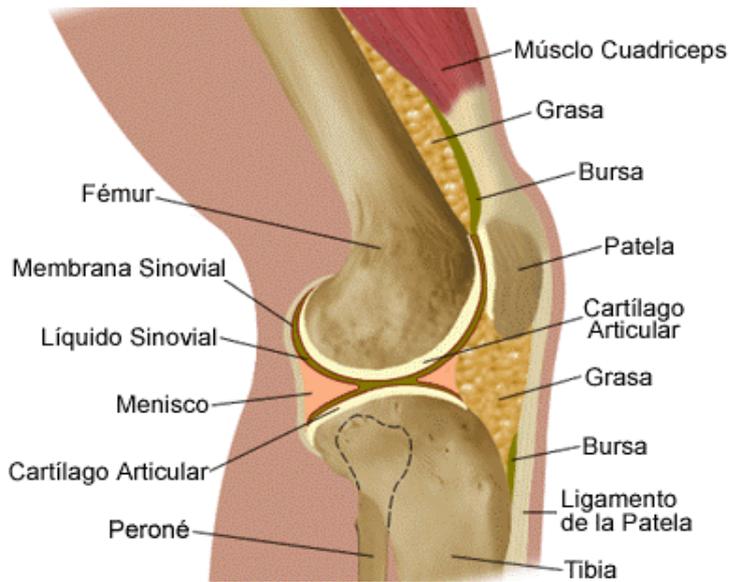


Figura 14. Vista lateral de la articulación.

Fuente: Mejor con salud, 2013

Geometría general de los elementos en la rodilla

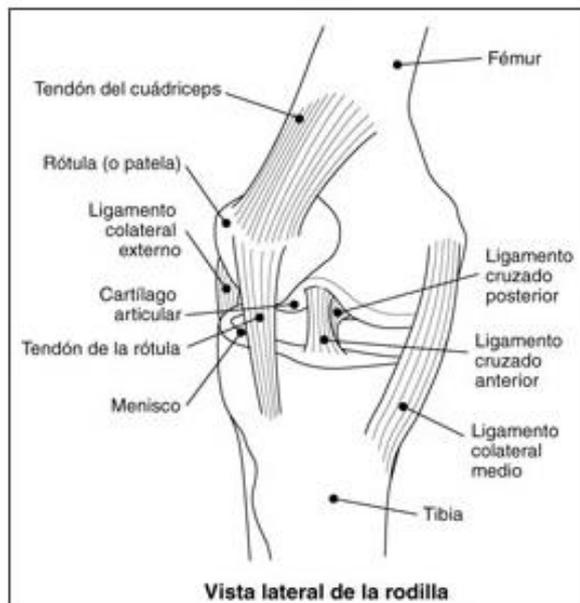


Figura 15. Vista frontal de la articulación

Fuente: Centro Nacional de Distribución de Información del Instituto Nacional de Artritis, 2014

### 3.3. Desarrollo de la simulación

Para desarrollar el proceso de simulación se utilizó el software de análisis de elementos y estructuras mecánicas, llamado Autodesk Inventor Professional. En el cual se manejaron las sumatorias de fuerzas por cada uno de los ejes mostrados en la figura 13.

En una primera etapa como un estudio de cargas estáticas y en la segunda etapa y final el análisis de las componentes dinámicas debido a que la estructura mecánica se mueve.

La posición inicial es cuando la persona se encuentra sentada, es decir se forma 90 grados y con ayuda del software analizaremos los cambios que acontecen en el desplazamiento de los distintos grados de bipedestación.

Por supuesto este software maneja las ecuaciones mecánicas que define la física clásica. Dígase:

- Condiciones de inercia.
- Relaciones de masa y aceleración.

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_i = m \cdot \vec{a}$$

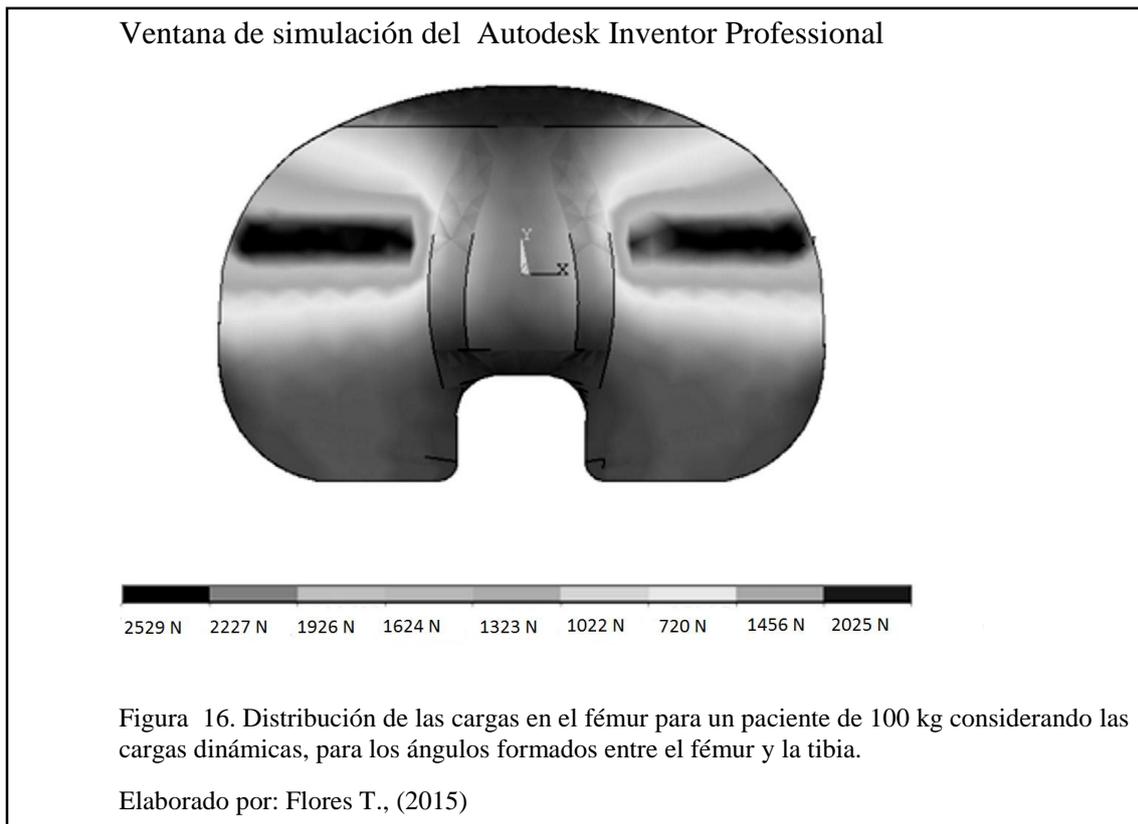
- Acciones y reacciones de las componentes vectoriales de los esfuerzos.

$$\vec{F}_{12} = -\vec{F}_{21}$$

Con la declaración de los criterios físicos se logra los sistemas de ecuaciones que calculan los distintos valores de fuerzas mostrados en la figura 16 en la ventana de simulación del Autodesk Inventor Professional.

En la gama de tonalidades se indican las zonas más oscuras como las zonas de mayor incidencia de fuerza. Como puede observarse en la figura 16, la zona de mayores cargas se encuentra a la izquierda del sistema.

Lo anteriormente expuesto se debe a la forma cónica de distribución del peso de la parte superior del cuerpo en las caderas.



A continuación se muestra la relación fuerzas sobre área de contacto es decir, la presión entre el fémur y la tibia, considerando como medio de compresión al líquido sinovial.

La obtención de estos datos se muestra en la figura 17, donde se puede observar con mayor claridad cómo se manifiestan las presiones en función de las fuerzas para los distintos ángulos seleccionados.

## Ventana de simulación y análisis de las presiones generadas

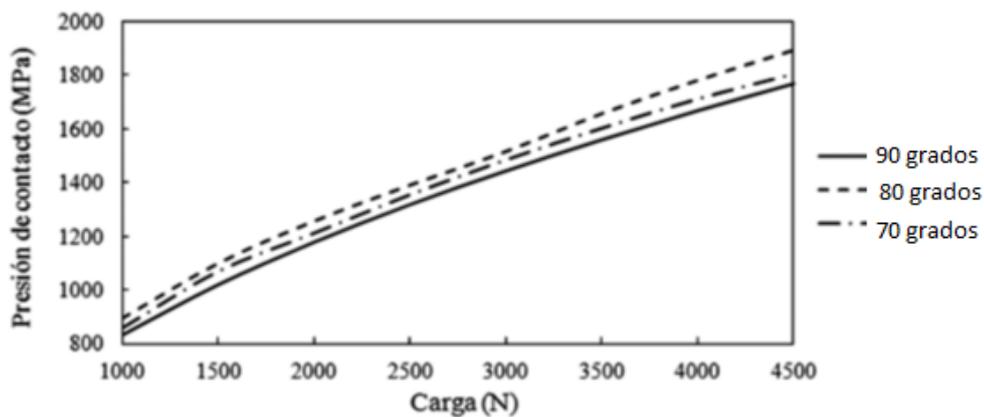
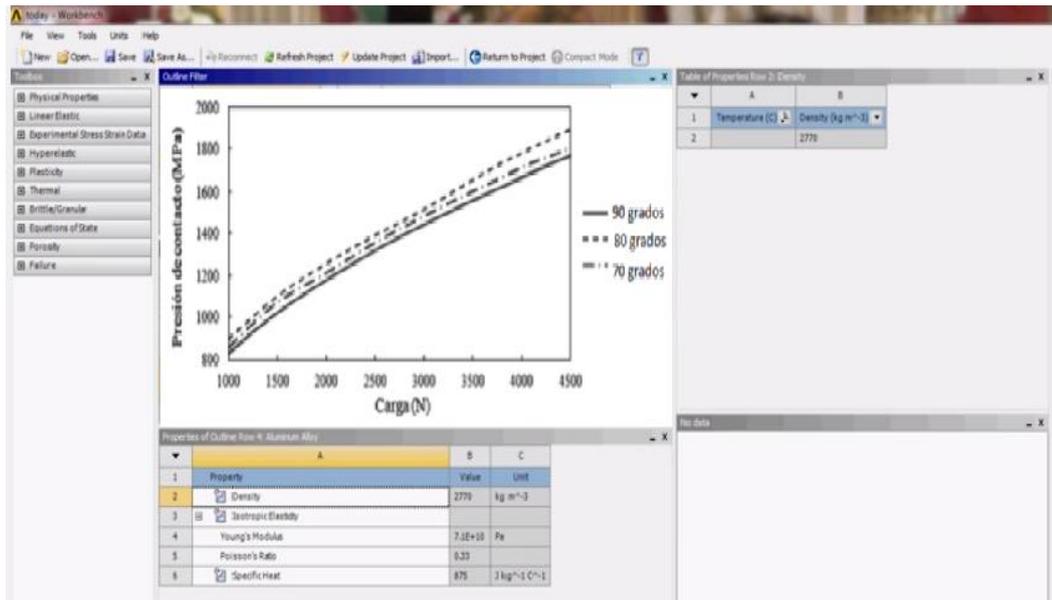


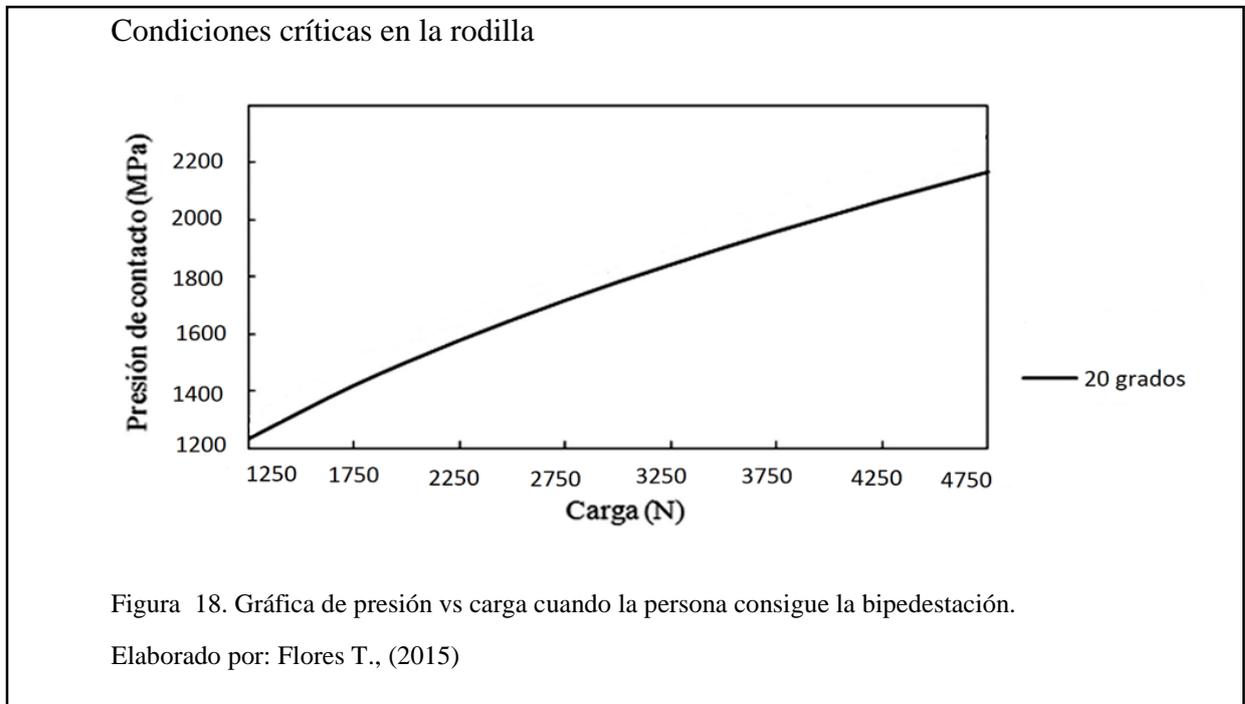
Figura 17. La gráfica muestra la relación entre la presión de contacto entre el fémur y la tibia con el líquido sinovial y la carga.

Elaborado por: Flores T., (2015)

La figura 18 muestra los resultados para el ángulo de 20 grados, esta es la posición en la que se lograría las condiciones más críticas en cuanto a los esfuerzos, y por lo tanto las condiciones más severas a las que estaría sometido el líquido sinovial entre el fémur y la tibia.

Esto se debe a que en esta posición el paciente se encontraría casi de pie, debido al uso de la silla bipedestadora lo que ubica su carga corporal en un vector de fuerza más

alineado con la estructura de sustentación, es decir las extremidades bajas se encontrarían desarrollando mayor trabajo para mantener las condiciones de equilibrio del sistema biomecánico en su conjunto.



### **3.4. Análisis y simulación de un paciente en sedestación y bipedestación**

En los puntos anteriores se analizó únicamente la articulación de la rodilla, una de las articulaciones más importantes debido a que sobre ella recae todo el peso del cuerpo.

Ahora se incluye a otros segmentos del cuerpo humano: cuello, tronco, cadera, pierna y pie, representados en forma de eslabones.

Para la representación y simulación se utilizará el programa Autodesk Forceeffect, en el cual se introducirán las medidas registradas, tomando en cuenta los siguientes puntos:

- El cuerpo humano se presenta como un mecanismo, formado por eslabones simples.
- La pierna se considera un eslabón fijo (EF).
- Por efecto del movimiento que produce la silla bipedestadora, el muslo (BC) junto con la cadera (CD) tienen un desplazamiento de 90 grados.
- Se ha considerado para la simulación del movimiento un valor de velocidad angular de 0,1 r.p.s. (revoluciones por segundo) en el software, puesto que es el valor más bajo permitido.

## Simulación de un paciente que utilizará la silla bipedestadora en Autodesk Forceeffect-primera fase

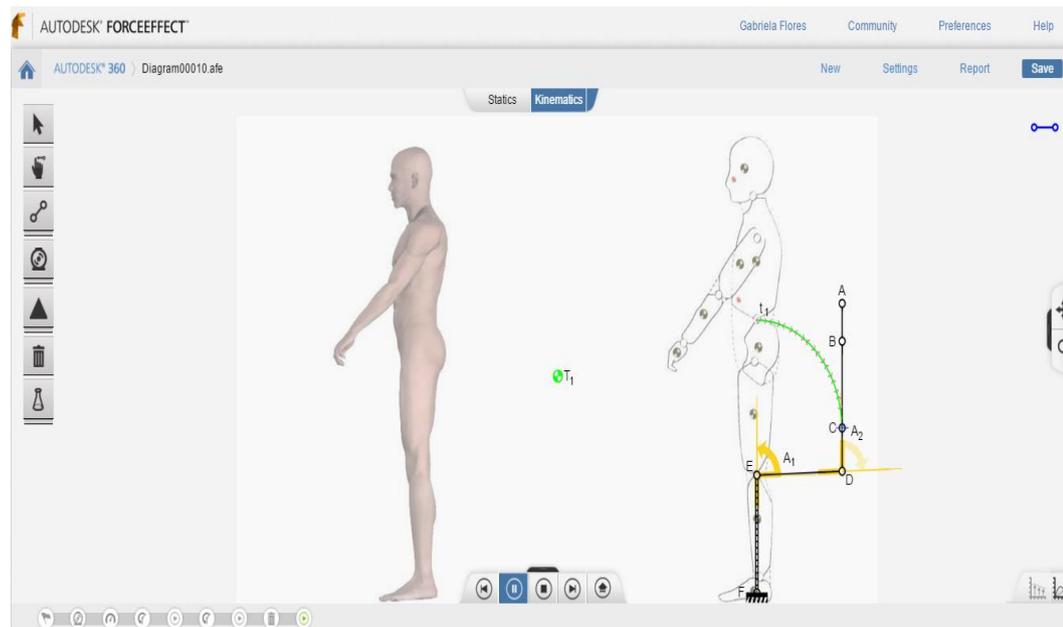


Figura 19. La persona inicialmente se encuentra sentada.

Elaborado por: Flores T., (2015)

## Simulación de un paciente que utilizará la silla bipedestadora en Autodesk Forceeffect -segunda fase

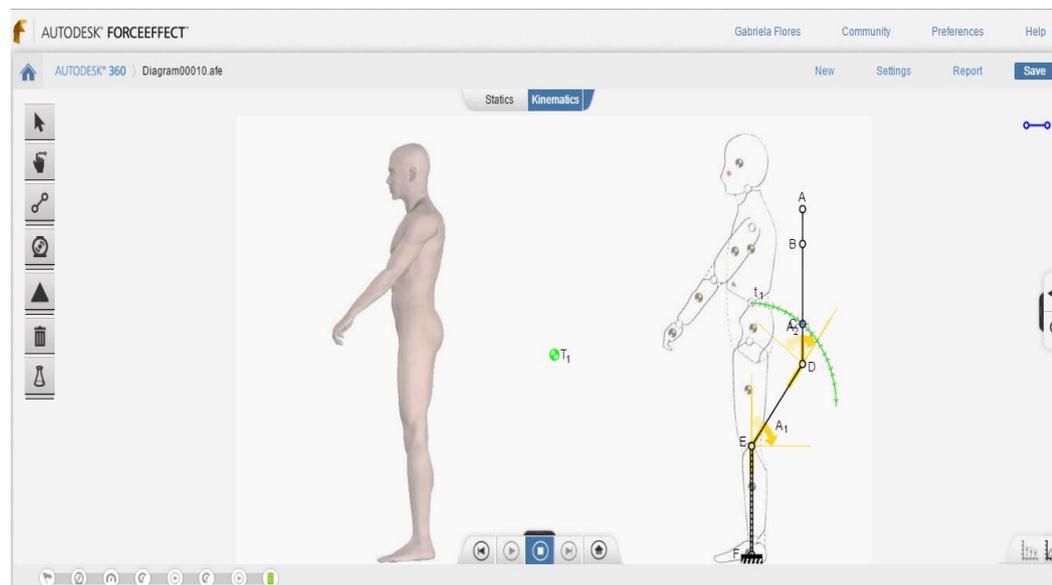


Figura 20. El desplazamiento de la silla provoca cambio de posición en la persona

Elaborado por: Flores T., (2015)

## Simulación de un paciente que utilizará la silla bipedestadora en Autodesk Forceeffect -tercera fase

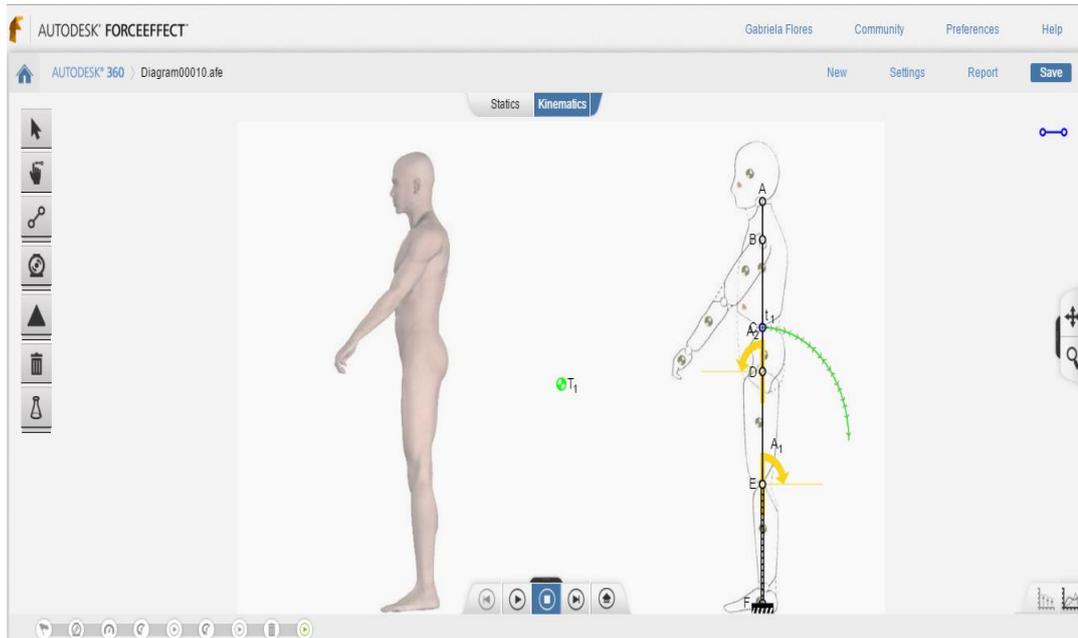


Figura 21. La persona consigue la bipedestación.

Elaborado por: Flores T., (2015)

Una vez que se ha realizado la simulación, se puede generar un reporte, como se observa en la figura 22 y los valores en la tabla 11 de desplazamiento, velocidad y aceleración.

Como se mencionó anteriormente la restricción del software en la asignación del valor de la velocidad angular afectará por lo que la velocidad lineal tendrá otro valor en la simulación.

Sin embargo, eso no representa un inconveniente puesto que tal y como observamos en la tabla de valores la velocidad permanece constante y lo es en la silla bipedestadora también.

Gráfico de desplazamiento, velocidad y aceleración

**Tracepoint D**

**Graph of Displacement, Velocity, Acceleration**

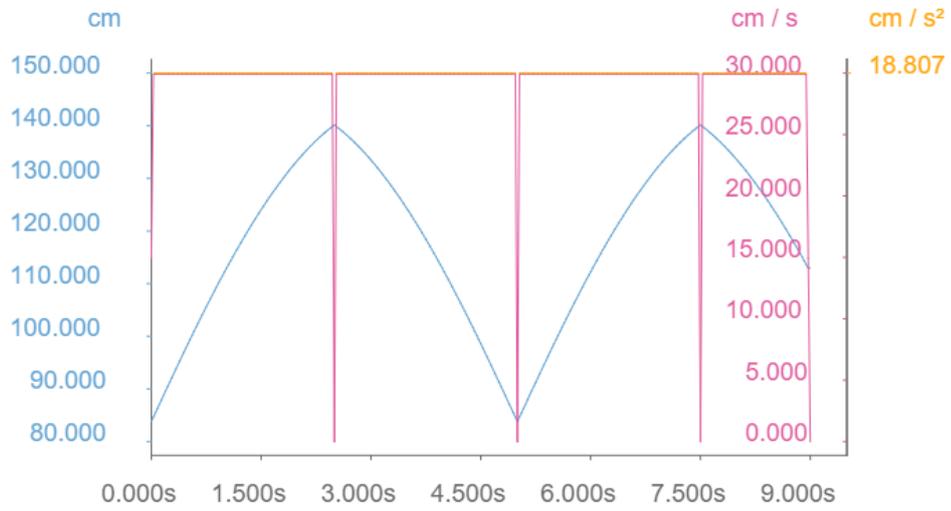


Figura 22. Valores registrados en el software durante la simulación

Elaborado por: Flores T., (2015)

Tabla 11.

Valores generados de la simulación en Autodesk Forceeffect

**Graph Data Table**

Time [s]	X [cm]	Y [cm]	<u>Displacement</u> [cm]	<u>Velocity</u> [cm / s]	<u>Acceleration</u> [cm / s <sup>2</sup> ]
0.0	83.793	0.000	83.793	14.966	
0.1	86.287	-0.034	86.287	29.932	18.807
0.2	88.776	-0.199	88.776	29.932	18.807
0.3	91.253	-0.494	91.254	29.932	18.807
0.3	93.710	-0.918	93.715	29.932	18.807
0.4	96.143	-1.470	96.154	29.932	18.807
0.5	98.543	-2.148	98.566	29.932	18.807
0.6	100.904	-2.952	100.947	29.932	18.807
0.7	103.220	-3.877	103.293	29.932	18.807
0.8	105.484	-4.923	105.599	29.932	18.807
0.8	107.691	-6.086	107.863	29.932	18.807
0.9	109.834	-7.362	110.080	29.932	18.807
1.0	111.906	-8.749	112.248	29.932	18.807

1.1	113.904	-10.243	114.364	29.932	18.807
1.2	115.821	-11.839	116.424	29.932	18.807
1.2	117.651	-13.533	118.427	29.932	18.807
1.3	119.390	-15.321	120.369	29.932	18.807
1.4	121.033	-17.197	122.249	29.932	18.807
1.5	122.576	-19.157	124.064	29.932	18.807
1.6	124.014	-21.194	125.813	29.932	18.807
1.7	125.344	-23.305	127.492	29.932	18.807
1.7	126.561	-25.482	129.101	29.932	18.807
1.8	127.663	-27.719	130.638	29.932	18.807
1.9	128.646	-30.011	132.100	29.932	18.807
2.0	129.508	-32.352	133.488	29.932	18.807

2.1	130.246	-34.734	134.798	29.932	18.807
2.2	130.858	-37.152	136.030	29.932	18.807
2.2	131.343	-39.599	137.183	29.932	18.807
2.3	131.700	-42.067	138.255	29.932	18.807
2.4	131.926	-44.551	139.246	29.932	18.807
2.5	132.023	-47.043	140.154	0.000	
2.6	131.926	-44.551	139.246	29.932	18.807
2.7	131.700	-42.067	138.255	29.932	18.807
2.7	131.343	-39.599	137.183	29.932	18.807
2.8	130.858	-37.152	136.030	29.932	18.807
2.9	130.246	-34.734	134.798	29.932	18.807
3.0	129.508	-32.352	133.488	29.932	18.807

3.1	128.646	-30.011	132.100	29.932	18.807
3.2	127.663	-27.719	130.638	29.932	18.807
3.2	126.561	-25.482	129.101	29.932	18.807
3.3	125.344	-23.305	127.492	29.932	18.807
3.4	124.014	-21.194	125.813	29.932	18.807
3.5	122.576	-19.157	124.064	29.932	18.807
3.6	121.033	-17.197	122.249	29.932	18.807
3.7	119.390	-15.321	120.369	29.932	18.807
3.7	117.651	-13.533	118.427	29.932	18.807
3.8	115.821	-11.839	116.424	29.932	18.807
3.9	113.904	-10.243	114.364	29.932	18.807
4.0	111.906	-8.749	112.248	29.932	18.807

4.1	109.834	-7.362	110.080	29.932	18.807
4.2	107.691	-6.086	107.863	29.932	18.807
4.2	105.484	-4.923	105.599	29.932	18.807
4.3	103.220	-3.877	103.293	29.932	18.807
4.4	100.904	-2.952	100.947	29.932	18.807
4.5	98.543	-2.148	98.566	29.932	18.807
4.6	96.143	-1.470	96.154	29.932	18.807
4.7	93.710	-0.918	93.715	29.932	18.807
4.7	91.253	-0.494	91.254	29.932	18.807
4.8	88.776	-0.199	88.776	29.932	18.807
4.9	86.287	-0.034	86.287	29.932	18.807
5.0	83.793	0	83.793	0.000	

5.1	86.287	-0.034	86.287	29.932	18.807
5.2	88.776	-0.199	88.776	29.932	18.807
5.2	91.253	-0.494	91.254	29.932	18.807
5.3	93.710	-0.918	93.715	29.932	18.807
5.4	96.143	-1.470	96.154	29.932	18.807
5.5	98.543	-2.148	98.566	29.932	18.807
5.6	100.904	-2.952	100.947	29.932	18.807
5.7	103.220	-3.877	103.293	29.932	18.807
5.7	105.484	-4.923	105.599	29.932	18.807
5.8	107.691	-6.086	107.863	29.932	18.807
5.9	109.834	-7.362	110.080	29.932	18.807
6.0	111.906	-8.749	112.248	29.932	18.807

6.1	113.904	-10.243	114.364	29.932	18.807
6.2	115.821	-11.839	116.424	29.932	18.807
6.2	117.651	-13.533	118.427	29.932	18.807
6.3	119.390	-15.321	120.369	29.932	18.807
6.4	121.033	-17.197	122.249	29.932	18.807
6.5	122.576	-19.157	124.064	29.932	18.807
6.6	124.014	-21.194	125.813	29.932	18.807
6.7	125.344	-23.305	127.492	29.932	18.807
6.7	126.561	-25.482	129.101	29.932	18.807
6.8	127.663	-27.719	130.638	29.932	18.807
6.9	128.646	-30.011	132.100	29.932	18.807
7.0	129.508	-32.352	133.488	29.932	18.807

7.1	130.246	-34.734	134.798	29.932	18.807
7.2	130.858	-37.152	136.030	29.932	18.807
7.2	131.343	-39.599	137.183	29.932	18.807
7.3	131.700	-42.067	138.255	29.932	18.807
7.4	131.926	-44.551	139.246	29.932	18.807
7.5	132.023	-47.043	140.154	0.000	
7.6	131.926	-44.551	139.246	29.932	18.807
7.7	131.700	-42.067	138.255	29.932	18.807
7.7	131.343	-39.599	137.183	29.932	18.807
7.8	130.858	-37.152	136.030	29.932	18.807
7.9	130.246	-34.734	134.798	29.932	18.807
8.0	129.508	-32.352	133.488	29.932	18.807

8.1	128.646	-30.011	132.100	29.932	18.807
8.2	127.663	-27.719	130.638	29.932	18.807
8.2	126.561	-25.482	129.101	29.932	18.807
8.3	125.344	-23.305	127.492	29.932	18.807
8.4	124.014	-21.194	125.813	29.932	18.807
8.5	122.576	-19.157	124.064	29.932	18.807
8.6	121.033	-17.197	122.249	29.932	18.807
8.7	119.390	-15.321	120.369	29.932	18.807
8.7	117.651	-13.533	118.427	29.932	18.807
8.8	115.821	-11.839	116.424	29.932	18.807
8.9	113.904	-10.243	114.364	29.932	18.807
9.0	112.581	-9.235	112.959	0.000	

Nota: Valores obtenidos del software en la simulación de un paciente que utilizará la silla bipedestadora en Autodesk Forceeffect.

Elaborado por: Flores T., (2015)

Como se mencionó anteriormente, el software permitió ingresar un valor de 0,1 r.p.s equivalente a 0,63 rad/s que representa la velocidad angular a la que se están desplazando los eslabones por lo que es evidente que el valor de la velocidad de 299,32 mm/s puesto que el programa usa la ecuación de movimiento circular:

$$v = \omega * r$$

Donde:

$v =$  velocidad lineal [mm/s].

$w =$  velocidad angular [rad/s].

$r =$  radio de la trayectoria circular [mm].

### 3.5. Cálculo de la energía cinética rotacional en los muslos

Con los datos obtenidos de la simulación se procede a la realización de los cálculos de energía cinética en los muslos debido a que sobre estas partes del cuerpo actúa la silla bipedestadora.

Se ha tomado en cuenta los siguientes puntos:

- El muslo puede representarse como un cilindro, aunque una mejor aproximación es la de un cono truncado. (Lucero Guerrero, 2014, pág. 134)
- Se considera al muslo como elemento sólido y homogéneo en todo su volumen.

Tabla 12.

Dimensiones del muslo

<b>Dimensiones del muslo</b>	<b>[mm]</b>
Diámetro superior (Ds)	171,10
Diámetro inferior (Di)	132,89
Distancia Sacro-Poplítea (SP)	476,4

Nota: Las dimensiones que serán utilizadas en el software son promedios aproximados de las personas que participaron en este estudio.

Elaborado por: Flores T., (2015)

# Muslo

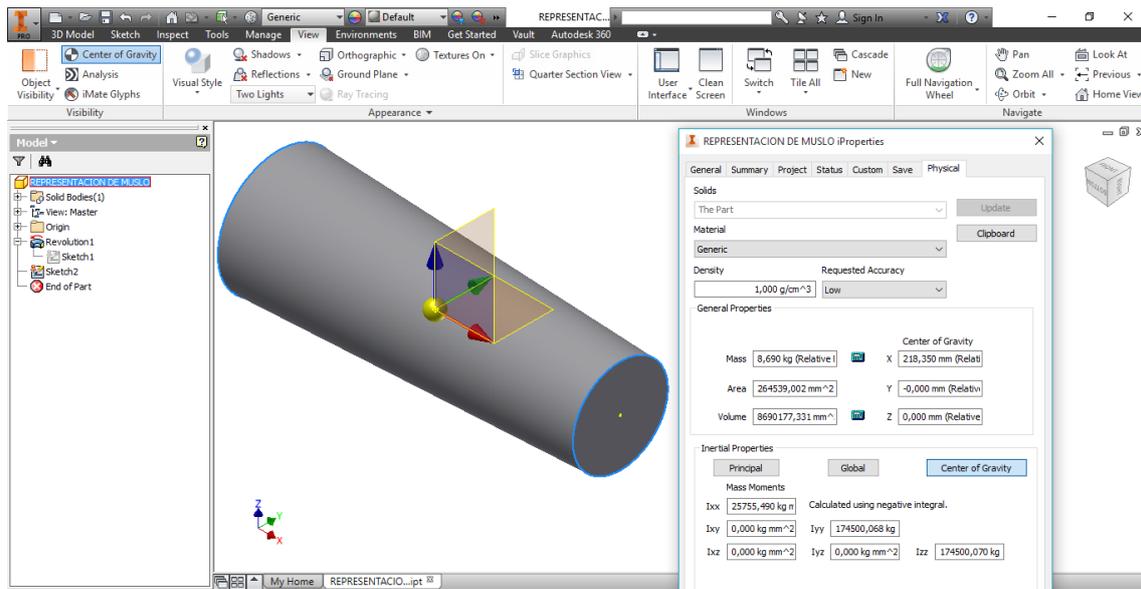


Figura 23. Representación del muslo en Autodesk Inventor Professional

Elaborado por: Flores T., (2015)

Tabla 13.

## Momentos de inercia

Momentos de Inercia del muslo		
Ixx [kg mm <sup>2</sup> ]	Iyy [kg mm <sup>2</sup> ]	Izz [kg mm <sup>2</sup> ]
25755,490	174500,068	174500,070

Nota: Momentos de inercia obtenidos en Autodesk Inventor Professional.

Elaborado por: Flores T., (2015)

Cuando un sólido rígido gira alrededor a un eje que pasa por su centro de masa, las partículas describen un movimiento circular en torno a dicho eje con una velocidad lineal distinta según sea la distancia entre la partícula y el eje de giro. Pero todas giran con la misma velocidad angular. (Martín Blas & Serrano Fernández, 2014)

Se tiene la siguiente ecuación que pertenece a la energía cinética rotacional:

$$Ec = \frac{1}{2} * I * \omega^2$$

Donde:

$I = \text{Inercia de un sólido respecto a un eje [kgm}^2\text{]}.$

$w = \text{velocidad angular[rad/s]}.$

$$Ec = \frac{1}{2} * 174,500 * 0,63^2 = 34,63 \text{ J[Joules]}$$

El valor de 34,63 J se duplica puesto que son dos muslos obteniendo finalmente una energía cinética rotacional de 69,26 J.

Sin embargo, el software no está considerando las patologías de los pacientes, es decir en las simulaciones (Figuras 19, 20 y 21) se observa que los eslabones siguen una trayectoria ordenada a una velocidad angular fijada por el software. A nivel médico se considera que las ayudas técnicas como los bipedestadores presenten movimientos suaves y lentos.

Por lo mencionado anteriormente, la velocidad lineal del actuador que se ha seleccionado para el diseño es de  $v = 8 \text{ mm/s}$  (disponible en el mercado), esta velocidad se ejerce sobre la estructura y por ende a los muslos por lo que aplicando:

$$v = \omega * r$$

$$\omega = \frac{8 * 10^{-3} \text{ m/s}}{0,4764 \text{ m}}$$

$$\omega = 0,0168 \text{ rad/s}$$

Se tiene:

$$Ec = \frac{1}{2} * 174,500 * 0,0168^2 = 0,0246 \text{ J}$$

El valor de 0,0246 J se duplica puesto que son dos muslos obteniendo finalmente una energía cinética rotacional de 0,0492 J.

Evidentemente, la simulación del software brinda una guía para la selección de la velocidad del actuador para la silla bipedestadora, puesto que si se usaba una velocidad de 299,32 mm/s la energía cinética del muslo producida alrededor del eje es tosca y lo que se desea es eliminar por completo todos los efectos adversos para la salud del paciente puesto que al existir movimientos violentos se ve afectada la cadera o la columna vertebral. Además que el paciente se agotaría con mayor facilidad porque debe emplear mayor energía.

### **3.6. Análisis del gasto energético del cuerpo humano**

Cuando una persona realiza algún tipo de movimiento corporal resulta en un gasto calórico, mientras mayor es la masa muscular que interviene en dicho movimiento resulta que se tiene un gasto energético mayor.

En las personas con discapacidad física el gasto energético total es menor y la obesidad es un riesgo alto.

El gasto energético total (GET) que realiza una persona a lo largo de todo un día es el resultado final de la suma de: (i) su metabolismo basal en reposo (MBR), que es la cantidad de energía consumida por una persona en posición de tendido supino en reposo, determinada inmediatamente después de 8 horas de sueño y 12 horas de ayuno. En otras palabras, la cantidad mínima de energía necesaria para el desarrollo de las funciones fisiológicas esenciales en reposo. En segundo lugar, (ii) el gasto energético producido como consecuencia de la ingesta de alimentos (GEA) (gasto energético requerido para digerir y asimilar los alimentos) y por último

(iii) el gasto energético asociado a la actividad física (GEAF), es decir el gasto energético como consecuencia de la práctica de actividad física (espontánea u organizada) realizada a lo largo de todo el día (cantidad de energía consumida por los músculos y sistemas del organismo implicados en la realización de dicha actividad) (Ara Royo, Casajús Mallén, & Rodríguez, 2011, pág. 64)

El diseño y construcción de la silla bipedestadora están en base a las medidas antropométricas de hombres, puesto que los datos en las mujeres en todos los casos fueron más bajos, como se explicó en el capítulo de análisis antropométrico.

Tabla 14.

Datos para el cálculo energético

<b>Edad promedio [años]</b>	<b>Peso corporal promedio [kg]</b>
52	100

Nota: Estos datos corresponden al sexo masculino debido a que la mayoría de medidas fueron superiores a las de las mujeres.

Elaborado por: Flores T., (2015)

### **3.6.1. Metabolismo basal en reposo**

Según Suversa & Hana (2010), las ecuaciones para calcular el gasto energético en reposo diario están función del sexo, rango de edad y peso corporal.

La ecuación descrita para sexo masculino en un rango de 30 a 60 años es:

$$(11,6 \times \text{peso corporal}) + 879$$

### 3.6.2. Gasto energético producido como consecuencia de la ingesta de alimentos

Para todos los casos de consumo de alimentos, se agrega un 10% sobre el MBR cuando se consume dietas mixtas.

$$(0,1 \times MBR)$$

### 3.6.3. Gasto energético como consecuencia de la práctica de actividad física

Cuando la persona usa la silla bipedestadora realiza actividades de estar sentado o de pie, el factor de actividad física múltiplo de MBR es 1,5.

$$(1,5 \times MBR)$$

### 3.6.4. Gasto energético total

El gasto energético total resulta de la suma de MBR, GEA y GEAF.

Los resultados obtenidos son:

Tabla 15.

Resumen del gasto energético

<b>MBR [kcal]</b>	<b>GEA [kcal]</b>	<b>GEAF [kcal]</b>	<b>GET [kcal]</b>
2039	203,9	3058,5	5301,4

Nota: Resultados finales del gasto energético de una persona de 52 años y peso promedio de 100 kg.

Elaborado por: Flores T., (2015)

Cuando el paciente habilita movimiento de transformación de la silla bipedestadora de sedestación a bipedestación resulta un gasto calórico de 5301,4 kcal.

Estudios realizados indican que del GET se pierde aproximadamente un 75% como calor quedando solo el 25% de esta energía y es la que utiliza el cuerpo humano para poder generar movimiento. (Recalde & Villagrán , 2015, pág. 66)

$$E_{utilizada} = 0,25 \times GET = 1325,35 \text{ kcal} \approx 5548,98 \text{ kJ}$$

## Capítulo 4

### Análisis ergonómico

La ergonomía tiene la finalidad de armonizar el individuo y el medio que lo rodea (productos, sistemas, puestos de trabajo, etc.)

“Un concepto interesante para la selección es la ley de la similitud. Haldane (1928) le llamó Tener el Tamaño Correcto. El concepto básico es que, para cada masa hay un área de superficie óptima” (Konz, 1990, pág. 211)

Una de las causas del progreso de la mayoría de países ha sido lograr que el medio se ajuste al hombre, y no el hombre al medio.

Ergonomics (or human factors) is the scientific discipline concerned with the understanding of interactions among humans and other elements of a system, and the profession that applies theory, principles, data and methods to design in order to optimize human well-being and overall system performance. (International Ergonomics Association, 2015)

#### 4.1. Evaluación ergonómica

##### 4.1.1. Forma de la silla bipedestadora

Mantener la postura sentada durante largo tiempo puede tener consecuencias no deseadas sobre el organismo, que puede conducir a diversas afectaciones en la curvatura del raquis lumbar, la presión intradiscal, la actividad muscular de diferentes zonas, la circulación sanguínea, los nervios, la presión que soportan los tejidos de las nalgas, el calor corporal y las vísceras. (Vergara Monedero, 1998, pág. 3)

La silla bipedestadora que toma como referencia este estudio es mediante un motor eléctrico lineal que ejerce una fuerza permitiendo elevar una estructura que admite una transformación de postura de sedestación a bipedestación.



La estructura fue diseñada en base a medidas antropométricas de una determinada muestra.

Las sillas de ruedas tradicionales mantienen a la persona en una sola posición, muchas veces no cumplen con los requisitos de seguridad y comodidad que los usuarios necesitan para poder realizar actividades sencillas.

Por lo que generalmente ellos adaptan la silla a su cuerpo en lugar de ser contrario y por otro lado cuando es complicado establecer un vínculo con la silla de ruedas se

recurre a realizar adaptaciones, lo que conlleva a que los usuarios traten de utilizar el menor tiempo posible la ayuda técnica.

#### **4.1.2. Base-asiento de la silla**

Diversos estudios afirman que la presión excesiva de la piel en un lugar destacado durante períodos prolongados es el más importante factor que conducen a la aparición de úlceras por presión (UPP).

Generalmente las UPP se forman en las zonas donde los huesos están cerca de la piel. El riesgo es mayor si el paciente permanece tiempos prolongados en una cama o silla de ruedas. (Lopez, Solano, & Monroy, 2009)

Los tejidos blandos de las nalgas, que cubren las tuberosidades isquiáticas de la pelvis y los de la parte posterior de los muslos son los que soportan la mayor parte del peso en la postura sedente. Al sentarse los nervios que se ven sometidos a una compresión máxima son los que se encuentran en los muslos y nalgas por lo tanto la función motora se puede ver afectada en las funciones de las piernas, lo mismo ocurre con los brazos cuando existe un reposabrazos, el nervio cubital es el que se comprime y puede afectar a la mano y dedos. (Vergara Monedero, 1998, pág. 5)

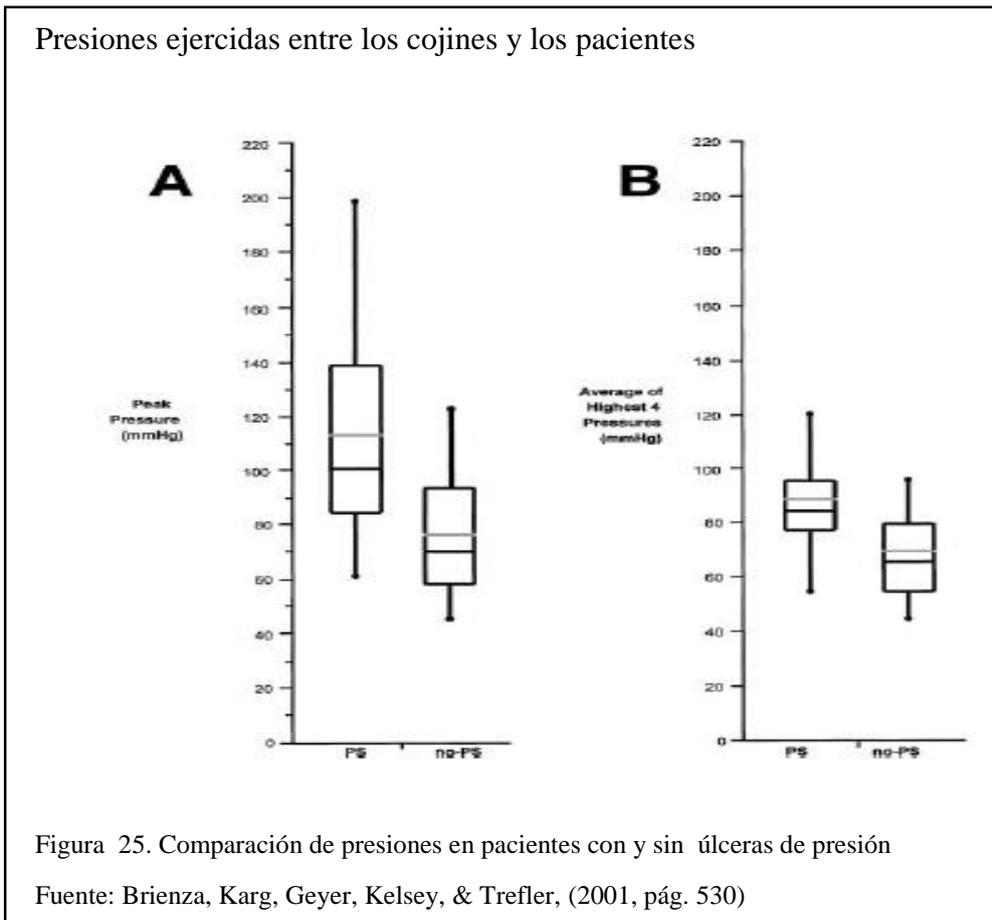
Liberar las zonas de presión y realizar cambios en la postura, beneficia a la salud de la persona evitando que desarrolle UPP.

Por tal razón se ha colocado un cojín ajustable equilibrado de aire Marca DRIVE MEDICAL, las especificaciones se encuentran detalladas en la cotización de Globamedics en el diseño y construcción de la silla bipedestadora y cuyos datos servirán para realizar el análisis de presiones.

### 4.1.3. Análisis de las presiones en el cojín

Se tomó como referencia un estudio realizado con una muestra de treinta y dos personas que usaban la silla de ruedas por más de seis horas diarias con cojines genéricos de espuma (FOAM) y cojines reductores de presión (PRC).

Sixteen subjects developed pressure ulcers (6/15 in the PRC group, 10/17 in the FOAM group). The mean peak pressure  $\pm$  1 standard deviation (SD) was  $115 \pm 45\text{mmHg}$  for subjects with pressure ulcers and  $78 \pm 22\text{mmHg}$  for subjects without. The mean of the average of the highest 4 pressures was  $89 \pm 22\text{mmHg}$  for subjects with pressure ulcers and  $70 \pm 16\text{mmHg}$  for subjects without. (Brienza, Karg, Geyer, Kelsey, & Trefler, 2001, pág. 532)



En la figura 25 se observa la comparación de la distribución de: pico de presión (A) y promedio de las 4 presiones más altas (B) entre úlcera por presión (PS) y sin úlceras por presión (No-PS). La diferencia de medias fue significativa ( $p \leq .01$ ) en ambos casos.

Los diagramas de caja muestran el mínimo, máximo, cuartil superior, cuartil inferior, media (línea gris), y la mediana (línea sólida) para cada conjunto de datos.

Conine et al studied the effectiveness of Jay cushions a in preventing pressure ulcers in a group of 163 elderly persons who use wheelchairs. They found that “the incidence of pressure ulcers was significantly higher among those patients who experienced peak interface pressure recorded at 60 mmHg or higher . . . .” Forty percent of the subjects who developed pressure ulcers had higher peak pressure (>60mmHg) than 19% of the subjects who did not develop pressure ulcers. The Scimedics Evaluator was used to measure pressure under 5 bony prominences: the ischial tuberosities, the trochanters, and in the sacrococcygeal area. (Brienza, Karg, Geyer, Kelsey, & Trefler, 2001, pág. 529)

Una vez que se conoce los rangos de presión para evitar al máximo la aparición de las UPP, se procede a realizar los cálculos.

En cuanto al cojín cumple con las expectativas funcionales de Health Industry Manufacturers Association (HIMA), clasificando dentro del Grupo 5. Ver figura 26.

Las medidas son: 16 pulgadas de ancho por 16 pulgadas de largo y por 2 pulgadas de grosor. Para efectos de cálculo se transformará las pulgadas a metros, como se muestra en la tabla 16 y 17.

Expectativas funcionales para cojín

**Table 1: Minimal Functional Expectations of HIMA Groups 5, 6, and 7**

<p><b>Group 5</b>                  Skin protection and pressure reduction                  Minimum of 2-in thickness                  Supports or reduces deformities</p> <p><b>Group 6</b>                  Ability to immerse <math>\geq</math> 2in                  A high level of skin protection by reducing loads on the tissues under the weight-bearing bony prominences, using any of the following:                  Reduced surface tension designs                  Active load distribution                  Isolation of bony prominences</p> <p><b>Group 7</b>                  Meet Group 6 description, plus                  Reduction or accommodation of deformity                  Capable of contouring to a minimum depth of 2in without bottoming out the seat support</p>
---

Figura 26. Características relevantes para la selección de cojines.

Fuente: Brienza, Karg, Geyer, Kelsey, & Trefler, (2001, pág. 530)

Tabla 16.

Cálculo de presión máxima que soporta el cojín

Medidas del cojín [m]		Área del cojín [m <sup>2</sup> ]	Fuerza máxima que soporta el cojín [N]	Presión [mmHg]
Ancho	0,41	0,17	1.333,58	60,56
Largo	0,41			
Grosor	0,05			

Nota: Según datos del fabricante, el cojín soporta 300lb, dato con el cual se calcula la presión obteniendo el valor máximo.

Elaborado por: Flores T., (2015)

Una vez que se ha encontrado el valor límite de presión del cojín, se calcula la presión que genera la persona de carga de 100 kg, obteniendo los siguientes resultados:

Tabla 17.

Cálculo de la presión ejercida por el paciente

<b>Medidas del cojín [m]</b>		<b>Área del cojín [m<sup>2</sup>]</b>	<b>Fuerza Aplicada [N]</b>	<b>Presión [mmHg]</b>
Ancho	0,41	0,17	980	44,51
Largo	0,41			
Grosor	0,05			

Nota: 44,51 mmHg es un valor de presión óptimo en el cojín ajustable equilibrado de aire para evitar el apareamiento de las UPP.

Elaborado por: Flores T., (2015)

## Conclusiones

- En este proyecto se integró dos áreas: ingeniería y medicina, cuya fusión ayudo a realizar elecciones más acertadas, pensadas en los usuarios con movilidad restringida en sus miembros inferiores obteniendo un análisis biomecánico para asociarlo con el diseño de la silla bipedestadora a la que hace referencia este estudio.
- Se logró un análisis biomecánico completo en el que se demostró que la persona emplea una mínima energía para conseguir la bipedestación por lo que a largo plazo no se desarrollarán lesiones en otras partes del cuerpo y contará con la energía suficiente para realizar actividades de menor complejidad como: sostener un libro mientras lo lee, manejar una computadora, entre otras.
- En la simulación de la rodilla, en el acto de levantarse de la silla se obtuvo gráficas en las que se evidencia un aumento de presión en el líquido sinovial, puesto que los puntos de contacto entre el fémur y la tibia fueron variando para los distintos ángulos y consecuentemente existe aumento de carga en la articulación.

## **Recomendaciones**

- Se debe dar mayor énfasis a la Biomecánica puesto que emplea los principios y métodos de la Ingeniería Mecánica al estudio de las estructuras vivas, con lo que se contribuye significativamente al mejoramiento de la calidad de vida. Esta ciencia actualmente está ganando territorio en campos.
- Antes de realizar los cálculos se debe consultar con personas del campo de la medicina. En este análisis se necesitó de un fisioterapeuta especializado en mediciones antropométricas, quien estuvo guiándonos en la adquisición de los datos y manejo del kit antropométrico.

## Referencias

Acosta Vidrio, E. (1987). *Anatomía Humana Descriptiva, topográfica y funcional* (Vol. III). España: MASSON S.A.

Ara Royo, I., Casajús Mallén, J. A., & Rodríguez, G. V. (2011). Valoración de la Actividad Física. En J. A. Casajús Mallén, & G. V. Rodríguez, *Ejercicio Físico y Salud en Poblaciones Especiales* (págs. 64-77). Madrid: Consejo Superior de Deportes.

Bernal, L. (Julio de 2012). *Evaluación de la marcha normal y patológica*. Obtenido de <https://mundomanuales.files.wordpress.com/2012/07/30evaluacion-de-la-marcha-normal-y-patologica.pdf>

Bonilla, K. (Julio de 1999). *Biología*. Obtenido de <http://lalupa3.webcindario.com/biologia/sistema%20oseo.htm#inicio>

Brienza, D., Karg, P., Geyer, M., Kelsey, S., & Trefler, E. (April de 2001). The Relationship Between Pressure Ulcer Incidence and Buttock–Seat Cushion Interface Pressure in At-Risk Elderly. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 529-533. doi:<http://dx.doi.org/10.1053/apmr.2001.21854>

Centro de Osteopatía Valencia. (2015). Obtenido de <http://www.cdov.es/blog/>

Centro Nacional de Distribución de Información del Instituto Nacional de Artritis. (Noviembre de 2014). Obtenido de [http://www.niams.nih.gov/Portal\\_en\\_espanol/Informacion\\_de\\_Salud/Problemas\\_de\\_rodillas/default.asp](http://www.niams.nih.gov/Portal_en_espanol/Informacion_de_Salud/Problemas_de_rodillas/default.asp)

Dolorrodilla.com. (2015). Obtenido de <http://www.dolorrodilla.com/rodilla/articulacion-rodilla.php>

- Egea García, C., & Sarabia Sánchez, A. (Noviembre de 2001). *Clasificaciones de la OMS sobre discapacidad*. Obtenido de [http://www.um.es/discatif/METODOLOGIA/Egea-Sarabia\\_clasificaciones.pdf](http://www.um.es/discatif/METODOLOGIA/Egea-Sarabia_clasificaciones.pdf)
- Fernández Prieto, A. (20 de Febrero de 2012). *Exploración y semiología de la cadera*. Obtenido de [http://www.traumazamora.org/guias\\_tratamiento/semiocadera.html](http://www.traumazamora.org/guias_tratamiento/semiocadera.html)
- Galán Vera, M. M. (29 de Junio de 2010). *Análisis cinemático de sistema mecánico con control giroscópico para ascenso y descenso de escaleras en una silla de ruedas para pacientes hemipléjicos con lesiones torácicas en t4 y menores*. Obtenido de <http://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/9627/222.pdf?sequence=1>
- García Sanchez, J. (2013). *Módulo de Bases Anatómicas y Fisiológicas del Deporte*. Obtenido de [http://www.edvillajunco.es/doc/7\\_extremidad\\_inferior.pdf](http://www.edvillajunco.es/doc/7_extremidad_inferior.pdf)
- Hernández Stengele, F. (2008). *Colección de tesis digitales Universidad de Las Americas Puebla*. Obtenido de Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana. : [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo2.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo2.pdf)
- Instituto de Migraciones y Servicios Sociales. (2000). *Valoración de las Situaciones de Minusvalía*. Madrid: Grafo S.A.
- International Ergonomics Association. (2015). Obtenido de <http://www.iea.cc/whats/index.html>
- Izquierdo, M. (2008). *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte*. Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.
- Konz, S. (1990). *Diseño de Sistemas de Trabajo*. México: Limusa.

- Latarjet, M., & Ruiz Liard, A. (2004). *Anatomía Humana*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana.
- Lopez, E., Solano, V., & Monroy, C. (2009). *Infomédula (Plataforma de Comunicación de la Fundación del Hospital Nacional de Parapléjicos)*. Obtenido de [http://www.infomedula.org/index.php?option=com\\_content&view=article&id=1134%3Aulceras-por-presion-minimiza-riesgos&catid=35%3Ahospital&lang=es](http://www.infomedula.org/index.php?option=com_content&view=article&id=1134%3Aulceras-por-presion-minimiza-riesgos&catid=35%3Ahospital&lang=es)
- Lucero Guerrero, P. F. (2014). *Diseño, experimentación y evaluación de prácticas en el área de ergonomía, modelado biomecánico y análisis de movimiento en el laboratorio de ingeniería de biomédica en la Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca*. Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana.
- Martín Blas, T., & Serrano Fernández, A. (Octubre de 2014). *Sólido rígido*. Obtenido de [http://acer.forestales.upm.es/basicas/udfisica/asignaturas/fisica/solido/energia\\_solido.html](http://acer.forestales.upm.es/basicas/udfisica/asignaturas/fisica/solido/energia_solido.html)
- Mejor con salud. (2013). Obtenido de <http://mejorconsalud.com/te-duele-la-rodilla-causas-y-remedios/>
- Ministerio de Salud Pública. (2015). *Ministerio de Salud Pública*. Obtenido de <http://www.salud.gob.ec/>
- Momm, W., & Ransom, R. (2012). *Capítulo 17 Discapacidad y Trabajo*. Obtenido de <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/EnciclopediaOIT/tomo1/17.pdf>
- Monte Rodríguez, A. M. (12 de 4 de 2014). *Valoración de la Deficiencia originada por Cardiopatías Congénitas*. Obtenido de [www.corazonyvida.org/attachment/120414/](http://www.corazonyvida.org/attachment/120414/)

- Ortojosbel. (2015). *Ortopedia Ortojosbel*. Obtenido de <http://www.sillasderuedas.es/Silla-de-ruedas-Action-Vertic>
- Polo Rubio, M. (27 de Marzo de 2007). *Influencia de las variables biomecánicas y fisiológicas sobre el rendimiento deportivo de atletas en silla de ruedas*. Obtenido de UNIVERSITAT DE VALENCIA: <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/9714/polo.pdf?sequence=1>
- Recalde , L., & Villagrán , N. (Mayo de 2015). Análisis biomecánico de las extremidades inferiores del cuerpo, para el estudio de transformación de la energía humana en energía eléctrica en el pedaleo elíptico . Obtenido de <http://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/9128/1/UPS-KT01136.pdf>
- Salgado Ossandón, J., & Pérez Canto, M. (9 de Junio de 2014). *Prezi-Articulación del pie*. Obtenido de [https://prezi.com/uoy4jka\\_qory/articulacion-del-pie/](https://prezi.com/uoy4jka_qory/articulacion-del-pie/)
- Suversa, A., & Hana, K. (2010). *El ABCD de la Evaluación del Estado de Nutrición*. Mexico: Mc Graw Hill.
- T Nation LLC. (2015). Obtenido de <http://www.t-nation.com/img/photos/07-173-training/image021.jpg>
- Torreiglesias, M. (28 de Mayo de 2003). *Saber Vivir.es*. Obtenido de <http://www.sabervivir.es/atlas-anatomico/extremidades>
- Vergara Monedero, M. (Enero de 1998). *Evaluación Ergonómica de Sillas. Criterios de Evaluación basados en la Postura*. Obtenido de <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/10560/vergara.pdf?sequence=1>
- Villa Parra, A. (Junio de 2011). *Sistema de control para asistir el movimiento de dorsiflexión de pie caído en la fase de oscilación de la marcha en pacientes*

*hemipléjicos*. Obtenido de

<http://repositorio.educacionsuperior.gob.ec/bitstream/28000/978/1/T->

SENESCYT-0382.pdf

## **Anexos**

Anexo 1 Formato de consentimiento informado

### **DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA:**

.....  
Este formulario de consentimiento informado es para personas mayores de edad, que son atendidos en el Centro de Rehabilitación Integral Especializado (CRIE N.1) ubicado en la Parroquia Conocoto perteneciente al Distrito Metropolitano de Quito.

A quienes nos dirigimos de manera muy especial para solicitarles que participen en el proyecto técnico-investigativo de las temáticas siguientes: "Diseño y construcción de una silla bipedestadora para una persona de movilidad restringida en sus extremidades inferiores" y "Análisis biomecánico de una persona de movilidad restringida en sus extremidades inferiores en el uso de una silla bipedestadora"

### **PARTE I:**

#### **❖ Información**

Barbero Palacios Jhonny Israel: C.I 172424810-7, Flores Mugmal Tatiana Gabriela: C.I 172183405-7, Ortega Bustamante Luis Alexis: C.I 040173463-7 somos estudiantes de pregrado de la Universidad Politécnica Salesiana de la carrera de Ingeniería Mecánica, estamos realizando un proyecto técnico-investigativo sobre la funcionalidad de la silla bipedestadora que vamos a diseñar, construir y realizar el análisis biomecánico para personas con movilidad restringida en la extremidades inferiores, que es muy común en este país.

Le vamos a dar información e invitarle a participar de este proyecto. No tiene que decidir hoy si participar o no en esta investigación. Antes de decidirse, puede hablar con alguien que se sienta cómodo sobre la investigación.

### ❖ **Propósito**

La Discapacidad Física tiene un alto porcentaje de presencia en nuestro país con el 48.94%, seguido de la intelectual con 21.81%, auditiva con 12.21% y visual con 11.70%.

De la mayoría de discapacidades físicas, la que presenta mayores dificultades para realizar actividades es específicamente en las extremidades inferiores lo que significa que dependen de algo o alguien para su movilidad , en este contexto la silla de ruedas se ha convertido en una importante ayuda técnica para estos usuarios que si viene cierto mejoran en gran parte su movilidad todavía depende de otras personas para realizar actividades que parecen normales para nosotros pero para ellos representan una odisea, como alcanzar algún objeto en una estantería alta o simplemente conversar con alguien a la misma altura.

El propósito de este proyecto es diseñar y construir una silla bipedestadora que cumpla las especificaciones técnicas y médicas que brinden todas las ventajas posibles para mejorar la calidad de vida de las personas que no pueden utilizar sus extremidades inferiores.

Una silla bipedestadora consiste en que la silla mediante un mecanismo mecánico permita levantarse sobre ella representa la solución y una forma que les dé más independencia para estos usuarios, logrando así más actividades y sentirse anímicamente mejor.

## Silla bipedestadora ortojosbel



Figura 27 Convivencia de una persona con discapacidad en un entorno social

Tomado de: Ortojosbel, (2015)

### ❖ Tipo de Intervención de Investigación

Para este proyecto se solicita que el paciente nos ayude con los datos antropométricos, es decir las dimensiones del cuerpo humano como: estatura, peso, distancias de las extremidades superiores, inferiores entre otras.

### ❖ Selección de Participantes

Le estamos invitando a tomar parte de esta investigación porque es importante que realicemos el diseño de la silla bipedestadora con datos reales y propios de personas de nuestro país.

Muchas de las sillas que se traen del exterior son con medidas de las personas del país de procedencia.

### ❖ Participación Voluntaria

Nos gustaría que nos indique claramente que lo podemos elegir como participante en este proyecto.

Este evento no es de carácter obligatorio usted decide si lo hace o no. Si no desea participar no se preocupe seguirá recibiendo de igual forma todos los servicios que usualmente tiene.

#### ❖ **Descripción del Proceso**

En el desarrollo de los datos antropométricos, las mediciones se toman en la posición sentado, la vista debe mantenerse siempre hacia el frente, los brazos relajados en su postura natural, y para algunas medidas es necesario tener antebrazos y manos extendidas hacia delante, los pies descansando en una superficie para permitir que las rodillas puedan ser flexionadas cerca de los 90°.

El lado derecho del cuerpo se usa para todas las mediciones. Todas estas medidas serán realizadas por un profesional especialista en antropometría que cuenta con equipo especializado para realizarlo.

#### ❖ **Procedimiento general**

- Informar al paciente de las mediciones que se le va a realizar con su previo consentimiento.
- Llenar el registro de datos personales.
- Preparar al paciente en posición recta y natural en la silla de ruedas.
- Debe de realizarse un examen físico general para determinar algunas condiciones que introduzcan variación en las mediciones como edema o falta de algún segmento corporal.
- El lugar donde se realizan las mediciones debe ser un local con privacidad, suficientemente amplio para realizar los movimientos necesarios por la persona

examinada, la que realiza las mediciones y personas de apoyo técnico y con condiciones ambientales comfortable de iluminación, temperatura y ventilación

- Los cambios de posición se realizarán sin brusquedades y con la colaboración de la persona examinadora.
- Se procede a realizar las medidas antropométricas.
- Registrarlas en una tabla las medidas antropométricas.

#### ❖ **Duración**

La toma de los datos de las medidas y dimensiones del cuerpo humano tiene una duración de 1 hora aproximadamente, y será realizado por un especialista.

#### ❖ **Efectos secundarios**

Se debe notificar que no existe algún efecto secundario.

#### ❖ **Riesgos**

No existe ningún riesgo al realizar las mediciones del cuerpo humano debido a que no administrará ningún tipo de medicina.

#### ❖ **Beneficios**

Mediante la realización de este proyecto técnico-investigativo los beneficios son netamente para la sociedad, aclarando que este proyecto no es con un fin comercial, el resultado deseado será haber mejorado la silla bipedestadora acorde a las necesidades del paciente en respuesta a un problema tan evidente como la discapacidad y 100% fabricado en nuestro país.

#### ❖ **Confidencialidad**

La información que recolectaremos para este proyecto de técnico-investigativo se mantendrá confidencial.

La información acerca de usted recolectada por la investigación será aislada y solo los investigadores podrán verla.

Debemos aclarar además que al final de este proyecto se entregará al Centro de Rehabilitación Integral Especializado (CRIE N.1) la información pertinente.

❖ **Compartir los resultados**

El conocimiento que obtendremos de este estudio se compartirá con usted antes de que se haga ampliamente disponible al público. No se compartirá información confidencial.

Habrán pequeños encuentros en la comunidad y estos se anunciarán. Después, se publicarán los resultados para que otras personas interesadas aprendan de nuestra investigación.

❖ **Derecho a negarse a participar y a retirarse**

Usted no tiene por qué aceptar de forma obligatoria que participe en esta investigación si no desea hacerlo y negarse a participar no afectará a su tratamiento en este Centro en cualquier forma. No será afectado de ninguna manera ni su tratamiento ni el de algún familiar suyo que asista a este Centro.

❖ **A quién contactar**

Si usted tiene algunas preguntas puede hacerlas ahora e incluso después de que haya comenzado el estudio. Si usted desea hacer preguntas más tarde, puede contactar a cualquiera de las siguientes personas:

✓ Barbero Palacios Jhonny Israel

Correo electrónico: jhonnyisrael11@gmail.com

Celular: 0998448589

✓ Flores Mugmal Tatiana Gabriela

Correo electrónico: gabriela91flores@gmail.com

Celular: 0983923614

✓ Ortega Bustamante Luis Alexis

Correo electrónico: luigiortega52@gmail.com

Celular: 0984114423

✓ Ing. Fabio Obando

Correo electrónico: fobando@ups.edu.ec

Celular: 0992941152

Esta propuesta ha sido evaluada y aprobada primeramente por el Dr. Marcelo Álvarez, Director del Centro de Rehabilitación, con el apoyo del área de Recurso Humanos y el Departamento de Rehabilitación, y cuya tarea es asegurarse de que a los participantes se les protegerá de daños.

## **PARTE II:**

### **❖ Formulario de Consentimiento**

He sido invitado para ser participe en una investigación sobre una silla bipedestadora.

Entiendo que ello significa que un especialista tome medidas del cuerpo humano con un tiempo estimado de 1 hora.

He sido informado de que no existen riegos, ya que no se administrara ningún tipo de medicina. Soy consciente de que puede que no haya beneficio personal para mí.

Se me ha proporcionado el nombre de cuatro investigadores que puede ser contactados fácilmente usando el número que se me dio.

He leído la información proporcionada, he tenido la oportunidad de preguntar dudas sobre ello y se me ha respondido satisfactoriamente.

Consiento voluntariamente a participar en este estudio y entiendo que tengo el derecho de retirarme del estudio en cualquier momento sin que afecte de ninguna forma mi atención médica.

Fecha: Quito, D.M., 18 de junio de 2015

**Nombre del Participante:.....**

**Firma del Participante:.....**

Anexo 2 Medidas antropométricas individuales de los pacientes que firmaron el consentimiento informado

			Jose Fernandez	Guillermo Ulloa	Cesar Hayo	Vicente Maldonado	Juan Salcedo	Cristian Cayo
		PACIENTES						
		EDAD	66 años	67 años	67 años	52 años	31 años	29 años
DESCRIPC	MEDICIÓN	POSICIÓN	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]
AP	Altura Poplítea	Sentado	42,00	40,20	42,50	43,20	45,10	45,30
SP	Distancia Sacro-Poplitea	Sentado	37,50	37,00	42,00	48,50	44,20	46,30
SR	Distancia Sacro-Rotula	Sentado	48,80	48,20	55,00	54,50	61,00	54,90
MS	Altura Muslo-Suelo	Sentado	54,30	53,40	52,00	55,80	56,60	56,80
RS	Altura Rodillas-Suelo	Sentado	51,80	51,00	50,80	54,30	56,00	56,00
CS	Altura Codo-Suelo	Sentado	60,80	63,00	64,00	58,20	62,90	62,00
AmínBa	Alcance mínimo del brazo hacia delante con agarre	Sentado	58,50	52,00	55,00	52,80	52,00	51,50
CM	Distancia Codo-Mano	Sentado	40,00	38,50	37,50	46,50	47,50	44,40
AmáxBa	Alcance máximo del brazo hacia delante con agarre	Sentado	83,00	69,40	71,00	64,00	78,00	76,00
HS	Altura Hombros-Asiento	Sentado	94,00	94,00	95,00	97,00	98,50	95,00
CdCd	Anchura de las caderas	Sentado	33,00	34,00	27,50	42,00	36,40	34,00
RRs	Ancho de rodillas	Sentado	22,80	23,40	21,50	24,80	26,40	21,60
AS	Altura Subescapular	Sentado	86,00	83,00	88,00	90,00	89,90	84,00
CC	Ancho Codo codo	Sentado	38,10	53,40	42,30	54,00	52,00	49,50
PP	Profundidad de Pecho	Sentado	27,50	28,80	23,70	27,00	25,00	27,00
HH	Anchura de Hombros	Sentado	40,80	38,50	36,00	40,50	40,20	36,00
AT	Ancho Tórax	Sentado	30,50	31,40	26,70	34,00	32,20	33,00
PeMus	Perímetro Muslo	Sentado	47,00	50,00	38,50	43,00	55,00	37,00
PePan	Perimetro pantorrila	Sentado	32,00	39,00	32,00	35,00	37,50	35,50
Atro	Altura Trocanter	Parado	82,00	77,00	83,00	89,00	92,00	88,00
AG	Altura Gluteo-Piso	Parado	100,00	85,00	94,00	100,00	100,00	92,50
PeAb	Perímetro Abdomen	Parado	132,00	111,00	91,00	99,00	104,00	96,00

Elaborado por: Flores T., (2015)

		PACIENTE	Inés Martínez	Delia Valenzuela	Alegria Cachumba	Irma León	Rosa Urcunago	Janeth Fuenmayor
		EDAD	86 años	81 años	83 años	69 años	69 años	62 años
DESCRIPCIÓN	MEDICIÓN	POSICIÓN	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]
AP	Altura Poplítea	Sentado	41,00	39,20	42,70	41,00	39,00	39,50
SP	Distancia Sacro-Poplítea	Sentado	45,40	38,40	40,20	38,50	38,00	42,00
SR	Distancia Sacro-Rotula	Sentado	52,70	49,00	52,20	45,00	46,50	47,00
MS	Altura Muslo-Suelo	Sentado	51,50	54,00	54,70	51,00	47,00	53,80
RS	Altura Rodillas-Suelo	Sentado	47,50	49,00	49,70	47,00	45,00	50,80
CS	Altura Codo-Suelo	Sentado	47,00	60,20	59,20	65,30	69,00	62,00
AmínBa	Alcance mínimo del brazo hacia delante con agarre	Sentado	50,00	50,00	54,00	52,30	52,00	48,50
CM	Distancia Codo-Mano	Sentado	39,60	37,50	39,00	38,00	39,50	38,20
AmáxBa	Alcance máximo del brazo hacia delante con agarre	Sentado	70,00	68,00	73,00	70,00	65,00	72,00
HA	Altura Hombros-Asiento	Sentado	94,00	97,00	91,00	94,00	95,00	91,00
CdCd	Anchura de las caderas	Sentado	34,00	36,00	35,00	27,00	35,00	34,00
RRs	Ancho de rodillas	Sentado	23,50	22,50	25,70	25,00	23,00	25,50
AS	Altura Subescapular	Sentado	78,00	80,00	78,00	83,00	85,00	89,00
CC	Ancho Codo codo	Sentado	53,00	39,00	49,20	37,50	46,00	50,70
PP	Profundidad de Pecho	Sentado	32,00	33,30	28,00	23,50	30,90	33,00
HH	Anchura de Hombros	Sentado	36,80	40,40	40,80	37,00	37,00	42,20
AT	Ancho Tórax	Sentado	30,50	33,00	32,40	30,60	29,50	35,50
PM	Perímetro muslo	Sentado	45,50	49,00	44,00	35,00	42,00	44,00
PP	Perímetro pantorrila	Sentado	35,00	35,50	31,00	31,00	32,00	32,00
AT	Altura Trocanter	Parado	82,00	81,00	85,00	82,00	76,00	90,00
AG	Altura Glúteo-Piso	Parado	92,00	93,00	94,00	90,00	83,00	95,00
PC	Perímetro Abdomen	Parado	110,00	110,00	100,00	81,00	110,00	110,00

Elaborado por: Flores T., (2015)

		PACIENTE	Maria Sosa	Martha Paredes	Maria Chango	Elvia Romero	Rosa Carvajal	Diana Freire	Delia Calderón
		EDAD	63 años	73 años	74 años	62 años	71 años	58 años	60 años
DESCRIPCIÓN	MEDICIÓN	POSICIÓN	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]	VALOR [cm]
AP	Altura Poplítea	Sentado	42,00	40,30	40,30	40,30	41,00	41,30	43,00
SP	Distancia Sacro-Poplítea	Sentado	44,50	37,80	43,30	35,50	43,00	49,00	42,80
SR	Distancia Sacro-Rotula	Sentado	54,50	48,50	51,20	46,50	50,00	46,00	52,50
MS	Altura Muslo-Suelo	Sentado	51,00	51,20	53,10	52,70	52,00	52,20	53,70
RS	Altura Rodillas-Suelo	Sentado	51,50	47,30	50,00	47,00	50,00	49,40	52,50
CS	Altura Codo-Suelo	Sentado	55,20	60,40	61,40	66,00	63,00	62,20	63,10
AmínBa	Alcance mínimo del brazo hacia delante con agarre	Sentado	50,00	53,70	54,30	48,30	50,50	41,00	45,50
CM	Distancia Codo-Mano	Sentado	39,00	39,40	40,50	41,70	43,30	38,30	49,50
AmáxBa	Alcance máximo del brazo hacia delante con agarre	Sentado	69,00	71,00	65,50	69,30	76,00	61,30	69,50
HA	Altura Hombros-Asiento	Sentado	88,00	91,00	93,00	99,00	91,00	89,50	95,50
CdCd	Anchura de las caderas	Sentado	34,00	30,80	34,80	29,00	30,50	26,50	31,40
RRs	Ancho de rodillas	Sentado	20,00	21,00	28,40	23,50	18,00	18,50	22,50
AS	Altura Subescapular	Sentado	82,00	88,00	85,00	89,00	87,00	78,00	43,20
CC	Ancho Codo codo	Sentado	42,50	47,00	52,50	42,30	46,00	39,80	46,40
PP	Profundidad de Pecho	Sentado	28,40	29,50	33,50	31,00	28,50	23,60	28,70
HH	Anchura de Hombros	Sentado	37,00	35,80	37,60	39,50	37,00	34,60	39,50
AT	Ancho Tórax	Sentado	30,00	26,50	29,00	28,00	28,40	27,60	31,00
PM	Perímetro muslo	Sentado	39,00	44,00	45,00	48,00	41,00	43,80	48,00
PP	Perímetro pantorrila	Sentado	29,00	33,00	34,00	38,00	37,00	33,80	35,00
AT	Altura Trocanter	Parado	84,00	80,00	86,00	81,00	77,00	80,00	87,00
AG	Altura Glúteo-Piso	Parado	95,00	89,00	93,00	86,00	89,00	87,00	92,50
PC	Perímetro Abdomen	Parado	100,00	92,00	110,00	97,00	100,00	76,00	83,00

Elaborado por: Flores T., (2015)