

SEMILLERO DE INVESTIGACIÓN
ANÁLISIS DE LA MARCHA EN EL ADULTO MAYOR
SIMULADOR DE ESTADO FUNCIONAL

POR:

MARÍA ELISA OQUENDO FLÓREZ

CRISTIAN NAZAR SOTO TAMAYO

PROFESOR:

GUSTAVO SEVILLA CADAVID

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA

FACULTAD DE ARQUITECTURA Y DISEÑO

AREA DE ERGONOMÍA

2015

INDICE:

- 1. INTRODUCCIÓN**
- 2. ANTECEDENTES**
- 3. ESTADO DEL ARTE**
- 4. MARCO REFERENCIAL**
 - 4.1. La marcha**
 - 4.2. Marcha del adolescente y el adulto joven**
 - 4.3. Fases de desarrollo de la marcha**
 - 4.4. Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital**
 - 4.5. Especificación de la marcha en la tercera edad**
 - 4.6. Evaluaciones de la marcha**
 - 4.7. Tipos de marcha patológica.**
 - 4.8. DISFUNCIONES BIOMECÁNICAS DE LA TERCERA Y CUARTA EDAD**
 - 4.9. Artritis**
 - 4.10. Artrosis**
 - 4.11. Clasificación del dolor**
- 5. CONCLUSIONES**
- 6. REQUERIMIENTOS DE DISEÑO**
 - 6.1. Propuestas**
 - 6.2. Desarrollo de maqueta**
 - 6.3. Prototipo 1**
 - 6.4. Prototipo 2**
 - 6.5. Resultados**

1. INTRODUCCIÓN

La presente investigación se refiere al estudio de la marcha, también definida como la locomoción humana, en la cual se podrán identificar y definir las variables que la diferencian en el adolescente, el adulto joven y el adulto mayor. Se dispone de un proceso de recolección de información bibliográfica para determinar las diferentes fases de desarrollo y los posibles cambios que se presentan con el avance de la edad.

Se analizará la información recolectada por medio de un análisis comparativo y otros instrumentos con el fin de ampliar el desarrollo biomecánico que demuestre los diferentes rangos presentados según la edad, más adelante se propondrá un conjunto simulador de estados que permitirá verificar las variables que se puedan presentar en un proceso de diseño.

2. ANTECEDENTES:

Actualmente diseñar para usuarios que posean características anatómicas, funcionales y cognitivas especiales, representa un reto importante para la disciplina, debido a la cantidad de posibles variables que se puedan presentar en el proceso de creación y la poca información que se pueda recolectar acerca de ellas, por lo que se llegan a plantear preguntas desde la perspectiva del diseño en cuanto a las consecuencias que se pueden presentar en la anatomía, fisiología y cognición de usuario si los productos no son adecuados y las discrepancias que se crean en el espacio y el entorno de estos.

La creación de simuladores de estados funcionales es el punto de partida para la solución a estas falencias del proceso de diseño, sin embargo es importante recalcar que no se trata simplemente de imitar un estado funcional, sino de lograr calcular y regular las variables según sea la condición, siempre llegando a un tope máximo del estado funcional de la persona.

3. ESTADO DEL ARTE:

En este proceso de investigación se toman como referencia algunos de los simuladores de estado funcionales que se pueden encontrar actualmente, sin embargo la gran parte de ellos fabricados de forma artesanal, lo que limita la medición exacta o aproximada de algunas variables ocasionando todo tipo de fallas.

A continuación la muestra de simuladores de estados funcionales (adulto mayor)



Age simulation suit GERT



Yorkshire Hospitals NHS 'old age' suit



The SD&C age



MIT Old-Age-Simulator Suit

4. MARCO REFERENCIAL:

4.1. LA MARCHA

Para iniciar este acercamiento en cuanto a la marcha es necesario entender la locomoción humana, el Dr. Pedro Vera Luna del instituto de Biomecánica de valencia describe la locomoción humana normal como *“una serie de movimientos alternantes, rítmicos de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad”*. (Luna, 2006)

El ser humano camina diferente según el tipo de suelo sobre el cual se desplace, se ha observado que los impactos del pie sobre pavimentos duros como asfalto aumentan, mientras en suelos naturales como madera, hierba o arena se suaviza. Otro factor importante son la subida y bajada de pendientes también altera la forma de desplazamiento. En la subida de una pendiente los pies están en flexión dorsal (fig 1), gracias a esto existe una gran posibilidad de impulso delantero.



(fig.1)

(fig.2)

El cuerpo se inclina un poco hacia delante y el centro de gravedad tiende a sobrepasar el pie más adelantado, lo que crea un desequilibrio favorable. Los músculos tríceps, cuádriceps y glúteo mayor desarrollan su máxima acción, asociados a los músculos dorsales. En ocasiones durante el ascenso el sujeto se ayuda apoyando las manos sobre la rodilla anterior que está flexionada.

En el descenso los pies están en flexión plantar (fig.2), la persona se encuentra inclinada hacia atrás. El miembro posterior es el que comienza la acción de frenado. En la subida de la pendiente lo fundamental es el impulso para ascender, en el caso de la bajada lo más importante es el frenado. En el ascenso y descenso de pendientes no se puede hablar de un miembro impulsor y otro de recepción como en el caso de la marcha por terreno llano, pues en el ascenso ambas extremidades inferiores participan en el impulso, y en el descenso los dos miembros inferiores

intervienen en la acción de frenado. La longitud del paso será tanto más reducida cuanto mayor sea la pendiente, tanto en la subida como en la bajada.

La rodilla delantera, propulsora durante la subida y la trasera, que actúa como freno durante la bajada, se encuentran en flexión, y ésta será mayor cuanto mayor sea la pendiente. (Susana Collado Vázquez, 2003)

4.2. MARCHA DEL ADOLESCENTE Y EL ADULTO JOVEN:

Existen diferencias notables en la forma de caminar según avanza la edad. Los adolescentes y adultos jóvenes en general caminan con ligereza, flexibilidad y agilidad, cualidades que van disminuyendo con la edad.

Marcha del anciano: En el anciano pueden observarse diversos cambios en la marcha, algunos debidos al propio envejecimiento y otros a patologías subyacentes más frecuentes en personas de edad avanzada. Con el envejecimiento la marcha se hace más rígida, envarada y menos flexible. Disminuyen la velocidad y la longitud del paso, variaciones encaminadas a conseguir una marcha más segura pero al mismo tiempo son factores causantes de un aumento del consumo de energía durante la de ambulación. (Tabla 1)

Tabla 1.- Cambios en la marcha debidos al envejecimiento.

CAMBIOS CON EL ENVEJECIMIENTO
Disminución de los componentes horizontal y vertical
Disminución de los movimientos de balanceo y rotaciones
Anomalías posturales
Hipertonía muscular, sobre todo en cinturas escapular y pélvica.
Disminución de la velocidad y cadencia de la marcha.
Disminución de la longitud del paso
Aumento de la anchura del paso

4.3 FASES DE DESARROLLO DE LA MARCHA:

1. La fase de apoyo está dividida es 5 intervalos:

- Contacto del talón – Momento de interacción entre el talón y la superficie.
- Apoyo plantar – Contacto de la parte anterior del pie con la superficie.
- Apoyo medio – Instante en que el trocánter se encuentra alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde el plano sagital.

- Elevación del talón – Momento cuando el talón deja de interactuar con la superficie.
- Despegue del pie – Momento en el que los dedos se elevan de las superficie.

2. Fase de balanceo dividida en tres momentos:

- Aceleración – se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan en suelo.
- Balanceo medio – la pierna en movimiento rebasa la como un péndulo.
- Desaceleración – la pierna desacelera al acercarse al final del intervalo.

(Ganaglius, 2011)

4.4 ANÁLISIS CINEMÁTICO DE LA MARCHA HUMANA EN EL PLANO SAGITAL:

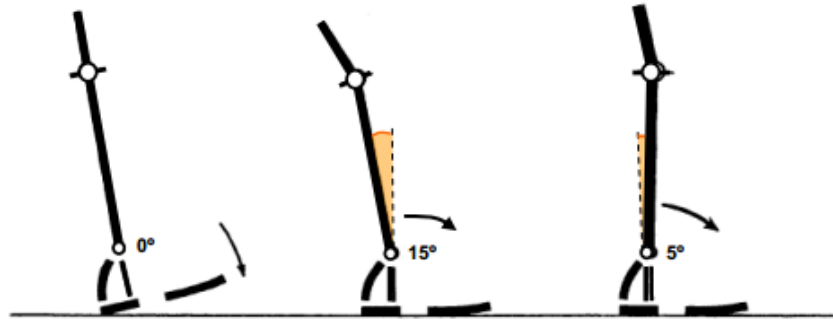
INTERVALO I

Movimientos de articulaciones entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo.

EL TOBILLO

Momento de contacto del talón con el suelo	La articulación del tobillo está en posición neutra (0°). Justo entre la dorsiflexion y la flexión plantar.
Simultáneamente con el contacto del talón	La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección de la flexión plantar
Momento en que la planta del pie hace con el suelo	La articulación del tobillo se mueve 15° de la posición neutra a la flexión plantar.
En la fase media	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexion

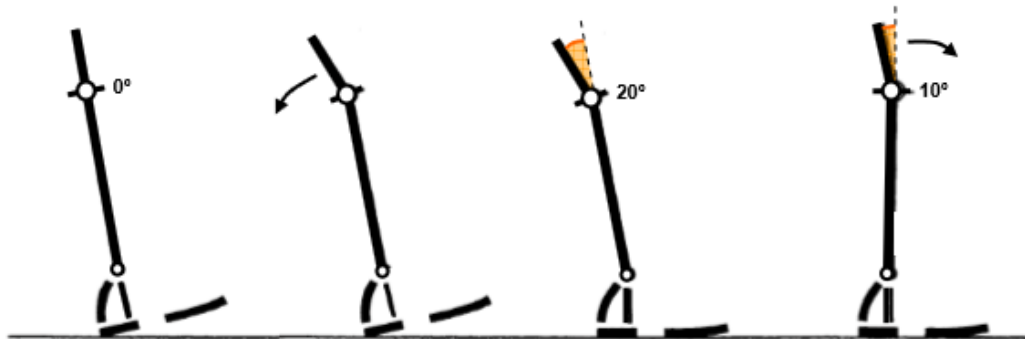
(Puebla, 2015)



LA RODILLA

Inmediatamente antes de tocar el talón con el suelo	La articulación de la rodilla se encuentra en completa extensión.
Simultáneamente cuando esta hace contacto con el suelo	La articulación de la rodilla empieza a realizar su flexión y continúa hasta que la planta del pie hace contacto con la superficie.
Al momento después de haber alcanzado la posición plana del pie.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.
En el apoyo medio	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa en extensión.

(Puebla, 2015)



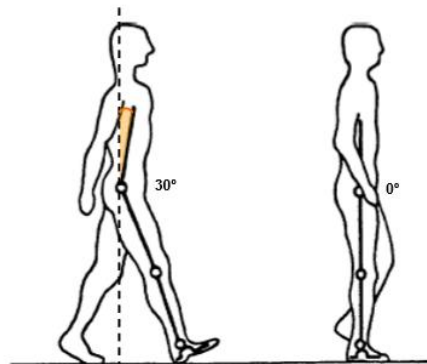
LA CADERA

Al momento que entra en contacto el talón con el suelo	La cadre esta aproximadamente a 30° de flexión.
Después del contacto del talón con la superficie.	La articulación de la cabeza comienza a extenderse.
En la posición del pie plano en el suelo	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20°

Entre el pie plano y el apoyo medio

La articulación de la cadera se mueve en posición neutral 0°.

(Puebla, 2015)



INTERVALO II

Movimientos de articulaciones entre el apoyo medio y el despegue del pie del suelo.

EL TOBILLO

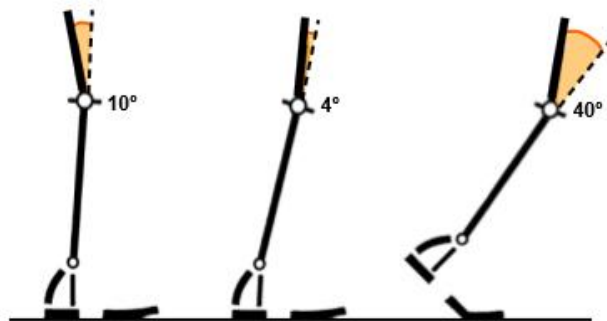
En el apoyo medio	La articulación del tobillo pasa ligeramente a aproximadamente 5° de dorsiflexion.
En el momento que el talón se despega de la superficie.	La articulación del tobillo pasa a 15° aproximadamente de dorsiflexion.
En la posición del pie plano en el suelo	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20°
En el intervalo de elevación	El tobillo se mueve rápidamente 35°, donde al despegar el pie de la superficie la articulación se encuentra a 20° de flexión plantar.

(Puebla, 2015)



LA RODILLA

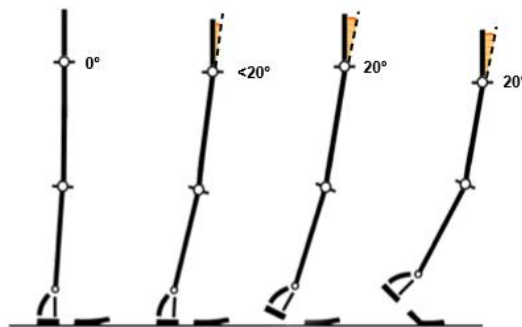
En el apoyo medio	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continua extendiéndose.
En el momento que el talón se despega de la superficie.	La rodilla está a 4° de la extensión completa.
En el despegue del talón y los dedos.	La articulación de la rodilla se mueve a una extensión casi completa a 40° de flexión.



LA CADERA

En el apoyo medio	La articulación de la cadera se encuentra en una posición neutra 0° y comienza su ciclo hacia la extensión.
En el momento que el talón se despega de la superficie.	La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20° .
En el despegue del talón y los dedos.	La cadera se encuentra cerca de una posición neutra y se mueve en dirección de la flexión.

(Puebla, 2015)



INTERVALO III

Muestra el movimiento de las articulaciones en la etapa de balanceo.

EL TOBILLO

Durante la etapa de balanceo	El pie se mueve de una posición inicial de flexión plantar al desprenderse de la superficie a una posición básicamente neutra 0° que permanece durante toda la etapa de balanceo.
-------------------------------------	---

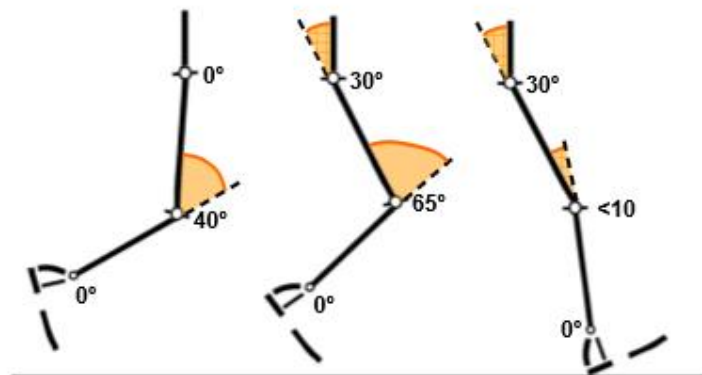
LA RODILLA

Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo.	La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de la máxima de aproximadamente a 65°.
Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón.	La rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo.

(Puebla, 2015)

LA CADERA

Durante la etapa de balanceo	Se parte de una posición neutral, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esa posición.
-------------------------------------	---



(Puebla, 2015)

4.5. ESPECIFICACION DE LA MARCHA EN LA TERCERA EDAD:

A los 60 años, un 15% de los individuos presentan alteraciones en la marcha, 35% a los 70 años y aumenta hasta cerca del 50% en los mayores de 85 años

En la marcha dos componentes interrelacionados, el equilibrio y la locomoción. El equilibrio es la capacidad de adoptar la posición vertical y mantenerla en forma estable. Existe un equilibrio estático, necesario para mantener una postura y un equilibrio dinámico, requerido durante el desplazamiento en el espacio. (Wiereszen, 2003-2005)

4.6. EVALUACIONES DE LA MARCHA

Realizar una buena evaluación del paciente con trastorno de marcha es clave para poder sospechar la etiología del problema y orientar el estudio. (Ganeglius, 2011)

Tipos de evaluaciones generales y específicas

Evaluaciones específicas: Test de Romberg progresivos, Apoyo monopodal, Test de alcance funcional, Test de Tinetti, Test get up and go, Test de la tarea doble, Test de marcha de 6 minutos, Posturografía, Laboratorio de marcha.

Los trastornos de la marcha se definen por una lenificación de la velocidad de la marcha, inestabilidad, alteración en las características del paso (base, longitud, rangos de movimiento) o modificación en la sincronía de ambas.

4.7. TIPOS DE MARCHA PATOLÓGICA

- **MARCHA HEMIPARÉTICA ESPÁSTICA:** Para sacar el paso, el paciente inclina el tronco hacia el lado sano y abduce la cadera del lado parético.
- **MARCHA PARKINSONIANA:** disminución del braceo, flexión postural, bradicinesia, congelamiento, pasos cortos, festinación.
- **MARCHA CLAUDICANTE ANTIÁLGICA:** se observará una asimetría en el paso entre ambas extremidades inferiores, ya que la extremidad con dolor se apoya con cautela.
- **MARCHA FRONTAL (APRÁXICA):** la severidad va desde la dificultad para iniciar la marcha, disminución de la velocidad, pasos cortos, arrastre de pies.
- **MARCHA ATÁXICA:** consiste en aumento de la base de sustentación, incapacidad para realizar la marcha en tándem, inestabilidad del tronco, desviación de la trayectoria.
- **MARCHA EN STEPPAGE:** por debilidad de la musculatura dorsiflexora de tobillo, el paciente presenta caída del ante pie en la fase de oscilación y para compensar el problema, eleva exageradamente la rodilla.
- **MARCHA DE PATO:** es la marcha claudicante de los pacientes con insuficiencia de glúteo medio bilateral, con gran oscilación lateral.

5. DISFUNCIONES BIOMECÁNICAS DE LA TERCERA Y CUARTA EDAD.

5.1. ARTRITIS: artr = articulación itis = inflamación

Es la inflamación de una o más articulaciones. Una articulación es el área donde dos huesos se encuentran. Existen más de 100 tipos diferentes de artritis.

La artritis involucra la degradación del cartílago, el cual normalmente protege una articulación, permitiendo que ésta se mueva de forma suave. El cartílago también absorbe el golpe cuando se ejerce presión sobre la articulación, como sucede cuando uno camina. Sin la cantidad usual de cartílago, los huesos se rozan, causando dolor, inflamación y rigidez.



ARTRITIS REUMATOIDEA

Enfermedad inflamatoria sistémica autoinmune, caracterizada por provocar una sinovitis persistente de las articulaciones, típicamente de las pequeñas, produciendo su destrucción progresiva generando distintos grados de deformidad e incapacidad funcional.



La artritis reumatoide se encuentra dentro de las artritis más graves, esta patología tienen una relación directa con la, ya que limita la funcionalidad del afectado y principalmente debido a que es un biomecánica del cuerpo humano a enfermedad de tratamiento a largo plazo, junto con lo anterior se destaca una rigidez de la articulación, hinchazón la que se relaciona con un dolor de la zona y principalmente limita la movilidad articular. La AR es una enfermedad común, que afecta en su gran mayoría a las mujeres.

La inflamación de la articulación de rodilla se acompaña de derrame articular, progresivo, estrechamiento capsular, hipertrofia sinovial, engrosamiento capsular, derrame y lesiones destructivas del cartílago y el hueso, lo que resulta en daño articular pertinente.

AR se puede propagar en distintas zonas, es grave y crónica, abarca tanto músculos como tendones vecinos a la articulación.

5.2. ARTROSIS

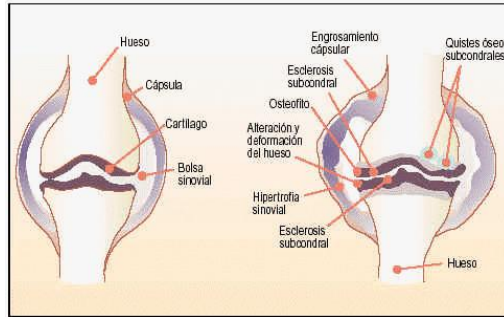
Etapas de la enfermedad.

Etapa 1: clínicamente silente y de duración desconocida, comienzan las alteraciones metabólicas del cartílago que son el origen de su posterior desintegración.

Etapa 2: aparecen los síntomas, consecuencia de la disfunción biomecánica generada por el deterioro cartilaginosa y los brotes inflamatorios.

La artrosis es un síndrome, un grupo heterogéneo de procesos con variados mecanismos etiopatogénicos, a veces interrelacionados, terminan condicionando el fracaso de la articulación, debilitando el cartílago, que no puede entonces soportar fuerzas normales o bien claudican ante fuerzas anormalmente intensas. (Ganeglius, 2011)

El dolor es de características mecánicas, se desencadena con el ejercicio y mejora hasta desaparecer con el reposo. A medida que empeora la enfermedad, el dolor se hace más continuo, persiste durante tiempo más prolongado y es inducido por cualquier movimiento de la articulación afectada. En los últimos estadios evolutivos es casi continuo, incluso en reposo, y no respeta el descanso nocturno de los pacientes.



Las causas del dolor en este proceso son diversas. En los estadios iniciales se debe a la inflamación de estructuras periarticulares, como la cápsula, los tendones y las bolsas, y también a brotes inflamatorios sinoviales inducidos por múltiples factores: microtraumatismos, depósitos de cristales e irritación sinovial por detritos cartilaginosos. En ningún caso provienen del cartílago, ya que es un tejido que carece de terminaciones.

5.3. CLASIFICACIÓN DEL DOLOR:

Dolor superficial: en el cual interviene básicamente la piel por medio de los receptores de presión, **Dolor profundo:** se comprometen los músculos, las articulaciones, los huesos y otros tejidos.

Dolor visceral: Se presenta en los órganos en los diferentes aparatos y sistemas de nuestro organismo y se asocia con fuertes contracciones e inflamación.

Dolor mecánico: Es un dolor de desgaste, al cabo de un cierto tiempo de utilización de una u otra articulación, esta puede ser dolorosa. Este dolor aparece sobre todo en la noche más que durante el día y siempre después de un esfuerzo.

Dolor inflamatorio: Los dolores sufridos por la mañana son dolores inflamatorios, el descanso no les es favorable. Se trata de dolores reumáticos, esas enfermedades generales cuyos dolores de espalda son solo una manifestación, entre otras, afecciones articulares.

Dolor irradiado: Es el dolor a distancia de un órgano enfermo. El dolor irradiado es muy típico, es decir, que sigue un trayecto bien conocido.

Dolor proyectado: Es el más preocupante. Solo se describe correctamente si el médico tiene mucha experiencia. En a menudo indefinido en su topografía e intensidad.

(Aburto, 2009)

CONCLUSIONES




Los trastornos de la marcha tienen un gran impacto en la vida en el ser humano lo cual aumenta en consecuencia del envejecimiento. Muchas patologías debutan con trastorno de la marcha o presentan síntomas discretos dentro de los cuales la alteración de la marcha puede ser lo más llamativo para la sospecha de una enfermedad.



La identificación y evaluación de factores de riesgo, como las caídas de manera oportuna, los cambio de proporciona una cantidad de variables que podrán ser aplicadas al proceso de diseño y otras como las variables de medida y tamaño del paso determinaran limites o medidas que podrán ser verificadas.

En conclusión con la anterior investigación se podrá iniciar el proceso de diseño, el cual hará uso de la información para verificar de las diferentes variables actuales que definen cada tipo de marcha.

REQUERIMIENTOS DE DISEÑO:

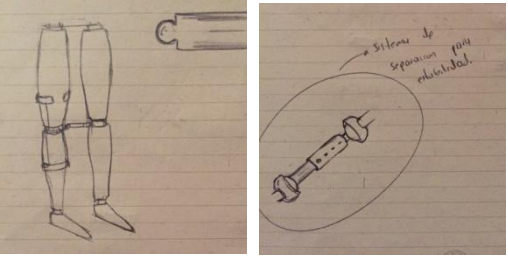
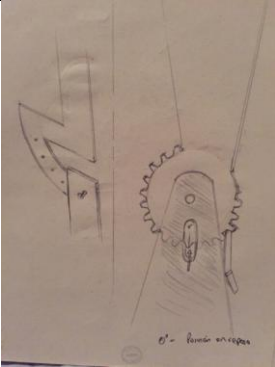

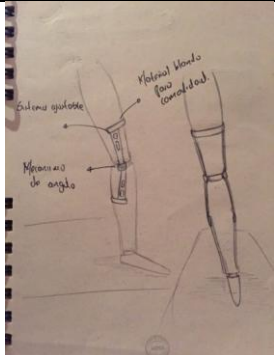
Para la primera parte del simulador de marcha de estados funcionales (adulto mayor) planteamos los siguientes requerimientos de diseño:

PDS								
FUNCIÓN	REQUERIMIENTO GENERAL	CUALI	CUANT	OBLIG	DESEA	REQUERIMIENTO ESPECÍFICO	DENOMINACIÓN COMERCIAL	FOTOGRAFIA/ ESQUEMA
Modular	Sistema modular de ensambles removibles		X	X		El sistema debe poseer máximo 5 piezas con el fin de armarse, graduarse y desarmarse fácilmente si es necesario.	Sistemas como macho/hembra y Rosca	
Gradualidad	Sistemas de medida para las variables a aplicar		X	X		El sistema debe tener al menos 2 rangos o niveles de graduación o fuerza que restrinjan el movimiento.	Carriles	
	Sistemas de sujeción al usuario	X		X		El sistema debe poseer la versatilidad para poder ajustarse a diferentes usuarios.	Correas y hebillas	
Simplicidad	Sistema adaptable al usuario por medio de formas simples	X			X	El sistema debe facilitar su funcionamiento y uso mientras se adapta al usuario. Poseer formas tales como curvas, chaflanes entre otros.	Proceso de termoformado	

Resistencia	Los materiales del sistema, en cuanto a estructura y mecanismos deben ser resistentes a las fuerzas que puedan ser aplicadas		x	x		El sistema debe manejar materiales resistentes y de larga vida útil. (polímeros-bandas-teratube)	Poliétileno de alta densidad	
Economía	Materiales económicos y fáciles de conseguir en el mercado.	x		x		Materiales económicos que no sobrepasen los 50 mil pesos y que sean prácticos y maleables.	Lamina de 30 x 60	
Recuperación	Material resistente a los golpes y fuerzas que puedan ser aplicadas	x			x	En caso de presentar daños, debe ser fácil su reparación	Posibilidades de fractura / vida útil	
Bajo peso	Sistema en su totalidad liviano		x		x	El sistema debe pesar menos 1,5kg, para facilitar su carga y evitar molestias	Peso total en Kg	
Mecanismos simples	Sistemas de fácil de ensamblar.	x		x		El sistema deberá manejar mecanismos de ensamble y función simples como (palanca- vela-carril)	Sistemas de palanca	

PROPUESTAS:

Con el anterior cuadro de requerimientos de plantearon los siguientes desarrollos para las propuestas de diseño:

IMAGEN PROPUESTA	DESCRIPCIÓN	CALIFICACIÓN: 1 a 5 (5 la más alta)
	<p>Sistema ajustable a la rodilla que restringe el movimiento de flexión y aumenta la separación de las rodillas por medio de un sistema de pines.</p>	<p>2</p>
	<p>Mecanismos: El primero de derecha a izquierda funciona como un sistema de pines que permitirán regular el tope del sistema. El segundo funciona a partir de piñones que permitirán la rotación y ajuste permanente del sistema.</p>	<p>3</p>
	<p>Sistema ajustable a la pierna, sujetado desde el muslo hasta los gemelos unido por una serie de elásticos que limitaran el movimiento de la rodilla.</p>	<p>4</p>
	<p>Sistema ajustable a la pierna en lados opuestos, para generar palanca. Está sujeto a la pierna por medio de correas y su sistema de rotación funciona por medio de piñones.</p>	<p>4</p>

DESARROLLOS MAQUETA



En este desarrollo se dio una unión de las propuestas anteriores. Su mecanismo de rotación se dispone a partir de 2 discos unidos por medio de un eje de rotación. En el primer disco se ubica un carril que permitirá el cambio de nivel de restricción del sistema y en el segundo disco se ubican los 2 carriles de diferente longitud que representaran el rango de movimiento.

Los discos esta soportado por 2 ejes en los cuales se encuentran las perforaciones para ubicar tanto los elásticos de fuerza como el amarre a la pierna por medio de riata y una tobillera.

MATERIALES EMPLEADOS

- MDF de 3mm para el mecanismo
- Bujes de aluminio
- Rodillera de poliuretano
- Riata
- Hebillas de seguridad

DEBILIDADES

- El sistema no se encuentra unido por una superficie rígida, provocando que se desestabilice y no logre un buen amarre
- Los discos del mecanismo tienden a ser un poco grandes generando incomodidad y provocando fallas
- El material para generar las fuerzas no es el adecuado, ya que no genera la resistencia suficiente.

PROTOTIPO 1:



El sistema se forma por 2 componentes unidos por medio de bujes de aluminio permitiendo un movimiento de rotación. Estos dos componentes se encuentran dispuestos en partes opuestas de la pierna generando una resistencia.

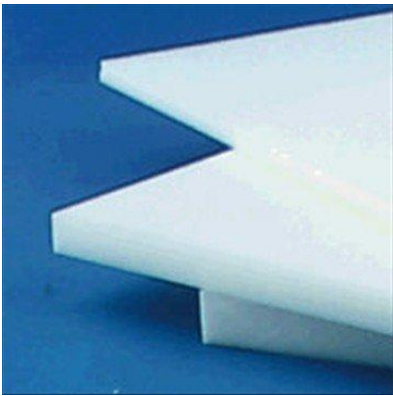
El sistema cuenta con una serie de perforaciones donde se entrelazan el tera-tube creando una resistencia al movimiento, ya sea con 4 o con 2 aplicaciones. En su parte central se encuentra un sistema tipo codo, que consta con 2 niveles de longitud, siendo unos más largo que el otro, con el fin de crear rangos de movimiento.

MATERIALES:

TERA -TUBE :



POLIETILENO DE ALTA DENSIDAD: ALUMINIO:



Imágenes tomadas de google/imágenes

ANALISIS:

- En las perforaciones donde se encuentran sujetos los tera-tubos deben tener una separación igual al radio de estos para evitar deformaciones del material.
- Mejorar la rebaba del corte por medio de un bisturí caliente dando un mejor acabado del producto.
- En la parte del mecanismo deben existir una unión entre ellos para mejorar el soporte en la pierna.
- Las carriles por donde fluye el mecanismo deben tener una separación mayor evitando el choque de estos, permitiendo un libre movimiento.

VELCRO:



BUJES DE



PROTOTIPO 2:



RESULTADOS:

- En el sistema de rotación de los laterales, se optó por dejar un solo carril guía, para evitar posibles fallas del sistema. Sin embargo este carril tiene un límite estándar para la flexión de la rosilla
- El elástico lateral, se optó por dejar un solo teratube con una tenacidad fuerte lo que impide el movimiento.
- Para los sistemas de sujeción a la pierna, se mejoró por medio de hebillas y riata, conservando el velcro como material base de cierre.

BIBLIOGRAFÍA

- Aburto, L. C. (2009). Evaluación del paciente con trastorno de la marcha. *Revista Hospital Clínico Universidad de Chile*, 336.
- Ganeglius, D. Y. (2011). Evaluación de la marcha en el adulto mayor. *sociedad uruguaya de geratria y gerontologia*, 20.
- Luna, P. V. (2006). *Biomecanica de la marcha humana normal y patologica*.
- Panero, J., & Zelnik, M. (1996). *Dimensiones Humanas en los Espacios interiores*. Mexico: Gustavo Gili.
- Puebla, U. d. (25 de 04 de 2015). *Biomecanica de la marcha Humana*. Obtenido de Coleccion de tesis digitales:
http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf
- Susana Collado Vázquez, F. P. (mayo de 2003). Analisis de la marcha. Factores moduladores. (S. C. Vázquez, Ed.) *BIOCIENCIAS*, 1, 4-5.
- Wiereszen, N. I. (2003-2005). El envejecimiento y la marcha. *Analisis Biomecanico del movimiento*. Valencia, España: Universidad Politecnica de Valencia.