

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

**DISEÑO DEL SISTEMA MECÁNICO DE UN SIMULADOR DE
MARCHA PARA REHABILITACIÓN EN LOCOMOCIÓN DE NIÑOS
USANDO PLATAFORMAS MÓVILES CON TRES ACTUADORES**

Tesis para optar el Título de Ingeniero Mecánico, que presenta el bachiller:

Wilder Javier Quintanilla Lozano

ASESOR: Ing. Dante Elías Giordano

Lima, agosto del 2011

INTRODUCCIÓN

La marcha humana es un proceso de locomoción en el que el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante, siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas. Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante como preparación para el siguiente apoyo. Como se puede apreciar, es necesario para poder caminar un organismo que funcione armónicamente. Hace falta un sistema vital, actividad cerebral, actividad de los nervios que conducen los estímulos, músculos, tendones y articulaciones que reciban esa información, sistema arterial y venoso que transporte los nutrientes y elimine los productos de desecho, actividad metabólica y hormonal. Por lo tanto, caminar es una función muy compleja y a la vez fundamental para la persona.

Sin embargo, la marcha humana puede verse afectada por alteraciones de naturaleza temporal o permanente, ya sea de carácter local o general. Estas disfunciones que influyen en la marcha pueden ser de origen neurológico, sistémico o estructural [Merriman, 1995].

Entonces, cuando se presenta discapacidad o invalidez para caminar significa para la persona que la padece, pérdida de la autonomía para realizar las actividades propias de la vida diaria y en consecuencia, dependencia de terceros. Esto con el tiempo

termina causando angustia, frustración y depresión. Es por ello que la terapia de rehabilitación es fundamental en su tratamiento.

Es así que muchos estudios se han realizado para tratar esta problemática, siendo la premisa: para que un paciente aprenda o pueda caminar nuevamente debe practicar caminar. En los tratamientos tradicionales, el fisioterapeuta coge las extremidades afectadas y con una serie de movimientos repetitivos ayuda a la persona a recuperar su marcha normal. Estos métodos resultan ineficaces y a menudo son de recuperación muy lenta. El propósito es entrenar al paciente en el gesto de la marcha, con el fin de reeducarlo y lograr que el sistema óseo-muscular recupere sus habilidades motrices, al igual que conseguir que las señales neuronales generadas en el cerebro encuentren nuevas vías alternativas a las dañadas o interrumpidas, y así llegar a los músculos implicados en el movimiento.

Adicionalmente se busca evitar que el paciente se encuentre limitado a estar en una silla de ruedas o postrado en su cama donde la actividad del sistema músculo esquelético inferior es prácticamente nula y, por lo tanto, propensa a atrofiarse. Por tal motivo la necesidad de crear mecanismos que ayuden a simular la caminata natural se hizo de vital importancia. En este sentido, aparecen en el año 1982 los primeros “robots médicos” aplicados inicialmente en operaciones de neurocirugía [Barrientos, 2007], los cuales más adelante beneficiarían a una gran gama de especialidades de la Medicina, principalmente las de aplicación quirúrgica y ortopédica, por lo que en la actualidad cumplen un rol fundamental en la reeducación de pacientes con dificultades en la marcha.

Se han desarrollado, hasta la fecha, diversos mecanismos basados en la robótica para cumplir con este fin. Uno de los mecanismos que más destacan son las muy conocidas fajas de correr, cabe mencionar el modelo exoesquelético conocido como “Lokomat” con resultados favorables. También se pueden encontrar los dispositivos llamados “Caminar en el lugar” los cuales requieren que el paciente camine sobre su sitio con sensores en sus piernas pero sin ninguna retroalimentación háptica (sensación de fuerzas de reacción en la planta del pie creadas en un ambiente virtual). De igual modo, otro de los mecanismos que ha dado una importante contribución en la recuperación motriz de los miembros inferiores son los simuladores de marcha del

tipo pie plataforma, pues cumple con la función de proveer de movimiento a las piernas de acuerdo a un programa de entrenamiento preestablecido, a la vez que regula su velocidad y monitoriza la marcha del paciente, llevando de esta manera un registro detallado del régimen de ejercicios y de respuestas del mismo.

Actualmente en la Pontificia Universidad Católica del Perú se cuenta con un mecanismo paralelo de plataforma móvil tipo Stewart-Gough, que consiste en una cadena cinemática cerrada de seis actuadores conectados entre sí a una base fija y a una plataforma superior móvil que siguen una trayectoria determinada según el control de sus actuadores. Su aplicación va dirigida principalmente a la restauración de la marcha de una población adulta, en el cual el rango de movimientos, tanto longitudes de paso como velocidades, así como la capacidad de carga son mayores que en la de niños. Esto último se debe a que la masa corporal de un adulto promedio es aproximadamente el doble que la de un niño, lo que produce una mayor distribución de esfuerzos en cada actuador y con ello una mayor exigencia energética.

Dado que las necesidades en niños son diferentes a las de adultos, el mecanismo requerido para niños entre 6 a 12 años tendrá una configuración geométrica, espacio de trabajo y requerimientos mecánicos distintos.

Por lo anteriormente mencionado, es factible desarrollar un simulador de marcha del tipo pie plataforma con tres actuadores, lo que representa un sistema de menor inercia y de menor consumo energético, y en consecuencia, un dispositivo de bajo costo de fabricación.

Por lo tanto, el trabajo de la presente tesis estará enfocado en diseñar un simulador de marcha del tipo pie-plataforma móvil accionado por tres actuadores para que el niño de 6 a 12 años de edad se entrene en el gesto de caminar. Asimismo, se espera que con los resultados de este trabajo se facilite disponer constructivamente de un simulador de marcha como herramienta en la práctica terapéutica de rehabilitación de niños con discapacidades locomotoras en sus miembros inferiores.

CAPÍTULO 1

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se desarrollarán los fundamentos teóricos y conceptos referentes a los robots paralelos en relación con los objetivos de este trabajo. Se clasifican los robots paralelos según su movilidad, se da un alcance de sus aplicaciones en la Medicina de rehabilitación y se exponen los distintos simuladores de marcha. Además, se abordan las características de la marcha humana y se describen algunos métodos para el análisis de la cinemática y el espacio de trabajo del mecanismo. Finalmente, se muestra la tecnología existente de los dispositivos principales del sistema a diseñar.

1.1 Introducción a los robots paralelos

Los robots se pueden clasificar según su estructura cinemática en serial, paralelo o híbrido. Un robot es serial cuando su estructura cinemática es una cadena en lazo abierto, es decir cuando hay algún miembro no unido a otros dos (Figura 1.1). Es paralelo si su estructura está formada por cadenas cinemáticas en lazo cerrado, lo que quiere decir que todos y cada uno de los miembros está unido a otros dos (Figura 1.2). Y es híbrido cuando contiene tanto cadenas en lazo cerrado como en lazo abierto.

Los robots paralelos están compuestos de dos eslabones llamados plataformas, uno fijo a la base y uno móvil comúnmente llamado plataforma móvil o efector final. Estos eslabones están unidos entre sí mediante brazos independientes.

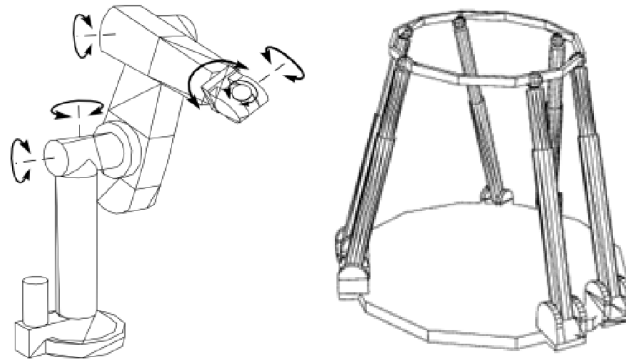


Fig.1.1 Robot serial

Fig.1.2 Robot paralelo [Briones, 2009]

Una definición más detallada es la realizada por Merlet. Un robot paralelo está conformado por un efector final con “n” grados de libertad, y una base fija, unidos entre sí por al menos dos cadenas cinemáticas independientes. La actuación toma lugar a través de “n” actuadores simples [Merlet, 2006].

Las características específicas para la mayoría de este tipo de mecanismos consideran los siguientes aspectos:

- Al menos dos cadenas cinemáticas soportan el efector final.
- Cada una de estas cadenas contiene por lo menos un actuador simple.
- El número de actuadores es el mismo que el número de grados de libertad del efector final.
- La movilidad del robot, también llamado manipulador, es cero cuando los actuadores están bloqueados.

En la gran mayoría de los robots comerciales son de estructura serial, sin embargo, los robots paralelos cada vez más tienen mayor campo de aplicación debido a las ventajas que presenta frente a un robot de tipo serial. No obstante, presenta algunas limitaciones para determinadas tareas aunque existen muchos investigadores que trabajan en reducir precisamente este tipo de desventajas.

En general, las plataformas paralelas presentan las siguientes ventajas:

- Los accionamientos de potencia conectan directamente la base del robot al efector final. Debido a esto, los accionamientos de potencia sirven de elementos estructurales y actúan de manera simultánea, lo que les da la capacidad de manipular cargas muy superiores a su propio peso. Por tanto, el elevado ratio carga/potencia de estos mecanismos proporciona una alta eficiencia energética.
- Las estructuras paralelas son mecanismos que ofrecen una alta rigidez y muy bajo peso. Estas características permiten una mayor estabilidad y precisión en el movimiento claramente superior a las de los robots serie.
- Presentan elevadas velocidades de operación, en comparación con cualquier otro tipo de estructura robótica.

Sin embargo, también presentan otras características que, según la aplicación, pueden considerarse desventajas [Serracín, 2006]:

- La cinemática de los mecanismos paralelos es más complicada. En ocasiones esto obliga a recurrir a sensores redundantes para poder establecer un lazo de control.
- El espacio de trabajo que puede desarrollar suele ser pequeño. Además, no es sencillo su cálculo, pues la posición y orientación están fuertemente acopladas.
- El problema de las configuraciones singulares es más complejo, y debe resolverse específicamente para cada topología.
- No existe, como ocurre en los robots seriales, un modelo dinámico general para los mismos. Esto dificulta el desarrollo de algoritmos de control de carácter general y hace que los robots existentes en la actualidad se controlen de forma desacoplada.

En la Tabla 1.1 se muestra un cuadro resumen de las ventajas y desventajas entre ambos tipos de estructuras.

Tabla 1.1 Ventajas y desventajas de los robots paralelos vs robots seriales

Ventajas	Desventajas
Arquitectura rígida	Cinemática compleja
Elevada relación carga/potencia	Espacio de trabajo reducido
Mayor precisión	Configuraciones singulares complejas
Altas velocidades	Modelo dinámico particular
Mejores características dinámicas	

Los miembros o eslabones de la cadena cinemática pueden ser actuadores independientemente o ser parte del movimiento de la misma estructura. Estos se encuentran articulados entre sí mediante juntas que permiten desarrollar determinadas posibilidades de movimiento o también llamados grados de libertad (GDL). En la Figura 1.3 se aprecia una clasificación de las articulaciones más comunes.

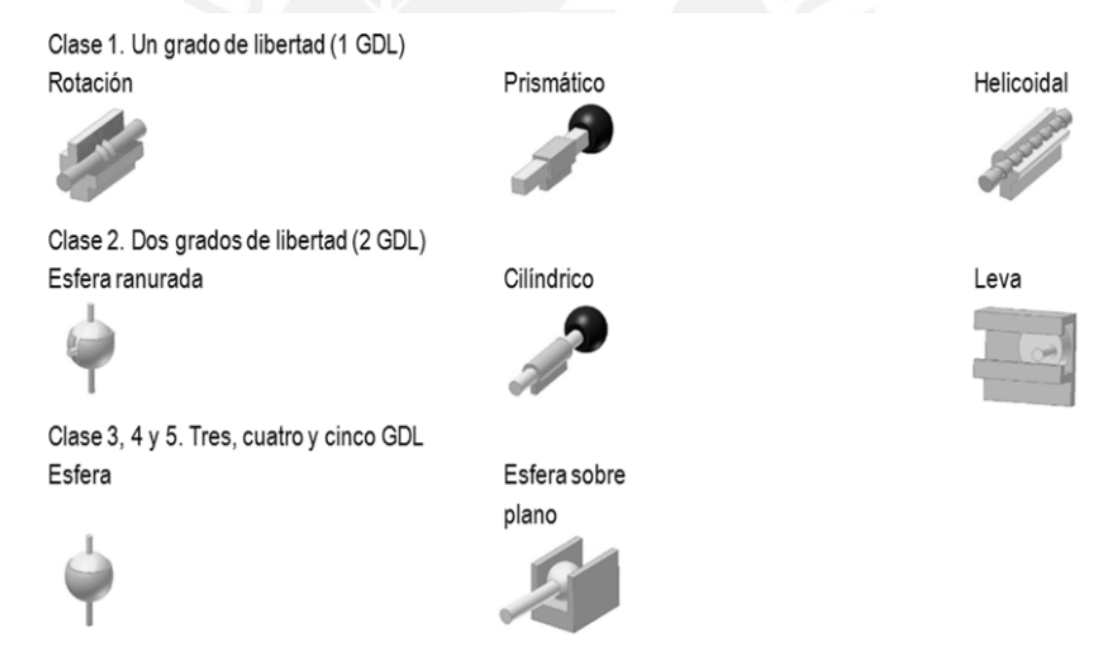


Figura 1.3 Clasificación de articulaciones según su grado de libertad [Briones, 2009].

Los mecanismos paralelos se pueden clasificar según el movimiento que desarrollan [Tsai, 1999]. Estos pueden ser planares o espaciales.

Los robots paralelos planares son aquellos en los que su movimiento se reduce al plano bidimensional. Por tanto pueden tener 2 ó 3 grados de libertad correspondientes

al movimiento de traslación en el plano y a una rotación sobre un eje perpendicular al mismo (Figura 1.4).

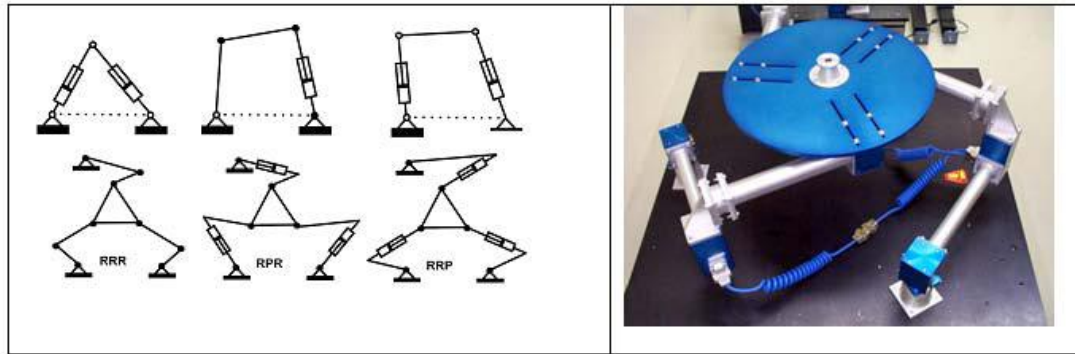


Figura 1.4 Ejemplo de robots planares de 2 y 3 GDL [Serracín, 2006].

Los robots espaciales son aquellos que evolucionan en todo el espacio tridimensional. Algunos de ellos disponen de los tres grados de traslación, otros tan solo son capaces de orientarse. En la Figura 1.5 se muestran algunas estructuras de robots espaciales. En todos estos esquemas las uniones de los accionamientos con el efector final y la base se realizan con juntas universales (U) o esféricas (S) que tienen respectivamente dos y tres grados de libertad.



Figura 1.5 Ejemplos de robots espaciales [Serracín, 2006].

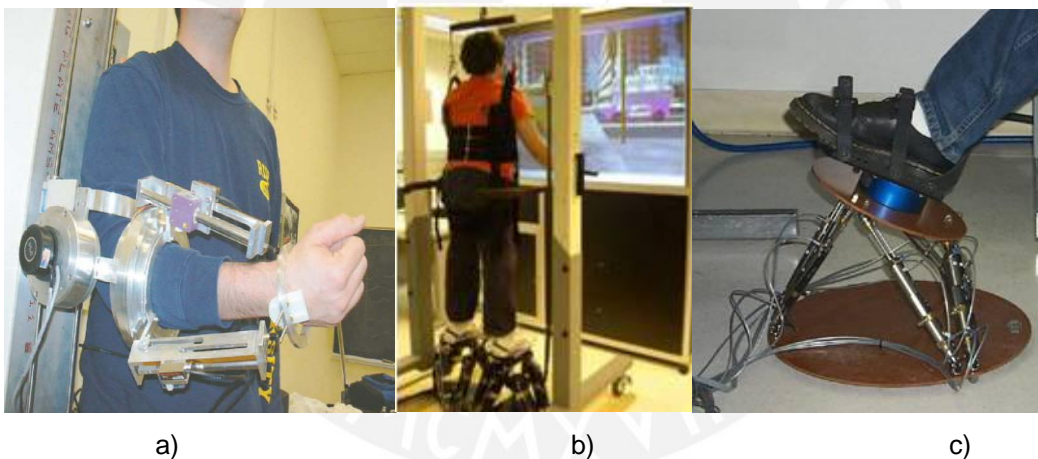
1.2 Robots paralelos aplicados en la rehabilitación médica

La rehabilitación médica es un conjunto de procedimientos que tiene como objetivo principal restaurar el potencial físico, psicológico y social de pacientes que sufren de alguna deficiencia o discapacidad funcional.

Con el advenimiento de nuevas tecnologías en este campo, se ha logrado reemplazar las prácticas empíricas por métodos más científicos, lo que permite tener un mejor alcance del proceso de recuperación del paciente, y así contribuir de forma más eficaz con la rehabilitación de sus habilidades funcionales.

Los robots para la rehabilitación son aquellos destinados a recuperar una función o capacidad afectada de la persona, como por ejemplo el trastorno de la marcha o de alguna articulación (Figura 1.6). Son precisos, potentes y pueden ejecutar muchas de las tareas repetitivas que hasta ahora han tenido que hacer los fisioterapeutas.

El análisis biomecánico del movimiento, realizados mediante estudios electrocinesiológicos, capturas de imágenes en video y plataformas dinamométricas, permiten el análisis de la marcha y la postura para su posterior corrección.



La terapia mediante robots se configura en tres fases principales: primeramente el fisioterapeuta programa los robots demostrando una serie de ejercicios básicos hechos en presencia del paciente. A continuación se editan los ejercicios individualmente, adecuándolos a las necesidades del paciente, y se combinan para producir un programa terapéutico complejo personalizado. Finalmente, los robots reproducen el programa, permitiendo al fisioterapeuta cambiar el orden, la velocidad y el número de repeticiones de cada fase. Los robots también contribuyen a supervisar

el progreso del paciente con registros detallados del régimen de ejercicios y de las respuestas del mismo [Toth, 2006].

Un ejemplo de aplicación es el tobillo de Rutgers (Figura 1.7), es un tipo de robot paralelo compacto y robusto de la plataforma Stewart-Gough, usada en la rehabilitación del tobillo. Puede medir dislocaciones y aplicar fuerzas y esfuerzos de torsión en seis grados de libertad. Se programan simulaciones en un sistema de realidad virtual (VR) de situaciones en donde es necesario realizar determinados movimientos del tobillo. Para permitir que los pacientes terminen las rutinas, las simulaciones se modifican para requisitos particulares a sus capacidades. Además, la complejidad del ejercicio, así como efectos visuales y hápticos (percepción de fuerzas), son fijados por el terapeuta y se pueden cambiar en tiempo real. Una base de datos almacena resultados del ejercicio que luego pueden ser presentados gráficamente [Boian, 2002].



Figura 1.7 El rehabilitador de tobillo de Rutgers [Serracín, 2006].

1.3 Simuladores de marcha

En los últimos años cada vez son más numerosas las publicaciones sobre simulación médica. Existen muchos tipos de simuladores, desde los que permiten adquirir únicamente habilidades técnicas parciales (intubación traqueal, canalización de vías venosas, etc.), hasta los de mayor complejidad, como son los simuladores de pacientes a escala real y que, conectados a sistemas informáticos, permiten entrenar al alumno en la asistencia global e integrada de pacientes en situaciones clínicas de riesgo vital.

Los simuladores de marcha procuran recrear la sensación de caminar en superficies infinitas que se asemejan en características a las de la realidad, es decir, superficies planas, curvas e irregulares. Para ello, los investigadores idearon diversos diseños, los cuales Hollerbach los clasifica en tres categorías: Los “Caminar en el lugar”, “Las fajas de correr” y los simuladores tipo “pie plataforma” [Hollerbach, 1999].

El modelo “Caminar en el lugar” (Figura 1.8) requiere que el paciente camine sobre su sitio con sensores en sus piernas que siguen su movimiento. Los datos registrados son interpretados por una estación de trabajo de conducción que calcula la dirección y velocidad del avatar virtual. Este sistema no entrega ninguna retroalimentación háptica al paciente (sensación de fuerzas de reacción en la planta del pie creadas en un ambiente virtual). La única fuerza que siente es el contacto con el piso.

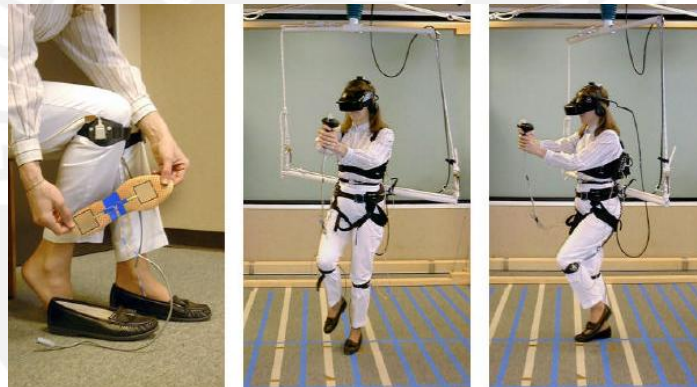


Figura 1.8 Sistema Caminar en el Lugar de Templeman [Hollerbach, 1999].

Las fajas de correr son dispositivos que permiten al paciente caminar normalmente encima de una faja que desliza en dirección opuesta al movimiento de marcha. El sistema Lokomat (Figura 1.9) es el modelo más representativo y fue diseñado para propósitos clínicos, en especial para la rehabilitación de pacientes parapléjicos y con daños en la médula espinal. Este dispositivo comprende de un sistema exoesquelético motorizado que guía las piernas del paciente a través del ciclo normal de la marcha y de un sistema de soporte parcial del peso del cuerpo. Los parámetros como ancho de la cadera, longitud del muslo y de la pierna, pueden ser ajustados manualmente para cada paciente. Si bien estas fajas de correr no fueron inicialmente diseñadas para la rehabilitación física, estudios recientes han hecho posible reproducir un patrón de marcha cercano al real de manera segura y confiable.



Figura 1.9 Sistema Lokomat aplicado en la rehabilitación de marcha en niños [Schmitt, 2007].

El diseño de los dispositivos “pie plataforma” incluye una plataforma móvil en cada pie del paciente que son controlados por actuadores que definen su trayectoria. Según los grados de libertad de las plataformas y mediante el control de la posición y orientación de la superficie en cada pie, estos sistemas pueden ser capaces de simular superficies complejas. Ejemplos de pie plataforma son las Biport Sarcos [Hollerbach, 1999] (Figura 1.10a) que utiliza plataformas paralelas planas de 2GDL, el Gait Master con 3GDL del efector final en el plano sagital (Figura 1.10b) y la plataforma espacial tipo Stewart-Gough con 6GDL (Figura 1.10c).



a)

b)



c)

Figura 1.10 a) Biport Sarcos [Hollerbach, 1999], b) Iwata's Gait Master [Hollerbach, 1999],
c) Dual Stewart-Gough Platform

Otro ejemplo de este tipo de plataforma, y del cual se guiará el diseño de la presente obra, es el novedoso mecanismo paralelo de 3GDL mostrado en la figura 1.11. Cada extremidad del cuerpo, tanto superior como inferior, desarrolla 3GDL en el plano sagital. Este modelo se basa en un mecanismo de cuatro barras que tiene dos actuadores lineales para la generación del movimiento en la etapa de impulsión del ciclo de la marcha, y un actuador rotativo que transmite el movimiento de traslación horizontal por medio de fajas (Figura 1.11).

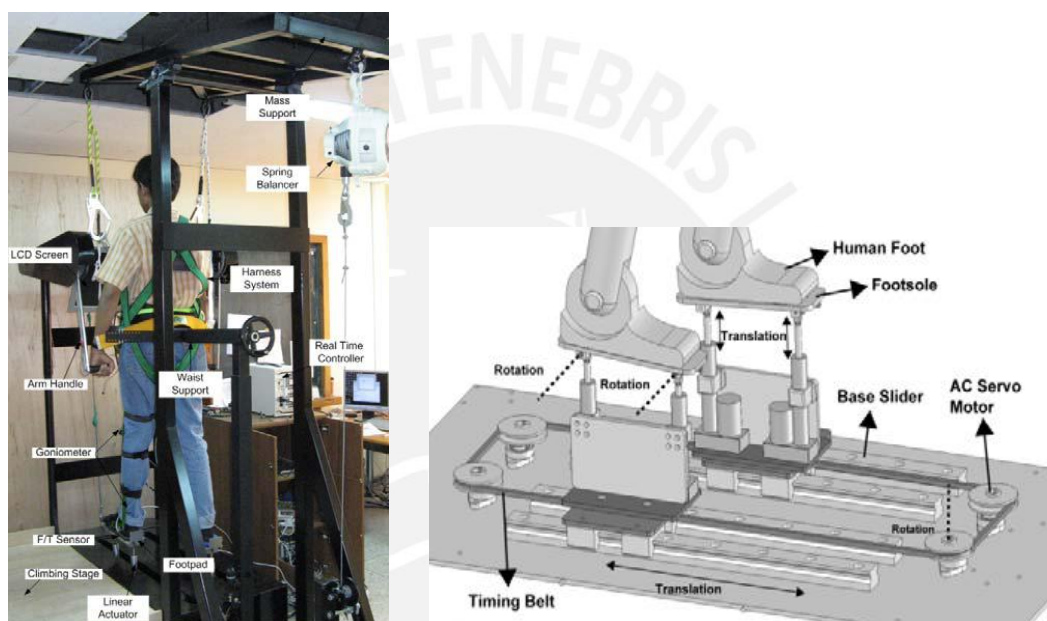


Figura 1.11 Mecanismo para la rehabilitación de la marcha con movimiento sincronizado de las extremidades superiores e inferiores [Yoon, 2010].

Los simuladores de marcha del tipo pie plataforma móvil han sido por mucho tiempo un campo de interés para los investigadores dado que brindan una amplia variedad de aplicaciones en el área de la medicina de rehabilitación. La información obtenida es más fiable y precisa a diferencia de otras metodologías, tales como las muy difundidas fajas de correr, pues éstas solo distinguen superficies planas y lisas cuando en realidad los terrenos que se presentan a diario son irregulares, rugosos y curvos. Todo ello hace que este sistema no solo pueda simular las distintas superficies sino también las fuerzas con las que interactúa, dándole así al paciente una experiencia más real y, en consecuencia, un tratamiento más efectivo [Boian, 2005].

Las velocidades de caminata de algunos simuladores alcanzan un promedio de hasta 5 km/h y 120 pasos/min. Esto puede variar dependiendo del tipo de estrategia adoptada para la rehabilitación de marcha. La velocidad de inicio del tratamiento más ampliamente usada es menos de 1 km/h y va aumentando gradualmente la velocidad de marcha hasta un ritmo normal de 4-5 km/h [Henning, 2007].

Un diseño experimental del movimiento de una pierna fue simulado por un sistema de tres actuadores lineales [Hoskins], dos de los cuales recreaban el movimiento vertical y el tercer actuador reproducía el movimiento de la rodilla en la dirección de viaje. Los resultados que se obtuvieron se aprecian en el siguiente gráfico (% peso del cuerpo vs % etapa de apoyo) (Figura 1.12):

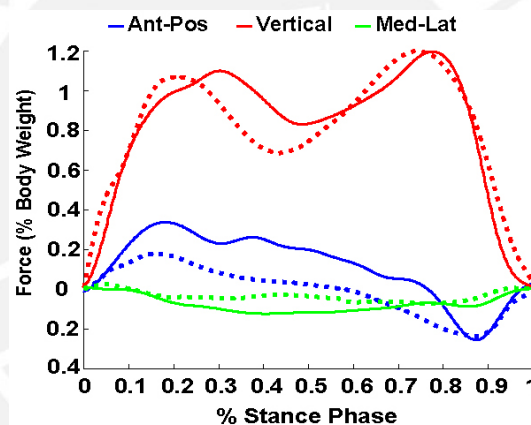


Fig.1.12 Gráficas de la simulación de marcha (línea continua) y de una caminata real (línea discontinua)

1.4 La marcha humana

Es necesario conocer las fases de marcha para entender el movimiento que realizan los pies durante su desarrollo, así como las causas y consecuencias que ocasionan el trastorno de la misma.

1.4.1 Fases del ciclo de la marcha:

- **Primer doble apoyo:** Los dos pies contactan con el suelo. Uno se encuentra en choque de talón mientras que el otro se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo y está próximo al despegue.
- **Primer apoyo unilateral:** El pie que en el tiempo anterior sólo se apoyaba por el dedo gordo ha despegado y se encuentra en fase de oscilación o balanceo. El peso del cuerpo recae sobre la otra extremidad.
- **Segundo doble apoyo:** Simétrico al primer doble apoyo, pero en este caso, el pie que antes iba a iniciar el despegue ahora se encuentra realizando el apoyo de talón y viceversa.
- **Segundo apoyo unilateral:** Simétrico al primer apoyo unilateral pero con los pies cambiados, el que antes estaba en período de oscilación ahora se encuentra en período de apoyo y el que antes se hallaba apoyado ahora está en fase oscilante.

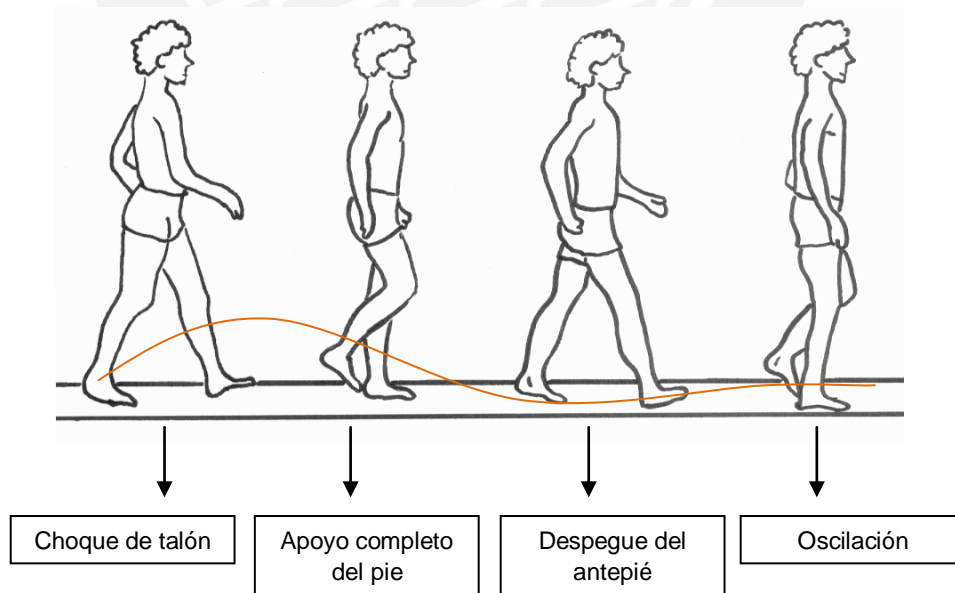


Figura 1.13 Ciclos de la marcha humana [Collado, 2002].

Tal como se aprecia en la Figura 1.13, en el plano sagital hay 3 grados de libertad para cada pierna, dos de traslación (horizontal y vertical) y uno de rotación. Para un

movimiento básico de marcha, los grados de libertad quedarían definidos de esta manera, pero si se busca una mayor movilidad, ya sea en el modo libre donde se permite hasta 6 grados de libertad, es decir, movimiento en todos los planos, se requeriría de un mayor análisis en los tipos de juntas de los efectores finales que eviten ciertas limitaciones en su movimiento.

1.4.2 Causas y consecuencias del trastorno de la marcha humana

La marcha humana puede verse afectada por alteraciones de naturaleza temporal o permanente, ya sea de carácter local o general. Estas disfunciones que influyen en la marcha pueden ser de origen neurológico, sistémico o estructural [Merriman, 1995].

Entre las causas más comunes de marcha patológica de origen neurológico son las producidas por lesiones cerebrales como *la parálisis cerebral espástica y sus variantes (Cuadriplejía, Diplejía, Hemiplejía y Paraplejía)*, *la parálisis cerebral extrapiramidal, Ataxia, Poliomieltitis y otras afecciones neurológicas* [Pera, 1996]. Cabe resaltar que los tratamientos a algunas de estas enfermedades no son totalmente curativos, sino que solo cumplen con la función de aminorar los síntomas.

Las disfunciones de origen sistémico ocurren por problemas en las articulaciones (ej. artritis reumatoide) y por enfermedades en los tejidos muscular y óseo (enfermedad de Paget). Estas afecciones no implican necesariamente un tratamiento fisioterapéutico, sino solo cuando se requiera de algún potenciamiento muscular.

Las causas que perturban el patrón de marcha de origen estructural pueden ser debidas a una desigualdad en la longitud de las extremidades inferiores (ej. fractura femoral o tibial) o por desalineación entre los huesos.

Los síntomas más frecuentes que producen dificultad para caminar son el dolor, la claudicación intermitente, el aflojamiento de la cadera o de la rodilla, la sensación de piernas pesadas, la debilidad, la inestabilidad, la inseguridad (sensación de estar pisando un terreno irregular), la pérdida del equilibrio y los calambres.

Entonces, cuando se presenta discapacidad o invalidez para caminar significa para la persona que la padece, pérdida de la autonomía para realizar las actividades propias

de la vida diaria y en consecuencia, dependencia de terceros. Esto con el tiempo termina causando angustia, frustración y depresión. Es por ello que la terapia de rehabilitación es fundamental en su tratamiento.

1.5 Antropometría de niños de 6 a 12 años

Se necesita conocer, como base del diseño del simulador de marcha, las cargas a las que estará sometido y el espacio de trabajo y para ello la información de las características físicas del niño son indispensables.

A continuación se muestra en la tabla 1.2 los valores de la masa corporal (kg) de los niños de condición socioeconómica media de la región urbana de la ciudad de Arequipa (Perú) [Cossio, 2009]:

Tabla 1.2 Valores de masa corporal de niños de 6 a 12 años

Edad	Masculino		Femenino	
	Cantidad	Promedio(kg)	Cantidad	Promedio(kg)
6	56	21.81	80	22.47
7	67	22.91	61	24.62
8	68	25.88	63	26.57
9	73	29.38	58	30.38
10	59	33.25	63	37.21
11	71	37.01	76	38.92
12	79	42.04	81	43.67

De estos resultados, se trabajará en la situación más solicitada que se obtiene del niño con mayor masa corporal (43.67 ± 5.12 kg), por lo tanto el peso soportado en cada plataforma será aproximadamente de 480N.

Del mismo modo, se obtuvo la altura promedio de un niño de 12 años que fue de 156cm. Por otro lado, es necesario conocer las dimensiones del pie de un niño de 12 años, las cuales ayudarán a definir la geometría de la plataforma móvil.

La longitud del pie, medida desde el talón hasta la porción más distal del dedo más largo es 24 cm [Curbelo, 2003] y el ancho del pie, medido a la altura de las articulaciones metatarso-falángicas (Figura 1.14) es 8.1 cm [Lapunzina, 2002].

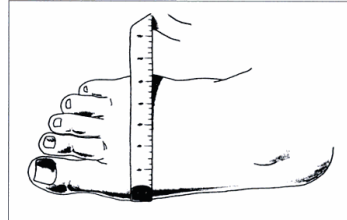


Fig. 1.14 Ancho del pie [Lapunzina, 2002]

Para establecer el espacio de trabajo es importante conocer la longitud de paso la cual está definida como la distancia lineal entre el talón de un pie hasta el talón del pie opuesto cuando ambos están en contacto con el suelo [Wallman, 2009].

Las mediciones tomadas para una frecuencia de marcha normal es para niños de 12 años un promedio de 61.5 cm y para niñas de la misma edad 54.2 cm aproximadamente, según los estudios realizados por el Departamento de Tecnología Ortopédica y Biomecánica de la Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud [Öberg, 1993]. El ángulo de paso es de 15° en condiciones normales.

De acuerdo a los estudios realizados por Donelan, en donde encuentra una relación entre el ancho de paso con la longitud de la pierna, menciona que las personas prefieren un ancho de paso igual a 0.13 veces el largo de la pierna debido a que en estas condiciones el costo metabólico es mínimo [Donelan, 2001]. Por lo tanto, el ancho de paso de un niño de 12 años es aproximadamente 200mm.

Por otra parte, la velocidad promedio en la marcha normal para niños (hombres o mujeres) es de 1.4 m/s.

En el siguiente gráfico (Figura 1.15) se muestran los parámetros del ciclo de la marcha:

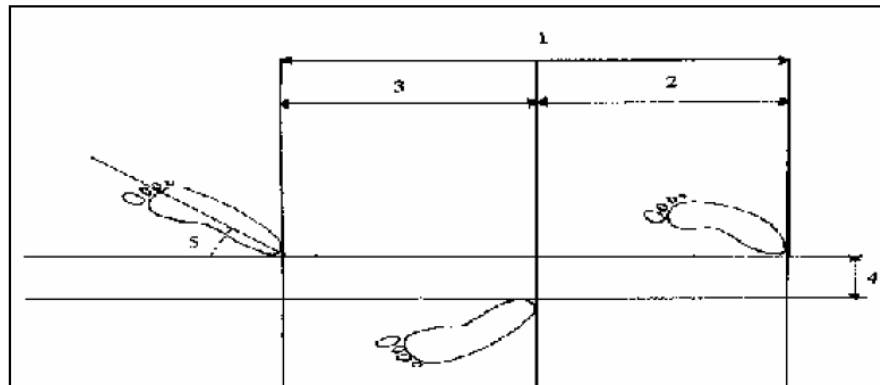


Fig. 1.15 Parámetros del ciclo de la marcha [Collado, 2002].

En donde,

1. Longitud de zancada
2. Longitud de paso (pie derecho)
3. Longitud de paso (pie izquierdo)
4. Ancho de paso
5. Ángulo de paso

1.6 Generación de la trayectoria durante la marcha humana

En una marcha humana de características normales la proporción de la fase de oscilación y la fase de apoyo es respectivamente de 40% y 60%. El movimiento simétrico de estas fases se puede mantener debido a que ambas etapas tienen el mismo período de paso.

El período de paso se define del siguiente modo:

$$\text{Período de paso} = \frac{\text{longitud de paso}}{\text{velocidad de marcha}}$$

Las magnitudes en la fase de apoyo y de balanceo son las mismas aunque tienen direcciones distintas [Yoon, 2010].

Las fajas de correr son un sistema mecánico representativo de una marcha sobre el mismo sitio. Estudios biomecánicos recientes muestran que este método de reproducir la marcha sobre el mismo lugar es cualitativa y cuantitativamente lo mismo que si estuviera caminando sobre un terreno firme, aun cuando el movimiento de la pierna sea hacia atrás.

1.6.1 Generación de la trayectoria durante la marcha en terrenos normales

La trayectoria en el desplazamiento vertical es función del movimiento del talón y de los dedos del pie, y se puede relacionar mediante el período de paso y a su vez encontrar la forma por medio de una interpolación cúbica, tal como se aprecia en la figura 1.16. Las líneas punteadas representan el desplazamiento del dedo del pie y la línea continua representa la trayectoria del talón, todo ello durante una zancada.

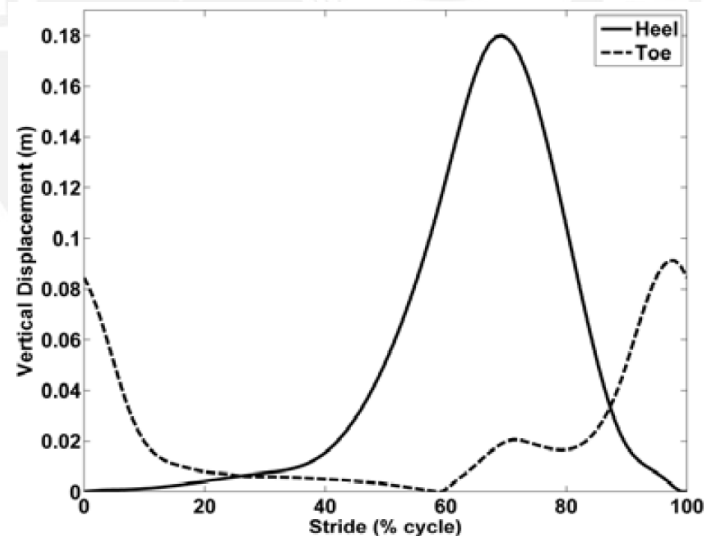


Figura 1.16 Desplazamiento vertical (m) vs Ciclo de marcha (%) [Yoon, 2010].

De igual modo, en la figura 1.17 se muestra la trayectoria del pie indicando las posiciones del talón y dedo del pie durante un ciclo de marcha normal. Como se aprecia, la fase inicial o de apoyo corresponde al 60% del ciclo y el resto lo ocupa la etapa oscilatoria.

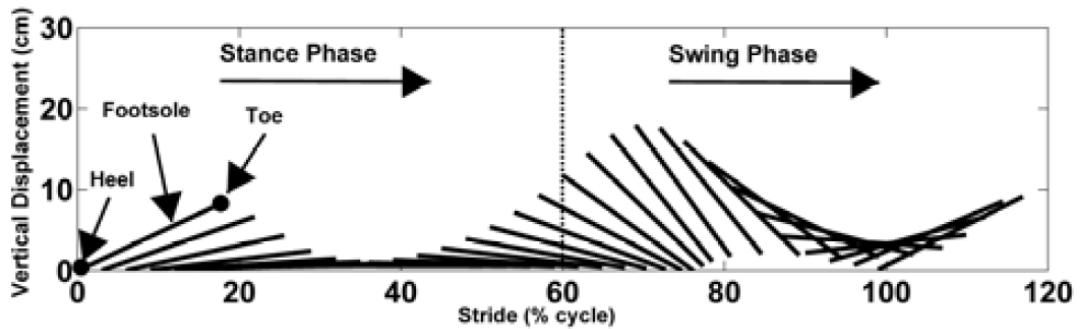


Figura 1.17 Posiciones del dedo y del talón durante un ciclo de marcha [Yoon, 2010].

1.6.2 Generación de la trayectoria durante la marcha en pendientes y escaleras

Las trayectorias durante la marcha en pendientes y escaleras que se muestran en la figura 1.18 se realizaron mediante la medición de la captura secuencial de movimientos en dichas actividades, y pueden ser generadas para la rehabilitación de la marcha en un ciclo completo. Al igual que en una caminata sobre terreno en nivel, el ratio de fase de balanceo y de apoyo es aproximadamente de 40% y 60% respectivamente [Yoon, 2010].

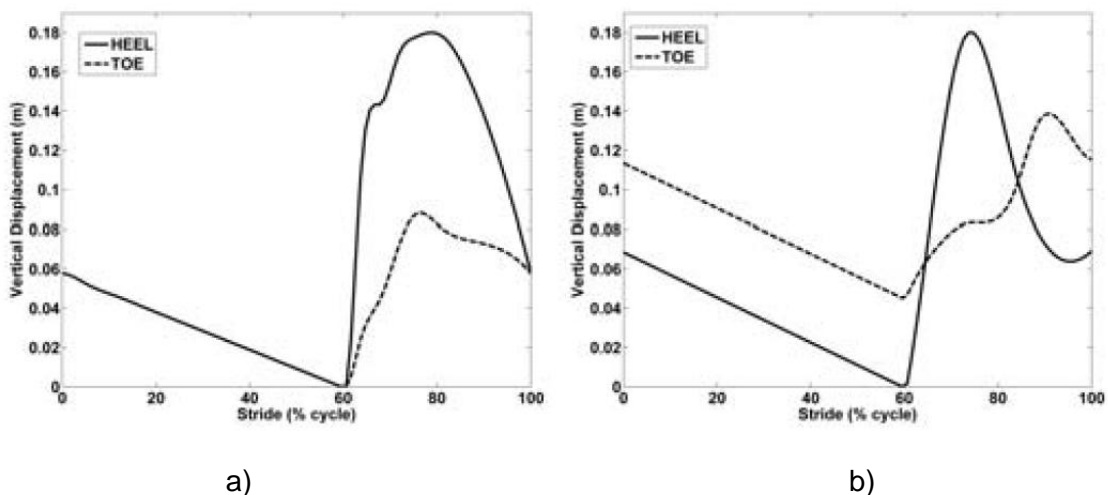


Figura 1.18 Trayectoria del dedo del pie y del talón en diversos terrenos a) Escaleras, b) Pendientes [Yoon, 2010].

La Figura 1.18a muestra la trayectoria que se desarrolla en escaleras luego de la interpolación para una altura de escalón de 6cm con respecto a la altura entre el talón y el dedo del pie en un ciclo de marcha completo.

La Figura 1.18b muestra la trayectoria que se desarrolla al subir una pendiente con ángulo de 10 grados con respecto al suelo.

En ambos casos las líneas punteadas representan el dedo del pie y la línea continua es la trayectoria seguida por el talón.

Finalmente las figuras 1.19a 1.19b muestran la trayectoria del pie y las posiciones del dedo del pie y del talón para una caminata en escaleras y pendientes respectivamente.

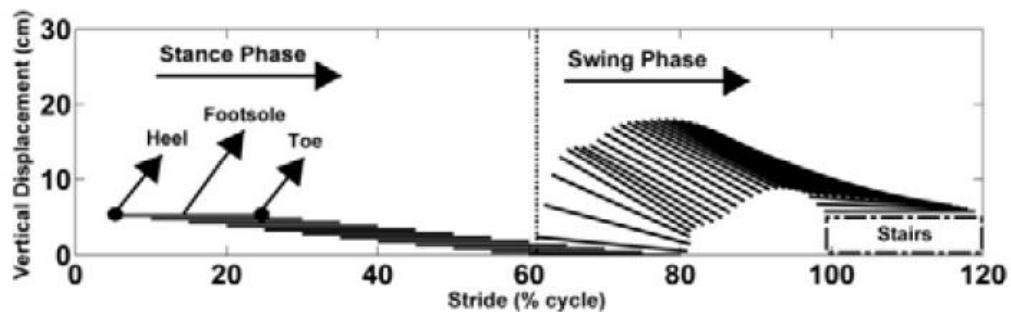


Figura 1.19a) Trayectoria del pie al subir escaleras durante un ciclo de marcha [Yoon, 2010].

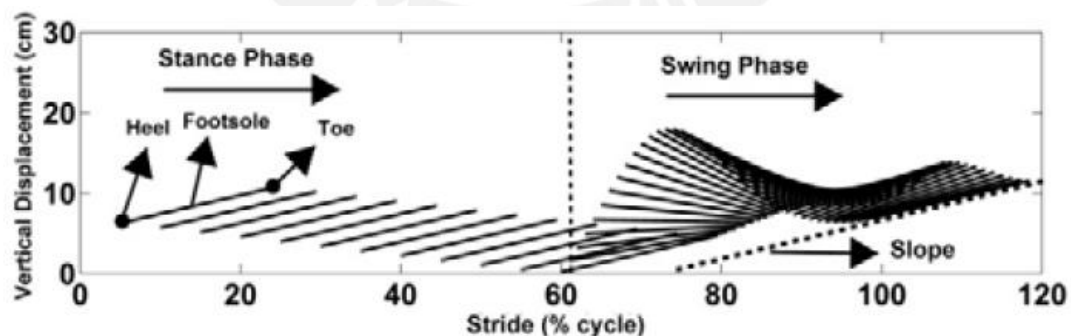


Figura 1.19b) Trayectoria del pie al subir pendientes durante un ciclo de marcha [Yoon, 2010].

1.7 Morfología del mecanismo

El mecanismo paralelo está formado por una estructura mecánica, transmisiones, sistema de accionamiento, sistema sensorial y un sistema de control. A fin de sustentar la elección de estos elementos, se evalúan las diversas posibilidades con las que se puede diseñar el mecanismo.

1.8 Sistema de accionamiento

Los actuadores son la base del sistema de accionamiento. Tienen por misión generar el movimiento de los elementos del robot según las órdenes dadas por la unidad de control [Barrientos, 2007]. Estos pueden ser accionados a través de distintas fuentes energéticas como la energía neumática, hidráulica o eléctrica. La decisión de escoger alguno de estos tipos varía según las siguientes características: potencia, controlabilidad, peso y volumen, precisión, velocidad, mantenimiento, coste.

En la Tabla 1.3 se muestra un cuadro comparativo de las características de los tres tipos de actuadores [Barrientos, 2007]:

1.9 Sistema sensorial

Los sensores permiten que el mecanismo logre su propósito con precisión, velocidad e inteligencia. Entrega la información de posición (fundamentalmente de sus articulaciones) y velocidad al sistema de control. En la tabla 1.4 se resumen los sensores más comunes relacionados a obtener la información de posición y velocidad en robots industriales [Barrientos, 2007].

Tabla 1.3 Características de distintos tipos de actuadores para robots

Actuador	Neumático	Hidráulico	Eléctrico
Energía	<ul style="list-style-type: none"> • Aire a presión (5-10 bar) 	<ul style="list-style-type: none"> • Aceite mineral (50-100 bar) 	<ul style="list-style-type: none"> • Corriente eléctrica
Opciones	<ul style="list-style-type: none"> • Cilindros • Motores de paletas • Motor de pistón 	<ul style="list-style-type: none"> • Cilindros • Motor de paletas • Motor de pistones axiales 	<ul style="list-style-type: none"> • Corriente continua • Corriente alterna • Motor paso a paso
Ventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Baratos • Rápidos • Sencillos • Robustos 	<ul style="list-style-type: none"> • Rápidos • Alta relación potencia-peso • Autolubricantes • Alta capacidad de carga • Estabilidad frente a cargas estáticas 	<ul style="list-style-type: none"> • Precisos • Fiables • Fácil control • Sencilla instalación • Silenciosos
Desventajas	<ul style="list-style-type: none"> • Dificultad de control continuo • Instalación especial (compresor, filtros) • Ruidoso 	<ul style="list-style-type: none"> • Difícil mantenimiento • Instalación especial (filtros, eliminación aire) • Frecuentes fugas • Caros 	<ul style="list-style-type: none"> • Potencia limitada

Tabla 1.4 Tipos de sensores más significativos para robots

Medida		Tipo
Posición	Analógicos	<ul style="list-style-type: none"> • Potenciómetros • Resolver • Sincro • Inductosyn • LVDT
	Digitales	<ul style="list-style-type: none"> • Digitales • Encoders absolutos • Encoders incrementales • Regla óptica
Velocidad		<ul style="list-style-type: none"> • Tacogeneratriz

CAPÍTULO 2

ELABORACIÓN DEL CONCEPTO

En este capítulo se desarrollarán las consideraciones para la elaboración del diseño preliminar del simulador de marcha. La metodología de diseño a seguir es la propuesta por la norma VDI 2221, la cual es promovida por el Ing. Benjamín Barriga, docente de la Pontificia Universidad Católica del Perú. Su aplicación requiere de detallar la lista de exigencias, construir la estructura de funciones y definir el concepto de solución óptimo que cumpla con satisfacer las necesidades del problema en cuestión.

2.1 Requerimientos del diseño

El diseño del simulador de marcha para niños requiere de ciertas consideraciones para definir sus funciones principales, su espacio de trabajo y las condiciones de operación.

En primer lugar, el mecanismo tiene como propósito simular la marcha de niños de 6 a 12 años para la rehabilitación de los miembros motrices inferiores. En este rango de edades, el patrón de marcha se asemeja al de un adulto por lo que el sistema debe poder realizar movimientos simétricos y continuos. Para ello, el efector final realizará el movimiento básico de la marcha, es decir, movimiento de tres grados de libertad en el plano sagital, dos traslaciones (vertical y horizontal) y una rotación, con lo cual, a través de ejercicios repetitivos y coordinados, el paciente logre reentrenarse en el gesto de la marcha. Aunque hay algunos simuladores de marcha que permiten el movimiento libre para una mejor evaluación del paciente, por lo general se compromete el tamaño del simulador y la simplicidad de su cinemática.

El mecanismo requiere de una sola persona para llevar a cabo el control del simulador, por lo general será el fisioterapeuta quien se encargue de ello, y solo permitirá un paciente a la vez. Por lo tanto el desarrollo de la práctica locomotora será personalizado dado que cada paciente presenta discapacidades funcionales particulares.

En cuanto al espacio de trabajo en el que se mueve la plataforma móvil, su trayectoria quedará definida mediante el control de actuadores y se procurará hacerlo lo más compacto posible. El sistema de control y la estación de trabajo de realidad virtual no serán diseñados en este trabajo, aunque se deja abierto el tema para futuras investigaciones.

El material necesario para las plataformas móviles debe ser de baja densidad y con buenas propiedades mecánicas. Esto contribuirá a obtener mayores desplazamientos con menores consumos de energía.

Los requerimientos de fuerza en los actuadores deben asegurar el desarrollo normal de la simulación de la marcha de niños de 6 hasta 12 años. Estos dispositivos de potencia serán seleccionados de un proveedor nacional.

La seguridad del paciente deberá ser protegida en todo momento, y en especial durante el transcurso de la marcha. Para ello, debe contar con amarres que sujeten los pies del niño a la superficie de la plataforma. De igual modo, deberá contar con un sistema de arnés para soportar parcialmente el peso del cuerpo y así darle mayor estabilidad al niño.

Adicionalmente, la altura de las plataformas móviles debe estar al alcance del paciente para que, sin mayor esfuerzo, pueda situarse en su superficie.

El mantenimiento de sus componentes deberá ser sencillo y rápido de realizarlo. Por tanto, es necesario que sus piezas de recambio se encuentren en el mercado nacional.

Asimismo, el montaje e instalación del dispositivo no debe llevar a mayores complicaciones.

El ambiente donde se instale el equipo debe disponer de un sistema de alimentación de energía de los actuadores, y como el uso del simulador de marcha es para fines terapéuticos, será primordialmente ubicado en hospitales o clínicas.

En la tabla 2.1 se muestra un resumen de los requerimientos de diseño.

Tabla 2.1: Lista de requerimientos para el diseño

LISTA DE EXIGENCIAS
Descripción
<p>Función principal:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Simular la marcha de niños de 6 a 12 años como terapia en la rehabilitación de pacientes con discapacidades locomotoras. • Permitirá el movimiento básico de la marcha con tres grados de libertad en el plano sagital. • El sistema deberá ser ejecutado y monitoreado por una sola persona. • Solo podrá ser usado por un paciente a la vez.
<p>Geometría:</p> <ul style="list-style-type: none"> • El espacio de trabajo será regulado por los actuadores para los diferentes parámetros físicos de niños entre 6 y 12 años. • El sistema deberá ser lo más compacto posible.
<p>Material:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Las plataformas serán de un material de baja densidad y buenas propiedades mecánicas.
<p>Fuerza:</p> <ul style="list-style-type: none"> • La fuerza en los actuadores será la necesaria para asegurar la simulación de la marcha de niños de 6 a 12 años.
<p>Seguridad:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Las plataformas contarán con correas o amarres y otros dispositivos de seguridad de tal manera que no expongan la integridad física del paciente.
<p>Mantenimiento:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Debe ser de fácil y rápido mantenimiento. • Debe tener piezas de recambio y los repuestos deben encontrarse en el mercado nacional.
<p>Montaje:</p> <ul style="list-style-type: none"> • El sistema debe ser de fácil instalación y montaje.
<p>Ambiente de trabajo:</p> <ul style="list-style-type: none"> • El ambiente donde se instale el equipo debe disponer de un sistema de alimentación de energía de los actuadores.
<p>Ergonomía:</p> <ul style="list-style-type: none"> • La altura de las plataformas estarán al alcance de los pacientes, para que, sin mayor esfuerzo, pueda situarse en su superficie.
<p>Costos:</p> <ul style="list-style-type: none"> • El equipo será de bajo costo de fabricación sin que ello afecte a la calidad.

2.2 Estructura de Funciones

Esta etapa del diseño preliminar es fundamental pues la formulación de la estructura de funciones permitirá procesar las combinaciones de las posibles soluciones y, de esta manera, determinar el concepto óptimo de solución

Una vez definida la lista de exigencias, la información obtenida es utilizada como datos de entrada para construir la estructura de funciones.

En la Figura 2.1 se muestra la Caja Negra, que es la representación general de las funciones del sistema. Dentro de ella ocurre el proceso de simulación de marcha con las tareas intermedias que implica su desarrollo.

Las magnitudes básicas de entrada y salida son: Señales o Información, Materia (Niño) y Energía.



Figura 2.1 Caja negra del sistema

Luego de la abstracción del proceso a una caja negra, se determinan los principios tecnológicos a emplear. Seguidamente, la función total es subdividida en funciones intermedias, que enlazadas entre sí, siguen una secuencia de operaciones con el propósito de reproducir la marcha en niños.

La construcción de la estructura de funciones se puede apreciar en la Figura 2.2 y, a continuación, se detalla el diagrama de flujo mostrado. El niño con ayuda del personal médico es posicionado y asegurado al simulador de marcha. La información es ingresada por el fisioterapeuta en la estación de trabajo con entorno de realidad virtual, luego es procesada por el sistema de control, el cual convierte la señal digital en señal analógica, esta señal de salida, por lo general, es de valor muy pequeño, por tanto, requiere de un amplificador de señal para que pueda ser reconocida por los

actuadores, que son los dispositivos que controlan directamente los valores de localización de la estructura mecánica para la reproducción del ciclo de la marcha (movimiento vertical, horizontal y rotacional en el plano sagital). Estos valores son detectados y medidos por sensores que llevarán los datos recogidos al sistema de control, previo cambio de la señal por un conversor. Finalmente, con el cuidado del caso se quitan los amarres y seguros para que el niño pueda ser retirado del sistema de simulación de marcha. Los resultados obtenidos son evaluados por el personal a cargo.

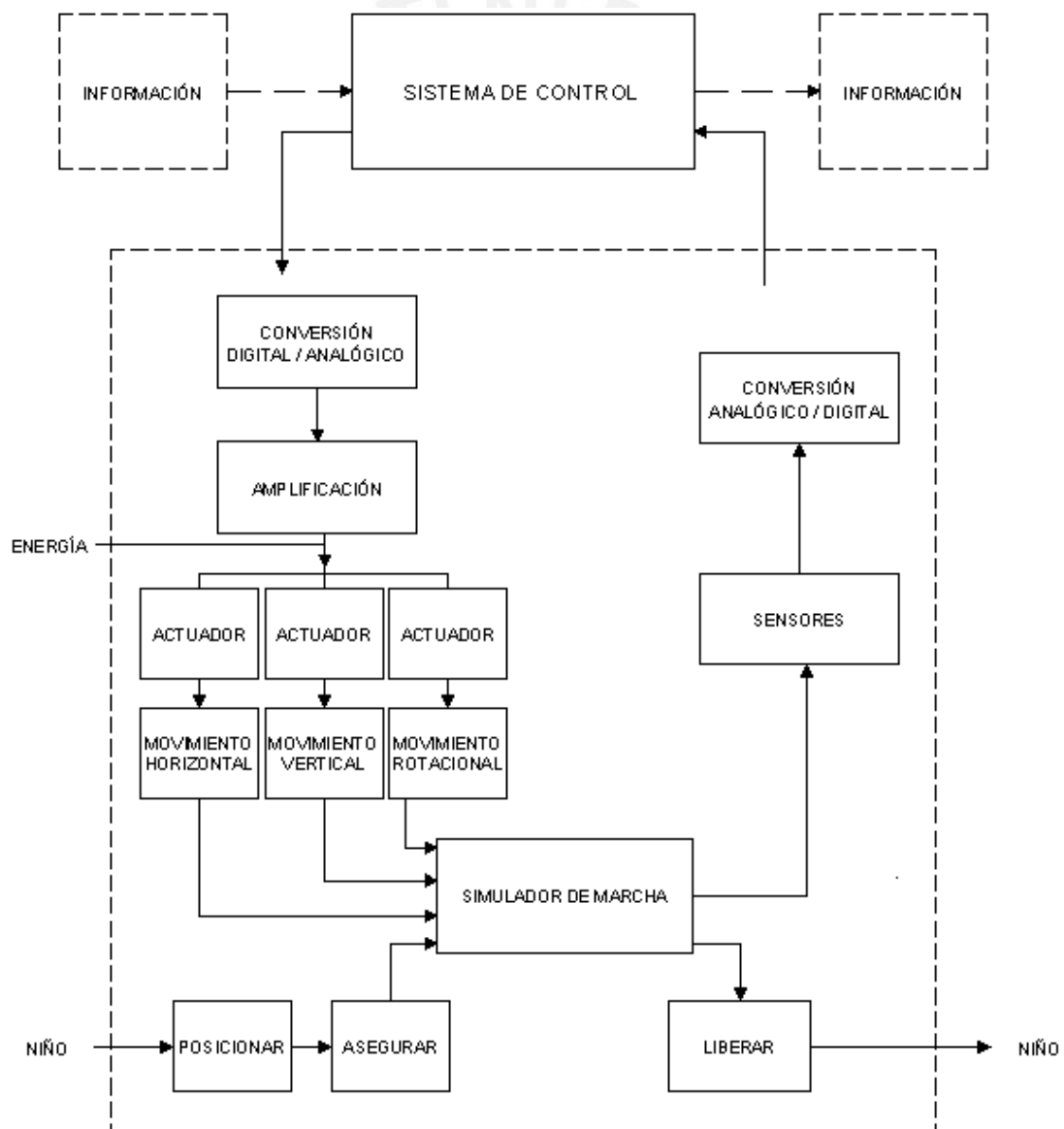


Figura 2.2 Estructura de funciones para la reproducción de la marcha en niños

2.3 Matriz Morfológica

La matriz morfológica es el paso final para obtener el concepto óptimo de solución. Se evalúan las distintas posibilidades de solución a partir de las funciones parciales definidas en la estructura de funciones. Según el cuadro 1 referido a la matriz morfológica, las funciones parciales analizadas son: posicionar, sujetar y los movimientos rotacional, vertical y horizontal.

La función de posicionar corresponde a colocar al paciente al nivel de las plataformas móviles sin que ello signifique un inconveniente o riesgo, tanto para el niño como para el fisioterapeuta. Para cada una de las siguientes posibilidades de solución se asume que el niño inicialmente se encuentra sobre una silla de ruedas y que en todo momento el fisioterapeuta estará a su lado. La primera opción es que el niño sea subido unas pequeñas gradas y luego, una vez se encuentre en la altura adecuada, se ubica cada pie en la correspondiente plataforma. La segunda alternativa es conducir al niño a través de una pequeña pendiente, una vez esté en la altura adecuada se ubica cada pie en la correspondiente plataforma. La tercera opción consiste en subir al niño por medio de una plataforma móvil ubicada inicialmente al ras del suelo hasta alcanzar el nivel del pie-plataforma y luego colocar cada pie en su respectiva posición.

La función sujetar se refiere a mantener estable y fuera de todo riesgo de accidente al niño durante el desarrollo de la simulación de la marcha. Es necesario que los pies estén en todo momento unidos a la plataforma móvil, y que el peso del cuerpo sea parcialmente soportado por un sistema de arnés. Para ello se evalúan tres opciones de sujeción. La primera opción consiste en amarres elásticos, la segunda opción es un rodillo a la altura de las articulaciones metatarso-falángicas, y la tercera alternativa es un casquete donde se introduce parcialmente el pie. Para cada uno de estos casos el uso del equipo de arnés es obligatorio.

El movimiento rotacional puede darse pivotando el centro de la plataforma móvil y colocando un actuador lineal en su extremo, pivotando el centro de la plataforma y colocando en ambos extremos actuadores lineales que alternan su movimiento, o colocando un actuador rotativo (servomotor) en el centro de pivote.

El movimiento vertical puede generarse con un actuador lineal instalado en el centro de la base de la plataforma móvil, con dos actuadores lineales distribuidos simétricamente en cada extremo dándole mayor estabilidad, o con un tornillo de potencia.

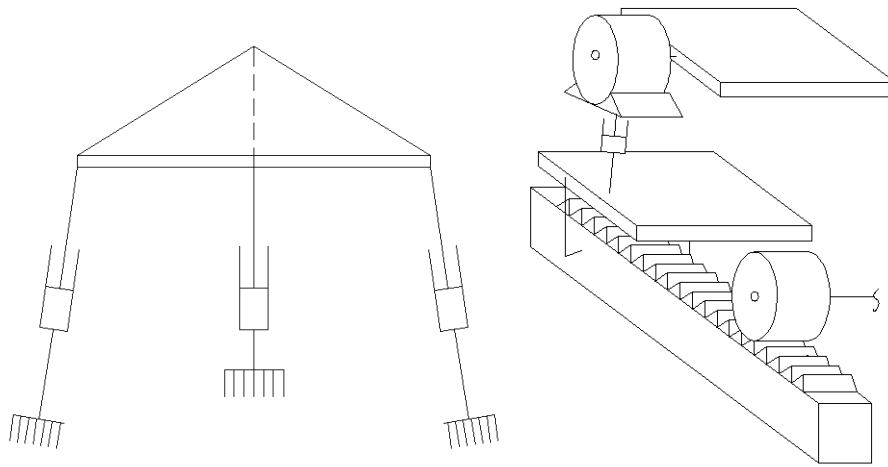
El movimiento horizontal es posible con un actuador lineal orientado horizontalmente y colocado al extremo de la plataforma, con un mecanismo piñón-cremallera o con un sistema de correas dentadas.

De todas estas alternativas, se conciben tres conceptos de solución. El concepto de solución 1 (ruta de solución con flecha roja, Figura 2.3a), el concepto de solución 2 (ruta de solución con flecha verde, Figura 2.3b) y el concepto óptimo de solución (ruta de solución con flecha azul, Figura 2.3c). La Figura 2.4 muestra con mayor detalle el concepto de solución óptimo.

Se eligen actuadores eléctricos en todos los casos dado que son los que mejor ofrecen posicionamiento preciso con bajo mantenimiento y alta repetitividad de funcionamiento, a diferencia de los neumáticos que solo son de posicionamiento simple, es decir, solo se pueden ubicar en dos estados. Por otro lado, los actuadores hidráulicos requieren de gran cantidad de equipos para el suministro de energía, así como de mantenimiento periódico por lo que resultaría inconveniente su selección.

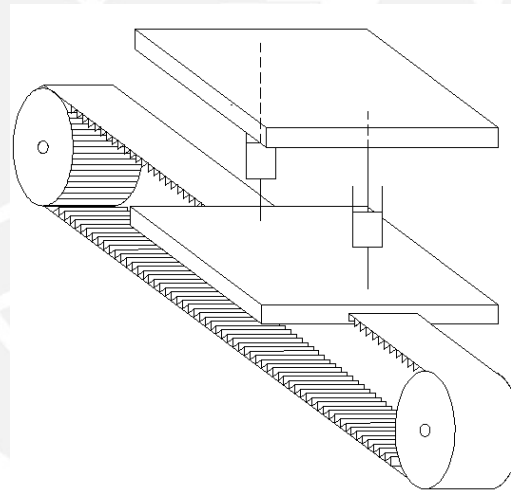
Cuadro 1. Matriz morfológica

		MATRIZ MORFOLÓGICA								
FUNCIONES PARCIALES		PORTADORES DE FUNCIONES								
POSICIONAR										
SUJETAR (PIES + CUERPO)										
PLANO SAGITAL	MOVIMIENTO ROTACIONAL		HIDRÁULICO NEUMÁTICO ELÉCTRICO		HIDRÁULICO MECÁNICO ELÉCTRICO		HIDRÁULICO NEUMÁTICO ELÉCTRICO		HIDRÁULICO MECÁNICO ELÉCTRICO	
	MOVIMIENTO VERTICAL		HIDRÁULICO NEUMÁTICO ELÉCTRICO		HIDRÁULICO NEUMÁTICO ELÉCTRICO		HIDRÁULICO MECÁNICO ELÉCTRICO		HIDRÁULICO MECÁNICO ELÉCTRICO	
	MOVIMIENTO HORIZONTAL		HIDRÁULICO NEUMÁTICO ELÉCTRICO		MECÁNICO ELÉCTRICO		HIDRÁULICO MECÁNICO ELÉCTRICO		MECÁNICO ELÉCTRICO	
		↓ CONCEPTO DE SOLUCIÓN 1			↓ CONCEPTO DE SOLUCIÓN 2			↓ CONCEPTO ÓPTIMO DE SOLUCIÓN		



a) Concepto de solución 1

b) Concepto de Solución 2



c) Concepto Óptimo de Solución

Figura 2.3 Esquemas de los conceptos de solución

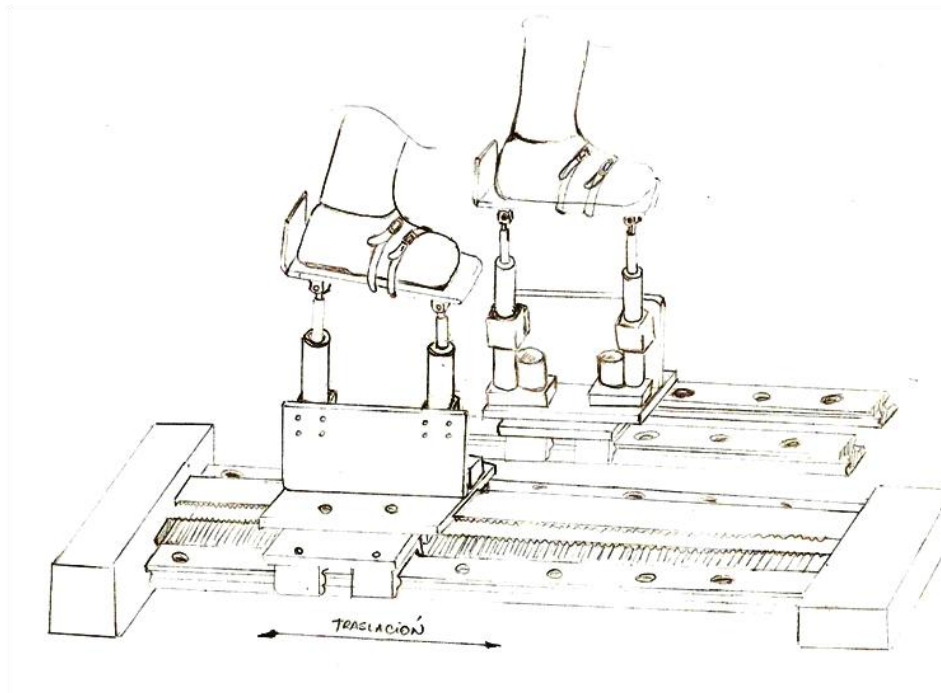


Figura 2.4 Concepto de solución óptimo con mayor detalle

2.4 Cálculo para el dimensionamiento básico

Una vez elegido el concepto de solución óptimo el siguiente paso del diseño preliminar es el dimensionamiento básico de sus componentes principales. Los datos que se emplean a lo largo de este subcapítulo son recogidos del capítulo anterior.

2.4.1 Dimensionamiento básico de la plataforma móvil

La geometría de la plataforma móvil se define según los parámetros físicos del pie del niño de 12 años, mencionados anteriormente en el capítulo 1. Estos datos son los siguientes:

Largo del pie: 240 mm

Ancho del pie: 81 mm

Por lo tanto, la configuración geométrica queda definida tal como lo muestra la Figura 2.5. Se han extendido las dimensiones para darle mayor holgura de movimiento y

facilidad de posicionamiento del pie, así como se ha añadido una pequeña pestaña en la parte posterior como medida de protección. El rebordeo de todas sus aristas y esquinas es necesario para evitar cualquier posibilidad de corte. Adicionalmente, las placas laterales tienen unas ranuras por donde la correa de seguridad se va a ajustar.

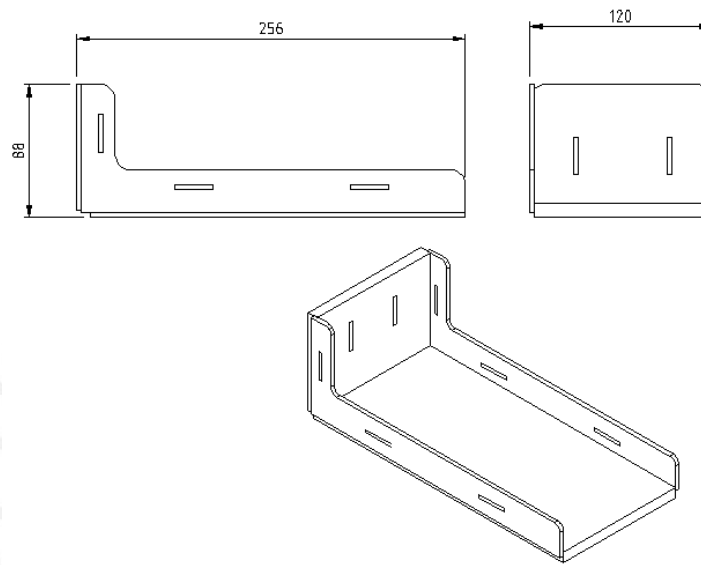


Figura 2.5 Dimensionamiento de la plataforma móvil

2.4.2 Dimensionamiento básico del accionamiento horizontal

La potencia que requiere el actuador eléctrico para mover el sistema deslizante viene dada por la siguiente ecuación:

$$P_{requerida} = F \times v \dots\dots\dots(2.1)$$

Donde:

- F (N) : Sumatoria de Fuerzas: Fuerza de inercia + Fuerza de fricción.
- v (m/s): Velocidad máxima desarrollada en el ciclo de la marcha

En la figura 2.6 se aprecia el diagrama de cuerpo libre (DCL) del sistema:

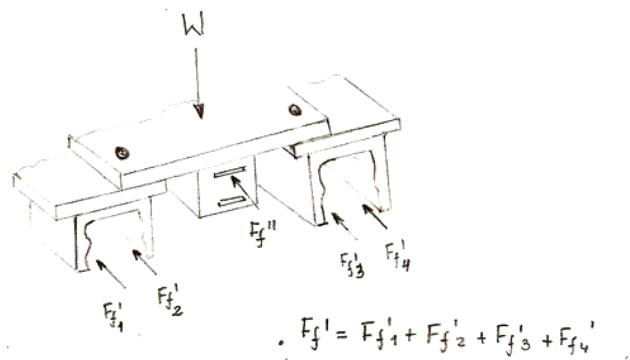


Figura 2.6. Diagrama de cuerpo libre del sistema móvil

La Fuerza de fricción F_f que se debe vencer para iniciar el movimiento del simulador está definida por:

$$F_f = F_f' + F_f''$$

$$F_f = \mu' \times N + \mu'' \times N \dots\dots\dots(2.2)$$

Del cual:

μ' : Coeficiente de fricción entre la base guía y las ruedas.

μ'' : Coeficiente de fricción entre la plataforma deslizante y la correa dentada.

N (N): Sumatoria de normales que ejercen el peso del paciente y el peso del sistema móvil.

Se considera el caso crítico de mayor esfuerzo en donde el peso del niño de 12 años es aproximadamente 480 N y el peso del sistema móvil es de forma aproximada de 100N. Entonces, de la ecuación 2.2 se resuelve que:

$$F_f = (0.2 + 0.09) \times (480 + 100) = 168.2 \text{ N}$$

Por otro lado, la fuerza de inercia a vencer, debido a que el sistema se acelera inicialmente, viene dada por la siguiente ecuación:

$$F_{inercia} = M_{total} \times a \dots\dots\dots(2.3)$$

En donde,

- M_{total} (kg) : Masa total del niño y del sistema móvil horizontal
 a (m/s²) : Aceleración del sistema móvil horizontal [Zijlstra, 2003]

Resolviendo,

$$F_{inercia} = 59 \times 6 = 354 \text{ N}$$

Por lo tanto, de la ecuación 2.1 se tiene:

$$P_{requerida -1} = (168.2 + 354) \times 1.4 = 731.1 \text{ W}$$

De este resultado se obtiene la potencia del motor, tal como sigue:

$$P_{motor -1} = \frac{P_{requerida -1} \times FS}{\eta_{motor -1} \times \eta_{reductor -1}} \dots\dots\dots(2.4)$$

FS : Factor de seguridad recomendado

$\eta_{motor -1}$: Eficiencia del motor 1

$\eta_{reductor -1}$: Eficiencia del sistema de reducción de velocidad.

Finalmente,

$$P_{motor -1} = \frac{731.1 \times 1.5}{0.85 \times 0.85} = 1518 \text{ W}$$

2.4.3 Dimensionamiento básico del accionamiento vertical

Los actuadores eléctricos encargados del posicionamiento vertical y rotacional son sistemas electromecánicos con motores de corriente continua sin escobillas (brushless), debido a que permiten una gran variedad de velocidades y un fácil control de las características par-velocidad. Es por ello que la tendencia actual apunta al empleo de motores de corriente continua en máquinas de velocidad variable donde se requiera un amplio margen de velocidades y un control fino de las mismas, caso contrario ocurre en los motores de corriente alterna en donde no se puede conseguir exactitud en el control de las velocidades.

Los actuadores electromecánicos lineales están compuestos por una cadena cinemática conformada por elementos básicos: un motor acoplado a un elemento (husillo de bolas recirculantes) que convierte el movimiento de rotación del eje motriz en un desplazamiento lineal.

La disposición de esta cadena cinemática puede ser de dos tipos. La disposición serie que posee la ventaja de no requerir un elemento adicional de transmisión entre el motor y el husillo, pero demanda una construcción robusta ya que las cargas actuantes se transmiten al bastidor por medio del estator del motor.

La disposición en paralelo brinda la posibilidad de agregar tantos módulos como se requieran, o bien reemplazar el conjunto motriz sin producir mayores cambios en el arreglo. Adicionalmente, resulta de dimensiones geométricas compactas con lo cual se aprovechan mejor los espacios reducidos disponibles.

Este actuador se ha diseñado considerando la disposición en paralelo dada las ventajas de compactidad que brinda.

Para el cálculo de la potencia necesaria para levantar el peso del niño con la plataforma móvil se ha seguido el siguiente procedimiento:

En primer lugar, se considera que cada actuador debe ser capaz de soportar, de forma independiente, tanto los pesos del niño como de la plataforma móvil, de esta manera se previene cualquier accidente por falla mecánica o eléctrica de alguno de los dos actuadores.

En segundo lugar, se desprecian las fuerzas de fricción generadas internamente en el actuador.

Luego, de igual modo que en el caso anterior, la potencia queda definida como:

$$P_{requerida} = F_{vertical} \times v_{vástago} \dots\dots\dots(2.5)$$

Siendo,

$F_{vertical}$ (N) : Sumatoria de fuerzas: Fuerza de inercia y Fuerza de empuje.

$v_{vástago}$ (m/s) : Velocidad máxima desarrollada por el vástago para la traslación y rotación. [Sutherland, 1980]

El diagrama de cuerpo libre se muestra en la Figura 2.7.

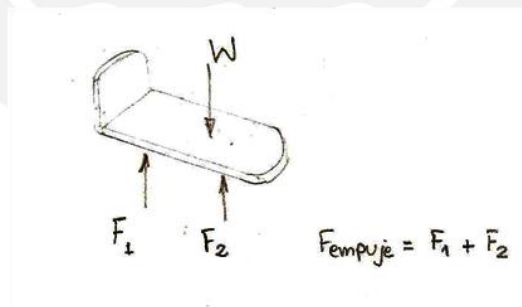


Figura 2.7 DCL de la plataforma móvil

La Fuerza de inercia se denota por:

$$F_{inercia} = M_t \times a' \dots\dots\dots(2.6)$$

M_t (kg) : Masa del niño y de la plataforma móvil

a' (m/s²) : Aceleración de la plataforma móvil [Zijlstra, 2003]

Se resuelve que,

$$F_{inercia} = (48 + 2) \times 10 = 500 \text{ N}$$

Debido a que la velocidad máxima que realizan los actuadores en el movimiento vertical es 0.25 m/s y la fuerza de empuje mínima que se necesita es la misma que la suma del peso del niño con la plataforma, se deduce de la ecuación 2.4 que:

$$P_{requerida} = (500 + 510) \times 0.25 = 253 \text{ W}$$

2.4.4 Dimensionamiento básico de la estructura

Las dimensiones de altura, ancho y largo de la estructura de soporte dependen de las características físicas del niño y de la longitud de paso que desarrolla en la marcha.

Estas dimensiones promedio del niño de 12 años presentadas en el capítulo anterior, se muestran nuevamente a continuación:

Alto: 1560 mm

Ancho de paso: 200 mm

Longitud de paso: 615 mm

Por lo tanto, la altura máxima de la estructura será de 2.3 m considerando la altura de los actuadores y un espacio libre para el sistema de arnés.

El ancho de la estructura será de 1.17 m ya que de esta manera se habilitará mayor espacio para la movilidad de los brazos y la ubicación de los equipos.

Establecer el largo de la estructura requiere de considerar la longitud de paso, la longitud del pie y un espacio que permita darle mayor rigidez al sistema. Así, el largo será: $L_{arg o} = 615 + 240 + 345 = 1200 \text{ mm}$

CAPÍTULO 3

DISEÑO MECÁNICO

En el presente capítulo se desarrollará el diseño de los componentes mecánicos del simulador de marcha, lo que implica definir sus dimensiones físicas por medio del cálculo y la verificación mecánica. Asimismo, se seleccionarán los dispositivos electromecánicos indispensables para el buen funcionamiento del sistema.

3.1 Diseño de los componentes mecánicos

A diferencia de los dispositivos hápticos para lesiones en la muñeca o tobillo que son livianos y compactos, las plataformas de pie programables para la rehabilitación de la marcha requiere de un sistema más robusto dado que el peso del paciente debe ser completamente soportado. La Figura 3.1 señala los componentes y partes principales del proyecto óptimo definido en el capítulo 2.

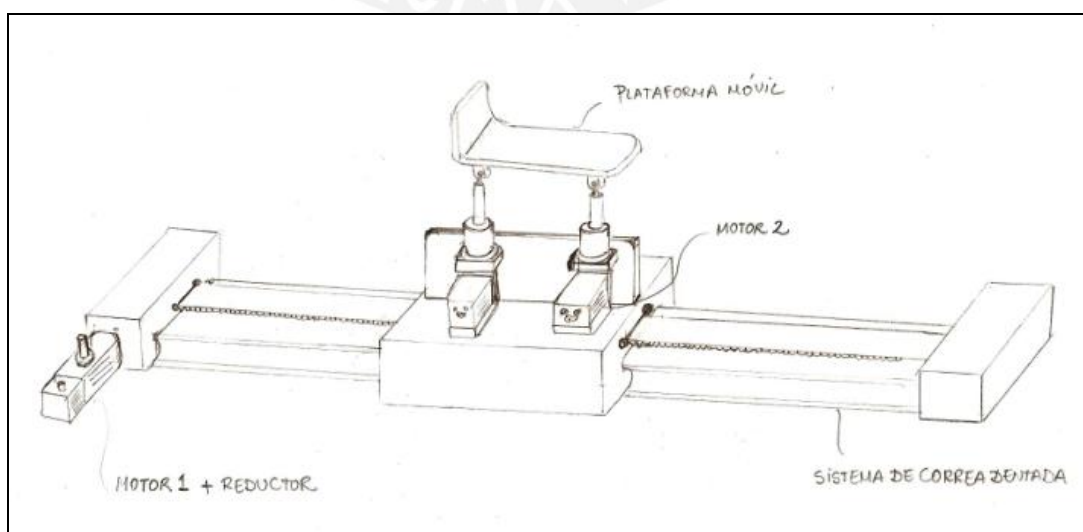


Figura 3.1 Partes del sistema mecánico para la rehabilitación de la marcha

Los componentes mecánicos del proyecto óptimo incluyen el sistema de correa dentada, que abarca el sistema de transmisión y el carril guía para el movimiento de traslación horizontal, y la estructura soporte del niño.

3.2 Selección del accionamiento horizontal

Como se mencionó en el capítulo anterior, la potencia del motor 1 necesaria para accionar el sistema de correa dentada es de 1518 W, y puesto que los servomotores se caracterizan por su capacidad para posicionarse en forma inmediata en cualquier posición dentro de su rango de operación, se seleccionará un servomotor de corriente alterna (CA).

El procedimiento de selección es tal como se detalla a continuación:

- En primer lugar, se elige el servomotor con potencia mayor a la potencia requerida, en este caso mayor a 1.5 kW.

Por ello, del catálogo OMRON OMNUC W-series se elige el servomotor de 2 kW con velocidad nominal de 3000 rpm.

- En segundo lugar, se determina la potencia que llega al sistema de transmisión por correa dentada.

Se tiene que la potencia que llega a la polea dentada es afectada por los rendimientos del motor y del reductor, tal como se muestra en la ecuación 3.1:

$$P_{polea} = P_{catá\ log\ o} \times \eta_{motor} \times \eta_{reductor} \dots\dots\dots(3.1)$$

$$P_{polea} = 2000 \times 0.85 \times 0.85 = 1445 \text{ W}$$

- En tercer lugar, seleccionar la polea y verificar que cumpla las limitaciones de torque máximo del equipo de correa dentada dentro del margen de velocidades de marcha.

En la tabla 3.1 se muestra un extracto del catálogo MX SERIES, de la empresa PBC Linear a Pacific Bearing Co., en el cual se pueden apreciar diversos torques máximos para cada diámetro de polea disponible.

Se elige el diámetro de polea $d_{polea} = 63.6$ mm del modelo MXB 090 con torque máximo de 150 Nm. Se sabe que la velocidad que se desarrolla en una marcha lenta es en promedio de 0.8 m/s y en una marcha normal es de 1.4 m/s [Öberg, 1993], por lo que el torque máximo en que operará el sistema se obtendrá con la velocidad mínima.

Tabla 3.1 Información técnica del catálogo MX SERIES

AXIS	PERIPHERY PULLEY (mm)	DIA. PULLEY (mm)	BASIC RESITANCE (Nm)	MAX. TORQUE (Nm)	SPEED (at 1,000 r/min. at pulley)	SPEED (at 600 r/min. at pulley)
MXB 040	100	31.8	0.3	10	1.67 m/s	1.0 m/s
MXC 040			0.7			
MXE 040						
MXB 060	130	41.4	0.6	23	2.1 m/s	1.3 m/s
MXC 040.1			0.9			
MXC 060						
MXE 040.1						
MXE 060	200	63.6	1.1	75	3.33 m/s	2.0 m/s
MXC 060.1			1.4			
MXE 060.1						
MXC 090						
MXB 090			150			
MXC 090.1						

$$v_{mínima} = \omega \times \frac{d}{2} \dots\dots\dots(3.2)$$

$$\omega = \frac{0.8 \times 2}{0.0636} = 25.16 \text{ rad/s}$$

$$T = \frac{P_{polea}}{\omega} = \frac{1445}{25.16} = 57.4 \text{ Nm}$$

De esta manera, se comprueba que el sistema de correas dentadas no fallará por sobrecargas.

- Finalmente, se escoge el reductor de velocidad adecuado.

Puesto que la velocidad en el eje del motor es muy elevada es necesario instalar un reductor de velocidad. Dado que el catálogo OMRON OMNUC W-series proporciona una gama de relaciones de transmisión, se selecciona el reductor que

permita alcanzar el rango de velocidades tanto para una marcha lenta como una marcha normal, tal como se muestra a continuación:

La velocidad máxima en rpm es: $n_{m\acute{a}xima} = 420 \text{ rpm}$

$$i = \frac{n_2}{n_1} = \frac{3000}{420} = 7.14$$

Donde,

n_1 (rpm) : velocidad a la salida del reductor

n_2 (rpm) : velocidad del motor

Entonces, el reductor de velocidad que cumple con las condiciones de velocidad es el que tiene la relación de transmisión de 5:1, tal como se muestra en la Figura 3.2.

■ 1-kW to 5-kW Cylinder-style Motors (3,000 r/min)

Motor capacity	Basic model	Reduction gear ratio				
		1/5	1/9	1/20	1/29	1/45
		□G05BJ	□G09BJ	□G20BJ	□G29BJ	□G45BJ
1 kW	R88M-W1K030☆□	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
1.5 kW	R88M-W1K030☆□	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
2 kW	R88M-W2K030☆□	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
3 kW	R88M-W3K030☆□	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
4 kW	R88M-W4K030☆□	Yes	Yes	Yes	Yes	
5 kW	R88M-W5K030☆□	Yes	Yes	Yes		

Figura 3.2 Extracto del catálogo OMRON OMNUC W-series

De lo anterior, se selecciona el servomotor 2 kW con velocidad nominal de 3000 rpm, reductor de velocidad de 5 a 1 y freno integrado modelo R88M-W2K030-G05BJ del catálogo de OMRON OMNUC W-series.

Además, se selecciona el equipo basado en correas dentadas MXB 090 200 1015 del catálogo MX SERIES, de la empresa PBC Linear a Pacific Bearing Co. (Figura 3.3). Las dimensiones de la correa dentada son las siguientes: El ancho de la correa es 50 mm y la distancia entre dientes es 10 mm.

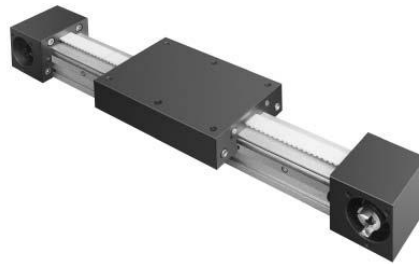


Figura 3.3 Equipo seleccionado basado en correas dentadas

En la tabla 3.2 se especifica información técnica del sistema de transmisión por correas dentadas y la Figura 3.4 ayuda a interpretar mejor los puntos en cuestión.

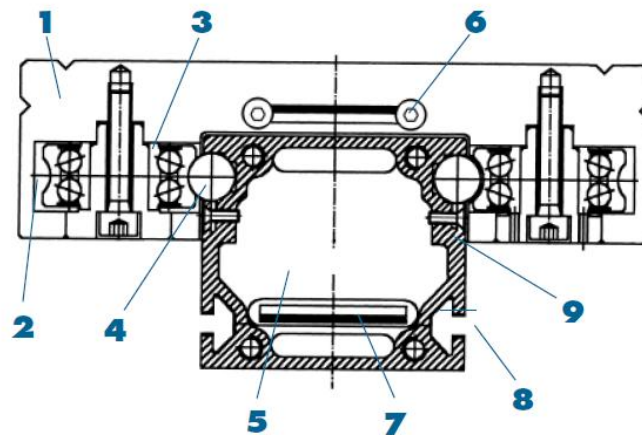


Figura 3.4 Corte transversal del sistema basado en correas dentadas

Adicionalmente se evalúa que el equipo no falle por deflexión (Figura 3.5), para ello es necesario conocer la flecha máxima que se obtiene de la ecuación 3.3 dada por el mismo fabricante.

Tabla 3.2 Descripción técnica del sistema

Elemento N°	Descripción técnica
1	El espesor grueso de la sección asegura la estabilidad y rigidez
2	Ajuste sin juego de los rodillos de transporte
3	El ancho optimiza y mejora la capacidad de carga en pares de giro
4	Los rieles endurecidos están dispuestos de modo que no haya compresión en el perfil
5	La forma del perfil permite reducir el peso del equipo
6	Fácil ajuste de la tensión de la correa por medio de tornillos de fijación
7	El diseño de las correas dentadas permite un viaje suave, silencioso y repetible
8	Ranuras tipo T para fácil ensamble y montaje
9	Soporte seguro para los rieles de precisión garantiza una vida larga

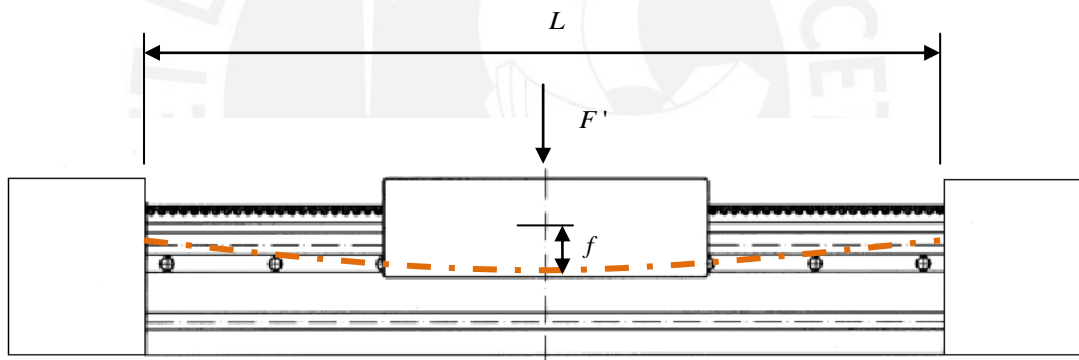


Figura 3.5 Diagrama para el análisis de la deflexión del carril

$$f = \frac{F' \times L^3}{E \times I \times 192} \dots\dots\dots(3.3)$$

Donde,

- f (mm) : flecha máxima
- F' (N) : Carga máxima
- E (N/mm²) : Módulo de elasticidad
- I (mm⁴) : Momento de Inercia de la sección

La longitud L se calcula tal como sigue: $L = 2 \times C + S + U + 10$

- C : ancho de los soportes laterales
 S : longitud de carrera
 U : largo de la plataforma deslizante

De donde resulta: $L = 2 \times 95 + 615 + 200 + 10 = 1015 \text{ mm}$

El Momento de Inercia mínimo de la sección (Figura 3.6) proporcionado por el fabricante es $I_x = 20.1 \text{ mm}^4$.

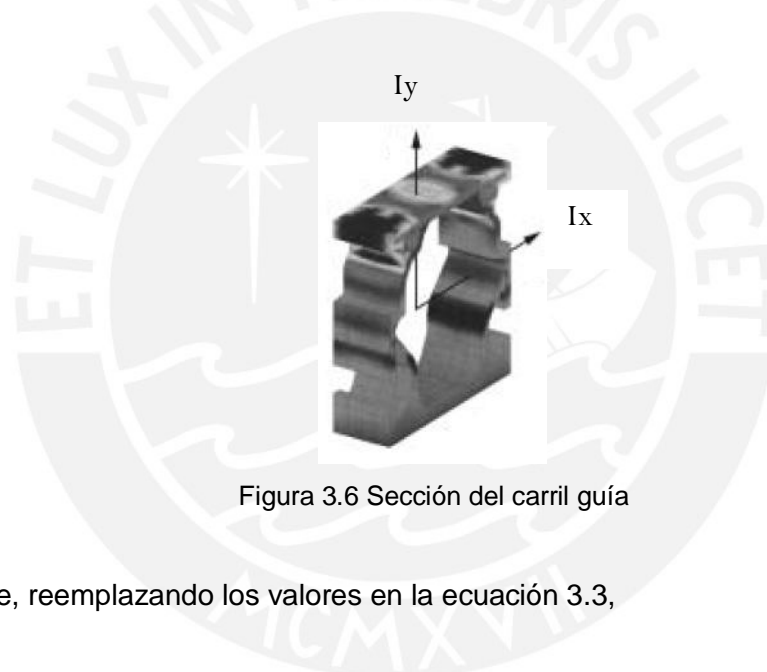


Figura 3.6 Sección del carril guía

Finalmente, reemplazando los valores en la ecuación 3.3,

$$f = \frac{580 \times 1015^3}{70000 \times 20.1 \times 10^5 \times 192} = 0.022 \text{ mm}$$

Como la flecha que se desarrolla en las condiciones de mayor exigencia es pequeña en comparación a la flecha máxima permisible dada por el fabricante que es 0.15mm, se deduce que no habrá problema de falla por deflexión.

3.3 Selección del accionamiento vertical

De los datos hallados en el capítulo 2 se sabe que la potencia requerida para reproducir el movimiento vertical es de 253 W, la velocidad necesaria es de 0.25 m/s y la carga máxima es de 50kg. Por lo tanto, el actuador lineal será el seleccionado del catálogo ULTRA MOTION BUG LINEAR ACTUATOR tipo 1-B.125-SM23-8-P-/4.

El proceso de selección desarrollado se explica a continuación:

- Primer paso: Determinar la Velocidad vs Carga según el requerimiento de trabajo. En la figura 3.7 se muestra el rango de operación para diferentes porcentajes de tiempo de funcionamiento. Dado que las unidades se encuentran en el sistema inglés, se procede a su conversión.

$$v_{\text{máxima}} = \frac{0.25}{0.0254} = 9.8 \text{ in/s}$$

$$F_{\text{máxima}} = 50 \times 2.204 = 110 \text{ lb}$$

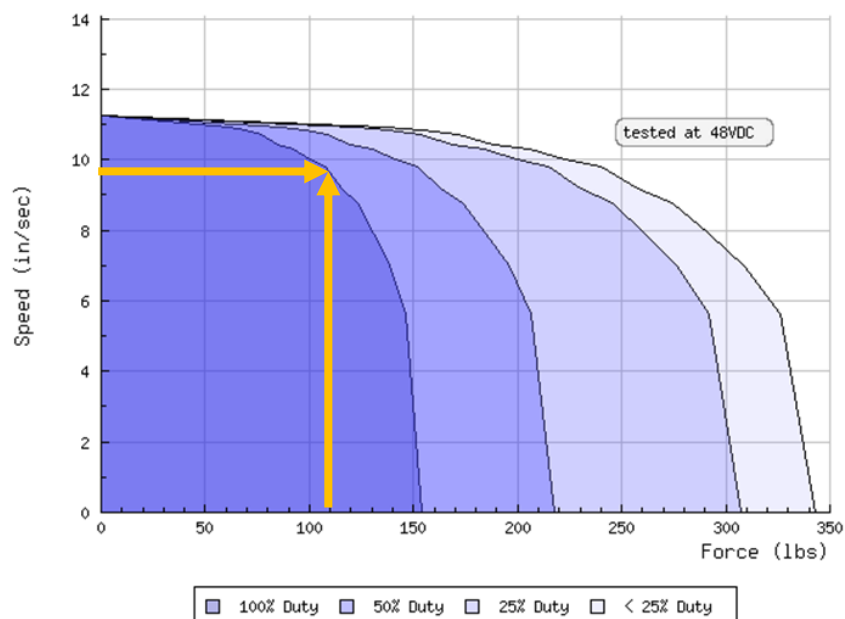


Figura 3.7 Diagrama Velocidad vs Fuerza del actuador seleccionado

Del gráfico se deduce que el actuador podrá operar normalmente para un tiempo de funcionamiento constante durante todo el ciclo de trabajo bajo solicitudes máximas de operación.

- Segundo paso: Elegir el paso del tornillo de avance o husillo. El fabricante ofrece una variedad de pasos que determinan la velocidad de avance por lo que el paso que cumple con las especificaciones de la figura 3.7 es de 0.125 in/rev.
- Tercer paso: Definir la longitud de carrera. Se ofrecen tres tipos de longitudes de carrera, de 2 ,4 y 8 pulgadas. Por lo tanto, el más adecuado es el de 8 pulgadas (202.3 mm) pues la distancia máxima que recorre el pie en dirección vertical es de 180 mm.
- Cuarto paso: Elegir el motor que permita alcanzar los parámetros de velocidad y carga requeridos. El modelo que mejor se adecúa a estas condiciones es el motor Animatics SM2340 con alimentación recomendada de 42 VDC.

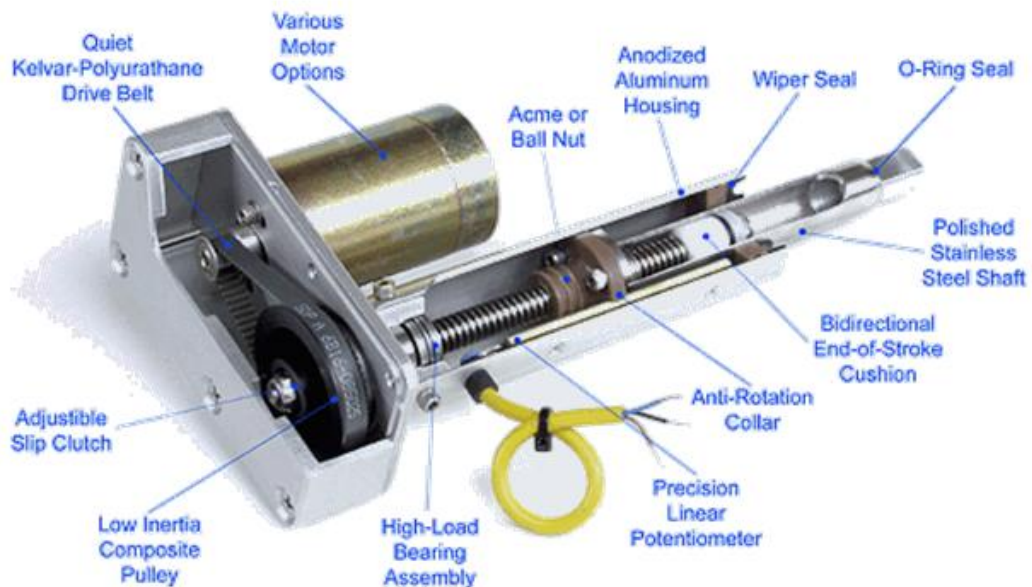


Figura 3.8 Vista interior del actuador lineal

Resolviendo la ecuación 3.4 se tiene,

$$F_{\text{crítica - pandeo}} = \frac{\pi^2 \times 2.1 \times 10^5 \times \frac{(\pi \times 12.7^4)}{64}}{(2 \times 203.2)^2 \times 5} = 3205 \text{ N}$$

Además, se sabe que $F_{\text{vertical}} = 561 \text{ N}$

Se verifica entonces que $F_{\text{crítica - pandeo}} > F_{\text{vertical}}$. Por lo tanto, el vástago no fallará por pandeo.

3.4 Diseño de la estructura

El diseño de la estructura que soportará el peso del niño requiere de verificar la resistencia, la rigidez y la soldadura de los elementos con mayor riesgo de falla.

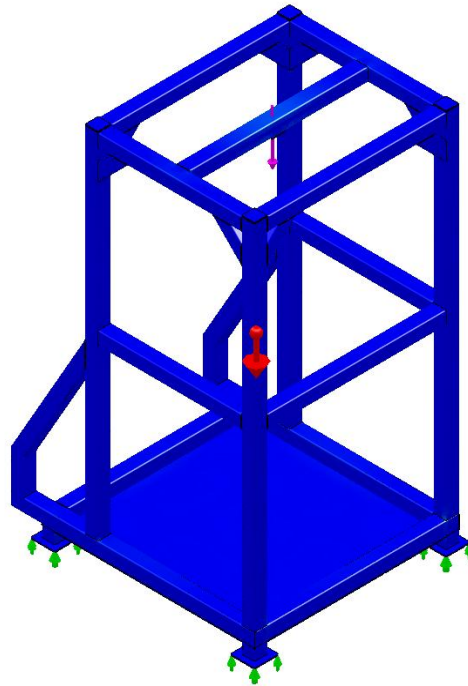


Figura 3.10 Esquema de la estructura del simulador de marcha

El cálculo de la estructura se realizará asumiendo que se trata de un pórtico donde la única fuerza es la ocasionada por el peso del niño sujeto al sistema de arnés. El DCL de la estructura se puede apreciar en la Figura 3.11.

Debido a la simetría geométrica y que la fuerza se aplica en el centro, se emplea el Teorema de Castigliano de la siguiente forma:

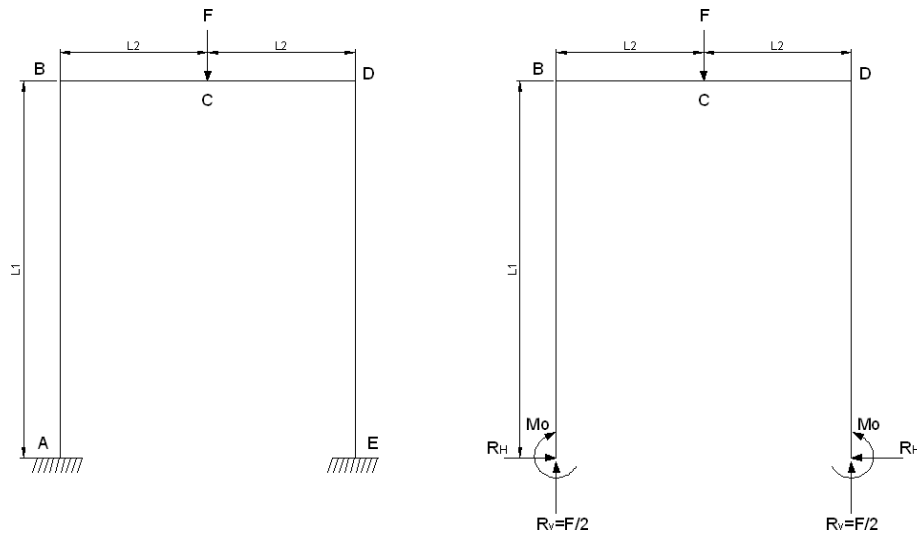


Figura 3.11 DCL de la Estructura

$$U = 2 \int_A^B \frac{F_N^2}{2EA} ds + 2 \int_B^C \frac{F_N^2}{2EA} ds + 2 \int_A^B \frac{M^2}{2EI} ds + 2 \int_B^C \frac{M^2}{2EI} ds \dots\dots\dots(3.5)$$

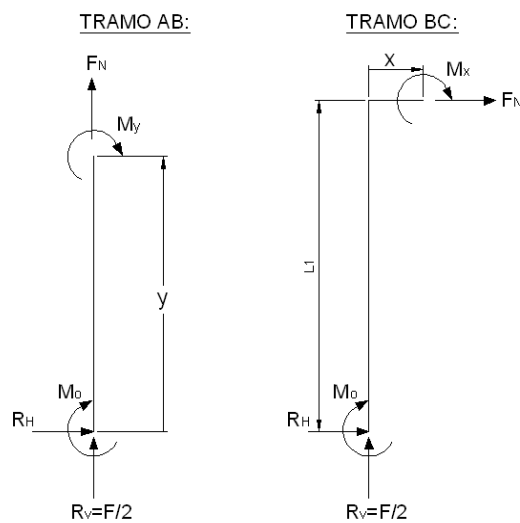


Figura 3.12 DCL Tramos AB y BC

Para el tramo AB (Figura 3.12):

$$\text{Dado que, } F = 48 \times 9.81 = 471 \text{ N} \quad \rightarrow \quad R_V = \frac{F}{2} = 235.5 \text{ N}$$

$$\text{Entonces,} \quad F_N = -\frac{F}{2} = -235.5 \text{ N}$$

$$\text{Y además,} \quad M_y = -M_o + R_H y$$

Para el tramo BC:

$$F_N = -R_H = -235.5 \text{ N}$$

$$M_x = -M_o + R_H L1 - R_V x$$

Los desplazamientos en el apoyo A deben ser nulos, tanto la deflexión angular como el desplazamiento horizontal.

Puesto que la deflexión angular en el apoyo angular es nula $\theta_A = 0$, se tiene:

$$\theta_A = \frac{\partial U}{\partial M_o} = 2 \int_A^B \frac{F_N}{EA} \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_o} \right) ds + 2 \int_A^B \frac{M}{EI} \left(\frac{\partial M}{\partial M_o} \right) ds + 2 \int_B^C \frac{F_N}{EA} \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_o} \right) ds + 2 \int_B^C \frac{M}{EI} \left(\frac{\partial M}{\partial M_o} \right) ds$$

$$\text{Para el tramo AB:} \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_o} = 0 \quad \frac{\partial M_y}{\partial M_o} = -1$$

$$\text{Para el tramo BC:} \quad \frac{\partial F_N}{\partial M_o} = 0 \quad \frac{\partial M_x}{\partial M_o} = -1$$

Reemplazando:

$$\theta_A = 2 \int_A^B \frac{F_N}{EA} \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_o} \right) ds + 2 \int_0^{L1} \frac{-M_o + R_H y}{EI} \left(\frac{\partial M_y}{\partial M_o} \right) dy + 2 \int_B^C \frac{F_N}{EA} \left(\frac{\partial F_N}{\partial M_o} \right) ds + 2 \int_0^{L2} \frac{-M_o + R_H L1 - R_V x}{EI} \left(\frac{\partial M_x}{\partial M_o} \right) dx$$

Entonces:

$$M_0 L1 - \frac{R_H L1^2}{2} + M_0 L2 - R_H L1L2 + \frac{F}{4} L2^2 = 0$$

$$2M_0 - 2R_H + 0.41M_0 - 0.82R_H + 19.8 = 0$$

$$2.41M_0 - 2.82R_H + 19.8 = 0 \dots\dots\dots(3.6)$$

Además, como el desplazamiento horizontal del apoyo A es nulo $\delta_A = 0$ se tiene:

$$\delta_A = \frac{\partial U}{\partial R_H} = 2 \int_A^B \frac{F_N}{EA} \left(\frac{\partial F_N}{\partial R_H} \right) ds + 2 \int_A^B \frac{M}{EI} \left(\frac{\partial M}{\partial R_H} \right) ds + 2 \int_B^C \frac{F_N}{EA} \left(\frac{\partial F_N}{\partial R_H} \right) ds + 2 \int_B^C \frac{M}{EI} \left(\frac{\partial M}{\partial R_H} \right) ds$$

Para el tramo AB: $\frac{\partial F_N}{\partial R_H} = 0$ $\frac{\partial M_y}{\partial R_H} = y$

Para el tramo BC: $\frac{\partial F_N}{\partial R_H} = -1$ $\frac{\partial M_x}{\partial R_H} = L1$

$$\delta_A = 2 \int_0^{L1} \frac{-F}{2EA} ds + 2 \int_0^{L1} \frac{M_0 + R_H y}{EI} dy + 2 \int_B^C \frac{-R_H}{EA} dx + 2 \int_0^{L2} \frac{-M_0 + R_H L1 - R_H x}{EI} dx$$

Resolviendo variables:

$$-\frac{M_0 L1}{2} - R_H \frac{L1^2}{3} + \frac{I}{A} R_H - M_0 L2 + R_H L1L2 - \frac{F}{4} L2^2 = 0$$

Se elige como elemento estructural un tubo cuadrado del catálogo de TUBISA con las siguientes dimensiones:

Lado: 76.2 mm,

Espesor: 3.05 mm

De las cuales se obtiene el momento de inercia I_t y el área A_t respectivamente:

$$I_t = 7.9727 \times 10^{-7} \text{ Nm}^4$$

$$A_t = 8.924 \times 10^{-4} \text{ m}^2$$

Reemplazando los valores,

$$\begin{aligned}
 -M_0 - 1.344 R_H + \frac{7.9727 \times 10^{-7}}{8.9242 \times 10^{-4}} R_H - 0.41 M_0 + 0.82 R_H - 19.8 &= 0 \\
 -1.41 M_0 - 0.82 R_H - 19.8 &= 0 \dots\dots\dots(3.7)
 \end{aligned}$$

Y resolviendo las ecuaciones 3.6 y 3.7 se obtiene:

$$M_0 = 12.1 \text{ Nm}, \quad R_H = 3.33 \text{ N}$$

Analizando el elemento BD (Figura 3.13):

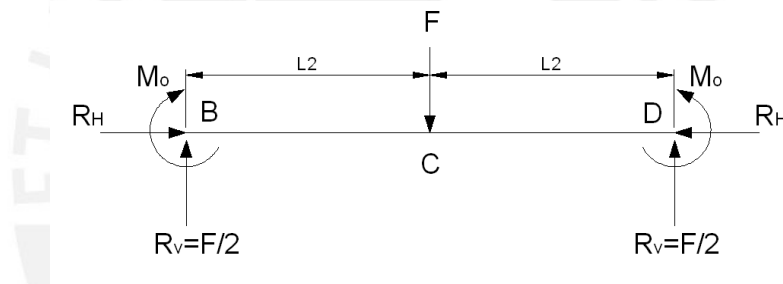


Figura 3.13 DCL del elemento BD

Luego, la verificación de la resistencia se realiza con el cálculo del esfuerzo equivalente según la teoría de la energía de distorsión (ecuación 3.8).

Para ello primero se debe evaluar el punto más cargado de la sección del tubo cuadrado. Se analizan los puntos A y B de la figura 3.14.

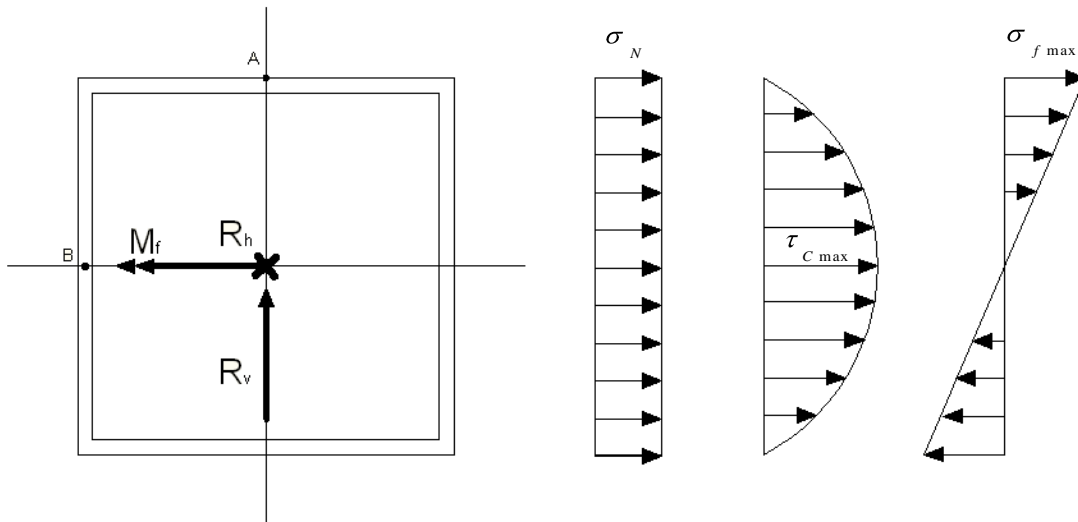


Figura 3.14 Diagrama de esfuerzos de la sección del tubo cuadrado

En la sección actúan tres tipos de esfuerzos, esfuerzo normal, esfuerzo debido al corte y esfuerzo flector. En el punto A se aprecia que tanto el esfuerzo normal como el esfuerzo cortante son máximos en este lugar, y que, por el contrario, el esfuerzo flector es nulo. Por otro lado, en el punto B los esfuerzos máximos son producidos por la carga normal y por la fuerza cortante y el momento flector no produce esfuerzo alguno. De esta manera, se requiere conocer los valores de los esfuerzos en su estado crítico.

El diagrama de momentos flectores (Figura 3.15) permitirá conocer el valor de la flexión máxima

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_n^2 + \sigma_f^2 + 3\tau_c^2} \leq \frac{\sigma_F}{FS} \dots\dots\dots(3.8)$$

$$\sigma_n = \frac{R_H}{A} = \frac{3.33}{892.43} = 0.00373 \frac{N}{mm^2}$$

$$\sigma_{f \max} = \frac{M_f (y_{\max})}{I} = \frac{108650 \left(\frac{76.2}{2}\right)}{7.9727 \times 10^5} = 5.19 \frac{N}{mm^2}$$

$$\tau_{c \max} = \frac{R_V Q}{It} = \frac{R_V \left(\frac{y_{\max}}{2} A\right)}{It} = \frac{235.5 \times \left(\frac{76.2}{2} \times 892.3\right)}{7.9727 \times 10^5 \times 3.05} = 3.29 \frac{N}{mm^2}$$

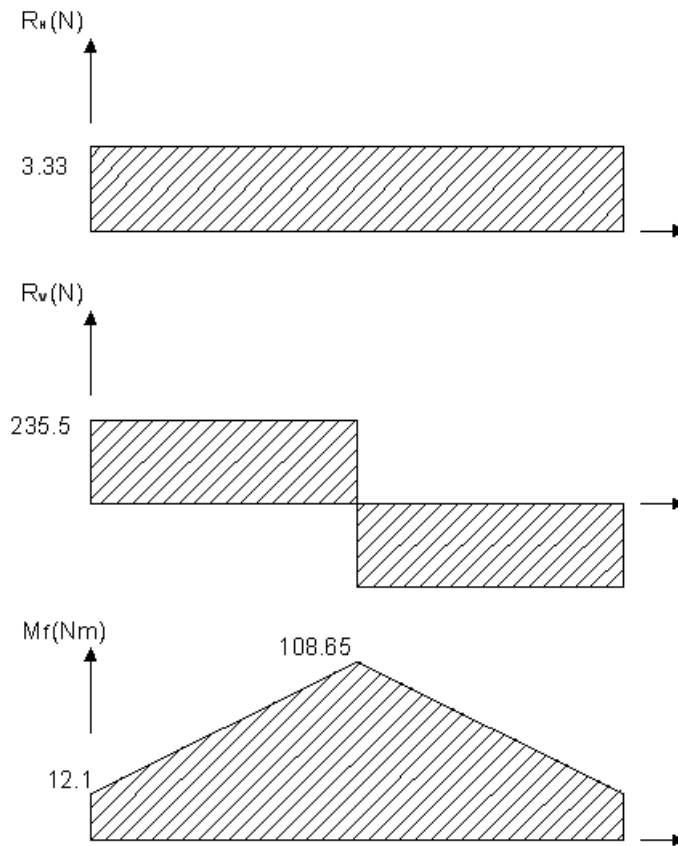


Figura 3.15 Diagrama de Momentos flectores

El esfuerzo equivalente para la sección A será:

$$\sigma_{eqA} = \sqrt{\sigma_n^2 + \sigma_{f \max}^2}$$

$$\sigma_{eqA} = \sqrt{(0.00373)^2 + 5.19^2} = 5.2 \frac{N}{mm^2}$$

El esfuerzo equivalente para la sección B será:

$$\sigma_{eqB} = \sqrt{\sigma_n^2 + 3(\tau_{c \max})^2}$$

$$\sigma_{eqB} = \sqrt{(0.00373)^2 + 3(3.29)^2} = 5.69 \frac{N}{mm^2}$$

De la comparación de ambos esfuerzos se observa que el punto B es el más crítico.

Por lo tanto, el análisis de resistencia se hará en el punto B y se verificará con el esfuerzo admisible mostrado en la ecuación 3.8.

Así se tiene,

$$\sigma_{eq} = 5.69 \leq \frac{240}{2.5}$$

$$5.69 \leq 96 \text{ Mpa}$$

Con lo cual se cumple que $\sigma_{eq} \leq \sigma_{adm}$ y por lo tanto no fallará por resistencia.

El análisis de rigidez se hará utilizando la teoría de la energía de deformación según Castigliano. La deflexión máxima que experimenta el elemento estructural se muestra en la Figura 3.16.

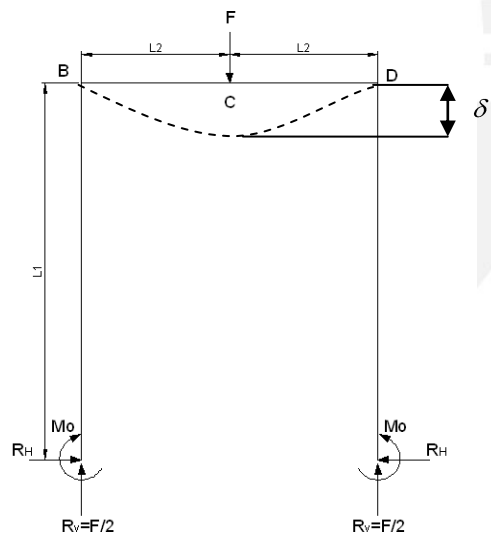


Figura 3.16 Deflexión máxima que sufre la estructura

Se puede apreciar que en el punto C la flecha es de mayor magnitud, por lo tanto el análisis se realizará en el tramo BC. Luego, de acuerdo a las ecuaciones de equilibrio del tramo BC y reemplazando los valores obtenidos en las reacciones del punto A, se tiene:

$$M_x = -5.41 - 235.5x$$

Aplicando el teorema de Castigliano, la deformación que sufre en el punto C debido a la fuerza F es tal como se ve en la ecuación 3.9.

$$\delta_F = 2 \int_0^{L_2} \frac{M_x}{EI} \left(\frac{\partial M_x}{\partial F} \right) dx \dots\dots\dots(3.9)$$

Además, $\frac{\partial M_x}{\partial F} = -\frac{x}{2}$

Reemplazando los valores se tiene,

$$\delta_F = 2 \int_0^{L_2} \frac{-5.41 - 235.5x}{EI} \left(\frac{-x}{2} \right) dx$$

$$\delta_F = \frac{1}{EI} \left(\frac{5.41 L_2^2}{2} + \frac{235.5 L_2^3}{3} \right)$$

Luego, resolviendo para $L_2 = 410$ mm la deflexión máxima será:

$$\delta_F = 0.032 \text{ mm}$$

Se comprueba que la estructura no fallará por rigidez dada la mínima deflexión que experimenta durante el soporte del peso del niño.

El cálculo de las uniones soldadas se realizará de acuerdo al Eurocódigo 3 que está basado en la teoría de falla de la energía de distorsión. En la Figura 3.17 se aprecia el cordón de soldadura donde se unirán los elementos estructurales que soportarán el peso del niño.

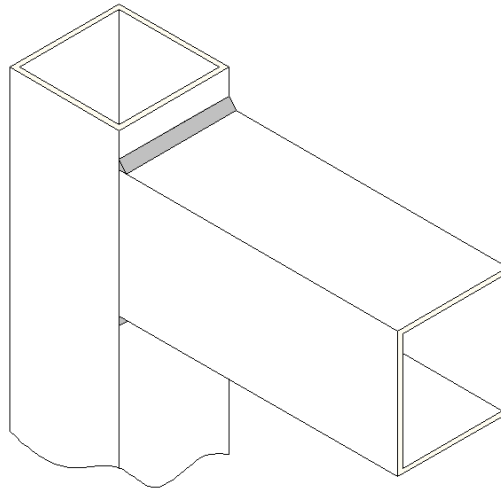


Figura 3.17 Unión soldada de los elementos estructurales

La sección de la unión soldada con las fuerzas a las que se encuentra sometida se muestra en la Figura 3.18a. Luego, los esfuerzos que origina la sollicitación en la sección del cordón se aprecian en la Figura 3.18b.

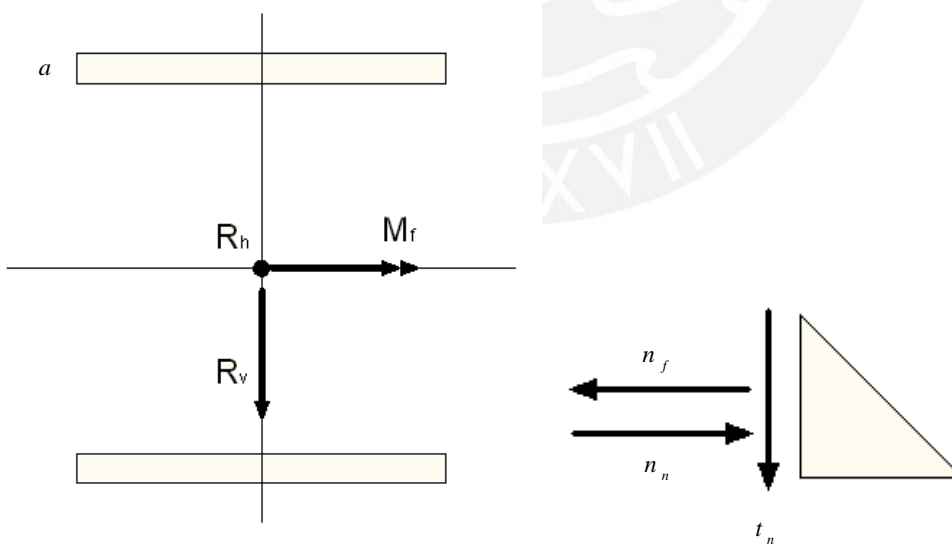


Figura 3.18a. DCL de la unión soldada Figura 3.18b. Esfuerzos en la sección del cordón

Según las recomendaciones sobre las dimensiones de los cordones, el espesor mínimo del cordón debe ser mayor o igual a 3 mm. Por lo tanto, el espesor “a” elegido para la unión soldada será de 3mm.

Las ecuaciones de los esfuerzos son tales como sigue:

$$n_n = \frac{R_H}{A_a} = \frac{3.33}{3 \times 76.2} = 0.0146 \frac{N}{mm^2}$$

$$n_f = \frac{M_f y_{máx}}{I_a} = \frac{12100 \times 79.2}{2 \left(\frac{76.2 \times 3^3}{12} + \frac{79.2^2}{2} \times 76.2 \times 3 \right)} = 0.8 \frac{N}{mm^2}$$

$$t_n = \frac{R_v}{A_a} = \frac{235.5}{3 \times 76.2} = 1.03 \frac{N}{mm^2}$$

$$t_a = 0$$

Donde,

n_n : Esfuerzo normal debido a la fuerza de tracción

n_f : Esfuerzo normal debido a la flexión

t_n : Esfuerzo cortante directo

t_a : Esfuerzo cortante longitudinal

De acuerdo al Eurocódigo 3 se deben verificar las siguientes dos condiciones para que la junta no falle (ecuaciones 3.10 y 3.11).

Verificación 1:
$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_n^2 + 3(\tau_n^2 + \tau_a^2)} \leq \frac{\sigma_B}{\beta_w \gamma_{Mw}} \dots\dots\dots(3.10)$$

Verificación 2:
$$\sigma_n \leq \frac{\sigma_B}{\gamma_{Mw}} \dots\dots\dots(3.11)$$

Donde se tiene que,

$$\gamma_{Mw} \geq 1.25$$

σ_B : Resistencia a la tracción del material base

β_w : Factor que depende del material

γ_{Mw} : Factor de seguridad

σ_n : Esfuerzo normal a la garganta

τ_n : Esfuerzo paralelo y transversal a la garganta

τ_a : Esfuerzo paralelo y longitudinal al cordón

Además,

$$\sigma_n = \frac{n + t_n}{\sqrt{2}} = \frac{0.815 - 1.03}{\sqrt{2}} = 0.15 \frac{N}{mm^2}$$

$$\tau_n = \frac{n - t_n}{\sqrt{2}} = \frac{0.815 + 1.03}{\sqrt{2}} = 1.3 \frac{N}{mm^2}$$

$$\tau_a = t_a = 0$$

Finalmente, reemplazando los valores en las ecuaciones 3.10 y 3.11 se obtiene respectivamente:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{0.15^2 + 3(1.3^2)} \leq \frac{410}{0.9 \times 1.5}$$

$$2.26 \leq 304 \frac{N}{mm^2}$$

Con lo cual se verifica la condición 1.

Y, adicionalmente

$$0.15 \leq 273 \frac{N}{mm^2}$$

Por lo que también se satisface la condición 2.

De esta manera se comprueba que la unión soldada no fallará ante las exigencias mecánicas de la carga en sollicitación.

Para corroborar los cálculos anteriormente desarrollados se emplea la herramienta de diseño computacional Cosmos Works, con el cual se analiza la estructura en su totalidad, y principalmente en las zonas de mayor tensión.

Las propiedades del estudio realizado se muestran en el Cuadro 3.1:

Cuadro 3.1: Propiedades del estudio de la estructura mediante Cosmos Works

Tipo de análisis	Estático
Tipo de malla:	Malla sólida
Tipo de solver	Solver tipo FFEPlus
Efecto de rigidización por tensión (Inplane):	Activar
Muelle blando (Soft Spring):	Activar
Desahogo inercial:	Desactivar
Efecto térmico:	No aplica
Temperatura a tensión cero	298
Unidades	Kelvin

Del mismo modo, se requiere establecer las características del material y las condiciones de carga a las que se encuentra sometido el objeto de análisis, de tal manera que el programa pueda reconocer los parámetros de entrada.

El material es ASTM A36, el tipo de modelo del material es Isotrópico elástico lineal y el criterio de error predeterminado está dado de acuerdo al criterio de la energía de distorsión de Von Mises.

Se proponen dos casos, por separado, en los que la estructura trabajará en un estado más crítico. El primer caso considera que todo el peso del niño de 50kg se aplica en la zona central del tubo superior de la estructura y el segundo caso se da cuando el peso del niño en conjunto con el peso del sistema de simulación de marcha (aproximadamente 80kg) se aplica en el marco base.

El análisis de la distribución de las tensiones y de los desplazamientos se aprecia en la Figura 3.19 y Figura 3.20 (Caso 1) y en la Figura 3.21 y Figura 3.22 (Caso 2) respectivamente.

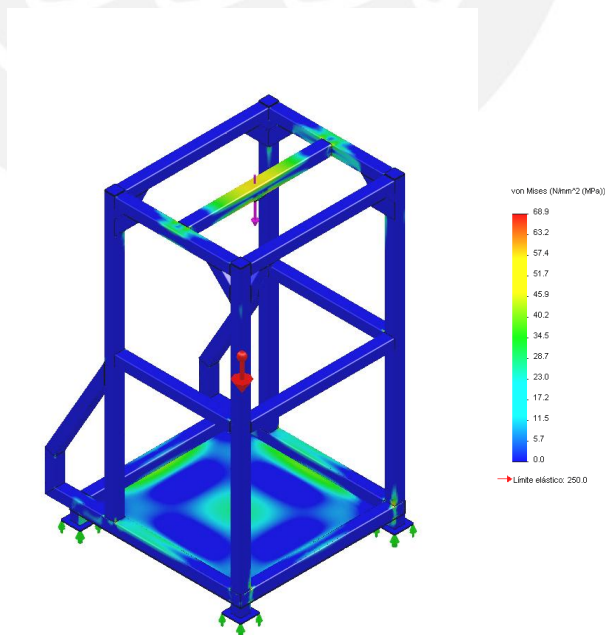


Figura 3.19 Análisis de distribución de tensiones en la estructura – Caso 1

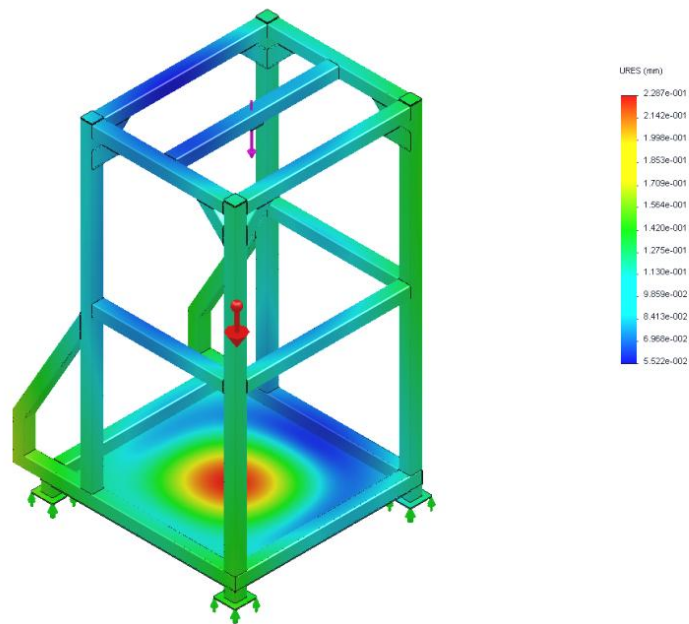


Figura 3.20 Análisis de los desplazamientos de la estructura – Caso 1

Para el caso 1 el esfuerzo máximo se ubica en el tubo superior y el desplazamiento máximo es de 0.22mm que se da en el centro del marco base debido a la fuerza gravitacional.

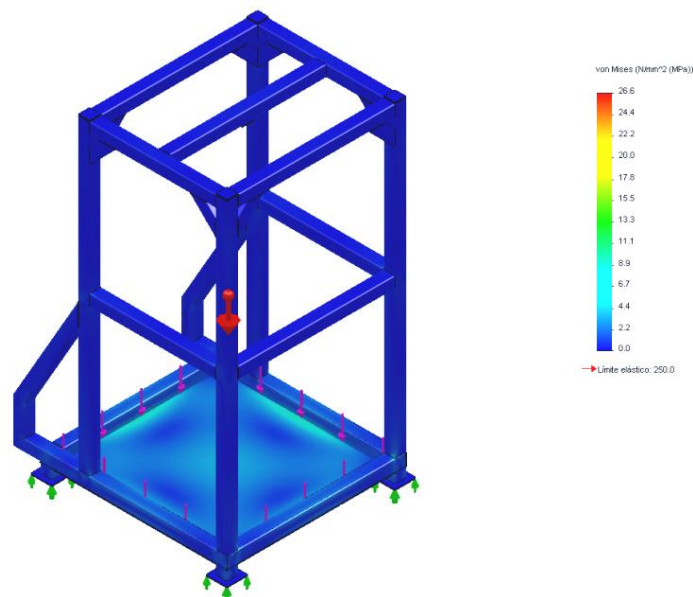


Figura 3.21 Análisis de distribución de tensiones en la estructura – Caso 2

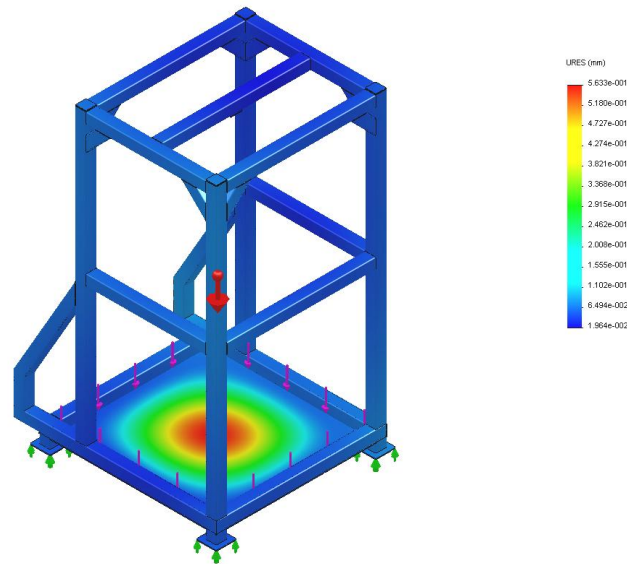


Figura 3.22 Análisis de los desplazamientos de la estructura – Caso 2

En el segundo caso, el esfuerzo máximo es de 26.6 MPa y el desplazamiento máximo es de 0.56mm y ambos se localizan en el nodo central del marco base.

De acuerdo a los resultados obtenidos por el programa, estos valores tanto para el caso 1 como para el caso 2, no representan ningún riesgo de falla pues los desplazamientos son muy pequeños y el límite de fluencia del material es de 240 MPa con lo que la estructura será capaz de resistir a los esfuerzos de mayor sollicitud durante la operación del sistema.

Otra consideración importante es que el peso del niño será soportado parcialmente por el sistema de arnés durante la simulación de la marcha, por lo tanto, el riesgo de falla en el marco base se reduce aún más.

3.5 Diseño de la plataforma móvil

Durante el transcurso de la operación del sistema, la plataforma estará completamente apoyada por el pie del niño, el cual en términos de carga estará soportando una fuerza distribuida de 50kg (490N) en toda su superficie. Si bien, durante la fase de apoyo en el desarrollo de la marcha la fuerza varía en un porcentaje del peso del niño, se toma como valor crítico el peso total del paciente.

Los actuadores de accionamiento vertical con el fin de reproducir el movimiento de traslación vertical y de rotación requieren de elevar la carga en la fase oscilatoria y de soportar el peso en la etapa de apoyo.

Por lo tanto, es importante analizar que la plataforma no falle en ninguna circunstancia durante el proceso de locomoción.

Del mismo modo que se realizó el análisis de la estructura en el subcapítulo anterior, se procede a realizar la verificación de la resistencia de la plataforma mediante el empleo del software computacional CosmosWorks. Las figuras 3.23 y 3.24 muestran el resultado de la distribución de las tensiones y de los desplazamientos una vez aplicada las cargas con mayor solitud de esfuerzos.

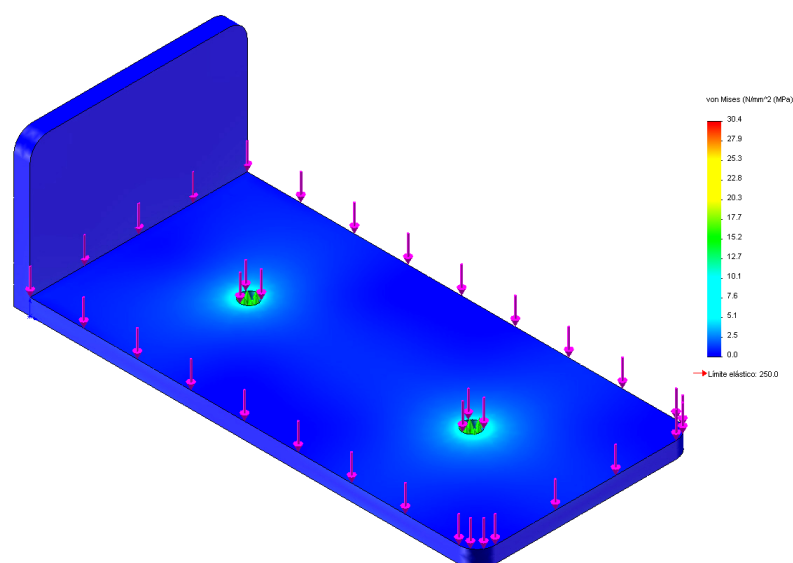


Figura 3.23 Análisis de las tensiones en la plataforma móvil
(Flecha color rojo: carga distribuida del pie. Flecha color verde: apoyos)

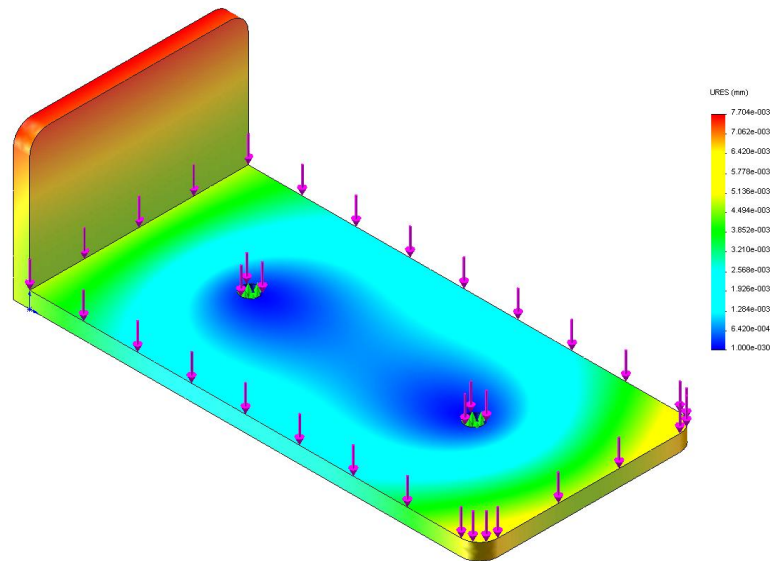


Figura 3.24 Análisis de los desplazamientos en la plataforma móvil
 (Flecha color rojo: carga distribuida del pie. Flecha color verde: apoyos)

El esfuerzo máximo es de 36.4 MPa y el máximo desplazamiento por deformación es de 0.007 mm, y puesto que el límite elástico del material es de 240MPa esto no representa ningún riesgo de falla en la pieza.

3.6 Diseño de la junta tipo horquilla

Puesto que las plataformas móviles del pie requieren ser capaces de tener un ligero movimiento rotacional, es imprescindible que el tipo de junta entre el actuador y la plataforma móvil permita el giro entre sí. Por lo tanto, el tipo la junta que más se adecúa a esta sollicitación es el tipo horquilla, ya que, por medio de un pasador se elimina la restricción de giro y le brinda 1 GDL al sistema.

A continuación se analiza el pin según el DCL mostrado en la Figura 3.25 para definir sus dimensiones que logren soportar las cargas en el estado más crítico.

Se elige como material del pasador St 60.

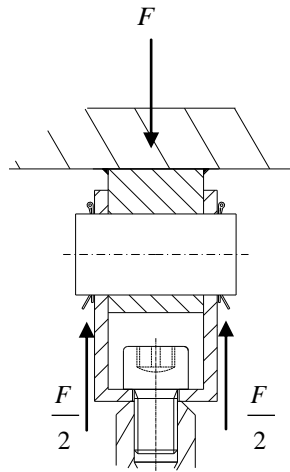


Figura 3.25 DCL de la junta tipo horquilla

$$\tau_{pin} \leq \frac{\tau_{adm}}{FS} \dots\dots\dots(3.12)$$

$$\frac{\left(\frac{F}{2}\right) \times 4}{\pi d^2} \leq \frac{42}{1.5} \frac{N}{mm^2}$$

Despejando d y reemplazando la fuerza de la ecuación 3.12, se obtiene que,

$$d_{mínimo} = 4 \text{ mm}$$

De lo anterior, el diámetro del pasador será de 9 mm.

Además, se debe verificar que no falle por flexión, del cual se tiene:

$$\sigma_{pasador} \leq \frac{\sigma_{adm}}{FS} \dots\dots\dots(3.13)$$

$$\sigma_{pasador} = \frac{32 M_{f-pasador}}{\pi d^3}, \text{ donde } M_{f-pasador} = \left(\frac{F}{2}\right) \left(\frac{b + b_1}{2}\right)$$

Con $b = 14, b_1 = 3$ y $d = 9$

Reemplazando los valores,

$$29 \leq 40 \frac{N}{mm^2}$$

Se verifica entonces que no fallará por flexión ni por corte.

Adicionalmente se debe verificar que el agujero, donde se introduce el pasador no se aplaste.

En la barra:

$$P_{\text{barra}} \leq P_{\text{adm - barra}} \dots\dots\dots(3.14)$$

$$P_{\text{barra}} = \frac{F}{bd} = 3.89 \frac{N}{\text{mm}^2}$$

$$3.9 \leq 7 \frac{N}{\text{mm}^2}$$

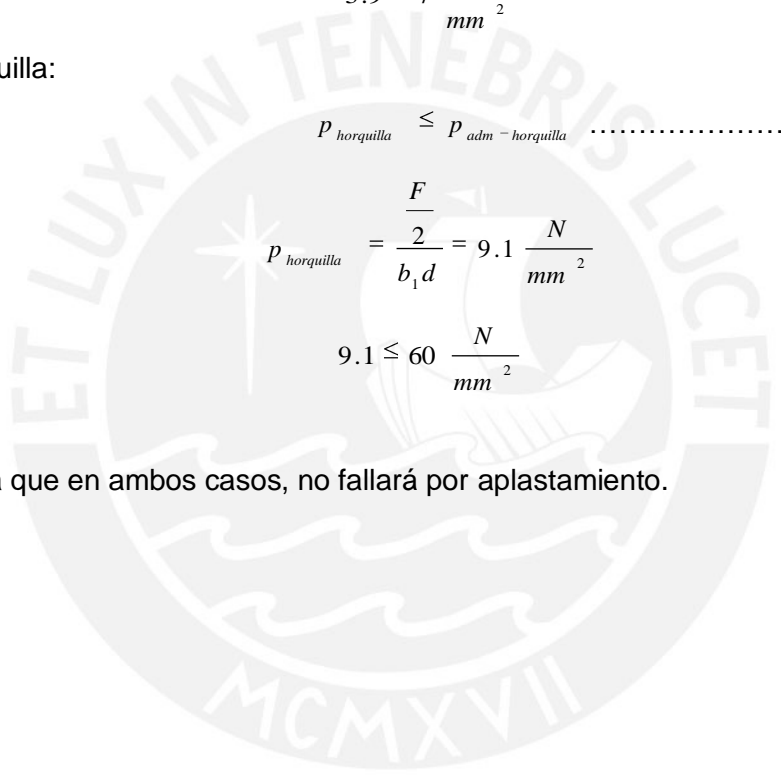
En la horquilla:

$$P_{\text{horquilla}} \leq P_{\text{adm - horquilla}} \dots\dots\dots(3.15)$$

$$P_{\text{horquilla}} = \frac{F}{b_1 d} = 9.1 \frac{N}{\text{mm}^2}$$

$$9.1 \leq 60 \frac{N}{\text{mm}^2}$$

Se aprecia que en ambos casos, no fallará por aplastamiento.



CAPÍTULO 4

PLANOS Y COSTOS DE FABRICACIÓN

Este capítulo detalla las características de fabricación por medio de planos tanto de ensamble como de despiece en lo que respecta a la elaboración de detalles del proyecto definido. De igual modo, es importante evaluar los costos que intervienen en la construcción del simulador de marcha ya que determinará la conveniencia o no de su realización, por lo tanto se elaborará un presupuesto total del proyecto.

4.1 Simbología y lista de planos

Los planos se enumeran de acuerdo a la simbología descrita a continuación.

Nº PLANO	DESCRIPCIÓN
ESIS-A0	Plano de ensamble del sistema
DES-EST-A1	Plano de despiece de la estructura
DES-PLT-A2	Plano de despiece de la plataforma móvil
DES-SAC-A2	Plano de despiece de soporte de actuadores
DES-HOR-A3	Plano de despiece de la junta tipo horquilla
DES-JRA-A3	Plano de despiece de la junta ranurada
EDGEN-A3	Esquema de disposición general

A modo de ejemplo se toma DES-PLT-A2. DES hace referencia al tipo de plano, en este caso es plano de despiece, PLT es el elemento en cuestión, el cual hace referencia a la plataforma móvil, y A2 es el tamaño de la lámina.

4.2 Costos de fabricación

Los costos varían de acuerdo al proveedor a quien se le solicita un presupuesto del producto o servicio que ofrece. Para el desarrollo de la cotización se toman en cuenta las siguientes consideraciones:

- Los costos incluyen los equipos seleccionados, la materia prima, los procesos de manufactura que intervienen tales como corte, soldadura y taladrado, el armado y ensamble.
- Los actuadores y el sistema de correa dentada no se fabrican en nuestro medio, por lo tanto, los costos logísticos por envío de los equipos de importación también son tomados en cuenta.
- El costo por armado es en base a las horas hombre (HH) dedicadas para su construcción, en este caso es \$10 por HH.
- Los costos asignados por proceso varían según el tipo de operación, así el costo por corte y soldadura dependen de la cantidad de metros lineales y el taladrado depende del diámetro y número de agujeros a realizar.
- El detalle del precio de los servicios de corte, soldado, taladrado y limpieza mecánica se muestra a continuación:
 - Corte: \$1.5 por metro lineal
 - Soldadura: \$10 por metro lineal
 - Taladrado: \$1.5 por agujero de 3mm
 - Limpieza mecánica: \$8 por hora hombre

El desarrollo del presupuesto se muestra en la Tabla 4.1 y está enumerada de acuerdo a la lista de materiales desarrollada en el plano de ensamble. Estos costos incluyen IGV.

ESTRUCTURA DE COSTOS					
ITEM	CANT.	DESCRIPCIÓN	UNIDAD	PRECIO UNITARIO US\$	PRECIO TOTAL US\$
1	1	ESTRUCTURA SOPORTE: Estructura soporte de dimensiones según plano. Precios por proceso incluyen: Corte, Armado, Soldadura, Taladrado y Limpieza final. Precios por suministros incluyen: Material y electrodos de soldadura.	Pza	627.90	627.90
2	2	PLATAFORMA MÓVIL: dimensiones según plano	Pza	7.00	14.00
3	4	ACTUADOR LINEAL: Smart Bug Linear Actuator. Fuerza Máx 343 lb, Long. Carrera 8", Veloc. Máx 11.2 in/sec con freno integrado.	Pza	3,555.00	14,220.00
4	2	SERVOMOTOR AC: Omron Omnucc W-Series P=2kW, n=300RPM, 200 VAC modelo R88M-W2K030-G05BJ c/ encoder incremental.	Pza	1,700.00	3,400.00
5	4	Tornillo Cilíndrico ¼"-28 x3/8" long.	Pza	0.15	0.60
6	2	Plancha ASTM A36 6.4x263x172 con Plancha ASTM A36 6.4x249x205	kg	6.88	13.76
7	2	SISTEMA CORREA DENTADA: MXB 40-60-90 Belt Driven Actuator, Long. Carrera mín 1015mm, Long. de la placa soporte 200mm, Torque máximo 150 Nm.	Pza	1,950.00	3,900.00
8	1	Plancha ASTM A36 6.4x1066x1020	kg	81.94	81.94
9	1	Plancha Caucho Natural 12.7x1066x1020	kg	25.00	25.00
10	16	Tornillo Hexagonal M4X20	Pza	0.12	1.92
11	16	Arandela A4	Pza	0.1	1.60
12	9	Tornillo Hexagonal M10X45	Pza	0.3	2.70
13	9	Tuerca Hexagonal M10 según DIN 934	Pza	0.25	2.25
14	9	Tuerca Hexagonal Izq. M10 según DIN 934L	Pza	0.25	2.25
15	2	ACOPLE: Coupling SC060R 20mm x 24mm With double disc coupling.	Pza	205.55	411.10
16	1	Arnés de seguridad con anillos D en los hombros y con amortiguador de gancho.	Pza	\$60.00	\$60.00

El costo total de manufactura es de **US\$ 22,765.02**.

Asimismo al costo por el diseño del proyecto se le ha asignado el 12 por ciento del costo total de manufactura lo que resulta en la cifra de **US\$ 2,731.80**. Esta cantidad corresponde al tiempo dedicado para la realización del proyecto, que fue aproximadamente de 4 meses.

Por último, se considera el costo por instalación mecánica (montaje de la estructura y ensamble de equipos) asignándosele el 10 por ciento del costo total de manufactura, es decir **US\$ 2,276.50**.

En la tabla 4.2 se presenta el resumen de los costos que intervienen en la realización del proyecto definitivo y se muestra el valor del presupuesto total.

Tabla 4.2 Resumen de costos

Costo asignado por:	Valor en US\$
Manufactura	22,765.02
Diseño mecánico	2,731.80
Instalación mecánica	2,276.50
PRESUPUESTO TOTAL	27,773.32

OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

- El sistema de control no fue considerado en el diseño, sin embargo se recomienda que estudios posteriores realicen la integración del sistema mecánico con la parametrización de las fases de la marcha del simulador mediante el empleo controladores lógicos programables implementados en una interfaz gráfica de realidad virtual.
- Se realizaron los cálculos de los componentes más importantes del simulador de marcha, con lo cual algunos elementos de unión no fueron tomados en cuenta para su verificación.
- La distribución del sistema eléctrico, sean las conexiones y el cableado eléctrico, no formó parte del alcance de la presente tesis, asimismo, es importante disponer de un adecuado suministro energético que abastezca de suficiente energía para el buen funcionamiento de los equipos electromecánicos.
- Debido a que el diseño está dirigido a una población de menores entre 6 a 12 años, se recomienda del uso de diversas medidas de plantillas en las plataformas para asegurar un contacto completo de la planta del pie del niño con las plataformas móviles.
- En la estructura soporte se han agregado soportes laterales que tienen como finalidad evitar fuerzas laterales imprevistas así como evitar torceduras ocasionadas por el efecto térmico luego del soldado de los elementos estructurales.

CONCLUSIONES

- Es factible diseñar un simulador de marcha para la rehabilitación en locomoción de niños. Esto es posible con el accionamiento de 3 actuadores que controlados adecuadamente reproducen el ciclo de la marcha en todas sus fases, permitiendo por lo tanto, que cada pie del niño tenga 3 grados de libertad en el plano sagital, y como consecuencia de ello, un tratamiento más efectivo en la recuperación de sus capacidades motrices.
- El simulador de marcha diseñado tendrá mayores beneficios fisioterapéuticos en una población infantil, específicamente entre niños de 6 a 12 años debido a que en este rango de edades la capacidad de aprendizaje es mucho mayor que en una población adulta, y que además el patrón de marcha que desarrollan es muy parecido al de un adulto.
- La selección del servomotor de 2kW con encoder incremental fue necesario para brindarle mayor precisión de trayectoria al movimiento horizontal. Asimismo, se eligieron 2 actuadores lineales eléctricos que soportan cada uno el peso del niño y reproducen el movimiento vertical y de giro de la marcha, estos incluyen un freno integrado con el propósito de evitar accidentes durante alguna falla eléctrica o mecánica imprevista.
- La estructura soporte está debidamente diseñada pues se realizaron los cálculos mediante el método matemático y se verificó adicionalmente por medio de la herramienta computacional Cosmos Works, con lo cual el paciente no estará expuesto a ningún tipo de riesgo de falla por resistencia ni rigidez.
- La elección del sistema de transmisión por correa dentada se justifica pues es un equipo de baja inercia y de movimiento suave, el cual se comprobó a través del cálculo que es posible soportar el peso del niño y, a su vez, desarrollar las velocidades de la marcha adecuadamente.

- La tesis contribuye a realizar un simulador de marcha de bajo costo de fabricación en comparación con otros mecanismos de propósito común. El costo total es de US\$ 27,773.32, el cual incluye el diseño, la manufactura y la instalación mecánica del sistema. Su mayor ventaja es que sólo requiere de 3 actuadores en cada pie para reproducir el movimiento básico de la marcha.
- Finalmente, la implementación de este mecanismo en las clínicas u hospitales nacionales representará una mejora significativa en los tratamientos de rehabilitación locomotriz del país.



BIBLIOGRAFÍA

1. [Barrientos, 2007] BARRIENTOS, Antonio, PEÑÍN, L.F., BALAGUER, Carlos, ARACIL, Rafael. Fundamentos de Robótica. 2da edición. McGraw-Hill/ Interamericana de España. 2007.
2. [Boian, 2005] R.F. Boian, M. Bouzit, G.C. Burdea, J. Lewis and J.E. Deutsch. Dual Stewart Platform Mobility Simulator. *Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics*. Chicago, Junio 28 – Julio 1, 2005.
3. [Boian, 2002] R.F. Boian, C.S. Lee, J.E. deutsch, G.C. Burdea and J.A. Lewis (2002). Virtual Reality based System for Ankle Rehabilitation Post Stroke.
4. [Briones, 2009] BRIONES, Juan Antonio. Diseño, Análisis y Construcción de un robot paralelo traslacional. Querétaro, Mayo 2009.
5. [Collado, 2002] COLLADO, Susana. Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga. Madrid, 2002.
6. [Cossio, 2009] COSSIO-BOLAÑOS, M. A., ARRUDA, Miguel y GÓMEZ, Rosa. Crecimiento físico en niños de 6 a 12 años de media altura de Arequipa - Perú (3220 msnm). *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*. [en línea]. Volumen 5. 14 Enero 2009. 32-44p.
Disponible en:
<http://www.cafyd.com/REVISTA/01404.pdf>
7. [Curbelo, 2003] CURBELO, F.B., ARMAS, H. Antropometría del niño escolar canario: Estudio percentilado de segmentos corporales. BSCP. 2003.
8. [Donelan, 2001] DONELAN, Maxwell, KRAM, Rodger y KUO, Arthur. Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking. *Proc. R. Soc. Lond. B* 2001 268, 1985-1992.

9. [Henning, 2007] HENNING, Schmidt, CORDULA, Werner, ROLF, Bernhardt, STEFAN, Hesse y Jorg Kruger. Gait rehabilitation machines based on programmable footplates. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [en línea]. Volumen 4. Publicado 9 de Febrero de 2007.

Disponible en:

<http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/2>

10. [Hollerbach, 1999] HOLLERBACH, J.M. (1999). Locomotion interfaces. In: Handbook of Virtual Environments Technology, Stanney, K.M., (Ed.), pp. 239-254, Lawrence Erlbaum Associates, Inc., 2002.
11. [Hoskins] Andrew H. Hoskins, Andrew R. Fauth and Neil A. Sharkey. Dynamic Cadaveric Gait Simulation: Steps into the Future.
12. [Lapunzina, 2002] LAPUNZINA, Pablo, AIELLO, Horacio. Manual de antropometría normal y patología: fetal, neonatal, niños y adultos. España: Elsevier 2002. 534p. ISBN: 8445811223
13. [Merriman, 1995] MERRIMAN Linda M., TOLLAFIELD David R. Assessment of the lower limb. Churchill Livingstone, 1.995.
14. [Merlet, 1998] MERLET, J.-P., GOSSELIN, C. and MOULY, N. Workspaces of Planar Parallel Manipulators. *Mechanism and Machine Theory*. Volumen 33, pp. 7-20. 1998.
15. [Merlet, 2006] MERLET, J.-P. Parallel Robots. 2da. Edición. Países Bajos: Springer. 2006.
16. [Öberg, 1993] ÖBERG, Tommy, KARSZNIA, Alex, ÖBERG, Kurt. Basic gait parameters: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. Vol. 30 N°2 1993. Pages 210-223.

17. [Pera, 1996] PERA, Cristóbal. Cirugía: fundamentos, indicaciones y opciones técnicas. Ilustrada. España: Elsevier, 1996. 1016 p.
ISBN: 8445803778
18. [Rastegar, 1990] RASTEGAR, J. Generation of Manipulator Workspace Boundary Geometry Using the Monte Carlo Method and Interactive Computer Graphics. *Journal of Mechanical Design*. Vol. 112, pp. 452-455. 1990.
19. [Serracín, 2006] SERRACÍN, J., SALTARÉN, R., ARACIL, R. Los robots paralelos en la rehabilitación médica. Universidad Politécnica de Madrid. 2006.
20. [Schmitt, 2007] SCHMITT, Carl. Orthèses fonctionnelles à cinématique parallèle et sérielle pour la reeducation des membres inférieurs Lausanne, 2007.
21. [Tsai, 1999] TSAI, L.W. Robot Analysis, The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators. Wiley-Interscience. 1999.
22. [Toth, 2006] A. Toth, I. Ermolaev (2006). Robots para los pacientes.
23. [Wallman, 2009] WALLMAN, Harvey W. Introduction to Observational Gait Analysis. 2009.
24. [Yoon, 2010] YOON, J., NOVANDY, B., YOON, Chul-ho, PARK, Ki-Jong. A 6-DOF Gait Rehabilitation Robot with Upper and Lower Limb Connections that Allows Walking Velocity Updates on Varoious Terrain. Abril 2010.
ISSN 1083-4435