



FORO
DOCENTE
DEL AREA
MECANICA
DE LAS
INGENIERIAS

FoDAMI



II CAIM 2010
Segundo Congreso
Argentino
de Ingeniería Mecánica

Diseño, Simulación y Control de un Exoesqueleto Mioelectrónico para Extremidades Inferiores

(Fase 1: estudio de una persona al levantarse de una silla.)

Paul Milián Ccopa, Luis Grande Reyes, Americo Arone Huamani, Carlos Paucar Malqui

Centro de Desarrollo e Investigación en Mecatrónica

Facultad de Ingeniería Mecánica

Universidad Nacional de Ingeniería

Av. Tupac amaru 210 – Rimac – Lima - Peru

Tel/Fax: +511-3811510 - E-mail: cedim@uni.edu.pe / milepcco@yahoo.es

ABSTRACT

The current biomechatronics project is the design and simulation of an exoskeleton that can assist the movement of the lower limbs of the user / patient. So, the myoelectric signals processing (EMG) is an essential part of this project because it is from these that will determine the outcome and orders of the movements. Once understood the biomechanics, and when we have located the electrodes places in antigravity muscles. The next step is to capture myoelectric signals during the process of sit to stand. These signals are conditioned, amplified and filtered, so late they will be taken as reference for our mechanical system outside (exoskeleton), which ultimately helps the user / patient can get up from a chair. The total project is even larger and consists of two additional stages. The aim of the next stage, enabling the gait of the user / patient.

Key words: Exoesqueleto, mioeléctrica, ortesis, prótesis,

1. INTRODUCCIÓN

Una de las actuales líneas de desarrollo científico y tecnológico en ingeniería, es lo relacionado al campo de los dispositivos y/o equipos para asistencia, bienestar y/o recuperación de personas discapacitadas; dicha rama de la ingeniería es la Biomecánica

Es así que, países como Japón, Estados Unidos, Argentina, Colombia y Brasil, entre otros; vienen desarrollando nuevas tecnologías en esta área, siendo los centros de investigación, ó de universidades, los que más aportan; y siendo el EXOESQUELETO, uno de los proyectos en los que más atención se ha puesto.

La idea del presente proyecto nace ante la necesidad de personas que padecen de debilidad muscular en sus extremidades inferiores, esto aplicado a personas, tanto con problemas de origen neurológico, como en proceso de rehabilitación tras una enfermedad, traumatismo o post-operatorio.

Planteamos entonces el diseño y simulación de un exoesqueleto que pueda colaborar con el movimiento de las extremidades inferiores del usuario/paciente.

El procesamiento de señales mioeléctricas (EMG) es parte esencial de este proyecto, pues será a partir de estas, que se podrán determinar las ordenes y los resultados de los movimientos efectuados.

El análisis cinemático y dinámico de la solución planteada, es realizado combinando la potencia del SolidWorks y el toolbox de Modelamiento, SimMechanics de Matlab.

La aplicación directa de este exoesqueleto es en el ámbito de la salud, cuyo objetivo final es aportar mayor autonomía a personas con imposibilidad de andar debido a fragilidad muscular y acelerar el proceso de recuperación de personas en rehabilitación, intensificando y automatizando dicho proceso.

Paralelamente, el exoesqueleto tiene otras aplicaciones industriales tales como la construcción, almacenaje, militar, etc. En definitiva, puede aplicarse a cualquier ámbito donde se requiera potenciar la marcha humana.

PROCEDIMIENTOS

Uno de los grandes retos del presente proyecto; fue la familiarización con términos médicos, que si bien no representaban conceptos hizo algo lento nuestros pasos iniciales.

El proyecto desarrollado, abarca tres grandes áreas de conocimiento:

1. ANÁLISIS BIOMECÁNICO:

1.1 Estudio del paso de la postura sentada a la bipedestación.

Podemos dividir la maniobra de levantarse de una silla en tres fases.

Fase I o de Inicio:

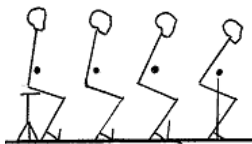
En esta fase el CG se acelera en sentido horizontal hasta adquirir la máxima velocidad en esta dirección, por lo que algunos autores como Roebroekm la denominan también fase de aceleración.

Fase II o de despegue o transición.

Esta fase comprende desde la máxima velocidad horizontal del CG hasta conseguir la máxima velocidad vertical.

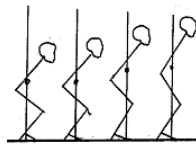
Fase III, de ascenso y estabilización

Esta fase comprende desde la máxima velocidad vertical del movimiento, produciéndose una elevación de todo el cuerpo que desplaza verticalmente el CG hasta estabilizarlo dentro de la nueva base de sustentación. Al darse en esta fase la velocidad vertical negativa, se denomina también fase de desaceleración.



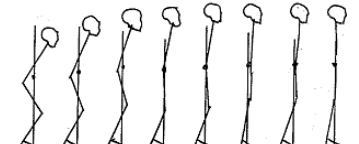
Representación de la Fase I

Figura 1



Representación de la Fase II

Figura 2



Representación de la Fase III

Figura 3

1.2 Acciones Musculares en la Bipedestación

Los músculos que intervienen para mantener la actitud erecta son extensores y se llaman posturales o antigravitatorios. Estos músculos poseen fibras rojas, son altamente resistentes a la fatiga, su consumo energético es débil y presentan un tipo de contracción denominada contracción tónica.

1.3 Músculos Antigravitatorios de la postura erecta

Las articulaciones que intervienen en la marcha son:

- Músculos extensores del cuello.
- Músculos espinales o erectores de la columna.
- Músculo glúteo mayor.
- Músculo cuádriceps.
- Músculo tríceps sural (gemelos y sóleo).

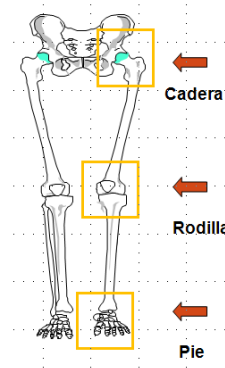


Figura 4 Articulaciones implicados

2 ANÁLISIS CINEMÁTICO:

Se consideró un sistema multicuerpo de tres grados de libertad. Todos ellos de rotación y ubicados en el tobillo, la rodilla y la cadera.

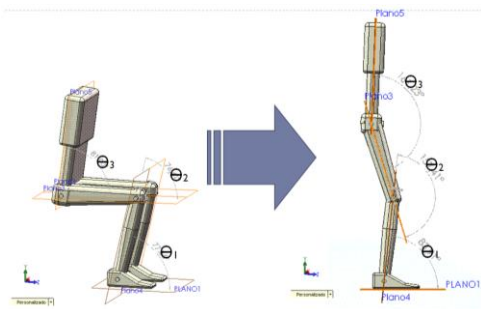


Figura 5 Cinemática del sistema multicuerpo

i	α	a	d	θ
1	0	0	0	θ_1
2	0	L_1	0	θ_2
3	0	L_2	0	θ_3

Tabla 1 Parámetros D-H.

Acto seguido, se hallan los parámetros de Denavit Hatenberg

De los parámetros de D-H obtenemos las siguientes matrices de transformación:

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 & 0 \\ s_1 & c_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^1_2T = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & L_1 \\ s_2 & c_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; {}^2_3T = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & L_2 \\ s_3 & c_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Donde $c_i = \cos(\theta_i)$, $s_i = \sin(\theta_i)$

$${}^0_3T = {}^0_1T \cdot {}^1_2T \cdot {}^2_3T = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & l_1 c_1 + l_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & l_1 s_1 + l_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

Con estos datos, hallamos la Cinemática Directa e inversa para nuestro sistema.

Function [theta]=mcinv(x,y)

[x1 x2 x3]=x;
[y1 y2 y3]=y;

theta1=atan(y1./x1);
theta2=acos((x2-L1*cos(theta1))/L2)-theta1;
theta3=acos((x3-L1*cos(theta1)-L2*cos(theta1+theta2))/L3)-theta2-theta1;

theta=[theta1 theta2 theta3];

Cabe mencionar que para el estudio cinemático, y posteriormente dinámico, del paso de la pastura sentada a la bipedestación, se hizo una toma de datos mediante la captura de movimiento de una persona sana. Ello con el fin de analizar las posiciones, velocidades y sobretodo, aceleraciones picos, que se producen en el sistema estudiado.

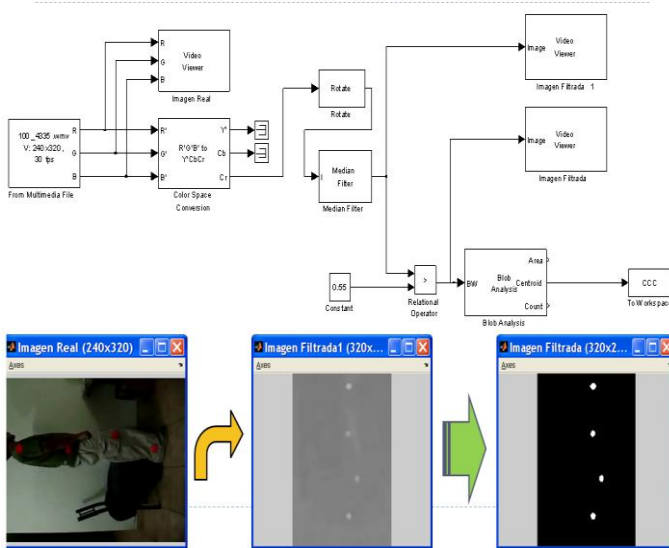


Figura 6 Esquemas de captura de datos con Simulink

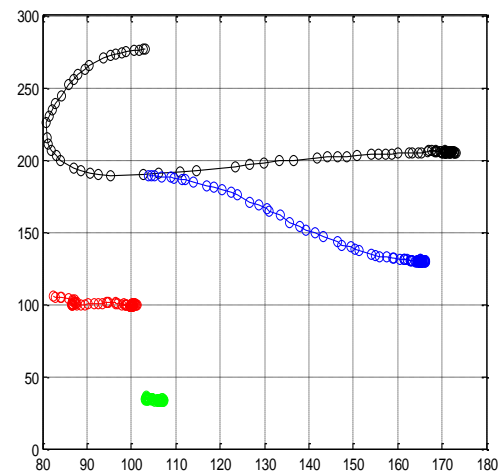


Figura 7 Representación de los datos capturados

3 ANÁLISIS DINÁMICO:

Con el objeto de simplificar nuestro modelo, tuvimos que hacer ciertas consideraciones.

En principio, asumiremos condiciones ideales para analizar la pierna y el muslo (como cuerpos rígidos), además de que puntuaremos la masa total del cuerpo restante en un punto al final del muslo (cadera).

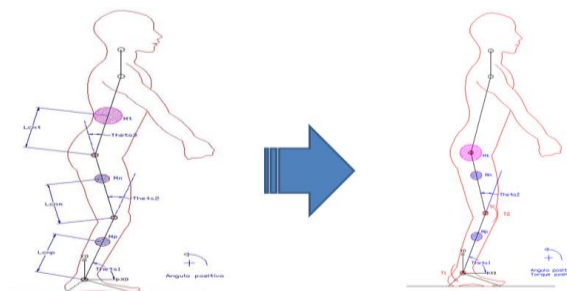


Figura 8 Representación del sistema simplificado

Los elementos a considerar fueron, pie, pierna, muslo y tórax, donde los efectos de peso y momento del último, fueron trasladados al extremo del penúltimo elemento (A la cadera). El sistema fue considerado como rígido.



3.1 Análisis:

Las masas y sus centros de gravedad fueron halladas según el modelo de Dempster -1955 [1].

Tabla 2 Centro de masas y pesos de cada peso corporal.

Segmento	Centro de Gravedad (%)	Peso Relativo (%)
Cabeza y cuello	60.4	7.9
Tronco	49.5	48.8
Brazo	43.6	2.7
Antebrazo	43	1.6
Mano	50.6	0.6
Muslo	43.3	9.7
Pierna	43.3	4.5
Pie	42.9	1.4

Definimos las variables a usar:

Longitudes

Lp:	Longitud de la Pierna
Lm:	Longitud del Muslo
Lt:	Longitud del Tórax
Lcmp:	Longitud del centro de masa de la pierna
Lcmm:	Longitud del centro de masa del Muslo
Lcmt:	Longitud del centro de masa del Tórax

Masas

Mp:	Masa de la Pierna
Mm:	Masa del Muslo
Mt:	Masa del Tórax

K_1 : Energía Cinética del eslabón 1 (pierna)

$$K_1 = \frac{1}{2} M_p L_{cmp}^2 \dot{\theta}_1^2 \quad (2)$$

P_1 : Energía Potencial del eslabón 1 (pierna)

$$P_1 = M_p g L_{cmp} \sin \theta_1 \quad (3)$$

K_2 : Energía Cinética del eslabón 1 (pierna)

$$K_2 = \frac{1}{2} M_m [L_p^2 \dot{\theta}_1^2 + 2.L_p.L_{cmm} (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \cos \theta_2 + L_{cmm}^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2] \quad (4)$$

P_2 : Energía Potencial del eslabón 1 (pierna)

$$P_2 = M_m \cdot g \cdot [L_p \sin \theta_1 + L_{cmm} \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2)] \quad (5)$$

K_3 : Energía Cinética del eslabón 1 (pierna)

$$K_3 = \frac{1}{2} M_t [L_p^2 \dot{\theta}_1^2 + 2.L_p.L_m (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \cos \theta_2 + L_m^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2] \quad (6)$$

P_3 : Energía Potencial del eslabón 1 (pierna)

$$P_3 = M_t \cdot g \cdot [L_p \sin \theta_1 + L_m \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2)] \quad (7)$$

Lagrangiano

El lagrangiano se obtiene con la sumatoria de las energías cinéticas y potenciales de cada eslabón.

$$L = \sum K_i - \sum P_i \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \sum K_i = & \frac{1}{2} [M_p L_{cmp}^2 + M_m L_p^2 + M_t L_p^2] \dot{\theta}_1^2 + [L_p L_{cmm} M_m + L_p L_m M_t] (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) \cos \theta_2 + \dots \\ & \dots + \frac{1}{2} [M_m L_{cmm}^2 + M_t L_m^2] (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \end{aligned} \quad (9)$$

$$\sum P_i = g \cdot [L_{cmp} M_p + L_p M_m + L_p M_t] \sin(\theta_1) + g \cdot [L_{cmm} M_m + L_m M_t] \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (10)$$

4 SELECCIÓN DE MATERIALES:

Al ser aparatos externos al cuerpo y que se aplican en situaciones de déficit funcional, los materiales con que se construyen siempre deben ser los más ligeros posibles para no incrementar el gasto energético del movimiento del segmento afectado. Hoy en día con los materiales plásticos, resinas y fibras de vidrio o carbono pueden conseguirse ambos resultados: poco peso y resistencia a las cargas.

5. ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑALES MIOELECTRICAS:

5.1 La Electromiografía

Es el registro de la actividad eléctrica generada por el musculo liso o estriado, ya sea de manera voluntaria o inconsciente.

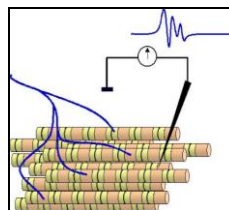


Figura 9 El proceso de la Electromiografía

Lo que registra el EMG son las variaciones que se producen en las fibras musculares como resultado en la despolarización de las membranas durante la contracción.

Según la técnica de grabación aplicada y los electrodos, la electromiografía puede ser: de aguja o sEMG.

5.2 La Técnica de sEMG

Involucra la aplicación de electrodos de superficie sobre la piel (cubierta del musculo o fibras musculares); esos electrodos captan actividad electrica de las fibras y envían la información para su procesamiento y posterior análisis.

5.3 Ubicación de los electrodos

La captación de la señal implica determinar claramente el lugar donde se ubicaran los electrodos, la anatomía de la región, los movimientos a estudiar, la interface pielelectrodo, el material de los mismo y las fuentes de ruido que la afectan.

Los músculos que intervienen para mantener la actitud erecta son extensores y se llaman posturales o anti gravitatorios. Estos músculos poseen fibras rojas, son altamente resistentes a la fatiga, su consumo energético es débil y presentan un tipo de contracción denominada contracción tónica.

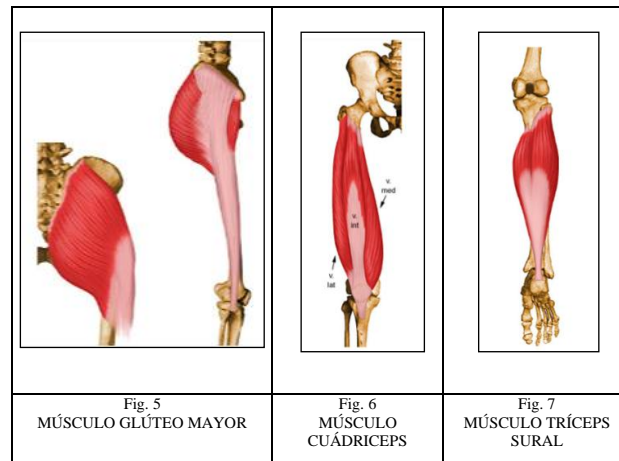


Figura 10 Musculos antigravitorios a sensar

5.4 Adquisición de Señales

La primera parte del proyecto consiste en la adquisición de la señal electromiográfica para permitir su procesamiento en un PC. Para esto se utiliza un modelo típico de instrumentación: captación de la señal (sensores), acondicionamiento (amplificadores y filtros), conversor análogo digital (tarjeta de adquisición de datos) y procesamiento (PC).

/

Distancia entre electrodos

La normatividad SENIAM define la distancia entre electrodos como “la distancia entre centros de las áreas de conductividad de los electrodos.” Con respecto a la distancia entre electrodos, la normatividad SENIAM recomienda que:

- Los electrodos bipolares EMG de superficie tengan una distancia entre electrodos de entre 20mm y 30mm.”
- Cuando los electrodos bipolares están siendo aplicados sobre músculos relativamente pequeños, la distancia entre electrodos no debe superar 1/4 de la longitud de la fibra muscular. De esta forma se evitan los efectos debidos a tendones y terminaciones de las fibras musculares.”

Posicionamiento de los electrodos

Las señales electromiográficas dan una muestra de la actividad eléctrica en los músculos durante una contracción. Sin embargo, estas señales están altamente relacionadas con la posición del electrodo sobre el musculo de interés. Debido a esto, es necesario que la ubicación de los electrodos sea consistente en sesiones consecutivas de estudio y sobre diferentes pacientes.



Para determinar la ubicación de los electrodos es recomendado utilizar la normatividad correspondiente donde se encuentran sugerencias para la ubicación de los electrodos sobre zonas musculares distintas. El objetivo al ubicar los electrodos es conseguir una ubicación estable donde se pueda obtener una buena señal electromiográfica. Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal.

Longitudinal: la recomendación SENIAM es ubicar el electrodo bipolar en la zona media del musculo, esto es, entre la terminación de la neurona motora que envía el impulso eléctrico al musculo (aproximadamente línea media del musculo) y el tendón distal.

Transversal: la recomendación SENIAM es ubicar el electrodo bipolar sobre la zona media del musculo, de tal forma que la línea que une los electrodos, sea paralela con el eje longitudinal del musculo.

5.5 Acondicionamiento

Debido a la magnitud de las señales electromiográficas (menores de 10mv) y a otros factores como el ruido ambiental, es necesario realizar una etapa de acondicionamiento de estas señales antes de procesarlas. Es necesario primero realizar una amplificación de forma diferencial (amplificador de instrumentación) para eliminar ruido ambiental (especialmente 60Hz) y otros ruidos en modo común debidos a otros músculos (por ejemplo el corazón). El rango útil de medida se encuentra desde los 10 y 20Hz (filtro pasa alto) hasta los 500 y 1000Hz (filtro pasa bajo). El filtro pasa alto es necesario para eliminar artifacts (ruido proveniente de músculos aledaños, y otros movimientos musculares), así como potenciales de repolarización de los músculos que tienen componentes de baja frecuencia (típicamente < 10Hz). El filtro pasa bajo es necesario para eliminar componentes de alta frecuencia y evitar posibles aliasing

7. SISTEMA DE CONTROL:

7.1 Modelamiento dinámico mediante SimMechanics:

Existe dentro de Matlab, una herramienta que nos permite modelar elementos mecánicos de manera sencilla. Estamos hablando del SimMechanics. Esta potente herramienta, permite modelar una cadena cinemática conformada por cuerpos rígidos que se relacionan entre si, a través de juntas con grados de libertad específicos. (Rotación o traslación).

La característica más importante del SimMechanics, es la posibilidad de poder colocar bloques actuadores y bloques sensores. Estos permiten acceder a variables de posición, velocidad y torque, que como se sabe, son esenciales a la hora de formular nuestro sistema de control.

El sistema a simular, y por tanto a controlar, es en este caso, el conjunto exosqueleto-usuario; el cual está compuesto por la estructura diseñada y las extremidades inferiores del mencionado usuario.

Cabe mencionar que para un correcto modelamiento, se deben tener en cuenta las matrices de Inercia, Coriolis y Gravedad.

Se procede entonces, como primer paso, a dibujar los elementos que formaran parte de nuestra simulación en un software de diseño mecánico, que para este caso, será el SolidWorks.

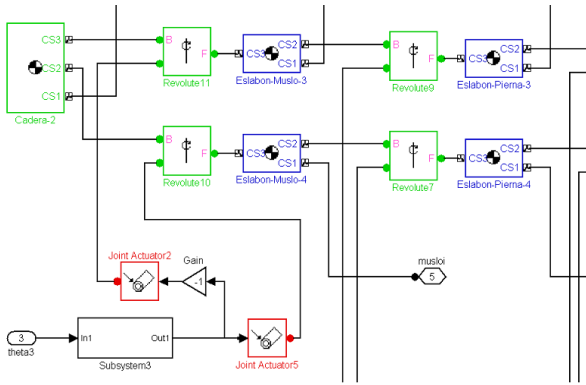


Figura 11 Diagrama de bloques de los actuadores y sensores

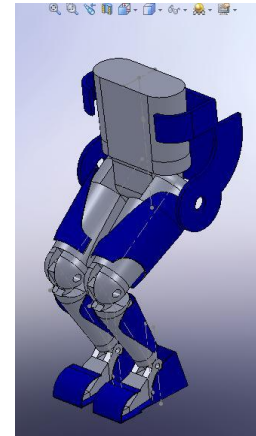


Figura 12 Diseño del mecanismo en SolidWorks

El diseño hecho se exporta a un archivo XML, que posteriormente será importado desde Simulink, dándonos como resultado, la cadena cinemática en SimMechanics.

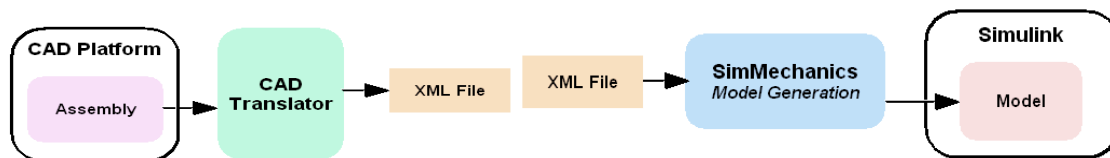


Figura 13 Esquema de importación y exportación de archivos

Finalmente, se obtiene un modelo en SimMechanics.

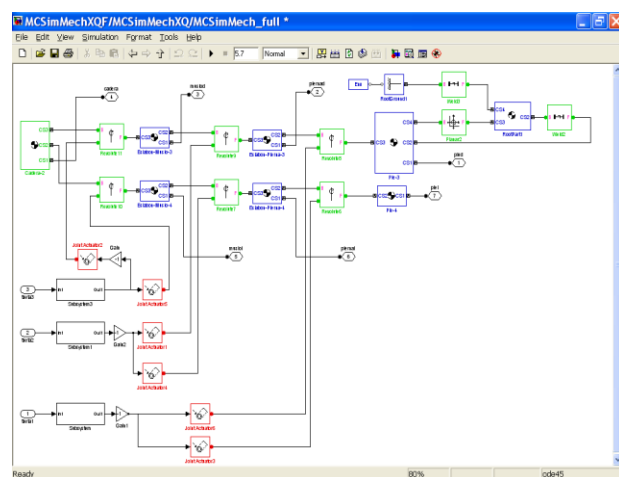


Figura 14 Diagrama de bloques de la cinemática del sistema en Simmechanics

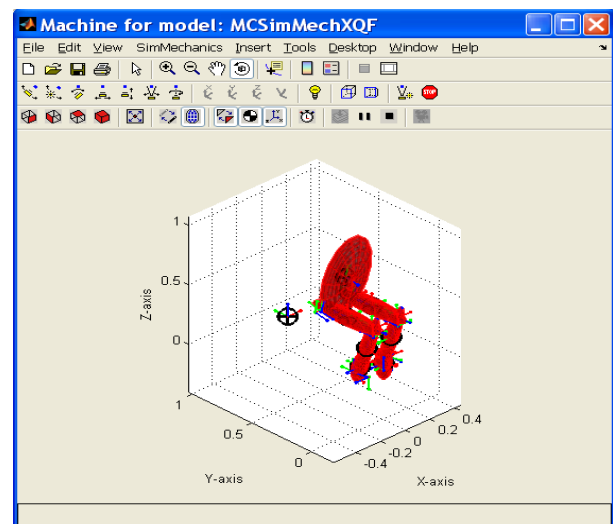


Figura 15 Simulación generada por Simmechanics

7.2 Modelamiento de motores mediante SimPowerSystems

SimPowerSystem es una herramienta de Matlab que permite modelar tanto motores como accionamientos eléctricos.

Completamos entonces con esta herramienta, el modelamiento total del sistema; que consiste en el conjunto motor brushless-circuito de potencia (Puente H) – Robot.

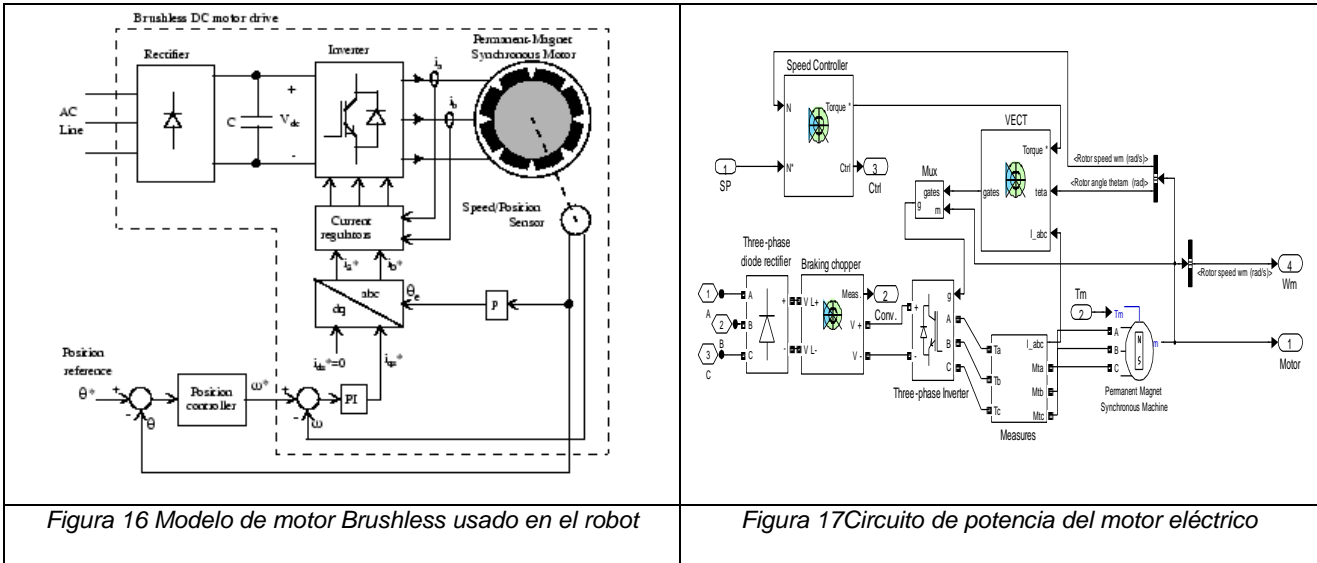


Figura 16 Modelo de motor Brushless usado en el robot

Figura 17 Circuito de potencia del motor eléctrico

7.3 Control por Torque Computado:

Si bien necesitamos controlar la posición de los elementos del sistema mostrado, es primordial que ello vaya respaldado de un respectivo control de torque.

Escogimos entonces el control por torque computado, debido a su simplicidad matemática y a su relación con el control PID, que como se sabe, es aun el más usado.

$$\tau_i = \sum_{j=1}^n H_{ij} \ddot{q}_j + \sum_{j=1}^n \sum_{k=1}^n h_{ijk} \dot{q}_j \dot{q}_k + G_i \quad (13)$$

$$\tau = H \ddot{q} + h(q, \dot{q}) + G(q) \quad (14)$$

Asumiendo: $\dot{q} \approx 0 \Rightarrow h(q, \dot{q}) \approx 0$

$$\tau := H(q)u + G(q) \quad (15)$$

Donde H es idealizado (\wedge) y q es medido.

$$H(q)u + G(q) = H(q)\ddot{q} + G(q) \quad (16)$$

Como H es definifa positiva; $\det[H] \neq 0$

Luego:
$$u_i = \ddot{q}_i \quad (17)$$

$$H(q)u = H(q)\ddot{q} \Rightarrow u = \ddot{q} \quad (18)$$

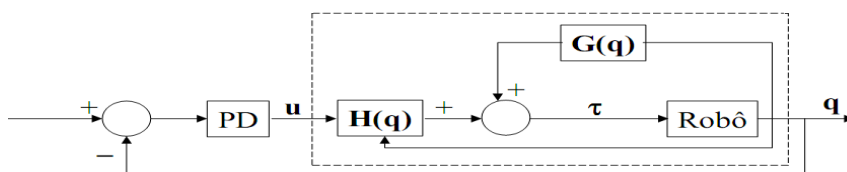


Figura 18 Diagrama de bloques del sistema de control

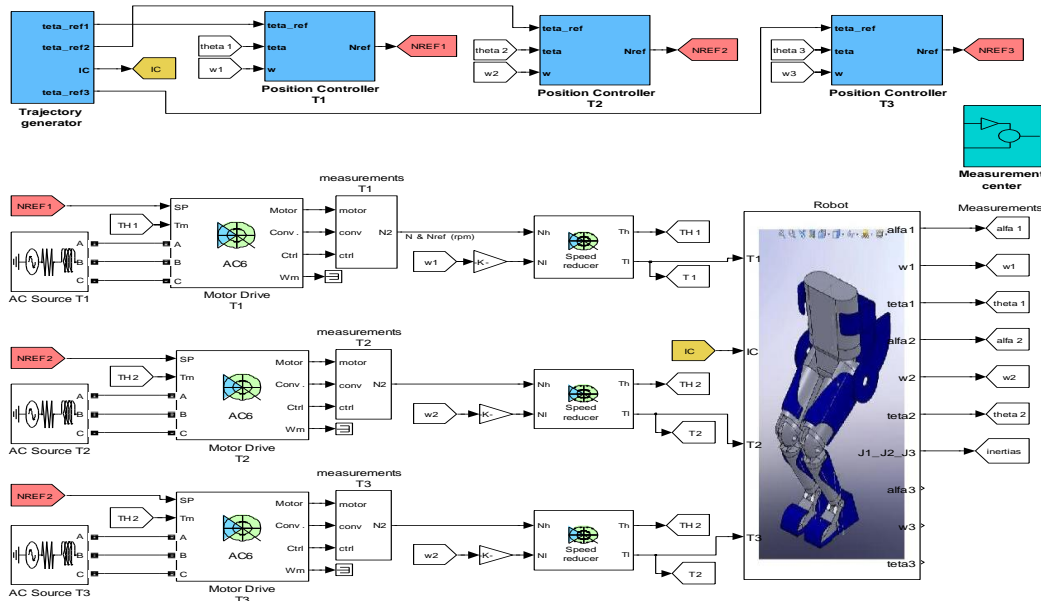


Figura 19 Esquema total del sistema de control representado en Simulink

8. OBSERVACIONES Y RECOMENDACIONES

La señal en los electrodos puede ser afectada por elementos como pulseras, aretes, presencia de vello, y la infaltable señal de 60Hz en el ambiente.

Diseñar un mecanismo que encaje con las articulaciones del cuerpo, es uno de los mayores problemas, ello debido en gran medida a la diversidad de patologías existentes.

Si bien la matriz de rigidez del sistema se tomó igual a uno, esta deberá ser hallada experimentalmente.

El modelamiento del sistema debe hacerse de acuerdo a la técnica de control a usar; para nuestro caso, se observa que el control de torque computado por desacoplo, usa los mismos parámetros de las ecuaciones de Lagrange.

Lagrange nos permite hallar los torques y fuerzas máximas en cada elemento de nuestro modelo, sin embargo, a ello se le aplica un factor de seguridad adicional.

Además de las consideraciones como fatiga, encaje, rigidez, etc. Se debe tener muy en cuenta el confort y la reacción de la piel con el material del mismo.

Se escogió el modelo AR temporal paramétrico debido a su bajo costo computacional, sin embargo, se recomienda hacer modelos híbridos en tiempo y frecuencia, teniendo como principal herramienta, la transformada Wavelet

9. BIBLIOGRAFIA

- [1] Biomecánica clínica del aparato locomotor / Rodrigo C. Mirales Marrero
- [2] Biomecánica Básica del Sistema Muscoesquelético / Nordin-Frankel
- [3] Dynamics of the sit-to-stand movement / Roberts – McCollum
- [4] Bipedestación y Marcha / Jozami – Balatnik - UNRosario
- [5] Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art Aaron M. Dollar, Member, IEEE, and Hugh Herr, Member, IEEE
- [6] Dynamics of Multibody Systems / Ahmed. Shabana
- [7] Fundamentos de robótica / John Craig
- [8] Electromiografía / Universidad de Castilla la Mancha
- [9] Instrumentación biomédica / Universidad de Alcalá.
- [10] Reconocimiento de patrones de movimiento del sistema fisiológico brazo-antebrazo, a partir de señales electromiográficas – Universidad Tecnológica de Pereira
- [11] Reconocimiento de patrones de actividad en EMG superficiales, de uso en ayudas tecnológicas y biofeedback – Universidad Politécnica de Cartagena/