



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
UNIDAD ZACATENCO**

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE CONTROL APLICADO A UN MECANISMO POLICÉNTRICO DE MIEMBRO INFERIOR.

PROYECTO TERMINAL

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

**INGENIERO EN
CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN**

P R E S E N T A:

CARLOS ALBERTO RAMÍREZ RAMIREZ

DIRIGIDA POR:

**DR. ESTHER LUGO GONZÁLEZ
DR. CHRISTOPHER RENE TORRES SAN MIGUEL**



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELECTRICA
UNIDAD PROFESIONAL “ADOLFO LÓPEZ MATEOS”

TEMA DE TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE
POR LA OPCIÓN DE TITULACIÓN
DEBERA(N) DESARROLLAR

INGENIERO EN CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN SIP20120498
C. CARLOS ALBERTO RAMIREZ RAMIREZ

“DESARROLLO DE UN SISTEMA DE CONTROL APLICADO A UN MECANISMO POLICÉNTRICO DE
MIEMBRO INFERIOR”

DESARROLLAR UN SISTEMA DE CONTROL CON APLICACIÓN EN PRÓTESIS PASIVA DE MIEMBRO
INFERIOR (TRANSFEMORAL)

- OBJETIVO
- JUSTIFICACIÓN
- ESTADO DEL ARTE
- FUNDAMENTOS TEÓRICOS
- DISEÑO DE CONTROL
- SIMULACIÓN DE ANÁLISIS DE RESULTADOS
- CONCLUSIONES
- TRABAJOS FUTUROS
- REFERENCIAS
- ANEXOS

MÉXICO D.F. A13 DE DICIEMBRE DE 2012.

ASESORES


DRA. ESTHER LUGO GONZÁLEZ


DRA. BLANCA MARGARITA OCHOA GALVÁN
JEFE DEL DEPARTAMENTO ACADÉMICO DE
INGENIERÍA EN CONTROL Y AUTOMATIZACIÓN





Agradezco a Dios ante todo ya que sin el, nada de esto sería posible.

La presente tesis es un esfuerzo en el cual, directa e indirectamente, participaron varias personas leyendo, opinando, corrigiendo, teniéndome paciencia, dando ánimo, acompañándome en todo momento.

Por principio de cuenta agradezco a mis padres Herlinda Ramírez y Alejandro Ramírez, quienes sin escatimar esfuerzo alguno han sacrificado gran parte de su vida para educarme. Por su entera dedicación, sacrificios, consejos, por brindarme con las manos abiertas su apoyo y su confianza en mi preparación, gracias por enseñarme a luchar por lo que quiero, así como esta carrera, por ustedes la obtuve y con ustedes la comparto, con amor, respeto y admiración.

A Sarai Cruz por haberme brindado el mejor regalo que la vida nos puede dar, nuestra hija Anny Kamila, nuestro más grande tesoro, su existencia ilumino mi camino y me dio una motivación más para concluir con éxito mis estudios, eres el mejor aliciente, principalmente para darme cuenta que no debo, ni puedo rendirme ante ninguna adversidad, gracias por su apoyo y por llenarme de dicha, amor y felicidad, te amo.

A todos y cada uno de mis hermanos (Alexandra, Cindy, Iván, Fernanda, Adriana y Alejandro), a pesar de todo siempre están conmigo en todo momento, porque han recorrido el camino a mi lado, sus palabras de ánimo, tolerancia, apoyo y comprensión incondicional, a mi sobrino Victor Alexis, que siempre sabe cómo sacar de mí una sonrisa y al igual es una gran luz en mi vida, gracias por formar parte de mi vida.

A mis familiares, así como a mis abuelos Gertrudis y Filiberto, por siempre llenarme de cariño, a todos y cada uno de mis amigos, tal como mi amiga Rossana Cortes, por siempre estar animándome y dispuesta a brindarme tu consejo, sobre cualquier situación.

A mis compañeros de escuela por su apoyo y por compartir conmigo su conocimiento, como a Emmanuel Rico y Fabián Martínez, que más que compañeros amigos.

Un agradecimiento especial a la (Fam. López Villagrán, Fam. Ramírez Franco, Fam. Cruz González, Fam. Chávez Carranza y a la Fam. Azpeitia Ángeles) por brindarme su apoyo siempre y en todo momento.

De igual manera agradezco a mis asesores, Dra. Esther Lugo, Dr. Christopher Torres, ellos fueron parte fundamental ya que contribuyeron en la realización de este trabajo de investigación, con dedicación y paciencia, siempre impulsándome y motivándome.

Un agradecimiento más para todos y cada uno de mis académicos por su entero compromiso con la educación, pero en especial al Profesor Ricardo Yañez, por su inigualable colaboración, al compartir conmigo sus conocimientos para la entera realización del presente trabajo.





Índice General

Índice General	ii
Índice de Figuras	v
Índice de Tablas	viii
Resumen.	x
Abstract.	xi
Objetivo General.	1
Objetivos Particulares.	1
Justificación.	2
1 Estado del Arte.	4
1.1 Clasificación de las Prótesis.	6
1.1.1 Prótesis para Amputaciones Transfemoral.	6
1.1.1.1 Prótesis para desarticulación de rodilla.	8
1.2 Mecanismo de Miembro Inferior.	9
1.2.1 Mecanismo de Rodilla Monocéntricos.	10
1.2.2 Mecanismo de Rodilla Policéntrico de cuatro Barras	10
1.2.2.1 Prótesis de Cuatro Barras Cruzado.	13
1.2.3 Mecanismos con Cinco Barras	13
1.3 Estabilidad.	15
1.4 Control en Prótesis	16
1.4.1 Control de Movimiento.	16
1.4.2 Control por Fluidos.	16
1.4.3 Control en Prótesis Electrónicas.	17
1.5 Evolución de las Prótesis	18
1.6 Desarrollos e Investigaciones de Prótesis Transfemoral	22
1.7 Planteamiento del problema	23
Organización de la Tesis.	24
Sumario	25
2 Fundamentos Teóricos.	27
2.1 Teoría del Control.	27
2.2 Controlador PID.	31
2.2.1 Control PD.	31
2.2.2 Control PI.	32
2.2.3 Control PID.	32
2.2.4 Control PD Modificado.	33



2.2.5 Control PID Modificado.	34
2.3 Control por Ancho de Pulsos (PWM).	34
2.4 Actuadores	35
2.4.1 Actuadores Eléctricos.	36
2.5 Sistema de Adquisición de Datos de un Acelerómetro Analógico.	36
2.5.1 Acelerómetro	37
2.6 Microcontroladores.	38
2.7 Sensores de Presión.	39
2.8 Biomecánica.	39
2.9 Análisis de Marcha.	40
2.9.1 Análisis Cinemático de la Marcha en el Plano Sagital.	42
2.10 Articulación de la Rodilla y su Mecánica Articular.	46
2.10.1 Movimientos de Flexión y Extensión.	48
2.10.2 Movimientos de Rotación de la Rodilla.	49
2.10.3 Movimientos de Abducción y Aducción.	51
2.10.4 Movimientos de la Rótula.	51
2.10.4.1 Desplazamientos en la Articulación Femorrotuliana.	51
2.10.4.2 Desplazamiento de la Rótula Sobre la Tibia.	51
Sumario	53
3 Diseño de Control.	56
3.1 Cálculos para obtener las variables de Control.	57
3.2 Selección de Elementos a implementar.	59
3.3 Diseño del Sistema de Control	64
3.3.1 Etapas del Diseño de un Sistema de Control. (Diagrama de flujo).	64
3.3.1.1 Definición de las Variables a Controlar.	67
3.3.1.2 Identificar las Variables Medibles y las Manipuladas	68
3.3.1.3 Seleccionar la Configuración del Sistema de Control	69
3.4 Diseño Electrónico.	78
Sumario.	80
4 Simulación y Análisis de Resultados.	82
4.1 Consideraciones Teóricas para el Diseño y Construcción de Engranés.	82
4.2 Simulación de Ensamble Mecánico.	85
4.3 Análisis de Resultados	90
Programas:	95
Sumario.	95
Conclusiones	97



Trabajos Futuros	98
Referencias	99
Anexos	105

Índice de Figuras

Figura 1.1 Clasificación de las Prótesis.	6
Figura 1.2 Prótesis Monocéntrica (Duppes 2005)	10
Figura.1.3 Trayectoria del Centro Instantáneo de Rotación de Mecanismo (Radcliffe 1977).	11
Figura 1.4 Vista Lateral de una Prótesis de Rodilla (Gard et al. 1996).	11
Figura 1.5 Rodilla Policéntrica (Duppes, 2005).	12
Figura 1.6 Mecanismo de cuatro Barras Cruzado (Rovetta 2001).	13
Figura 1.7 Mecanismo de cuatro barras con dos barras intermedias y tres topes (Kazutoshi et al 2004).	13
Figura 1.8 Mecanismo Policéntrico de OTTO BOCK 3R60 (Blumentritt & Wener-Scherer 1997).	14
Figura 1.9 Centro Instantáneo de Rotación (CIR) y Centro Mecánico de Rotación (CMR) o el Eje Anterodistal de la Rodilla, con una Fuerza de Reacción F aplicada al Suelo (Blumentritt & Werner-Scherer, 1997).	14
Figura 1.10 Configuración de los Mecanismos de Seis Barras para Prótesis de Rodilla	15
Figura 1.11 Control de movimiento. Duppes (2005)	16
Figura 1.12 Prótesis Hidráulica (Duppes 2005)	17
Figura.1.13 Prótesis Inteligente de Endolite's® (Vohra, 2008).	18
Figura 1.14 Evolución Protésica.	19
Figura 1.15 Power Knee instalado Propio Foot. Fabricado por Ossur®.	20
Figura 1.16 Propio Foot. Fabricado por Ossur®	21
Figura 1.17 Propio Foot Instalado. Fabricado por Ossur®	21
Figura 1.18 Prototipo de Tobillo Hugh Herr, et al (2003).	22
Figura 2.1 Representación a bloques de un Sistema.	27
Figura 2.2 Diagrama de un Sistema Dinámico.	28
Figura 2.3 Esquema de un Sistema Retroalimentado de Control.	29
Figura 2.4 Retroalimentación Directa de Estado.	30
Figura 2.5 Retroalimentación de Estado usando un Estimador.	30
Figura 2.6 Controlador PD	31
Figura 2.7 Controlador PI	32
Figura 2.8 Controlador PID	33
Figura 2.9 Controlador PD Modificado.	34
Figura 2.10 PID Modificado.	34
Figura 2.11 Onda Cuadrada en 60 % del Ciclo.	35
Figura 2.11 Onda cuadrada en 28 % del Ciclo.	35
Figura 2.12 Microcontrolador.	38
Figura 2.13 Representación de las principales fases en el ciclo de la marcha.	41



Figura 2.14 Estructura Temporal del Ciclo de la Marcha.	42
Figura 2.15 Plano Sagital de Cuerpo Humano Dr. Pedro Vera Luna (1999).	42
Figura 2.16 Estudio Cinemático de la Rodilla en el Contacto Inicial de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).	43
Figura 2.17 Estudio Cinemático de la Cadera en Contacto Inicial de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).	44
Figura 2.18 Estudio Cinemático de la Rodilla en el Apoyo Medio de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).	45
Figura 2.19 Estudio Cinemático de la Rodilla en el Apoyo Medio de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).	45
Figura 2.20 Estudio Cinemático de las Articulaciones en la Oscilación de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).	46
Figura 3.1 División del Ciclo de Marcha.	56
Figura 3.2 Representación Gráfica sobre los anteriores Ángulos de Cadera.	58
Figura 3.3 Representación Gráfica de los anteriores Ángulos de Rodilla.	58
Figura 3.4 Servomotor “HS322 HD”	60
Figura 3.5 Acelerómetro MMA7341L	61
Figura 3.6 Eje X.	61
Figura 3.7 Eje Y.	62
Figura 3.8 Eje Z.	62
Figura 3.9 Diagrama de Bloques 1 de 3	65
Figura 3.9 Diagrama de Bloques parte 2 de 3	66
Figura 3.10 Diagrama de Bloques General 3 de 3.	66
Figura 3.11 Diagrama de Bloques de Interrupción Timer.	67
Figura 3.12 Lazo Abierto de Control.	69
Figura 3.13 Lazo de Control con Retroalimentación Proporcional + Derivativo, P + D.	70
Figura 3.14 Lazo de Control con retroalimentación Proporcional Derivativo.	70
Figura 3.15 Lazo de Control con retroalimentación Simplificado.	70
Figura 3.16 Lazo de Control abierto - Función de Transferencia del mecanismo.	70
Figura 3.17 Lazo de Control Abierto.	72
Figura 3.18 Lazo de Control Cerrado.	72
Figura 3.19 Repuesta del sistema del mecanismo sin control.	73
Figura 3.20 Lazo de Control Abierto Simulación.	73
Figura 3.21 Respuesta Lazo de Control Abierto con control.	74
Figura 3.22 Respuesta del sistema del control PD de la rodilla.	75
Figura 3.23 Lazo de Control con retroalimentación.	75
Figura 3.24 Respuesta del lazo de control con retroalimentación.	76



Figura 3.25 Respuestas de los sistema de la rodilla con control y sin control.	77
Figura 3.26 Lugar de las raices.	78
Figura 3.27 Diseño del Circuito Electrónico	79
Figura 4.1 Funciones para Crear un Engrane en Inventor Profesional 2012.	83
Figura 4.2 Previo al Dibujo de Engranés.	84
Figura 4.3 Relación de los Dientes entre los Engranés.	84
Figura 4.4 Engrane de 40 Dientes.	85
Figura 4.5 Engranés Listos para Montar.	85
Figura 4.6 Base del Mecanismo con Barrenos.	86
Figura 4.7 Soporte del Servomotor.	87
Figura 4.8 Servomotor Montado en su Soporte.	87
Figura 4.9 Soporte con Servomotor Montado en la Base..	88
Figura 4.10 Ensamble Completo en Extensión Completa..	88
Figura 4.11 Mecanismo en Proceso de Flexión.	89
Figura 4.12 Mecanismo en su Máxima Flexión.	90
Figura 4. 13 Mecanismo Vista Frente..	90
Figura 4.14 Mecanismo en su Máxima Extensión.	91
Figura 4.16 Mecanismo en su Máxima Flexión.	92
Figura 4.15 Mecanismo en Proceso de Estabilidad.	93
Figura 4.16 Complementos Electrónicos.	93
Figura 4.17 Prototipo demostrando la etapa de apoyo y bloqueo.	94
Figura 4.8 Prototipo demostrando la etapa de oscilación.	95

Índice de Tablas

Tabla 1.1 Clasificación de Rodillas.....	7
Rodillas Libre.....	7
Realizan flexo-extensión por la inercia del impulso de la acción de palanca del muñón.	7
Rodillas con impulso a la extensión.....	7
La ayuda de un mecanismo situado en la zona articulada permite que la rodilla de la prótesis, en la fase de despegue de los dedos, inicie automáticamente el balanceo y la extensión al perder el pie el contacto con el suelo amortigua el golpe del choque de talón por la acción del tope anterior.	7
Rodillas Hidráulicas.....	7
Regulan la flexo-extensión permiten deambulación silenciosa y la variación de la velocidad del ciclo de marcha.	7
Rodillas con freno de Fricción.....	7
Consiguen la estabilidad al cargar el peso durante la fase de apoyo impidiendo la flexión súbita de la rodilla.	7
Rodillas de Cierre Manual.....	7
Mediante una palanca el paciente amputado controla la acción de bloqueo y desbloqueo de la articulación.	7
Tabla 2.1 Contacto Inicial Rodilla.....	43
Tabla 2.2 Contacto Inicial Cadera.....	44
Tabla 2.3 Apoyo Medio La Rodilla.....	44
Tabla 2.4 Apoyo Medio LA Cadera.....	45
Tabla 2.5 Oscilación Rodilla.....	46
Tabla 2.6 Oscilación Cadera.....	46
Tabla 3.1 Subdibicion del ciclo de marcha.....	57
Fase de Apoyo.....	57
Fase de contacto inicial (CI).....	57
0-2%.....	57
Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI).....	57
0-10%.....	57
Fase media del apoyo (AM).....	57
10-30%.....	57
Fase final del apoyo (AF).....	57
30-50%.....	57
Fase previa a la oscilación (OP).....	57
50-60%.....	57
Fase de oscilación.....	57
Fase inicial de la oscilación (OI).....	57



60-73%	57
Fase media de la oscilación (OM).....	57
73-87%	57
Fase final de la oscilación (OF).....	57
87-100%	57
Tabla 3.2 Relación de Ángulos con respecto al eje Z, investigación Dr. Pedro Vera.	57
Tabla 3.3 Ecuaciones del Control en Cada una de sus Fases.....	59
Tabla 3.4 Características del PIC16F887.....	63

Resumen.

En esta tesis se presenta el desarrollo de un sistema de control de lazo abierto con doble alimentación, para ser aplicado en el mecanismo policéntrico desarrollado en la tesis de doctorado de Lugo González (2010). El objetivo es agregar a la parte mecánica la opción de cubrir las trayectorias generadas por el ser humano en la fase de postura y la marcha, a través de sensores aplicados a variables específicas, como las posiciones y las velocidades, a través de sus entradas, reproducir la fase de la marcha en la que se encuentra, de igual manera implementar un actuador como salida, en el que pueda observarse dicho movimiento lo más natural posible y reproducir una asistencia en la marcha a diferentes velocidades, integrando en este un sistema de seguridad en una de las dos entradas, para eso deberá ser implantado un sensor de presión para que el control al obtener un incremento de peso el mecanismo se ubique en una extensión máxima sin permitir generar alguna flexión extra, hasta que éste verifique un decrecimiento en el peso.

La importancia de éste trabajo se fundamenta en la necesidad de brindar un mejor desempeño en las prótesis de rodilla existentes, ya que la mayoría son mecánicas, el objetivo es tener un movimiento lo más parecido al real, sin generar un esfuerzo extra a dicha persona ya que las extremidades de miembro inferior son el medio mecánico de locomoción del ser humano, la idea es que el control desarrollado en dicho mecanismo sea fácil, confiable, seguro y de fácil adquisición.

Abstract.

In this thesis one presents the development of a system of control of bow opened with double supply, to be applied in the polycentral mechanism developed in the thesis of doctorate of Lugo Gonzalez (2010). The aim is to add to the mechanical part the option to cover the paths generated by the human being in the phase of position and the march, across sensors applied to specific variables, as the positions and the speeds, across his income, reproducing the phase of the march in the one that is, of equal way to implement an actuator as exit, in which the above mentioned as natural as possible movement could be observed and reproduce an assistance in the march to different speeds, integrating in this one a safety system in one of two income, for it will have to be implanted a sensor of pressure in order that the control when an increase of weight obtained the mechanism is located in a maximum extension without allowing to generate any flexion extra, until this one checks a decrease in the weight.

The importance of this one work bases on the need to offer a better desempaño in the existing protheses of knee, since the majority they are mechanical, the aim is a movement has the most similar thing to the royal one, without generating an effort extra to the above mentioned person since the extremities of low member are the mechanical way of locomotion of the human being, the idea is that the control developed in the above mentioned mechanism is easy, reliable, sure and of easy acquisition.



Objetivo General.

Desarrollar un sistema de control para aplicarlo en un mecanismo policéntrico y reproducir dos etapas de movimiento que cumple la rodilla.

Objetivos Particulares.

- Conceptualizar las investigaciones acerca de las características generales de la rodilla y los mecanismos implementados en ellas.
 - Caracterizar el movimiento de la rodilla en el mecanismo policéntrico.
 - Diseñar el sistema de control flexible para obtener mediante las entradas, las etapas de oscilación, así como la etapa de apoyo.
 - Implementar dispositivos y el sistema de control que permitan reproducir el movimiento de la rodilla.
-



Justificación.

Actualmente el desarrollo de prótesis de miembro inferior se ha visto potencializado en las últimas décadas; debido a la constante evolución de la tecnología a nivel mundial, con un solo objetivo primordial, cubrir una necesidad indispensable para el ser humano, desplazarse.

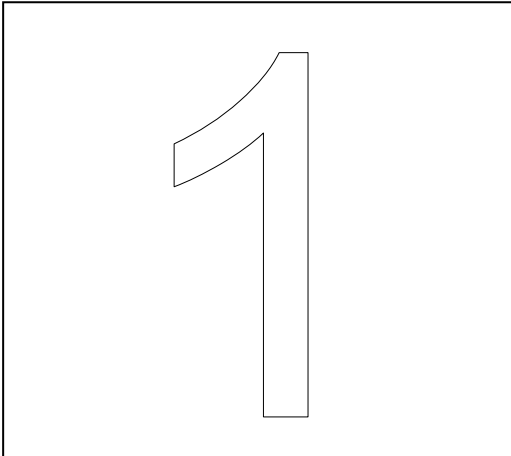
Sin embargo a pesar de los avances tecnológicos, el desarrollo de prótesis de existencia humana aún está muy lejos de suplir y optimizar la función de la rodilla.

Varios análisis de marcha han sido realizados por numerosos investigadores, sin embargo, hasta hoy en día no se ha diseñado una prótesis que realice la función total, ya que existe limitada información sobre las únicas características del cambio de dirección durante la marcha.

Las personas con amputación aportan de 10 a 60% más energía metabólica que las personas sin amputación.

Las personas con prótesis caminan de 10 a 40% más lento que las personas sin prótesis.

Por tal motivo se desarrollará un control que indique esos cambios mediante el uso de sensores y conforme a la respuesta de sus ecuaciones características, para reproducir el posicionamiento en el mecanismo, con la ayuda de un actuador llegando a obtener las dos etapas de la rodilla fundamentales, generar movimiento (flexión extensión) y la etapa de estabilidad.



GENERALIDADES

En este capítulo se presentan los mecanismos de rodilla mecánica así como los sistemas de control que se han implementado hasta hoy en día para satisfacer la necesidad de recuperar la movilidad.

1 Estado del Arte.

El control es el área de la ingeniería que se encarga de modelar, analizar, y mejorar el comportamiento de los sistemas. Actualmente es importante observar como muchos de los procesos que se realizan en los distintos ámbitos (industrial, medicina, mecánica, etc.) han sido sometidos a la automatización para lograr esto es necesario que se cuente con la información adecuada para realizar la toma de decisiones, durante la etapa de control.

La rodilla es una articulación clave en nuestro organismo. Está protegida por un considerable número de ligamentos cruzados y transversos que ayudan a soportar el peso, ya que está expuesta a una fuerte tensión lateral. Ésta provista además de un tejido cartilaginoso que separa dos grandes huesos: el fémur y la tibia. En una rodilla normal, el cartílago sano situado entre el fémur y la tibia les permite girar uno sobre otro.

La amputación es una incapacidad que puede afectar a niños, a adultos y/o ancianos, ya que ocurre a cualquier edad de la vida humana Fishman, et al (1961). Hoy en día la amputación se considera como el inicio de un nuevo proceso, que con la ayuda de una parte del cuerpo, el muñón y un elemento protésico junto con un tratamiento de protetización, se intenta recuperar las funciones perdidas de la extremidad Viladot, et al (2005).

Para las personas que sufren dicho traumatismo del miembro inferior, la función y confiabilidad de las rodillas mecánicas en su prótesis es sumamente importante. Cabe señalar que sigue en proceso de investigación y mejora por lo tanto no existe una prótesis que cumpla exactamente los movimientos naturales sin tener que generar un mayor esfuerzo, se busca perfeccionar los miembros artificiales, para aumentar el movimiento y desplazamiento de la información enfocándose en su diseño al tipo de materiales y las técnicas quirúrgicas de colocación. Es por eso que la elección de una prótesis para un paciente que sufre de cualquier tipo de amputación es un proceso sumamente delicado, pues se debe seleccionar la mejor de las alternativas disponibles de las tecnologías existentes para la caminata con una rodilla protésica.

Las prótesis para la sección transfemoral poseen diferentes mecanismos que van desde un eje sencillo hasta los mecanismo policéntricos, entre ellos se encuentran los de cuatro y cinco barras respectivamente. Todos estos tienen características que resultan mejores dependiendo de las

necesidades de paciente pero en general, se busca que genere un movimiento y obtenga una mayor libertad de movimiento y que seas una sustitución prostética lo más parecido a una rodilla normal.

Los estudios experimentales están dando oportunidad a que pacientes mejoren su calidad de vida, con la posibilidad de regresar a las actividades cotidianas, pasatiempos y deportes, como saltar, andar, correr y así como para prótesis implantadas en atletas de alto rendimiento que puedan jugar golf y andar en bicicleta, Castaño y Márquez, et al (2005). El desarrollo de esta tecnología está totalmente basado en el conocimiento de la anatomía, biomecánica, biomateriales y su fijación ósea ha permitido diseñar implantes de rodilla que remplazan sus superficies articulares logrando muy buenos resultados clínicos al largo plazo.

Los dispositivos mecánicos que permiten la sustitución del miembro perdido son funcionales pero están muy lejos de los mecanismos ideales.

Por otro lado, cualquier rodilla prostética convencional, según Herr y Wilkenfeld, et al (2003), tiene cuatro objetivos principales que corresponden a la fases de las marcha (no existen requerimientos para la fase de extensión en el apoyo, debido a que las prótesis convencionales no permiten la flexión y extensión de la rodilla durante esta fase), durante la primera fase debe proporcionar estabilidad (es decir, que la rodilla no de flexiones). Durante la pre-oscilación, la rodilla debe facilitar la flexibilidad; en la flexión en la oscilación la máxima altura del talón debe ser limitada. Por último, durante la extensión en la oscilación debe haber una suficiente y suave desaceleración para detener el avance del pie y el mismo tiempo garantizar que la rodilla alcance la plena extensión. Para desarrollar el control de estas fases en la actualidad se usan microprocesadores o todo un sistema embebido. Estos se encargan de realizar los cálculos para generar las señales de control, ya sea para las válvulas que manejan el sistema hidráulico o neumático del actuador que se implemente en el sistema.

Los objetivos que se cubrirán con el uso y la aplicación de una prótesis de miembro inferior desde el momento de la amputación hasta la fase de la protetización Viladot, et al (2005).

1. Obtener la bipedestación: sin protetización sólo es posible lograr la monopedestación con apoyo manual, lo que condiciona que el paciente quede privado temporalmente del uso de sus extremidades superiores.
-

2. Realizar la marcha con apoyo bipodal lo más semejante posible a la marcha humana natural.
3. Si las condiciones físicas del paciente y las características de muñón lo permite, poder realizar carreras y saltos.
4. Restitución de la cosmética al recomponer la simetría corporal. La característica cosmética más importante que puede tener una prótesis es la de permitir tener una marcha correcta y armónica.

1.1 Clasificación de las Prótesis.

Las prótesis se pueden clasificar por:



Figura 1.1 Clasificación de las Prótesis.

1.1.1 Prótesis para Amputaciones Transfemoral.

Para lograr un buen control del encaje y aplicar un tipo de prótesis se requerirán, distalmente, por lo menos 10 cm. desde la sección del fémur hasta la articulación de la rodilla. Por el otro extremo, proximalmente para poder fijar el encaje al muñón, será necesario un mínimo de 15 cm. desde el perineo a la sección del fémur.

➤ Rodillas protésicas.

Pueden ser de dos tipos: Exoesqueléticas y Endoesqueléticas o modulares.

Las Exoesqueléticas se construyen de madera con mecanismos de acero y, aunque se recubren de plástico laminado, sus mecanismos quedan a la vista.

Están indicadas en pacientes jóvenes de peso importante o de intensa actividad física. Para las personas con amputación de edad, que requieren prótesis más ligeras, se construyen de plástico rígido.

Las "Endoesqueléticas" son de tamaño reducido, construidas en acero o titanio, y se acoplan a los diferentes elementos modulares en el interior de una funda estética de poliuretano a la que se le da la forma y la dimensión de la extremidad contralateral.

Con base al número de ejes, las rodillas pueden ser: "Uniaxiales" (un solo eje) o "Policéntricas" (de dos o más ejes).

En cuanto a la amplitud y la forma de realizar el movimiento, pueden clasificarse en:

Tabla 1.1 Clasificación de Rodillas.

Rodillas Libre	Realizan flexo-extensión por la inercia del impulso de la acción de palanca del muñón.
Rodillas con impulso a la extensión	La ayuda de un mecanismo situado en la zona articulada permite que la rodilla de la prótesis, en la fase de despegue de los dedos, inicie automáticamente el balanceo y la extensión al perder el pie el contacto con el suelo amortigua el golpe del choque de talón por la acción del tope anterior.
Rodillas Hidráulicas	Regulan la flexo-extensión permiten deambulación silenciosa y la variación de la velocidad del ciclo de marcha.
Rodillas con freno de Fricción	Consiguen la estabilidad al cargar el peso durante la fase de apoyo impidiendo la flexión súbita de la rodilla.
Rodillas de Cierre Manual	Mediante una palanca el paciente amputado controla la acción de bloqueo y desbloqueo de la articulación.

➤ Sistemas de suspensión.

Son la forma de sujetar el muñón al encaje. Sirve para que la unión entre el muñón y la prótesis se mantenga durante la marcha. Puede ser de:

Ventosa o Succión: cuando el muñón tiene una longitud igual o superior al tercio de su longitud total; en este sistema, la suspensión se obtiene por la acción del vacío producido al extraer el aire residual, mediante una válvula, una vez introducido el muñón en el encaje. Este sistema de suspensión procura mayor libertad de movimiento, enseñando al paciente amputado a usar la musculatura del muñón para retener la prótesis

Convencional: que se realiza generalmente mediante cinturones o tirantes (por encima de los hombros “bandolera” o el tipo de “cinturón silesiano” que sujeta la prótesis desde la cintura) de diferentes tipos y materiales. Se usan en muñones cortos o de superficie muy irregular.

1.1.1.1 Prótesis para desarticulación de rodilla.

Conserva la máxima longitud del brazo de palanca del muñón; no requiere sistemas adicionales para retener el muñón en su encaje; reduce la inestabilidad medio-lateral del cuerpo del paciente amputado durante la marcha.

➤ Prótesis convencional.

Se construye a base de un corset de muslo, moldeado en cuero, que llega aproximadamente a 2.5 cm. por debajo del perineo, cubre todo el muñón y se abre anteriormente mediante cordones que permiten ajustarlo al muñón. El segmento inferior (en duraluminio o plástico laminado) tiene la forma de una pantorrilla y es vacía en su interior. Gracias a los movimientos de flexo-extensión de las articulaciones externas que unen ambos elementos, la prótesis puede realizar el giro necesario tanto para la marcha como para la pedestación. El pie posee por lo general una articulación a nivel maleolar y es flexible tanto en la punta como en el talón.

➤ Prótesis de rodilla policéntrica de cuatro barras unidas.

Es uno de los primeros intentos de reproducción mecánica del movimiento de centro de rotación instantáneo de la rodilla eliminando la diferencia de giro geométrico que se origina entre la rodilla protésica uniaxial y una rodilla anatómica.

Esta prótesis permite que al realizar el movimiento de flexión durante la marcha, por la combinación de las cuatro barras articuladas, sean semejantes a los de una rodilla anatómica normal.

- Prótesis modular (Otto Bock de Alemania).

Basada en los movimientos anatómicos de la articulación de rodilla mediante la combinación de cuatro ejes unidos y articulados entre sí. Esta rodilla se une al sistema endosquelético que permite una buena alineación tanto estática como dinámica.

1.2 Mecanismo de Miembro Inferior.

Un mecanismo de miembro inferior tiene como función principal permanecer rígido y lo suficientemente estable durante la fase de apoyo en la marcha, para evitar la flexión inesperada de la extremidad y proveer de movimiento en todo el conjunto de una prótesis de miembro inferior, tal como lo hacen los músculos, ligamentos, estructura ósea y cartílago que componen a una articulación de la rodilla natural.

Actualmente se han fabricado más de 100 prótesis de las cuales se pueden dividir en las categorías siguientes:

- Monocéntricas.
- Policéntricas.
- Con Control de Fluido.
- Magnetoreológicas.
- Prótesis Electrónicas.

Para el diseño de un sistema de control en un mecanismo hay que tomar en cuenta muchos criterios para obtener la eficiencia deseada, así como tener un conocimiento y criterio en la utilización de los dispositivos de estas, a continuación se mencionan las ventajas y desventajas de los mecanismos.

1.2.1 Mecanismo de Rodilla Monocéntricos.

El mecanismo de rodilla de un solo eje esencialmente, es una bisagra simple. Generalmente es considerada de clase básica debido a que el diseño es más económico, ligero, durable y disponible, pero tienen limitaciones, ya que en virtud de su simpleza, no tienen control de postura. Los pacientes amputados deben de hacer uso de su fuerza muscular para mantenerse estables cuando se encuentran de pie. Para compensar esto, incorpora un seguro manual y un control constante de fricción; la que hace que la pierna no avance con demasiada rapidez al dar el siguiente paso y un seguro manual. El mayor inconveniente de este tipo de mecanismo es que solo permite andar de forma óptima a una velocidad concreta Duppes, et al (2005).



Figura 1.2 Prótesis Monocéntrica (Duppes 2005)

1.2.2 Mecanismo de Rodilla Policéntrico de cuatro Barras

Los mecanismos de rodilla policéntricos, se clasifican desde mecanismos de cuatro barras, son más complejas en diseño y tienen múltiples centros instantáneos de rotación, aquí la sección que simula el muslo rota sobre un punto en extensión con respecto a la sección que asemeja la pantorrilla, la cual aparece temporalmente fija, así observamos que los dispositivos policéntricos tienen la estabilidad controlada por la localización del centro instantáneo de rotación (CIR).

Este tipo de prótesis que emplea dicho mecanismo cuenta con dos ventajas: mayor estabilidad en la fase de postura y mejor flexión de rodilla, permitiendo restringir los grados, también el incremento en el peso debido al mayor número de pieza, el mantenimiento de estos mecanismos es a su vez más sencillo, ya que se pueden cambiar fácilmente sus componentes. Radcliffe et al (1977).

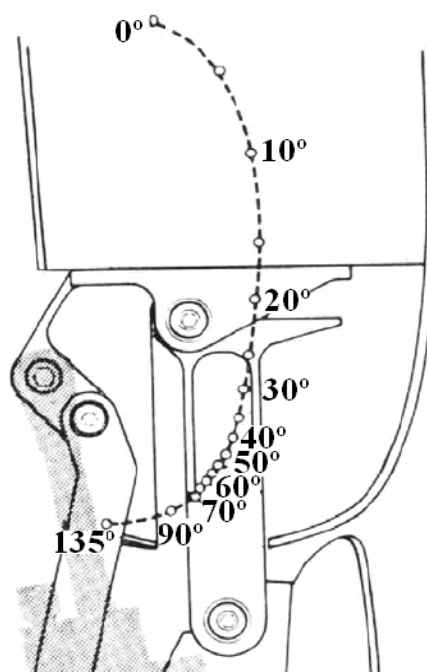


Figura.1.3 Trayectoria del Centro Instantáneo de Rotación de Mecanismo (Radcliffe 1977).

Por otro lado Roston y Sturges presentan técnicas que supone la emulación natural de la pierna, para la síntesis de mecanismos de cuatro barras con localizaciones de los centros instantáneos de rotación trazados en incremento de 5 grados durante la flexión de la rodilla. Los puntos A, B, C Y D representan los ejes de rotación de la rodilla de las cuatro barras. El centro instantáneo de rotación está determinado por la línea de intersección que se hace alargando las líneas que une a los puntos A y B, C y D Gard et al. (1996)

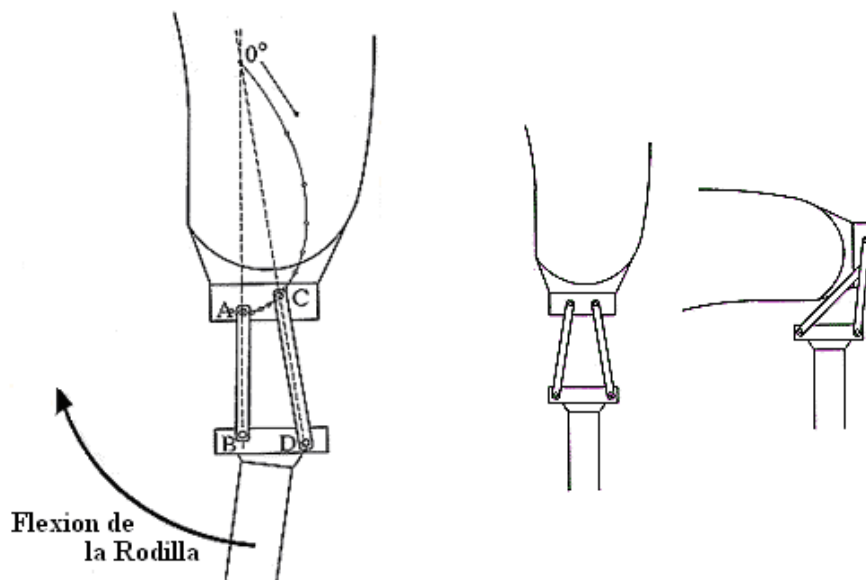


Figura 1.4 Vista Lateral de una Prótesis de Rodilla (Gard et al. 1996).

El centro de la rodilla debe moverse eventualmente hacia abajo con la flexión de la rodilla o la rodilla no se doblara en el lugar apropiado durante el movimiento de sentarse, estas técnicas se crearon con la finalidad de remover las limitaciones de las teorías clásicas para este tipo de mecanismos en la generación de trayectorias, se han investigado los métodos más óptimos para realizar la síntesis de mecanismos planares utilizando los CIR, buscando tener mayores ventajas en la implementación y en la rápida convergencia para las soluciones optimas, así como tener una mayor simplicidad, eficiencia y precisión al trabajar con ellos.

Su flexibilidad es la primordial razón de su validez, ya que pueden ser versátiles en el acomodo de sus dispositivos para ser más estable durante las fase temprana de la postura, con todo y más fácil aún para iniciar la fase de oscilación o para sentarse. Una característica importante sobre este diseño de la rodilla; que la longitud de la pierna se acorta cuando se inicia un paso, reduciendo el riesgo de tropiezo Duppes, et al (2005).

Los mecanismos de cuatro barras utilizados en las prótesis son ideales para pacientes que no sienten seguridad para caminar con las prótesis de un solo eje, que tienen una desarticulación de rodilla, amputación bilateral de pierna o un miembro con longitud residual Dupes, et al (2005).

Una norma para las prótesis de rodillas policéntrica es la interfaz de un giro simple mecánico con el control que proporciona una óptima velocidad al caminar, sin embargo, a varias prótesis se les incorpora un fluido (neumático o hidráulico), para permitir el control de giro con una velocidad variable para la marcha. La limitación más común de los diseños policéntricos es el rango de movimiento, que es restringido hasta ciertos grados de libertad, aunque por lo general no genera gran problema. Duppes, et al (2005).

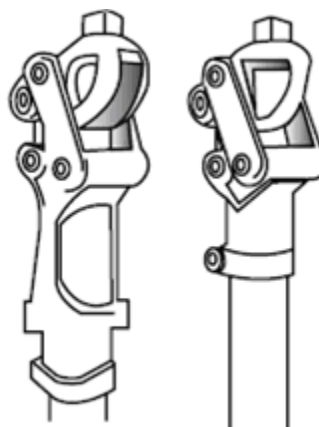


Figura 1.5 Rodilla Policéntrica (Duppes, 2005).

1.2.2.1 Prótesis de Cuatro Barras Cruzado.

Rovetta et al (2001), los ligamentos cruzados son sustituidos por cuatro barras fig. 1.6 que están dirigidas a dos estructuras que simulan el fémur y la tibia. Este mecanismo que sustituye a la rodilla consiste en un sistema articulado con un cuadrilátero cruzado.

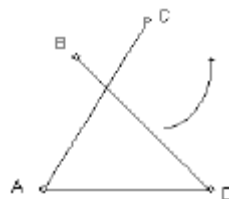


Figura 1.6 Mecanismo de cuatro Barras Cruzado (Rovetta 2001).

Los proyectos de Kazutoshi et al (2004) presentan un mecanismo de cuatro barras, con un par de éstas intermedias e incluye microprocesadores, sensores, cilindros neumáticos e hidráulicos como principales componentes para el control de la prótesis, que ayudan a examinar los parámetros biomecánicos de su prototipo, tales como la duración de la postura, el ángulo máximo de flexión de la rodilla en postura y la oscilación, el ángulo máximo de flexión de la cadera y de los momentos máximos de la extensión de la cadera, que permiten mantener a la rodilla en una posición cerrada y prevén que la rodilla se colapse fig. 1.7

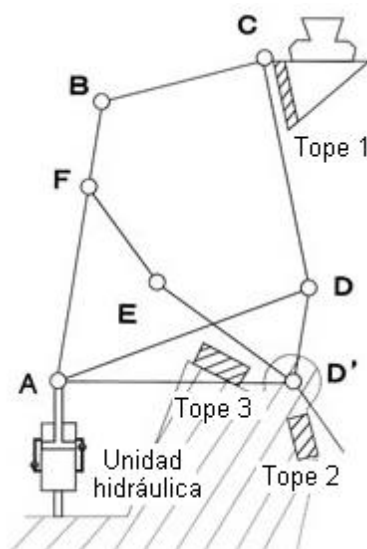


Figura 1.7 Mecanismo de cuatro barras con dos barras intermedias y tres tope (Kazutoshi et al 2004).

1.2.3 Mecanismos con Cinco Barras

En Blumentritt & Wener-Scherer (1997) se analiza la prótesis OTTO BOCK 3R60®, que es una rodilla policéntrica de cinco barras, con dos grados de libertad. Tiene dos centros mecánicos de

rotación; el centro instantáneo de rotación (CIR), que se representa durante la fase de oscilación y el eje anterodistal, que es centro de la postura en la rotación fig. 1.8 y 1.9

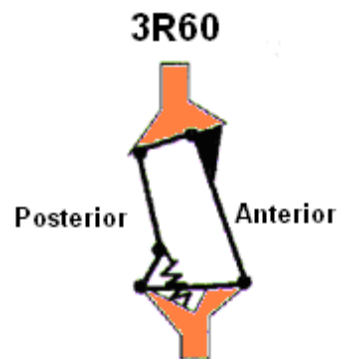


Figura 1.8 Mecanismo Policéntrico de OTTO BOCK 3R60 (Blumentritt & Wener-Scherer 1997).

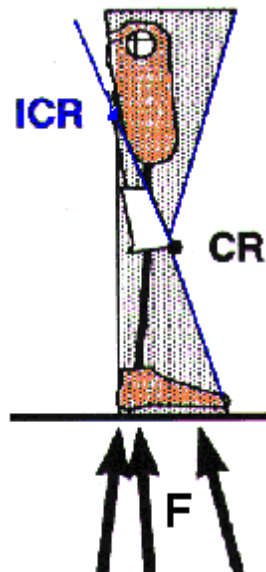


Figura 1.9 Centro Instantáneo de Rotación (CIR) y Centro Mecánico de Rotación (CMR) o el Eje Anterodistal de la Rodilla, con una Fuerza de Reacción F aplicada al Suelo (Blumentritt & Werner-Scherer, 1997).

Por otro lado los mecanismo de seis barras fig. 1.10 también han sido utilizado en uniones de rodillas, como la Total Knee y 3R60 Knee, fabricadas por Otto Bock Company ®Patil & Chakraborty, & Van de Veen, et al (1994). Chakraborty diseñó un mecanismo pierna-rodilla de seis barras para ofrecer un movimiento de coordinación entre la unión de pierna rodilla durante la fase de avance y postura.

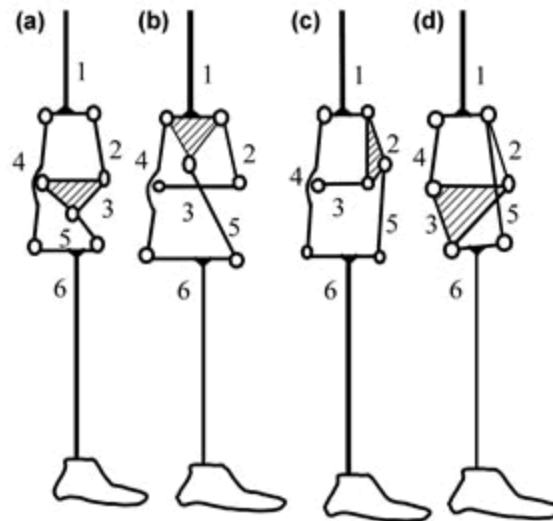


Figura 1.10 Configuración de los Mecanismos de Seis Barras para Prótesis de Rodilla

1.3 Estabilidad.

Bloqueo Manual o Sistemas de Bloqueo Activado con Peso. Algunas personas con prótesis tienen la necesidad o deseo de la seguridad de un conjunto de dispositivos que bloquean la prótesis de rodilla al momento de la extensión para evitar el pandeo. Una opción para resolver este problema puede ser el bloqueo manual de la prótesis, el cuál incorpora un cierre automático que puede inmovilizarla automáticamente. Este es el diseño más válido para la prótesis, ya que hace más placentero el caminar, ya sea con bloque activado o desactivado; a pesar de que la prótesis requiere una cantidad excesiva de energía para usarla y producir un paso torpe y tieso. El bloqueo manual de la prótesis es apropiado para los pacientes débiles, así como para personas activas que a menudo caminan sobre terrenos inestables Duppes, et al (2005).

Otra opción es la activada por el peso, (posición-control de rodilla). Esta prótesis es muy estable además de ser prescrita para personas que van a utilizar por primera vez una prótesis. Su sistema de funcionamiento es como una constante de fricción sobre la rodilla durante la oscilación de la pierna, pero en la extensión se encuentra un mecanismo de frenado hasta que la pierna quede en la fase de postura y el peso sea colocado sobre la prótesis Duppes, et al (2005).

1.4 Control en Prótesis

El control en una prótesis determina y establece una serie de puntos los cuales debe seguir mediante algún principio establecido, para la cual existen varios tipos de control.

1.4.1 Control de Movimiento.

Fricción Constante o Fricción Variable. Todos los sistemas de prótesis requieren de ciertos grados de control del giro para mantener un paso uniforme. En muchos casos, este control es proporcionado por la fricción mecánica en el eje de rotación y es ajustada a la marcha normal de la pierna opuesta. La fricción constante de la rodilla son unidades simples, ligeras y fiables. Su principal desventaja es que la prótesis se ajusta para tener una sola velocidad de marcha en un momento dado Duppes, et al (2005).

La fricción variable ofrece una mayor resistencia a medida que la rodilla se dobla y se extiende en toda plenitud. Esto proporciona una “cadencia-respuesta”, que permite una varianza de velocidad en la marcha; sin embargo, este sistema requiere frecuentes ajustes y sustitución de las piezas en movimiento, lo cual es una desventaja en el control de sistemas con fluidos Duppes, et al (2007).

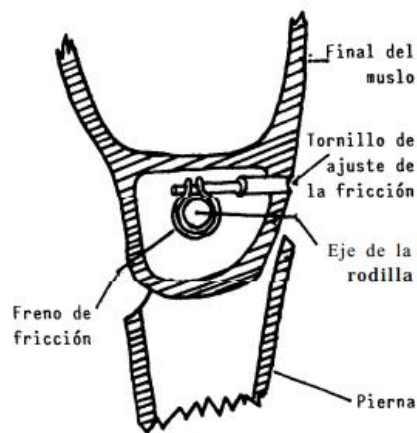


Figura 1.11 Control de movimiento. Duppes (2005)

1.4.2 Control por Fluidos.

Neumático, Hidráulico o magnetoreológico. El avance del control para la oscilación es la utilización de la dinámica de fluidos, para proporcionar una resistencia variable en la marcha, lo que permite a las personas amputadas, caminar cómodamente a diferentes velocidades Duppes, et al (2005).

Estos sistemas consisten en la colocación de pistones dentro de cilindros, que contienen aire (neumáticos) o fluidos (hidráulicos). El control neumático comprime aire cuando la rodilla se flexiona, almacena la energía y luego la regresa haciendo que la rodilla se extienda. El control del paso puede ser mejorado aún más con la adición de una bobina de resorte. Los sistemas neumáticos son generalmente considerados para mejorar el control de la oscilación superior en la fricción de la rodilla, pero es menos efectivo que los sistemas hidráulicos Duppes, et al (2005). Para las personas activas con una amputación, los sistemas hidráulicos, les proporciona una función de la rodilla más parecida a la normal. Dichos los sistemas usan frecuentemente aceite de silicona, en lugar de aire para responder en la caminata a un amplio rango de velocidades. Aunque las prótesis hidráulicas proporcionan un paso más suave, estas tienen la desventaja de ser más pesadas y de requerir un mantenimiento más frecuente, además de tener un mayor costo inicial Duppes, et al (2005).



Figura 1.12 Prótesis Hidráulica (Duppes 2005)

1.4.3 Control en Prótesis Electrónicas.

Estas prótesis son desarrollos relativamente nuevos dentro de la tecnología protésica, varias de estas nuevas prótesis ya están disponibles o se encuentran en desarrollo Cormack, et al (2005). Los sensores que contiene, detectan el movimiento, sincronizan y ajustan el control del fluido/aire de los cilindros. Esto se hace por medio de un microprocesador de prótesis de rodilla, disminuyendo el esfuerzo que las personas amputadas deben de utilizar para sincronizar su prótesis y como resultado proporciona un paso más normal Duppes, et al (2005).

Hay empresas dedicadas a la realización, diseño y manufactura de esta prótesis las más representativas son Endolite's®, Intelligent Plus®, Otto Bock's C-Leg®, Össur®, Seattle's Power Knee® y algunas otras. Endolite's® tiene el diseño de una prótesis, como ellos la llaman, "es la más fácil de utilizar que antes". Es una solución para la amputación transtibial combinando, un tobillo altamente funcional y un dispositivo simple de alineación que se activa con la fuerza de la pierna en la parte superior, la cual brinda una calidad requerida en todos los sistemas de Endolite's®. Este

diseño se muestra en la fig. 1.13 Esta rodilla de cuatro barras es más pequeña en comparación a las anteriores, de la misma empresa, pero aún sigue conservando todas las ventajas de la geometría probada de Endolite's®. Además de ser funcional y durable, tiene nuevos acoplamientos perfilados lisos hechos de un material compuesto de fibra de carbón Vohra, et al (2008).



Figura.1.13 Prótesis Inteligente de Endolite's® (Vohra, 2008).

La empresa Otto Bock's diseña prótesis de rodillas mejorando y ampliando muchas características innovadoras con el uso inteligente de tecnologías modernas, con una apariencia elegante, el cuál incorpora un control remoto inalámbrico que permite a los usuarios cambiar fácilmente entre diferentes contextos, haciendo ajustes finos al sistema hidráulico. Con su estética y un lenguaje claro, esta prótesis contribuye al bienestar de sus usuarios, lo que les permite soportar su discapacidad con una mayor confianza en sí mismos. Estas son las prótesis recientes más completas y diseñadas con alta tecnología que hay en el mercado.

1.5 Evolución de las Prótesis

Los orígenes de las prótesis ortopédicas y la cirugía de amputación datan desde los inicios de la medicina. A medida que esta ha ido avanzando, los prostéticos se han ido desarrollando a la par con la finalidad de alcanzar estos objetivos de la protetización y satisfacer así las necesidades funcionales, estéticas y psicológicas de las personas que han sufrido y sufren la pérdida de alguna extremidad.

La evolución de la protésica es larga y está plagada de historias, desde sus comienzos primitivos, pasando por el sofisticado presente, hasta las increíbles visiones del futuro. Al igual que sucede en el desarrollo de cualquier otro campo, algunas ideas e invenciones han funcionado y se han explorado

más detalladamente, como el pie de posición fija, mientras que otras se han dejado de lado o se han vuelto obsoletas, como el uso de hierro en las prótesis.



Figura 1.14 Evolución Protésica.

En esta subsección se presentan algunas prótesis robotizadas que son ya comerciales y otras que siguen en su fase de investigación: Aquí se caracterizan como prótesis robóticas aquellas que tienen una fuente de energía propia, un actuador y sensores que permiten leer los movimientos deseados por el usuario. Por lo tanto también se requiere un sistema de procesamiento de dichas señales (aun en su forma más básica) para poder convertir esas señales en movimientos de los actuadores. En esta definición no es necesario que el sistema provea de retroalimentación al usuario. Ya que en la mayoría de las prótesis la retroalimentación se realiza a través de sensores.

Power Knee (Ossur) ®. La Power Knee es fabricada por la compañía Ossur ®. Es la primera prótesis de rodilla que reemplaza la función muscular perdida a través de una fuente activa de potencia (un actuador eléctrico) que permite generar la propulsión necesaria para el caminado y también en actividades como lo son levantarse de una silla de ruedas o subir las escaleras. La Power Knee ® contiene un arreglo de sensores, incluyendo giróscopos, células de presión, celdas de cargas, sensores angulares y el Modulo de Propriocepción Artificial en la Pierna de sonido (utiliza un sensor de sonido que permite conocer el ritmo de la pierna sana).

El sistema de sensores, habilita al dispositivo observar el estado general de la interface humano-prótesis. El sistema contiene un microprocesador que utiliza la información de los sensores para lograr un caminado similar al humano. La información proveída por sistema sensorial del sonido lateral permite regenerar la verdadera cinemática del caminado mientras anticipa la función requerida cuando las condiciones de caminado cambian.

El Power Knee® está limitado para amputados de una sola pierna, que pesen menos de 100 kg. La longitud del suelo a punto de amputación debe ser al menos de 49 cm y se debe conectar muy bien al miembro amputado.



Figura 1.15 Power Knee instalado Propio Foot. Fabricado por Ossur®.

La Propio Foot™ es el primer módulo de pie inteligente del mundo. Es fabricada por la compañía Ossur®. Los acelerómetros miden en tiempo real el movimiento a una velocidad de 1600 ciclos por segundo. Siguiendo la ruta del tobillo a través del espacio, el sistema define las características del caminado y los eventos, incluyendo el golpe del talón y el movimiento para dejar el suelo.

Para cada paso, el dispositivo construye su ruta mediante un análisis continuo del movimiento horizontal y vertical, haciendo un trazado del pie como se mueve a través del espacio. Este trazado varía de acuerdo al terreno de tal forma que los algoritmos de reconocimiento del patrón de marcha pueden detectar e identificar cuando el usuario está caminando en una superficie plana o con inclinación o si está subiendo o bajando escaleras, también si el usuario está en posiciones relajadas.

Una tarjeta de control recibe un flujo constante de señales del sistema de inteligencia artificial. El controlador comanda a un actuador lineal para que las fuerzas y posiciones adecuadas del pie durante el caminado.



Figura 1.16 Propio Foot. Fabricado por Ossur®



Figura 1.17 Propio Foot Instalado. Fabricado por Ossur®

El Propio Foot se desarrolló con tecnología previamente desarrollada en el MIT por Herr, H (2003). En Zhang, L. & Wang, G. (2001), presentan el diseño de una prótesis de tobillo-pie que soluciona de manera satisfactoria la mayor parte de los problemas que hay en este tipo de prótesis como se observa en la fig.1.18. La arquitectura básica del diseño mecánico es un resorte, configurada en paralelo con un actuador de alta potencia. La prótesis requiere de gran potencia mecánica como también de un torque de pico alto. El resorte paralelo comparte la carga con el actuador, por lo tanto la fuerza de la fuerza pico del actuador del sistema es disminuida notablemente.

Consecuentemente, se puede utilizar un radio de transmisión más pequeño, y también se obtiene un ancho de banda de fuerza mayor. La elasticidad en serie es una característica importante para este tipo de prótesis dado que puede prevenir el daño a la transmisión debido a las cargas de choque cuando el pie choca con el suelo.

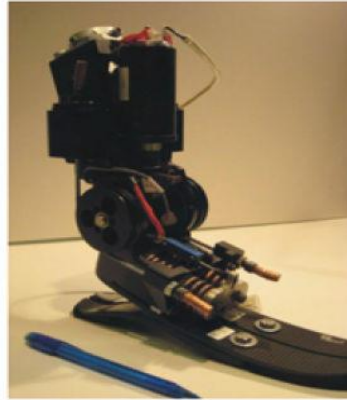


Figura 1.18 Prototipo de Tobillo Hugh Herr, et al (2003).

Como se puede ver en la fig. 1.18, existen elementos principales del sistema mecánico: un motor de D.C, una transmisión, un resorte en serie, un resorte en paralelo unidireccional, y una prótesis del pie de plástico. Los tres primeros elementos son combinados forman un sistema llamado Actuador Elástico en Serie (SEATM). Desarrollado previamente para robots caminantes, consiste de un motor de DC en serie con un resorte (o una estructura de resortes) a través de una transmisión mecánica. Los SEA proveen control de fuerza controlando la distancia a la cual los resortes en serie son comprimidos. Usando un potenciómetro, se puede obtener la fuerza aplicada a la carga midiendo la deflexión de los resortes.

En esta aplicación se utilizó el SEATM para modular la rigidez de la articulación así como también para proveer de un torque constante de offset, suministra la rigidez durante la Plantar-flexión Controlada (PC), y otra rigidez desde el ordenador hasta la Plantar-flexión Potenciada. Debido a la demanda de torque y potencia, se incorpora un resorte, de tal manera que la carga es ampliamente reducida. Debido a este hecho, el SEATM tendrá un gran ancho de banda en fuerza para suministrar el empuje durante la PP. Para evitar obstaculizar el movimiento del pie durante la fase rotación, el resorte paralelo es implementado de manera unidireccional.

1.6 Desarrollos e Investigaciones de Prótesis Transfemoral

A nivel institucional, se tienen propuestas de prótesis para miembro inferior, como las desarrolladas por compañeros de la Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnología Avanzada (UPIITA): “Construcción de un Mecanismo de Rodilla tipo Policéntrica para personas con Amputación Femoral” Moreno-Romero, (2003) y “Prótesis de rodilla con pistón magnetoreológico”

Alonso-Areguin, (2005), en la ESIME Azcapotzalco se presentaron los trabajos de tesis de “Diseño de prótesis robótica para miembro inferior” por Alcocer-Galván, et al (2008); “Rediseño y análisis de una prótesis inteligente de miembro inferior para asistencia humana al caminar” por Espinoza de los Monteros-Aguilar, et al (2008), en la ESIME Zacatenco, a nivel maestría se han realizado las tesis “Diseño de un mecanismo policéntrico para prótesis de rodilla” por Campos-Padilla, (2009) y “Diseño y desarrollo de una prótesis Flex-foot” por Valencia-Lazcano, (2009). También hay diseños de prótesis para miembro superior, como el reportado en “Caracterización cinemática e implementación de una mano robótica multiarticulada” Velázquez-Sánchez, (2008), para control inteligente se tiene las tesis titulada “Control inteligente de mecanismos con aplicaciones en la biomecánica -prótesis de miembro inferior (rodilla)” por Muñoz-Cesar (2010) y “Planeación de trayectorias en sistemas de manipuladores robóticos múltiples” por Ramírez-Gordillo, (2010) y “Diseño de mecanismos utilizando algoritmos genéticos con aplicación en prótesis para miembro inferior” por Lugo-González (2010). En la Universidad Autónoma de México se han desarrollado trabajos como “Prótesis Inteligentes” Dorador-González, (2005) y “Diseño de un socket ajustable para prótesis de miembro inferior” Farah-Simón, et al (2006).

1.7 Planteamiento del problema

Indica el INEGI en el último censo que fue el 2010, hasta esa fecha hay un total de 2, 437,397 personas con este tipo de limitación, por tal motivo se requiere una prótesis que sea accesible para la población mexicana. Por tanto México necesita seguir desarrollando tecnología para ser competitivo a nivel mundial.

En las prótesis de miembro inferior existen algunos problemas clínicos, tales problemas clínicos son en parte generados por las prótesis actuales ya que presentan problemáticas como comprimir un fluido. Las prótesis comerciales actuales comprimen estructuras de resortes que almacenan y liberan energía durante cada periodo de estancia y debido a su naturaleza pasiva, éstas no pueden generar más energía mecánica que la almacenada durante cada paso.

Estas prótesis están aún lejos de devolver la completa movilidad a las personas con amputación, sin embargo tienen un enorme potencial, y se irán haciendo más útiles a medida que mejore la tecnología.

En éste trabajo se desarrollará un sistema de control para resolver el problema de impulsión y movilizar la prótesis con respecto a la velocidad con que se traslade, reduciendo la energía metabólica efectuada en la persona.

Por otro lado, durante años se han diseñado diversas configuraciones de mecanismos como los de eje simple y eje policéntrico para prótesis de miembro inferior, pero han sido en su mayoría para gente con características antropomórficas distintas a las de los mexicanos, lo que motiva a diseñar una prótesis que asemeje los movimientos lo más posible al cuerpo humano y cubra las necesidades de la población nacional.

Organización de la Tesis.

Con base en la información descrita anteriormente se plantea el objetivo general de esta tesis que es: Desarrollar un sistema de control para aplicarlo en un mecanismo policéntrico y reproducir las dos etapas que cumple la rodilla. Y derivándose los objetivos específicos:

- Conceptualizar las investigaciones acerca de las características generales de la rodilla y los mecanismos implementados en ellas.
- Caracterizar el movimiento de la rodilla en el mecanismo policéntrico.
- Diseñar el sistema de control para obtener mediante las entradas, las etapas de movimiento en las diversas fases del ciclo de marcha, así como la etapa de estabilidad.
- Implementar dispositivos y el sistema de control que permitan reproducir el movimiento del mecanismo establecido en el diseño de control.

Con base en los objetivos planeados, este trabajo se ha organizado de la siguiente manera:

En el Capítulo 1. Se presentan las generalidades sobre los diferentes tipos de prótesis que existen para sustituir un miembro tan importante como la rodilla, también las principales características de los mecanismos y los diversos sistemas de control, para la reproducción de la marcha. De la misma manera presenta la evolución de las prótesis robotizadas para miembro inferior. Se describe el planteamiento del problema y los objetivos propuestos para resolver la problemática existente al controlar la prótesis.

En el Capítulo 2. Se presenta un marco teórico en el cual se conceptualizan temas como la teoría de control también algunos dispositivos de lectura y accionamiento, de igual manera se describe el

análisis de la marcha cinemático en sus diferentes fases, para localizar los principales ángulos que realiza la pierna en dichas fases.

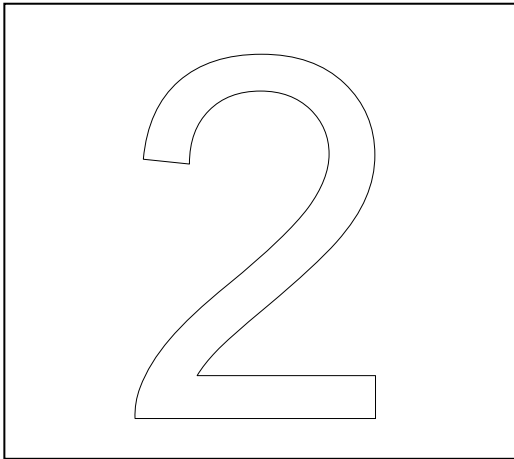
En el Capítulo 3. Se obtienen y describen las variables a las cuales el sistema va a tener una respuesta, el desarrollo en el control que procesa las ecuaciones para determinar en qué momento el mecanismo debe actuar, los dispositivos implementados son parte fundamental ya que estos permitirán el correcto funcionamiento así como la utilización de un sistema de tracción el cual le genere movimiento a dicho mecanismo y se realiza el diseño electrónico para con el cual.

En el Capítulo 4. Se realiza la simulación del mecanismo, también se hace un análisis sobre las respuestas que genera el control para verificar el funcionamiento de como obtienen los resultados esperados al controlar un actuador con su retroalimentación.

Posteriormente se agrega una conclusión sobre el desarrollo de esta tesis y se anexan los datos característicos de los elementos implementados, de igual manera se anexa el código de control, desarrollado.

Sumario

Respecto a la investigación realizada, se tomó la tesis “Diseño de Mecanismos utilizando Algoritmos Genéticos con aplicación en Prótesis para Miembro Inferior” de la Dra. Esther Lugo González, para continuar el trabajo aplicando un sistema de control. Éste se implementará en el mecanismo policéntrico como base del diseño. Ya que el objetivo de la tesis antes referida fue desarrollar herramientas de computación evolutiva para la síntesis de mecanismos policéntricos obteniéndose solo el diseño de mecanismos basándose en la trayectoria de la poloide, se realiza una investigación para conocer las características y generalidades de ese tipo de mecanismos que se emplean para las prótesis.



FUNDAMENTOS TEÓRICOS.

En este capítulo se presentan los fundamentos teóricos, la base del sistema de control, así como la caracterización de la articulación de la rodilla, en todas sus fases.

2 Fundamentos Teóricos.

Se presenta la teoría de control, desde el punto clásico y moderno, estos tienen su base esencial para el conocimiento de la dinámica de cualquier proceso que se desee controlar. Se fundamenta la biomecánica para obtener la caracterización de la rodilla de tal forma que los mecanismos que se utilizan en las prótesis de miembro inferior deben cumplir con las mismas características, condiciones y restricciones que tiene la pierna humana durante el ciclo de marcha, esto para que las personas con amputación se desplacen de una manera eficiente.

2.1 Teoría del Control.

Desde la teoría clásica del control Umez Eronini (2001), considerando el caso más sencillo de un sistema lineal de una entrada y una salida, la dinámica se puede representar como en la fig. 2.1. En ésta se presenta un bloque definido como proceso o planta, que es el sistema a controlar. A dicho sistema llegan dos señales, una entrada de control que será la señal que genere el controlador que se ha de diseñar y la señal de entrada incierta que puede simbolizar cualquier señal indeseable externa al sistema, se conoce también como perturbación o ruido. Finalmente la señal de salida esta señal será la que se desea se comporte de una forma determinada, también se le puede determinar como señal controlada.

Una propiedad fundamental de un sistema dinámico, nos dice que conocido es el estado en un instante y las entradas a partir de dicho instante, es posible calcular la salida futura.

El principio de causalidad nos dice que un sistema dinámico es no anticipativo o causal; ni la salida ni el estado pueden depender de sus valores futuros o de valores futuros de entrada.

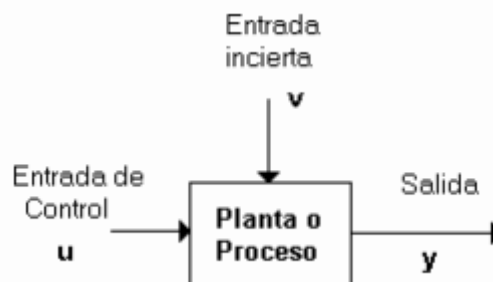


Figura 2.1 Representación a bloques de un Sistema.

La función de transferencia, expresada como una relación de dos polinomios puede ser representada en forma general como se muestra en la siguiente ecuación.

$$\frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{K_0(s+z_1)(s+z_2)\cdots(s+z_m)}{(s+p_1)(s+p_2)\cdots(s+p_n)} \quad (2-1)$$

La representación anterior puede ser un poco más general se hace uso de la teoría del control moderna, en donde la representación matemática utiliza el concepto denominado estado del sistema. Su presentación más general se muestra en la fig. 2.2. Del proceso se observa una señal de salida adicional denominada estado x del sistema, que es la señal que nos proporcionara información completa del proceso o planta.

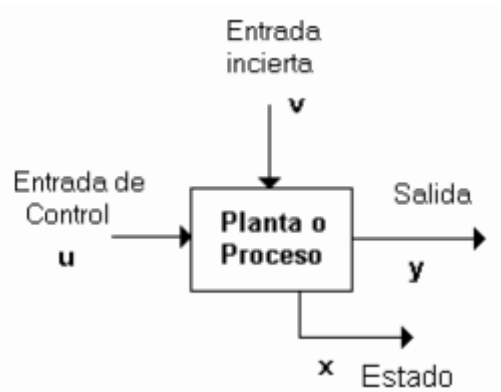


Figura 2.2 Diagrama de un Sistema Dinámico.

La ecuación matemática desde el punto de vista de la teoría moderna del control se puede expresar mediante la relación de la siguiente ecuación.

$$\frac{dx}{dt} = f(x, u, v) \quad (2-2)$$

Partiendo de cualquier de estas dos representaciones matemáticas, se utiliza el concepto del control retroalimentado que en forma de diagrama de bloques tiene la estructura mostrada en la fig. 2.3. Este es el esquema más común para el control automático.

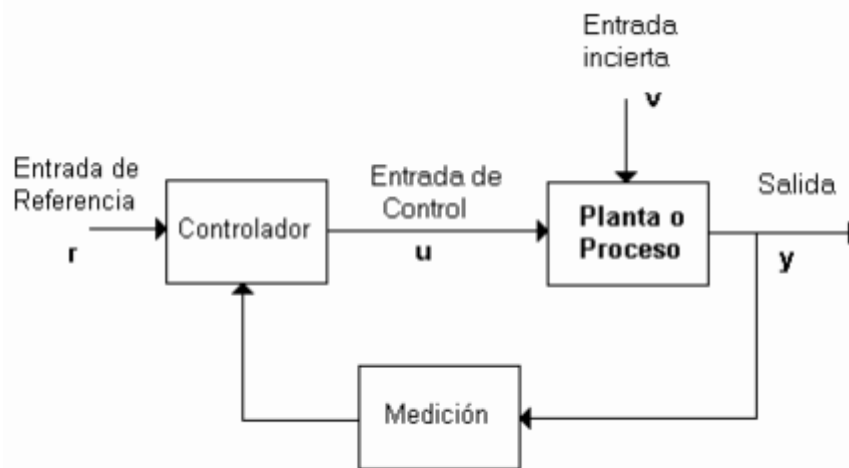


Figura 2.3 Esquema de un Sistema Retroalimentado de Control.

El problema de control se restringe, una vez que ha sido seleccionado el mejor sistema de medición y que también es representado mediante ecuaciones, al diseño de controlador que busca determinar la relación funcional más adecuada para generar la entrada de control de manera que el modelo del sistema, sujeto a entradas de comando, entrada de referencia y posiblemente entradas inciertas, genere una respuesta del estado $x(t)$ o una respuesta en la señal de salida $y(t)$ con propiedades específicas o comportamientos aceptables, dicho comportamiento tiene que ver con las especificaciones de diseño que se puedan establecer para el sistema de control.

En algunas aplicaciones el controlador puede generar la misma señal de comando (entrada de referencia como se ilustra en la fig. 2.3), $u = r(t)$. La señal de comando es una señal externa al controlador y es, como su nombre lo expresa, la señal que comandará al sistema de control; esta función de comando $r(t)$ debe ser conocida para propósito de diseño. En otras aplicaciones el controlador podrá ser una función de la señal de comando y también del tiempo, $u = u[u(r(t), t)]$.

Estos dos tipos de relaciones funcionales para el controlador corresponden a los sistemas denominados de lazo abierto que no se esquematizan aquí. La relación de funcional para el controlador puede ser una función de la entrada de comando y de la salida del sistema $u = u[r(t), y]$. A este tipo de sistema se le conoce como control de lazo cerrado o control retroalimentado. En este esquema, la entrada incierta o de perturbación generalmente es desconocida e independiente del controlador.

Los esquemas de control retroalimentados se pueden clasificar en dos. Aquellos que retroalimentan propiamente la señal de salida, y la otra es retroalimentar el estado, mejor conocido como

retroalimentar de las variables de estado, cuya función se expresa $u = u [r(t), x]$. Al usar estos esquemas de retroalimentación de las variables de estado, se pueden obtener dos formas de hacerlo, una denominada directa en donde las variables de estado se retroalimentan directamente al controlador y cuyo diagrama a bloques se muestra en la figura 2.4. Es indispensable en este esquema que se retroalimenten todas las variables de estado.

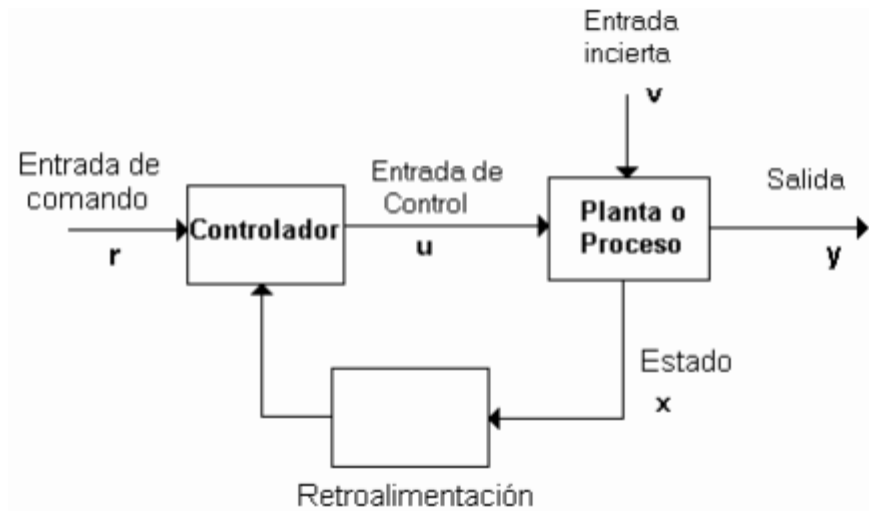


Figura 2.4 Retroalimentación Directa de Estado.

Para el caso en que no se pueda tener acceso a los estados del sistema y solo se tenga un conjunto de variables de salida, entonces se usa el esquema de la figura 2.5.

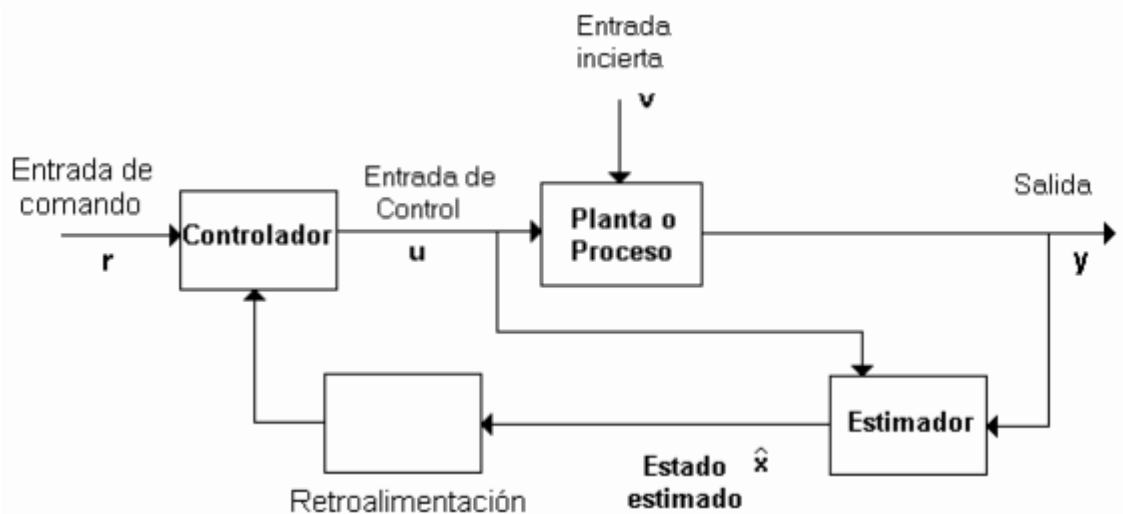


Figura 2.5 Retroalimentación de Estado usando un Estimador.

Para poder aplicar este esquema es necesario diseñar un elemento denominado estimador un observador es un sistema alimentado por las salidas y entradas disponibles de un sistema original con objeto de reconstruir el vector de estado de ese sistema.

2.2 Controlador PID.

El controlador PID, de lejos, es el algoritmo de control más común. Améstegui Moreno (2001). Numerosos lazos control utilizan este algoritmo, que puede ser implementado de diferentes maneras: como controlador stand-alone, como parte de un paquete de control digital directo o como parte de un sistema de control distribuido. Su estudio puede ser abordado desde múltiples puntos de vista. Puede ser tratado como un dispositivo que puede ser operado utilizando unas cuantas reglas prácticas, pero también puede ser estudiado analíticamente.

2.2.1 Control PD.

El controlador PD colocado en compensación en serie con la planta del sistema, añade un cero simple en $S = -K_p/K_d$ tanto a la función de transferencia de la trayectoria directa ($G(S)$), como a la función de transferencia del sistema de lazo cerrado. No agrega polos por lo tanto no afecta ni el tipo ni el orden del sistema.

La porción o parte derivativa del controlador, no provee ninguna acción correctora al proceso y el controlador adopta una actitud pasiva. Por esto se dice que el efecto del controlador tiene una gran y rápida acción inicial, seguida de un eventual decaimiento a cero de la acción de control proporcional a la derivada del error, si el controlador agrega un cero, aumenta el ancho de banda del sistema.

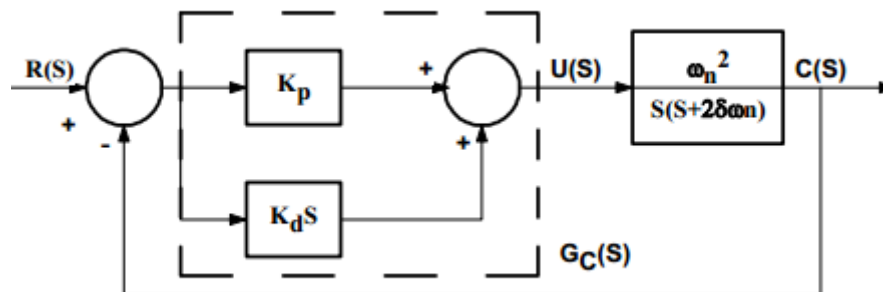


Figura 2.6 Controlador PD

Su representación matemática:

$$u(t) = K_p e(t) + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (2-4)$$

$$\frac{U(S)}{E(S)} = K_p + K_d S = K_p \left(1 + \frac{K_d}{K_p} S\right) \quad (2-5)$$

2.2.2 Control PI.

El controlador PI produce una señal que es una parte proporcional a la integral del error y otra parte proporcional al error.

Agrega un polo en el origen de función de transferencia de trayectoria directa $G(S)$, por lo tanto aumenta el orden del sistema, agregando un polo finito a la función de transferencia de lazo cerrado.

Al agregar un polo y reducir el ancho de banda, deja pasar señales de menor frecuencia a la salida del sistema haciendo que la resulta sea más lenta, aumentando el tiempo de levantamiento y el tiempo de establecimiento.

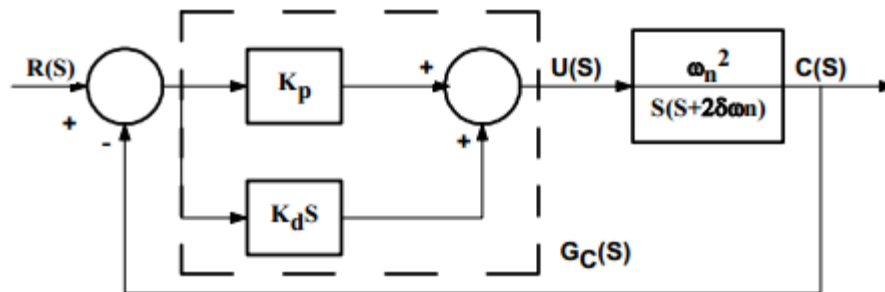


Figura 2.7 Controlador PI

Su representación matemática:

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int e(t) dt \quad (2-6)$$

$$\frac{U(S)}{E(S)} = K_p + \frac{K_i}{S} = K_p \left(1 + \frac{K_i}{K_p S}\right) = \frac{K_p S + K_i}{S} \quad (2-7)$$

2.2.3 Control PID.

Agrega un polo en el origen a la función de transferencia de lazo abierto, aumentando el tipo, por lo tanto aumenta el orden del sistema, agregando un polo finito a la función de trayectoria directa $G(S)$ y a la función de transferencia de lazo.

El polo en el origen reduce el error e inestabiliza, mientras que con los dos ceros que dependen de la relación K_p/K_i y K_d/K_i , es posible mejorar la respuesta con la parte derivativa y da más exactitud con la parte integral.

Este sistema combina todas las ventajas de los controladores P, D, I. Aumenta la estabilidad con la parte derivativa y proporcional la rapidez de respuesta con la parte derivativa y da más exactitud con la parte integral.

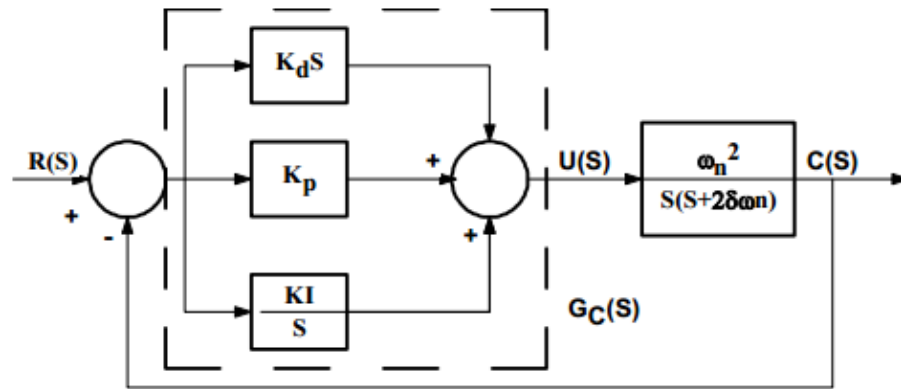


Figura 2.8 Contralador PID

Su representación matemática:

$$u(t) = K_p e(t) + K_d \frac{de(t)}{dt} + K_i \int e(t) dt \quad (2-8)$$

$$\frac{U(S)}{E(S)} = K_p + K_d S + \frac{K_i}{S} = \frac{K_d S^2 + K_p S + K_i}{S} = \frac{K_i \left(\frac{K_d}{K_i} S^2 + \frac{K_p}{K_i} S + 1 \right)}{S} \quad (2-9)$$

2.2.4 Control PD Modificado.

La parte derivativa de la acción de control de control es tomada desde la salida y no desde la señal de error, eso tiene la ventaja que la derivada de la señal de respuesta no es tan brusca como la derivada de la señal de error, la cual varía muy bruscamente en el instante de producirse el cambio escalo. Esto trae como ventaja que no se produciría el efecto derivativo brusco que producía un PD convencional ante las variaciones repentinas.

La función de transferencia de la Lazo cerrado es:

$$F.T.L.C = \frac{K_p \omega_n^2}{S^2 + (2\delta \omega_n + k_d \omega_n^2) S + K_p \omega_n^2}. \quad (2-10)$$

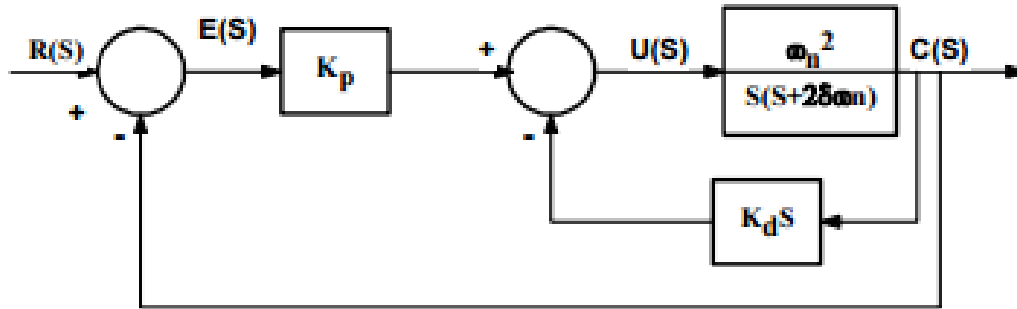


Figura 2.9 Controlador PD Modificado.

2.2.5 Control PID Modificado.

La función de transferencia de lazo cerrado solo tiene un cero ubicado en $S = K_i / K_p$ que no depende de K_d , por lo tanto se puede aumentar K_d sin correr el riesgo de correr la posición del cero hacia el origen, porque el cero que agrega el controlador no depende de K_d y no se produce sobre impulsos elevados a causa de aumentar K_d .

Con el integrador puro aumento, se puede hacer cero el error de estado estacionario, esta es la principal diferencia entre un PD modificado y un PID modificado.

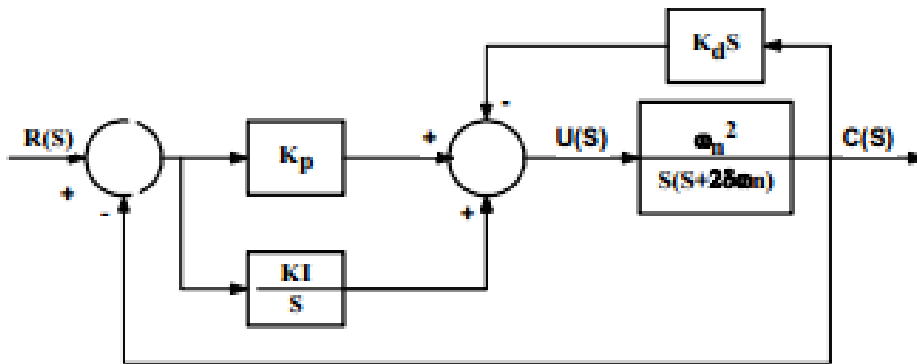


Figura 2.10 PID Modificado.

2.3 Control por Ancho de Pulsos (PWM).

El modulador por ancho de pulsos, González Longat (2004) “pulse width modulator (PWM)”, permite obtener información de las armónicas que están presentes sobre una señal eléctrica. La modulación PWM se aplica implantando circuitos electrónicos que analizan el comportamiento de señales en sistemas de comunicaciones y procesos de automatización. Las técnicas de modulación digital con circuitos de control que incluyen el lazo de retroalimentación, se enfocan en obtener el comportamiento a partir de modelos matemáticos, de ahí surgen modelos de sistemas y señales

moduladas. Entre las múltiples aplicaciones que utilizan la modulación (PWM) están los convertidores conmutados, además, resulta útil para realizar control de potencia, control de la amplitud de señales, para hacer una conversión DC-DC y para efectuar conversiones de señal digital a analógica y de analógica a digital.

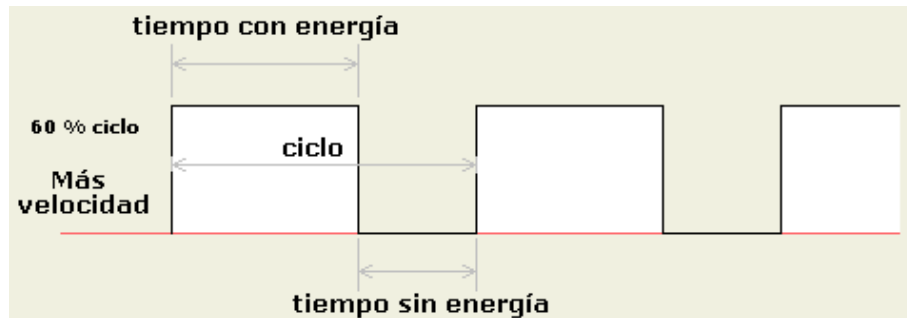


Figura 2.11 Onda Cuadrada en 60 % del Ciclo.

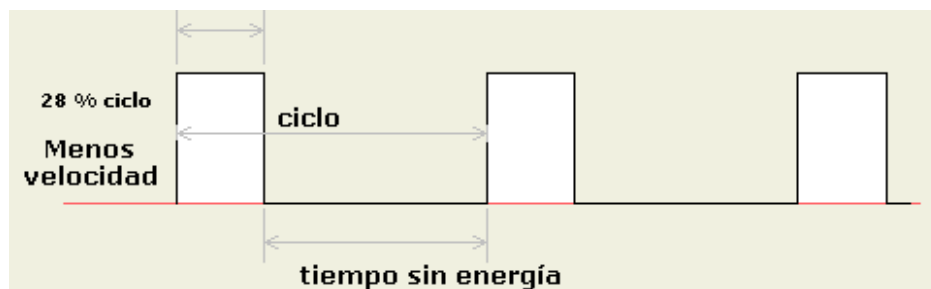


Figura 2.11 Onda cuadrada en 28 % del Ciclo.

2.4 Actuadores

Se denominan actuadores a aquellos elementos que pueden provocar un efecto sobre un proceso automatizado.

Los actuadores son dispositivos capaces de generar una fuerza a partir de líquidos, de energía eléctrica y gaseosa. Para cada tipo de carga existe un determinado tipo de actuador el cual habrá que seleccionar correspondientemente para el correcto funcionamiento del sistema según la energía que utilizan pueden ser:

- Hidráulicos
- Neumáticos
- Eléctricos

El sistema que se desea desarrollar es un sistema totalmente eléctrico, por tal manera escogeremos los actuadores eléctricos, para ello es necesario conocer sus características.

2.4.1 Actuadores Eléctricos.

Es un actuador que transforma señales eléctricas en movimientos mecánicos, entre sus características, solo se alimentan de energía eléctrica, se necesitan de cables para transmitir las señales, haciéndolos muy versátiles y no hay restricciones de distancia entre la fuente de poder y por último el actuador transforma señales eléctricas en movimientos mecánicos.

Están dotados de ventajas como: precisión, fiabilidad, fácil control, sencillez en la instalación y silenciosos con su única desventaja es que ofrecen una potencia limitada.

Dentro de los actuadores eléctricos pueden distinguirse tres tipos diferentes:

- Motores de Corriente Continua (DC) Servomotores.
- Motores pasó a pasó.
- Motores de Corriente Alterna (AC)

Estos son un tipo especial de motor de c.c. aunque en la actualidad también se encuentran en c.a.

Dichos actuadores se caracterizan por su capacidad para posicionarse de forma inmediata en cualquier posición dentro de su intervalo de operación. Para ello el servomotor espera un tren de pulsos que se corresponde con el movimiento a realizar.

El resultado es un servo de posición con un margen de operación de 180° aproximadamente.

Están generalmente formados por: Amplificador, un motor y un sistema reductor por ruedas dentadas (engranes) y un circuito de retroalimentación, dicha retroalimentación viene implícita en sus características un sistema de control de tipo PID, es por esa simple razón que este tipo de actuador brinda un ángulo totalmente definido, pero que se debe dimensionar de forma única en su programación, todo esto en una misma dimensión.

2.5 Sistema de Adquisición de Datos de un Acelerómetro Analógico.

Los sistemas de adquisición de datos tienen como objetivo obtener señales analógicas o digitales ya sea de sensores transductores u otros circuitos, estas señales son convenientemente procesarlas para obtener los datos del ordenador el cual por medio de una interfaz grafica implícita, despliegue los datos de tal manera que sea de uso para el usuario. Este proceso se podría considerar como una re-

analogización puesto que los datos son desplegados de una forma visible y en algunos casos audibles.

Al igual que un ordenador convencional un sistema de adquisición de datos se compone de un hardware y un software.

2.5.1 Acelerómetro

Al paso del tiempo surgen nuevas variables por las cuales es necesario medir; en un momento dado en la investigación acerca de sensores que se encargan de medir la velocidad, se dio el paso a medir diferencia de velocidades, por lo tanto estamos hablando de módulos dirigidos a medir la aceleración en un cuerpo dado. Las aplicaciones de estos sensores son el análisis de vibraciones, la navegación inercial y la detección de ángulos e inclinaciones.

Existen cuatro tipos de aceleración las cuales se conceptualizan para un mejor entendimiento de estos dispositivos:

- Aceleración lineal – Un coche acelerando desde un punto de parada.
- Aceleración rotacional – La aceleración de un péndulo cuando se balancea.
- Aceleración centrífuga – La aceleración que causa un reloj colocado sobre una lavadora.
- Aceleración gravitacional – La aceleración que cause que todos los objetos caigan a la tierra a igual velocidad.

Además de esto un dispositivo como lo es el acelerómetro puede servir para comprender los mecanismos de un sistema dado tomando diferentes medidas, como:

- Aceleración, aceleración angular.
 - Velocidad.
 - Posición.
 - RPM o Velocidad Angular.
 - Frecuencia.
 - Ángulo.
 - Energía de impulso.
 - Fuerza.
-

Varios de estos dispositivos son utilizados para medir vibraciones y oscilaciones en máquinas e instalaciones.

Además este dispositivo junto con los circuitos eléctricos asociados se puede usar para la medida de velocidad, desplazamiento y obtener la determinación de formas de onda y frecuencia.

Una de las ventajas principales de este tipo de transductor es que se puede hacer tan pequeño que su influencia sea despreciable sobre el dispositivo vibrador, o sobre dispositivos mecánicos en los que sea implantado.

Los acelerómetros también permiten medir la aceleración en una, dos o tres dimensiones, esto es, en tres direcciones del espacio (X, Y, Z). Esta característica permite medir la inclinación de un cuerpo, puesto que es posible determinar con el acelerómetro la componente de la aceleración provocada por la gravedad que actúa sobre el cuerpo.

2.6 Microcontroladores.

Un microcontrolador es un dispositivo electrónico capaz de llevar a cabo procesos lógicos, Paul Aguayo et al (2004). Estos procesos o acciones son programados en lenguaje ensamblador por el usuario y son introducidos en este a través de un programador. Esto suena un poco complicado, pero sólo es un resumen. Ya que hoy en día estos dispositivos señalados nos permiten reducir un sinnúmero de elementos electrónicos y cálculos matemáticos, ya que junto con microprocesadores que realizan esas funciones, será posible obtener un diseño electrónico más pequeño. En el microcontrolador es necesario aplicar las reglas necesarias para obtener un lenguaje poco complicado pero la función a cumplir será sencilla.

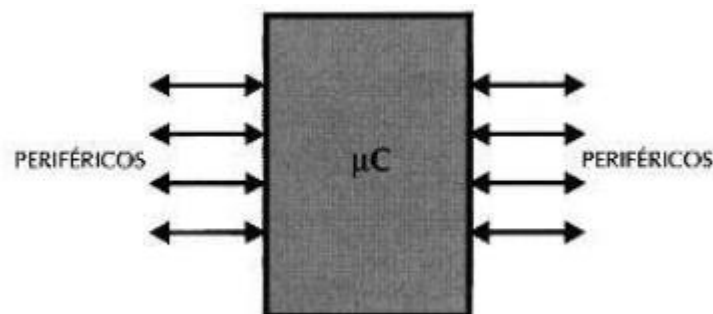


Figura 2.12 Microcontrolador.

EL microcontrolador es un sistema cerrado y todas las partes del procesador están contenidas en su interior y solo salen al exterior las líneas que gobiernan los periféricos como se observa en la fig. 2.12.

2.7 Sensores de Presión.

En los sensores electrónicos en general, la presión actúa sobre una membrana elástica E. Aldrete (2000), midiéndose la flexión. Para detectarla pueden aprovecharse diversos principios físicos, tales como inductivos, capacitivos, piezorresistivos, ópticos, monolíticos (con módulos electrónicos extremadamente pequeños, totalmente unidos) u óhmicos (mediante cintas extensométricas).

En los sensores de presión con elemento por efecto Hall, un imán permanente pequeño (que está unido a una membrana) provoca un cambio del potencial Hall. El sensor de presión piezorresistivo tiene un elemento de medición en forma de placa con resistencias obtenidas por difusión o implantación de iones. Si estas placas se someten a una carga, cambia su resistencia eléctrica. Lo mismo se aplica en el caso de los sensores de presión monolíticos, obtenidos mediante la cauterización gradual de silicio.

En la industria hay un amplio rango de sensores de presión, la mayoría orientados a medir la presión de un fluido sobre una membrana. En robótica puede ser necesario realizar mediciones sobre fluidos hidráulicos (por dar un ejemplo), aunque es más probable que los medidores de presión disponibles resulten útiles como sensores de fuerza (el esfuerzo que realiza una parte mecánica, como por ejemplo un brazo robótico), con la debida adaptación.

2.8 Biomecánica.

La biomecánica es la rama de la física, la cual se encarga de estudiar la acción de las fuerza sobre un cuerpo.

El cuerpo humano es una maquina altamente sofisticada compuesta de una variedad de máquinas. Tanto cuerpo como los objetos, los implementos deportivos que emplea, deben seguir las leyes convencionales de la física. El estudio detallado de estas leyes y su aplicación a los seres vivos (particularmente al ser humano) se conoce como biomecánica o cinesiología biomecánica. El campo de la mecánica puede subdividirse en la estática, la cual considera las estructuras y cuerpos rígidos en un estado inmóvil y la dinámica, que estudia el cuerpo o sus segmentos y los implementos en un

estado móvil. La dinámica, se subdivide en cinemática y cinética. La cinemática se refiere a la descripción de los movimientos, tales como el desplazamiento, velocidad y aceleración, independientemente de las fuerzas que actúan sobre el organismo humano o de los implementos que se emplean para los deportes. Por otro lado, la cinética estudia las causas que provocan el movimiento del cuerpo/objetos, incluyendo los conceptos de masa, fuerza y energía.

En ciencias ortopédicas su importancia en el desarrollo y diseño tanto de remplazos articulares como de medios de fijación de osteosíntesis tomando en cuenta las propiedades mecánicas, cinéticas y cinemáticas de los organismos, como también sus características morfo-funcionales San Juan Cerveró et al (2005)

En síntesis la mecánica es una de las ramas de la física que se ocupa de comprender y analizar los cambios de posición de los cuerpos en función del tiempo; un cuerpo puede estar en movimiento o en reposo. Estas dos características definen el momento de estado de un cuerpo y que logra cambiar o transformarse en un cierto periodo, la mecánica se subdivide en estática y Dinámica Miralles Marrero, (2005)

2.9 Análisis de Marcha.

En su libro biomecánica de la marcha humana normal y patológica, el Dr. Pedro Vera Luna del Instituto de Biomecánica de Valencia describe la locomoción humana normal como “una serie de movimientos alterantes, rítmicos, de las extremidades u de tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad” Nordin, M et al (2002).

En su estudio, el ciclo de la marcha comienza cuando un pie; a la distancia entre dos puntos de contacto con el suelo se le llama un paso completo.

También divide el ciclo de la marcha en dos principales componentes: la fase de apoyo y la fase de balanceo figura 2.13 Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y después está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

Estas dos fases se van alternando de una pierna a la otra durante la marcha. En un paso completo, el apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo.

El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente. La diferencia entre correr y caminar es la ausencia de un periodo de doble apoyo.

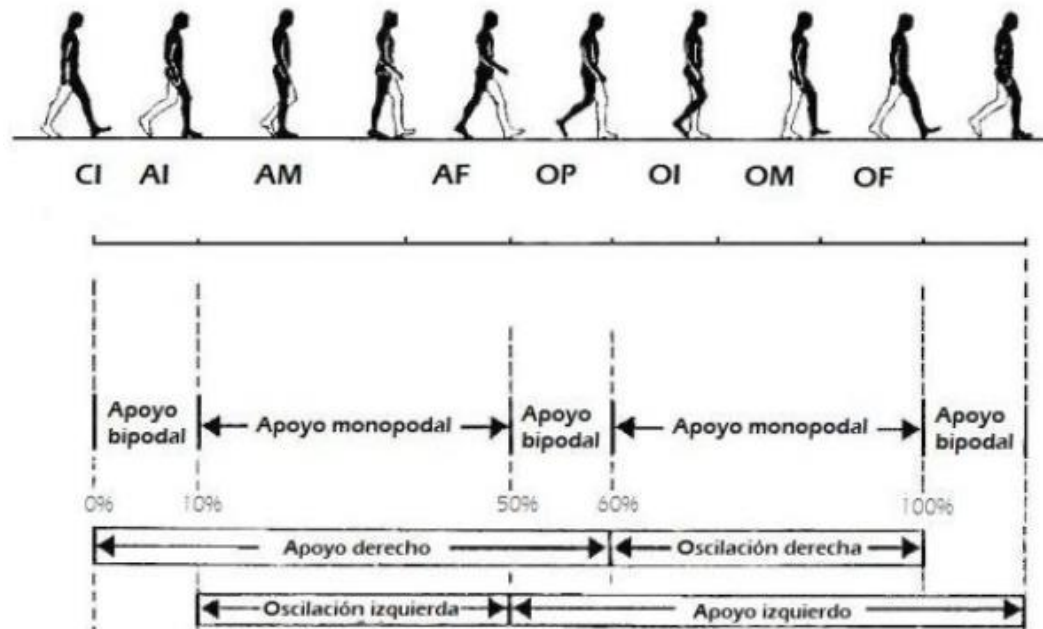


Figura 2.13 Representación de las principales fases en el ciclo de la marcha.

Para facilitar el estudio de la marcha, el libro divide la fase de apoyo y la fase de oscilación en grupos de intervalos Nordin M (2002).

La fase de apoyo está dividida en cinco intervalos

- Contacto inicial; Instante en que el talón toca el suelo.
- Apoyo Inicial; Contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- Apoyo Medio, Momento en que el trocánter mayor se encuentra alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde el plano sagital.
- Apoyo Final; Instante en el que el talón se eleva del suelo.
- Oscilación Previa; Momento en el que los dedos se elevan del suelo.

La fase de Oscilación se divide en tres intervalos:

- Oscilación inicial y/o Aceleración; Se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan el suelo.
- Oscilación Media; La pierna en movimiento rebasa a la pierna de apoyo como un péndulo.
- Oscilación Final y/o Desaceleración; La pierna desacelera al acercarse al final del intervalo.

Es importante conocer y saber en que posición se encuentra la pierna en cada una de las fases del ciclo de la marcha, de esta manera se tiene una idea general para corroborar con la maqueta, fig. 2.5

- Fase de apoyo: 60% del ciclo.
- Fase de balanceo: 40% del ciclo.
- Doble apoyo: 20% del ciclo.

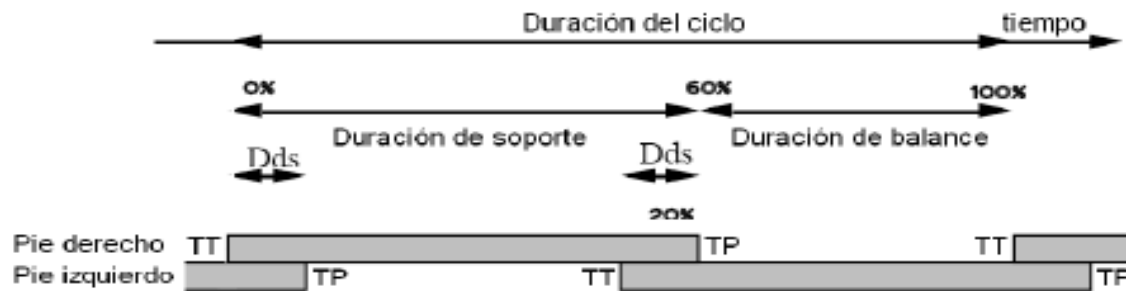


Figura 2.14 Estructura Temporal del Ciclo de la Marcha.

2.9.1 Análisis Cinemático de la Marcha en el Plano Sagital.

Se pretende que el mecanismo policéntrico sea capaz de recrear todos los movimientos generados en la marcha humana normal. Para esto es necesario conocer a fondo que es lo que pasa con cada uno de los segmentos de la pierna al caminar.

En su libro Biomecánica de la marcha humana norma y patológica, el Dr. Pedro Vera Luna (1999) presenta un análisis cinemático muy complejo de la marcha humana normal “El análisis cinemático describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha.”



Figura 2.15 Plano Sagital de Cuerpo Humano Dr. Pedro Vera Luna (1999).

El análisis está dividido en tres intervalos, (Contacto Inicial, Apoyo Medio y Oscilación) en los cuales se describe cómo actúan la rodilla y la cadera en plano sagital fig. 2.15 para cada una de las fases.

➤ Contacto Inicial

Movimiento de las articulaciones en plano sagital entre el contacto del talón con el suelo y el punto de apoyo medio.

A. La Rodilla.

Tabla 2.1 Contacto Inicial Rodilla

Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla se encuentra en completa extensión.
Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La articulación de la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo.
Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.
En el apoyo medio.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.

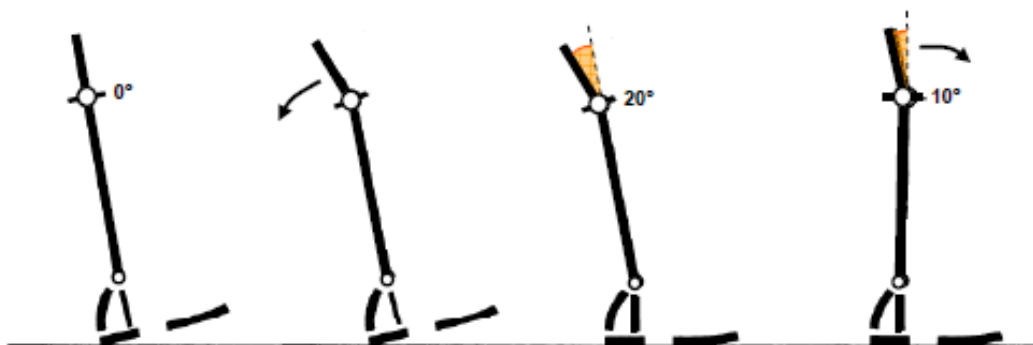


Figura 2.16 Estudio Cinemático de la Rodilla en el Contacto Inicial de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).

B. La Cadera

Tabla 2.2 Contacto Inicial Cadera

Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La cadera está aproximadamente a 30° de flexión.
Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la cadera comienza a extenderse.
En la posición del pie plano en el suelo.	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20°.
Entre el pie plano y el apoyo medio.	La articulación de la cadera se mueve a su posición neutral (0°).

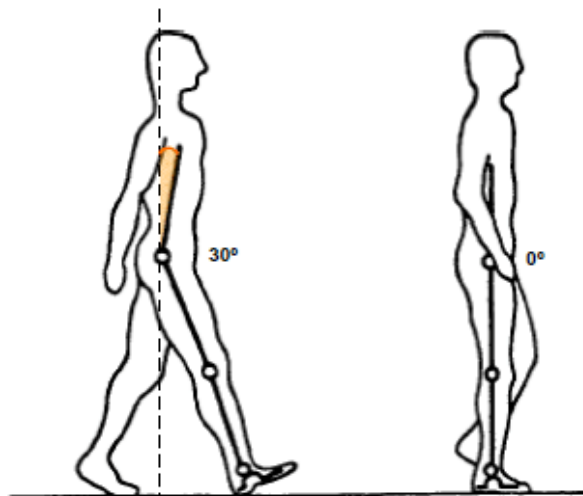


Figura 2.17 Estudio Cinemático de la Cadera en Contacto Inicial de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).

➤ Apoyo Medio

Movimiento de las articulaciones en el plano sagital entre el apoyo medio y despegue del pie del suelo.

A La Rodilla.

Tabla 2.3 Apoyo Medio La Rodilla

En el apoyo medio.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.
Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo.	La rodilla está a 4° de la extensión completa.
Entre el despegue del talón y el de los dedos.	La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión.



Figura 2.18 Estudio Cinemático de la Rodilla en el Apoyo Medio de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).

B La Cadera.

Tabla 2.4 Apoyo Medio LA Cadera

En el apoyo medio.	La articulación de la cadera se encuentra en posición neutra (0°) y comienza a moverse hacia la extensión.
Inmediatamente después del despegue del talón.	La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20° .
En el momento de despegue de los dedos del suelo.	La cadera está cerca de una posición neutral y se mueve en dirección de la flexión.

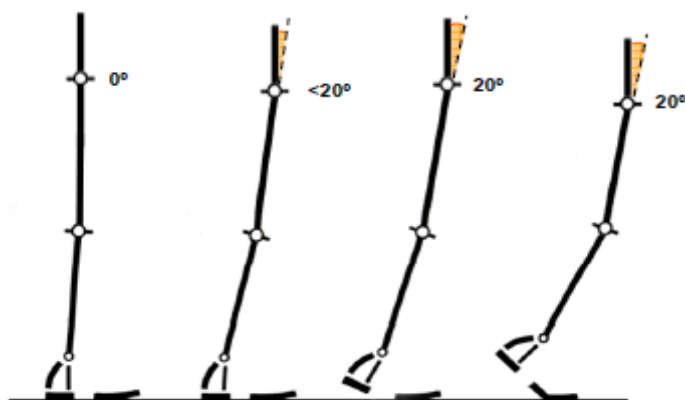


Figura 2.19 Estudio Cinemático de la Rodilla en el Apoyo Medio de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).

➤ Oscilación

Describe el movimiento de las articulaciones en plano sagital en la etapa de oscilación.

A La Rodilla

Tabla 2.5 Oscilación Rodilla

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

B La Cadera

Tabla 2.6 Oscilación Cadera

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

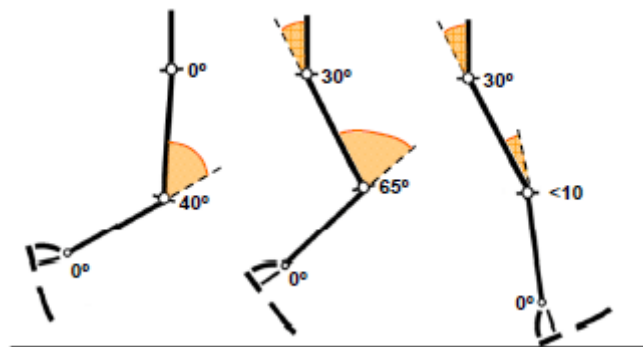


Figura 2.20 Estudio Cinemático de las Articulaciones en la Oscilación de la Marcha Dr. Pedro Vera Luna (1999).

2.10 Articulación de la Rodilla y su Mecánica Articular.

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano; en ella se unen 3 huesos: el extremo inferior del fémur, el extremo superior de la tibia y la rótula (aumenta el brazo de palanca del aparato extensor de la rodilla). Constituye una articulación de suma importancia para la marcha y la carrera, que soporta todo el peso del cuerpo en el despegue y la recepción de saltos. Latrajet, M et al (1996), Buford, WL et al (1997), Kuitinen,S et al (2002).

Su mecánica articular resulta muy compleja, pues por un lado ha de poseer una gran estabilidad en extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña; pero al

mismo tiempo debe estar dotada de la movilidad necesaria para la marcha y la carrera y para orientar eficazmente al pie en relación con las irregularidades del terreno. Redfern (2001), Nordin, M (2003). Actualmente, además de los trabajos donde se utilizan técnicas de disección en cadáveres y radiografías, se investiga a través de resonancia magnética nuclear, fotografiada en distintos ángulos durante sus movimientos. Su estudio está condicionado por la alta incidencia de traumatismos y enfermedades osteodegenerativas que la afectan.

La presente revisión se basa en los aspectos referentes a los movimientos que ejecuta y los factores que los limitan, además de los elementos que contribuyen a su estabilidad.

La rodilla se clasifica como biaxial y condílea, en la cual una superficie cóncava se desliza sobre otra convexa alrededor de 2 ejes. Como superficies articulares presenta cóndilos del fémur, superficie rotuliana del fémur, carilla articular de la rótula y meniscos femorales (estructuras cartilaginosas que actúan como cojinetes, amortiguando el choque entre el fémur y la tibia).Prives, M et al (1989).

La cápsula articular es grande y laxa, y se une a los meniscos. Por otro lado, conviene destacar que otros anatomistas sostienen que la articulación de la rodilla está compuesta, desde el punto de vista morfológico, por la yuxtaposición de dos articulaciones secundarias: la femorrotuliana (que es troclear) y la femorotibial (que es condílea con meniscos interpuestos); Díez MA (1998,) la primera de las cuales constituye una articulación por deslizamiento; protege por delante el conjunto articular y; elevando al mismo tiempo al músculo cuádriceps, permite que las tracciones de este sobre la tibia tengan lugar con un cierto ángulo de inclinación y no en sentido paralelo, pues así aumenta su poder de tracción. Bordor, M (2001).

Con respecto a la articulación femorotibial puede decirse que el menisco articular la divide en 2 cámaras: la proximal o superior, que corresponde a la articulación femoromeniscal, responsable de los movimientos de flexión y extensión de la pierna; y la distal o inferior, que corresponde a la articulación meniscotibial y permite los movimientos de rotación de la pierna.

La rodilla humana está construida normalmente con un cierto grado de valgismo. Ello significa que estando extendido el miembro inferior, los ejes del fémur y de la tibia no se continúan en línea

recta, sino que forman un ángulo obtuso abierto hacia afuera (ángulo femorotibial). Guiraldes, H et al (2012)

2.10.1 Movimientos de Flexión y Extensión.

Se realizan alrededor de un eje frontal, bicondíleo, que pasa los epicóndilos femorales.

La cara posterior de la pierna se aproxima a la cara posterior del muslo en el curso de la flexión, pero sucede lo contrario durante el movimiento de extensión.

A partir de la posición 0° (posición de reposo: cuando el muslo y la pierna se prolongan entre sí en línea recta, formando casi un ángulo de 180°), la flexión de la pierna alcanza por término medio 130° ; pero el límite máximo de la amplitud de ese movimiento no es este, pues tomando el pie con una mano puede ampliarse.

La flexo extensión de la rodilla resulta de la suma de 2 movimientos parciales que ejecutan los cóndilos femorales: un movimiento de rodado, similar al que realizan las ruedas de un vehículo sobre el suelo y un movimiento de deslizamiento de aquellos sobre las cavidades glenoideas; este último de mayor amplitud que el primero.

El movimiento de rotación o rodado tiene lugar en la cámara femoromeniscal; y la fase de deslizamiento, en la meniscotibial. Sadeghi, H. (2002).

En los movimientos de flexión extensión, la rótula se desplaza en un plano sagital. A partir de su posición de extensión, retrocede y se desplaza a lo largo de un arco de circunferencia, cuyo centro está situado a nivel de la tuberosidad anterior de la tibia y cuyo radio es igual a la longitud del ligamento rotulando. Al mismo tiempo, se inclina alrededor de 35° sobre sí misma, de tal manera que su cara posterior, que miraba hacia atrás, en la flexión máxima está orientada hacia atrás y abajo; por tanto, experimenta un movimiento de traslación circunferencial con respecto a la tibia. Sadeghi, H (2002).

Limitantes de la flexión:

- a) Distensión de los músculos extensores (cuádriceps crural)
 - b) Por la masa de los músculos flexores en el hueco poplíteo
 - c) El segmento posterior de los meniscos.
-

Limitantes de la extensión:

- a) Distensión de los músculos flexores
- b) El segmento anterior de ambos meniscos
- c) La distensión de la parte posterior del manguito capsulo ligamentoso
- d) Los 2 ligamentos laterales, que al estar situados por detrás del eje de movimientos, se ponen cada vez más tensos a medida que el movimiento de extensión progresa.

En la fase de postura, la flexión de la rodilla funciona como un amortiguador para ayudar en la aceptación del peso.

La función de los ligamentos cruzados en la limitación de los movimientos angulares de la rodilla varía, según la opinión de los diferentes autores.

2.10.2 Movimientos de Rotación de la Rodilla.

Consisten en la libre rotación de la pierna, o sea, en que tanto la tibia como el peroné giran alrededor del eje longitudinal o vertical de la primera, en sentido externo o interno.

La rodilla puede realizar solamente estos movimientos de rotación cuando se encuentra en posición de semiflexión, pues se producen en la cámara distal de la articulación y consisten en un movimiento rotatorio de las tuberosidades de la tibia, por debajo del conjunto meniscos-cóndilos femorales.

En la extensión completa de la articulación, los movimientos de rotación no pueden realizarse porque lo impide la gran tensión que adquieren los ligamentos laterales y cruzados.

La máxima movilidad rotatoria activa de la pierna se consigue con la rodilla en semiflexión de 90°.

La rotación externa es siempre más amplia que la interna (4 veces mayor, aproximadamente).
Prives, M. (1989)

En la rotación interna, el fémur gira en rotación externa con respecto a la tibia y arrastra la rótula hacia afuera: el ligamento rotuliano se hace oblicuo hacia abajo y adentro. En la rotación externa sucede lo contrario: el fémur lleva la rótula hacia adentro, de manera que el ligamento rotuliano

queda oblicuo hacia abajo y afuera, pero más oblicuo hacia fuera que en posición de rotación indiferente. Buford, WL (2001).

La capacidad de rotación de la articulación de la rodilla confiere a la marcha humana mayor poder de adaptación a las desigualdades del terreno y, por consiguiente, mayor seguridad. Los movimientos de rotación desempeñan también una función importante en la flexión de las rodillas, cuando se pasa de la posición de pie a la de cuclillas. La capacidad de rotación de la rodilla permite otros muchos movimientos, por ejemplo: cambiar la dirección de la marcha, girar sobre sí mismo, trepar por el tronco de un árbol y tomar objetos entre las plantas de los pies.

Por último, existe una rotación axial llamada "automática", porque va unida a los movimientos de flexo extensión de manera involuntaria e inevitable. Cuando la rodilla se extiende, el pie se mueve en rotación externa; a la inversa, al flexionar la rodilla, la pierna gira en rotación interna.

En los movimientos de rotación axial, los desplazamientos de la rótula en relación con la tibia tienen lugar en un plano frontal; en posición de rotación indiferente, la dirección del ligamento rotuliano es ligeramente oblicua hacia abajo y afuera.

Los 2 ligamentos cruzados limitan el movimiento de rotación interna, que aumentan su cruzamiento, y deshacen este último cuando la pierna rota internamente, por lo que no pueden restringir este movimiento de manera alguna. El movimiento de rotación externa es limitado por el ligamento lateral externo, que se tuerce sobre sí mismo, y por el tono del músculo poplíteo.

Al igual que sucede en los movimientos de flexo extensión, los meniscos también se desplazan en el curso de los movimientos rotatorios de la pierna; desplazamientos en los cuales reside la causa de su gran vulnerabilidad.

Las lesiones meniscales solamente se pueden producir, según esto, en el curso de los movimientos articulares, y no cuando la rodilla se encuentra bloqueada en extensión. Combinaciones incoordinadas de los movimientos de rotación (sobre todo la interna), que hundan el menisco en el ángulo condilotibial, punzándole, con los de flexión y extensión, son causantes de tales lesiones meniscales.

Hay autores Redferns, MS et al (2001). Que describen otras 2 clases de movimientos en la rodilla, Kerrigan, DC. et al (1996).

2.10.3 Movimientos de Abducción y Aducción.

Son más conocidos en semiología con el nombre de movimientos de inclinación lateral y corresponden realmente más a un juego mecánico de conjunto, que a una función que posea una utilidad definida. En la posición de extensión, y fuera de todo proceso patológico, son prácticamente inexistentes. Su amplitud es del orden de 2 a 3° y obedecen a uno de los caracteres del cartílago articular, que es el de ser compresible y elástico.

2.10.4 Movimientos de la Rótula.

Generalmente se considera que los movimientos de la rótula no influyen en los de la rodilla. La patela sufre un ascenso en la extensión y desciende en la flexión.

2.10.4.1 Desplazamientos en la Articulación Femorrotuliana.

El movimiento normal de la rótula sobre el fémur durante la flexión es una traslación vertical a lo largo de la garganta de la tróclea y hasta la escotadura intercondílea.

El desplazamiento de la rótula equivale al doble de su longitud (8 cm) y lo efectúa mientras gira en torno a un eje transversal; en efecto, su cara posterior, dirigida directamente hacia atrás en posición de extensión, se orienta hacia arriba cuando la rótula, al final de su recorrido, se aplica en la flexión extrema, debajo de los cóndilos, por lo cual se trata de una traslación circunferencial. Díez, MA et al (1998).

2.10.4.2 Desplazamiento de la Rótula Sobre la Tibia.

Es posible imaginarse la rótula incorporada a la tibia para formar un olécranon como en el codo; disposición que al impedir todo movimiento de la rótula en relación con la tibia, limitaría de modo notable su movilidad e inhibiría incluso cualquier movimiento de rotación axial.

La rótula efectúa 2 clases de movimientos con respecto a la tibia, según se considere la flexión-extensión o la rotación axial.

Las fuerzas que actúan sobre la rodilla durante la marcha son: el peso del cuerpo, equilibrado con la fuerza de reacción del suelo y las contracciones de los grupos musculares, que originan un movimiento entre los elementos articulares mediante el desplazamiento de las superficies articulares entre sí, producido por el par de fuerzas generado por el peso del cuerpo y las contracciones musculares. La fuerza resultante que cierra y equilibra al sistema que actúa sobre la articulación, sin producir movimiento, es la fuerza de reacción articular que comprime las superficies articulares entre sí. Kerrigan, CD, et al (2000).

Durante las actividades del miembro inferior se generan fuerzas en la rodilla: una de ellas en la articulación femorrotuliana y otra en la femorotibial, que a su vez puede descomponerse en un componente en el compartimento medial y otro en el lateral. Dichas fuerzas son las causantes del daño progresivo de las superficies articulares, al ir lesionando la estructura del cartílago con sus componentes de compresión, fundamentalmente y de cizallamiento; este último se despreja en los estudios biomecánicos, por ser prácticamente inexistente, debido al bajísimo coeficiente de fricción cartílago-cartílago que obedece, por un lado, a las propiedades viscoelásticas de este y por otro, a la lubricación proporcionada por el líquido sinovial. Prat J Biomecánica (2012).

La articulación femorotibial (FT) posee un movimiento tridimensional y por tanto, 3 componentes de giro: angulación varoalگو (plano frontal, eje anteroposterior), rotación (plano transversal, eje vertical) y flexoextensión (plano sagital, eje transversal). También tiene 3 componentes de desplazamiento: mediolateral, anteroposterior y compresión-separación, de los cuales solo es trascendente el segundo en un mecanismo combinado con el rodamiento de los cóndilos femorales sobre la tibia, guiado por el ligamento cruzado posterior, que predomina en los primeros grados de flexión y el desplazamiento al final de esta.

El desplazamiento mediolateral resulta mínimo, atribuible a la congruencia articular proporcionada por los meniscos y las partes blandas (ligamentos y contracción muscular).

El movimiento de rotación suele ser generalmente automático e involuntario y de un orden de magnitud poco importante (nulo en extensión completa, con máximo de 10 a 90° de flexión); así pues, el movimiento principal es el de flexoextensión. Sadeghi, H. et al (2002).

Conviene señalar que el grado de flexión de la rodilla en un ciclo de marcha, varía a lo largo de dicho ciclo, pero nunca logrará estar completamente extendida.

Este movimiento de flexo extensión funciona como un helicoides y no como una bisagra simple, pues existe una combinación de flexo extensión con rotaciones, debida a la mayor dimensión proximodistal del cóndilo medial respecto al lateral. Díez, MA.et al (1998).

Así mismo, para el movimiento de flexión, el deslizamiento anteroposterior femorotibial aumenta la potencia del aparato extensor hasta en 30 %, al obtener un momento mecánico más favorable.

Por el mecanismo de rotación automática descrito anteriormente sucede el fenómeno conocido como auto atornillamiento, que produce el bloqueo femorotibial en extensión completa y aumenta la estabilidad articular, entre otras situaciones, en el instante del apoyo del talón en la marcha.

Dicho mecanismo tiene lugar mediante la rotación externa progresiva, con la extensión de la rodilla en fase de balanceo, y provoca el bloqueo progresivo en los últimos 15° de extensión. Kerrigan,CD. Et al (2000).

El centro instantáneo de rotación de la articulación FT para la flexo extensión se encuentra, en condiciones normales, en el fémur, aproximadamente en la inserción de los ligamentos colaterales en la perpendicular al punto de contacto y va desplazándose dorsalmente con la flexión, en una línea curva suave de concavidad craneal; tal desplazamiento es explicable, entre otros factores, por el deslizamiento femoral sobre la tibia durante la flexión. A causa de esta variación, los diferentes grupos musculares van variando su momento en un sentido que favorece su funcionalismo.

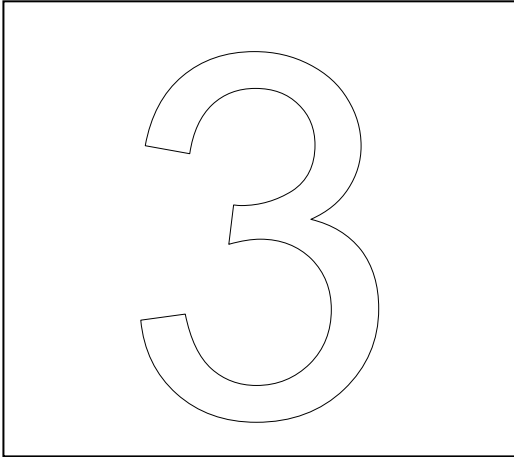
Sumario

La rodilla constituye uno de los elementos más complejos del cuerpo humano, debido a su diseño.

Esencialmente es una articulación dotada de un solo sentido de libertad de movimiento: la flexión–extensión; pero de manera accesoria posee un segundo sentido de libertad: la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la rodilla está flexionada.

Con lo anterior, la rodilla consigue sus 2 objetivos básicos: amplia libertad de movimientos y total estabilidad, sobre todo en extensión completa; posición en la que soporta grandes presiones, debidas al peso del cuerpo y la longitud de los brazos de palanca.

Alcanza una gran movilidad a partir de cierto ángulo de flexión, muy necesaria en la carrera y para orientar óptimamente el pie en relación con las irregularidades del terreno.



DISEÑO DE CONTROL

Se desarrolla el control basado en las diferentes posturas de la rodilla ya que están son las que nos determinaran la efectividad del control tanto en posición como en velocidad.

3 Diseño de Control.

En este capítulo se describe el diseño del control para el mecanismo policéntrico de rodilla, a la par se describen los métodos de solución, se hace una elección de los elementos que se implementaran, para el correcto funcionamiento del desarrollo de control. Se busca brindar en conjunto la estabilidad y movimiento que caracteriza el ciclo de la marcha.

Ya se conoce la cinemática de la rodilla en estas dos etapas, sus variables en todas y cada una de las fases, por lo tanto ya se puede diseñar el sistema de control, el cual se implementara en el mecanismo desarrollado de cuatro barras, obteniendo una reproducción similar a la de la rodilla, tanto en los ángulos que se forman en las diversas fases del ciclo de marcha, como una seguridad extra en la etapa de estabilidad.



Figura 3.1 División del Ciclo de Marcha.

Se dividen la fases con el porcentaje en el ciclo de la marcha.

Tabla 3.1 Subdibicion del ciclo de marcha

Fase de Apoyo	
Fase de contacto inicial (CI)	0-2%
Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI)	0-10%
Fase media del apoyo (AM)	10-30%
Fase final del apoyo (AF)	30-50%
Fase previa a la oscilación (OP)	50-60%
Fase de oscilación	
Fase inicial de la oscilación (OI)	60-73%
Fase media de la oscilación (OM)	73-87%
Fase final de la oscilación (OF)	87-100%

Ya que se obtubieron cada una de ellas, será necesario realizar los calculos para dicho objetivo.

3.1 Cálculos para obtener las variables de Control.

Con ese propósito se necesita realizar un análisis cuantitativo, el cual permitirá conocer las operaciones aritméticas que determinaran nuestras ecuaciones para resolver el problema con los ángulos contrarios, dicho análisis se lleva a cabo para definir el control que se tendrá que desarrollar integrando de forma paralela variables de entrada, que en este caso serán obtenidas de forma y tipo angular, es por eso que necesitaremos realizar una relación entre los ángulos de accionamiento.

Tabla 3.2 Relación de Ángulos con respecto al eje Z, investigación Dr. Pedro Vera.

	CI	AI	AM	AF	OP	OI	OM	OF
Ángulos cadera	30	20	0	-20	-3	0	20	27
Ángulos rodilla	0	0	0	0	-60	-20	-3	0

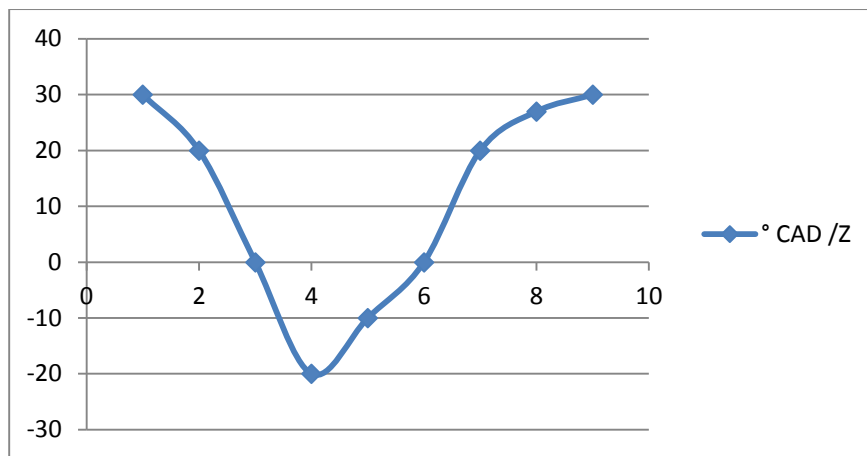


Figura 3.2 Representación Gráfica sobre los anteriores Ángulos de Cadera.

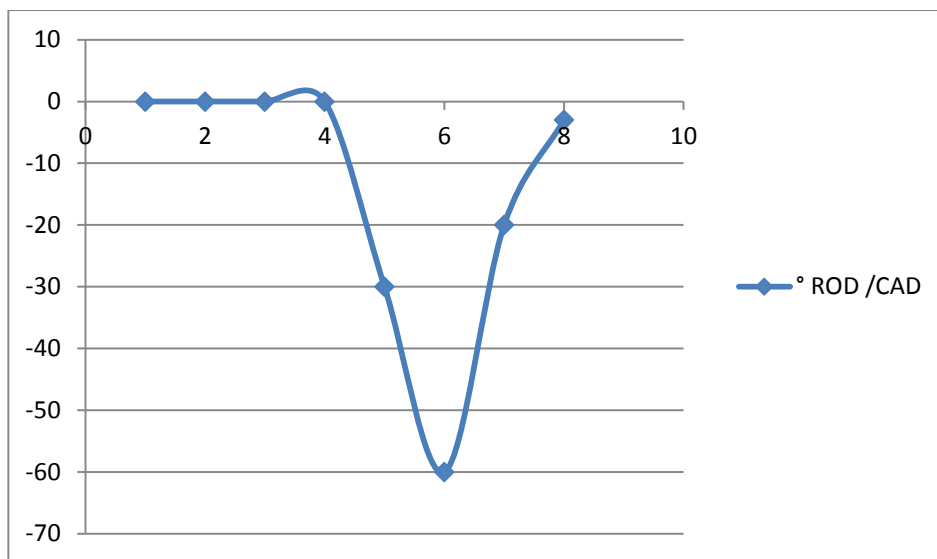


Figura 3.3 Representación Gráfica de los anteriores Ángulos de Rodilla.

Como resultado de los parámetros obtenemos las siguientes ecuaciones características.

$$\theta \text{ Rod. 1} = 0 \quad (\text{Ec.3-1})$$

$$\theta \text{ Rod. 2} = 0 \quad (\text{Ec.3-2})$$

$$\theta \text{ Rod. 3} = 0 \quad (\text{Ec.3-3})$$

$$\theta \text{ Rod. 4} = (-3 * (\theta \text{ Cad} + 30)) + 30 \quad (\text{Ec.3-4})$$

$$\theta \text{ Rod. 5} = (-3 * (\theta \text{ Cad} + 10)) - 30 \quad (\text{Ec.3-5})$$

$$\theta \text{ Rod } 6 = (2 * \theta \text{ Cad}) - 60 \quad (\text{Ec.3-6})$$

$$\theta \text{ Rod. } 7 = (2.43 * (\theta \text{ Cad. } -20)) - 20 \quad (\text{Ec.3-7})$$

$$\theta \text{ Rod. } 8 = \theta \text{ Cad. } - 30 \quad (\text{Ec.3-8})$$

Como se mencionaba anteriormente al resolver estas ecuaciones características de control se obtendrá una salida de forma instantánea por el actuador.

Tabla 3.3 Ecuaciones del Control en Cada una de sus Fases.

Ecuaciones Resultantes Para el Control en Cada Fase		Rango Ángulos	
Ec. 3.1 (CI)	$\theta \text{ Rod. } 1 = 0$	30	20
Ec. 2.2 (AI)	$\theta \text{ Rod. } 2 = 0$	20	0
Ec. 3.3 (AM)	$\theta \text{ Rod. } 3 = 0$	0	-20
Ec. 3.4 (AF)	$\theta \text{ Rod. } 4 = (-3 * (\theta \text{ Cad} + 30)) + 30$	-20	-10
Ec. 3.5 (OP)	$\theta \text{ Rod. } 5 = (-3 * (\theta \text{ Cad} + 10)) - 30$	-10	0
Ec. 3.6 (OI)	$\theta \text{ Rod } 6 = (2 * \theta \text{ Cad}) - 60$	0	20
Ec. 3.7 (OM)	$\theta \text{ Rod. } 7 = (2.43 * (\theta \text{ Cad. } -20)) - 20$	20	27
Ec. 3.8 (OF)	$\theta \text{ Rod. } 8 = \theta \text{ Cad. } - 30$	27	30

3.2 Selección de Elementos a implementar.

Con base a lo anterior y para el desarrollo del control es necesario identificar qué tipo de elementos se van a utilizar para la demostración del control.

Se empieza por seleccionar que tipo de actuador se va a implementar, ya que como se sabe cada tipo de actuador es diferente por lo tanto su configuración también lo es.

Por tal razón en esta trabajo de investigación se va a implementar un Servomotor Marca Delux Hitec® Modelo HS-322HD ®, como se ve en la fig. 3.4 para que el sistema de control sea de forma meramente demostrativa.



Figura 3.4 Servomotor “HS322 HD”

Para accionar y para generar dicha respuesta por parte de este tipo de actuadores y manipular el control implícito (PID), se sabe que necesita de una entrada la cual será obtenida mediante un control por ancho de pulsos (PWM), para generar en su funcionamiento la velocidad necesaria para su pronta respuesta.

Con base a esta información se puede ya manipular el actuador en su posición y velocidad de respuesta, ahora se necesita saber el momento preciso en que va a accionar, por tal motivo necesitamos un dispositivo que realice la adquisición de datos constantes para que efectúe su movimiento en las diferentes posiciones definidas.

Con forme a las características y necesidades se implementara un acelerómetro marca Pololu © Modelo MMA7341L ®, fig. 3.5; (Data Sheet en Anexos), permite conocer la posición determinada en este caso de el muñón del fémur, este es de gran importancia en nuestro trabajo de investigación, porque al conocer dicha posición el control desarrollara la ecuación característica correspondiente y mandara la señal al actuador (servomotor) para que se efectuó el movimiento del mecanismo de manera inmediata, según su configuración.

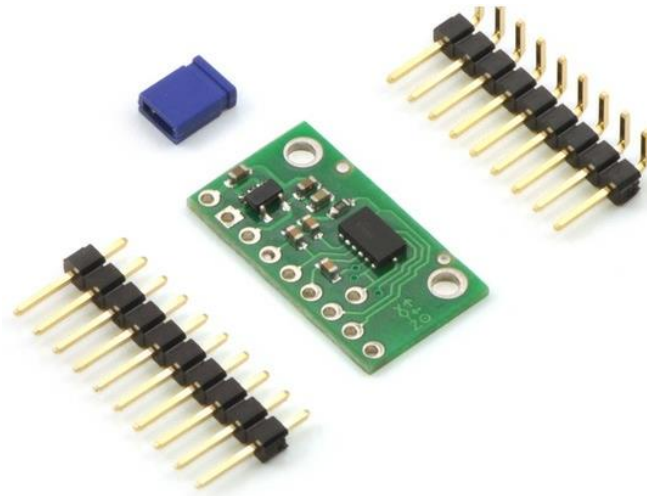


Figura 3.5 Acelerómetro MMA7341L

Se obtienen las gráficas correspondientes a las direcciones en el espacio, de dicho acelerómetro.

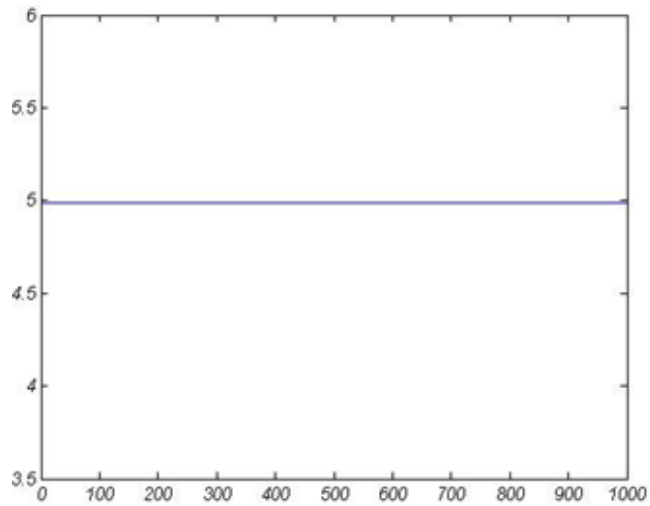


Figura 3.6 Eje X.

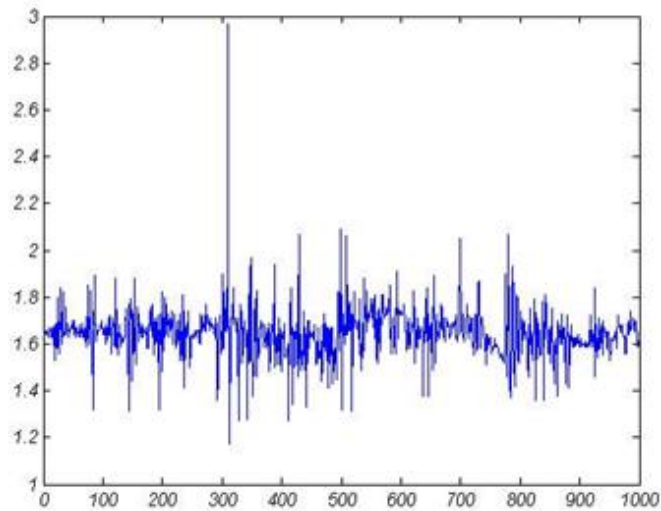


Figura 3.7 Eje Y.

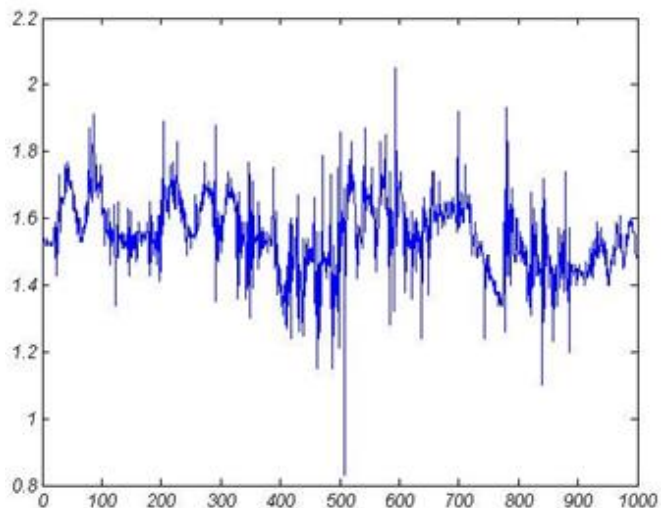


Figura 3.8 Eje Z.

Por último y de igual importancia que los dispositivos anteriores, se implementará un potenciómetro el cual cubrirá perfectamente la función de un sensor de presión, en nuestro trabajo demostrativo, ya que ambos tienen las características para delimitar sus valores de entrada como mínimo y máximo, de esta forma complementará como parte esencial en la etapa de estabilidad, del mecanismo, dicho de otra forma, al llegar a un valor determinado, indicará al sistema de control que tiene una entrada máxima, (cuando la pierna se apoya, lo hace de manera gradual se delimita un punto máximo, mientras la presión ejercida por la gravedad sigue aumentando), en ese instante el mecanismo se verá obligado a realizar de forma gradual la extensión, bloqueando cualquier tipo de flexión, hasta que el sensor indique que no existe presión máxima, este mecanismo implementado de forma protésica,

deberá extenderse a su máxima posición para que la persona con amputación no tenga que hacer un mayor esfuerzo al estar de pie o sin movimiento.

Ya se conoce que dispositivos se van a emplear para que conforme a la posición obtener instrucciones del sistema de control, con las cuales se genere el movimiento en el mecanismo de cuatro barras, ahora se diseñara el control mediante el cual se obtendrán esas instrucciones con la implementación del Microcontrolador.

Existe un indeterminado número de estos dispositivos, pero para la selección de solo uno de ellos, la debemos realizar de manera adecuada que cuente con las características necesarias en nuestro control, para que nos permita un eficiente flujo de datos.

Por tal motivo se seleccionó el PIC16F887 ya que es un producto conocido por de la compañía Microchip®. Dispone de todos los componentes disponibles en la mayoría de los microcontroladores modernos. Por su bajo precio, un rango amplio de aplicaciones, alta calidad y disponibilidad, es una solución perfecta, al aplicarlo como parte del control. Algunas de sus características básicas se enlistan a continuación:

Tabla 3.4 Características del PIC16F887.

Arquitectura RISC	El microcontrolador cuenta con solo 35 instrucciones diferentes. Todas las instrucciones son uni-ciclo excepto por las de ramificación. Frecuencia de operación 0-20 MHz
Oscilador Interno de alta precisión	Calibrad de Fábrica. Rango de frecuencia de 8 MHz a 31 KHz seleccionado por software
Voltaje de la fuente de alimentación de 2.0 V a 5.5 V	Consumo: 220uA (2.0V, 4MHz), 11uA (2.0 V, 32 KHz) 50nA (en modo de espera).
Ahorro de energía en el Modo de suspensión	
Brown-out Reset (BOR) con opción para controlar por software.	35 pines de entrada/salida Alta corriente de fuente y de drenador para manejo de LED Resistencias <i>pull-up</i> programables individualmente por

	software Interrupción al cambiar el estado del pin
Memoria ROM de 8K con tecnología FLASH	El chip se puede re-programar hasta 100.000 veces
Opción de <i>programación serial en el circuito</i>	El chip se puede programar incluso incorporado en el dispositivo destino.
256 bytes de memoria EEPROM	Los datos se pueden grabar más de 1.000.000 veces
368 bytes de memoria RAM	
Convertidor A/D:	14 canales, Resolución de 10 bits
3 temporizadores/contadores independientes	
➤ Temporizador perro guardián	
➤ Módulo comparador analógico con	Dos comparadores analógicos Referencia de voltaje fija (0.6V) Referencia de voltaje programable en el chip
➤ Módulo PWM incorporado	
➤ Módulo USART mejorado	Soporta las comunicaciones seriales RS-485, RS-232 y LIN2.0 Auto detección de baudios
➤ Puerto Serie Síncrono Maestro (MSSP)	Soporta los modos SPI e I2C

3.3 Diseño del Sistema de Control

Se realizará el diseño del control mediante una metodología para obtener el correcto funcionamiento en su implementación de los dispositivos anteriormente descritos y el mecanismo policentrico.

3.3.1 Etapas del Diseño de un Sistema de Control. (Diagrama de flujo).

En esta subsección se describen si existen datos de entrada y salida, así como delimitar los procesos y asignarlos dependiendo sus condiciones a cumplir.

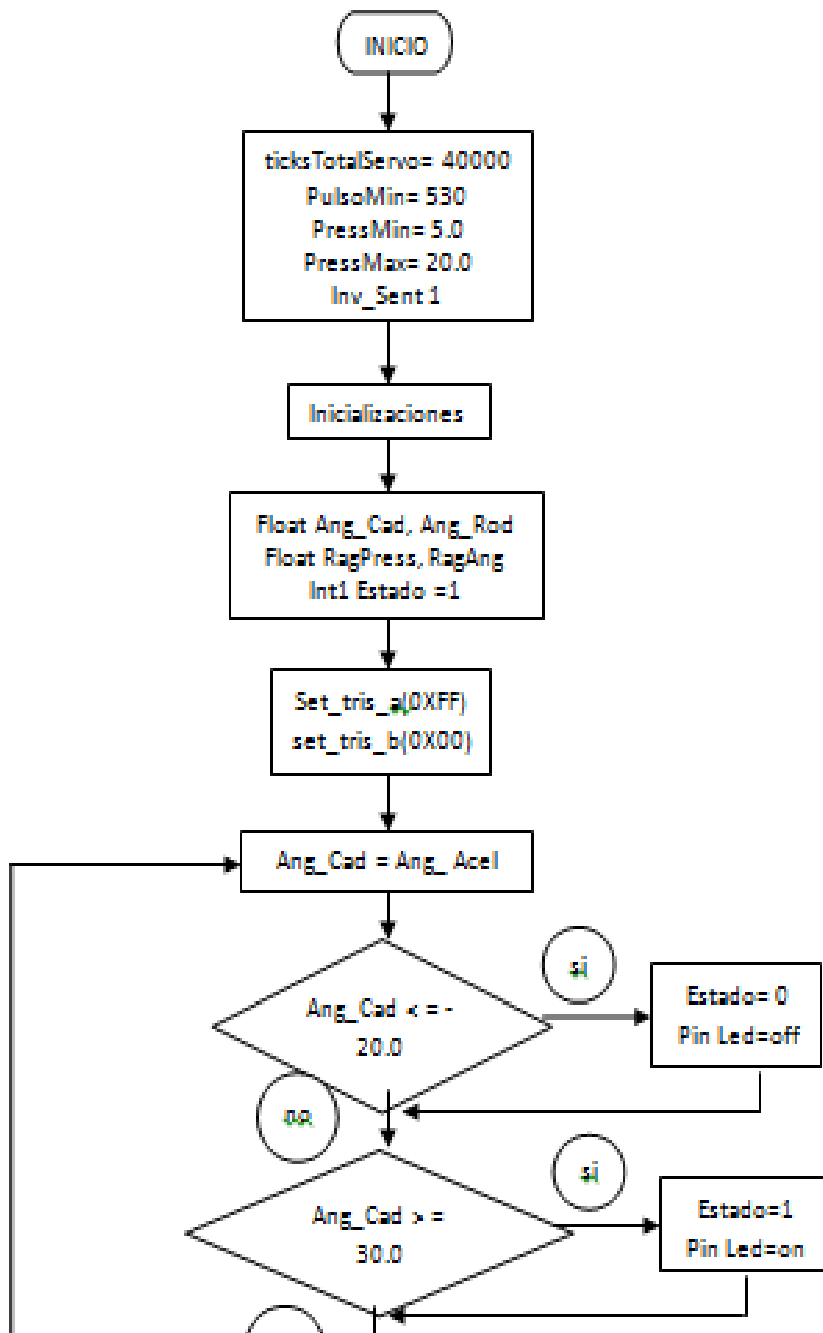


Figura 3.9 Diagrama de Bloques 1 de 3

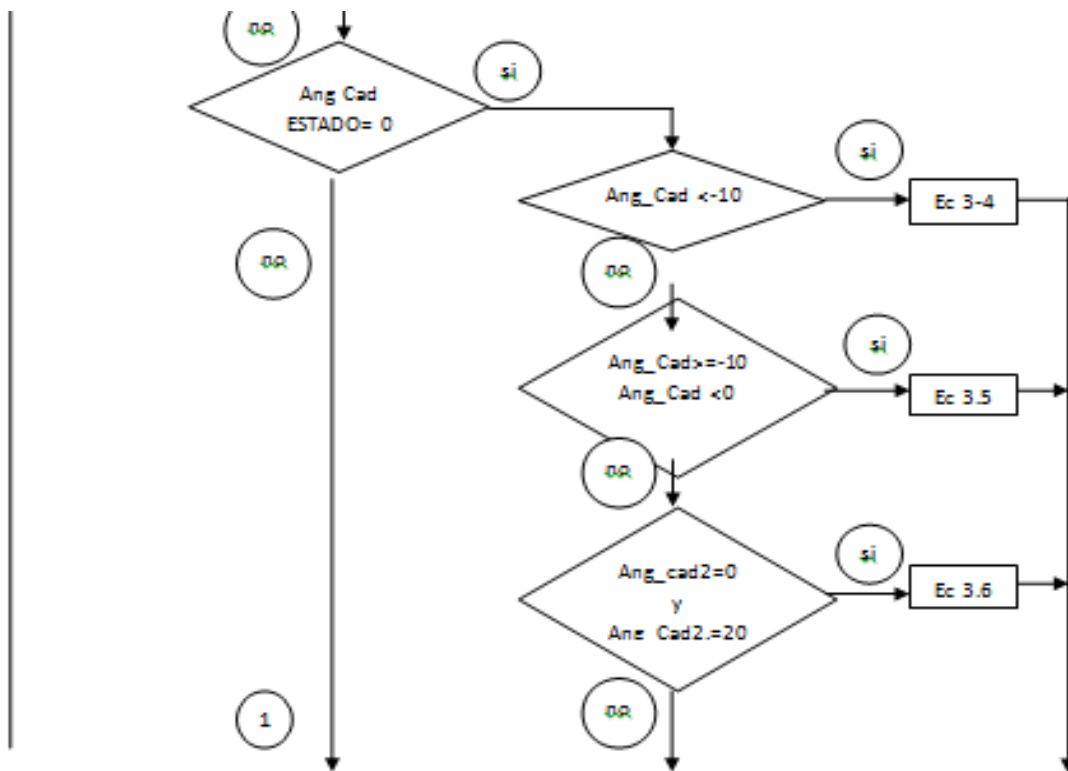


Figura 3.9 Diagrama de Bloques parte 2 de 3

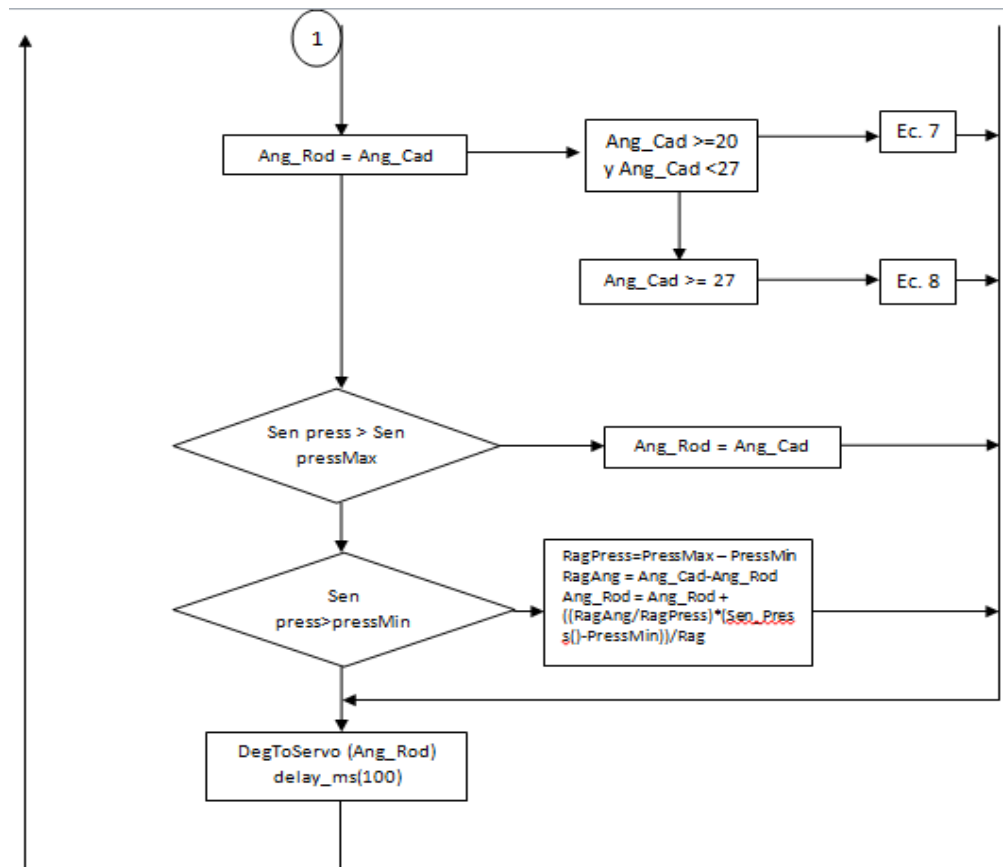


Figura 3.10 Diagrama de Bloques General 3 de 3.

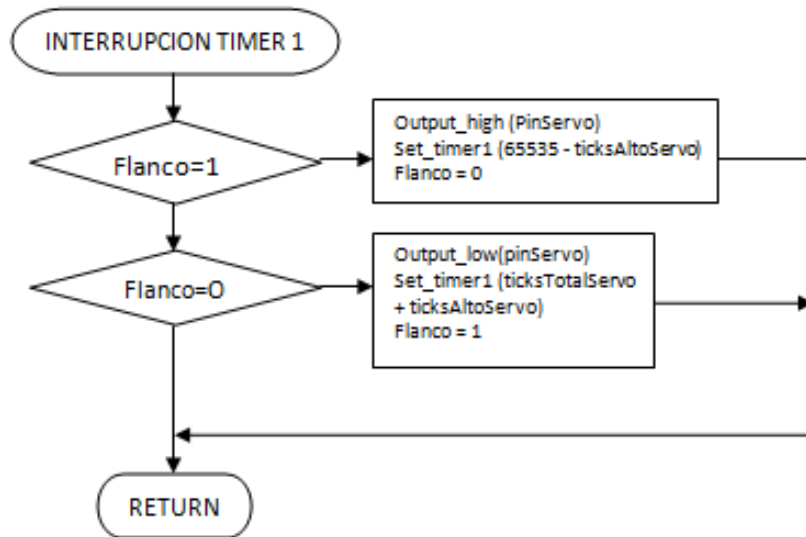


Figura 3.11 Diagrama de Bloques de Interrupción Timer.

3.3.1.1 Definición de las Variables a Controlar.

Para conseguir una operación óptima en nuestro control necesitamos conocer de tipo de dato son nuestras variables. Si son datos enteros numéricos, si son enteros con punto decimal o en su defecto si son caracteres, (letras).

Para el desarrollo de control de este sistema se describen una serie de parámetros y variables.

Parámetros.

- J_s → Momento de Inercia del Servomotor.
- b_1 → Fricción viscosa del engrane 1.
- b_2 → Fricción viscosa del engrane 2.
- J_1 → Momento de inercia del inercia del engrane 1.
- J_2 → Momento de inercia del inercia del engrane 2.
- J_L → Momento de inercia del mecanismo.
- N_1 → Numero de dientes del engrane 1.
- N_2 → Numero de dientes del engrane 2.

Variables.

- T_s → Par del Servomotor.
- θ_s → Posición angular de la flecha del servomotor.
- T_1 → Par originado en el punto de contacto de los engranes.
- T_2 → Par reflejado en el engrane 2.
- T_L → Par del mecanismo.
- θ_L → Posición angular de la fleca del mecanismo.

3.3.1.2 Identificar las Variables Medibles y las Manipuladas

Como mínimo se deben medir las variables objetivo de control (a veces se recurre a variables auxiliares a partir de las que se infiere su valor).

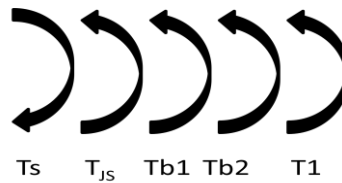
Se miden variables de perturbación que en este caso serán las leídas por el acelerómetro y variables auxiliares para implementar estrategias avanzadas de control, estas son las que nos arroja el sensor de presión.

Consideraciones:

Las flechas se consideran viscosas y se representan por b_1 y b_2 para los engranes 1 y 2 respectivamente.

La relación $\frac{N_1}{N_2} = 1$, No amplifica ni reduce el par.

Diagrama de Cuerpo Libre para θ_s .



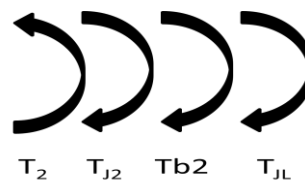
- $T_{J_s} = J_s \ddot{\theta}_s$
- $T_{J_1} = J_1 \ddot{\theta}_s$
- $T_{J_2} = J_2 \ddot{\theta}_L$
- $T_{J_L} = J_L \ddot{\theta}_L$
- $T_{b1} = b_1 \dot{\theta}_s$
- $T_{b2} = b_2 \dot{\theta}_s$

$$\sum T = 0 \quad (\text{Ec. 3 - 9})$$

$$T_s = T_{J_s} + T_{b1} + T_{J_1} + T_1 \quad (\text{Ec. 3 - 10})$$

$$T_s = J_s \ddot{\theta}_s + b_1 \dot{\theta}_s + J_1 \ddot{\theta}_s + T_1 \quad (\text{Ec. 3 - 11})$$

Diagrama de Cuerpo Libre para θ_L .



$$\sum T = 0 \quad (\text{Ec. 3 - 9})$$

$$0 = T_{J_2} + T_{b2} + \dot{\theta}_L + J_L \ddot{\theta}_L \quad (\text{Ec. 3 - 12})$$

$$T_2 = J_2 \ddot{\theta}_L + b_2 \dot{\theta}_L + J_L \ddot{\theta}_L \quad (\text{Ec. 3 - 13})$$

$$\text{Si } \frac{T_1}{T_2} = \frac{N_1}{N_2} \Rightarrow \frac{T_2}{T_1} = \frac{N_2}{N_1} \Rightarrow T_2 = T_1 \frac{N_2}{N_1} \quad (\text{Ec. 3 - 14})$$

$$\text{Pero } \frac{N_2}{N_1} = 1 \therefore T_2 = T_1 \text{ entonces:}$$

$$T_s = J_s \ddot{\theta}_s + b_1 \dot{\theta}_s + J_1 \ddot{\theta}_L + J_2 \ddot{\theta}_L + b_2 \dot{\theta}_L + J_L \ddot{\theta}_L \quad (\text{Ec. 3 - 15})$$

Necesitamos obtener:

$$\frac{\theta_L(s)}{T_s(s)} \text{ Si } \frac{\theta_L(s)}{\theta_s(s)} = 1 \quad \frac{\theta_L(s)}{\theta_s(s)} = \frac{N_1}{N_2} = 1 \Rightarrow \theta_L = \theta_s \frac{N_1}{N_2} \therefore \theta_L = \theta_s \quad (\text{Ec. 3 - 16})$$

Obtenemos la ecuación del objeto a controlar.

$$\therefore T_s = T_s \ddot{\theta}_L + b_1 \dot{\theta}_L + J_1 \ddot{\theta}_L + J_2 \ddot{\theta}_L + b_2 \dot{\theta}_L + J_L \ddot{\theta}_L \quad (\text{Ec. 3 - 17}).$$

$$T_s(s) = J_s \hat{S}^2 \theta_L + b_1 \hat{S} \theta_L + J_1 \hat{S}^2 \theta_L + J_2 S^2 \theta_L + b_2 S \theta_L + J_L S^2 \theta_L \quad (\text{Ec. 3 - 18})$$

$$T_s(s) = [J_s \hat{S}^2 + b_1 \hat{S} + J_1 \hat{S}^2 + J_2 S^2 + b_2 S + J_L S^2] \theta_L(s) \quad (\text{Ec. 3 - 19})$$

$$\frac{\theta_L(s)}{T_s(s)} = \frac{1}{[J_s + J_1 + J_2 + J_L]s + b_1 + b_2} \quad (\text{Ec. 3 - 20})$$

Función de Transferencia en Lazo abierto.

$$\frac{\theta_L(s)}{T_s(s)} = \frac{1}{s} \left[\frac{1}{[J_s + J_1 + J_2 + J_L]s + b_1 + b_2} \right] \quad (\text{Ec. 3 - 21})$$

3.3.1.3 Seleccionar la Configuración del Sistema de Control

La estrategia de control, será:

- Bucles simples de regulación.
- Bucles en cascada.

Por el tipo de retroalimentación que se necesita para el control.

Observamos los elementos finales de control, (servomotor y el Tren de engranes).

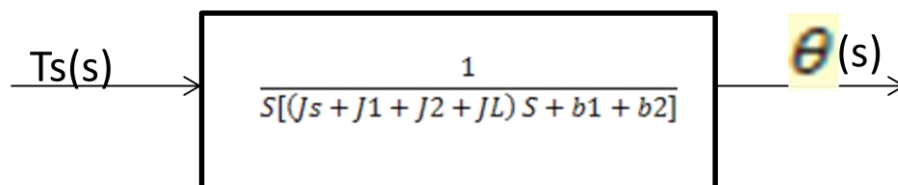


Figura 3.12 Lazo Abierto de Control.

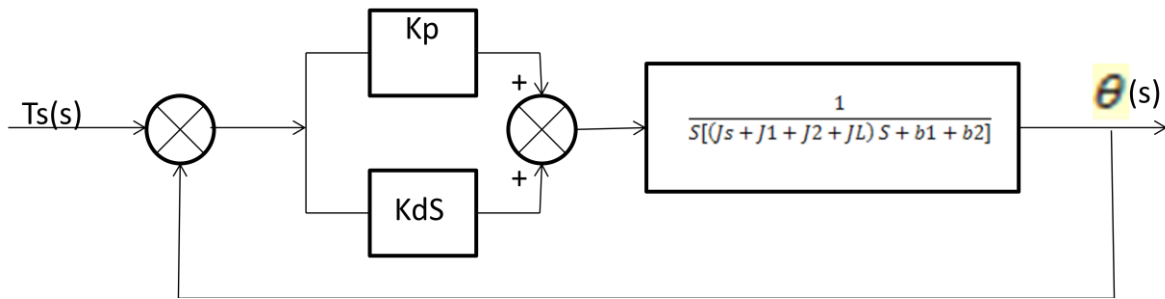


Figura 3.13 Lazo de Control con Retroalimentación Proporcional + Derivativo, P + D.

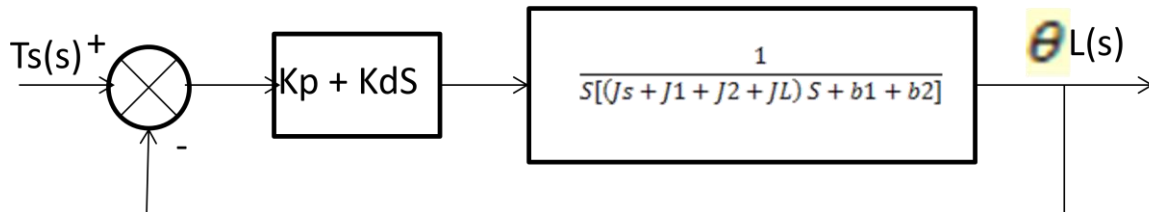


Figura 3.14 Lazo de Control con retroalimentación Proporcional Derivativo.

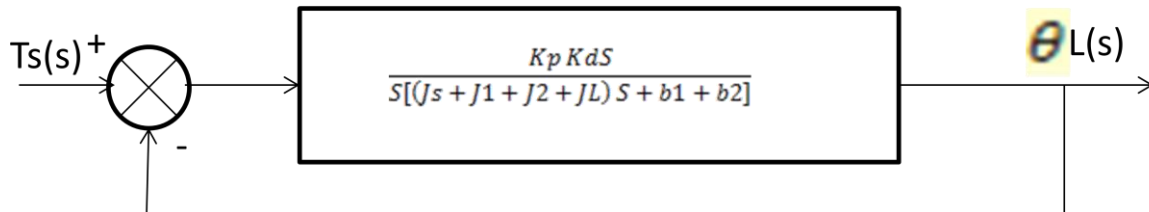


Figura 3.15 Lazo de Control con retroalimentación Simplificado.

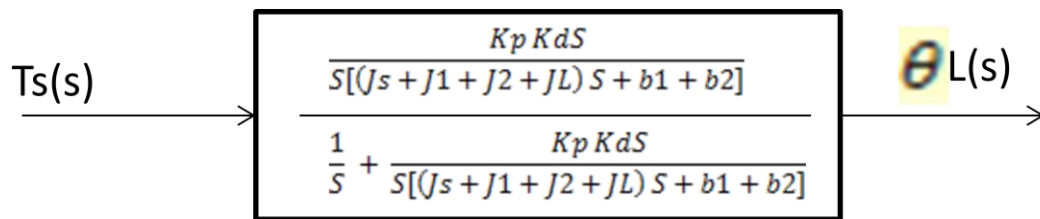


Figura 3.16 Lazo de Control abierto - Función de Transferencia del mecanismo.

$$\frac{\theta_L(s)}{T_s(s)} = \frac{K_p K_d S}{(J s + J_1 + J_2 + J_L) S^2 + (b_1 + b_2 + K_d) S + K_p} \quad (\text{Ec. 3 - 22})$$

Función de transferencia del sistema de control Pd para el mecanismo.

3.3.1.4 Especificación de la instrumentación monitorización y control.

Instrumentos de medida (sensores, procesador).

Controladores.

Elementos finales de control.

3.3.1.5 Diseño del Controlador.

El controlador debe ser sintonizado (selección de los parámetros), para que la operación cumpla los objetivos de control.

Para ello se hace necesario tener el conocimiento, lo más aproximado posible, el comportamiento dinámico de la rodilla, en sus dos etapas.

Este proceso se conoce como modelo del sistema y tiene como objetivo obtener un modelo del proceso tan simple como sea posible que permita estudiar el comportamiento dinámico del proceso.

Los modelos de conocimiento se basan en conocer los fenómenos físicos que subyacen en él, y que relacionan las variables del proceso.

Esas variables son tales como las posiciones indicadas por el acelerómetro, o en su defecto el sensor de presión, para que el control desarrollado manipule el servomotor con respecto a las variables de entrada, mediante las ecuaciones antes suministradas.

$$[J_s+J_1+J_2+J_L] \ddot{\theta}_L + [b_1+b_2] \dot{\theta}_L = T_s(t) \quad (\text{Ec. 3 - 23})$$

$$\ddot{\theta}_L = \frac{T_s(t)}{J_s+J_1+J_2+J_L} - \frac{[b_1+b_2]\dot{\theta}_L}{J_s+J_1+J_2+J_L} \quad (\text{Ec. 3 - 24})$$

$$\ddot{\theta}_L = \dot{X}_1$$

$$\dot{X}_1 = X_2$$

$$\dot{X}_2 = \frac{1}{J_s+J_1+J_2+J_L} T_s(t) - \frac{b_1+b_2}{J_s+J_1+J_2+J_L} X_2 \quad (\text{Ec. 3 - 25})$$

$$\begin{bmatrix} \dot{X}_1 \\ \dot{X}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 1 \\ \frac{b_1+b_2}{J_s+J_1+J_2+J_L} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 \\ \frac{1}{J_s+J_1+J_2+J_L} \end{bmatrix} T_s(t) \quad (\text{Ec. 3 - 26})$$

$$\ddot{\theta}_L = [1 \quad 0] \begin{bmatrix} X_1 \\ X_2 \end{bmatrix} \quad (\text{Ec. 3 - 25})$$

Lazo Abierto

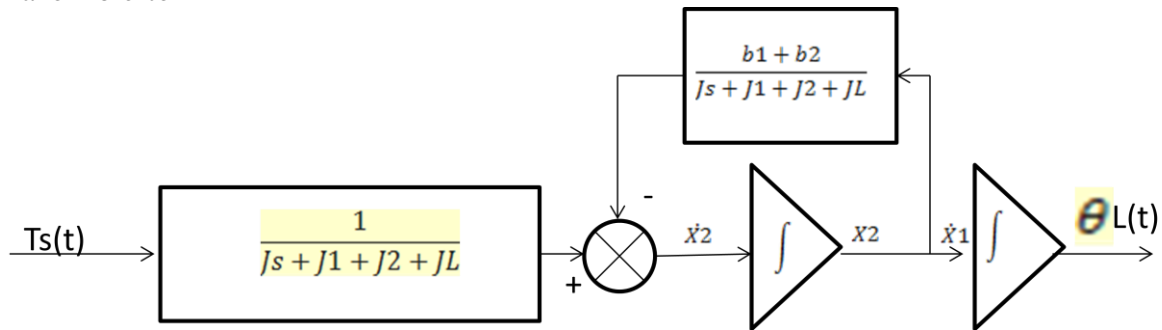


Figura 3.17 Lazo de Control Abierto.

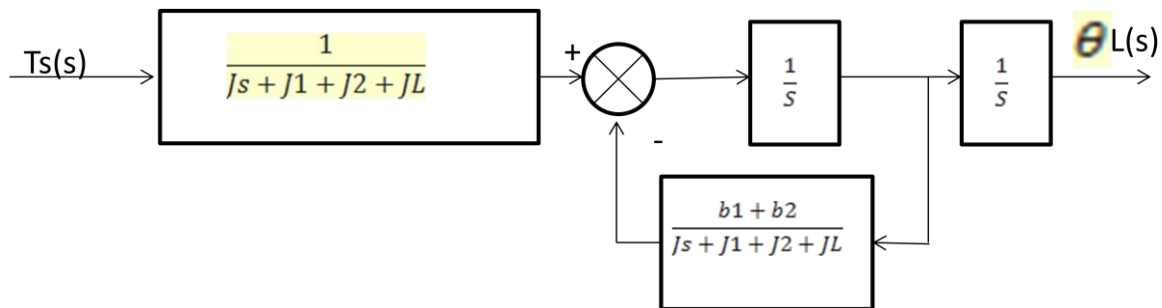


Figura 3.18 Lazo de Control Cerrado.

Simulando con Matlab

% Modelo matemático de un sistema de control de posición de la rodilla

% Parámetros

Js=0.043;% Momento de inercia del servomotor

b1=10;% Fricción viscosa del engrane1

J1=0.01;% Momento de inercia del engrane1

J2=0.01;% Momento de inercia del engrane2

b2=10;% Fricción viscosa del engrane2

JL=0.1;% Momento de inercia del mecanismo

N1=40;% Numero de dientes del engrane1

N2=40;% Numero de engranes del engrane2

% Mecanismo sin controlador

num=[1]

den=[(Js+J1+J2+JL) (b1+b2) 0]

sys=tf(num,den)

step (sys)

title('Respuesta del sistema sin control del mecanismo')

xlabel('t en segundos'), ylabel('Desplazamiento angular de la rodilla')

grid

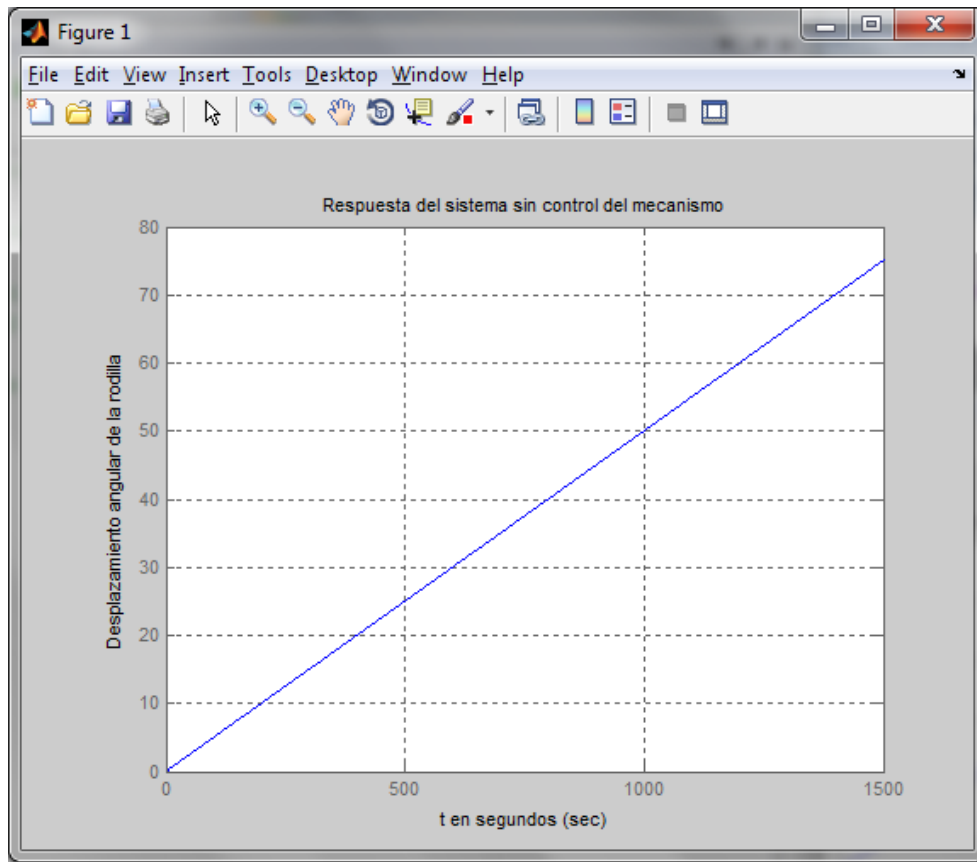


Figura 3.19 Repuesta del sistema del mecanismo sin control.

Simulando con Simulink; Diagrama de Bloques.

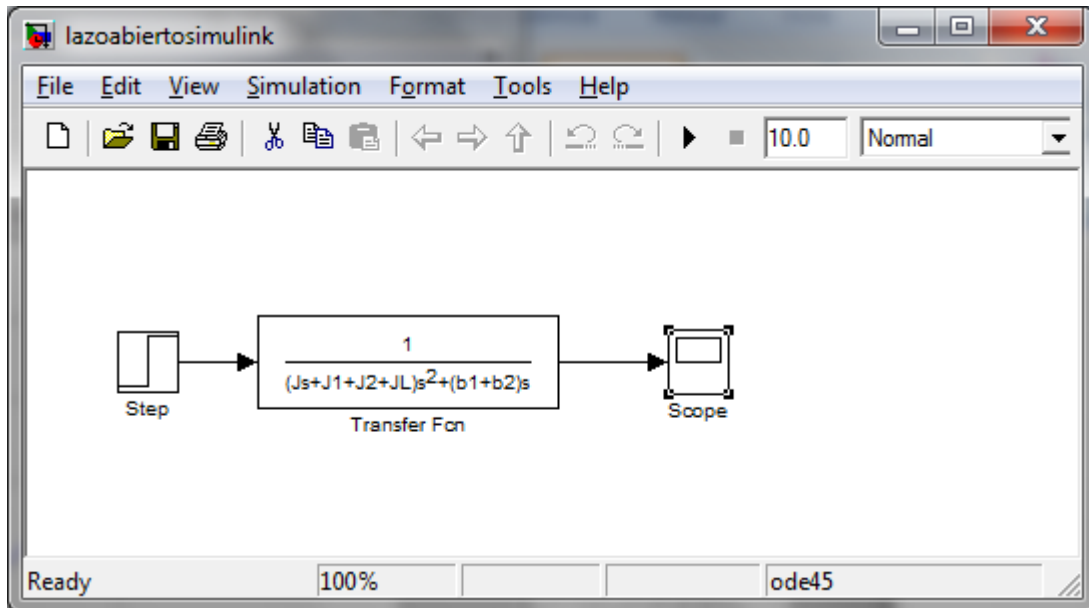


Figura 3.20 Lazo de Control Abierto Simulación.

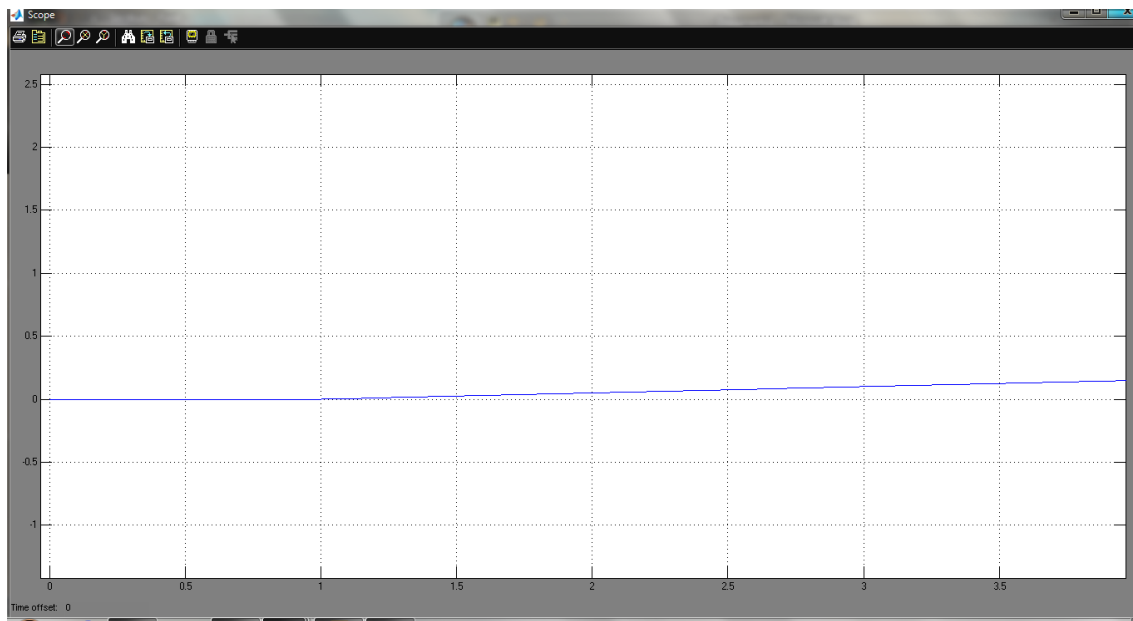


Figura 3.21 Respuesta Lazo de Control Abierto con control.

Simulando con Matlab

%Modelo matemático de un sistema de control de posición de la rodilla

%Parámetros

$J_s=0.043$; % Momento de inercia del servomotor

$b_1=10$; % Fricción viscosa del engrane1

$J_1=0.01$; % Momento de inercia del engrane1

$J_2=0.01$; % Momento de inercia del engrane2

$b_2=10$; % Fricción viscosa del engrane2

$J_L=0.1$; % Momento de inercia del mecanismo

$N_1=40$; % Numero de dientes del engrane1

$N_2=40$; % Numero de engranes del engrane2

%Mecanismo sin controlador

num=[1]

den=[(Js+J1+J2+JL) (b1+b2) 0]

sys=tf(num,den)

%step (sys)

%Mecanismo con controlador PD

$K_p=100$;

$K_d=20$;

num1=[Kd Kp];

den1=[(Js+J1+J2+JL) (b1+b2+Kd) Kp];

sys2=tf(num1, den1)

step (sys2)

title('Respuesta del sistema del control PD de la rodilla')

xlabel('t en segundos'), ylabel('Desplazamiento angular de la rodilla')

grid

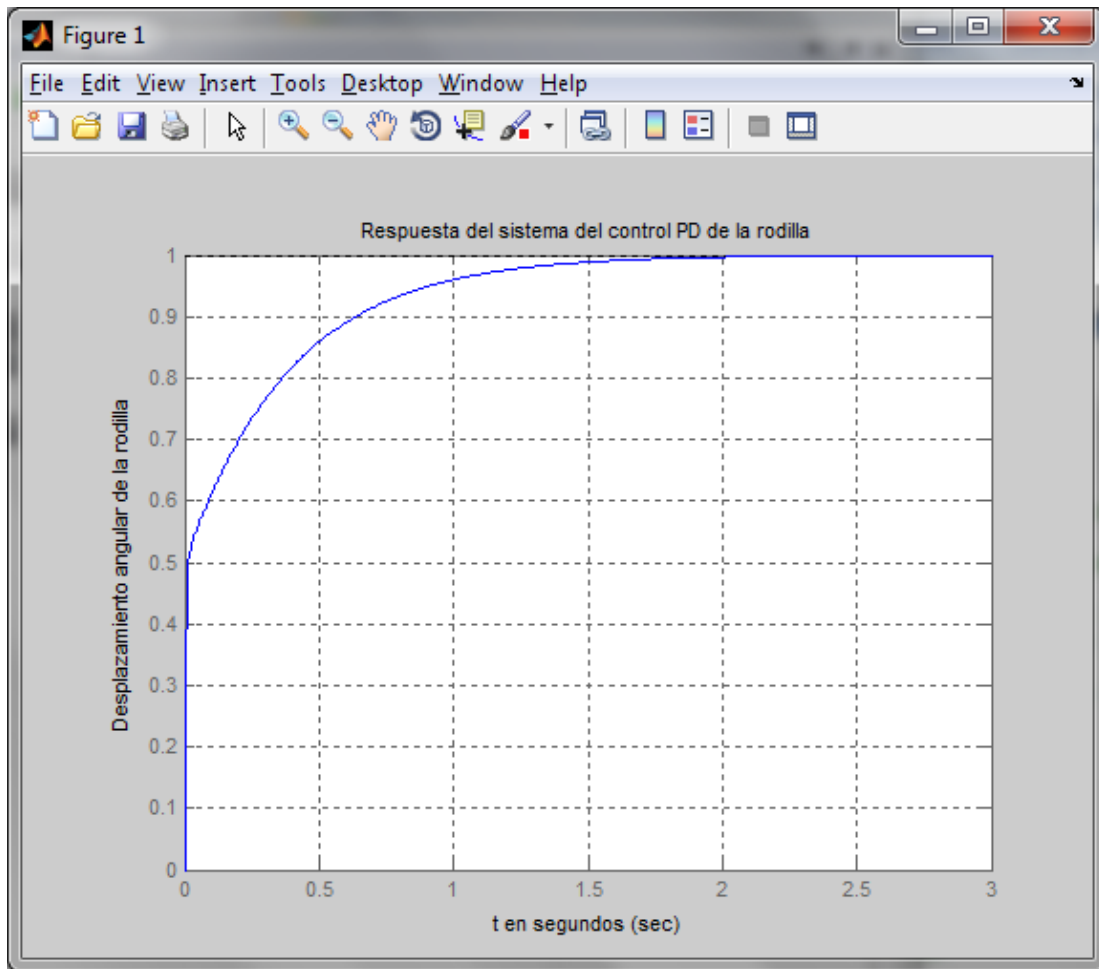


Figura 3.22 Respuesta del sistema del control PD de la rodilla.

Simulando con Simulink; Diagrama de Bloques

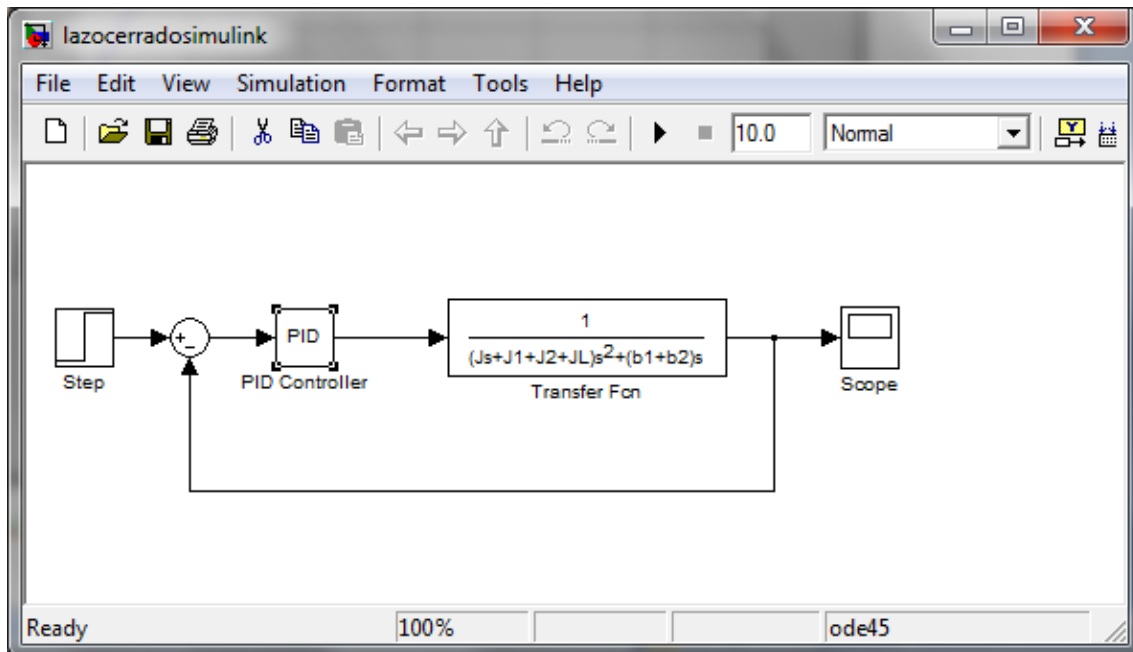


Figura 3.23 Lazo de Control con retroalimentación.

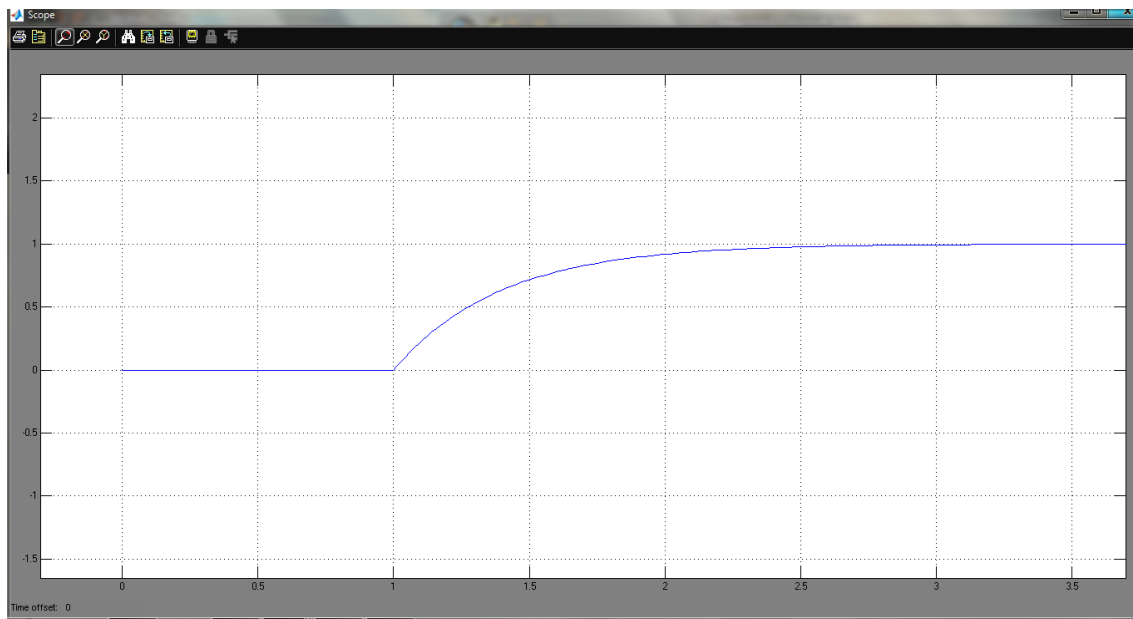


Figura 3.24 Respuesta del lazo de control con retroalimentación.

Simulando con Matlab

%Modelo matemático de un sistema de control de posición de la rodilla

%Parámetros

Js=0.043;% Momento de inercia del servomotor

b1=10;%Fricción viscosa del engrane1

J1=0.01;%Momento de inercia del engrane1

J2=0.01;%Momento de inercia del engrane2

b2=10;%Fricción viscosa del engrane2

JL=0.1;%Momento de inercia del mecanismo

N1=40;%Numero de dientes del engrane1

N2=40;%Numero de engranes del engrane2

%Mecanismo sin controlador

num=[1]

den=[(Js+J1+J2+JL) (b1+b2) 0]

sys=tf(num,den)

%rlocus(sys)

step (sys)

hold

%Mecanismo con controlador PD

Kp=100;

Kd=20;

num1=[Kd Kp];

den1=[(Js+J1+J2+JL) (b1+b2+Kd) Kp];

sys2=tf(num1, den1)

step (sys2)

title('Respuestas de los sistema sin y con control PD de la rodilla')

xlabel('t en segundos'), ylabel('Desplazamiento angular de la rodilla')

grid

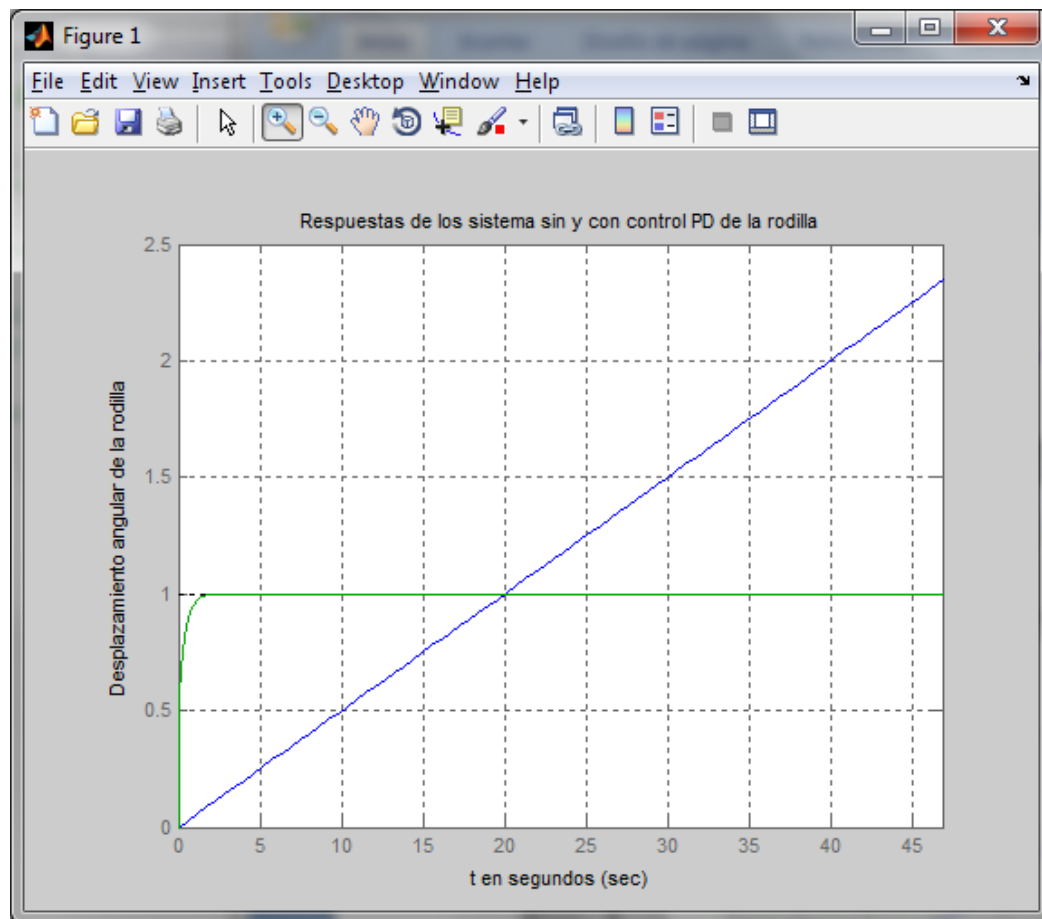


Figura 3.25 Respuestas de los sistema de la rodilla con control y sin control.

Simulando con Matlab

%Modelo matemático de un sistema de control de posición de la rodilla

%Parámetros

$J_s=0.043$; % Momento de inercia del servomotor

$b_1=10$; %Fricción viscosa del engrane1

$J_1=0.01$; %Momento de inercia del engrane1

$J_2=0.01$; %Momento de inercia del engrane2

$b_2=10$; %Fricción viscosa del engrane2

$J_L=0.1$; %Momento de inercia del mecanismo

$N_1=40$; %Numero de dientes del engrane1

$N_2=40$; %Numero de engranes del engrane2

%Mecanismo sin controlador

$num=[1]$

$den=[(J_s+J_1+J_2+J_L) (b_1+b_2) 0]$

$sys=tf(num,den)$

$rlocus(sys)$

%step (sys)

%Mecanismo con controlador PD

$K_p=100$;

$K_d=20$;

$num1=[K_d K_p]$;

```

den1=[(Js+J1+J2+JL) (b1+b2+Kd) Kp];
sys2=tf(num1, den1)
%step (sys2)
title('Lugar de las Raices')
xlabel('t en segundos'), ylabel('Desplazamiento angular de la rodilla')
grid

```

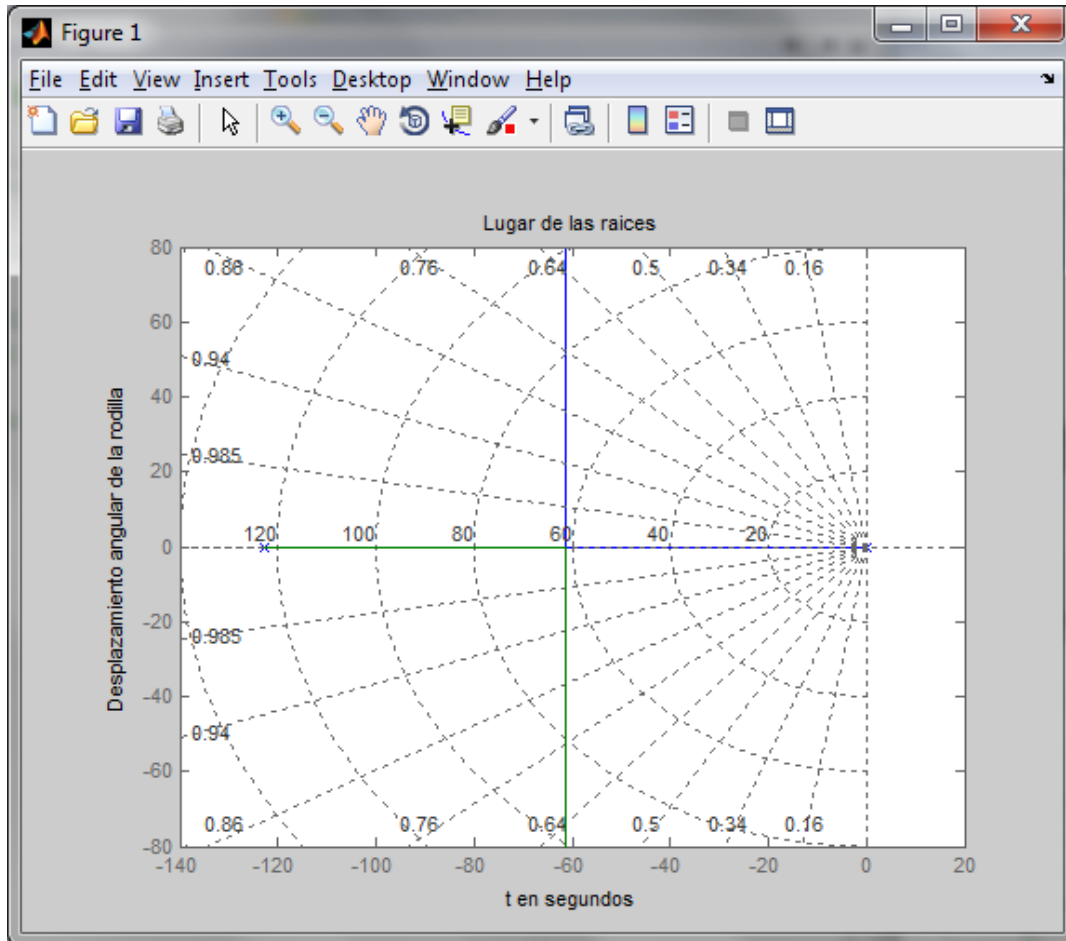


Figura 3.26 Lugar de las raices.

Nos muestra que los dos polos están indicados sobre el eje real uno de ellos en el origen haciendo que el sistema sea clase 1, mientras que el otro polo con un valor negativo, por lo tanto el sistema tiene un comportamiento sobreamortiguado pero con una estabilidad muy pequeña.

Se puede observar en el sistema de lazo abierto en ganancia elevada del sistema se vuelve subamortiguado lo cual es un efecto indeseable por lo tanto se hace propicio mejorar el desempeño general del sistema a obtener un control Proporcional Derivativo observese que el Control Integral no es requerido debido a que el sistema ya contiene un integrador por si propia naturaleza y por lo tanto el error en estado estacionario es eliminado en forma natural.

3.4 Diseño Electrónico.

Ya se conocen los componentes a emplear en el sistema de control, ya se tiene el diseño de control, ahora es necesario conjuntarlo, para ello se utilizara una tablilla de pruebas, todos los componentes

que van a generar las variables de entrada y proporcionan los parámetros deseados o controlados. Se implementaron resistencia y un par capacitores para reducir el ruido en la respuesta del acelerómetro para que la señal de salida no se vea afectada durante el desarrollo del control que deberá ejecutar. Se implementa una fuente de energía, para ello será necesario que sea totalmente autónoma y proporcione al circuito y sus componentes distintos valores de energía, porque los elementos funcionan a diferentes voltajes, esto se logra implementando un par de reguladores de voltaje, que permitirán obtener dichos voltajes. Con base a lo anterior se puede ver que el diseño electrónico gracias a sus arreglos es un sistema pequeño a excepción del microcontrolador y se obtienen buenas señales, tanto en la entrada como en la salida.

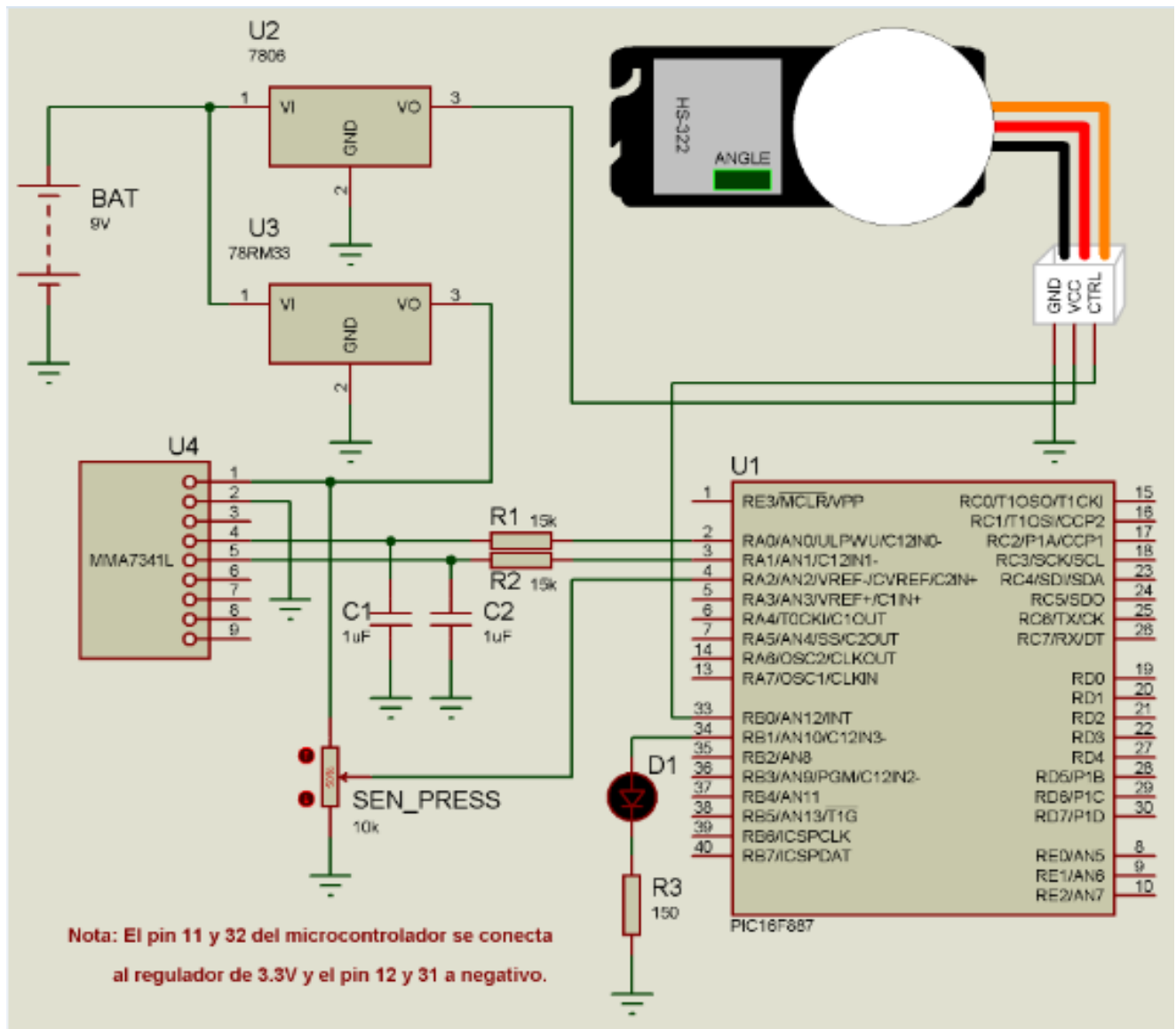
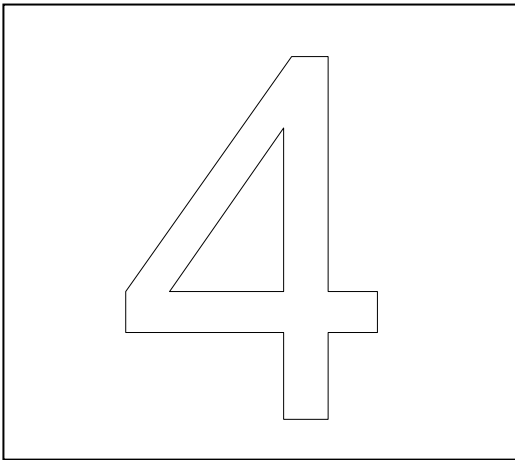


Figura 3.27 Diseño del Circuito Electrónico

Sumario.

Se hace necesario hacer uso de los elementos para conocer el estado actual del mecanismo y de esta forma controlar las diferentes variables de entrada, que se pueden obtener del mecanismo el cual emulara la función que cumple la rodilla normal, estas se expresan en cada una de las fases de la marcha, como ya se indicaba el acelerómetro se utilizara para conocer la posición y conforme a la ecuación correspondiente el control indicara al servomotor que posición debe obtener y a que velocidad las debe efectuarlas.

Se propone que un control de nivel coordinación que pueda generar toda la etapa de control para el cual es necesario el diseño de circuito electrónico, para observar como se realizaran sus conexiones, con respecto a las hojas de especificaciones de los elementos empleados, para este trabajo.



SIMULACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.

En el presente capítulo se simularan parte mecánica, complementando con la construcción de los engranes que en este caso implementamos, realizando un análisis de resultados.

4 Simulación y Análisis de Resultados.

En este capítulo se realiza una simulación de la parte mecánica que se conforma el mecanismo, el actuador y el sistema de tracción en las adaptaciones tanto el soporte, se implementan un par de engranes como sistema de tracción, pero a su vez se menciona las consideraciones matemáticas para realizar su diseño y construcción, a través de esto en conjunto obtener un funcionamiento óptimo por parte del control y el circuito electrónico que lo complementa y permita demostrar de forma física dicho desarrollo del sistema de control, no se realizara ninguna interfaz gráfica donde se puedan observar los parámetros obtenidos ya que el presente trabajo busca de forma sencilla simular el movimiento de la rodilla tanto en sus dos etapas características, como en su fisionomía.

4.1 Consideraciones Teóricas para el Diseño y Construcción de Engranes.

Para dibujarlos o en su defecto diseñarlo debemos obtener las siguientes formulas:

1.- Modulo (M)	$M = P/\pi = De/z+2 = De-Dp/2.$	(Ec. 4.1)
2.- Paso (P)	$P = \pi * M = \pi * Dp/z = \pi * De/z+2$	(Ec. 4.2)
3.- Número de Dientes (z)	$z = Dp/M = De-2M/M = \pi * Dp/P$	(Ec. 4.3)
4.- Diámetro Exterior (De)	$De = M (z+2) = Dp+2M = P/\pi (z+2)$	(Ec. 4.4)
5.-Diámetro Primitivo (Dp)	$Dp = De-2 M = z * M = P/\pi * z$	(Ec. 4.5)
6.- Altura del Diente (h)	$h = 2,1666 M = 2,166 * P/\pi$	(Ec. 4.6)
7.- Longitud del Diente (L)	$L = 10 M$	(Ec. 4.7)
8.- Espesor de la Corona (K)(diente)	$K = 1,57 M$	(Ec. 4.8)
9.- Espacio entre Dientes (c)(Medido en el Dp)	$c = P/2 = 1,5708 * M$	(Ec. 4.9)
10.- Distancia entre Ejes (E)	$E = Z-z/2 * M = Dp+dp/2$	(Ec. 4.10)
11.- Longitud del intervalo (i)	$i = e = M * \pi/2 = P/2$	(Ec. 4.11)
12.- Distancia entre De y Dp (s)	$s = M = P/2$	(Ec. 4.12)
13.- Espesor del Diente (e)	$e = M * \pi/2 = P/2$	(Ec. 4.13)
14.- Ángulo Central del Diente (α)	$\alpha = 90/z$	(Ec. 4.14)
15.- Longitud de la Cuerda (a)	$a = Dp * sen \alpha = M * z * sen \alpha = P * z/\pi * sen \alpha$	(Ec. 4.15)
16. - Saliente (s)	$s = M = P/\pi$	(Ec. 4.16)
17.- Hueco (u) Distancia entre la corona y el	$u = 1,1666 * M = 1,1666 * P/\pi$	(Ec. 4.17)

círculo primitivo.		
18.- Diámetro Interior (Di)	$Di = Dp - (2 * M * 1,167)$	(Ec. 4.18)

Haciendo total uso de estas ecuaciones obtendremos como resultado el engrane según sea necesario, pero se puede reducir a solo indicar los parámetros solicitados por el programa Inventor profesional 2012.

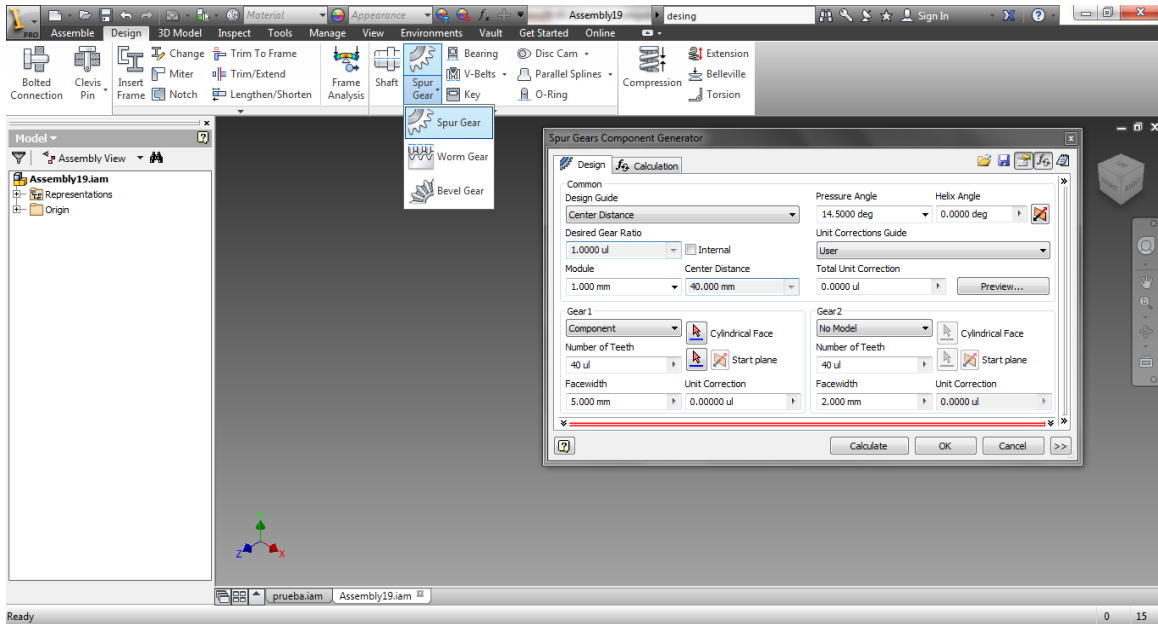


Figura 4.1 Funciones para Crear un Engrane en Inventor Profesional 2012.

En donde se indicara el módulo del engrane, así como cuantos dientes se desea que tenga, en éste caso los engranes que se requieren utilizar son (40 dientes), es importante también indicar el ancho del engrane (5mm.), con esos datos el programa nos realiza los cálculos necesarios para el diseño.

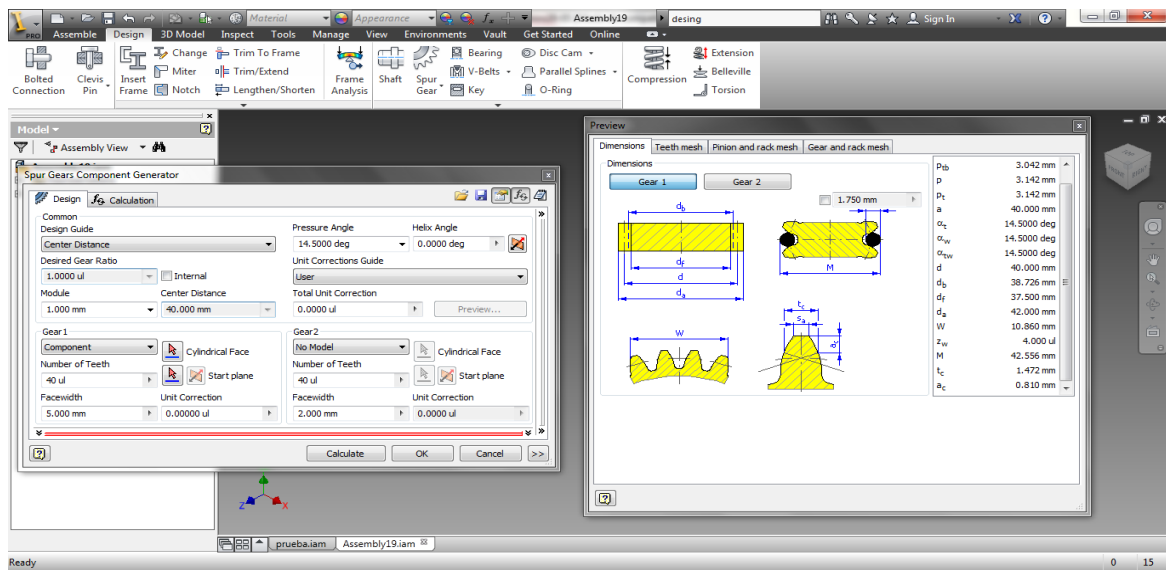


Figura 4.2 Previo al Dibujo de Engranés.

Se puede observar la interacción de los dientes diseñados, mediante los datos anteriormente capturados.

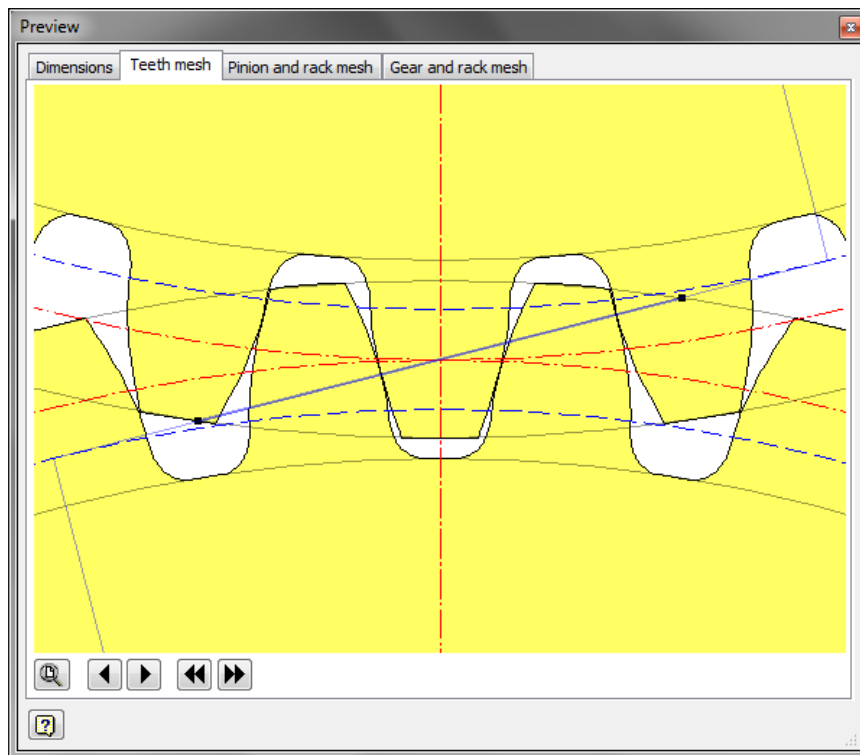


Figura 4.3 Relación de los Dientes entre los Engranés.

Al solicitar generar dicho engrane según características propuestas se obtiene.

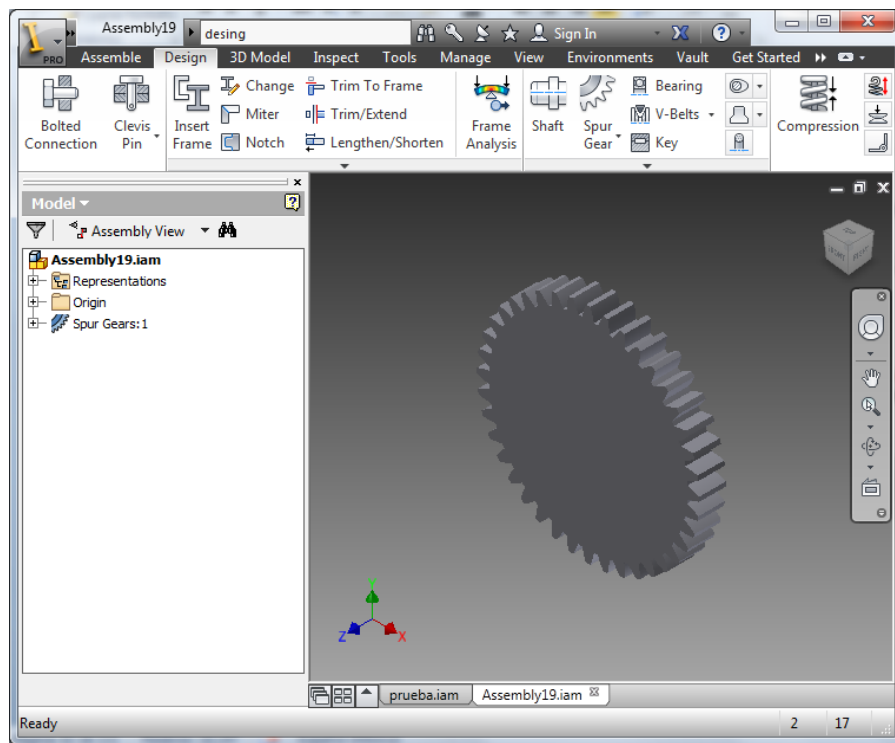


Figura 4.4 Engrane de 40 Dientes.

Los dos engranes a implementar con sus respectivos barrenos al centro.

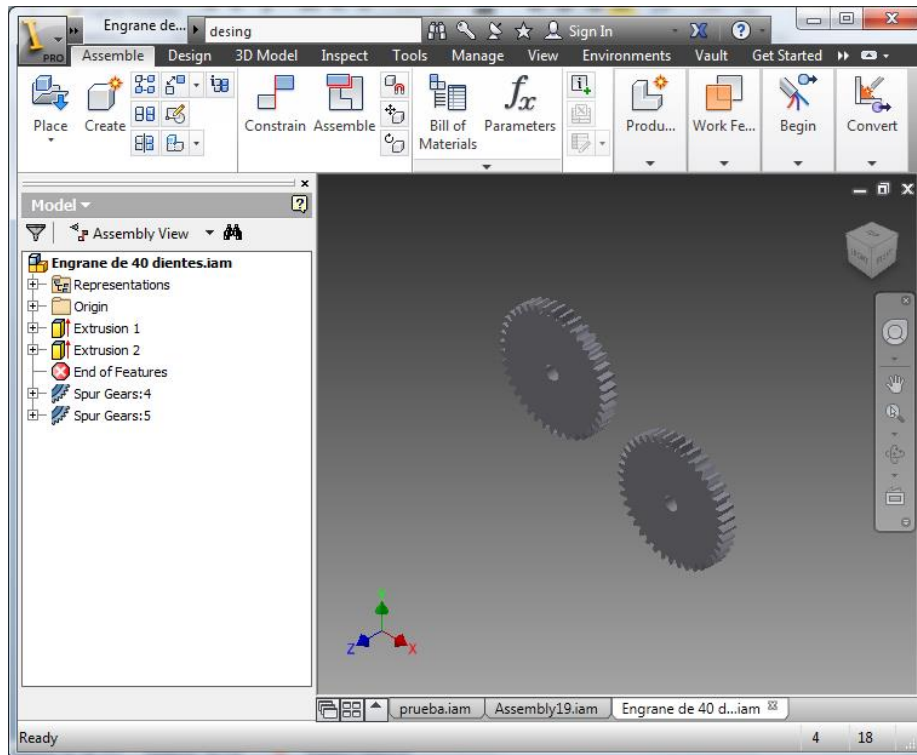


Figura 4.5 Engranés Listos para Montar.

4.2 Simulación de Ensamble Mecánico.

Con respecto al trabajo de investigación realizado anteriormente, se conocen cuáles son los eslabones manipuladores o efectores sobre el mecanismo policéntrico. Conociendo tales características se debe implementar un eje paralelo, en este caso, el eje será la flecha del servomotor, al que brindara el movimiento, para transmitir mediante un sistema de engranes implementado y desarrollado, con esto se conseguirá visualizar diferentes posiciones que el propio mecanismo va a efectuar con movimiento propio.

Para esto es necesario dibujar el mecanismo para señalar de la mejor manera en que punto se realizará la instalación fija del servomotor. Sobre la base del mecanismo se realizan dos barrenos simétricos y necesarios para montar el soporte del servomotor.

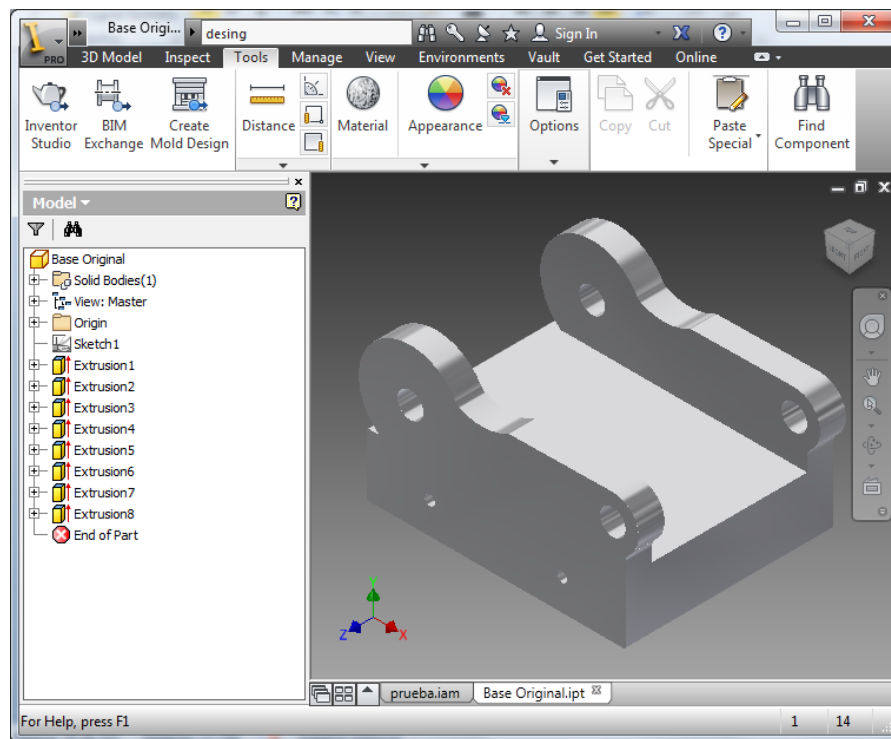


Figura 4.6 Base del Mecanismo con Barrenos.

También se diseña el soporte del servomotor, este se montara en la base y en el deberán coincidir los barrenos con los que cuenta el servomotor.

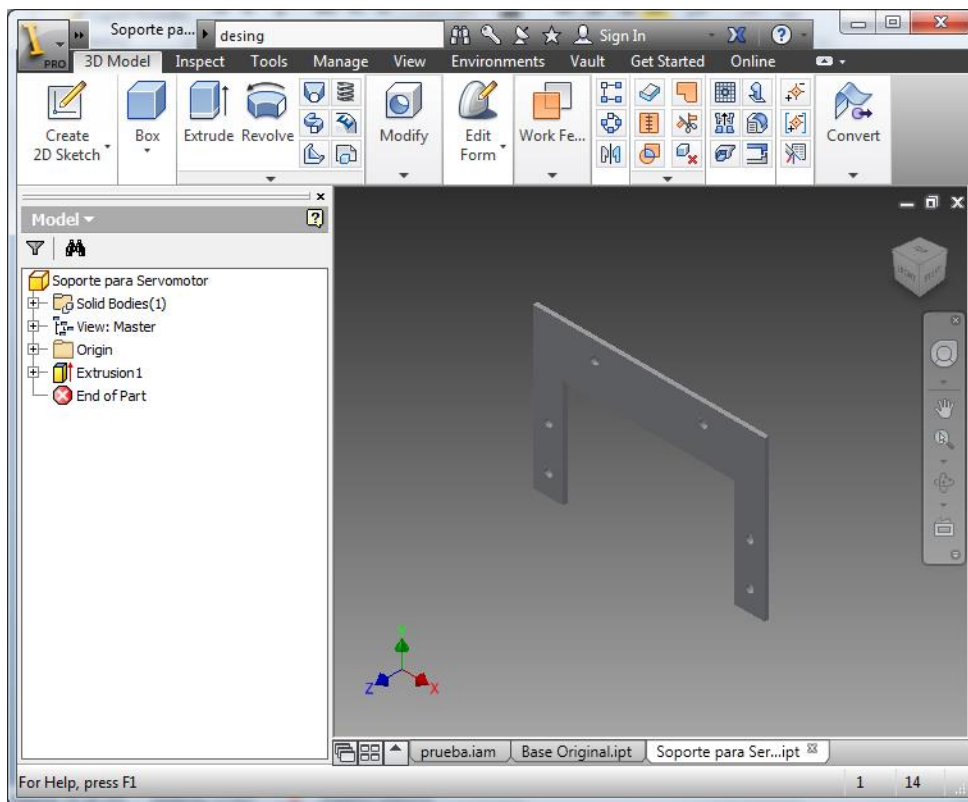


Figura 4.7 Soporte del Servomotor.

En este punto se realiza el ensamble como deberá quedar montado el servomotor en su soporte

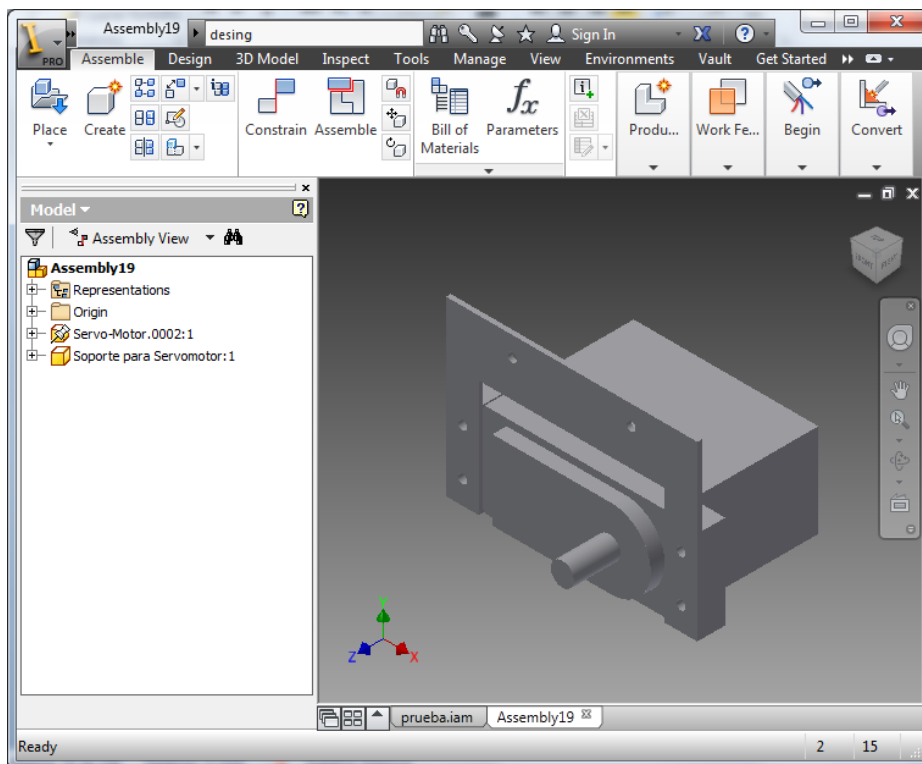


Figura 4.8 Servomotor Montado en su Soporte.

Ahora agregaremos la base para ver cómo queda.

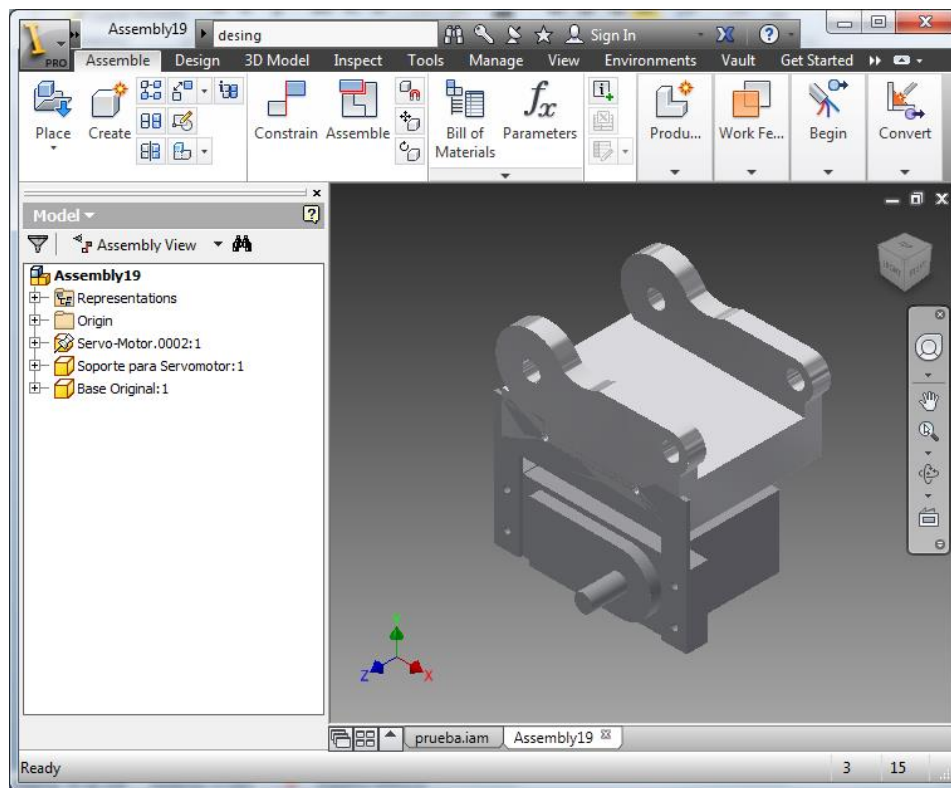


Figura 4.9 Soporte con Servomotor Montado en la Base..

Ahora se dibujara los engranes que vamos a implementar como sistema de tracción.

Una vez montados los engranes deberá quedar de la siguiente manera, la implementación.

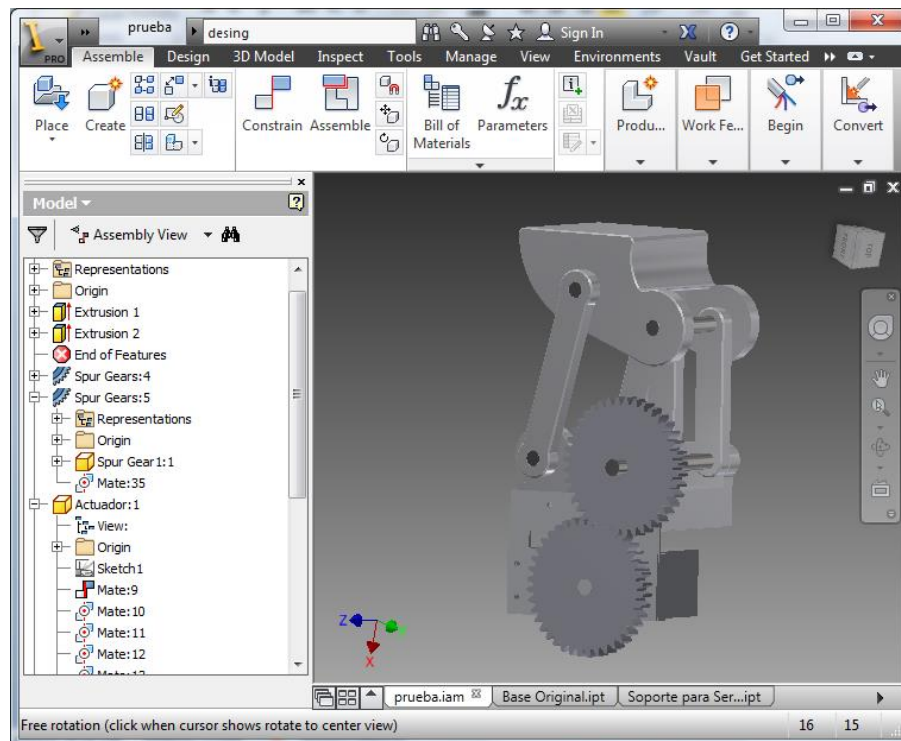


Figura 4.10 Ensamble Completo en Extensión Completa..

El mecanismo generando el movimiento.

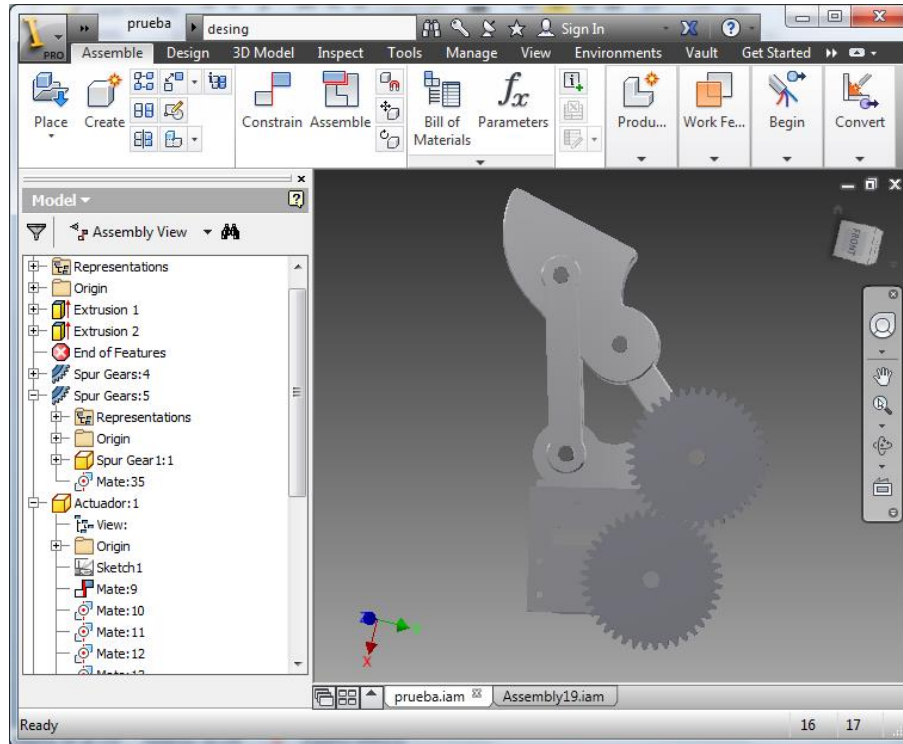


Figura 4.11 Mecanismo en Proceso de Flexión.

El mecanismo en su máxima flexión.

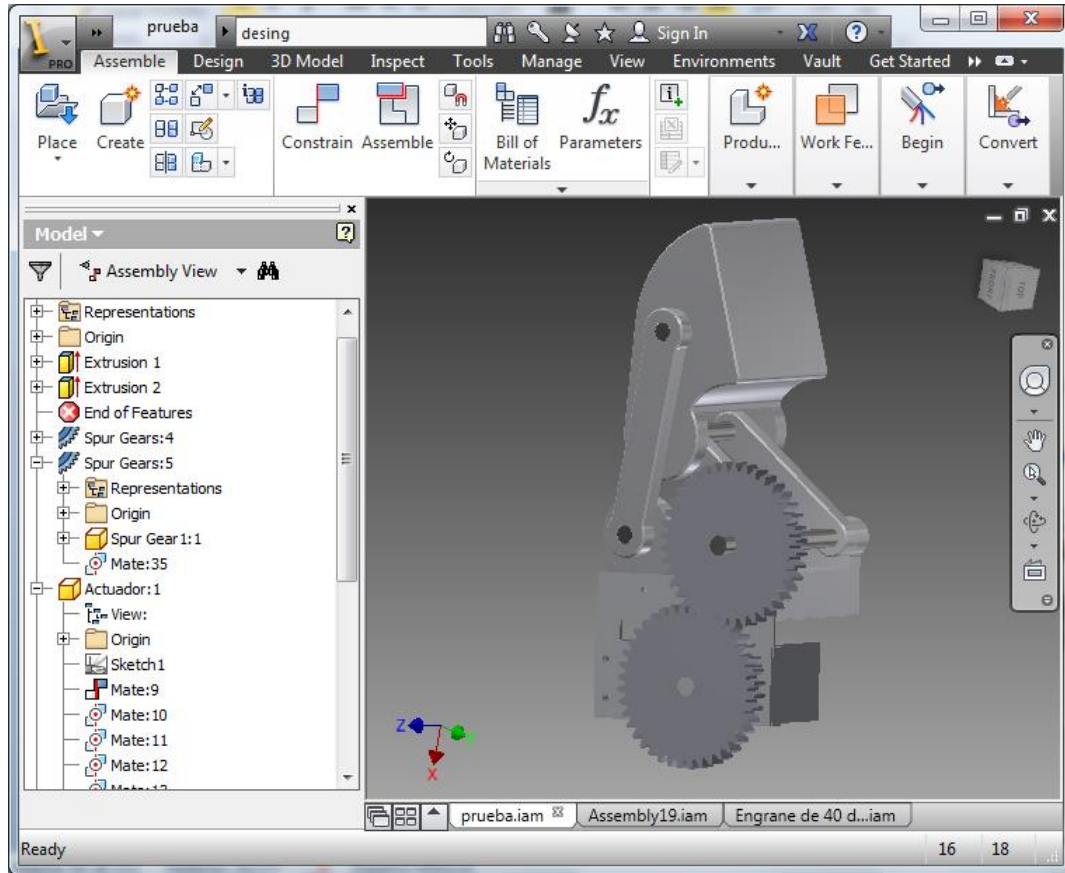


Figura 4.12 Mecanismo en su Máxima Flexión.

Se puede visualizar el mecanismo desde otra perspectiva.

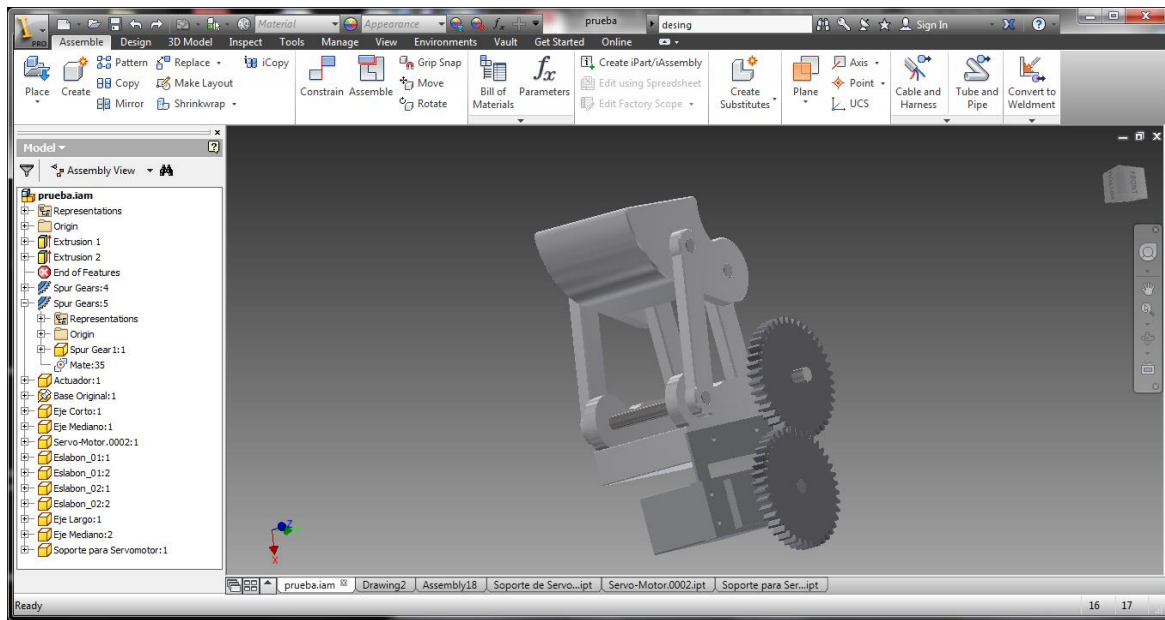


Figura 4. 13 Mecanismo Vista Frente..

4.3 Análisis de Resultados

Con respecto a lo objetivos establecidos inicialmente, y al desarrollo de la investigación, se obtiene el control para dicho mecanismo, para demostrar de manera física el funcionamiento del control, fue necesario instalar en el propio mecanismo un servomotor y su técnica de engranes para dotar y manipular al mecanismo según configuración del control.



Figura 4.14 Mecanismo en su Máxima Extensión.

Con los elementos electrónicos paralelamente implementados en el control para que forme los pulsos con los cuales el servomotor va generar su movimiento a distintas velocidades, según sea requerido, se obtiene una buena respuesta, por parte de los elementos y el diseño de control, mientras el acelerómetro cumple su función de indicar en todo momento en que posición se encuentra, el microcontrolador desarrolla ecuación característica correspondiente y con forme a su respuesta indicara al servomotor en donde irse posicionando.

Podrá realizar su movimiento según la posición determinada por el acelerómetro, está estructurado para cumplir su movimiento hasta llegar a la extensión máxima.



Figura 4.16 Mecanismo en su Máxima Flexión.

Con respecto al potenciómetro cubriendo la función de sensor de presión, como ya se mencionaba anteriormente, se coloca en su máxima posición al reóstato, éste le indicará que la presión está aumentando con el cual el control determina hacer una pausa no importando que tipo de movimiento este desarrollando en ese instante, esto para cumplir la etapa de estabilidad mientras es ejercida la presión, el mecanismo no permitirá ningún flexión extra, realizara la extensión de la rodilla de manera automática, cabe aclarar que el control está diseñado para que esta posición se de manera rápida pero gradual.



Figura 4.15 Mecanismo en Proceso de Estabilidad.

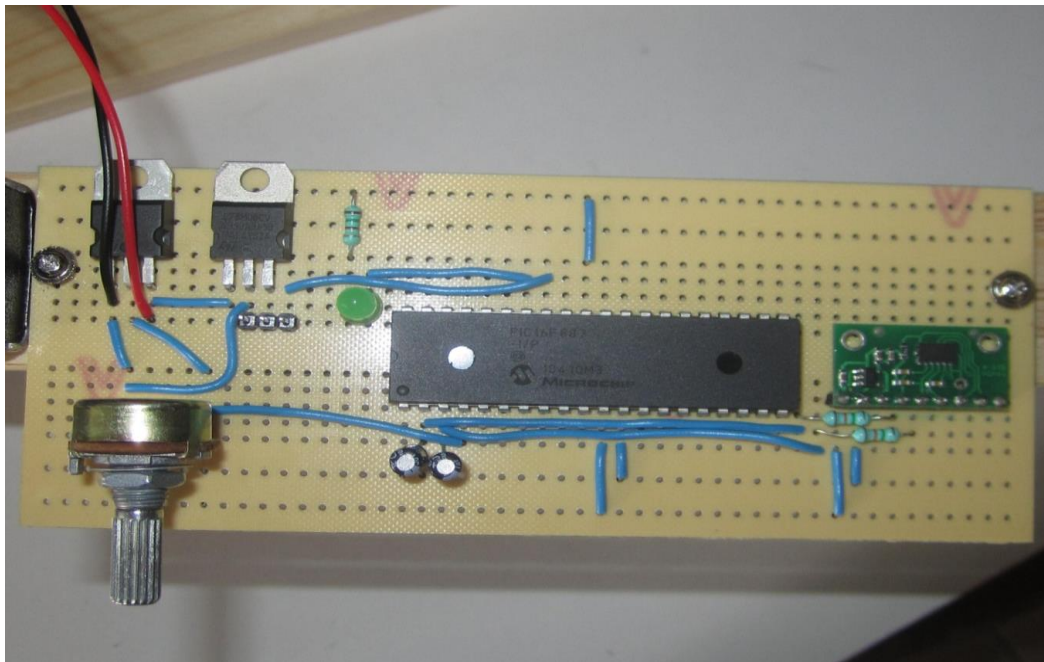


Figura 4.16 Complementos Electrónicos.

En la figura 4.17 se muestra el mecanismo realizando la función de extensión tanto en la etapa de apoyo y un bloqueo cuando el sensor de presión obtiene un máximo.

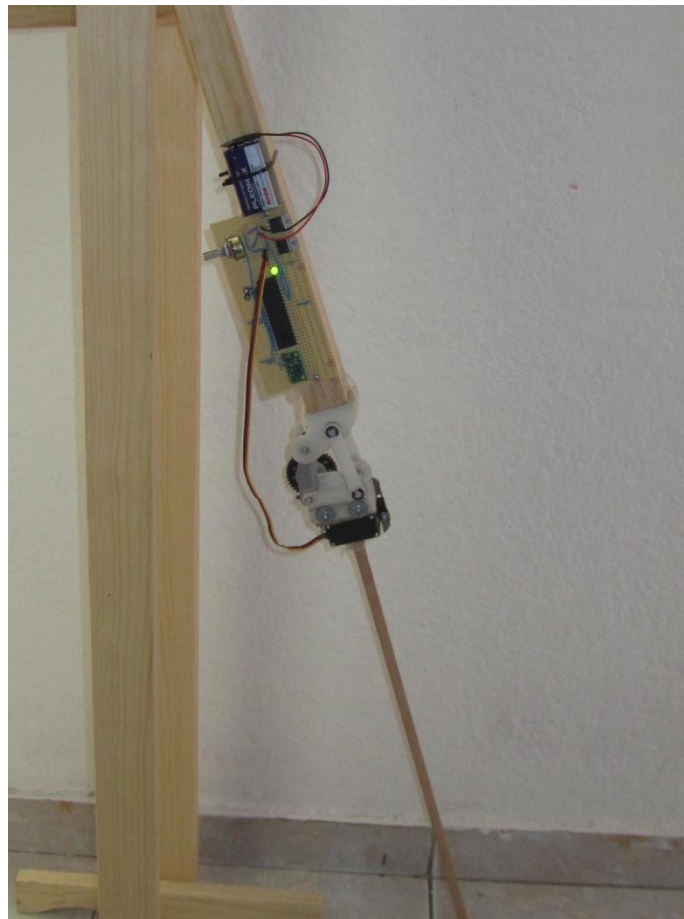


Figura 4.17 Prototipo demostrando la etapa de apoyo y bloqueo.

Ya que se obtuvo la etapa de apoyo o estancia en el prototipo, también se puede visualizar en la siguiente imagen la etapa de oscilación demostrando que el control

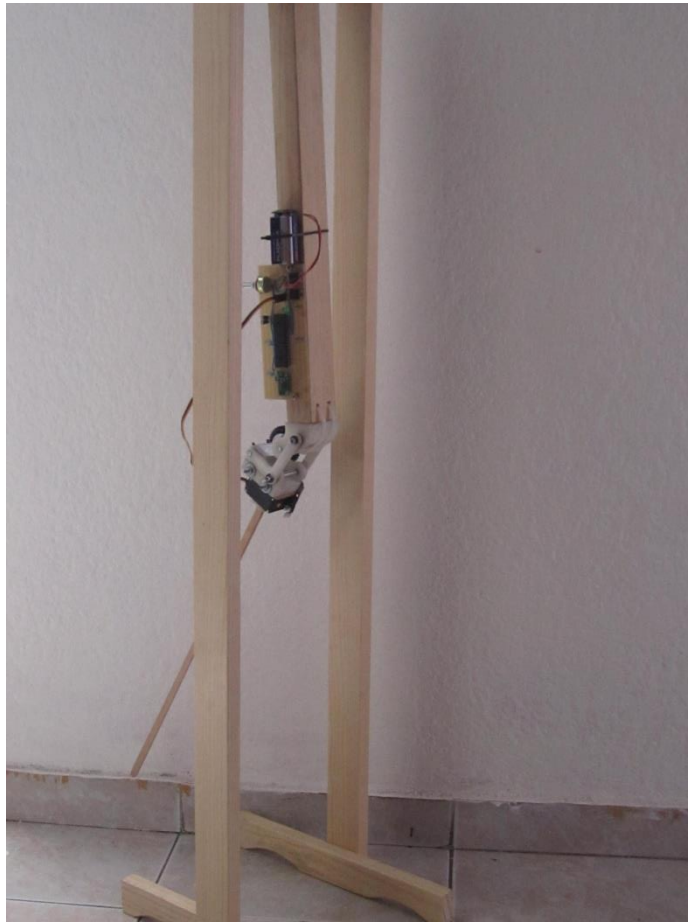


Figura 4.8 Prototipo demostrando la etapa de oscilación.

Programas:

Para realizar los dibujos se utilizó el Programa de Inventor Profesional 2012®.

Para realizar el código de programación se utilizó el programa CCS C®.

Para realizar el diseño electrónico se utilizó el programas Proteus®.

Para la simulación de la etapa de control se utilizó MatLab® y Simulink®.

Sumario.

Con apoyo del Programa Inventor, se desarrolla paso a paso la construcción de los engranes que se implementaron como en el sistema de tracción así como la adaptación del servomotor al mecanismo policéntrico. Para posteriormente verificar de forma física el desarrollo de control sobre el mecanismo obteniendo como resultado un control muy confiable en su funcionamiento.



CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.

Conclusiones

En este trabajo de investigación se consigue obtener el objetivo general y sus objetivos secundarios, estos son el diseño y desarrollo de un sistema de control para que el mecanismo policéntrico de cuatro barras, haciendo total uso de la metodología propuesta para desarrollarlo y proveer a dicho mecanismo la etapa de movimiento de flexión y extensión en las diversas fases del ciclo de la marcha, así como la etapa de estabilidad, gracias a los fundamentos teóricos y los dispositivos implementados, como fueron los sensores de posición en este caso, la adquisición de datos fue de suma importancia porque nos determinó la entrada que es la posición en que se encuentra el muñón y mediante el sistema de control mandar una señal de pulsos y esta a su vez realizar una retroalimentación por el servomotor a través del control implícito para así energizar al servomotor y activar, el sistema de tracción adaptado de engranes y obtener la posición determinada en grados; con un potenciómetro imitamos el funcionamiento de sensor de presión el cual tiene valores máximos y mínimos, para cuando la pierna detecte el valor máximo enviara una señal al proceso y este a su vez dará una instrucción para que se posicione de forma incremental la pierna a su máxima extensión. Por tal motivo puedo decir que con un gran éxito se realiza esta tesis, trabajo de investigación.

Trabajos Futuros

Optimizar el sistema de control desarrollando un sistema de control inteligente para integrar, controles híbridos (controles multinivel) y una descripción lógica de la locomoción, el control en tiempo real de un sistema “no lineal-multivariable” como es el cuerpo humano, posteriormente implementarlo en una prótesis integrando quizá un motor reductor en su flecha un tornillo sin fin para obtener mejor torque, de esta manera cumplir todas y cada una de las generalidades de la rodilla y esta sea parte de la evolución protésica en México.

Referencias

Fishman, S. (1961). *Psychological Practices with the Physically Disabled*, Colombia University Press

Viladot, R. (2005). *Órtesis y prótesis del aparato locomotor*, Elsevier España.

Dupes, B. (2005). What You Need to Know About Knees. *inMotion*, 14, pp. 54{70.

Dupes, B (2007). "Prosthetic Knee Systems." Military in Step Amputee Coalition of America in Partnership whit the U.S. Army Amputee Patient Care Program.

Castaño, V.M y J.C. Márquez, *Refacciones para humanos: Las prótesis*, en *Ciencia Hoy 2005* UNAM, México. D.F. pp. 1-7.

Vera Luna, P., *Biomecánica de la marcha normal y patológica*, 1999, Valencia España, editorial IBV, 1999

Radcliffe, C. W. (1970). Prosthetic-knee mechanisms for above-knee amputes. *Prosthetic and orthoti*, pp. 225-249.

Radcliffe, C. W. (1994). Four-bar linkage prosthetic knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria. *Prosthetics and Orthotics International*, 18, pp. 173.

Enríquez Torres, J. Alonso, at al (2003) *Diseño y construcción de una prótesis de rodilla con pistón magnetoreológico ESFM*, México, D.F., IPN.

Herr, H. y Wilkenfeld (2003). User Adaptivecontrol of a Magnetorheological Prosthetic Knee. *Industrial Robot: an International journal*, 30, pp. 42-55.

Rovetta, A. & Frosi, G. (1984), *On an artificial Knee Prosthesis*. European Biomechanics Conference. Davos.

Rovetta, A., Canina, M., Allara, P., Campa, G & Della Santina, S. (2001) Biorobotic Design Criteria for Innovative Limb Prosthesis 9th INTERNATIONAL SYMPOSIUM on Intelligent Robotic Systems, SIRS'2001. Toulouse, France 18-20.

San Juan Cerveró, Jimenéz Honrado, P. J., Gil Monzó, E.R., Sánchez Rodríguez, R. J. & Fenollosa Gómez, J. (2005), Biomecánica de las prótesis de rodilla. Patología del aparato locomotor, 3, 242-259.

Mirralles Marrero, R.C. y I. Mirralles Rull, Biomecánica Clínica de las Patología del Aparato locomotor. Vol. 1. 2005, España Masson pp. 1-20.

Pérez hidalgo 1973 “Principales Características de Controladores PID Pág. 2-6, Departamento de Electrónica automática y Bioingeniería Facultad de Ingeniería U.N.S.J.

Améstegui Moreno Apuntes de Control PID, Universidad Mayor de San Andres La Paz-Bolivia Enero 2001.

Sensores Piezoeléctricos <http://www.maginvent.org/articles/sensorarth/Sensores_Piezo_Electricos.html [Consulta 27 de Mayo del 2012].

Marco Cólás “Optimización de sensores de presión piezorresistivos de silicio para instrumentación biomédica y aplicaciones a alta temperatura”1993

Gonzalez Longat “Modulación de Ancho de Pulso” Mayo 2004.

Paul Aguayo S., (2004) “Introducción al Microcontrolador”.

Sirohi, R.S., Radha Krishna H.C., Mediciones Mécanicas; Limusa, México, 1986, pp. 278

Smith Carlos A., Armando Corripio, Control automático de procesos, Limusa, México, 1991.

Grantham, Walter J., Vincent, Thomas L., “Sistemas de Control Moderno. Análisis y diseño”, Limusa, Noriega editores, México 1998.

- Tanaka, Kazuo, "An Introduction to Fuzzy Logic for Practical Applications", Springe, USA, 1997.
- E. Aldrete Vidrio, F. Sandoval Ibarra, y Juan Santana, Modelo Eléctrico Equivalente para Sensores de Presión de Efecto Piezorresistivo, Memorias CONCI'2000, ITP Puebla, pp: 15-19, Mayo 2000.
- Umez Eronini, "Dinamica de Sistemas de Control", Thomson Learning, Mexico, 2001.
- Thompson, Elctronic Controllers, ISA, USA, 1989, pp. 90.
- Muñoz Cesar, J, J (2010), Control Inteligente de mecanismos con aplicaciones en la biomecánica-prótesis de miembro inferior (rodilla), Ingeniería Mecánica, IPN. SEPI ESIME Zacatenco Doctor en Ciencias, México D.F., 169.
- Velázquez Sánchez, A.T., Caracterización Cinemática e implantación de una Mano Robótica Multiarticulada Ingeniería Mecánica, IPN. ESIME Zacatenco Doctor en Ciencias., México D.F. 291.
- Kazutoshi, Y., Hiroshi, N., Eiichi, U, Susumu, C., Toshiya, N. & Ken-inch, Y. (2004) Biomechanical and clinical evaluation of a newly designed polycentric knee of transfemoral prosthesis. Journal of Rehabilitation Research and Development, 41, 675-682.
- Blumentritt, S. & Wener-Scherer, H. (1997) Design Principles, biomechanical data and clinical experience with a polycentric knee offering controlled stance phase knee flexion. A preliminary report Washington D.C.
- Chakraborty, J. K. & Path, K. M. (1994),A new modular six-bar linkage trans-femoral prosthesis for walking and squatting. Prosthetics and Orthotics International 18, 98-108.
- Van de Veen, P. (1994) Priciples of multiple-bar linkage mechanism for prosthetic Knee joints. Abstract of the 8th World Congress, ISPO. Melbourne, Austria. 55
- Cormack, D., Prosthetic Knee Designs, en international Fellow in Pediatric Orthopedic Surgery. (2005): Georgia, E.U.A. pp. 2-5.
- Ogata, Katsuhiko Madrid (2003) Ingeniería de Control Moderna Prentice Hall pp 681-700.
-

Otto Bock Company, www.ottobock.com.

Össur (2012) Company, www.ossur.com.

Norton, H, N (1982). *Sensores y Analizadores*, Editorial GG.

Análisis y diseño”, Limus, Noriega editors, México 1998

Umez-Eronini, “DINAMICA DE SISTEMAS DE CONTROL”, Thomson Learning México, 2001

Eberhard, H. D. (1951). An evaluation of Experimental Procedures Used a Fundamental Study of Human Locomotion. *Ann. NY Acad. SCI* , 5, pp. 1213{1228.REFERENCIAS 151

Zhang L, Wang G. Dynamic and static control of the human knee joint in abductionadduction. *J Biomechac* 2001.

Barrientos A., Peñin L.P., Balaguer C.y Aracil R., (1997), *Fundamentos de Robótica*, McGraw Hill.

Instrumentación industrial /Antonio Creus Solé., Creus Solé, Antonio., 7a ed.

Control Automático de Procesos C.A.Smith, A.B.Corripio Ed. Limusa

Sistemas de Control Automático B.C. Kuo. Ed. Prentice-Hall

Latarjet M, Ruiz L. *Anatomía humana. 3 ed. México, DF: Editorial Médica Panamericana, 1996.*

Buford WL, Ivey FM, Malone JD, Patterson RM, Peare GL, Nguyen DK, Steward AA. Muscle balance at the knee-moment arms for the normal knee and the ACL-Minus knee. *IEEE Transact Rehabil Engin* 1997.

Kuitinen S, Komi PV, Kyrolinen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci Sports Exerc* 2002.

Redfern MS, Cham R, Gielo-Perczak K, Gronqvist R, Hirvonen M, Lanshammar H et al. Biomechanics of slips. *Ergonomics* 2001.

Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. *J Biomech* 2002.

Prives, M. Lisenkov, N. Buskovich. Anatomía humana. 5 ed. Moscú, 1989.

Guiraldes H, Oddó H, Paulós J, Huete I. Anatomía clínica. Anatomía clínica de la rodilla. http://www.puc.cl/sw_educ/anatclin/anatclinica/index.html [consulta: 25 Mayo 2012].

Díez MA, Couceiro J. Problemas mecánicos de la rodilla. *Fisioterapia* 1998.

Bodor M. Quadriceps protects the cruciate ligament. *Orthop Res* 2001.

Kerrigan DC, Lelas JL, Goggins J, Merriman GJ, Kaplan RJ, Felson DT. Effectiveness of a lateral-wedge insole on knee varus torque in patients with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil* 2002.

Kerrigan DC, Deming LC, Holden MK. Knee recurvatum in gait: a study of associated knee biomechanics. *Arch Phys Med Rehabil* 1996.

Musahi V, Lehner A, Watanabe Y, Fu FH. Biology and biomechanics. *Curr Opin Rheumatol* 2002.

Williams GN, Chmielewski T, Rudolph KS, Buchanan TS, Snyder-Mackles L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientist. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001.

Zhang L, Wang G. Dynamic and static control of the human knee joint in abductionadduction. *J Biomech* 2001.

Caulfield BM, Garret M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. *Int J Sports Med* 2002.

Wou SL, Debski RE, Withrow JD, Jansushek MA. Biomechanics of knee ligaments. *Am J Sports Med* 1999.

Sadeghi H, Allard P, Barbier F, Sadeghi S, Hinse S, Perrault R, Labelle H. Main functional roles of knee flexors/extensors in able-bodied using principal component analysis (I). *Knee* 2002.

Sadeghi H, Prince F, Zabjek KF, Sadeghi S, Labelle H. Knee flexors/extensors in gait of elderly and young able-bodied men (II). *Knee* 2002.

Buford WL, Ivey FM, Nakamura T, Patterson RM, Peare GL, Nguyen DK. Internal/external rotation moment arms for the normal knee and the ACL-deficient knee. *Knee* 2001.

Kerrigan DC, Abdulhadi HM, Ribaud TA, Della Croce U. Biomechanic effects of a contralateral shoe-lift on walking with an immobilized knee. *Arch Phys Med Rehabil* 1997.

Kerrigan DC, Riley PO, Nieto TJ, Della U. Knee joint torques: a comparison between women and men during barefoot walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2000.

Kerrigan CD, Riley PO, Nieto TJ, Croce UD. Knee joint torques: a comparison between women and men during bare-foot walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2000.

Prat J. Biomecánica. <http://www.traumaweb.net/biomecánica.htm> [Consulta: 26 Mayo 2012].

Anexos

PROGRAMA PARA EL CONTROL DE MECANISMO-SIMULANDO LA RODILLA.C

```

#include <16f887.h> // Librería del microcontrolador PIC16F887
#device adc=10 // Establece el ADC con resolución a 10 bit

#FUSES NOWDT // Deshabilita el temporizador watchdog
#FUSES INTRC_IO // Oscilador Interno, no CLKOUT
#FUSES PUT // Habilita el Power Up Timer
#FUSES NOMCLR // Deshabilita el pin Master Clear
#FUSES NOPROTECT // Sin protección de código
#FUSES NOCPD // Sin protección de memoria EEPROM
#FUSES BROWNOUT // Habilita brownout reset
#FUSES NOIESO // Deshabilita el Internal External Switch Over
#FUSES NOFCMEN // Deshabilita el Fail-safe clock monitor
#FUSES NOLVP //No low voltage prgming, B3(PIC16) or B5(PIC18) used for I/O
#FUSES NODEBUG //No Debug mode for ICD
#FUSES NOWRT //Program memory not write protected
#FUSES BORV40 //Brownout reset at 4.0V

#use delay(clock=8000000) // Frecuencia de trabajo de 8 MHz

#use fast_io(a) // Agiliza las entradas y salidas del puerto A
#use fast_io(b) // Agiliza las entradas y salidas del puerto B

#include <math.h> // Librería de operaciones matemáticas

#define RadToDeg(x) ((x)*57.2957795131) // Convierte de radianes a grados

#define pinEjeX 0 // Pin del eje X
#define pinEjeY 1 // Pin del eje Y
#define pinSenPress 2 // Pin del sensor de presión
#define pinServo PIN_B0 // Pin del Servo
#define pinLed PIN_B1 //
Pin del Led

#define ticksTotalServo 40000 // Valor que compensa la frecuencia de Servo
#define PulsoMin 700 // Valor del pulso en micro-segundos del servo a -90°
#define PulsoMax 2400 // Valor del pulso en micro-segundos del servo a +90°
#define PressMin 5.0 // Valor de la presión mínima
#define PressMax 20.0 // Valor de la presión máxima
#define Inv_Sen -1.0 // Invierte el sentido del servo

void DegToServo(float Grados); // Declaración de las sub-funciones
float Ang_Acel(); // *****
float Sen_Press(); // *****

int16 ticksAltoServo; // Variable que establece el ancho de pulso del servo

```

```

int1 Flanco=1; // Variable que identifica el flanco de los pulsos del servo

#int_timer1 // Sub-rutina por la interrupción del TIMER0
void intTimer(void){
  if(Flanco==1){ // Flanco de subida
    output_high(pinServo); // Pone a 1 el pin del servo
    set_timer1(65535 - ticksAltoServo); // Establece el tiempo de duración del pulso de subida
    Flanco = 0; // Cambia de flanco
  }
  else if(Flanco==0){ // Flanco de bajada
    output_low(pinServo); // Pone a 0 el pin del servo
    set_timer1(65535 - ticksTotalServo + ticksAltoServo); // Establece el tiempo de duración del
pulso de bajada
    Flanco = 1; // Cambia de flanco
  }
}

// Rutina principal
void main(){
  float Ang_Cad,Ang_Rod; // Declaración de variables
  float RagPress; // *****
  int1 Estado=1; // *****

  set_tris_a(0xFF); // Establece las entradas y salidas del puerto A
  set_tris_b(0x00); // Establece las entradas y salidas del puerto B

  setup_adc_ports(sAN0|sAN1|sAN2|VSS_VDD); // Establecemos las entradas analogicas
  setup_adc(ADC_CLOCK_INTERNAL); // Establecemos el reloj interno del convertido ADC
  disable_interrupts(global); // Deshabilita todas las interrupciones
  setup_spi(FALSE);
  setup_timer_0(RTCC_INTERNAL|RTCC_DIV_1);
  setup_timer_1(T1_INTERNAL | T1_DIV_BY_1); // Configuracion del TIMER1
  setup_timer_2(T2_DISABLED,0,1);
  setup_comparator(NC_NC_NC_NC);
  setup_oscillator(OSC_8MHZ);
  enable_interrupts(int_timer1); // Habilita la interrupcion TIMER1
  enable_interrupts(global); // Habilita la ejecucion de la interrupcion
  set_timer1(60000); // Establece el timer1 dentro de un rango de operacion

  delay_ms(100); // Espera 100 mili-segundos
  output_high(pinLed); // Pone a 1 el pin del Led
  DegToServo(0.0);

  while(TRUE){ // Funcion de bucle infinito
    Ang_Cad = Ang_Acel(); // El angulo leído del acelerometro lo coloca en la variable Ang_Cad

    if (Ang_Cad <= -20.0){ // Cuando Ang_Cad <= -20.0 ejecuta lo que este entre las llaves
      output_low(pinLed); // Pone a 0 el pin del Led
      Estado=0; // Pone a 0 la variable Estado
    }
  }
}

```

```

if (Ang_Cad >= 30.0){           // Cuando Ang_Cad >= 30.0 ejecuta lo que este entre las llaves
    output_high(pinLed);       // Pone a 1 el pin del Led
    Estado=1;                  // Pone a 1 el variable Estado
}

if (Estado==0) {              // Cuando Estado = 0 ejecuta lo que este entre las llaves
    // Este codigo se ejecuta cuando la pierna va para adelante
    if (Ang_Cad < -10.0) {     // Cuando Ang_Cad < -10.0 ejecuta lo que este entre las llaves
        Ang_Rod = (-3.0*(Ang_Cad+30.0))+30; // Ejecuta la ecuacion 4
    }
    else if ((Ang_Cad >= -10.0) && (Ang_Cad < 0.0)) { // Cuando Ang_Cad >= -10.0 y
Ang_Cad < 0.0 ejecuta lo que este entre las llaves
        Ang_Rod = (-3.0*(Ang_Cad+10.0))-30.0; // Ejecuta la ecuacion 5
    }
    else if ((Ang_Cad >= 0.0) && (Ang_Cad < 20.0)) { // Cuando Ang_Cad >= 0.0 y Ang_Cad <
20.0 ejecuta lo que este entre las llaves
        Ang_Rod = (2.0*Ang_Cad)-60.0; // Ejecuta la ecuacion 6
    }
    else if ((Ang_Cad >= 20.0) && (Ang_Cad < 27.0)) { // Cuando Ang_Cad >= 20.0 y Ang_Cad
< 27.0 ejecuta lo que este entre las llaves
        Ang_Rod = (2.43*(Ang_Cad-20.0))-20; // Ejecuta la ecuacion 7
    }
    else if (Ang_Cad >= 27.0) { // Cuando Ang_Cad >= 27.0 ejecuta lo que este entre las llaves
        Ang_Rod = Ang_Cad-30.0; // Ejecuta la ecuacion 8
    }
}
else {                          // Cuando Estado = 1 ejecuta lo que este entre las llaves
    // Este codigo se ejecuta cuando la pierna va para atras
    Ang_Rod = 0.0; // Ejecuta la ecuacion 1 que es igual que las ecuaciones 2 y 3
}

if (Sen_Press() > PressMax) { // Cuando SenPress() > PressMax ejecuta lo que este entre las
llaves
    Ang_Rod = 0.0; // El valor de Ang_Cad lo envia a la variable Ang_Rod
}
else if (Sen_Press() > PressMin) { // Cuando SenPress() > PressMin ejecuta lo que este entre las
llaves
    RagPress = PressMax-PressMin; // Obtiene el rango de presion
    Ang_Rod = Ang_Rod-((Ang_Rod/RagPress)*(Sen_Press()-PressMin)); // Ecuacion que nos
permite relacionar la presion con el angulo de la rodilla
}

if (Ang_Rod > 0.0) {           // Cuando Ang_Rod > 0 ejecuta lo que este entre las llaves
    Ang_Rod = 0.0; // No permite angulos positivos en Ang_Rod
}

DegToServo(Ang_Rod);          // Se envia el valor del angulo al servo
delay_ms(10); // Espera 10 mili-segundos
}

```

```

}

float Sen_Press(){ // Sub-funcion del sensor de presion
    float Press; // declaracion de variable

    set_adc_channel(pinSenPress); // Lee el valor del ADC de la presion
    delay_us(20); // Espera 20 micro-segundos
    Press = read_adc()/20.46; // Escala la variable con la entrada del ADC, ADC = 0 a 1023, Sensor =
0 a 50Kg
    return Press; // Retorna la variable Press
}

float Ang_Acel(){ // Sub-función que obtiene el ángulo mediante el acelerómetro
    float EjeX,EjeY,Angulo; // Declaración de variables

    set_adc_channel(pinEjeX); // Lee el valor del eje X
    delay_us(20); // Espera 20 micro-segundos
    EjeX = read_adc()-512.0; // Le resta 512 que lo situa a un valor medio y lo sitúa en la variable
EjeX
    set_adc_channel(pinEjeY); // Lee el valor del eje Y
    delay_us(20); // Espera 20 micro-segundos
    EjeY = read_adc()-512.0; // Le resta 512 que lo situa a un valor medio y lo sitúa en la variable
EjeY

    Angulo = RadToDeg(atan2(-EjeY,EjeX)); // Con la funcion atan2 obtenemos el angulo y lo
convertimos en grados

    Angulo = (Angulo < -90.0)? -90.0: Angulo; // Delimitamos el limite inferior a -90.0
    Angulo = (Angulo > 90.0)? 90.0: Angulo; // Delimitamos el limite superior a +90.0

    return Angulo; // Retorna la variable Angulo
}

void DegToServo(float Grados){ // Sub-función que transfiere un ángulo al servo
    int16 Deg0,Rango; // Declaración de variables

    Rango = PulsoMax-PulsoMin; // Rango de pulso del servo
    Deg0 = (PulsoMin*2)+Rango-55; // Calcula el ángulo 0°
    ticksAltoServo = Deg0+(Rango*Inv_Sen*Grados*2.0)/180.0; // Genera el tiempo de espera del
pulso
}

```

DATA SHEET

SERVOMOTOR HS 322HD



HiTec HS-322 Heavy Duty Servo R84-HS-322HD \$11.00

The popular HS-322HD servo. The Karbonite gears in this servo are nearly 4 times stronger than standard (nylon) gears and provide virtually wear-free performance.

The servo weighs 43 gm (1.52 oz) and has a 24 tooth spline.
The servo mounts with HiTec compatible accessories.

Specifications			
Voltage	Operating Speed	Output Torque	Dimensions
4.8 V	0.19 sec/60°	0.294 Nm	40 x 20 x 37 mm (1.57 x 0.79 x 1.46 in)
6.0 V	0.15 sec/60°	0.38 Nm	40 x 20 x 37 mm (1.57 x 0.79 x 1.46 in)

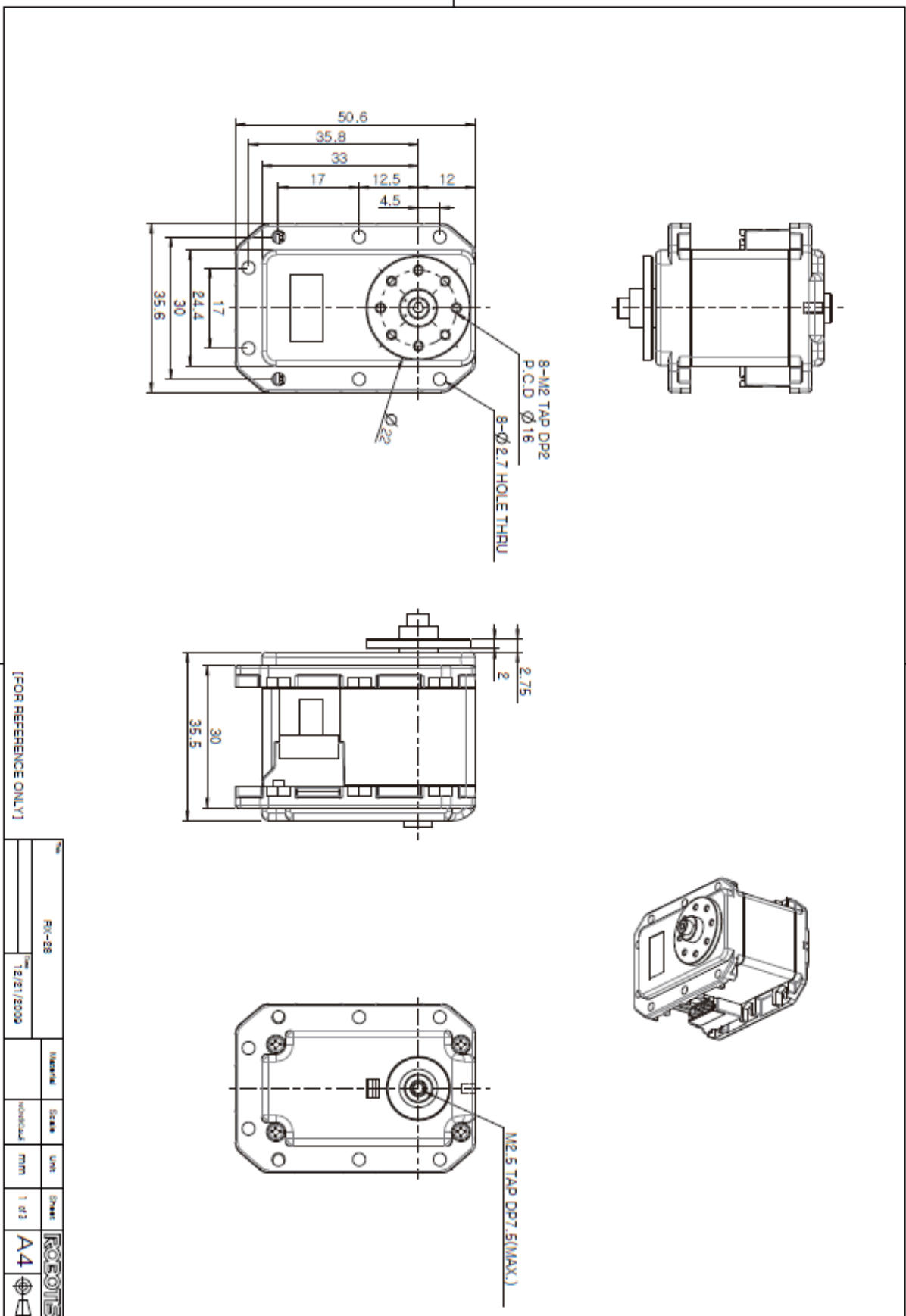
Wiring

The yellow wire is signal, the red wire is power and the black wire is ground.

Last Modified 2011-12-13. Information subject to change without notice.
For current information type "R84" into the find box at www.acroname.com
Copyright 1994-2012, Acroname Inc.

Acroname Inc.
4822 Sterling Drive
Boulder, CO 80301
USA
voice: 720.564.0373
fax: 720.564.0376
sales@acroname.com





MMA7341L

Freescale Semiconductor
Technical Data

Document Number: MMA7341L
Rev 0, 04/2008



±3g, ±11g Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer

The MMA7341L is a low power, low profile capacitive micromachined accelerometer featuring signal conditioning, a 1-pole low pass filter, temperature compensation, self test, and g-Select which allows for the selection between 2 sensitivities. Zero-g offset and sensitivity are factory set and require no external devices. The MMA7341L includes a Sleep Mode that makes it ideal for handheld battery powered electronics.

Features

- 3mm x 5mm x 1.0mm LGA-14 Package
- Low Current Consumption: 400 μ A
- Sleep Mode: 3 μ A
- Low Voltage Operation: 2.2 V – 3.6 V
- Selectable Sensitivity (±3g, ±11g)
- Fast Turn On Time (0.5 ms Enable Response Time)
- Self Test for Freefall Detect Diagnosis
- Signal Conditioning with Low Pass Filter
- Robust Design, High Shocks Survivability
- RoHS Compliant
- Environmentally Preferred Product
- Low Cost

Typical Applications

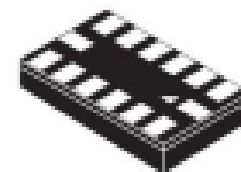
- 3D Gaming: Tilt and Motion Sensing, Event Recorder
- HDD MP3 Player: Freefall Detection
- Laptop PC: Freefall Detection, Anti-Theft
- Cell Phone: Image Stability, Text Scroll, Motion Dialing, E-Compass
- Pedometer: Motion Sensing
- PDA: Text Scroll
- Navigation and Dead Reckoning: E-Compass Tilt Compensation
- Robotics: Motion Sensing

ORDERING INFORMATION				
Part Number	Temperature Range	Package Drawing	Package	Shipping
MMA7341LT	-40 to +85°C	1977-01	LGA-14	Tray
MMA7341LR1	-40 to +85°C	1977-01	LGA-14	7" Tape & Reel
MMA7341LR2	-40 to +85°C	1977-01	LGA-14	13" Tape & Reel

MMA7341L

MMA7341L: XYZ AXIS
ACCELEROMETER
±3g, ±11g

Bottom View



14 LEAD
LGA
CASE 1977-01

Top View

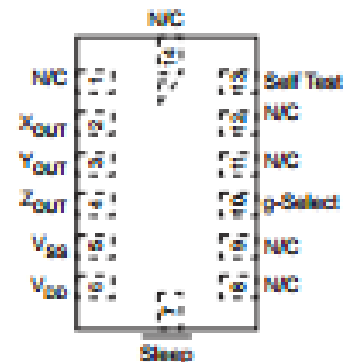


Figure 1. Pin Connections

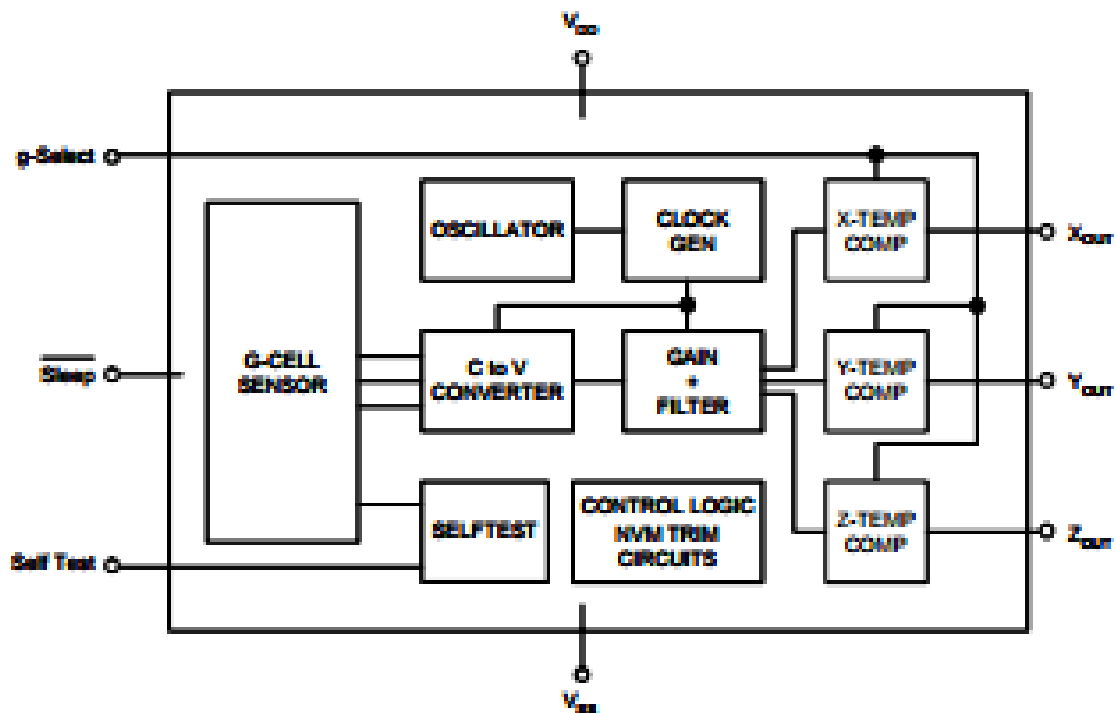


Figure 2. Simplified Accelerometer Functional Block Diagram

Table 1. Maximum Ratings

(Maximum ratings are the limits to which the device can be exposed without causing permanent damage.)

Rating	Symbol	Value	Unit
Maximum Acceleration (all axis)	a_{max}	± 5000	g
Supply Voltage	V_{DD}	-0.3 to +3.6	V
Drop Test ¹⁾	D_{drop}	1.8	m
Storage Temperature Range	T_{stg}	-40 to +125	°C

1. Dropped onto concrete surface from any axis.

ELECTRO STATIC DISCHARGE (ESD)

WARNING: This device is sensitive to electrostatic discharge.

Although the Freescale accelerometer contains internal 2000 V ESD protection circuitry, extra precaution must be taken by the user to protect the chip from ESD. A charge of over 2000 volts can accumulate on the human body or associated test equipment. A charge of this magnitude can

alter the performance or cause failure of the chip. When handling the accelerometer, proper ESD precautions should be followed to avoid exposing the device to discharges which may be detrimental to its performance.

Table 2. Operating Characteristics

Unless otherwise noted: $-40^{\circ}\text{C} \leq T_A \leq 85^{\circ}\text{C}$, $2.2\text{ V} \leq V_{\text{DD}} \leq 3.6\text{ V}$, Acceleration = $0g$, Loaded output⁽¹⁾

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
Operating Range ⁽²⁾					
Supply Voltage ⁽³⁾	V_{DD}	2.2	3.3	3.6	V
Supply Current ⁽⁴⁾	I_{DD}	—	400	600	μA
Supply Current at Sleep Mode ⁽⁵⁾	I_{DD}	—	3	10	μA
Operating Temperature Range	T_A	-40	—	+85	$^{\circ}\text{C}$
Acceleration Range, X-Axis, Y-Axis, Z-Axis					
g-Select: 0	g_{rs}	—	± 3	—	g
g-Select: 1	g_{rs}	—	± 11	—	g
Output Signal					
Zero g ($T_A = 25^{\circ}\text{C}$, $V_{\text{DD}} = 3.3\text{ V}$) ⁽⁶⁾	V_{OFF}	1.551	1.65	1.749	V
Zero g ⁽⁷⁾	V_{OFF}, T_A	-2.0	± 0.5	+2.0	$\text{mg}/^{\circ}\text{C}$
Sensitivity ($T_A = 25^{\circ}\text{C}$, $V_{\text{DD}} = 3.3\text{ V}$)					
3g	S_{3g}	-413.6	-440	-466.4	mV/g
11g	S_{11g}	106	117.8	129.6	mV/g
Sensitivity ⁽⁸⁾	S, T_A	-0.0075	± 0.002	+0.0075	$\text{mV}/^{\circ}\text{C}$
Bandwidth Response					
XY	f_{BWXY}	—	400	—	Hz
Z	f_{BWZ}	—	300	—	Hz
Output Impedance	Z_{O}	—	30 Ω	—	$\text{k}\Omega$
Self Test					
Output Response					
$X_{\text{OUT}}, Y_{\text{OUT}}$	$A_{\text{OUTX}}, A_{\text{OUTY}}$	+0.05	-0.1	—	g
Z_{OUT}		+0.8	+1.0	+1.2	g
Input Low	V_{IL}	V_{DD}	—	0.3 V_{DD}	V
Input High	V_{IH}	0.7 V_{DD}	—	V_{DD}	V
Noise					
Power Spectral Density RMS (0.1 Hz – 1 kHz) ⁽⁹⁾	n_{RMS}	—	350	—	$\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$
Control Timing					
Power-Up Response Time ⁽¹⁰⁾	t_{RESPONSE}	—	1.0	2.0	ms
Enable Response Time ⁽¹⁰⁾	t_{ENABLE}	—	0.5	2.0	ms
Self Test Response Time ⁽¹⁰⁾	t_{ST}	—	2.0	5.0	ms
Sensing Element Resonant Frequency					
XY	f_{RESONXY}	—	6.0	—	kHz
Z	f_{RESONZ}	—	3.4	—	kHz
Internal Sampling Frequency	f_{CLK}	—	11	—	kHz
Output Stage Performance					
Full-Scale Output Range ($I_{\text{OUT}} = 3\text{ }\mu\text{A}$)	V_{FS}	$V_{\text{DD}}+0.1$	—	$V_{\text{DD}}-0.1$	V
Nonlinearity, $X_{\text{OUT}}, Y_{\text{OUT}}, Z_{\text{OUT}}$	NI_{OUT}	-1.0	—	+1.0	%FSO
Cross-Axis Sensitivity ⁽¹¹⁾	$V_{\text{CROSS,XY,Z}}$	-5.0	—	+5.0	%

1. For a loaded output, the measurements are observed after an RC filter consisting of an internal 30k Ω resistor and an external 3.3nF capacitor (recommended as a minimum to filter clock noise) on the analog output for each axis and a 0.1 μF capacitor on $V_{\text{DD}} - \text{GND}$. The output sensor bandwidth is determined by the Capacitor added on the output. $f = 1/628 * (30 \times 10^3) * C$. $C = 3.3\text{ nF}$ corresponds to $\text{BW} = 1507\text{ Hz}$, which is the minimum to filter out internal clock noise.

2. These limits define the range of operation for which the part will meet specification.

3. Within the supply range of 2.2 and 3.6 V, the device operates as a fully calibrated linear accelerometer. Beyond these supply limits the device may operate as a linear device but is not guaranteed to be in calibration.

4. This value is measured with g-Select in 3g mode.

5. The device can measure both + and - acceleration. With no input acceleration the output is at midsupply. For positive acceleration the output will increase above $V_{\text{DD}}/2$. For negative acceleration, the output will decrease below $V_{\text{DD}}/2$.

6. For optimal 0g offset performance, adhere to AN3484 and AN3447.

7. The response time between 10% of full scale V_{DD} input voltage and 90% of the final operating output voltage.

8. The response time between 10% of full scale Sleep Mode input voltage and 90% of the final operating output voltage.

9. The response time between 10% of the full scale self test input voltage and 90% of the self test output voltage.

10. A measure of the device's ability to reject an acceleration applied 90° from the true axis of sensitivity.

MMA7341L

PRINCIPLE OF OPERATION

The Freescale accelerometer is a surface-micromachined integrated-circuit accelerometer.

The device consists of a surface micromachined capacitive sensing cell (g-cell) and a signal conditioning ASIC contained in a single package. The sensing element is sealed hermetically at the wafer level using a bulk micromachined cap wafer.

The g-cell is a mechanical structure formed from semiconductor materials (polysilicon) using semiconductor processes (masking and etching). It can be modeled as a set of beams attached to a movable central mass that move between fixed beams. The movable beams can be deflected from their rest position by subjecting the system to an acceleration (Figure 3).

As the beams attached to the central mass move, the distance from them to the fixed beams on one side will increase by the same amount that the distance to the fixed beams on the other side decreases. The change in distance is a measure of acceleration.

The g-cell beams form two back-to-back capacitors (Figure 3). As the center beam moves with acceleration, the distance between the beams changes and each capacitor's value will change, ($C = \epsilon A/d$). Where A is the area of the beam, ϵ is the dielectric constant, and D is the distance between the beams.

The ASIC uses switched capacitor techniques to measure the g-cell capacitors and extract the acceleration data from the difference between the two capacitors. The ASIC also signal conditions and filters (switched capacitor) the signal, providing a high level output voltage that is ratiometric and proportional to acceleration.

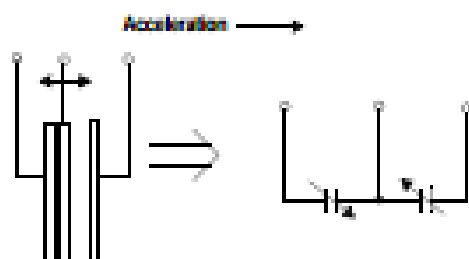


Figure 3. Simplified Transducer Physical Model

SPECIAL FEATURES

Self Test

The sensor provides a self test feature that allows the verification of the mechanical and electrical integrity of the accelerometer at any time before or after installation. This feature is critical in applications such as hard disk drive protection where system integrity must be ensured over the life of the product. Customers can use self test to verify the solderability to confirm that the part was mounted to the PCB correctly. When the self test function is initiated, an electrostatic force is applied to each axis to cause it to deflect. The x- and y-axis are deflected slightly while the z-axis is trimmed to deflect 1g. This procedure assures that both the mechanical (g-cell) and electronic sections of the accelerometer are functioning.

MMA7341L

g-Select

The g-Select feature allows for the selection between two sensitivities. Depending on the logic input placed on pin 10, the device internal gain will be changed allowing it to function with a 3g or 11g sensitivity (Table 3). This feature is ideal when a product has applications requiring two different sensitivities for optimum performance. The sensitivity can be changed at anytime during the operation of the product. The g-Select pin can be left unconnected for applications requiring only a 3g sensitivity as the device has an internal pull-down to keep it at that sensitivity (440mV/g).

Table 3. g-Select Pin Description

g-Select	g-Range	Sensitivity
0	3g	440 mV/g
1	11g	117.5 mV/g

Sleep Mode

The 3 axis accelerometer provides a Sleep Mode that is ideal for battery operated products. When Sleep Mode is active, the device outputs are turned off, providing significant reduction of operating current. A low input signal on pin 7 (Sleep Mode) will place the device in this mode and reduce the current to 3 μ A typ. For lower power consumption, it is recommended to set g-Select to 3g mode. By placing a high input signal on pin 7, the device will resume to normal mode of operation.

Filtering

The 3 axis accelerometer contains an onboard single-pole switched capacitor filter. Because the filter is realized using switched capacitor techniques, there is no requirement for external passive components (resistors and capacitors) to set the cut-off frequency.

Ratiometricity

Ratiometricity simply means the output offset voltage and sensitivity will scale linearly with applied supply voltage. That is, as supply voltage is increased, the sensitivity and offset increase linearly; as supply voltage decreases, offset and sensitivity decrease linearly. This is a key feature when interfacing to a microcontroller or an A/D converter because it provides system level cancellation of supply induced errors in the analog to digital conversion process.

BASIC CONNECTIONS

Pin Descriptions



Figure 4. Pinout Description

Table 4. Pin Descriptions

Pin No.	Pin Name	Description
1	N/C	No internal connection Leave unconnected
2	X _{OUT}	X direction output voltage
3	Y _{OUT}	Y direction output voltage
4	Z _{OUT}	Z direction output voltage
5	V _{SS}	Power Supply Ground
6	V _{DD}	Power Supply Input
7	Sleep	Logic input pin to enable product or Sleep Mode
8	N/C	No internal connection Leave unconnected
9	N/C	No internal connection Leave unconnected
10	g-Select	Logic input pin to select g level
11	N/C	Unused for factory trim Leave unconnected
12	N/C	Unused for factory trim Leave unconnected
13	Self Test	Input pin to initiate Self Test
14	N/C	Unused for factory trim Leave unconnected

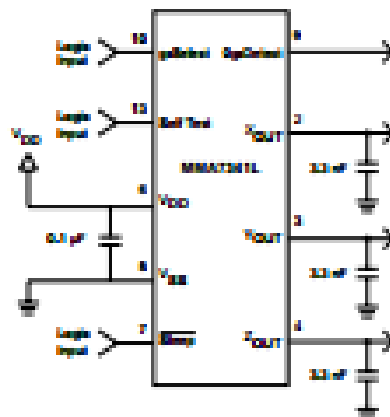


Figure 5. Accelerometer with Recommended

Connection Diagram

PCB Layout

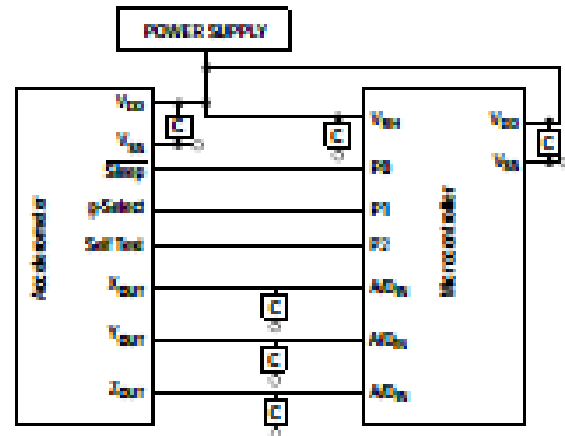
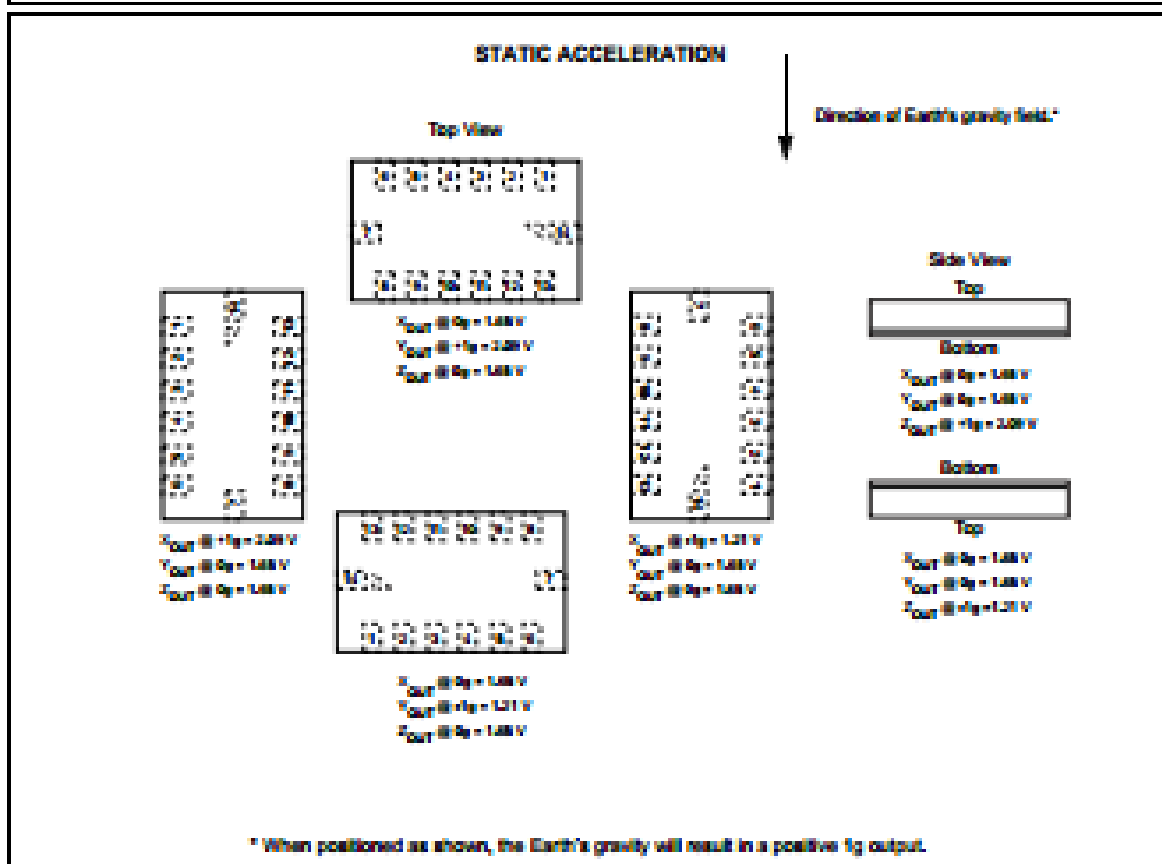
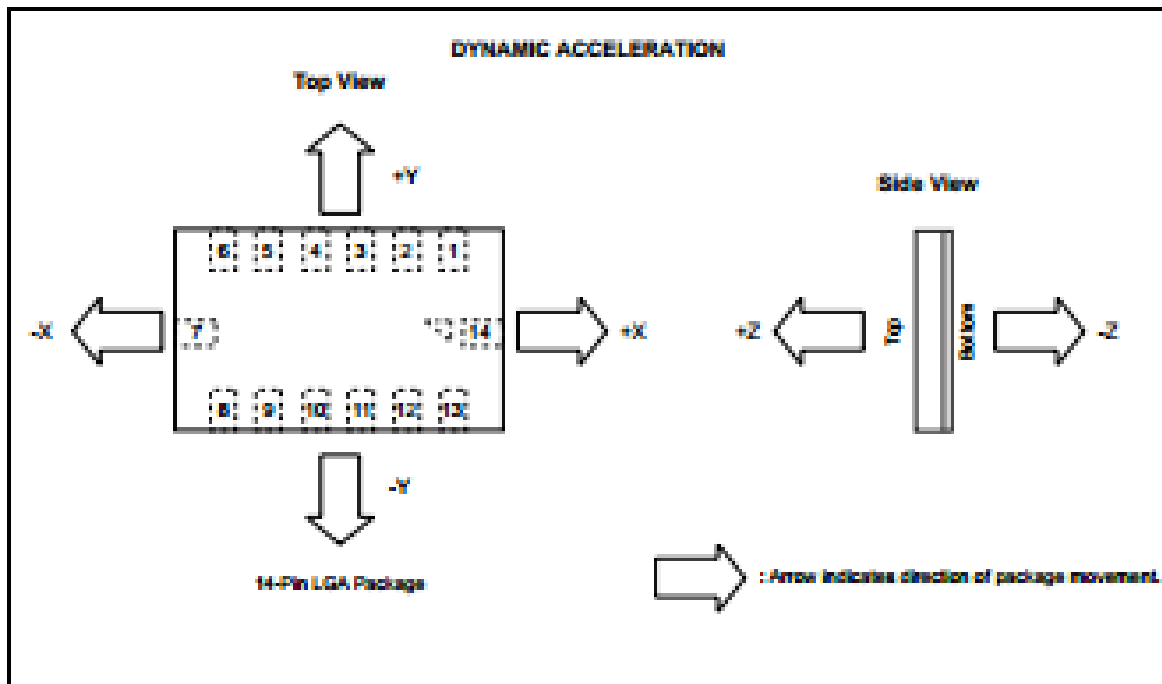


Figure 6. Recommended PCB Layout for Interfacing Accelerometer to Microcontroller

NOTES:

1. Use 0.1 μF capacitor on V_{DD} to decouple the power source.
2. Physical coupling distance of the accelerometer to the microcontroller should be minimal.
3. Place a ground plane beneath the accelerometer to reduce noise, the ground plane should be attached to all of the open ended terminals shown in Figure 6.
4. Use a 3.3nF capacitor on the outputs of the accelerometer to minimize clock noise (from the switched capacitor filter circuit).
5. PCB layout of power and ground should not couple power supply noise.
6. Accelerometer and microcontroller should not be a high current path.
7. A/D sampling rate and any external power supply switching frequency should be selected such that they do not interfere with the internal accelerometer sampling frequency (11 kHz for the sampling frequency). This will prevent aliasing errors.
8. 10MΩ or higher is recommended on X_{OUT}, Y_{OUT} and Z_{OUT} to prevent loss due to the voltage divider relationship between the internal 32 kΩ resistor and the measurement input impedance.



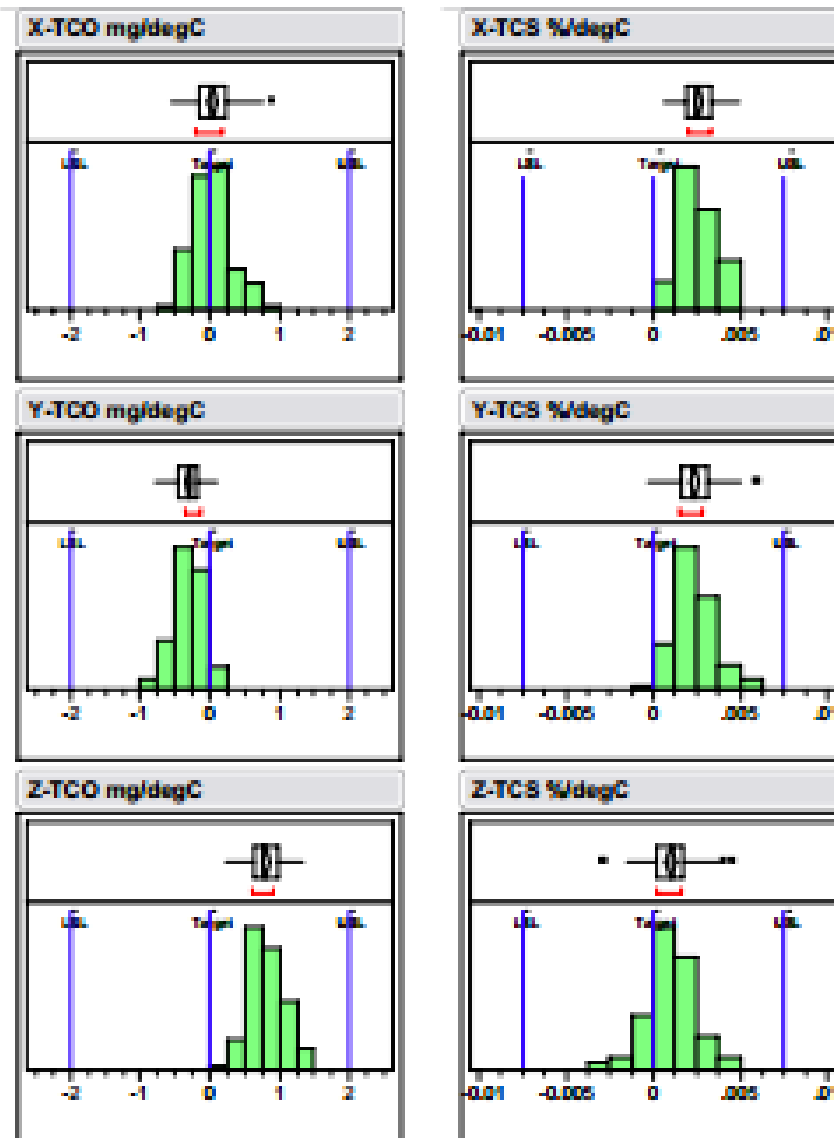


Figure 7. MMA7341L Temperature Coefficient of Offset (TCO) and Temperature Coefficient of Sensitivity (TCS) Distribution Charts

MINIMUM RECOMMENDED FOOTPRINT FOR SURFACE MOUNTED APPLICATIONS

PCB Mounting Recommendations

MEMS based sensors are sensitive to Printed Circuit Board (PCB) reflow processes. For optimal zero-g offset after PCB mounting, care must be taken to PCB layout and reflow conditions. Reference application note AN3484 for best practices to minimize the zero-g offset shift after PCB mounting.

Surface mount board layout is a critical portion of the total design. The footprint for the surface mount packages must be the correct size to ensure proper solder connection interface between the board and the package.

With the correct footprint, the packages will self-align when subjected to a solder reflow process. It is always recommended to design boards with a solder mask layer to avoid bridging and shorting between solder pads.

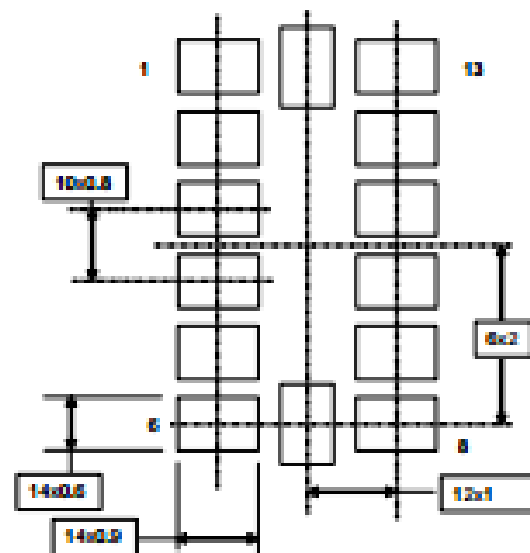
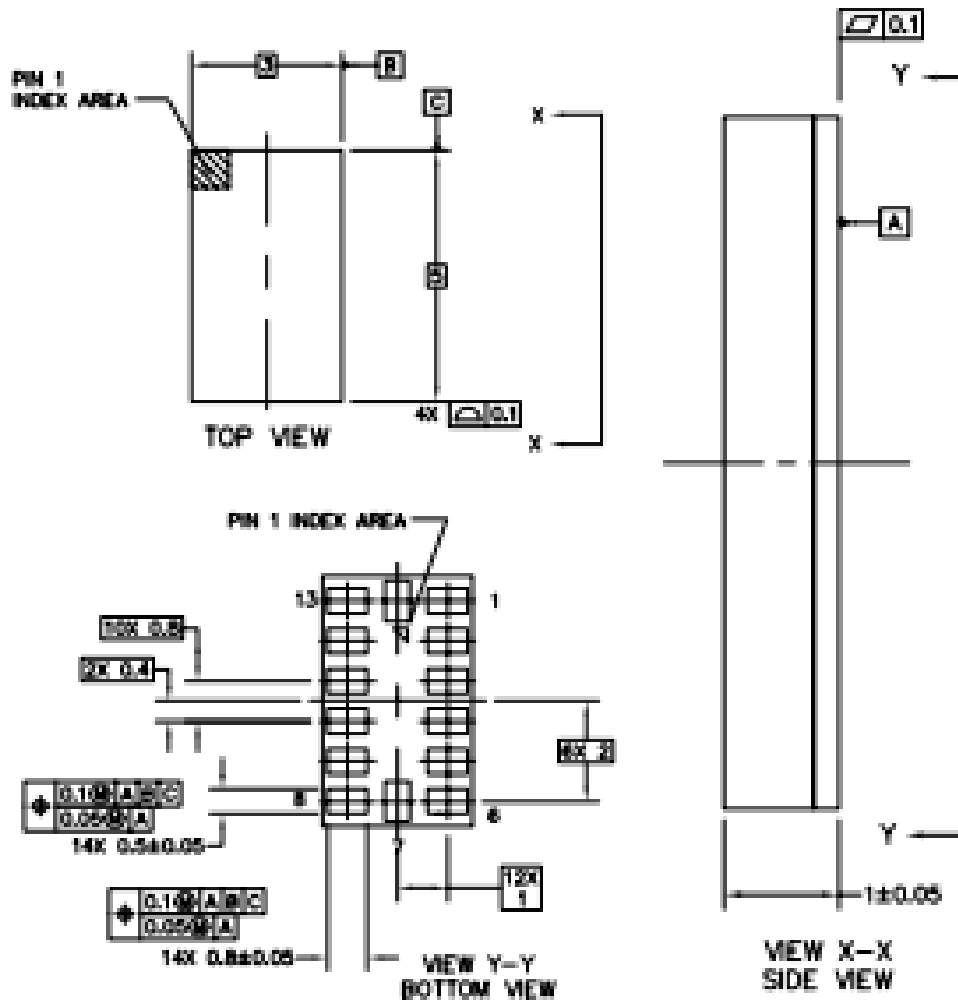


Figure 8. LGA 14-Lead, 5 x 3 mm Die Sensor

PACKAGE DIMENSIONS



© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE: LGA 14 I/O, 3 X 5 X 1 PITCH 0.8, SENSOR 1.0MM PKG	DOCUMENT NO: 98ASA10801D	REV. A	
	CASE NUMBER: 1977-01	09 JAN 2008	
	STANDARD: NON-JEDEC		

CASE 1977-01
ISSUE A
14-LEAD LGA

MMA7341L

PACKAGE DIMENSIONS
NOTES:

1. ALL DIMENSIONS IN MILLIMETERS.
2. DIMENSIONING AND TOLERANCING PER ASME Y14.5M-1994.

© FREESCALE SEMICONDUCTOR, INC. ALL RIGHTS RESERVED.	MECHANICAL OUTLINE	PRINT VERSION NOT TO SCALE	
TITLE LGA 14 I/O, 3 X 5 X 1 PITCH 0.8, SENSOR 1.0MM PKG	DOCUMENT NO: 99ASA10801D	REV: A	
	CASE NUMBER: 1977-01	09 JAN 2008	
	STANDARD: NON-JEDEC		

CASE 1977-01
ISSUE A
14-LEAD LGA

MMA7341L

10

Sensors
Freescale Semiconductor

How to Reach Us:

Home Page:
www.freescale.com

Web Support:
<http://www.freescale.com/support>

USA/Europe or Locations Not Listed:
Freescale Semiconductor, Inc.
 Technical Information Center, EL516
 2100 East Elliot Road
 Tempe, Arizona 85284
 +1-800-521-5274 or +1-480-768-2130
www.freescale.com/support

Europe, Middle East, and Africa:
Freescale Halbleiter Deutschland GmbH
 Technical Information Center
 Schatzbogen 7
 81829 Muenchen, Germany
 +49 1298 380 456 (English)
 +49 89 32300080 (English)
 +49 89 32103 559 (German)
 +33 1 89 35 48 48 (French)
www.freescale.com/support

Japan:
Freescale Semiconductor Japan Ltd.
 Headquarters
 ARCO Tower 15F
 1-8-1, Shimo-Meguro, Meguro-ku,
 Tokyo 152-0054
 Japan
 0120 161014 or +81 3 5437 5125
support.japan@freescale.com

Asia/Pacific:
Freescale Semiconductor Hong Kong Ltd.
 Technical Information Center
 2 Dai King Street
 Tai Po Industrial Estate
 Tai Po, N.T., Hong Kong
 +800 2666 8080
support.asia@freescale.com

For Literature Requests Only:
Freescale Semiconductor Literature Distribution Center
 P.O. Box 5495
 Denver, Colorado 80217
 1-800-441-3447 or 303-675-2140
 Fax: 303-675-2150
LDCForFreescaleSemiconductor@hibbertgroup.com

Information in this document is provided solely to enable system and software implementers to use Freescale Semiconductor products. There are no express or implied copyright licenses granted hereunder to design or fabricate any integrated circuits or integrated circuits based on the information in this document.

Freescale Semiconductor reserves the right to make changes without further notice to any products herein. Freescale Semiconductor makes no warranty, representation or guarantee regarding the suitability of its products for any particular purpose, nor does Freescale Semiconductor assume any liability arising out of the application or use of any product or circuit, and specifically disclaims any and all liability, including without limitation consequential or incidental damages. "Typical" parameters that may be provided in Freescale Semiconductor data sheets and/or specifications can and do vary in different applications and actual performance may vary over time. All operating parameters, including "Typicals", must be validated for each customer application by customer's technical experts. Freescale Semiconductor does not convey any license under its patent rights nor the rights of others. Freescale Semiconductor products are not designed, intended, or authorized for use as components in systems intended for surgical implant into the body, or other applications intended to support or sustain life, or for any other application in which the failure of the Freescale Semiconductor product could create a situation where personal injury or death may occur. Should buyer purchase or use Freescale Semiconductor products for any such unintended or unauthorized application, buyer shall indemnify and hold Freescale Semiconductor and its officers, employees, subsidiaries, affiliates, and distributors harmless against all claims, costs, damages, and expenses, and reasonable attorney fees arising out of, directly or indirectly, any claim of personal injury or death associated with such unintended or unauthorized use, even if such claim alleges that Freescale Semiconductor was negligent regarding the design or manufacture of the part.

Freescale™ and the Freescale logo are trademarks of Freescale Semiconductor, Inc. All other product or service names are the property of their respective owners.

© Freescale Semiconductor, Inc. 2006. All rights reserved.

RoHS-compliant and/or Pb-free versions of Freescale products have the functionality and electrical characteristics of their non-RoHS-compliant and/or non-Pb-free counterparts. For further information, see <http://www.freescale.com> or contact your Freescale sales representative.

For information on Freescale's Environmental Products program, go to <http://www.freescale.com/lep>.

MMF73H1L
 Rev. 0
 04/0608



PIC16F887



PIC16F88X

PIC16F88X Family Silicon Errata and Data Sheet Clarification

The PIC16F88X family devices that you have received conform functionally to the current Device Data Sheet (DS41291F), except for the anomalies described in this document.

The silicon issues discussed in the following pages are for silicon revisions with the Device and Revision IDs listed in Table 1. The silicon issues are summarized in Table 2.

The errata described in this document will be addressed in future revisions of the PIC16F88X silicon.

Note: This document summarizes all silicon errata issues from all revisions of silicon, previous as well as current. Only the issues indicated in the last column of Table 2 apply to the current silicon revision (A0 or A2, as applicable).

Data Sheet clarifications and corrections start on page 13, following the discussion of silicon issues.

The silicon revision level can be identified using the current version of MPLAB[®] IDE and Microchip's programmers, debuggers, and emulation tools, which are available at the Microchip corporate web site (www.microchip.com).

For example, to identify the silicon revision level using MPLAB IDE in conjunction with MPLAB ICD 2, MPLAB ICD 3, PICkit[™] 2 or PICkit[™] 3:

1. Using the appropriate interface, connect the device to the MPLAB ICD 2 programmer/debugger, PICkit[™] 2 or PICkit[™] 3.
2. From the main menu in MPLAB IDE, select **Configure>Select Device**, and then select the target part number in the dialog box.
3. Select the MPLAB hardware tool (**Programmer>Select Tool**).
4. Perform a "Connect" operation to the device (**Programmer>Connect**). Depending on the development tool used, the part number and Device Revision ID value appear in the Output window.

Note: If you are unable to extract the silicon revision level, please contact your local Microchip sales office for assistance.

The Device ID values for the various devices and silicon revisions are shown in Table 1.

TABLE 1: SILICON DEVREV VALUES

Part Number	Device ID ⁽¹⁾	Revision ID for Silicon Revision ⁽²⁾	
		A0	A2
PIC16F882	2000h	00h	
PIC16F883	2020h	00h	
PIC16F884	2040h	00h	
PIC16F886	2060h		02h
PIC16F887	2080h		02h

Note 1: The device and revision data is stored in the Device ID located at 2006h in program memory.

Note 2: Refer to the "PIC16F88X Memory Programming Specification" (DS41287) for detailed information.

Propuesta de un sistema de control para ser aplicado en una prótesis policéntrica.

Carlos Alberto Ramírez Ramírez, Esther Lugo González, Christopher René Torres San Miguel, Ivonne Cecilia Torres Rodríguez, Rafael Rodríguez Martínez, Rubén González Salazar.

Resumen — Este trabajo presenta el desarrollo de un sistema de control de lazo abierto con doble alimentación, para ser aplicado en un mecanismo policéntrico para una prótesis de miembro inferior. El objetivo es agregar a la parte mecánica la opción de cubrir las trayectorias generadas por el ser humano en la fase de postura y la marcha, a través de sensores para controlar posiciones y velocidades implementando un actuador como salida, para obtener el movimiento lo más natural posible, permitiendo una asistencia en la marcha a diferentes velocidades, integrando en este un sistema de seguridad en una de las dos entradas. Éste trabajo busca obtener un movimiento lo más parecido al real, sin generar un esfuerzo extra a la persona, ya que las extremidades de miembro inferior son el medio mecánico de locomoción del ser humano; el control desarrollado en dicho mecanismo debe ser fácil, confiable, seguro y de fácil adquisición.

Palabras Clave—Sistema de control, prótesis, mecanismo policéntrico.

Abstract— This paper presents the development of an open loop control with dual inputs, to be applied in a polycentric mechanism for a lower limb prosthesis. The goal is to add the option to cover mechanical trajectories generated by humans in the stance phase and progress through sensors to monitor positions and velocities implementing an actuator output, for the most natural movement possible, allowing assistance in the running at different speeds, integrating into the security system in one of the two inputs. This paper seeks to get a move as close to real, without generating an extra effort to the person, as the lower limb extremities are the mechanical means of human locomotion, the control developed in such a mechanism should be easy, reliable, safe and readily available

Index Terms—Control system, prosthesis, polycentric mechanism.

Los autores agradecen el apoyo que proporciona el Instituto Politécnico Nacional, al proyecto SIP 20120498 “Diseño de mecanismos policéntricos para la implementación en prótesis de miembro inferior”

Carlos Alberto Ramírez Ramírez, charlyram88@hotmail.com; Esther Lugo González, elugog@ipn.mx; Christopher René Torres San Miguel, napor@hotmail.com; Ivonne Cecilia Torres Rodríguez, ictorres@ipn.mx; Rafael Rodríguez Martínez, rafarm68@hotmail.com; Ruben González Salazar, rgonzalezs0600@hotmail.com.

Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Unidad Profesional Zacatenco, Avenida Instituto Politécnico Nacional, Colonia Zacatenco, Gustavo A. Madero, CP 07738, México DF, México

I. INTRODUCCIÓN

Actualmente el desarrollo de prótesis de miembro inferior se ha visto potencializado; debido a la constante evolución de la tecnología a nivel mundial, con un solo objetivo primordial, cubrir una necesidad indispensable para el ser humano, desplazarse o moverse de forma autónoma. Sin embargo a pesar de los avances tecnológicos, el desarrollo de prótesis aun está muy lejos de suplir y optimizar la función de los miembros inferiores. Varios análisis de marcha han sido realizados por numerosos investigadores, sin embargo, hasta hoy en día no se ha diseñado una prótesis que realice la función total, ya que existe información limitada sobre las características del cambio de dirección durante la marcha. Las personas con amputación aportan de 10 a 60% más energía metabólica que las personas sin amputación, lo que genera un mayor desgaste. Las personas con prótesis caminan de 10 a 40% más lento que las personas sin prótesis. Indica el INEGI en el último censo que fue el 2010 [1], hasta esa fecha hay un total de 2,437,397 personas con este tipo de limitación, por tal motivo se requiere una prótesis que sea accesible para la población mexicana. Por tanto México necesita seguir desarrollando tecnología para ser competitivo a nivel mundial.

Las prótesis comerciales actuales comprimen estructuras de resortes que almacenan y liberan energía durante cada periodo de estancia y debido a su naturaleza pasiva, éstas no pueden generar más energía mecánica que la almacenada durante cada paso. Por lo que están aún lejos de devolver la completa movilidad a las personas con amputación, sin embargo tienen un enorme potencial, y se irán haciendo más útiles a medida que mejore la tecnología. En éste trabajo se desarrollará un sistema de control para resolver el problema de impulsión y movilizar la prótesis con respecto a la velocidad con que se traslade, reduciendo la energía metabólica efectuada en la persona.

II. CARACTERÍSTICAS DE LAS PRÓTESIS POLICÉNTRICAS

Cualquier rodilla prostética convencional, como especifican Herr y Wilkenfeld [2], tiene cuatro objetivos principales que corresponden a la fase de la marcha (no existen requerimientos para la fase de extensión en el apoyo, debido a

que las prótesis convencionales no permiten la flexión y extensión de la rodilla durante ésta), en la primera fase debe proporcionarse estabilidad (es decir, que la rodilla no se flexione). Durante la pre-oscilación, la rodilla debe facilitar la flexión; en la flexión y en la oscilación, la máxima altura del talón debe ser limitada. Por último, durante la extensión en la oscilación debe haber una suficiente y suave desaceleración para detener el avance del pie y al mismo tiempo garantizar que la rodilla alcance la plena extensión.

Para desarrollar el control de estas fases, en la actualidad se usan microprocesadores o todo un sistema embebido. Teniendo como función principal realizar los cálculos para generar las señales de control, ya sea para un sistema hidráulico, neumático, magnetorehológico o eléctrico del actuador que se implemente en el sistema.

Los objetivos que se requieren cubrir con el uso y la aplicación de una prótesis de miembro inferior desde el momento de la amputación hasta la fase de la prótesis concluida son [3]:

1. Obtener la bipedestación: sin prótesis sólo es posible lograr la monopedestación con apoyo manual, lo que condiciona que el paciente quede privado temporalmente del uso de sus extremidades superiores.
2. Realizar la marcha con apoyo bipodal lo mas semejante posible a la marcha humana natural.
3. Si las condiciones físicas del paciente y las características de muñón lo permite, poder realizar carreras y saltos.
4. Restitución de la cosmética al recomponer la simetría corporal. La característica cosmética más importante que puede tener una prótesis es la de permitir tener una marcha correcta y armónica.

A. Clasificación de las prótesis

Las prótesis se pueden clasificar por:

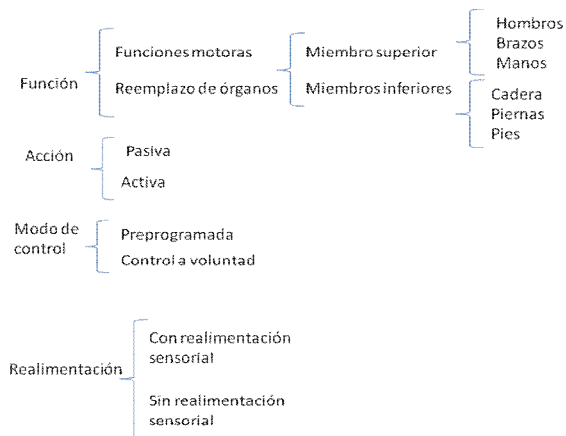


Fig. 1 Clasificación de las Prótesis.

B. Prótesis para amputación transfemoral

Para lograr un buen control del encaje y aplicar un tipo de prótesis se requerirán, distalmente, por lo menos 10 cm. desde la sección del fémur hasta la articulación de la rodilla. Por el otro extremo, proximalmente para poder fijar el encaje al muñón, será necesario un mínimo de 15 cm. desde el perineo a la sección del fémur.

Las rodillas protésicas pueden ser de dos tipos [3]: Exoesqueléticas y Endoesqueléticas o modulares. Las primeras se construyen de madera con mecanismos de acero y aunque se recubren de plástico laminado, sus mecanismos quedan a la vista. Están indicadas en pacientes jóvenes de peso importante o de intensa actividad física. Para las personas con amputación de edad, que requieren prótesis más ligeras, se construyen de plástico rígido.

Las Endoesqueléticas son de tamaño reducido, construidas en acero o titanio, y se acoplan a los diferentes elementos modulares en el interior de una funda estética de poliuretano a la que se da la forma y la dimensión de la extremidad contralateral. Con base al número de ejes, las rodillas pueden ser: Uniaxiales (un solo eje) o Policéntricas (de dos o más ejes). En cuanto a la amplitud y la forma de realizar el movimiento, pueden clasificarse como en la Tabla I:

TABLA I
CLASIFICACIÓN DE RODILLAS PARA PRÓTESIS

Rodillas libres	Realizan flexo-extensión por la inercia del impulso de la acción de palanca del muñón.
Rodillas con impulso a la extensión	La ayuda de un mecanismo situado en una zona articulada permite que la rodilla de la prótesis, en la fase de despegue de los dedos, inicie automáticamente el balanceo y la extensión al perder el pie el contacto con el suelo. Amortigua el golpe del choque del talón por la acción del tope anterior.
Rodillas hidráulicas	Regulan la flexo-extensión, permiten de ambulación silenciosa y la variación de la velocidad del ciclo de marcha
Rodillas con frenos de fricción	Consiguen la estabilidad al cargar el peso durante la fase de apoyo, impidiendo la flexión súbita de la rodilla.
Rodillas de cierre manual	Mediante una palanca, el paciente con amputación controla la acción de bloqueo y desbloqueo de la articulación.

C. Mecanismo de Rodilla Monocéntricos.

El mecanismo de rodilla de un solo eje esencialmente, es una bisagra simple. Generalmente es considerada de clase básica debido a que el diseño es más económico, ligero, durable y disponible, pero tienen limitaciones, ya que en virtud de su simpleza, no tienen control de postura. Los pacientes con amputación deben de hacer uso de su fuerza muscular para

mantenerse estables cuando se encuentran de pie. Para compensar esto, se incorpora un seguro manual y un control constante de fricción, haciendo que la pierna no avance con demasiada rapidez al dar el siguiente paso y un seguro manual. El mayor inconveniente de este tipo de mecanismo es que solo permite andar de forma óptima a una velocidad concreta [4].

D. Mecanismo de rodilla Policéntrica

Los mecanismos de rodilla policéntrica, se clasifican en 4, 5 y 6 eslabones [5], siendo éstos últimos más complejos en diseño ya que tienen múltiples centros instantáneos de rotación, aquí la sección que simula el muslo rota sobre un punto en extensión con respecto a la sección que asemeja la pantorrilla, la cual aparece temporalmente fija, así se observa que los dispositivos policéntricos tienen la estabilidad controlada por la localización del centro instantáneo de rotación (CIR) [6-9].

Este tipo de prótesis cuenta con dos ventajas: mayor estabilidad en la fase de postura y mejor flexión de rodilla, permitiendo restringir los grados de movimiento e incremento en el peso debido al mayor número de pieza, por otro lado el mantenimiento de estos mecanismos es más sencillo, ya que se pueden cambiar fácilmente sus componentes [6].

III. CONTROL EN LA PRÓTESIS

La primera forma de controlar los movimientos de una prótesis es por fricción constante o variable. Todos los sistemas de prótesis requieren de ciertos grados de control del giro para mantener un paso uniforme. En muchos casos, este control es proporcionado por la fricción mecánica en el eje de rotación y es ajustada a la marcha normal de la pierna opuesta. Su principal desventaja es que la prótesis se ajusta para tener una sola velocidad de marcha en un momento dado [4]. La fricción variable ofrece una mayor resistencia a medida que la rodilla se dobla y se extiende en toda plenitud. Esto proporciona una “cadencia-respuesta”, que permite una varianza de velocidad en la marcha; sin embargo, este sistema requiere frecuentes ajustes y sustitución de las piezas en movimiento, lo cual es una desventaja en el control de sistemas con fluidos [10].

Otro control muy utilizado es por fluidos, de forma neumática, hidráulica o magnetoreológica, ésta proporciona una resistencia variable en la marcha, lo que permite a las personas con amputación caminar cómodamente a diferentes velocidades [4]. Aunque las prótesis hidráulicas proporcionan un paso más suave, estas tienen la desventaja de ser más pesadas y de requerir un mantenimiento más frecuente, además de tener un mayor costo inicial [4].

También se encuentran las prótesis electrónicas, las cuales son diseños relativamente nuevos dentro de la tecnología protésica, varias de éstas ya están disponibles o se encuentran

en desarrollo [11]. Los sensores que contiene, detectan el movimiento, sincronizan y ajustan el control del fluido/aire de los cilindros. Esto se hace por medio de un microprocesador de prótesis de rodilla, disminuyendo el esfuerzo que las personas amputadas deben de utilizar para sincronizar su prótesis y como resultado proporciona un paso más normal [4].

IV. DISEÑO DEL SISTEMA DE CONTROL PARA LA PRÓTESIS POLICÉNTRICA DE 4 ESLABONES

Para determinar los puntos de precisión a cubrir, se realizó el análisis de los ángulos de movimiento de cadera y de la rodilla, a partir de un análisis de marcha, obteniéndose las siguientes gráficas, las cuales se tomaron como patrón para determinar los movimientos que realizará el dispositivo de control, Fig. 2.

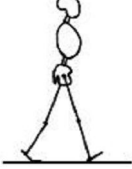
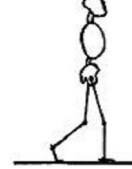
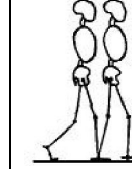
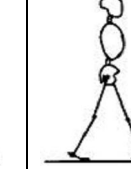
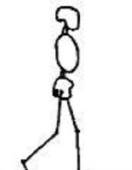
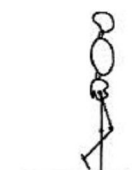
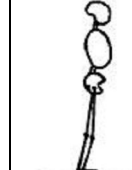
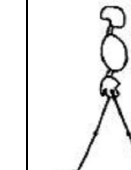
			
Fase de contacto inicial	Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga	Fase media del apoyo	Fase final del apoyo
			
Fase previa a la oscilación	Fase inicial de la oscilación	Fase media de la oscilación	Fase final de la oscilación

Fig. 2 División del Ciclo de Marcha [12].

De la Fig. 2 se dividen la fases con el porcentaje en el ciclo de la marcha (Tabla II), derivandose la relación de ángulos con respecto al eje z (Tabla III).

Fig. 3 Representación Grafica sobre los anteriores Ángulos de Cadera.

TABLA II
SUBDIVISIÓN DEL CICLO DE MARCHA [12]

Subdivisión de la marcha	
Fase de apoyo	
Fase de contacto inicial (CI)	0-2%
Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI)	0-10%
Fase media del apoyo (AM)	10-30%
Fase final del apoyo (AF)	30-50%
Fase previa a la oscilación (OP)	50-60%
Fase de Oscilación	
Fase inicial de la oscilación (OI)	60-73%
Fase media de la oscilación (OM)	73-87%
Fase final de la oscilación (OF)	87-100%

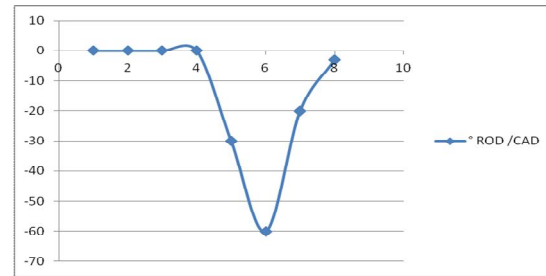
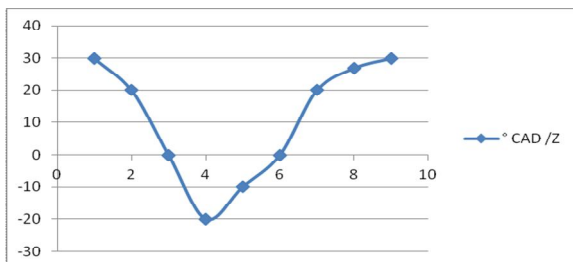


Fig. 4 Representación Grafica de los anteriores Ángulos de Rodilla.

TABLA III
RELACIÓN DE ÁNGULOS CON RESPECTO AL EJE Z

	CI	AI	AM	AF	OP	OI	M	OF
Ángulos cadera	30	20	0	-20	-3	0	20	27
Ángulos rodilla	0	0	0	0	-60	-20	-3	0



Con los resultados obtenidos se hace la representación gráfica sobre los ángulos de cadera y rodilla. Eso se simuló con el mecanismo policéntrico diseñado previamente por [5].

Para poder implementar el control físicamente es necesario obtener una salida de forma instantánea por el actuador.

TABLA IV
ECUACIONES DE CONTROL EN CADA UNA DE LAS FASES DE MOVIMIENTO

Ecuaciones Resultantes Para el Control en Cada Fase	Rango Ángulos
(CI) $\theta \text{ Rod. } 1 = 0$	30 20
(AI) $\theta \text{ Rod. } 2 = 0$	20 0
(AM) $\theta \text{ Rod. } 3 = 0$	0 -20
(AF) $\theta \text{ Rod. } 4 = (-3 * (\theta \text{ Cad} + 30)) + 30$	-20 -10
(OP) $\theta \text{ Rod. } 5 = (-3 * (\theta \text{ Cad} + 10)) - 30$	-10 0
(OI) $\theta \text{ Rod. } 6 = (2 * \theta \text{ Cad}) - 60$	0 20
(OM) $\theta \text{ Rod. } 7 = (2.43 * (\theta \text{ Cad. } - 20)) - 20$	20 27
(OF) $\theta \text{ Rod. } 8 = \theta \text{ Cad. } - 30$	27 30

Al conocer la cinemática de la rodilla, sus variables en todas y cada una de las fases, ya se puede diseñar el sistema de control, el cual se implementara en el mecanismo desarrollado de cuatro barras, obteniendo una reproducción similar a la de la rodilla, tanto en los ángulos que se forman en las diversas fases del ciclo de marcha, como una seguridad extra en la etapa de estabilidad. Al identificar las variables se programo en un microcontrolador la secuencia de movimientos requeridos para la fase de flexión y oscilación durante los primeros 5 grados de movimiento al iniciar la marcha. Para facilitar la generación de movimientos y control de la velocidad en el mecanismo policéntrico, se utilizó un servomotor. Para obtener la información y adquisición de datos fue necesario un acelerómetro. Todo esto en conjunto y como se muestra en la Fig. 5, sirvió para simular la fase de marcha en el mecanismo policéntrico.

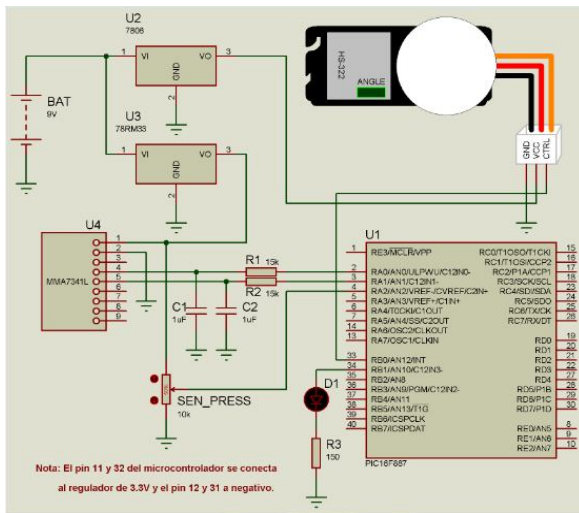


Fig. 5 Diseño del Circuito Electrónico.

V. SIMULACIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se realiza una simulación de la parte mecánica que conforma el mecanismo, el actuador y el sistema de tracción en las adaptaciones del soporte, se implementan un par de engranes como sistema de tracción, pero a su vez se aplican las consideraciones matemáticas para realizar la construcción, para obtener un funcionamiento óptimo por parte del control y el circuito electrónico que lo complementa y permite demostrar de forma física el sistema de control.

Con respecto al trabajo de investigación presentado por [5], se conocen los eslabones manipuladores o efectores sobre el mecanismo policentrico. Conociendo tales características se debe implementar un eje paralelo, en este caso, para la flecha del servomotor que brindara el movimiento principal, y para transmitir mediante un sistema de engranes implementado

para generar diferentes posiciones que el propio mecanismo va a efectuar.

Para esto es necesario dibujar el mecanismo que señale en que punto se realizará la instalación fija del servomotor. Sobre la base del mecanismo se realizan dos barrenos simétricos, necesarios para montar el soporte del servomotor.

Se realizo el dibujo del dispositivo como puede observarse la Fig. 6, obtenido después de un análisis numérico; a éste se le agrego un juego de engranes para facilitar el movimiento al unirse con el motor de control. Este mecanismo debe ser probado en cada una de las fases de la marcha, en la Fig. 7 se presenta en la máxima extensión que tendría el paciente, demostrándose que la fase de marcha puede cumplirse.

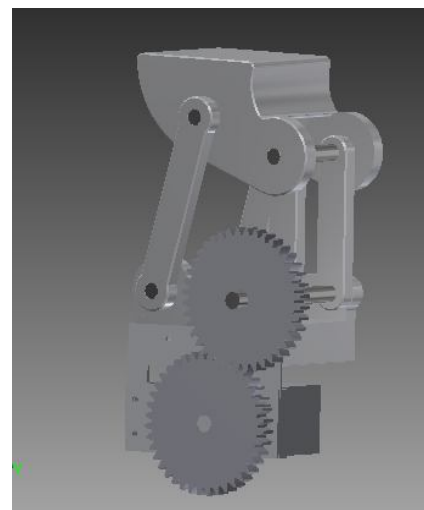


Fig. 6 Mecanismo policéntrico con engranes para movimiento.

Y en su máxima flexión se tiene:

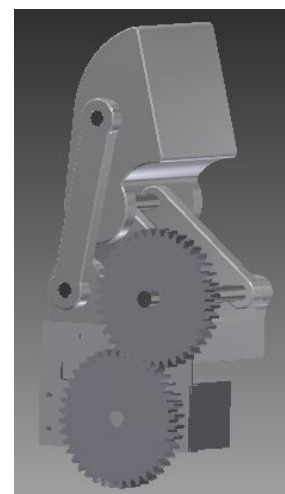


Fig. 7 Mecanismo en su Máxima Flexión

Con los elementos electrónicos paralelamente implementados en el control (Fig. 8), para que forme los pulsos con los cuales el servomotor va generar su movimiento

a distintas velocidades, según sea requerido, se obtiene una buena respuesta, mientras el acelerómetro cumple su función de indicar en todo momento en que posición se encuentra, el microcontrolador desarrolla una ecuación característica correspondiente y con forme a su respuesta indicará al servomotor donde posicionarse.

Podrá realizar su movimiento según la posición determinada por el acelerómetro, está estructurado para cumplir su movimiento hasta llegar a la extensión máxima.

El mecanismo realiza la función de extensión tanto en la etapa de apoyo y un bloqueo cuando el sensor de presión obtiene un máximo.

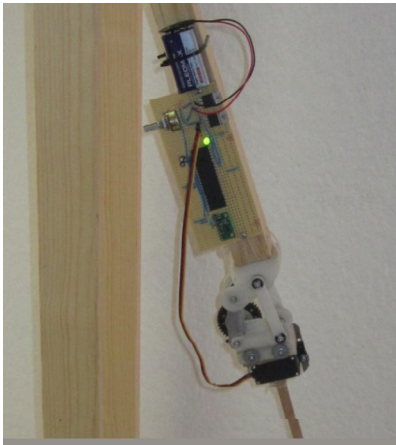


Fig. 8 Prototipo demostrando la etapa de apoyo y bloqueo.

Ya que se obtuvo la etapa de apoyo o estancia en el prototipo, también se puede visualizar en la Fig. 9 la etapa de oscilación, demostrando que el control cumple con los requerimientos del sistema.

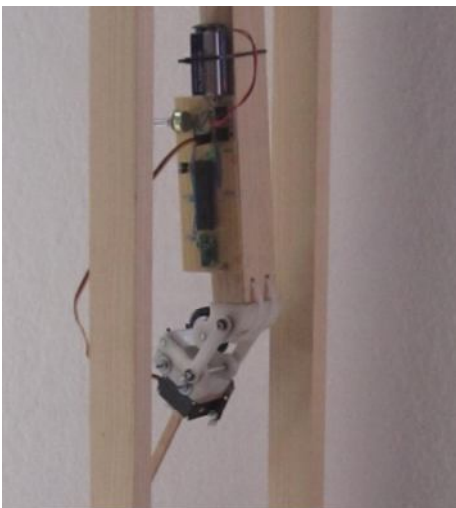


Fig. 9 Prototipo demostrando la etapa de oscilación.

VI. CONCLUSIONES

En este trabajo se obtiene el desarrollo de un sistema de control básico para que un mecanismo policentrico de cuatro barras pueda generar los principales movimientos de una prótesis para miembro inferior, es decir las fases de flexión y extensión, así como la etapa de estabilidad, gracias a los fundamentos teóricos y los dispositivos implementados, como fueron los sensores de posición, la adquisición de datos para determinar la posición en que se encuentra el muñón y mediante el sistema de control mandar una señal de pulsos para realizar una retroalimentación por el servomotor a través del control implícito, el sistema de tracción adaptado de engranes el potenciómetro que simulo el funcionamiento de sensor de presión para cuando la pierna detecte el valor de su máxima extensión.

Esta es una primera propuesta que cumplió con generar las primeras fases de la marcha, pero como trabajo futuro se realizará un sistema de control más preciso para generar toda la fase de marcha y lograr con esto cubrir las necesidades de un paciente con amputación de tipo transfemoral.

VII. AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo del Instituto Politécnico Nacional y a la ESIME para el desarrollo de este trabajo perteneciente al proyecto SIP 20120498.

VIII. REFERENCIAS

- [1]. INEGI, *Principales resultados del Censo de Población y vivienda 2010*. Instituto Nacional de Estadística y Geografía., 2010.
- [2]. Herr, H. and Wilkenfeld, *User Adaptivecontrol of a Magnetorheological Prosthetic Knee*. Industrial Robot: an International journal, 2003. **30**: p. 42-55.
- [3]. Viladot, R., *Órtesis y prótesis del aparato locomotor*. Elsevier España, 2005.
- [4]. Dupes, B., *What you need know about knees*, in *In Motion*. 2004.
- [5]. Lugo González, E., *Diseño de mecanismos utilizando algoritmos genéticos con aplicación en prótesis para miembro inferior*, in *Robótica*. 2010, Instituto Politécnico Nacional: México D.F.
- [6]. Radcliffe, C., *The knud Jansen lecture:above-knee mechanisms: kinematics, alignment and prescription criteria*. Prosthetic and orthetic practice, 1977.
- [7]. Radcliffe, C., *Four-bar linkage knee mechanism: kinematics, alignment and prescription criteria*. Prosthetic and Orthotics International, 1994: p. 18:159-73.

- [8]. Radcliffe, C., *Biomechanics of Knee Stability Control with Four-Bar Prosthetic Knees*. ISPO Australia Annual Meeting Melbourne, 2003.
- [9]. Radcliffe, C.W., *Prosthetic-knee mechanism for aboveknee amputees* In: Murdoch G. (ED), *Prosthetic and orthotic practice*, 1970: p. 225-49.
- [10]. Dupes, B., *Prosthetic Knee Systems*. Military in Step Amputee Coalition of America in Partnership whit the U.S. Army Amputee Patient Care Program, 2007.
- [11]. Cormack, D., *Prosthetic Knee Designs*. international Fellow in Pediatric Orthopedic Surgery, 2005: p. 2-5.
- [12]. Nouzeilles, M.I., *Alteraciones de la marcha* Archivos de Neurología, Neurocirugía y Neuropsiquiatría, 2002. **7 No. 2**: p. 8-17.

IX. BIOGRAFÍA

Carlos Alberto Ramírez Ramírez, es Pasante de Ingeniero en Control y Automatización egresado de la Escuela Superior de Ingeniería en Mecánica y Eléctrica del Instituto Politécnico Nacional. Concluyo sus estudios en julio del 2012.

Esther Lugo González es Doctora en Ciencias en Ingeniería Mecánica por la SEPI ESIME Zacatenco, Maestra en Ciencias en Ingeniería Mecánica por la SEPI ESIME Zacatenco e Ingeniera en Control y Automatización por la Escuela Superior de Ingeniería en Mecánica y Eléctrica del Instituto Politécnico Nacional.

Christopher René Torres San Miguel es Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica por la SEPI ESIME Zacatenco, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica por la SEPI ESIME Zacatenco e Ingeniero en Robótica Industrial por la Escuela Superior de Ingeniería en Mecánica y Eléctrica Unidad Azcapotzalco del Instituto Politécnico Nacional.

Ivonne Cecilia Torres Rodríguez es Maestra en Ciencias en Ingeniería Eléctrica por la SEPI ESIME Zacatenco, e Ingeniera en Control y Automatización por la Escuela Superior de Ingeniería en Mecánica y Eléctrica Unidad Zacatenco del Instituto Politécnico Nacional.

Rafael Rodríguez Martínez es Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica por la SEPI ESIME Zacatenco, Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica por la SEPI ESIME Zacatenco del Instituto Politécnico Nacional e Ingeniero en Mecánica por la UNAM.

Rubén González Salazar es estudiante de la Maestría en Ciencias de la Ingeniería Mecánica, egresado de la ingeniería en control y Automatización, de la Escuela Superior de Ingeniería en Mecánica y Eléctrica del Instituto Politécnico Nacional. Concluyo sus estudios en mayo del 2012.