



**CENTRO DE INVESTIGACION Y DE ESTUDIOS AVANZADOS
DEL INSTITUTO POLITENICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO

Laboratorio UMI-LAFMIA 3157 CNRS

**UMIKPALI: Exoesqueleto móvil para asistir en la
bipedestación**

T E S I S

Que presenta

ING. JOEL HERNANDEZ HERNANDEZ

Para obtener el grado de
**MAESTRO EN CIENCIAS EN SISTEMAS AUTONOMOS DE
NAVEGACION AEREA Y SUBMARINA**

Directores de Tesis:
Dr. Rogelio Lozano Leal

Ciudad de México

DICIEMBRE, 2016.

Anatomía y Biomecánica de las articulaciones de cadera y rodilla

1.1. Planos y ejes de movimiento del cuerpo humano

Para describir la biomecánica de cualquier articulación, es importante definir los planos en los cuales cada articulación y miembro del cuerpo presentan sus respectivos movimientos.

Existen tres planos de movimiento y tres ejes de movimiento del cuerpo humano (Figura 1.1)

- Plano sagital: es un plano vertical que divide al cuerpo en izquierda y derecha. También se le conoce como plano anteroposterior.
- Plano frontal: es un plano vertical que va de derecha a izquierda que divide al cuerpo en dos mitades, anterior y posterior; también se le conoce como plano coronal.
- Plano horizontal: divide al cuerpo en dos partes, superior e inferior, es también conocido como plano transversal.

Los movimientos de las articulaciones de cuerpo humano presentan en su mayoría movimientos rotacionales y se producen sobre una línea perpendicular al plano en el que ocurre dicho movimiento; a esta línea se le conoce como eje de rotación, bajo estas consideraciones podemos definir los siguientes ejes de rotación en el cuerpo humano:

- Eje sagital: pasa horizontalmente desde la mitad posterior a la anterior del cuerpo, se encuentra formado por la intersección del plano sagital con el plano horizontal.
- Eje frontal: pasa horizontalmente de izquierda a derecha y se forma por la intersección de los planos frontal y horizontal.
- Eje vertical o longitudinal: pasa verticalmente de la mitad inferior a la superior y se forma por la intersección de los planos sagital y frontal.

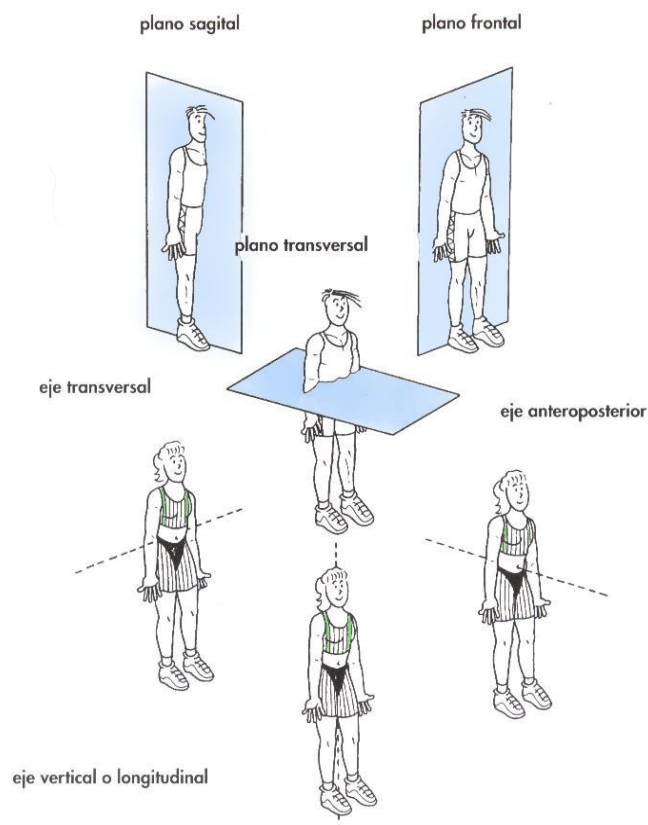


Figura 1.1: Planos y ejes de movimiento del cuerpo humano

1.2. Articulación de la rodilla

La rodilla es una de las mas grandes y complejas articulaciones del cuerpo humano, ésta articulación participa en actividades como caminar, correr, voltear y está compuesta por huesos, ligamentos y músculos.

La rodilla esta formada principalmente por tres huesos: fémur, tibia y la rótula o patela. La rodilla es una articulacion sinovial, es decir que está envuelta en una cápsula de liquido sinovial el cual sirve como lubricante ante su movimiento.

La rodilla se forma por la unión del extremo distal del fémur con el extremo proximal de la tibia; ambos extremos se encuentran recubiertos por tegido cartilaginoso, el cual protege al hueso de un posible daño estructural.

La rodilla transmite cargas, participa en el movimiento, ayuda a la conservación del momento y proporciona un par de fuerzas para las actividades en las que participa la pierna.

Es una estructura biarticular compuesta por la articulación tibiofemoral y la articulación

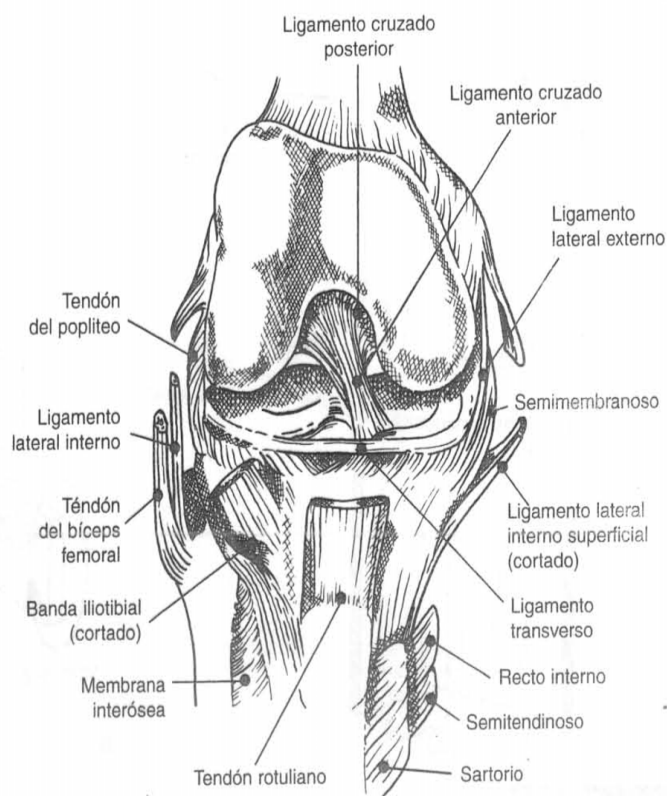


Figura 1.2: Estructura biarticular de la rodilla (vista anterior sin la rótula)

femororrotuliana como podemos apreciar en la Figura 1.2:

La rodilla presenta diferentes movimientos en tres planos diferentes como podemos ver en la Figura 1.3.

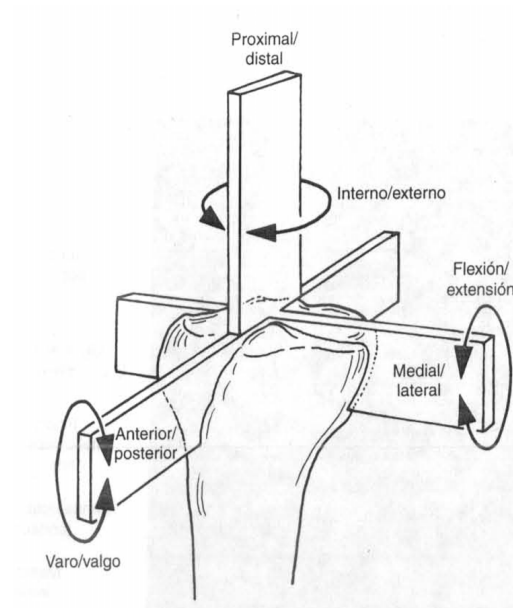


Figura 1.3: Movimientos de la rodilla al rededor de los diferentes planos de movimiento del cuerpo

1.2.1. Anatomía de la articulación de la rodilla

La rodilla posee seis grados de libertad: traslación anterior y posterior, traslación media y lateral, traslación proximal distal, rotación de flexión y extensión, rotación interna y externa y rotación de varo-valgo. Este trabajo se enfoca principalmente en el movimiento de rotación de flexión y extensión.

Para poder lograr cada uno de los movimientos antes mencionados, la articulación de la rodilla se vale de los siguientes elementos:

- Huesos
- Meniscos.
- Ligamentos.
- Músculos y tendones.
 - Extensores.
 - Flexores.

En realidad la articulación de la rodilla está compuesta por tres articulaciones mas pequeñas, dos femoro-tibiales (fémur y tibia) y una fémoro-patelar (fémur y rótula).

1.2.1.1. Fémur

El fémur es el hueso mas largo del cuerpo humano y lleva al muslo sobre él, tiene una forma oblicua hacia dentro debido a la distancia que hay entre las cadera, siendo mas grande que la que hay entre las rodillas, por ésta razón las tibias se encuentran separadas.

Debido a la forma que adoptan el fémur y la tibia, éstos deben presentar la forma de una X, forma conocida como genu valgo, pero existen variantes de esto como un valgo exagerado o su contraparte, el genu varo.

El fémur se se conecta en su parte superior con la cadera y está formado por la cabeza, cuello, trocante mayor y trocante menor.

El fémur presenta una estructura tubular que sirve de inserción para los músculos del muslo, permitiendo la transmisión de las líneas de carga o fuerza del tronco a la rodilla. En la parte inferior termina en los condilos y junto con la tibia conforman la articulación.

1.2.1.2. Tibia

Junto con el peroné la pierna, siendo el mas robusto de los dos por lo cual es el encargado de transmitir las fuerzas de la rodilla al tobillo ademas de soportar el peso corporal. En su extremo superior se encuentran los platillos tibiales, interno y externo, en los cuales se apoyan los cóndilos femorales. En su extremo inferior se encuentra el maléolo interno del tobillo que junto con el maléolo externo encastrado en el peroné conforman una abrazadera que soporta el astragálo.

También en la parte superior la tibia y el peroné forman una articulación practicamente fija que solo realiza movimientos de deslizamiento.

1.2.1.3. Rótula

Es un hueso de forma plana de apariencia redonda u ovalada que se prolonga hacia abajo por su polo o vértice inferior. Está formado por dos caras:

- Cara anterior: Tiene forma convexa y sirve de polea para los tendones del cuádriceps y rotuliano.
- Cara posterior: Esta cara se orienta hacia el interior de la articulación, ésta cara tiene dos aspectos, interno y externo que contactan con los cóndilos femorales; ajustando su forma cóncava con la forma convexa de los cóndilos.

1.2.1.4. Meniscos

Los meniscos, semilunares, interno y externo, son otra forma de estructura cartilaginosa que se encuentran dentro de la rodilla y son de suma importancia en el desplazamiento entre el fémur y la tibia. Se encuentran entre los cóndilos y los patillos tibiales y debido a su elasticidad actúan como amortiguadores al momento de transmitir el peso a través de los huesos de la articulación. Al estar paralelos a los patillos tibiales tienen forma de C, para adaptarse a éstos últimos, el menisco interno es de mayor tamaño y ligeramente más amplio, mientras que el externo cuenta con mayor grosor. Para mantenerse en su posición, se encuentran anclados a la cápsula de la rodilla, además de ser sujetos entre sí y con los cóndilos por los ligamentos.

1.2.1.5. Ligamentos

Son tiras de tejido duro que conectan los extremos de los huesos, existen ligamentos importantes los lados de la rodilla, que son, el ligamento lateral externo (LLE) y el ligamento lateral interno (LLI), por dentro de la rodilla, entre el fémur y la tibia, existen otros dos ligamentos, el ligamento cruzado posterior (LCP) y el ligamento cruzado anterior (LCA).

Los ligamentos laterales previenen que la rodilla se mueva demasiado a los lados, mientras que los cruzados controlan el movimiento atrás-adelante de la articulación. A detalle el LCA evita que la tibia se desplace muy por delante del fémur, el LCP evita lo

contrario, es decir, que la tibia se desplace muy por detras del fémur.

Ademas de los ligamentos antes mencionados, existen los ligamentos llamados alerones rotulianos, estos fijan a la rotula a los cóndilos femorales, por lo que existen alerones interno y externo.

Los ligamentos como conjuntos son la parte fundamental de la rodilla para obtener buena estabilidad.

Diversos músculos y tendones cruzan la rodilla provocando sus movimientos de flexion y extension, es por eso que se pueden dividir en dos grupos diferentes como extensores y flexores.

1.2.1.6. Extensores

El musculo extensor mas importate es el cuadriceps femoral que esta formado por el recto anterior, vasto interno, vasto externo y vasto intermedio, todos estos se unen con el tendon del cuadriceps que a su vez es el tendon de mayor tamaño. Este tendon sujeta la rotula en su prte superior, pasa por arriba de ella y se convierte despues en el tendon rotuliano. Su funcion es la de extender la rodilla manteniendo el equilibrio de la rotula para que esta pueda estabilizar correctamente sobre la escotadura intercondíla.

La cintilla fleotibial cubre el muslo en su parte lateral y se inserta en una prominencia ósea de la tibia conocida como tuberculo Gerdy, que se encuentra entre la tuberosidad tibial y la cabeza del peroné, este musculo actúa como flexor o extensor dependiendo de la posicion de la rodilla.

1.2.1.7. Flexores

Estos musculos se encuentran en la parte posterior del muslo y son:

- Musculo semitendinoso y semimembranoso: Una vez que la pierna es flexionada provocan una rotacion interna.
- Biceps femoral: Debido a que se encuentran en la parte lateral, provoca una rotacion externa despues de la flexion.

- Pata de ganso: Es la union de tres musculos, semitendinoso, recto interno y sartorio. Este conjunto de musculos recibe tambien el nombre de musculos isquiotibiales.
- Musculos gastrocnemio: Es mejor conocido como gemelo, viene de la cara posterior del femur y baja hasta el talon llegando al tendon de aquiles.
- Popliteo: Baja desde el condilo externo hasta la tibia por su parte posterior, su funcion es la de flexionar a la rodilla ademas de crear una rotacion externa.

En la Figura 1.4 se pueden apreciar la estructura como los ligamentos de la rodilla:

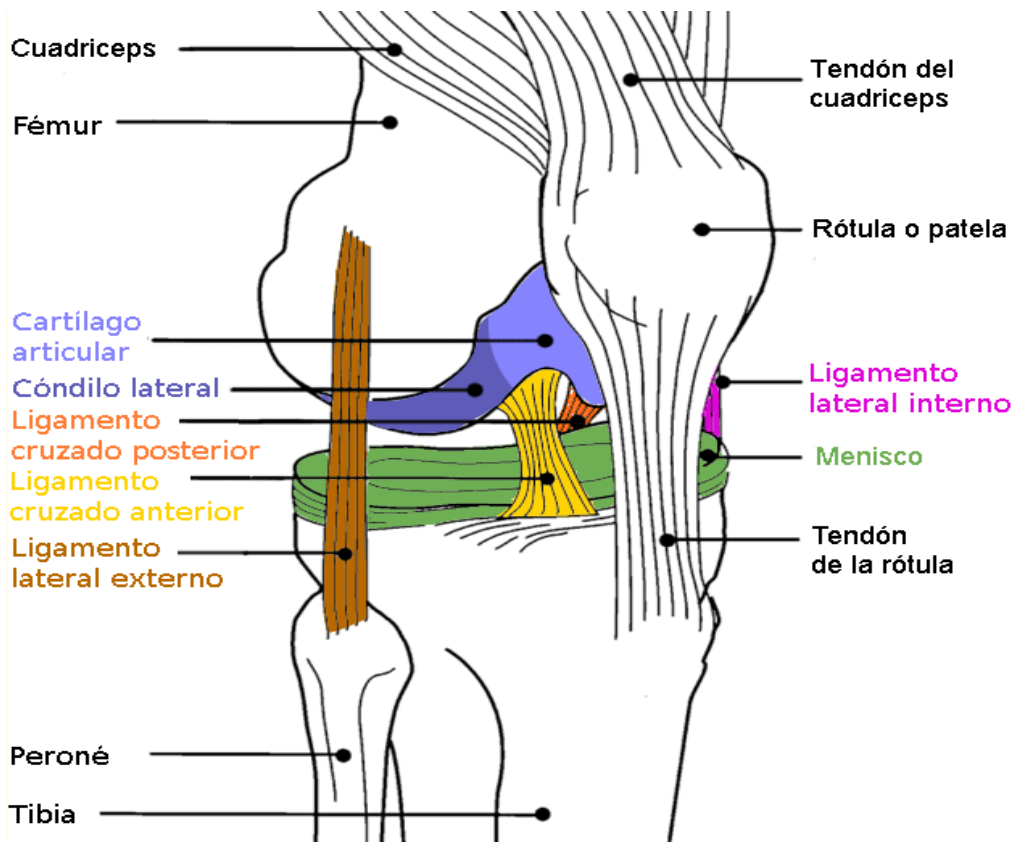


Figura 1.4: Anatomía de la rodilla. Se muestran los huesos, musculos, tendones, ligamentos y meniscos principales.

1.2.2. Biomecánica de la articulación de la rodilla

De los grados de libertad antes mencionados, el más importante en el de flexión y extensión, este movimiento permite la regulación de la distancia de separación del cuerpo con el suelo.

De manera accesoria, la rodilla cuenta con un segundo sentido de libertad que se presenta unicamente en la flexion, este movimiento es de rotacion sobre el eje longitudinal de la pierna.

Los movimientos de flexion y extension se realizan sobre su eje transversal.

1.2.2.1. Flexión y extensión

Este es el movimiento principal de la rodilla, su amplitud puede ser medida desde una posicion de referencia tomada cuando el eje de la pierna se encuentra en la prolongacion del eje del fémur, es en este momento cuando el miembro inferior posee un maxima longitud.

En la extension la cara posterior de la pierna se aleja del muslo y se puede alacanzar una extension maxima en la posicion de referencia. Por otro lado, a partir de la maxima extension se puede realizar un movimiento, de forma pasiva, de 5° a 10° de extension llamada hiperextension.

La flexion es el movimiento contrario a la extension, donde la cara posterior de la pierna se acerca a la parte posterior del muslo. La flexion activa de la rodilla alcanza los 140° si es que la cadera ya esta en flexion y se limita a 120° si la cadera esta en extension. En la flexion pasiva, la rodilla puede alcanzar 160° permitiendo el contacto entre el gluteo y el talon.

1.3. Articulación de la cadera

La articulacion de la cadera o coxofemoral relaciona el hueso coxal con el femur, uniendo el tronco con las extremidades inferiores. Esta articulacion en conjunto con los musculos que la rodean, proporcionan apoyo al cuerpo en posturas tanto estaticas como dinamicas. Esta articulacion se clasifica enartrosis de tipo diartrosis, y se caracteriza porque las dos superficies articulares que intervienen son casi esfericas, una concava y otra convexa, permitiendo gran movilidad.

1.3.1. Anatomía de la articulación de cadera

1.3.1.1. Superficies articulares

Está formada por una superficie cóncava que es el acetábulo y otra convexa, la cabeza femoral, por ello la articulación tiene una gran movilidad (Figura 1.5).

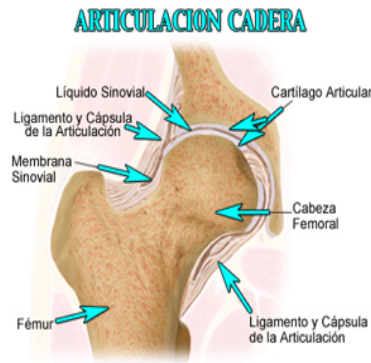


Figura 1.5: Partes que forman la articulación de la cadera.

- Acetábulo o cavidad cotiloidea del coxal: ubicada en la cara externa del hueso, presenta una parte articular en forma de medialuna y una parte no articular que es el trasfondo de la cavidad. Está circunscrita por la ceja cotiloidea, en su borde inferior está interrumpida por la escotadura isquiopubiana. La cavidad cotiloidea está orientada hacia abajo y hacia delante.
- Cabeza femoral : superficie convexa, corresponde a dos tercios de esfera. En su centro presenta la fosita del ligamento redondo para la inserción de dicho ligamento. La cabeza femoral se mantiene unida a la diáfisis a través del cuello femoral, el cual está orientado hacia arriba, adentro y adelante.

Entre estas dos superficies se interpone el rodete cotiloideo (Labrum acetabular) que es un cartílago que se inserta en la ceja cotiloidea y tiene como función ampliar la cavidad cotiloidea para permitir una mejor congruencia con la cabeza femoral. A nivel de la escotadura isquiopubiana, el rodete forma un puente y se inserta en el ligamento transversal del acetábulo, el cual se fija en los extremos de la escotadura.

1.3.1.2. Capsula articular

La cápsula articular es un manguito de tipo fibroso que rodea las superficies articulares. Se inserta en el hueso coxal y en la cabeza del fémur. Contribuye a darle solidez y estabilidad a la articulación. La cápsula articular se inserta en el hueso coxal en la cara externa del rodete cotiloideo, y a nivel del fémur en la línea intertrocantérea anterior y posterior a la cabeza del fémur. Es mayor por la cara anterior que en la posterior.

1.3.1.3. Ligamentos

La cadera está dotada de 4 ligamentos principales que son fuertes bandas fibrosas que unen diferentes partes del hueso coxal con el fémur. Sirven para reforzar la articulación y evitar que se produzcan movimientos de excesiva amplitud.

- Ligamento redondo, también llamado ligamento de la cabeza del fémur, va desde la fovea capitis llamada fosita del ligamento redondo en la cabeza del fémur, hasta el fondo del acetábulo.
- Ligamento iliofemoral. También llamado ligamento de Bigelow o de Bertin, es un potente ligamento con forma de "Y" que sale de la espina ilíaca anterior inferior del hueso coxal y se inserta en la línea intertrocantérea anterior del fémur, donde se divide en dos ramas, superior (iliopretrocantérico superior o iliopetrocantéreo) e inferior (iliopretrocantérico inferior o iliopretrocantíneo). El fascículo superior se encuentra reforzado, así mismo, por dos ligamentos más, el ligamento iliopretrocantéreo y la expansión aponeurótica del músculo glúteo menor. Es considerado el ligamento más fuerte del cuerpo humano.
- Ligamento isquiofemoral: Sale del isquion, por detrás del acetábulo y se inserta en el cuello del fémur y en las proximidades del trocanter mayor.
- Ligamento pubofemoral: Como su nombre indica, sale de la rama superior del pubis y se inserta, levemente por debajo del anterior, de modo que al entrecruzarse con los dos fascículos del ligamento iliofemoral dan la apariencia de una "Z" o "N". Funciona como un refuerzo de la parte inferior de la articulación.

1.3.1.4. Musculos

Los musculos que participan en cada movimiento realizado por la cadera son los siguientes:

- Extensión: glúteo mayor e isquiotibiales (bíceps crural, semitendinoso y semimembranoso).
- Flexión: Recto anterior del cuádriceps, psoas íliaco, sartorio y tensor de la fascia lata.
- Abducción: glúteo mayor, glúteo medio, glúteo menor, tensor de la fascia lata.
- Aducción: músculo aductor mayor del muslo, músculo aductor largo del muslo, músculo aductor corto del muslo, músculo recto interno del muslo y pectíneo.
- Rotación externa: Gémino superior, gémino inferior, obturador interno, obturador externo, piramidal de la pelvis y cuadrado crural.
- Rotación interna: tensor de la fascia lata, glúteo menor y glúteo medio.

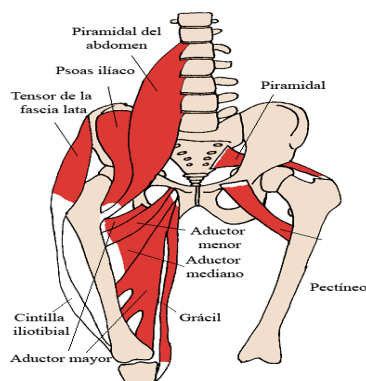


Figura 1.6: Anatomía de la cadera. Se muestran los huesos, musculos, tendones, ligamentos y meniscos principales. Vista anterior.

1.3.2. Biomecánica de la articulación de cadera

Los movimientos que realiza la cadera son los siguientes:

- Flexión: El eje de movimiento es el transversal y el plano de movimiento es el sagital. Movimiento que produce el contacto de la cara anterior del muslo con el

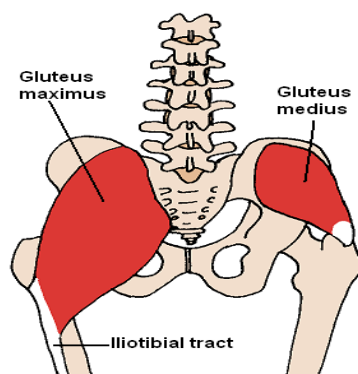


Figura 1.7: Anatomía de la cadera. Se muestran los huesos, músculos, tendones, ligamentos y meniscos principales. Vista posterior.

tronco. La flexión activa no es tan amplia como la pasiva. La posición de la rodilla también influye en la amplitud de la flexión: cuando la rodilla está extendida la flexión no supera los 90° , mientras que cuando la rodilla está flexionada alcanza los 120° . En la flexión pasiva la amplitud supera los 120° . De igual manera, si la rodilla está flexionada supera los 140° y el muslo contacta casi totalmente con el tórax, siempre y cuando los isquiotibiales estén relajados. Si se flexionan ambas caderas a la vez de forma pasiva con rodillas flexionadas, se borra la lordosis lumbar

- Extensión: El eje de movimiento es el transversal y el plano de movimiento es el sagital. Dirige el miembro inferior por detrás del plano frontal. La amplitud es mucho menor que la de la flexión y está limitada por el ligamento iliofemoral. Cuando la rodilla está extendida la amplitud del movimiento es mayor que cuando está flexionada (unos 20°) Esto se debe a que los músculos isquiotibiales pierden su eficacia como extensores de la cadera. La extensión pasiva no es más de 20° si se fija el pie en el suelo y se proyecta el cuerpo hacia delante, mientras que si se acerca el tobillo a la espalda se alcanzan los 30° . La extensión de la cadera aumenta notablemente debido a la anteversión pélvica producida por una hiperlordosis lumbar. Estas amplitudes se refieren a individuos "normales", sin ningún entrenamiento. Se pueden aumentar considerablemente gracias al ejercicio y el entrenamiento apropiado (p. ej. las bailarinas)
- Abducción: El eje de movimiento es anteroposterior y el plano frontal. Dirige el miembro inferior hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo. En la

práctica la abducción de la cadera se acompaña de una abducción idéntica de la otra cadera. Esto ocurre a partir de los 30 grados, en la que se inicia una basculación de la pelvis mediante la inclinación de la línea que une las dos fosas laterales e inferiores (en esta posición, ambas caderas están en abducción de 15°) La abducción está limitada por el impacto óseo del cuello de fémur con la ceja cotiloidea, aunque antes de que esto ocurra intervienen los músculos aductores y los ligamentos ilio y pubofemorales. Mediante ejercicio y entrenamiento adecuados, es posible aumentar la máxima amplitud de abducción como en el caso de las bailarinas, con 120-130° de abducción activa. Con respecto a la pasiva, los individuos con entrenamiento pueden alcanzar los 180° de abducción frontal (aunque esto ya no es abducción pura, ya que para distender los ligamentos de Bertin, la pelvis bascula hacia delante mientras que el raquis lumbar se hiperlordosa, de forma que la cadera está en abducción-flexión).

- **Aducción:** lleva el miembro inferior hacia dentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo. Eje antero-posterior; plano frontal. Como ambos miembros inferiores están en contacto en estático, no existe aducción de la cadera "pura", sino que el miembro tiene que partir de una posición inicial de abducción. También existen movimientos de aducción combinados con extensión y flexión de cadera. Existen movimientos de aducción de una cadera combinado con la abducción de otra cadera, acompañándose de una inclinación de la pelvis y una incurvación del raquis. En todos estos casos la amplitud máxima del movimiento de aducción es de 30°.
- **Rotación longitudinal:** este movimiento se realiza alrededor del eje mecánico del miembro inferior (en la posición normal de alineamiento este eje se confunde con el eje vertical). El plano de movimiento es el horizontal. La rotación externa es el movimiento que dirige la punta del pie hacia fuera; mientras que la rotación interna dirige la punta del pie hacia dentro. Para apreciar la amplitud del movimiento de la rotación es preferible realizar este estudio con el individuo en decubito prono o sentado en el borde de una camilla con la rodilla flexionada en ángulo recto. En decubito prono la posición de referencia se obtiene con la rodilla flexionada en ángulo

recto y vertical. A partir de esta posición cuando la pierna se dirige hacia fuera, se mide la rotación interna con una amplitud máxima de 30-40°. Cuando la pierna se dirige hacia dentro se mide la rotación externa con una amplitud máxima de 60°. En sedestación al borde de la camilla, las rotaciones se miden igual que en el caso anterior, aunque en esta posición la amplitud máxima de rotación externa puede ser mayor ya que la flexión de la cadera distiende los ligamentos ilio y pubofemorales, principales factores limitantes de la rotación externa.

- **Circunducción:** es la combinación de los movimientos elementales realizados alrededor de tres ejes. Cuando la circunducción alcanza su máxima amplitud el eje del miembro inferior describe en el espacio un cono cuyo vértice resulta ser el centro de la articulación coxofemoral: el cono de circunducción. Este cono es irregular puesto que las amplitudes máximas no son iguales en todas las direcciones del espacio. Esta trayectoria es una curva sinuosa que recorre el espacio determinado por la intersección de los tres planos de referencias:
 - Plano sagital: flexo-extensión.
 - Plano frontal: abducción y aducción.
 - Plano horizontal: rotaciones.

Los movimientos descritos anteriormente se ilustran en la Figura 1.8

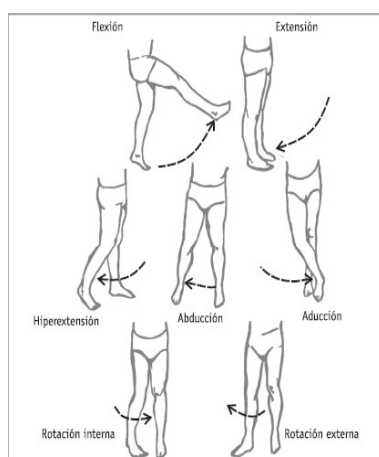


Figura 1.8: Movimientos de la cadera.

Diseño, construcción e instrumentación del exoesqueleto UMIKPALI

2.1. Diseño mecánico del exoesqueleto UMIKPALI

La concepción de un exoesqueleto proviene de la observación de la naturaleza, ya que diversos animales poseen un exoesqueleto que cumple con funciones de protección y soporte para el sistema muscular. Llevando esta idea a nosotros, un exoesqueleto es aquel dispositivo mecánico que brinda soporte, protección e incluso potencia las capacidades humanas.

La idea presentada en esta tesis plantea la creación de un exoesqueleto robótico para el apoyo en la bidedestación y al transporte de una persona que padezca alguna enfermedad que le impida mantenerse de pie por su cuenta.

El diseño planteado se realizó para una persona que padece artrofia muscular congénita de tipo 1A, esta enfermedad se presenta en los primeros años de vida de la persona y se caracteriza por presentar síntomas como la hipotonía, debilidad muscular y artrofia muscular; el estilo de vida llevado por las personas afectadas por esta enfermedad produce también problemas digestivos y circulatorios.

2.1.1. Articulaciones

El diseño del exoesqueleto contempla el apoyo de las articulaciones de cadera y rodilla. El diseño de cada una de estas articulaciones es antropomorfica e imita los movimientos de flexion y extension en el plano sagital.

2.1.2. Eslabones del exoesqueleto

El exoesqueleto cuenta con 4 eslabones para asistir las articulaciones de la rodilla y cadera de ambos lados del cuerpo. Las Figuras 2.1 y 2.2 muestra el diseño CAD de dichos eslabones:

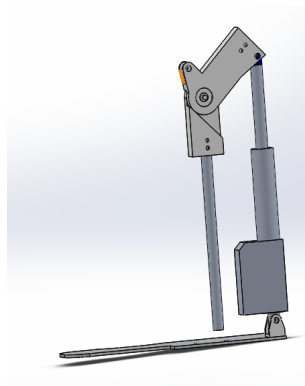


Figura 2.1: Diseño CAD del eslabon de rodilla del exoesqueleto

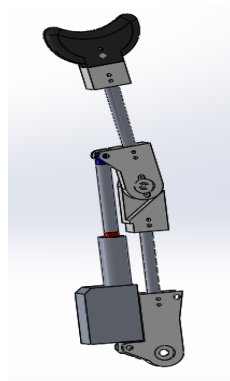


Figura 2.2: Diseño CAD del eslabon de cadera del exoesqueleto

Estos eslabones fueron diseñados para imitar el intervalo de movimiento de las articulaciones humanas sin llegar a la hiperextensión tanto de cadera como de rodilla. En la Tabla 2.1 [11] se muestra una serie de movimientos de la rodilla en las actividades diarias:

Actividad	Intervalo de movimiento de la rodilla (Desde extension a flexion, grados)
Andar	0-67
Subir escaleras	0-83
Bajar escaleras	0-90
Sentarse	0-93
Atarse un zapato	0-106
Levantar un objeto	0-117

Tabla 2.1: Intervalo de movimiento de la articulación tibiofemoral en las actividades diarias

Ahora bien, el diseño de la articulación realizado contempla un intervalo de movimiento de 0-110° como se muestra en la Figura 2.3

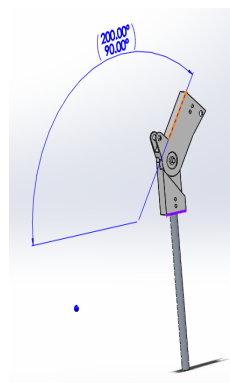


Figura 2.3: Intervalo de movimiento de la articulación de rodilla del exoesqueleto. Ángulo medido respecto al arista en color morado y color naranja; al estar perpendiculares se forma un ángulo de 90° y su máxima flexión se da a los 200° dando un intervalo de movimiento de 110°

Notese que el diseño de esta articulación es suficiente para la tarea a la que estará encomendado el exoesqueleto.

Para la articulación de cadera tenemos que en los movimientos de flexión y extensión existe un intervalo de movimiento máximo de 124° en las actividades diarias como podemos apreciar en la Tabla 2.2 [11]

Actividad	Valores promedio de movimiento de la cadera (grados)
Subir escaleras	67
Bajar escaleras	36
Sentarse	104
Atarse un zapato	124
Levantar un objeto	117

Tabla 2.2: Intervalo de movimiento promedio de la articulación de cadera en actividades comunes

Tomando estos valores como referencia, nuestro diseño permite un máximo de 105°,

lo cual es suficiente para la tarea de sentarse de cualquier persona. Este movimiento lo podemos apreciar en la Figura 2.4

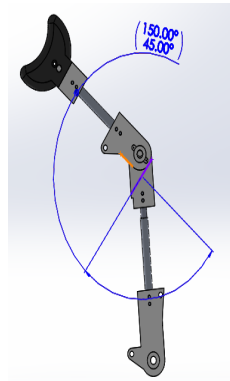


Figura 2.4: Intervalo de movimiento de la articulación de cadera del exoesqueleto. Ángulo medido respecto al arista en color morado y color naranja; al estar perpendiculares se forma un ángulo de 45° y su máxima flexión se da a los 150°, dando un intervalo de movimiento de 105°

2.2. Instrumentación del exoesqueleto UMIKPALI

Para el correcto funcionamiento del exoesqueleto, nuestro prototipo cuenta con actuadores lineales dispuestos de una forma tal que permiten el movimiento en rodilla y cadera, sensores de posición para obtener el ángulo recorrido por cada articulación, ruedas para poder desplazarse en el ambiente, una Myo armband para controlar el cambio de posturas del exoesqueleto, una computadora embebida para conectar la Myo Armband y una Arduino UNO como esclavo para el control del UMIKPALI. En la Figura 2.5 se muestra el sistema completo de funcionamiento.

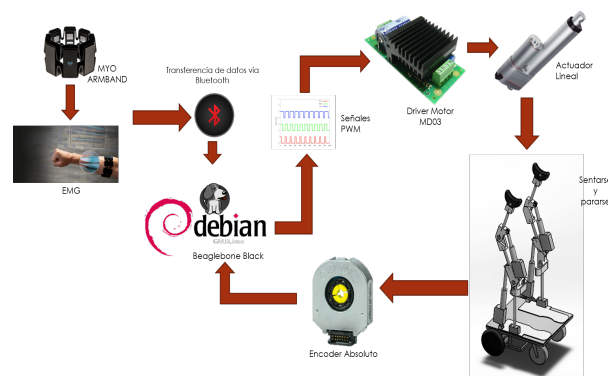


Figura 2.5: Esquema de funcionamiento del exoesqueleto UMIKPALI

La descripción detallada de cada uno de los elementos que conforman nuestro sistema

se encuentra a continuación.

2.2.1. Actuadores

La distribución del peso de una persona que no padece alguna enfermedad se muestra en la Figura 2.6

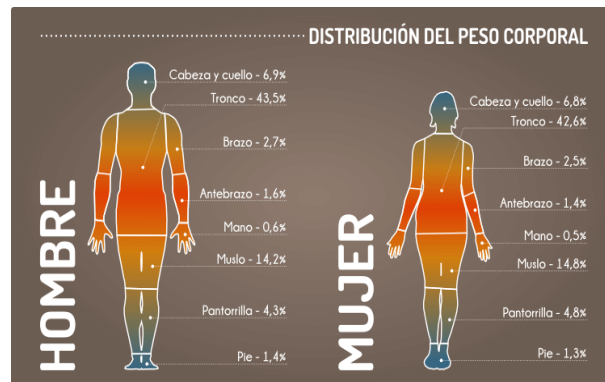


Figura 2.6: Distribución del peso corporal de una persona sana. Tomado de [12]

Podemos pensar entonces que si un hombre sano de 70 kg de peso esta usando nuestro prototipo, el exoesqueleto estaría cargando un aproximado de 62 kg debido a que solo consideramos cargar las extremidades de la rodilla hacia arriba.

Retomando un poco el tema de que una persona afectada por atrofia muscular congénita presenta hipotonía (disminución de tono muscular o flacidez), los músculos de cada miembro del cuerpo presentan disminución de tamaño y además existe disminución de densidad ósea [13], esto desencadena en pérdida de peso corporal por lo tanto, la elección de actuadores es muy importante para que el prototipo de exoesqueleto asegure el intercambio de posiciones de un usuario de al menos 70kg.

Debido a lo anterior, se eligieron los actuadores lineales de la marca Linear Concentric serie LD [14] (Figura 2.7), sus especificaciones son las siguientes:

Transmisión	Velocidad (in/s)	Carga máxima (lbs)	Carrera (in)	Tensión (V)
20:1	0.57	110	6	12
20:1	0.57	110	8	12

Tabla 2.3: Especificaciones técnicas de los actuadores lineales Linear Concentric serie LD

Dadas las características de estos actuadores, son los adecuados para el prototipo debido a su capacidad de carga, su tensión de alimentación y su longitud.



Figura 2.7: Actuador lineal, marca Linear Concentric serie LD

2.2.2. Sensores

Para poder obtener la posición angular de cada articulación del exoesqueleto se usó un encoder absoluto con comunicación SPI de la marca CUI INC [15] (Figura 2.8).



Figura 2.8: Encoder absoluto modelo AMT

Este sensor nos permite obtener la posición angular de manera exacta en el instante solicitado mediante la comunicación SPI la cual se detalla a continuación:

2.2.2.1. Comunicación SPI (Serial Peripheral Interface)

El bus SPI es un protocolo de comunicación usado principalmente para la transferencia de información entre circuitos integrados en equipos electrónicos. El bus de interfaz de periféricos serie o bus SPI es un estándar para controlar casi cualquier dispositivo electrónico digital que acepte un flujo de bits serie regulado por un reloj (comunicación sincrónica).

Incluye una línea de reloj, dato entrante, dato saliente y un pin de chip select, que conecta o desconecta la operación del dispositivo con el que uno desea comunicarse. De esta forma, este estándar permite multiplexar las líneas de reloj.

El encoder AMT posee en su interior un microcontrolador encargado de la comunicación

SPI y para poder obtener una lectura de posición de una articulación es necesario conocer los siguientes comandos de operación para la comunicación SPI:

- Comando 0x00: No operación.
- Comando 0x10: Leer posición.
- Comando 0x70: Ajuste de posición cero

Con la lista de comandos anterior es muy fácil obtener la lectura de grados de cualquier articulación siguiendo los estándares de la comunicación SPI detallados en la hoja de referencia del fabricante [15].

2.2.3. Unidad de procesamiento principal

Para el control del exoesqueleto, como se mencionó al principio de este capítulo, se usó una computadora embebida Beaglebone Black (BBB) [16] para poder conectar la Myo Armband [17] y usarla como control remoto, además se agregó un microcontrolador Arduino UNO [18] como esclavo de la Beaglebone Black para la lectura de encoders y señales de control.

2.2.3.1. Myo Armband



Figura 2.9: Dispositivo Myo Armband de la empresa Thalmic Labs

El dispositivo llamado Myo Armband, es un dispositivo electrónico que realiza un electromiograma en el antebrazo (izquierdo o derecho) mediante sensores electromiográficos de metal de grado quirúrgico y puede reconocer cinco gestos realizados con la mano mostrados en la Figura 2.10.

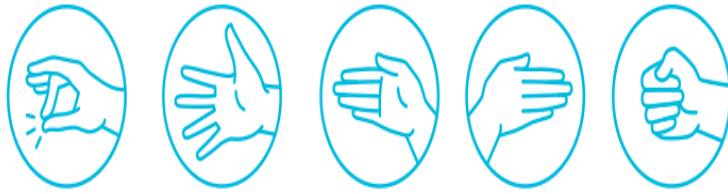


Figura 2.10: Gestos reconocidos por la Myo Armband

Además, la Myo Armband posee una unidad de medición inercial (giróscopo, acelerómetro y magnetómetro) de nueve ejes, leds indicadores, procesador ARM Cortex M4 y una interfaz háptica de vibraciones de duración corta, mediana o larga. Posee comunicación Bluetooth y batería de ión de litio con una duración máxima de 24 horas después de la carga completa; compatible con Windows, MAC, Linux, iOS y Android.

2.2.3.2. Beaglebone Black

La Beaglebone Black (Figura 2.11) es un mini ordenador que tiene un procesador ARM Cortex-A8 1GHz, 512Mb DDR3 de memoria RAM, 4 Gb de almacenamiento interno, acelerador de gráficos, USB host, puerto Ethernet, HDMI y 65 posibles GPIOs. Cuenta con comunicaciones SPI, I2C, Serial, 6 convertidores analógicos y salidas PWM. Además, de que fácilmente se puede instalar Debian, Android o Ubuntu.

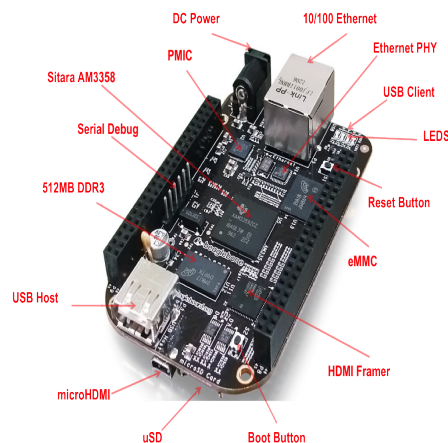


Figura 2.11: Beaglebone Black

Para nuestro propósito, se instaló el sistema operativo Debian (basado en Linux), los pasos de instalación se detallan en [19], además se añadió la librería PyoConnect2.0 [20] para realizar la conexión vía bluetooth entre la Beaglebone Black y la Myo Armband

(su instalación se detalla en el Apéndice 1). Una vez instalada la librería, se realiza un pequeño código para la detección de los gestos realizados con la mano, detectado el gesto, se envía un dato vía serial hacia el esclavo Arduino UNO.

2.2.3.3. Arduino UNO R2

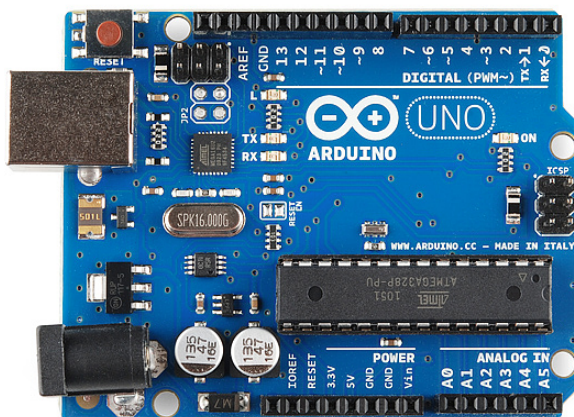


Figura 2.12: Arduino UNO R2

En la Figura 2.12 se muestra la plataforma Arduino modelo R2. El arduino UNO es un plataforma basada en el microcontrolador ATmega328P. Posee 14 entradas/salidas digitales de los cuales 6 pueden ser usados como salidas de PWM, 6 entradas analógicas, 16 MHz de velocidad, conexión USB, comunicación SPI e I2C y posee un puerto serial. Las tareas del Arduino UNO se mencionan a continuación:

- Comunicación SPI con los sensores de posición CUI Inc.
- Comunicación Serial con la BBB para detección de gestos de la mano.
- Cálculo de trayectorias de seguimiento.
- Generación de señales PWM de control para el exoesqueleto.

La plataforma Arduino actúa como esclavo de la computadora embebida Beaglebone Black, debido a que solo recibe una orden y ésta es ejecutada por el mismo.



Figura 2.13: UMIKPALI, prototipo construido en el CINVESTAV Unidad Zacatenco

2.3. Construcción del prototipo final

En la Figura 2.13 se aprecia el prototipo UMIKPALI construido en nuestro laboratorio. Su manufactura estuvo a cargo de la empresa ACAMSA S.A.

Las piezas principales fueron fabricadas en nylamid permitiendo una mayor ligereza en comparación con el aluminio. Las piezas tubulares son de aluminio, la base donde se fija el exoesqueleto esta fabricada en acero permitiendo la rigidez necesaria para soportar el peso del exoesqueleto y de una persona de aproximadamente 70 kg.

Además, se usó un kit de motores, controlador, batería y ruedas de la marca Golden Motors; los motores son de tipo brushless capaces de transportar hasta 150 Kg, el controlador asegura un bajo consumo de batería y la misma es de tipo LiFePo4 de 24V10AH; el peso total del kit es de aproximadamente 7 kg y permite una autonomía de hasta 28 km.

El peso total del exoesqueleto es de aproximadamente 22kg y sus dimensiones se muestran en la Figura 2.14, en ella se pueden apreciar las dos posturas del exoesqueleto (de pie y sentado).

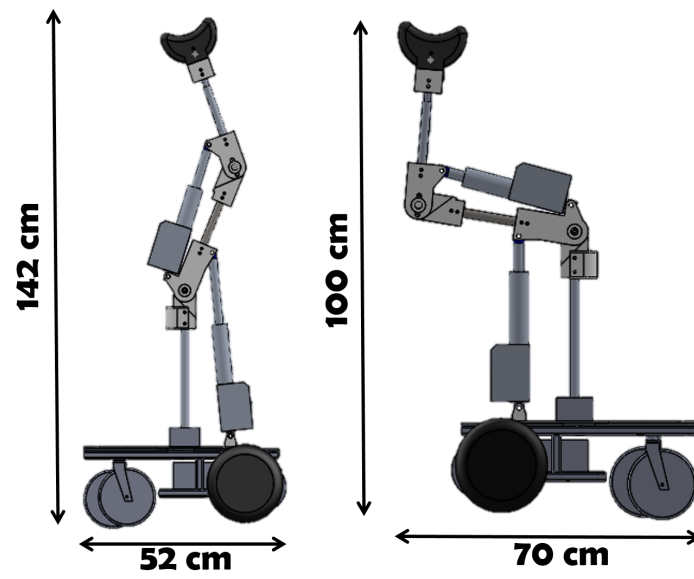


Figura 2.14: Medidas del UMIKPALI

Modelo dinámico

Para el desarrollo del modelo dinámico, se considera que cada una de las tareas del exoesqueleto se harán mientras la base se encuentra en completo reposo, bajo ésta consideración, la dinámica de la base móvil no es considerada en el modelado del exoesqueleto debido a que es una función extra al exoesqueleto; así, el diagrama de cuerpo libre que se usará es mostrado en la Figura 3.1:

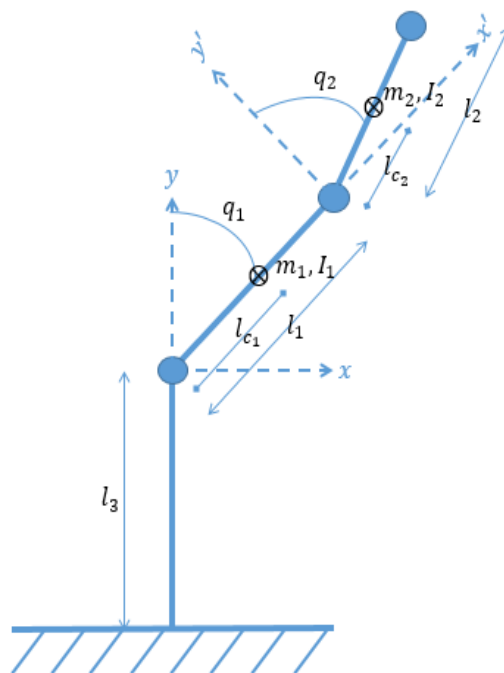


Figura 3.1: Diagrama de cuerpo libre

Donde:

l_1 = longitud del eslabón 1;

l_2 = longitud del eslabón 2;

l_3 = altura medida del suelo al inicio del primer eslabón;

l_{c_1} = distancia al centro de inercia del eslabón 1;

l_{c_2} = distancia al centro de inercia del eslabón 2;

q_1 = ángulo de desplazamiento del eslabon 1;

q_2 = ángulo de desplazameinto del eslabón 2;

m_1 = masa del eslabón 1;

m_2 = masa del eslabón 2;

I_1 = inercia del eslabón 1;

I_2 = inercia del eslabón 2;

La formulación de Euler-Lagrange [21] hace uso del lagrangiano, el cual se define como:

$$L(q, \dot{q}) = K(q, \dot{q}) - U(q) \quad (3.1)$$

Donde:

$L(q, \dot{q})$ es el lagrangiano;

$K(q, \dot{q})$ es la energía cinética;

$U(q)$ es la energía potencial.

Para obtener el modelo dinámico de nuestro robot haremos uso de la formulación de Euler-Lagrange que describe el movimiento del mismo, la cual se define como:

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} \right] - \frac{\partial L(q, \dot{q})}{\partial q} = \tau \quad (3.2)$$

Ahora bien, el modelo dinámico es obtenido de la siguiente forma:

Primero necesitamos obtener las energías cinética $K(q_1, \dot{q})$ y potencial $U(q)$. Para ello obtendremos la posición del eslabón 1 y del eslabón 2, después derivamos temporalmente para obtener la velocidad de cada eslabón:

Para el eslabón 1, tenemos:

$$x_1 = l_{c_1} \sin(q_1) \quad (3.3)$$

$$y_1 = l_{c_1} \cos(q_1) + l_3 \quad (3.4)$$

Para el eslabon 2, tenemos:

$$x_2 = l_1 \sin(q_1) + l_{c_2} \sin(q_1 + q_2) \quad (3.5)$$

$$y_1 = l_1 \cos(q_1) + l_{c_2} \cos(q_1 + q_2) + l_3 \quad (3.6)$$

Las velocidades respectivas son las siguientes:

$$v_1 = \begin{bmatrix} l_{c_1} \cos(q_1) \dot{q}_1 \\ -l_{c_1} \sin(q_1) \dot{q}_1 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

$$v_2 = \begin{bmatrix} l_1 \cos(q_1) \dot{q}_1 + l_{c_2} \cos(q_1 + q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\ -l_1 \sin(q_1) \dot{q}_1 - l_{c_2} \sin(q_1 + q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

La energía cinética se define como:

$$K(q, \dot{q}) = \frac{1}{2} m v^2 + \frac{1}{2} I w^2 \quad (3.9)$$

donde w es la velocidad angular del centro de masa del eslabón.

Para el robot tenemos que:

$$v_1^2 = v_1^T v_1 = l_{c_1}^2 \dot{q}_1^2 \quad (3.10)$$

$$v_2^2 = v_2^T v_2 = l_1^2 \dot{q}_1^2 + 2l_1 l_{c_2} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \dot{q}_1 \cos(q_2) + l_{c_2}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \quad (3.11)$$

Así, la energía cinética para cada eslabón sera:

$$k_1(q_1, \dot{q}_1) = \frac{1}{2} m_1 l_{c_1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 \quad (3.12)$$

$$k_2(q_2, \dot{q}_2) = \frac{1}{2} m_2 [l_1^2 \dot{q}_1^2 + 2l_1 l_{c_2} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \dot{q}_1 \cos(q_2) + l_{c_2}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2] + \frac{1}{2} I_2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \quad (3.13)$$

La energía potencial se define como:

$$U(q) = mgh \quad (3.14)$$

Para el robot tenemos lo siguiente:

$$u_1 = m_1 g [l_{c_1} \cos(q_1) + l_3] \quad (3.15)$$

$$u_2 = m_2 g [l_1 \cos(q_1) + l_{c_2} \cos(q_1 + q_2) + l_3] \quad (3.16)$$

Así, las energías cinética $K(q, \dot{q})$ y potencial $U(q)$ serán:

$$K(q, \dot{q}) = k_1(q_1, \dot{q}_1) + k_2(q_2, \dot{q}_2) = \frac{1}{2} m_1 l_{c_1}^2 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 [l_1^2 \dot{q}_1^2 + 2l_1 l_{c_2} (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \dot{q}_1 \cos(q_2) + l_{c_2}^2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2] + \frac{1}{2} I_2 (\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 \quad (3.17)$$

$$U(q) = u_1(q_1) + u_2(q_2) = m_1g[l_{c_1}\sin(q_1) + l_3] + m_2g[l_1\sin(q_1) + l_{c_2}\sin(q_1 + q_2) + l_3] \quad (3.18)$$

El lagrangiano será:

$$L(q, \dot{q}) = \frac{1}{2}m_1l_{c_1}^2\dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_2[l_1^2\dot{q}_1 + 2l_1l_{c_2}(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\dot{q}_1\cos(q_2) + l_{c_2}^2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2] \\ + \frac{1}{2}I_2(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)^2 - [m_1g[l_{c_1}\sin(q_1) + l_3] + m_2g[l_1\sin(q_1) + l_{c_2}\sin(q_1 + q_2) + l_3]] \quad (3.19)$$

Las ecuaciones de movimiento que rigen el movimiento de nuestro robot se de finen como:

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial L(q_1, \dot{q}_1)}{\partial \dot{q}_1} \right] - \frac{\partial L(q_1, \dot{q}_1)}{\partial q_1} = \tau_1 \quad (3.20)$$

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial L(q_2, \dot{q}_2)}{\partial \dot{q}_2} \right] - \frac{\partial L(q_2, \dot{q}_2)}{\partial q_2} = \tau_2 \quad (3.21)$$

Así, las ecuaciones de movimiento para el exoesqueleto serán:

$$\tau_1 = [m_1l_{c_1}^2 + I_1 + m_2l_1^2 + 2m_2l_1l_{c_2}\cos(q_2) + m_2l_{c_2}^2 + I_2]\ddot{q}_1 + [m_2l_1l_{c_2}\cos(q_2) + m_2l_{c_2}^2 + I_2]\ddot{q}_2 \\ - 2m_2l_1l_{c_2}\dot{q}_1\dot{q}_2\sin(q_2) - m_2l_1l_{c_2}\dot{q}_2^2\sin(q_2) + [m_1gl_{c_1} - m_2gl_1]\cos(q_1) + m_2gl_{c_2}\cos(q_1 + q_2) \quad (3.22)$$

$$\tau_2 = [m_2l_1l_{c_2}\cos(q_2) + m_2l_{c_2}^2 + I_2]\ddot{q}_1 + [m_2l_{c_2}^2 + I_2]\ddot{q}_2 \\ + m_2l_1l_{c_2}(\dot{q}_1 + \dot{q}_2)\dot{q}_1\sin(q_2) + m_2gl_{c_2}\cos(q_1 + q_2) \quad (3.23)$$

Las ecuaciones 3.22 y 3.23 describen el movimiento del exoesqueleto; dichas ecuaciones se pueden expresar de forma matricial como:

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + F(q, \dot{q}) + G(q) \quad (3.24)$$

Donde:

$M(q)\ddot{q}$ es la matriz de inercia;

$C(q, \dot{q})\dot{q}$ es la matriz de fuerzas centripeta y de coriollis;

$F(q, \dot{q})$ es el vector de fricción;

$G(q)$ es el vector de pares gravitacionales;

τ es nuestra entrada de control.

La matriz $M(q)$ es obtenida directamente de las ecuaciones 3.22 y 3.23 como:

$$M(q) = \begin{bmatrix} m_1 l_{c_1}^2 + I_1 + m_2 l_1^2 + 2m_2 l_1 l_{c_2} \cos(q_2) + m_2 l_{c_2}^2 + I_2 & m_2 l_1 l_{c_2} \cos(q_2) + m_2 l_{c_2}^2 + I_2 \\ m_2 l_1 l_{c_2} \cos(q_2) + m_2 l_{c_2}^2 + I_2 & m_2 l_{c_2}^2 + I_2 \end{bmatrix} \quad (3.25)$$

Para obtener la matriz $C(q, \dot{q})$ haremos uso de los símbolos de Kristoffel [21]:

$$C_{xyz} = \frac{1}{2} \left[\frac{\partial M_{zy}}{\partial q_x} + \frac{\partial M_{zx}}{\partial q_y} - \frac{\partial M_{xy}}{\partial q_z} \right] \quad (3.26)$$

$$C_{zy} = \begin{bmatrix} C_{1yz} & C_{2yz} \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

Variando adecuadamente los coeficientes xyz obtenemos lo siguiente:

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} -m_2 l_1 l_{c_2} \sin(q_2) \dot{q}_2 & -m_2 l_1 l_{c_2} \sin(q_2) \dot{q}_1 - m_2 l_1 l_{c_2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \\ m_2 l_1 l_{c_2} \sin(q_2) \dot{q}_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

El vector $F(\dot{q})$ considera los efectos de la fricción tanto viscosa como de coulomb:

$$F(\dot{q}) = \begin{bmatrix} a_1 \dot{q}_1 + a_2 \text{sign}(\dot{q}_1) \\ a_3 \dot{q}_2 + a_4 \text{sign}(\dot{q}_2) \end{bmatrix} \quad (3.29)$$

Donde a_n son coeficientes de fricción elegidos adecuadamente.

El vector de pares gravitacionales es:

$$G(q) = \begin{bmatrix} -(m_1 l_{c_1} + m_2 l_1) g \sin(q_1) - m_2 g l_{c_2} \sin(q_1 + q_2) \\ -m_2 g l_{c_2} \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \quad (3.30)$$

Ahora bien, el sistema dinámico en forma matricial descrito por 3.24 puede reescribirse como:

$$\ddot{q} = M(q)^{-1}[-C(q, \dot{q}) - G(q) - F(q, \dot{q}) + \tau] \quad (3.31)$$

La Ecuación 3.31 se encuentra en la forma estándar de la robótica y a partir de ella podemos simular el sistema en lazo abierto y aplicar una estrategia de control.

Control PID y Resultados numéricos

El objetivo de este trabajo, es la aplicación de una estrategia de control que permita que el exoesqueleto UMIKPALI intercambie entre posturas (sentado o de pie).

Para poder garantizar el intercambio de posturas, se obtuvieron dos trayectorias, una para la articulación de rodilla y otra, para la articulación de cadera, dichas trayectorias fueron obtenidas experimentalmente en nuestro laboratorio. Estas trayectorias las podemos apreciar en la Figura 4.1.

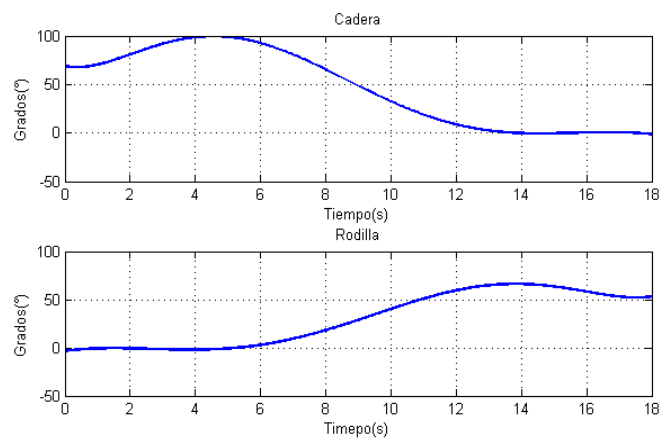


Figura 4.1: Trayectorias de referencia para las articulaciones de cadera y rodilla (obtenidas experimentalmente)

Para la obtención de las trayectorias mencionadas, se usaron un par de sensores de posición (encoder) montados sobre una plataforma impresa en 3D, y mediante programación se almacenaron los datos de la posición de cadera y de rodilla para posteriormente ser aproximadas mediante un polinomio de grado seis.

Los sensores se ubicaron en el cuerpo como se muestra en la Figura 4.2.



Figura 4.2: Ubicacion de sensores para la obtención de las trayectorias de referencia.

4.1. Control PID

El esquema general del control PID se muestra en la Figura 4.3

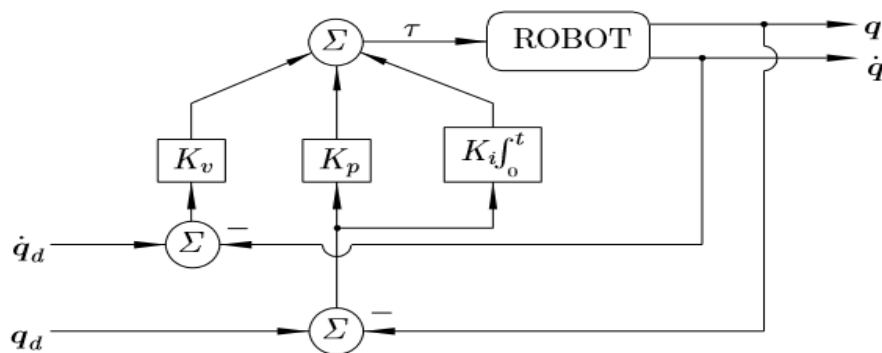


Figura 4.3: Esquema general del controlador PID (tomado de [22]).

El control Proporcional-Integral-Derivativo [22] es una ley de control que trabaja en base al error, dicho error se define como:

$$e(t) = q_{deseada} - q_{actual}$$

donde q denota la posición. Así la ley de control que define al control PID es mostrada en la Ecuación 4.1

$$u(t) = K_p * e(t) + K_i * \int e(t)dt + K_d * \dot{e}(t) \quad (4.1)$$

Así, el sistema en lazo cerrado quedará descrito por las ecuaciones 3.24 y 4.1 en la Ecuación

ción 4.2:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + F(q, \dot{q}) + G(q) = Kp * e(t) + Ki * \int e(t)dt + Kd * \dot{e}(t) \quad (4.2)$$

El sistema descrito en la Ecuación 4.2 puede ser reescrito como:

$$\ddot{q} = M(q)^{-1}[-C(q, \dot{q}) - F(q, \dot{q}) - G(q) + Kp * e(t) + Ki * \int e(t)dt + Kd * \dot{e}(t)] \quad (4.3)$$

La Ecuación 4.3 será la que nos permita llevar a cabo las simulaciones que se detallan en la siguiente sección.

4.2. Simulación

Para la simulación, se hizo uso de la herramienta Simulink de Matlab; cabe señalar que dicha simulación se divide en dos partes: la primera, para el sistema en lazo abierto y la segunda, para hacer un control de seguimiento trayectoria.

4.2.1. Simulación del sistema en lazo abierto

El modelo obtenido en 3.22 y 3.23 expresado de forma matricial conforme a 3.24 se simuló con los siguientes parámetros, los cuales fueron obtenidos del diseño CAD del exoesqueleto y verificados con la plataforma experimental. En la Tabla 4.1 se muestran los parámetros a consideraren la simulación.

Como señal de control se ha elegido una función escalón unitario para observar el comportamiento de nuestro robot. Dicha función, tiene una duración de 18 segundos.

Figura 4.4: Respuesta del sistema al escalón unitario

Ahora bien, en la Figura 4.4 podemos apreciar la respuesta del sistema a una entrada escalón unitario. Se observa que los ángulos de la cadera y rodilla crecen en forma de una recta con pendiente constante alcanzando los valores máximos de 105° para la cadera y 47° para la rodilla.

Parámetro	Valor	Unidad
l_1	0.350	m
l_2	0.310	m
l_3	0.410	m
l_{c_1}	0.175	m
l_{c_2}	0.155	m
m_1	0.750	kg
m_2	0.500	kg
I_1	0.0036	$\text{kg}\cdot\text{m}^2$
I_2	0.0021	$\text{kg}\cdot\text{m}^2$
g	9.8066	m/s^2

Tabla 4.1: Parámetros de simulación

4.2.2. Control PID para seguimiento de trayectoria

Para esta simulación, primeramente se obtuvieron las trayectorias para cadera y rodilla de forma experimental, las cuales se muestran en las Figuras 4.5 y 4.6.

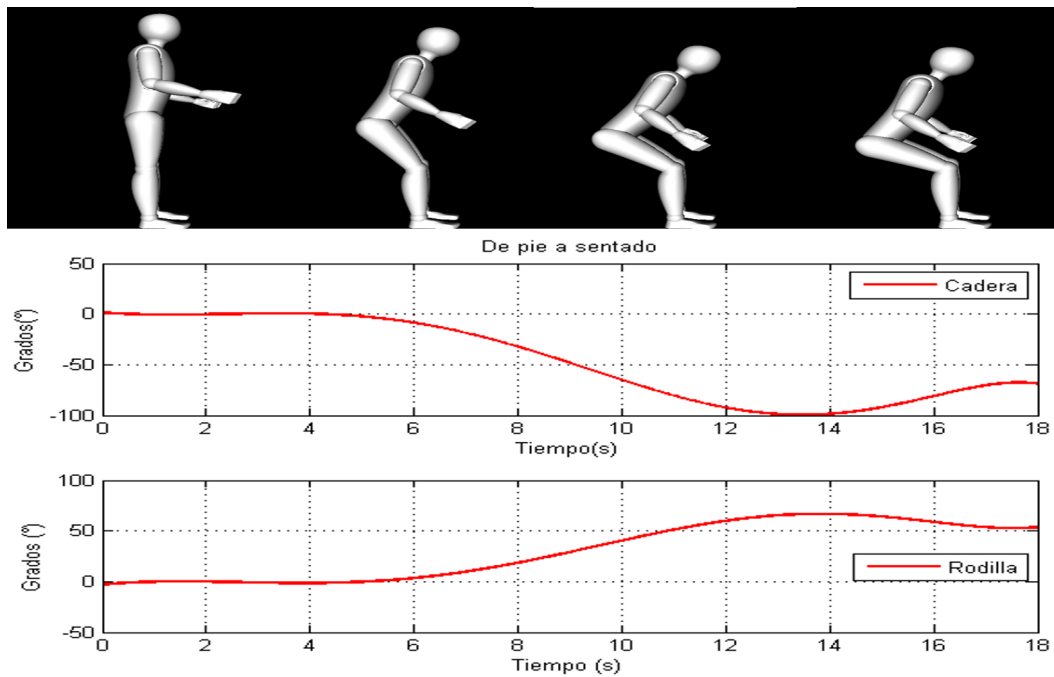


Figura 4.5: Trayectorias de referencia para la tarea de estar de pie y sentarse

El polinomio que describe la trayectoria deseada para la articulación de cadera es:

$$C = 0.00016871 * t^6 - 0.01182575 * t^5 + 0.30433566 * t^4 - 3.40817682 * t^3 + 14.22387034 * t^2 - 9.19138361 * t + 90.99837$$

Mientras que para la rodilla el polinomio es: $R = -0.000119 * t^6 + 0.008698 * t^5 -$

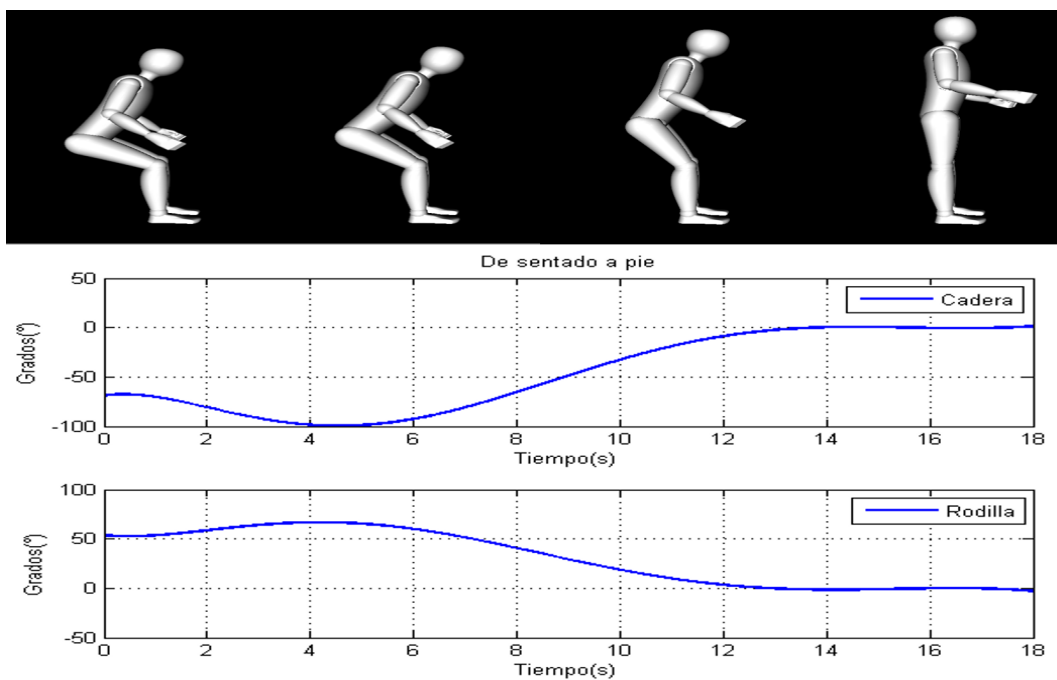


Figura 4.6: Trayectorias de referencia para la tarea de estar sentado e incorporarse

$$0.228847 * t^4 + 2.577521 * t^3 - 10.664690 * t^2 + 8.545626 * t - 90.187081.$$

De la ecuación 4.3 es fácil observar que eligiendo correctamente las constantes Kp , Ki y Kd podemos controlar el sistema completo y hacerlo converger a una referencia fija o, en nuestro caso, el seguimiento de una trayectoria cambiante referente al tiempo.

Para la simulación se considera un tiempo de 18 segundos para cada una de las tareas de ponerse de pie y de sentarse, el tiempo de 18 segundos es adecuado para este tipo de movimientos (sentarse y ponerse de pie) y que además nos ayuda a simplificar el control. A continuación podemos observar los resultados de la simulación haciendo uso del controlador PID con las siguientes ganancias:

$$kp = \begin{bmatrix} 2000 & 0 \\ 0 & 500 \end{bmatrix}, \quad kd = \begin{bmatrix} 100 & 0 \\ 0 & 20 \end{bmatrix}, \quad ki = \begin{bmatrix} 10 & 0 \\ 0 & 10 \end{bmatrix}.$$

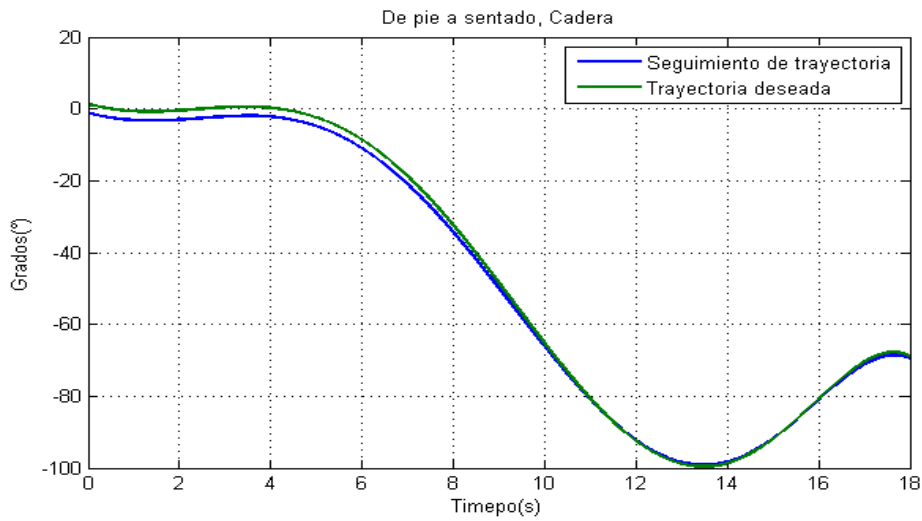


Figura 4.7: Seguimiento de trayectoria en la articulación de cadera

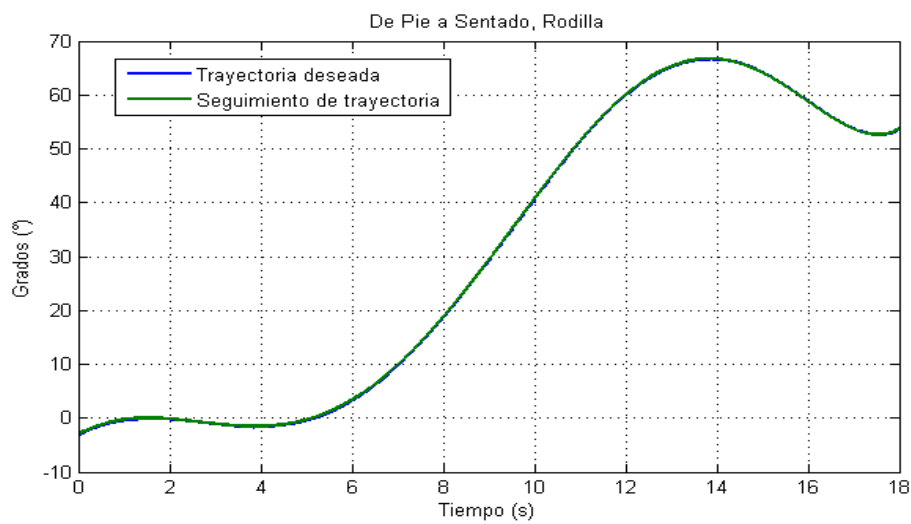


Figura 4.8: Seguimiento de trayectoria en la articulación de rodilla

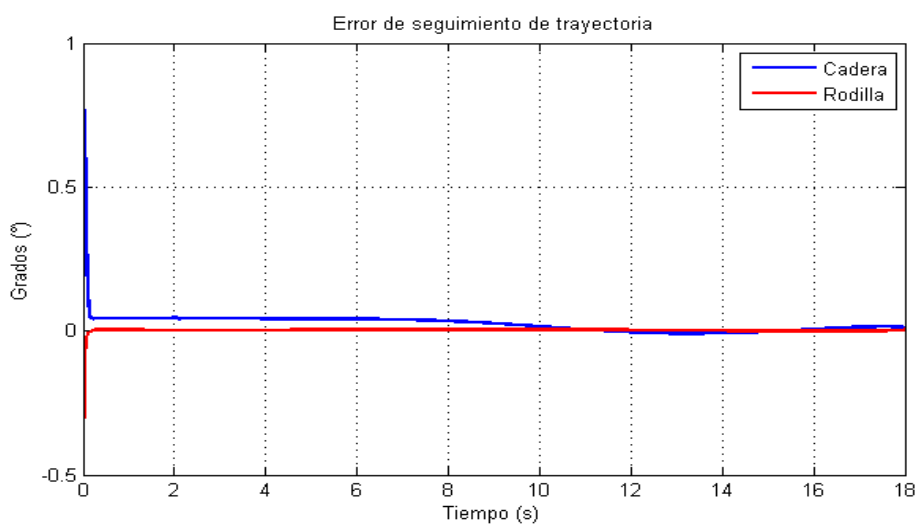


Figura 4.9: Error de seguimiento de trayectoria.

4.2.2.1. Simulación de seguimiento de trayectoria para la tarea de estar de pie y sentarse:

En las Figuras 4.7 y 4.8 apreciamos en color azul la trayectoria deseada y en color verde el seguimiento del robot, podemos observar que el seguimiento tiene un desempeño adecuado y que en ambos casos el error es muy cercano a cero como podemos apreciar en la Figura 4.9.

4.2.2.2. Simulación de seguimiento de trayectoria para la tarea de estar sentado e incorporarse:

En las figuras 4.10 y 4.11 podemos apreciar en color verde la trayectoria deseada y en color azul el seguimiento que realiza el robot. Nuevamente observamos que el error mostrado en la Figura 4.12 esta por debajo de 0.05 grados, gracias a esto podemos decir que el error es despreciable y que el seguimiento de trayectoria tiene un desempeño adecuado.

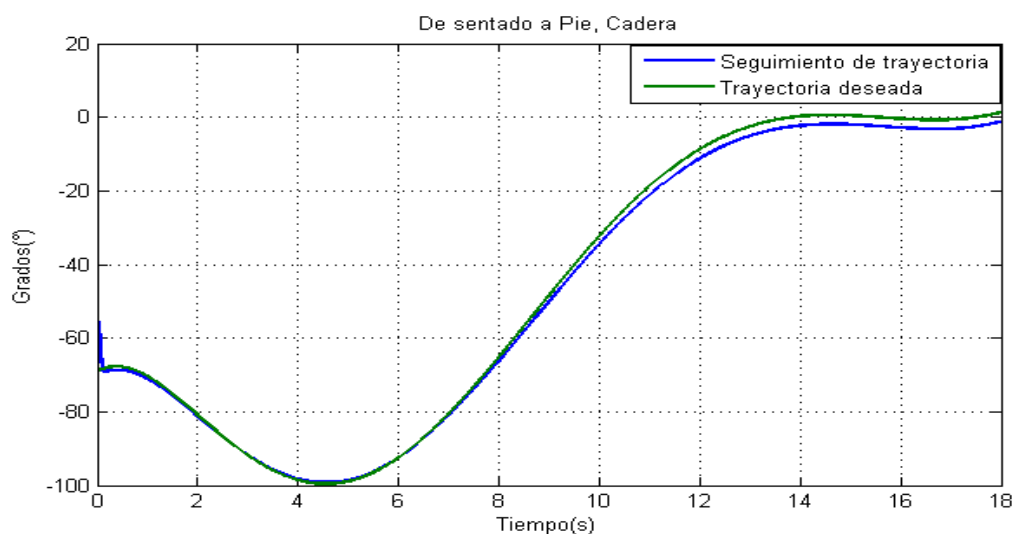


Figura 4.10: Seguimiento de trayectoria en la articulación de cadera

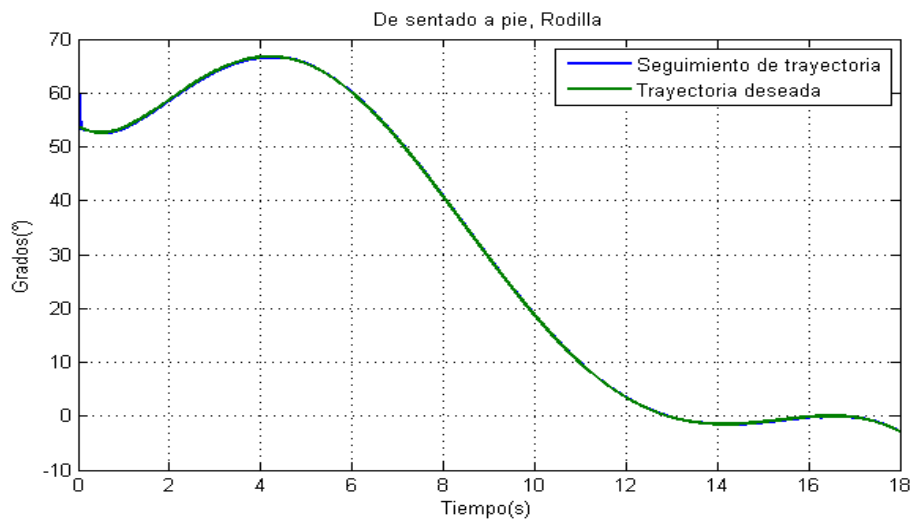


Figura 4.11: Seguimiento de trayectoria en la articulación de rodilla

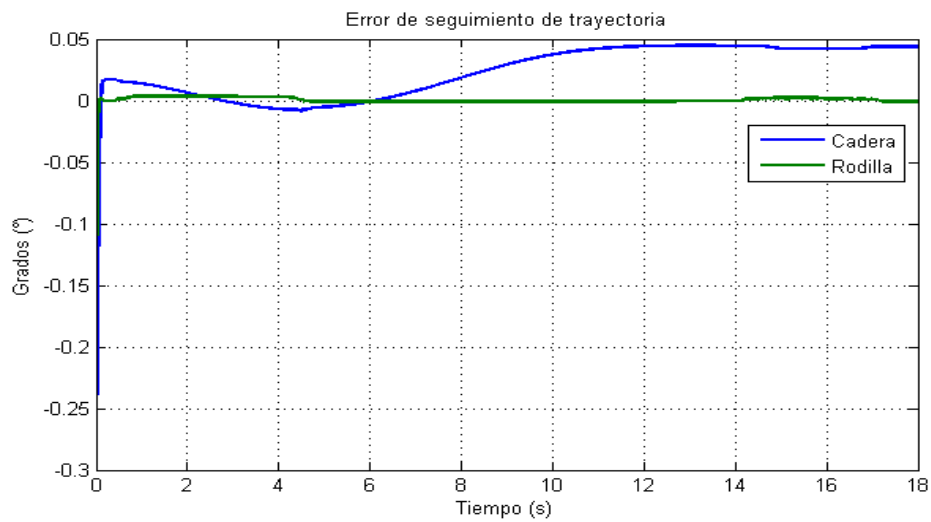


Figura 4.12: Error de seguimiento de trayectoria.

En la siguiente sección se abordarán los resultados en la plataforma experimental y se validará el modelo dinámico obtenido mediante una prueba sencilla.

Pruebas experimentales del exoesqueleto UMIKPALI

5.1. Resultados experimentales

En esta sección se abordan los resultados en la plataforma experimental, a su vez se validará el modelo dinámico obtenido mediante la formulación de Euler-Lagrange.

5.1.1. Validación del modelo dinámico

Para la validación del modelo retomaremos la Figura 4.4 y la compararemos con la Figura 5.1.

Para la simulación en lazo abierto, la entrada de control τ es una función escalón unitario definida como:

$$S(x) = \begin{cases} 0, & x < 0 \\ 1, & x \geq 0 \end{cases} \quad (5.1)$$

La función de entrada para nuestro prototipo es un escalón de 12V, equivalente al escalón unitario de la simulación.

Figura 5.1: Respuesta del robot ante una entrada escalón de 12V.

Como podemos observar en la Figura 5.1, el comportamiento de nuestro robot es similar a los resultados obtenidos en la simulación del robot en lazo abierto mostrados en la Figura 4.4, concluyendo así que el modelo dinámico obtenido mediante la formulación Euler-Lagrange es lo más parecido a nuestro modelo real.

5.1.2. Seguimiento de trayectoria

Las trayectorias propuestas en las Figuras 4.6 y 4.5 permiten al robot intercambiar entre las posturas de estar de pie y sentarse y viceversa. Éstas trayectorias, fueron programadas en nuestro microcontrolador, el cual, también está encargado de obtener las posiciones de las articulaciones de cadera y rodilla y además, calcular la señal de control necesaria. Los resultados obtenidos en la plataforma experimental se muestran a continuación:

5.1.2.1. Tarea: Estar de pie y sentarse

En esta tarea, las trayectorias son calculadas al momento en que el usuario decide sentarse, podemos observar en las Figuras 5.2 y 5.4 de color rojo la trayectoria calculada por el microcontrolador y en color azul el seguimiento de trayectoria. Nótese que el seguimiento pareciera no adecuado, esto debido a que la dinámica de los actuadores usados es lenta pero si prestamos atención en las Figuras 5.3 y 5.5 las cuales nos muestran la dinámica del error, podemos apreciar que en el tiempo especificado, 18 segundos, se logra hacer un seguimiento de trayectoria apropiado ya que, en ambos casos, se tiene errores finales de no más de un grado.

5.1.2.2. Tarea: Estar sentado y ponerse de pie

Aquí, una vez que el usuario decide activar la tarea de ponerse de pie, el microcontrolador recalcula las trayectorias necesarias para la tarea especificada; para ello, las trayectorias deseadas deben ser invertidas en el tiempo y a su vez, seguidas por el robot

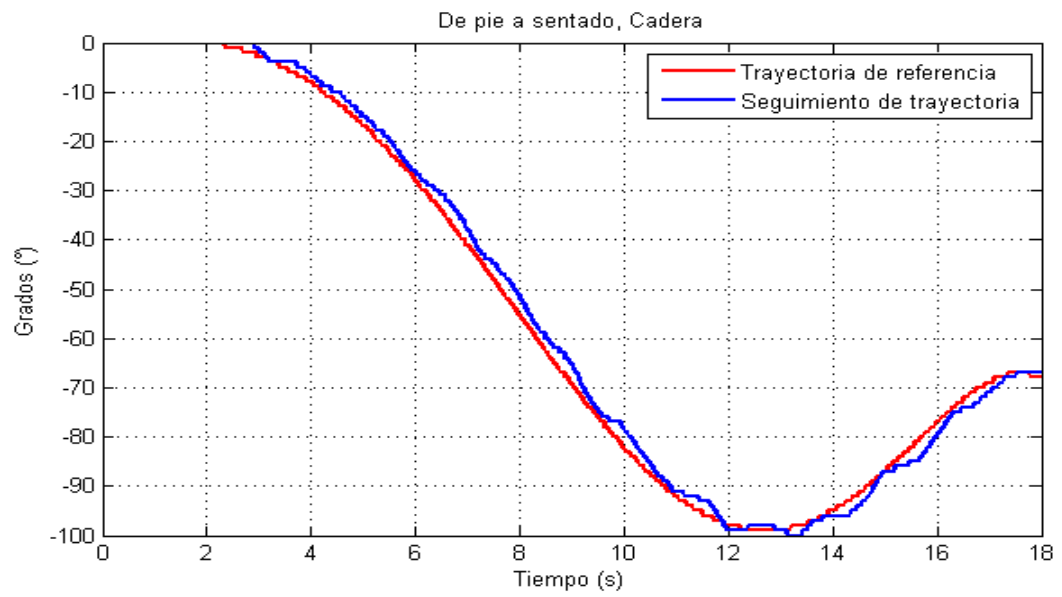


Figura 5.2: Seguimiento de trayectoria en la articulación de cadera

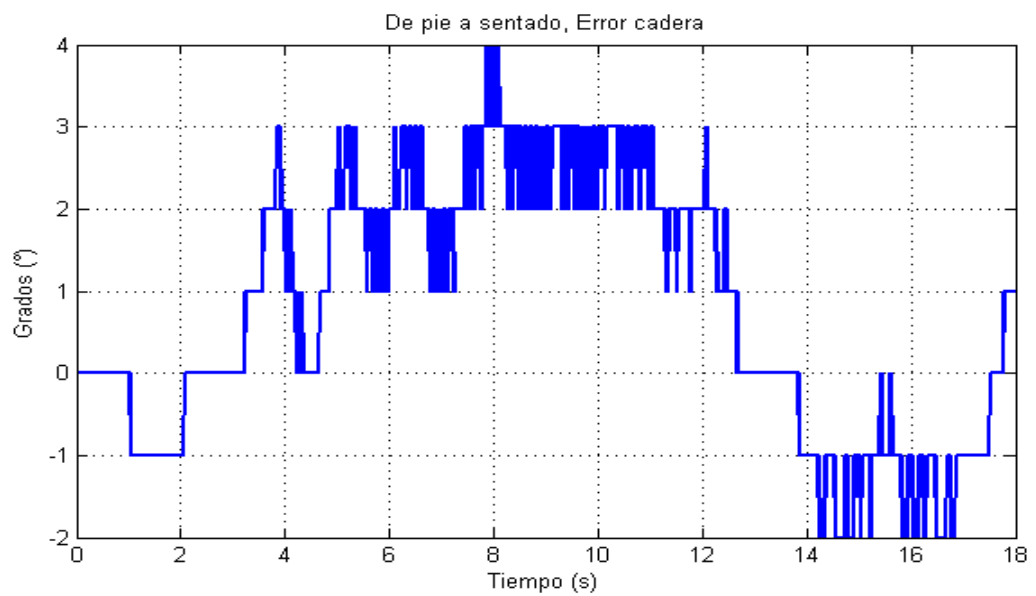


Figura 5.3: Error de seguimiento en articulación de cadera

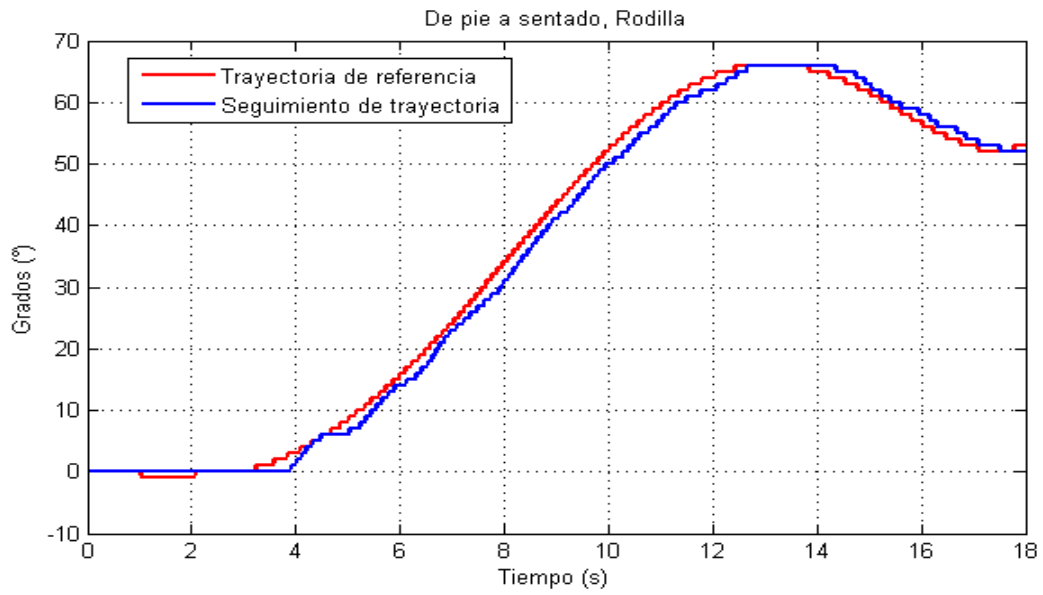


Figura 5.4: Seguimiento de trayectoria en la articulación de rodilla

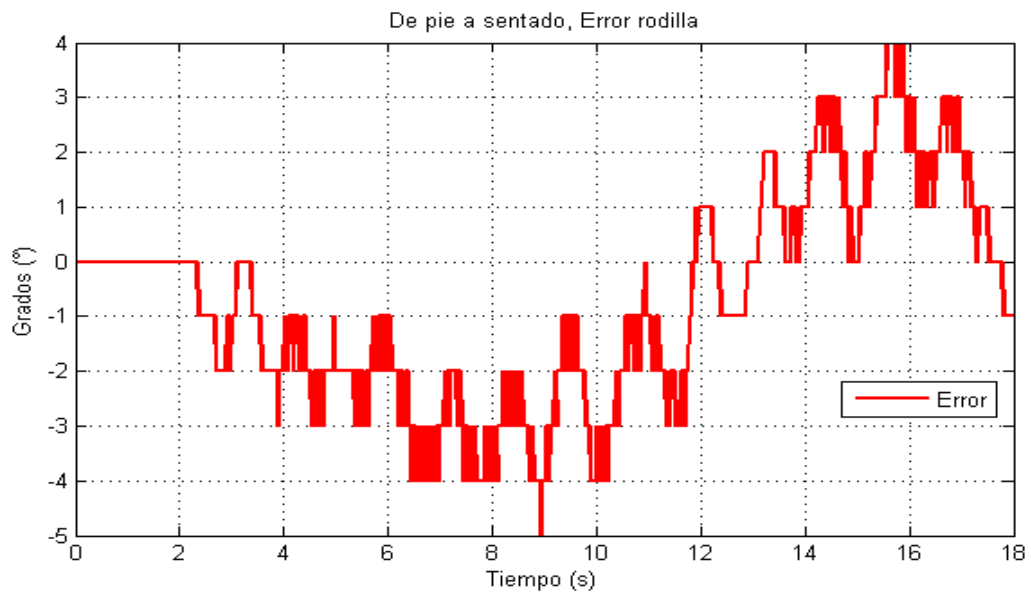


Figura 5.5: Error de seguimiento en articulación de rodilla

como se muestra en las Figuras 5.6 y 5.8.

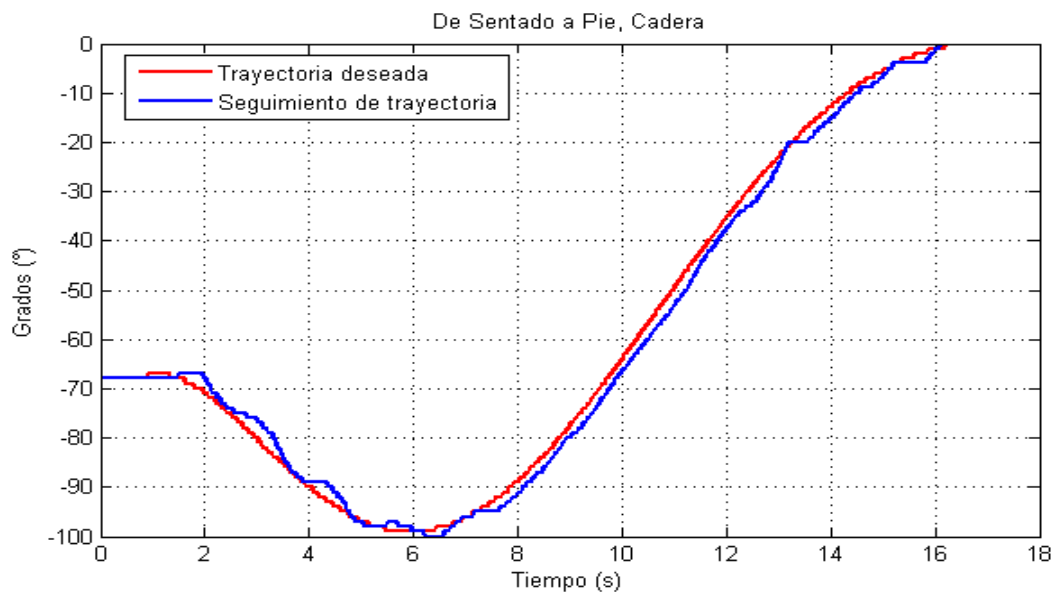


Figura 5.6: Seguimiento de trayectoria en la articulación de cadera

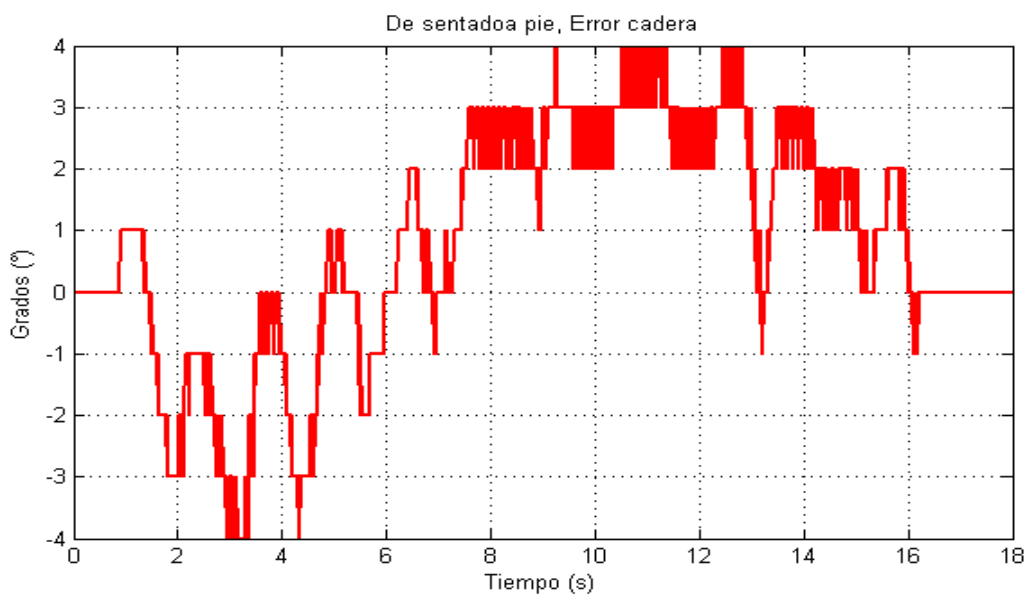


Figura 5.7: Error de seguimiento en articulación de cadera

En las Figuras 5.6 y 5.8 podemos apreciar en color rojo las trayectorias deseadas y en color azul el seguimiento de trayectoria.

Nuevamente la dinámica lenta de los actuadores pareciera afectar el desempeño del seguimiento para las articulaciones de la cadera y rodilla, pero si observamos con atención las Figuras 5.7 y 5.9 podemos apreciar que el error no excede un grado.

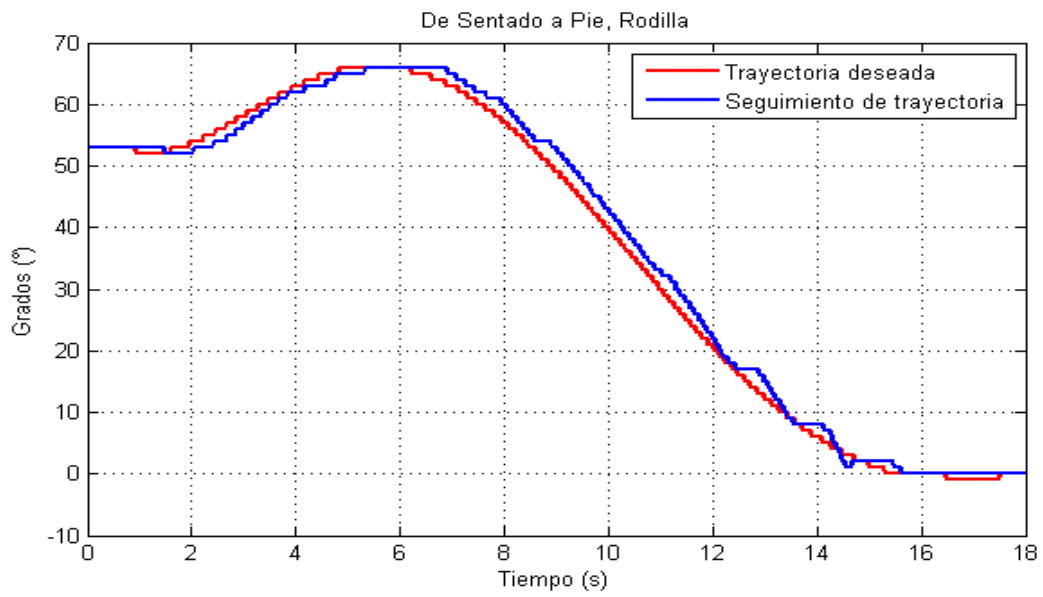


Figura 5.8: Seguimiento de trayectoria en la articulación de rodilla

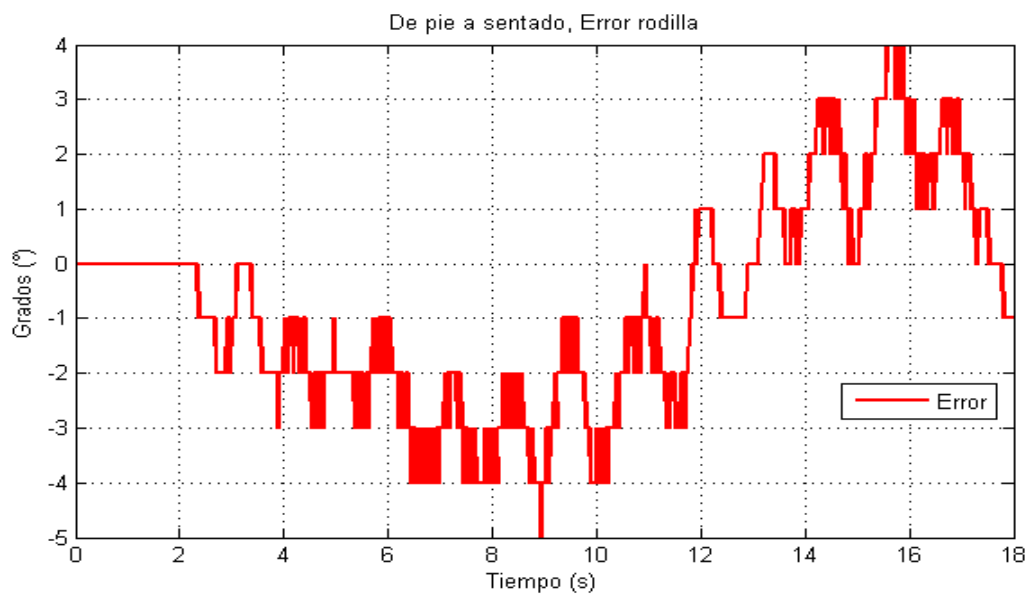


Figura 5.9: Error de seguimiento en articulación de rodilla

Podemos así concluir que nuestro controlador PID tiene un desempeño adecuado para las tareas de sentarse e incorporarse. Ambas tareas se realizan en un tiempo no mayor a 18 segundos.

5.2. Uso del exoesqueleto UMIKPALI

Como se ha mencionado anteriormente, el uso de la Myo Armband es a modo de control remoto del exoesqueleto, para ello es primordial el uso de la computadora Beaglebone Black, ya que es quien permite la conexión vía bluetooth.

Una vez establecida la conexión inalámbrica entre la Myo y la Beaglebone, se procede a la interpretación de gestos realizados con la mano, estos gestos son diferenciados gracias a la librería creada por Fernando Cosentino e instalada en la Beaglebone Black.

Gracias a la librería PyoConnect2.0 podemos diferenciar los gestos que se muestran en la Figura 5.10

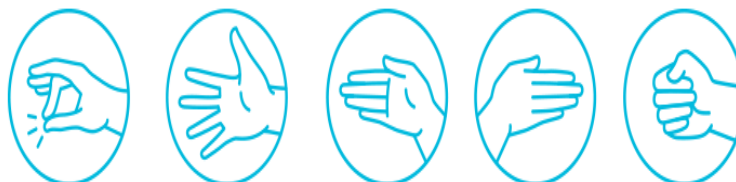


Figura 5.10: Gestos reconocidos por la BeagleboneBlack. De izquierda a derecha: Tap, FingersSpread, WaveIn, WaveOut, Fist.

Una vez que el gesto se ha identificado, un dato específico es enviado al esclavo Arduino UNO, pero para prevenir la interrupción de tareas se añadió un gesto de seguridad (Safe key) para que esto no suceda; así, el funcionamiento se puede resumir como se muestra en las Figuras 5.11 y 5.12 y se describen a continuación.

Asumiendo que el exoesqueleto está bloqueado y la Myo está colocada en el brazo del usuario, para movilizar el exoesqueleto los pasos siguientes son necesarios:

- Realizar el gesto "DoubleTap" para desbloqueo de la Myo, este gesto además pone en alerta al sistema para recibir el siguiente comando.

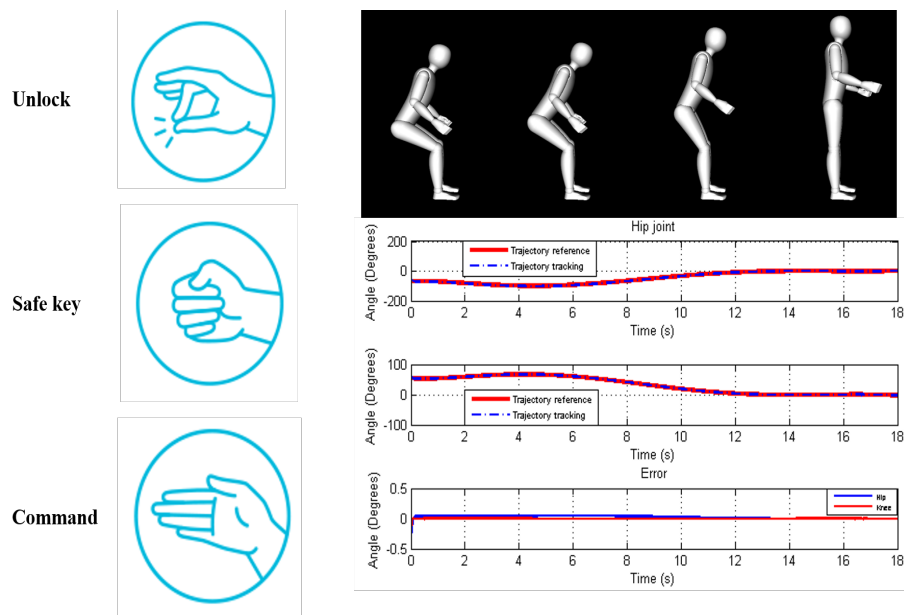


Figura 5.11: Comandos de selección para la tarea de estar sentado e incorporarse, primero desbloqueo de la Myo con Double Tap, como llave de seguridad usamos Fist y finalmente WaveIn para iniciar la tarea.

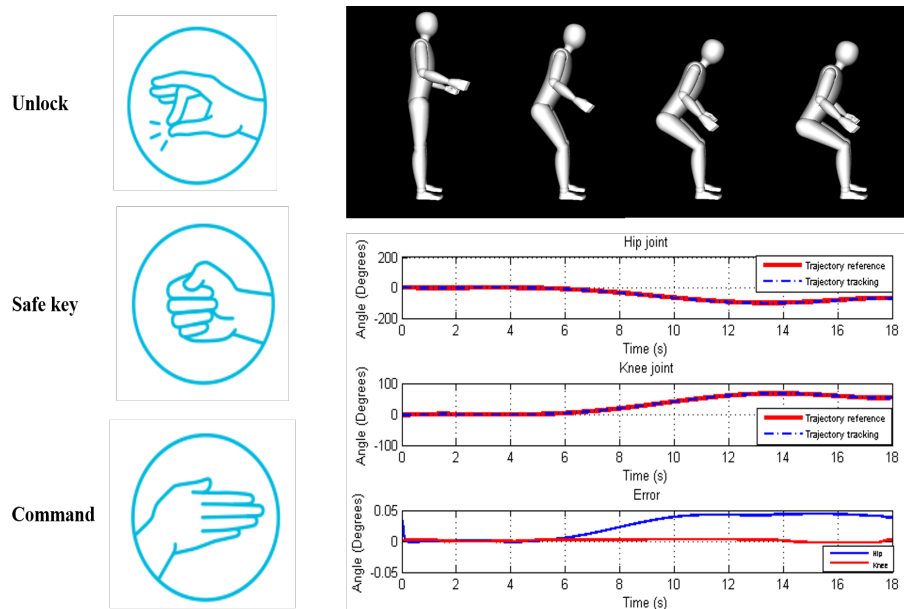


Figura 5.12: Comandos de selección para la tarea de estar sentado e incorporarse, primero desbloqueo de la Myo con Double Tap, como llave de seguridad usamos Fist y finalmente WaveOut para iniciar la tarea.

- Realizar "Fist" como llave de seguridad, este gesto además le indica al exoesqueleto que el siguiente comando puede ser para activar la tarea de incorporarse o sentarse.
- Realizar el gesto "WaveIn", "WaveOut" para activar la tarea de Incorporarse o Sentarse respectivamente.

Conclusiones y Trabajo Futuro

6.1. Conclusiones

Este trabajo presentó el desarrollo de un prototipo para poder asistir a la tarea de la bipedestación de una persona con alguna lesión a nivel vertebral o que padece una enfermedad que afecta el desarrollo óptimo del sistema musculoesquelético implicado en esta tarea.

El uso de la tecnología presentada en esta tesis, amplía la línea de investigación de los exoesqueletos ya que el uso de materiales ligeros y rígidos es necesaria para la aceptación en la sociedad. Cabe mencionar que el prototipo presentado va encaminado a la asistencia y no a la rehabilitación, para ello se obtuvieron experimentalmente, trayectorias para la cadera y rodilla mismas que fueron aproximadas por un polinomio para que pudieran ser calculadas por nuestro controlador.

El uso de control PID, asegura el correcto seguimiento de las trayectorias mencionadas además de que permite al usuario intercambiar de posturas (sentado o parado) y además se asegura la repetibilidad de las tareas.

El prototipo presenta además, el uso de la Myo Armband como control remoto del exoesqueleto, así el usuario final puede tener las manos libres para realizar tareas que

requieran el uso de las mismas, esto, en comparación con una silla de ruedas tradicional, es una ventaja bastante amplia ya que este prototipo está encaminado a personas con problemas musculares en los miembros inferiores y en ocasiones, superiores.

Las pruebas presentadas en este trabajo, fueron realizadas con personas que no padecen alguna enfermedad o lesión.

6.2. Trabajo Futuro

Como trabajo futuro se propone lo siguiente con la finalidad de mejorar el prototipo:

- Pruebas en pacientes que realmente necesiten el apoyo de ésta tecnología.
- Probar nuevas leyes de control (PD adaptable, Sliding Mode, etc).
- Agregar nuevas tareas que puedan ser controladas con la Myo Armband.
- Mejorar las características estéticas del prototipo para que se pueda comercializar.

Bibliografía

- [1] Discapacidad en México, disponible en:
<http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>, Censo de Población y Vivienda 2010
- [2] Exoesqueletos, disponible en:
https://prezi.com/0bhp5euzqe_n/exoesqueleto/, Mayo 22, 2015
- [3] Exoesqueletos Mecánicos, disponible en:
http://www.feriadelasciencias.unam.mx/anteriores/feria22/feria262_01_exoesqueleto_mecanico.pdf
- [4] Kueilicki, J., Kamnik, R., & Bajd, T. *Dynamic Modelling of Paraplegic Persons Standing-Up*. *Electrotechnical Review*, 98-104, 1999.
- [5] Y. Mori, K. Takayama, and T. Nakamura. *Development of straight style transfer equipment for lower limbs disabled*. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 3, pp. 2486-2491 (2004).
- [6] LEVO AG, "Levo: Products", disponible en: *<http://www.levo.ch/en/products.html>*

- [7] Superior Sweden AB, "Superior ME", disponible en:
<http://superiorstanding.mamutweb.com/subdet1.htm>
- [8] H. G. Nguyen, J. Morrell, K. Mullens, A. Burmeister, S. Miles, N. Farrington, K. Thomas, and D. W. Gage. *Segway robotic mobility platform*. Proceedings of the SPIE, vol. 5609. (2004).
- [9] Toyota Motor Corp. *Toyota develops personal transport assistance robot ?winglet?*.
<http://www.toyota.co.jp/en/news/08/08011.html>, Aug. 2008.
- [10] Yosuke Eguchi, Hideki Kadone and Kenji Suzuki. *Standing Mobility Vehicle with Passive Exoskeleton Assisting Voluntary Postural Changes*. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) November 3-7. Tokyo, Japan (2013).
- [11] Margareta Nordin, Victor H. Frankel. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 2001.
- [12] Disponible en:
<http://www.colchonescefire.es/blog/ventajas-de-un-colchon-con-zonas-de-firmeza-diferenciada/>, Julio 23, 2015
- [13] Gibson J, Huntley J.. *The musculoskeletal system*. In: Douglas G, Nicol F, Robertson C, eds. *Macleod's Clinical Examination*. 13th ed. Philadelphia, PA: Elsevier Churchill Livingstone; 2013:chap 14.

- [14] Linear Concentric actuators [online], disponible en:
<http://www.concentricintl.com/products/electrical-control/linear-actuators/>
- [15] Absolute Encoder [online], disponible en:
<http://www.cui.com/catalog/components/encoders/absolute/modular>
- [16] Beaglebone Black embedded computer [online], disponible en:
<https://beagleboard.org/black>
- [17] Myo Armband gesture control [online], disponible en:
<https://www.myo.com/>
- [18] Arduino UNO [online], disponible en:
<https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
- [19] Guía de instalación del sistema operativo Debian, disponible en:
<https://beagleboard.org/Support/bone101>
- [20] Librería PyoConnect2.0, disponible en:
<http://www.fernandocosentino.net/pyoconnect/>
- [21] R. Kelly, V. Santibáñez, A. Loría . *Control of Robot Manipulators in Joint Space*.
In: *Advances Textbooks in Control and Signal Processing*, Springer, Chap. 3
- [22] R. Kelly, V. Santibáñez, A. Loría. *Control of Robot Manipulators in Joint Space*. In:
Advances Textbooks in Control and Signal Processing, Springer, Chap. 9