



Universidad Europea

UNIVERSIDAD EUROPEA DE MADRID

ESCUELA DE ARQUITECTURA, INGENIERÍA Y DISEÑO

GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

**PROYECTO DE PROCESADO DE LA SEÑAL Y PROYECTO DE
NEUROREHABILITACIÓN**

FAST FORWARD

Clara Aibar Álvarez

María Márquez Luquin

Alejandro González Canales

CURSO 2022-2023



Índice

Índice.....	¡Error! Marcador no definido.
Capítulo 1. RESUMEN DEL PROYECTO	¡Error! Marcador no definido.
1.1 Planteamiento del problema.....	¡Error! Marcador no definido.
1.2 Objetivos del proyecto	¡Error! Marcador no definido.
1.3 Estructura del proyecto.....	¡Error! Marcador no definido.
Capítulo 2. INTRODUCCIÓN	¡Error! Marcador no definido.
2.1 Contexto.....	¡Error! Marcador no definido.
2.2 Estado del arte	¡Error! Marcador no definido.
2.3 Planteamiento del problema.....	¡Error! Marcador no definido.
Capítulo 3. DESCRIPCIÓN DEL MOVIMIENTO	¡Error! Marcador no definido.
3.1 Anatomía	¡Error! Marcador no definido.
3.1.1 Osteología y miología del miembro inferior humano.	¡Error! Marcador no definido.
3.1.2 Anatomía de la pierna tras la cirugía de amputación	¡Error! Marcador no definido.
3.2 Cinemática.....	¡Error! Marcador no definido.
3.2.1 Movimiento STS.....	¡Error! Marcador no definido.
3.2.2 Marcha	¡Error! Marcador no definido.
3.2.3 Carrera.....	¡Error! Marcador no definido.
Capítulo 4. OBJETIVOS	¡Error! Marcador no definido.
4.1 Objetivos generales.....	¡Error! Marcador no definido.
4.2 Objetivos específicos.....	¡Error! Marcador no definido.
4.3 Beneficios del proyecto	¡Error! Marcador no definido.
Capítulo 5. Diseño e implementación del sistema	¡Error! Marcador no definido.
5.1 Sistema de sensado.....	¡Error! Marcador no definido.
5.1.1 Representación esquemática	¡Error! Marcador no definido.
5.1.2 Protocolo de comunicación.....	¡Error! Marcador no definido.
5.1.3 Sensorización y recolección de datos.....	¡Error! Marcador no definido.
5.1.4 Diagramas de flujo.....	¡Error! Marcador no definido.

.....	¡Error! Marcador no definido.
5.2 Sistema de detección de movimiento por vídeo.....	¡Error! Marcador no definido.
5.3 Sistema de robótica.....	¡Error! Marcador no definido.
Capítulo 6. DESARROLLO DEL PROYECTO	¡Error! Marcador no definido.
Capítulo 7. Planificación del proyecto	¡Error! Marcador no definido.
7.1	¡Error! Marcador no definido.
Capítulo 8. PRESUPUESTO	¡Error! Marcador no definido.
REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA.	¡Error! Marcador no definido.

ÍNDICE DE FIGURAS

- Ilustración 1 Número proyectado de estadounidenses con una amputación de extremidad secundaria a la enfermedad disvascular, de los años 2000 a 2050 [20].**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 2 Causas más frecuentes de amputaciones en México con sus respectivas consecuencias a nivel psicológico [19].....**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 3 Representación de los ejes y planos del cuerpo humano [6]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 4 Estructuras ósea y muscular del miembro inferior [2]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 5 Osteología de la cadera humana [18].....**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 6 Osteología de la pierna humana [2]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 7 Osteología del femur [6].....**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 8 Osteología de la rótula [6]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 9 Osteología de la tibia y el peroné [6].....**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 10 Rangos de movimiento de la articulación de la rodilla [6]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 11 Osteología del pie [6]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 12 Rangos de movimiento de la articulación del tobillo [17]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 13 Músculos movilizadores del fémur [6]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 14 Músculos movilizadores de la tibia y el peroné [6] .**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 15 Músculos movilizadores del pie [6]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 16: Anatomía del muslo antes y después del proceso de miodesis [9].....**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 17 Fases del movimiento STS [3].....**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 18 Representación centros de articulaciones importantes en el movimiento STS [3]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 19 Parámetros cinemáticos adquiridos en el movimiento STS por un sujeto con prótesis transfemoral (izquierda) y un sujeto sano (derecha) [3]..**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 20 Representación de las fases de la marcha [21]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 21 Ángulos de un estudio sobre la marcha de pacientes con prótesis transfemorales [23]**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 22 Representación de las fases de la carrera [23].....**¡Error! Marcador no definido.**
- Ilustración 23 Pantalla de inicio**¡Error! Marcador no definido.**

Ilustración 24 Ventana en la que se describe el movimiento antes de comenzar con el ejercicio**¡Error! Marcador no definido.**

Ilustración 25 Ventana en la que se representa el movimiento realizado por el sujeto con prótesis**¡Error! Marcador no definido.**

Ilustración 26 Ventana de comparación entre los movimientos realizados por un sujeto sano y uno con prótesis.....**¡Error! Marcador no definido.**

Capítulo 1. RESUMEN DEL PROYECTO

1.1 Planteamiento del problema

El número de pacientes con amputaciones transfemorales aumenta de forma progresiva con el tiempo y afecta especialmente a personas adultas y de edad avanzada. La asistencia sanitaria en la mayoría de los países no está preparada para sustentar la atención médica periódica que requiere la rehabilitación tras este tipo de intervenciones quirúrgicas, lo que tiene como consecuencia que los pacientes queden desatendidos y que no consigan una rehabilitación completa. Esto afecta gravemente a su calidad de vida tanto a nivel físico como psicológico, al no poder recuperar su independencia funcional. Se necesita habilitar un mejor acceso a la atención sanitaria mediante la implementación de nuevas técnicas que incorporen los avances tecnológicos actuales.

1.2 Objetivos del proyecto

El siguiente proyecto se enfoca en conseguir una mejora en la calidad de vida de personas con amputaciones a nivel transfemoral mediante una monitorización de su biomecánica para un seguimiento óptimo de su proceso de rehabilitación, basado en una aplicación que ofrece un análisis mediante sensorización inercial, detección de movimiento por vídeo y un sistema de robótica diseñado para reproducir los ejercicios realizados por un paciente. Esta monitorización permitirá a su vez la detección de posibles asimetrías en su fisiología para la prevención de lesiones y enfermedades relacionadas de carácter crónico. Se acompañará al paciente durante todo el proceso de rehabilitación, desde los ejercicios básicos hasta los que demandan una independencia funcional más alta. Con ello se conseguirá tanto una reducción de costes para el paciente como una optimización de los recursos para el Estado a nivel sanitario.

1.3 Estructura del proyecto

-Capítulo 3 Descripción del movimiento: En este apartado se describen detalladamente tanto la anatomía como la cinemática implicada en los movimientos biomecánicos estudiados.

-Capítulo 4 Objetivos: En este apartado se presenta el objetivo general del proyecto junto a los objetivos específicos correspondientes.

- Capítulo 5 Desarrollo: En este capítulo se indica la metodología que seguiremos y se explicarán las herramientas tecnológicas y de programación de las que haremos uso. Además, se presentará la estructura de sistema compuesto por un sistema de sensado, un sistema de detección de movimiento por vídeo y un último sistema de robótica

- Capítulo 6 Planificación del proyecto: En él se muestra una representación visual de la planificación temporal de nuestro trabajo con ayuda de un diagrama de Gantt.

- Capítulo 7 Presupuestos: En este capítulo se realiza una estimación del precio del desarrollo de nuestro trabajo, costes materiales humanos etc.

Capítulo 2. INTRODUCCIÓN

2.1 Contexto

Con el aumento de la prevalencia de las enfermedades vasculares y del envejecimiento de la población debido a un aumento en la esperanza de vida, las amputaciones de extremidades inferiores se han convertido en un problema importante al crecer constantemente el número de pacientes amputados. Los Estados Unidos de América son un ejemplo paradigmático de ello, ya que en ellos se realizan entre 30.000 a 40.000 amputaciones por año y se calcula que en 2005 existían 1.6 millones de personas viviendo con una amputación. Según la Organización Mundial de la Salud, se prevé que en el año 2050 la cifra de amputados sea el doble [8]. Entre todas las amputaciones de miembros inferiores, la transfemoral se da en aproximadamente en el 27% de los casos, con una mayor incidencia entre adultos de entre 40 y 80 años. Las causas más frecuentes de esta medida quirúrgica son la enfermedad vascular periférica, complicaciones de la diabetes mellitus y la insuficiencia venosa crónica, las cuales son responsables de aproximadamente el 82% de los casos en EE. UU. [7]. El resto se debe en su mayoría a causas traumatológicas, con una incidencia del 16,4%, u oncológicas, con una tasa del 0,9% sobre el total [7].

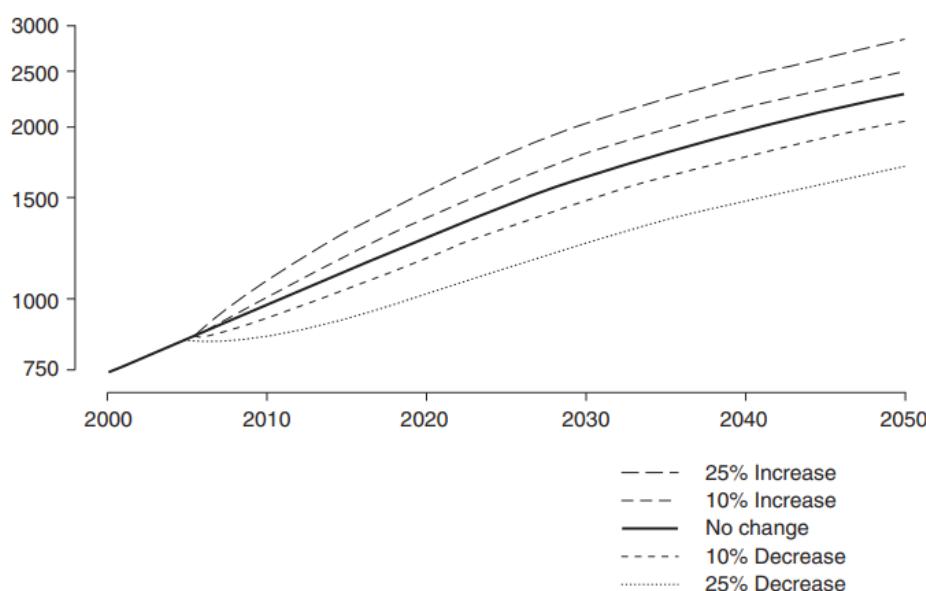


Ilustración 1 Número proyectado de estadounidenses con una amputación de extremidad secundaria a la enfermedad disvascular, de los años 2000 a 2050 [20].

Actualmente, las amputaciones transfemorales se realizan con menos frecuencia que en el pasado debido a los avances médicos que ha habido en este ámbito, con los cuales se ha conseguido un mayor entendimiento de la importancia que tiene el conservar la articulación de la rodilla en un paciente. Hace solamente 30 años las amputaciones transfemorales se realizaban con bastante frecuencia en pacientes con infecciones de pie que requerían la amputación de éste. Por lo que se puede afirmar que existía un déficit de comprensión sobre el impacto del nivel de amputación sobre la rehabilitación de una persona. Además, existía la creencia de que las amputaciones transfemorales tenían una capacidad de sanación mejor y más rápida que las realizadas por debajo de la articulación de la rodilla, también llamadas transtibiales, o a la altura del pie, ya que estas dos últimas presentaban tasas de curación muy bajas. Gracias a las evoluciones en las técnicas quirúrgicas de amputación, como por ejemplo en la reconstrucción vascular o en los tratamientos antibióticos, las amputaciones a nivel de la tibia o del pie presentan tasas de curación y rehabilitación muy buenas.

Aunque las amputaciones transfemorales son bastante comunes, ajustarse a la vida después de esta cirugía no es sencillo. La pérdida de una extremidad inferior requiere el uso de una prótesis además de largos cuidados de rehabilitación. La mayoría de las prótesis disponibles en el mercado son mecánicamente pasivas, es decir, no proporcionan energía a la hora de realizar movimientos articulares. De hecho, este tipo de prótesis exigen una mayor entrega de esfuerzo por parte del amputado, ya que éste debe realizar los diferentes movimientos de flexión y extensión de la cadera con la resistencia adicional que supone el cargar con el peso de la prótesis. El amputado transfemoral debe lidiar con diferentes complicaciones: un aumento del consumo de energía para realizar cualquier tipo de actividad física que requiera la ambulación, equilibrio o estabilidad; la dificultad de levantarse desde una posición de sedestación; molestias y dolores protésicos incluso encontrándose sentados. A estas complicaciones en la rehabilitación se le añade el factor del gran costo de las prótesis transfemorales, el cual también es significativamente mayor que para una prótesis transtibial.

Aprender a caminar tras una amputación transfemoral es inmensamente más complejo que aprender a caminar tras una amputación por debajo de la rodilla. El amputado transfemoral no sólo tiene que aprender utilizar una rodilla protésica como sustitución de su articulación, sino que también debe aprender a coordinar el movimiento del pie con la prótesis de rodilla, lo que supone una mayor fatiga mental en el paciente. Destrezas tales como la ambulación, mantener el equilibrio en posición de bipedestación, subida de pendientes o la marcha sobre terrenos desiguales requieren de un periodo largo de rehabilitación para poder llevarse acabo. Además, uno de los factores más limitantes a la hora de intentar recuperar la independencia funcional de un amputado transfemoral es la falta de equilibrio que presentan debido a la disminución de la propiocepción. Esta se refiere a la capacidad de una persona de percibir la posición y movimiento de los diferentes músculos y extremidades de su cuerpo. Ésta se ve alterada a la hora de perder una extremidad, y más si se pierde con ella una articulación como la rodilla, la cual está implicada en la gran mayoría de movimientos realizados por el tren inferior. Todo esto tiene como consecuencia que el paciente amputado tengo un mayor riesgo y, por consecuente, miedo a sufrir una caída. Otra complicación que se da en el proceso de rehabilitación es que el paciente tiende a desarrollar características de la marcha asimétricas, las cuales incrementan los costos de energía metabólica de la persona. Estos patrones anormales de marcha se asocian con frecuencia con dolor crónico en las piernas y espalda, y un aumento de la incidencia de trastornos degenerativos en las articulaciones como la osteoartritis [26].

Por todas estas razones se puede sostener que el proceso de rehabilitación para un amputado transfemoral es mucho más complicado que para otros tipos de amputados en el tren inferior. Es por ello por lo que se requiere una mayor comprensión de los componentes protésicos por parte de los diferentes terapeutas implicados en la rehabilitación como puede ser el médico rehabilitador o el fisioterapeuta. Para este último, la duración del tratamiento hacia el paciente es generalmente el doble que para un amputado transtibial.

Para que el amputado consiga un proceso de rehabilitación óptimo, es necesario que los diferentes terapeutas implicados en él estén debidamente formados y especializados. El fisioterapeuta debe conocer los diferentes componentes protésicos y entender su funcionamiento, tiene que saber cómo entrenar al paciente para que desarrolle la movilidad carente de su tren inferior y, además, debe estar familiarizado con los problemas que son relevantes en este proceso específico para los amputados transfemorales, como puede ser el dolor del miembro fantasma.

En la mayoría de los países los médicos rehabilitadores y fisioterapeutas encargados de realizar este proceso reciben una formación muy limitada sobre los métodos de rehabilitación aplicados a amputados y, una vez en la práctica, la mayoría de ellos no se dedica a ello frecuentemente, por lo que no consiguen desarrollar la experiencia necesaria que se requiere para conseguir una buena calidad profesional. Además, las prótesis cambian continuamente en paralelo con la evolución de la tecnología protésica. Por lo que para muchos terapeutas resulta muy complicado estar al día con el cambiante mundo de las prótesis, especialmente si no se entiende su mecánica básica.

Incluso los países con altos ingresos presentan una tasa de rehabilitación baja, con un porcentaje del 60% de pacientes completamente rehabilitados sobre el total de amputados [19]. Por lo tanto, se puede intuir que esta problemática se dará de forma mucho más grave en países que tengan una atención sanitaria más precaria. México es un claro ejemplo de ello al presentar unas de las tasas de rehabilitación más bajas: de los 75.000 amputados transfemorales en 2013 debido a complicaciones en la diabetes mellitus, sólo 7.000 de ellos recibieron una prótesis y de éstos, únicamente 2.250 saben usarla de forma correcta [19]. Estos datos tan negativos reflejan la necesidad de formar a especialistas rehabilitadores y de desarrollar un método de rehabilitación óptimo para que el mayor número de pacientes consigan llevar a cabo una rehabilitación completa en el menor tiempo posible. Otro aspecto limitante para que los pacientes opten a una rehabilitación de calidad reside en el alto coste que supone todo este proceso, desde la cirugía hasta la posterior atención médica y fisioterapéutica. De nuevo, los pacientes con un menor poder adquisitivo se verán especialmente limitados al no poder permitirse

los recursos necesarios para recuperarse de la cirugía, como puede ser la adquisición de una prótesis. En México, se calcula que únicamente la intervención de amputación debido a una complicación del pie diabético, que como ya se ha mencionado es la principal causa de amputación transfemoral, supone un coste de entre 30.000 hasta 60.000 USD [19]. Por otro lado, el precio de las prótesis oscila entre los 30.000 hasta los 200.000 USD, sin tener en cuenta las robóticas o de uso deportivo. El Estado también se ve perjudicado por estas estadísticas, ya que tiene un número de discapacitados alto, lo que genera un coste adicional en ayudas sociales.

Otro aspecto que afecta de forma clara a los amputados es el psicológico. Los pacientes suelen verse afectados por una disminución de su autoestima, una distorsión de su imagen corporal y un claro aumento de su nivel de dependencia, entre otros [25]. En la Ilustración 2 se pueden observar los diferentes problemas psicológicos frecuentes dependiendo de la causa de amputación del paciente. También se dan altos niveles significativos de aislamiento social y, según diversos estudios, aproximadamente el 30% de los pacientes que sufren algún tipo de amputación sufren de depresión [24]. Esto afecta directamente a su proceso de rehabilitación, ya que muchos pacientes no encuentran una motivación para realizar el tedioso y largo proceso de recuperación, lo que da como lugar a una tasa de abandono significativa.

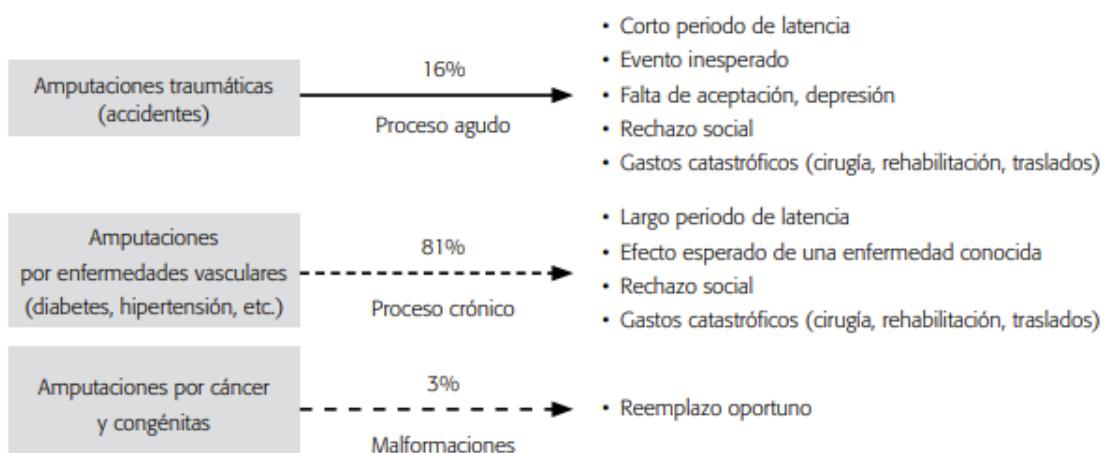


Ilustración 2 Causas más frecuentes de amputaciones en México con sus respectivas consecuencias a nivel psicológico [19].

2.2 Estado del arte

El incremento del número de amputaciones requiere avances tanto en la ingeniería protésica como en la medicina. A lo largo de la historia, el diseño de prótesis ha ido evolucionando para satisfacer las necesidades de los pacientes con miembros amputados, así como para otorgar una mayor comodidad. Los avances tecnológicos han permitido integrar microprocesadores, chips informáticos y robótica en los dispositivos actuales, consiguiendo así que los pacientes recuperen su estilo de vida anterior y que no observen grandes limitaciones. Se han desarrollado distintos tipos de prótesis transfemorales en los que las piezas y los materiales varían dependiendo de las actividades y tareas que se deseen realizar.

En general, las prótesis transfemorales requieren de un mayor esfuerzo y capacidad física, así como psicológica, ya que son dispositivos bastante más difíciles de aprender a utilizar y el trayecto para recuperar el estilo de vida anterior es mayor. Por ello, un buen protocolo de rehabilitación es tan importante como la operación, si no más. Se ha demostrado que, si los pacientes siguen todas las fases de la rehabilitación, desde la etapa preoperatoria hasta la etapa protésica, consiguen una mejoría funcional considerable. Actualmente la mayoría de estos protocolos se llevan a cabo en las salas de lesiones de los hospitales. Según el protocolo de rehabilitación de pacientes con prótesis transfemorales del Hospital Julio Díaz [13], los materiales que emplean son utensilios básicos como cintas métricas, goniómetros, poleas de techo y tracción etc. Estos materiales sirven para medir el progreso del paciente. Sin embargo, no se consiguen resultados precisos por lo que es más difícil determinar si los ejercicios que está realizando el paciente están siendo efectivos en su proceso de rehabilitación o es necesario modificar el plan de actuación. Para cambiar esta situación nacieron empresas como Movard, Hokama o Motek. La meta de este tipo de empresas es incorporar los avances de la tecnología y robótica en el área de rehabilitación y neurorrehabilitación. Hero solution, desarrollada por Motek en colaboración con Monitored Rehab Systems, es un sistema formado por cinco dispositivos enfocados a una rehabilitación funcional y completa del movimiento. El objetivo es conseguir una

monitorización completa del progreso del paciente. Para ello Hero solution combina cuatro dispositivos hardware independientes sincronizados entre sí por un software amigable para el usuario. Estos cuatro sistemas son: C-Mill HERO, simula los retos a los que una persona podría enfrentarse en su día a día al caminar, FysioRoadmap, proporciona documentación eficiente y efectiva del avance del paciente según la información compartida por el resto de sistemas, MR Functional Squat, permite un entrenamiento con carga progresiva y controlada durante todo el movimiento, MR Cable Column, el diseño de este dispositivo permite la realización de diversos ejercicios tanto para la rehabilitación de extremidades superiores como para extremidades inferiores, MR Cube, es un dispositivo capaz de transformar cualquier material en una herramienta de feedback pudiendo así aplicar todas las ventajas del MRS Software a cualquier tipo de entrenamiento.



Ilustración 3 Combinación de 4 dispositivos que ponen el sistema Hero Solution

dispositivos de monitorización se están introduciendo poco a poco en los hospitales y centros de rehabilitación debido a sus numerosas ventajas como pueden ser la reducción del número de terapeutas o un mayor número de opciones de tratamiento, así como fiabilidad y efectividad a la hora de obtener los valores cuantitativos. Sin embargo, este producto puede ser muy costoso y en algunas ocasiones puede llegar a limitar la monitorización si no se dispone del espacio suficiente. Otra técnica reciente es la monitorización cinética de los ejercicios de rehabilitación mediante la fusión del traqueo de movimientos por imagen y el uso de sensores iniciales. Esta tecnología incorpora algoritmos, basados en el Deep Learning y datasets de la moción humana, para poder estimar los ángulos entre articulaciones y la postura corporal a través de la imagen. Los sensores iniciales se emplean sobre todo cuando no hay una buena imagen disponible. Aunque este tipo de tecnología solo ha sido testeada en pacientes que no padecen ninguna discapacidad, se están creando nuevos algoritmos que recojan los datos de la moción de personas con movilidad reducida, que emplean dispositivos de asistencia, como silla de ruedas, o pacientes que han sufrido amputaciones.

2.3 Planteamiento del problema

El existente déficit de especialistas rehabilitadores junto al aumento del número de amputados transfemorales en la mayoría de los países tiene como consecuencia que muchos pacientes no puedan recibir una atención médica adecuada y no consigan rehabilitarse completamente. Esto afecta sobre todo a pacientes con bajos recursos económicos, de avanzada edad o los residentes en zonas rurales que no tengan una buena accesibilidad a la asistencia sanitaria que requieren. Todo ello tiene un impacto muy negativo en su calidad de vida, al no poder realizar las actividades diarias básicas y no alcanzar una independencia funcional. Esta pobre accesibilidad a los tratamientos de rehabilitación se ve agravada por la poca adherencia que presentan, lo que provoca altas tasas de abandono, especialmente en pacientes con problemas psicológicos derivados de su lesión.

En definitiva, es necesario repensar y reorganizar la atención médica a pacientes con amputaciones a nivel transfemoral. Esto se conseguiría habilitando un mejor acceso a la atención sanitaria mediante la implementación de un sistema de análisis biomecánico basado en la monitorización de los ejercicios que realice el paciente durante la rehabilitación. Para conseguir que todos los pacientes se beneficien de ello, independientemente de lo avanzado que sea su estado de recuperación, se realizará un seguimiento que se prolongue desde la etapa inicial preprotésica hasta las más avanzadas como la carrera. A largo plazo se puede llegar a una solución del problema si se aplica esta tecnología tanto en el tratamiento *in situ* junto con el médico rehabilitador como en el entrenamiento que realice el paciente de forma autónoma.

Capítulo 3. DESCRIPCIÓN DEL MOVIMIENTO

3.1 Anatomía

3.1.1 Osteología y miología del miembro inferior humano.

La extremidad inferior del cuerpo humano es un sistema complejo formado por músculos, huesos y ligamentos que trabajan sinérgicamente con la tarea principal de proporcionar movimiento. Gracias a su estructura, podemos realizar movimientos en todos los planos y ejes. Los tres planos del cuerpo humano son el plano sagital, frontal y transversal y según cuales converjan generan el eje sagital o anteroposterior, longitudinal y transversal.

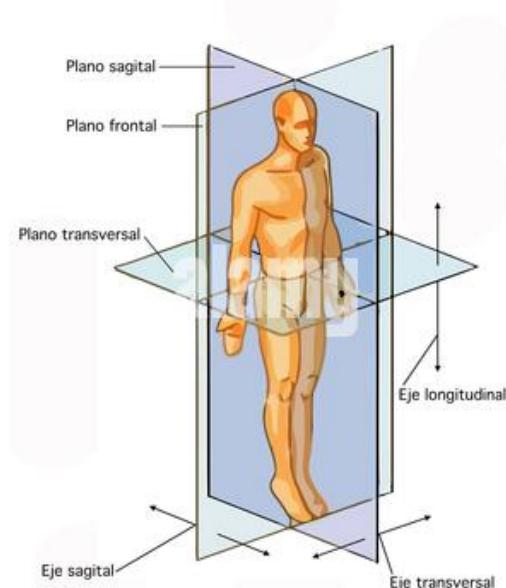


Ilustración 4 Representación de los ejes y planos del cuerpo humano [6]

La extremidad inferior se puede dividir en tres segmentos: la cadera, la pierna y el pie, los cuales están constituidos por distintas estructuras óseas, así como musculares.

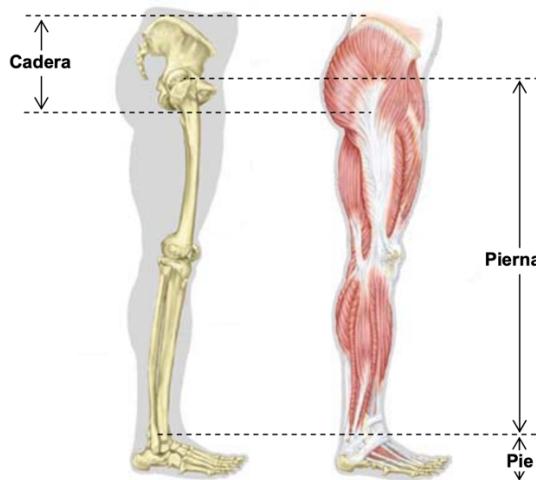
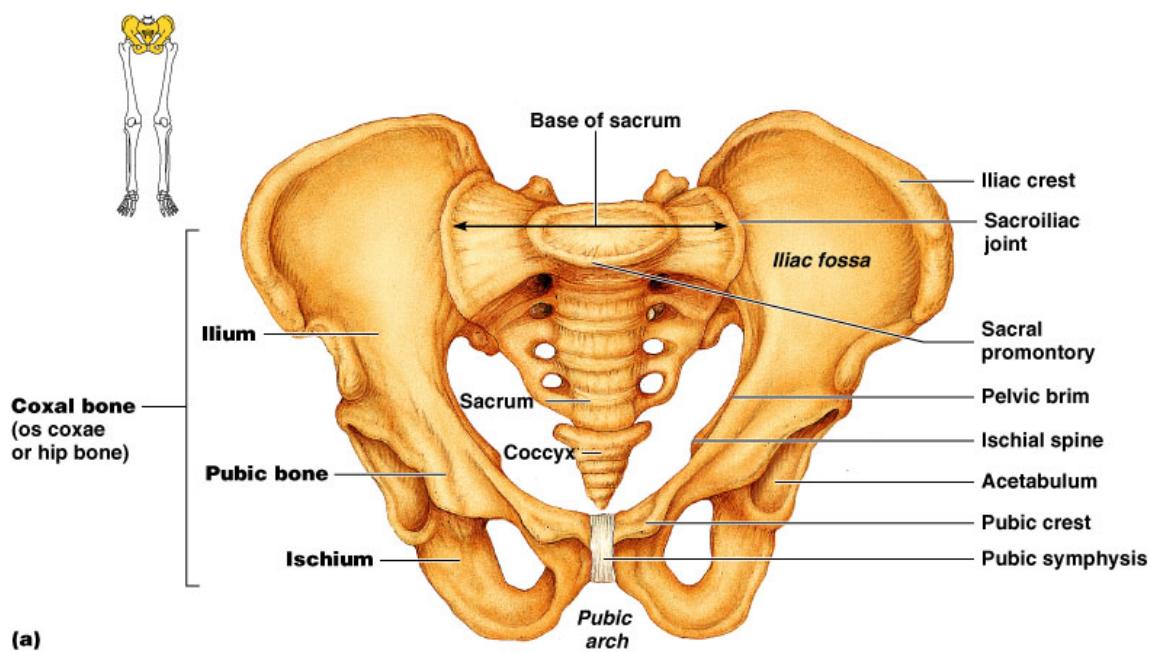


Ilustración 5 Estructuras ósea y muscular del miembro inferior [2]

3.1.1.1 Osteología de la cadera

La cadera es una estructura indispensable para la estabilidad y movilidad del miembro inferior, ya que de esta nacen todos los movimientos que puede realizar la pierna, tales como andar, sentarse o girarse.

La estructura ósea de la cadera consta de dos huesos coxales o pélvicos unidos entre sí por fuertes ligamentos, a este conjunto se le denomina cintura pélvica. Si los ligamentos unen ambos huesos por la parte anterior se denomina síntesis del pubis. Cuando los ligamentos se unen por la parte posterior con el sacro forman las articulaciones sacroilíacas. El anillo completo está formado por los huesos coxales, las articulaciones sacroilíacas y la síntesis del pubis. La cadera articula con el fémur mediante la articulación coxofemoral en la que se unen la cabeza del fémur con el acetáculo de la cadera. Esta articulación permite los movimientos de extensión y flexión, abducción y aducción, así como rotación



Copyright © 2004 Pearson Education, Inc., publishing as Benjamin Cummings.

Ilustración 6 Osteología de la cadera humana [18]

3.1.1.2 Osteología de la pierna

La estructura de la pierna está formada por cuatro huesos principales: el fémur, la rótula, la tibia y el peroné.

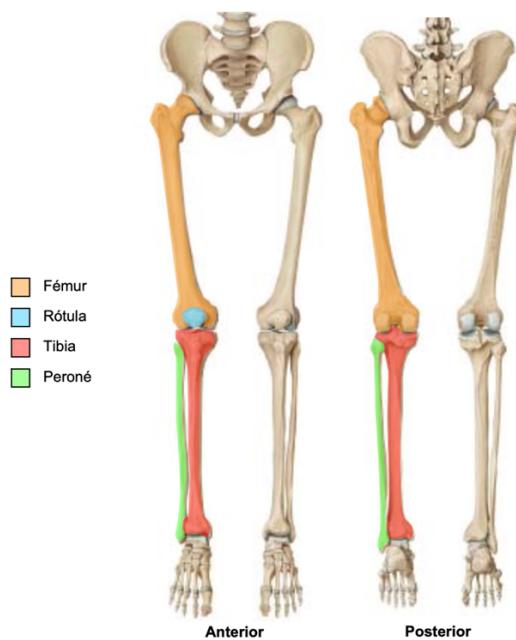


Ilustración 7 Osteología de la pierna humana [2]

El fémur es el hueso más largo, pesado y fuerte del cuerpo humano. Articula con la cadera mediante la articulación coxofemoral, la cual une la cabeza del fémur con el acetáculo de la cadera, con la rótula mediante la articulación rotulofemoral, que une los cóndilos lateral y medial del fémur con las carillas internas de la rótula, y con la tibia mediante la articulación tibiofemoral, la cual conecta los cóndilos lateral y medial del fémur con los cóndilos lateral y medial de la tibia.

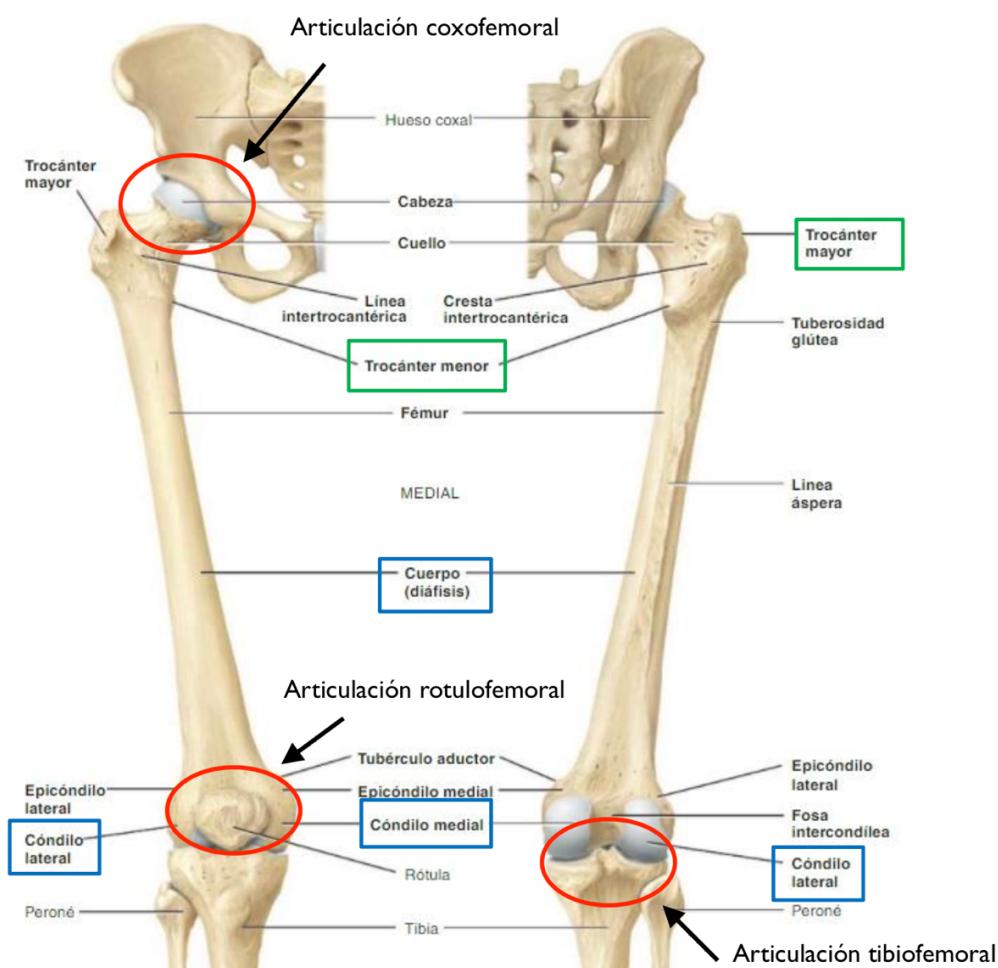


Ilustración 8 Osteología del femur [6]

La rótula es un pequeño hueso con forma triangular que se divide en dos zonas: el ápice y la base. La rótula únicamente articula con el fémur mediante la articulación rotulofemoral previamente explicada.

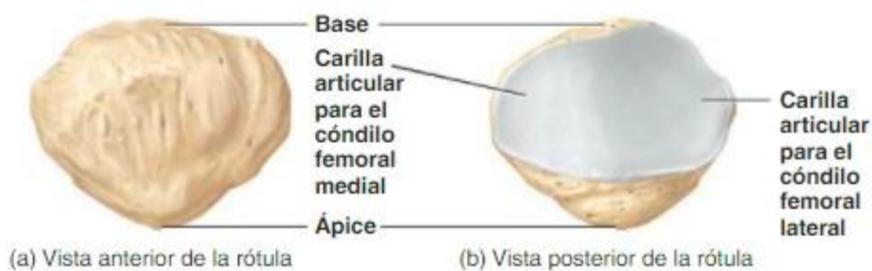


Ilustración 9 Osteología de la rótula [6]

La tibia es el punto de conexión de la mayoría de los huesos que componen la pierna ya que articula con el fémur, con el peroné y con el pie. La tibia se une al fémur mediante la articulación tibiofemoral previamente explicada. La tibia y al peroné se encuentran conectados mediante la articulación tibioperonea, la cual une estos dos huesos en dos zonas, en la zona proximal articulan el cóndilo lateral de la tibia y la cabeza del peroné, mientras que en la zona distal articulan la escotadura peronea de la tibia y el extremo distal del peroné. La tibia articula con el pie mediante la articulación supraastragalina.

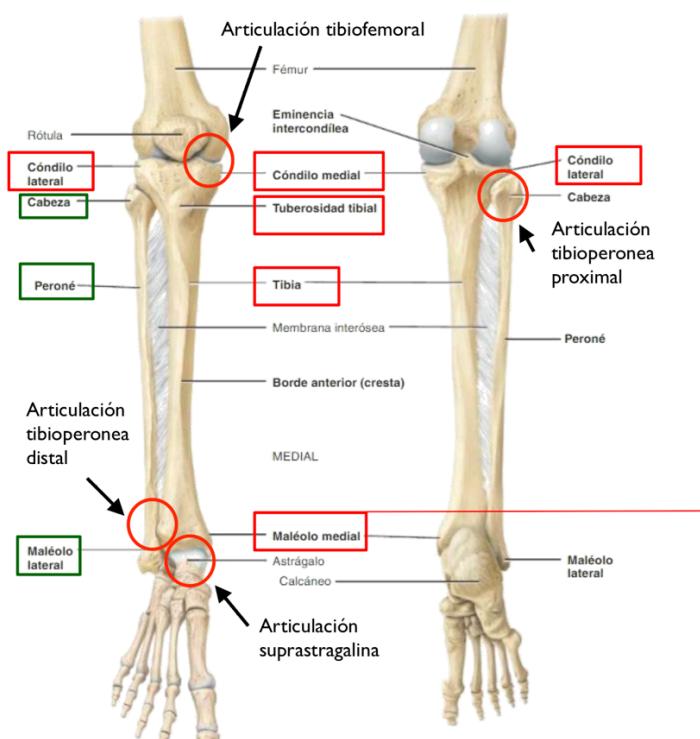


Ilustración 10 Osteología de la tibia y el peroné [6]

La rodilla es una de las articulaciones más grandes del cuerpo humano y está formada por la articulación tibiofemoral, la articulación rotulofemoral, dos discos fibrocartilaginosos y fuertes ligamentos que conectan la rodilla con los grupos musculares para generar movimiento. Las dos únicas funciones que realiza la rodilla son extensión y flexión.

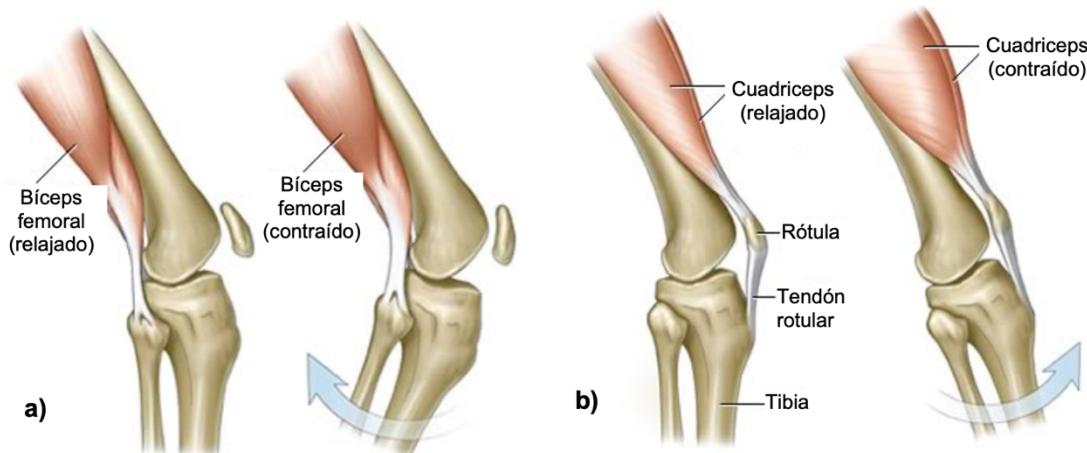


Ilustración 11 Rangos de movimiento de la articulación de la rodilla [6]

3.1.1.3 Osteología del pie

El pie es la estructura más distal del cuerpo. Está compuesto por 26 huesos que se dividen en tres bloques: tarso, metatarso y las falanges. El tarso lo conforman siete huesos, astrágalo, calcáneo, cuboides y cuneiformes I, II y III, unidos entre sí por las articulaciones intertarsianas. El metatarso se conecta con el tarso mediante la articulación tarsometatarsiana y está compuesto por cinco huesos I (siendo el más medial), II, III, IV, V (siendo el más distal). Por último, se sitúan las falanges que son “alargamientos” de los metatarsianos y se unen a estos mediante la articulación metatarsofalángicas.

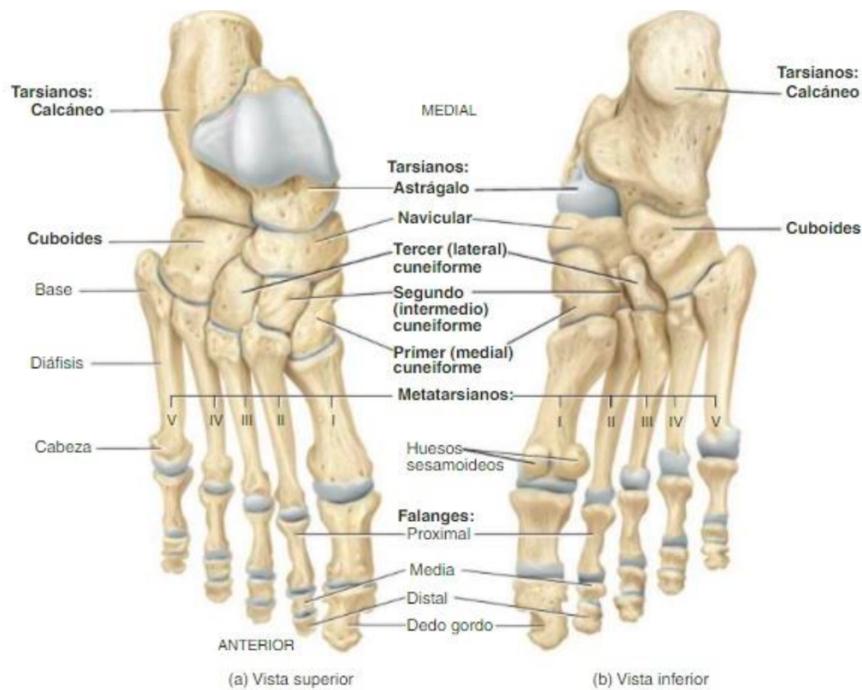


Ilustración 12 Osteología del pie [6]

El tobillo está formado por dos articulaciones, la articulación supraastragalina y la articulación intertarsal, la cual une el astrágalo con el escafoides. Gracias al tobillo podemos realizar movimientos de flexión dorsal, flexión plantar, eversión, inversión, abducción y aducción.



Ilustración 13 Rangos de movimiento de la articulación del tobillo [17]

Para mover todos estos huesos necesitamos la intervención de los músculos. Dependiendo de donde se originen y donde se inserten movilizarán una estructura ósea u otra.

3.1.1.4 Músculos movilizadores del fémur

Los músculos que movilizan el fémur tienen su origen en la cintura pélvica y se insertan en el trocante mayor, trocante menor y línea áspera. El músculo principal encargado de la extensión del muslo en la cadera es el glúteo mayor. Para realizar la abducción del muslo se emplean dos grupos musculares, el glúteo medio y el glúteo menor. En la rotación intervienen el glúteo medio, el glúteo menor, obturador interno y externo, el gemelo superior e inferior, así como el cuadrado femoral. Por último, en la aducción los músculos principales son el aductor largo, corto y mayor y el pectíneo.

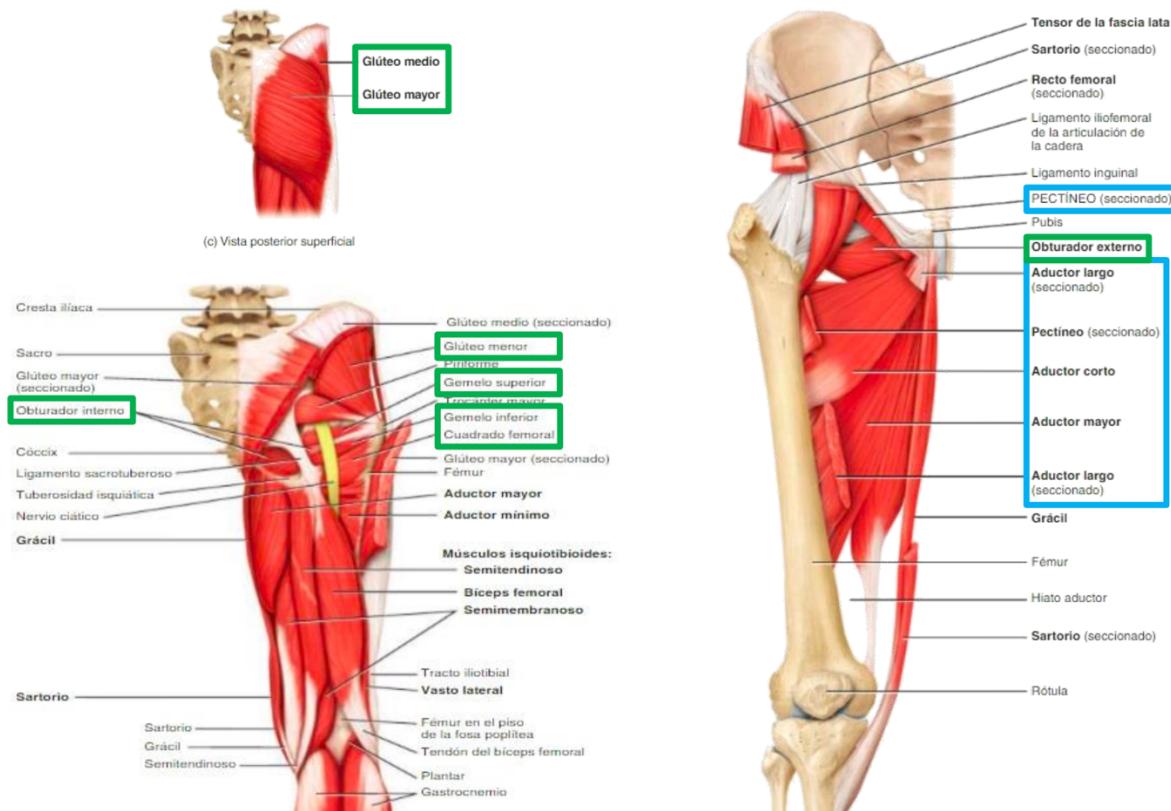


Ilustración 14 Músculos movilizadores del fémur [6]

3.1.1.5 Músculos movilizadores de la tibia y el peroné

Los músculos movilizadores de la tibia y el peroné tienen su origen en el fémur y la cintura pélvica y se insertan en la tuberosidad tibial, en el cóndilo lateral y en la cabeza del peroné. Dependiendo del movimiento, los grupos musculares se dividen en dos

tipos: los músculos flexores y los músculos extensores. Los responsables de la extensión de la pierna en la rodilla son: el recto femoral y el vasto medial, lateral e intermedio. Este grupo muscular también es denominado cuádriceps femoral. Los flexores de la pierna en la rodilla son: el bíceps femoral, el sartorio, el semitendinoso y el semimembranoso. A este conjunto se le conoce comúnmente como isquiotibiales.

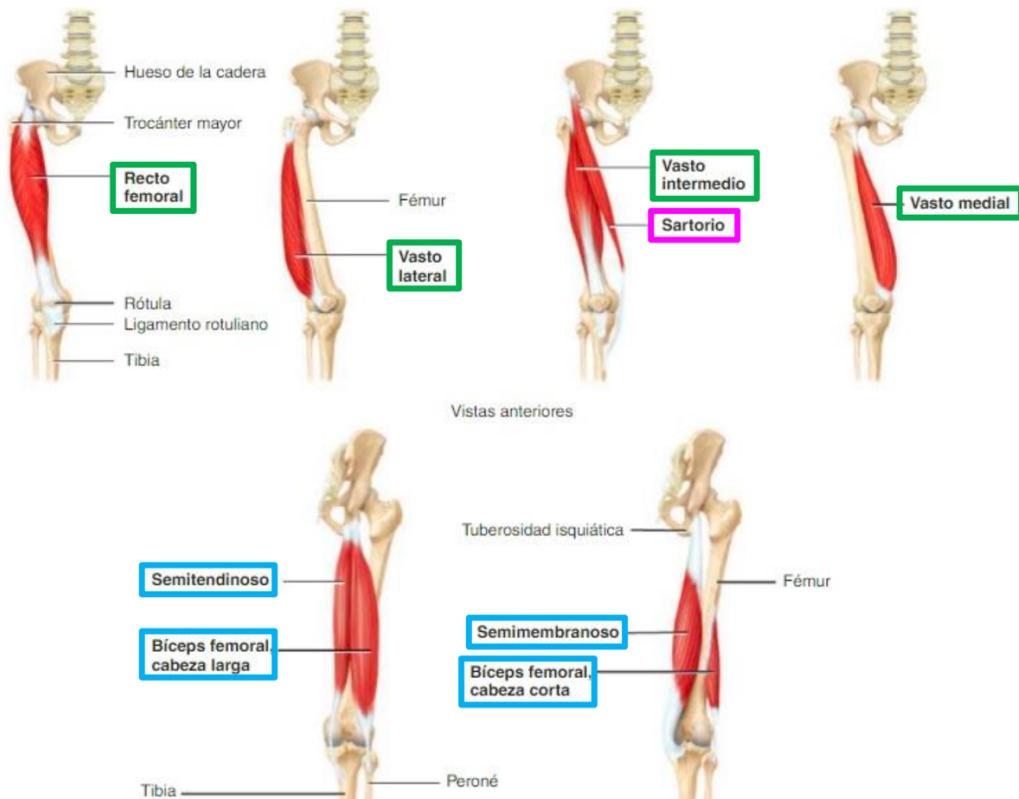


Ilustración 15 Músculos movilizadores de la tibia y el peroné [6]

3.1.1.6 Músculos movilizadores del pie

La miología del pie al igual que la osteología es una de las más complejas del cuerpo humano junto con la mano. Según el tipo de movimiento podemos clasificarlos en aducción: peroneo corto, flexión: gastrocnemio, extensor: plantar, extensor largo del dedo gordo y extensor largo de los dedos, y por último los músculos capaces de realizar todos los movimientos mencionados: tibial anterior, tercer peroneo, peroneo largo y sóleo.

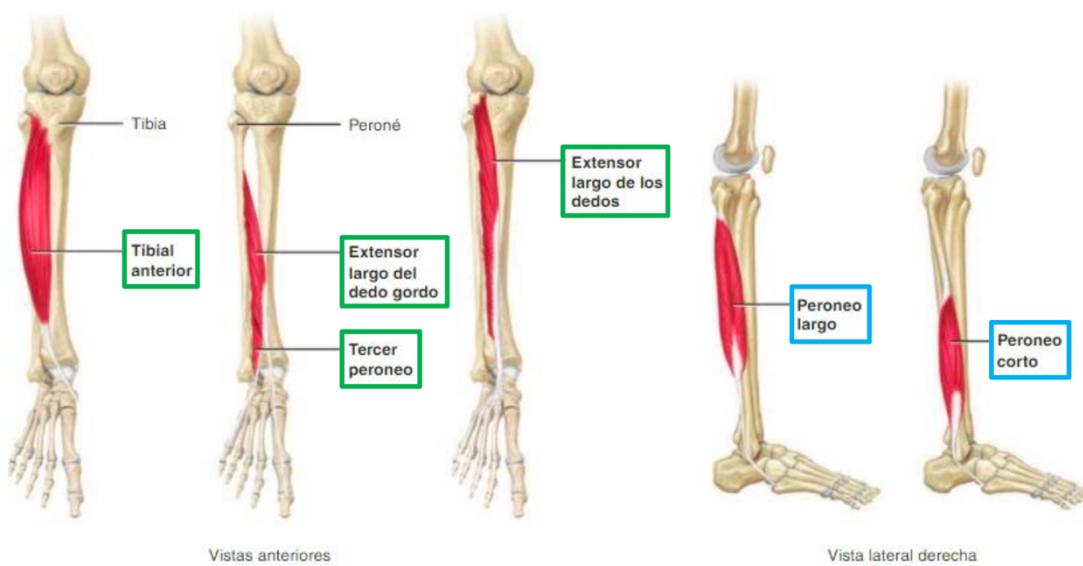


Ilustración 16 Músculos movilizadores del pie [6]

3.1.2 Anatomía de la pierna tras la cirugía de amputación

Al realizar una amputación a nivel transfemoral, es de vital importancia realizar una correcta reconstrucción y balance de los diferentes músculos residuales del muslo. Tras la amputación, no se puede cargar peso directamente a la extremidad residual. Además, la transección del fémur crea músculos de la pantorrilla que están en desbalance, ya que el flexor residual y los grupos de músculo abductores dominan al resto de músculos extensores y aductores. El objetivo de esta cirugía es tratar de recuperar balance muscular y posicionar correctamente el fémur para que se consiga un soporte del peso adecuado para, por ejemplo, la ambulación. El término con el que se refiere a la técnica quirúrgica con la cual los músculos son unidos de nuevo al hueso tras una amputación es miodesis (Ilustración 16). Existen dos métodos principales para llevarla a cabo. El primero se realiza perforando agujeros a través del hueso y suturando el músculo directamente a éste. El segundo método trata de asegurar el músculo sobre el hueso y suturarlo al periostio, el tejido externo del hueso que lo recubre. En amputaciones tales como la transfemoral, se suele llevar a cabo el primer procedimiento, al requerir una sujeción más segura.

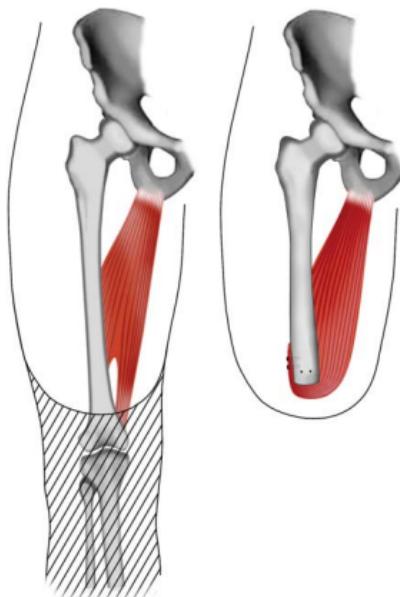


Ilustración 17: Anatomía del muslo antes y después del proceso de miodesis [9].

El músculo abductor primario de la cadera y los músculos flexores del muslo se unen al trocánter menor y mayor del fémur proximal, los cuales se encuentran justo debajo del hueso de la cadera y sirven de inserción para los músculos del muslo. Estos músculos no suelen estar afectados en las amputaciones transfemorales al encontrarse por encima de la división quirúrgica. Por el contrario, los aductores y músculos extensores que están unidos al extremo inferior del fémur sí se ven afectados por la amputación transfemoral y, por lo tanto, se deben dividir en la cirugía. Lo que esta división tiene como consecuencia es una debilidad y habilidad limitada a la hora de aducir y extender la cadera.

La pierna del paciente amputado, al no estar los músculos fijados de forma normal a la articulación de la rodilla, suele tender a realizar los movimientos de flexión y aducción de forma simultánea. Por lo tanto, para contrarrestar los demás movimientos de flexión y abducción, el cirujano o la cirujana debe unir de nuevo los músculos al fémur mediante el proceso de miodesis, consiguiendo así que la extremidad residual sea más fuerte y que el fémur se mantenga centrado en la masa muscular.

A diferencia de una desarticulación de rodilla, una amputación transfemoral da lugar a una extremidad residual que no es capaz de soportar el peso del cuerpo directamente

en su extremo transversal. Por lo tanto, como ya se ha mencionado anteriormente, uno de los objetivos de la cirugía de amputación transfemoral es equilibrar los músculos para que una parte de este peso pueda aguantarse a los lados del muslo y no en su extremo inferior. Los músculos aductores están insertados al fémur residual para evitar que el fémur se desplace hacia el exterior, es decir, que se realice el movimiento de abducción. Si el fémur hace este movimiento, el peso no puede cargarse tan fácilmente a los lados, y el extremo óseo puede ejercer presión de forma dolorosa en el extremo inferior apoyado en el encaje prostético. Al equilibrar quirúrgicamente los músculos, la pierna se puede colocar en una ligera posición de aducción para que la mayor parte de la fuerza de soporte de peso se reparta a los lados de la pierna y no en el extremo distal.

3.2 Cinemática

Para conseguir resultados óptimos, los programas de rehabilitación se dividen en cuatro fases: etapa prequirúrgica o preparatoria, etapa quirúrgica, etapa preprotésica y por último la etapa protésica. Para que el paciente recupere la máxima independencia funcional es importante empezar con el tratamiento preprotésico en un máximo de quince días tras recibir el alta tras la operación. El objetivo de esta fase es conseguir que el paciente se habitúe y adapte a la prótesis. Una vez que este consiga recuperar la fuerza muscular y no presente complicaciones, podrá empezar con la etapa protésica. El tratamiento protésico consta a su vez de cuatro fases en las que se realizarán ejercicios de dificultad progresiva para obtener el máximo rendimiento.

3.2.1 Movimiento STS

El movimiento Sit-To-Sand (STS) o acción “de levantarse de una silla” es una función muy importante en el día a día de las personas. Sin embargo, esta tarea que puede parecer sencilla para las personas sanas puede llegar a ser un reto muy complejo para personas con movilidad reducida. Poder realizar este movimiento correctamente es esencial para iniciar la rehabilitación de la marcha, ya que determina el grado de independencia de una persona.

RoeBroeck describe la acción STS como el desplazamiento del centro de masas (CM) desde la posición de reposo, es decir, sentado sin aplicar ninguna fuerza sobre la silla hasta estar completamente de pie sin perder el equilibrio. Para realizar este movimiento es preciso tener ciertas habilidades tales como coordinación entre el tronco y los miembros inferiores, fuerza muscular y control, equilibrio y estabilidad. Para simplificar este análisis y siguiendo el estudio de Schenkman, hemos dividido STS en cuatro fases que dependen de las variables cinemáticas, las fuerzas que intervienen, así como el desplazamiento del CM. Durante la primera fase o fase de reposo el sujeto se encuentra apoyado en la silla sin ejercer ninguna fuerza sobre esta, únicamente interviene su peso corporal, sus pies se encuentran tocando el suelo y la espalda está recta. La primera fase comienza cuando se produce una flexión en la cadera y termina justo antes de que el sujeto se levante del asiento. Durante la segunda fase se produce una transferencia del momento de fuerzas ya que el CM se desplaza cerca del centro de presiones (CP) para conseguir una posición de estabilidad estática. La tercera fase comprende la extensión, se inicia justo después de conseguir la máxima dorsiflexión o flexión dorsal del tobillo y continua hasta que la cadera se extienda por completo. Por último, la fase de estabilización se comienza cuando la velocidad de extensión de la cadera es de 0,8s y continua hasta conseguir la estabilidad.

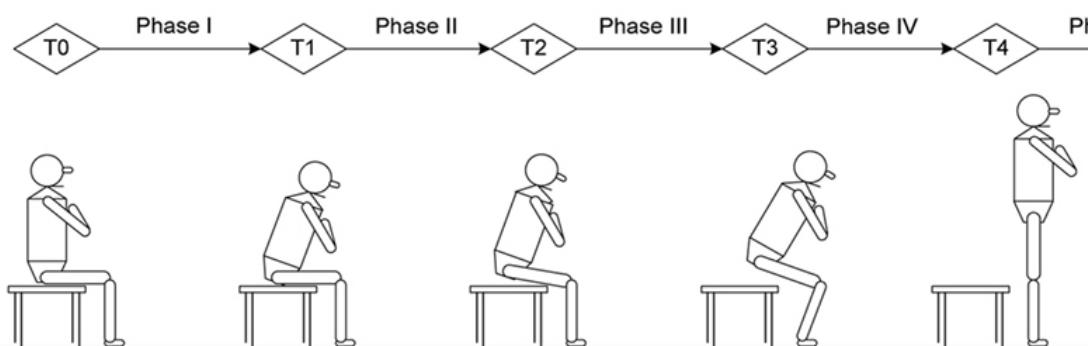


Ilustración 18 Fases del movimiento STS [3].

Para poder entender y analizar el movimiento STS es necesario estudiarlo desde diversas perspectivas y con distintos parámetros. Los parámetros más utilizados en

diversos estudios son los ángulos entre las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, la fuerza muscular ejercida por el sujeto en las diferentes fases del movimiento, así como los momentos de fuerza.

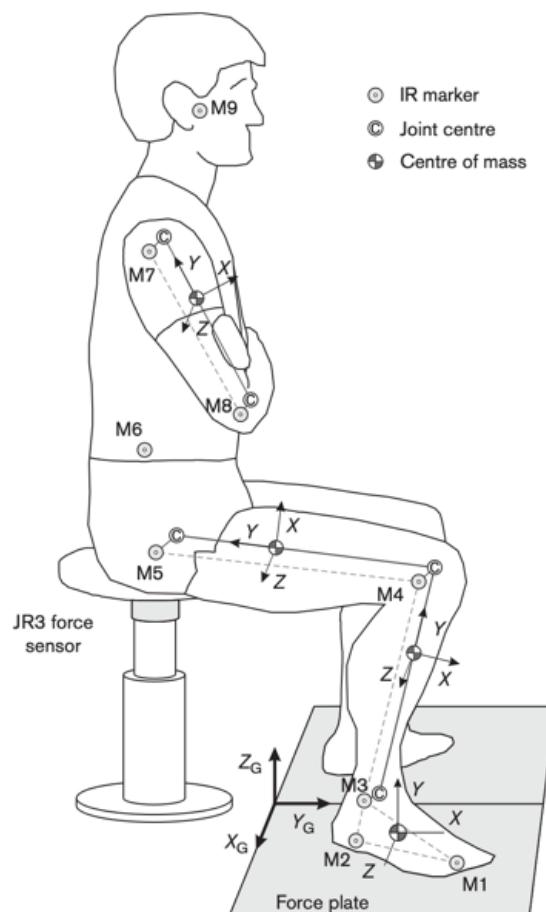


Ilustración 19 Representación centros de articulaciones importantes en el movimiento STS [3]

Dentro de estos parámetros uno de los más importantes es la variación del ángulo entre articulaciones. Para poder valorar si el movimiento STS realizado con prótesis transfemoral es óptimo, nos basaremos en estudios sobre el análisis del movimiento STS en pacientes con amputaciones transfemorales en los que se compara el rango de este movimiento entre una persona sana y una persona con prótesis.

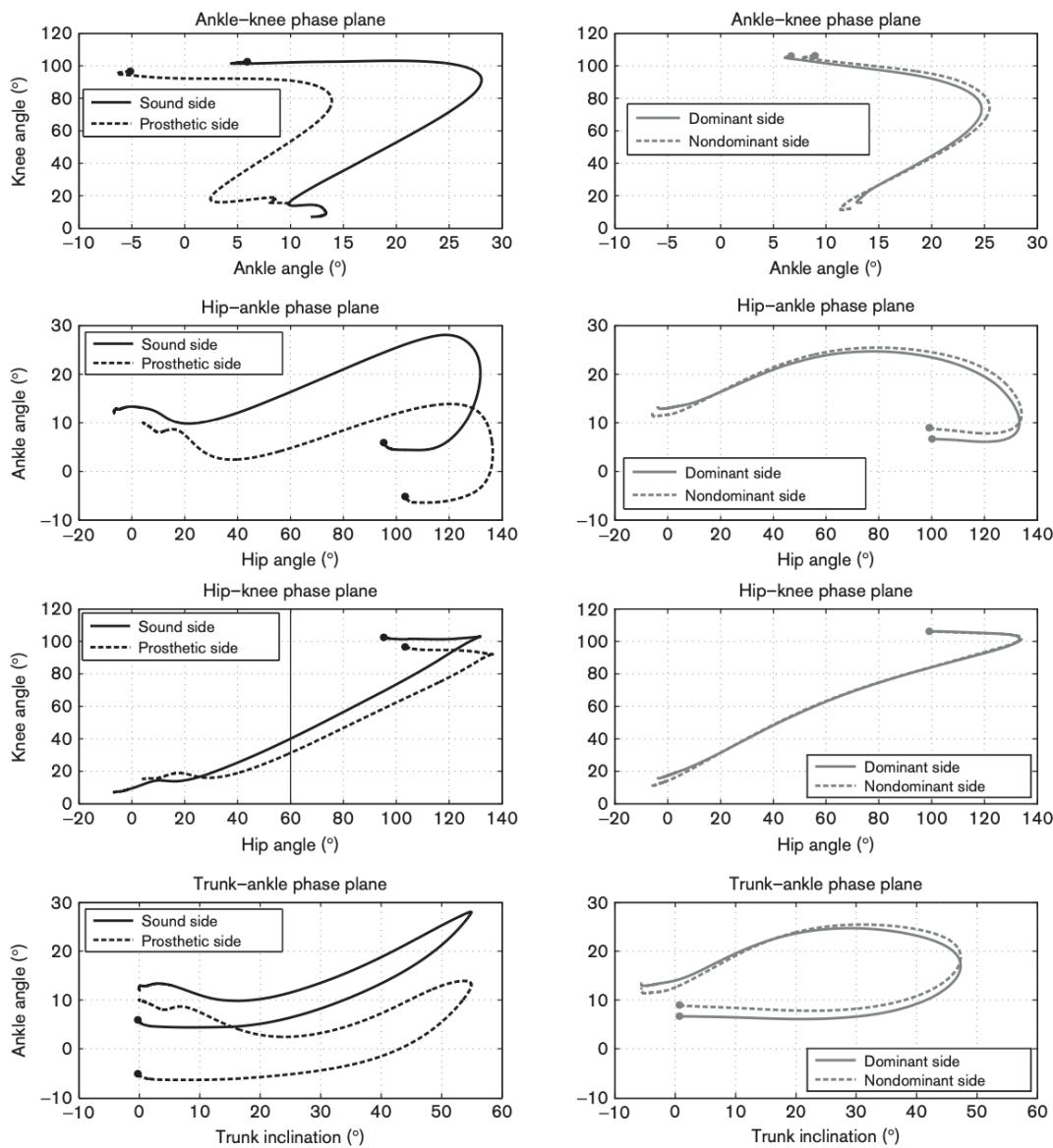


Ilustración 20 Parámetros cinemáticos adquiridos en el movimiento STS por un sujeto con prótesis transfemoral (izquierda) y un sujeto sano (derecha) [3]

3.2.2 Marcha

El objetivo principal de la marcha es conseguir un movimiento eficiente del cuerpo humano sobre un espacio. Para ello, las extremidades deben realizar movimientos rítmicos y periódicos que empujen el cuerpo hacia delante con un mínimo gasto de energía fisiológica. Cualquier variación en los patrones de movimiento correspondientes a una marcha sana normalmente tiene como consecuencia que el proceso de locomoción no sea óptimo y que el consumo de energía fisiológica aumente. Por lo tanto, es necesario conocer cuáles patrones de movimiento son los que cambian en la marcha de una persona con una amputación transfemoral frente a los de una persona sana.

Al principio puede parecer sencillo determinar las principales funciones y objetivos de la marcha, pero es cierto que su análisis es complejo. Para poder realizarlo de forma más sencilla y clara, se suele dividir el proceso de locomoción en diferentes segmentos funcionales denominados fases, las cuales en conjunto forman el ciclo de la marcha. A continuación, se realizará un análisis metódico de cada una de ellas.

Antes de explicar las ocho fases de la marcha, es importante destacar que escogemos la pierna derecha como referencia y que se reúnen en dos grupos: periodo de carga y periodo de patada. En el periodo de carga se encuentran las cinco primeras fases, ya que el peso se apoya de alguna forma sobre la pierna derecha. El periodo de patada consiste en las tres últimas fases, en ellas la pierna derecha se encuentra en el aire y todo el peso se ejerce sobre la pierna izquierda.

La primera fase de la marcha a analizar es la del toque con talón. En ella el talón derecho comienza a apoyarse, lo que permite que la pierna izquierda, que en este momento se encuentra en una posición posterior a la de la derecha, empiece a elevarse para empezar a moverse hacia adelante con ayuda de la flexión de cadera. En esta fase el sujeto mantiene los dos pies en contacto con el suelo.

La siguiente fase es la de carga inicial. El sujeto pone su peso sobre su pierna derecha, lo que le permite comenzar a levantar la pierna izquierda que había quedado atrás y

moverla hacia adelante. En esta fase empieza la zona de carga en pierna derecha, en la cual los siguientes movimientos se apoyarán solo sobre la pierna derecha.

La tercera fase es la de carga central y en ella la cadera y la rodilla derecha forma un ángulo de 180 grados, lo que significa que se encuentra justo encima de la misma. La rodilla izquierda que sigue avanzando se encuentra justo por delante de la derecha.

La cuarta fase se llama fin de carga y corresponde al último momento en el que todo el peso se ejerce solo sobre la pierna derecha. Asimismo, se termina el periodo de carga en pierna derecha.

La siguiente fase corresponde pre-patada. La pierna derecha, que ahora se encuentra en una posición posterior a la izquierda, se apoya solo sobre los dedos del pie y se dispone a moverse hacia adelante. A su vez la pierna izquierda ahora soporta la mayoría del peso. Esta fase junto con la primera, son las dos únicas fases en las que el sujeto tiene en contacto con el suelo los dos pies.

La sexta fase es la de inicio de patada, en ella el sujeto comienza a mover la pierna derecha mediante la flexión de la cadera, permitiéndole avanzar hacia adelante y dejando la opuesta atrás cargando con todo el peso. En este caso la rodilla derecha se encuentra justo delante de la rodilla izquierda. En esta fase comienza la zona de carga sobre la pierna izquierda. Al igual que en la derecha, esto significa que el único punto de apoyo es la pierna en cuestión.

La séptima fase se conoce como patada. La pierna derecha sigue desplazándose hacia adelante y la rodilla comienza a extenderse para empezar a preparar el pie para apoyarse.

La última es llamada la fase terminal de la patada. La rodilla derecha termina de extenderse y ya está preparada para absorber la fuerza del cuerpo sobre el suelo. El tobillo izquierdo comienza la flexión dorsal dando inicio al levantamiento de la pierna izquierda. Aquí termina la zona de carga sobre pierna izquierda.

A continuación, se muestra un diagrama con cada una de las fases de la marcha:

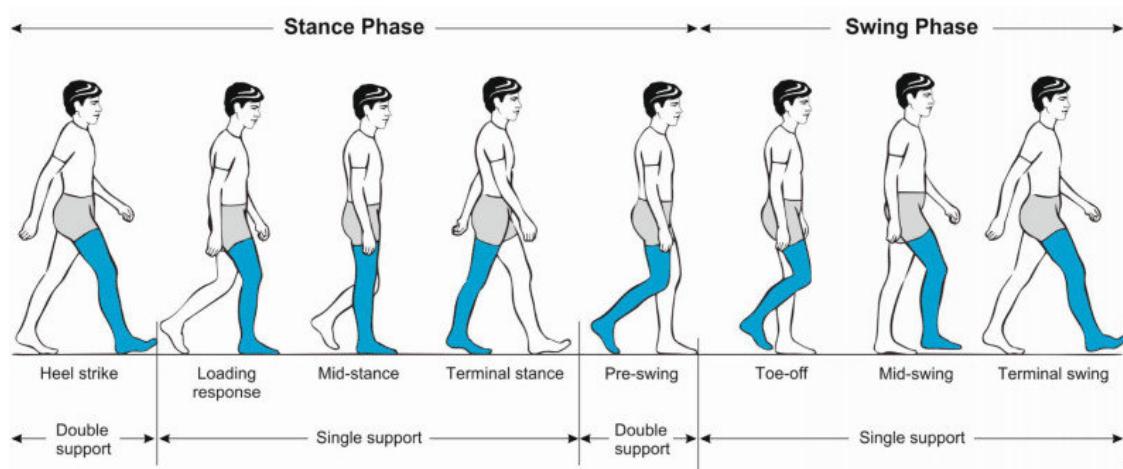


Ilustración 21 Representación de las fases de la marcha [21]

En la marcha de una persona sana se estima que la longitud entre pasos del mismo pie es el doble que la longitud entre pasos. Esto es principalmente debido a que el cuerpo presenta una gran simetría, sin embargo, los pacientes que sufren de amputaciones transfemorales no contaran con dicha simetría, lo que lleva a que se tengan en cuenta distintos factores para determinar la longitud entre pasos. Algunos de estos factores son la base de sustentación generada por la base de la prótesis y el ángulo de la punta del pie con respecto a la marcha. Esto conlleva una marcha más lenta, con más pasos y más irregular.

Para estudiar la marcha del paciente obtendremos los cambios en los ángulos de la cadera, la rodilla y el tobillo. De esta manera seremos capaces de analizar la marcha realizada con respecto a la óptima.

Para determinar los valores óptimos de la marcha de un paciente con amputación transfemoral, nos ayudaremos con los datos obtenidos de un estudio sobre el análisis de la marcha de distintos pacientes con amputación transfemoral. Estos datos nos permiten obtener gráficas representando los ángulos de las zonas claves que queremos comparar:

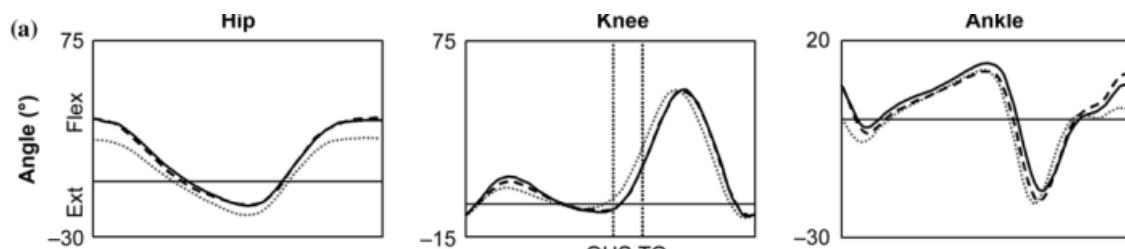


Ilustración 22 Ángulos de un estudio sobre la marcha de pacientes con prótesis transfemorales [23]

3.2.3 Carrera

La carrera comparte grandes similitudes con la marcha al requerir los mismos movimientos rítmicos y periódicos para poder desplazar el cuerpo hacia adelante. Sin embargo, debido a la alta intensidad requerida para efectuar dicha actividad, se puede apreciar un consumo de energía fisiológica mucho mayor, sobre todo si no se realiza de forma óptima. Esto tiene como consecuencia a que el paciente con amputación transfemoral pueda ser vulnerable a lesiones graves si no realiza una técnica de carrera de forma adecuada.

Al igual que con la marcha, primero se debe estudiar la carrera de una persona sana para, a continuación, estudiar cómo afectan a dichos movimiento las limitaciones causadas por este tipo de prótesis. Primero, se dividirá este movimiento en distintas fases, lo que hará que el estudio de esta sea mucho más simple y fácil de analizar. A su vez, se realizará el análisis detallado de cada una de las distintas fases de la carrera.

El movimiento de la carrera cuenta con seis fases que la dividen. Es importante destacar que al igual que en la marcha, al realizar este análisis también se escoge la pierna derecha como referencia. Las fases se reúnen en dos grupos: un periodo de carga en el que se agrupan las tres primeras fases correspondientes al apoyo realizado por la pierna derecha y otro periodo de patada en el que se presentan las tres fases restantes realizadas con la pierna derecha flexionada. En este caso, a diferencia de la marcha, puede haber momentos en los que no ninguna de las dos piernas esté en contacto con el suelo.

A continuación, se presentará una descripción detallada de cada una de las fases.

La primera fase corresponde al contacto inicial. El pie derecho comienza a apoyarse en el suelo, lo que permite que la pierna izquierda, que en este momento está en una posición posterior a la de la derecha, comience a moverse hacia adelante mediante la flexión de cadera.

La segunda fase es la de carga central. En ella la pierna derecha carga con todo el peso del sujeto y favorecer el movimiento de la pierna izquierda hacia adelante. La rodilla izquierda que está avanzando hacia delante se encuentra en este momento anterior a la pierna derecha.

La tercera fase es conocida como despegue y en ella se realiza la flexión plantar del tobillo derecho. Esto permite que la pierna se eleve y que, por lo tanto, se comience el movimiento de la patada.

La cuarta fase corresponde con la pre-patada. Al igual que en la marcha, en ella la pierna derecha se encuentra en el aire, con la diferencia de que en este caso la pierna izquierda todavía no está en contacto con el suelo. En esta fase se comienza el movimiento de flexión de la cadera con respecto a la pierna derecha, lo que la permite avanzar hacia adelante en las siguientes fases. Esta es una de las dos únicas ocasiones en las que el sujeto no tiene realizado ningún apoyo sobre el suelo.

En la siguiente fase denominada patada, la pierna izquierda sostiene todo el peso del sujeto, mientras que la cadera sigue realizando la flexión impulsando a su vez la pierna derecha. La rodilla derecha se encuentra justo por delante de la izquierda.

La última fase es llamada fin de patada y corresponde a los instantes previos en los que la pierna derecha recibe todo el peso corporal del sujeto. Además, la pierna izquierda se encuentra en el aire y se encuentra preparada para repetir el ciclo de nuevo. En esta fase, al igual que en la cuarta de pre-patada, el sujeto no tiene ningún punto de contacto con el suelo.

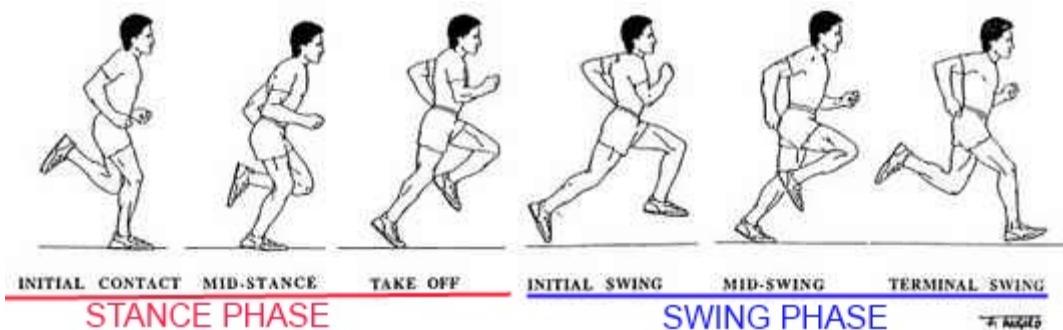


Ilustración 23 Representación de las fases de la carrera [23]

Al igual que en la marcha, la carrera presenta numerosos problemas para los pacientes de amputaciones transfemorales. En la carrera de una persona sana se repite la simetría mencionada en la marcha, solo que en este caso la longitud entre pasos del mismo pie aumenta notablemente.

Esto conlleva que la asimetría de la carrera de pacientes con amputaciones transfemorales provoque amplias diferencias con las de una sana. Las principales causas de estas diferencias son el ángulo de la prótesis con respecto a la carrera, la longitud y el ancho de la zona en contacto con el suelo de la prótesis. Esto supone en un incremento en la frecuencia entre pasos y en la longitud de los mismos.

Para poder estudiar esta discrepancia, usaremos sensores capaces de obtener los cambios que experimentan los ángulos de la cadera, la rodilla y el tobillo. De esta forma se podrá comparar los datos obtenidos con los de una carrera óptima.

Para determinar los valores óptimos de la carrera de un paciente con amputación transfemoral, nos ayudaremos de los datos obtenidos de un estudio (explicar de qué va el estudio). Estos valores permiten obtener gráficas representando los ángulos de las zonas claves que queremos comparar: (poner las gráficas provisionales de la carrera).

Capítulo 4. OBJETIVOS

4.1 Objetivos generales

El proyecto Fast Forward tiene como objetivo principal el desarrollo de una aplicación capaz de monitorizar distintos tipos de movimientos correspondientes a diferentes ejercicios de rehabilitación enfocados a pacientes con amputaciones transfemorales.

4.2 Objetivos específicos

El proyecto cuenta con objetivos específicos en cada área de la aplicación:

- Ampliar los conocimientos sobre la fisiología, anatomía y moción humana del tren inferior.
- Ampliar los conocimientos sobre la fisiología, anatomía y moción del tren inferior de un paciente tras un procedimiento quirúrgico de amputación transfemoral.
- Estudiar las diferentes etapas de rehabilitación y sus correspondientes ejercicios de amputados transfemorales.
- Análisis biomecánico y división en etapas de los movimientos de rehabilitación escogidos: Sit To Stand (STS), marcha y carrera.
- Elección de los parámetros cinemáticos relevantes para el análisis biomecánico de los movimientos de rehabilitación.
- Visualización en 2D de la evolución temporal de cada una de las variables anatómicas de interés.
- Visualización en 3D del movimiento biomecánico aplicando los ángulos de Euler y las matrices de rotación.
- Procesamiento de la señal para el filtrado del ruido y la obtención de una señal limpia.
- Diseño de un sistema de detección por video basado en marcadores pasivos para la monitorización de ejercicios de rehabilitación.
- Lectura y procesamiento de datos obtenidos mediante sensores iniciales.

- Lectura y obtención de parámetros fisiopatológicos mediante sensores biomédicos.
- Realización de un informe biomecánico a partir de los datos obtenidos mediante sensores iniciales y detección de video que incluya las variables de interés y sus valores más relevantes.
- Diseño de un modelo físico 3D que replique los movimientos del miembro inferior registrados.
- Desarrollo de una aplicación atractiva, intuitiva y funcional para que el usuario sea capaz de navegar por ella con facilidad.

4.3 Beneficios del proyecto

Como ya se ha mencionado anteriormente, el principal objetivo del proyecto es conseguir una mejora de vida de los pacientes con amputaciones a nivel transfemoral mediante un mejor contacto médico-paciente y un seguimiento personalizado en cada etapa de su rehabilitación. Con ello se obtendrán beneficios tanto para el paciente como para los médicos rehabilitadoras y terapeutas involucrados en este proceso. Los beneficios que ofrece la aplicación se pueden clasificar según el destinatario al que estén dirigidos:

Pacientes:

- Permitir un seguimiento continuo y personalizado del progreso de la rehabilitación.
- Poder avanzar la recuperación incluso en locaciones geográficas alejada del hospital o centro médico.
- Contar con un análisis personalizado y preciso de los ejercicios de rehabilitación para un progreso óptimo y detección precoz de posibles lesiones de carácter crónico.
- Conseguir una mayor adherencia del paciente para que la recuperación resulte más fácil y llevadero para el paciente.

Sanitarios:

- Permitir a un especialista atender a más pacientes de distintas zonas geográficas.
- Poder evaluar el progreso del paciente y la calidad de ejecución de los ejercicios de rehabilitación de forma óptima con ayuda de la tecnología empleada.
- Contar con más datos y elementos de juicio para reducir el riesgo profesional
- Optimización del tiempo de trabajo para conseguir una mayor efectividad.

Hospitales:

- Mayor cobertura a los pacientes con amputaciones transfemorales.
- Optimización de recursos al permitir una liberación de espacio en las instalaciones, así como en una reducción de visitas a urgencias debido a accidentes o lesiones.

Capítulo 5. Diseño e implementación del sistema

5.1 Sistema de sensado

El proyecto cuenta con un apartado de sensado, para el cual se han desarrollado e implementado módulos de sensado que representan una importante contribución para el proceso de rehabilitación. Estos módulos han sido diseñados con el objetivo de brindar una herramienta precisa y cómoda para medir los ángulos de movimiento durante los distintos ejercicios de rehabilitación.

La inclusión de estos módulos de sensado en el sistema de rehabilitación proporciona ventajas significativas tanto para los médicos rehabilitadores como para los pacientes. En primer lugar, estos módulos permiten obtener mediciones precisas de los ángulos de movimiento del miembro inferior durante cada ejercicio. Esta información cuantitativa y objetiva resulta imprescindible para poder evaluar el progreso de la rehabilitación y ajustar el plan de tratamiento de manera más efectiva y personalizada al paciente.

Además, los módulos de sensado desarrollados destacan por su comodidad y facilidad de uso. Son ligeros y se adaptan cómodamente al cuerpo del paciente gracias a unas bandas elásticas que los mantienen sujetos de forma segura al cuerpo, lo que garantiza una experiencia agradable durante las sesiones de rehabilitación. La portabilidad de los módulos permite al paciente realizar los ejercicios en diferentes entornos, brindándole flexibilidad y libertad en su proceso de recuperación.

La facilidad de uso también es una característica importante de estos módulos, ya que cuentan con un interruptor que permite encenderlos y apagarlos de manera sencilla, sin necesidad de realizar configuraciones complicadas. Esto facilita su manejo tanto para el paciente como para el personal médico. Además, mediante el uso de la aplicación el paciente y el especialista rehabilitador obtienen las instrucciones detalladas de manera intuitiva para poder seguir los pasos necesarios para la obtención del informe biomecánico para cada ejercicio de rehabilitación.

Otra ventaja destacada es el bajo costo asociado a estos módulos. Han sido desarrollados utilizando componentes accesibles y económicos, lo que los hace más asequibles y

disponibles para un mayor número de pacientes y centros de rehabilitación. Además, la batería utilizada en los módulos puede ser reemplazada fácilmente gracias a la integración de adaptadores, lo que permite una rápida y sencilla sustitución sin interrumpir el proceso de rehabilitación.

Además de los sensores de movimiento, también se ha incorporado al sistema de sensado un sensor de frecuencia cardíaca que permite medir las pulsaciones del paciente tanto antes como después de realizar los ejercicios de rehabilitación. Este enfoque integral de monitoreo fisiológico agrega un valor significativo al proceso de rehabilitación. El hecho de incluir la medición de parámetros fisiológicos en el sistema de rehabilitación proporciona información precisa sobre el esfuerzo cardiovascular del paciente durante los ejercicios de rehabilitación, permitiendo evaluar su rendimiento. Esto ayuda a ajustar y optimizar los ejercicios, adaptando su intensidad y duración de manera segura y eficiente. La monitorización de la frecuencia cardíaca también es crucial para el control de la salud cardiovascular durante la rehabilitación, al permitir detectar posibles anomalías o cambios significativos en ella. Además, conocer las pulsaciones antes y después de los ejercicios brinda una retroalimentación inmediata al paciente, motivándolos a continuar progresando en su rehabilitación y creando conciencia sobre la importancia de mantener una buena salud cardiovascular.



Ilustración 24 Módulo de sensado portable



Ilustración 25 Módulo de sensado portable

5.1.1 Representación esquemática

El prototipo de nuestro sistema cuenta con dos partes de sensado principales que están conectadas a la placa de desarrollo ESP32-Wroom, la cual cuenta con conectividad Wifi y Bluetooth.

La primera parte está conectada de forma alámbrica a la placa y cuenta con el sensor de pulsioximetría MAX30102, al cual el paciente puede acceder de forma cómoda para situar su dedo y realizar las mediciones necesarias para la obtención de los parámetros de frecuencia cardiaca. En una etapa posterior del proyecto se implementará este sensor en un formato de pulsera y con una conexión inalámbrica a la placa ESP-32 para asegurar una mayor portabilidad y monitorización constante.

La segunda parte del sistema está formada por seis módulos de sensado adheridos al paciente por una cinta cada uno. Estas cintas tienen tamaños distintos ajustados a las distintas zonas elegidas del cuerpo. Cada uno de los módulos de sensado mencionados está compuesto por un módulo Wifi ESP-01 que cuenta con el microcontrolador 8266, una IMU MPU-6050 con 6 DOF y una batería. Cada uno de los bloques se encarga de

procesar y enviar los datos de los ángulos medidos en las distintas articulaciones a la placa ESP-32 que se encuentra conectada al ordenador a través del protocolo ESP-NOW. Uno de los bloques se encarga de calcular los datos relacionados con el fémur, otro de los ángulos de la tibia y el último de los datos relacionados con el tronco o con la parte superior del pie dependiendo de la configuración empleada. En el caso de la marcha y la carrera se escogerá la configuración del pie y en el del STS la del tronco.



Ilustración 26: Módulo de sensado formado por el módulo WiFi ESP-01 y el sensor de moción MPU6050.

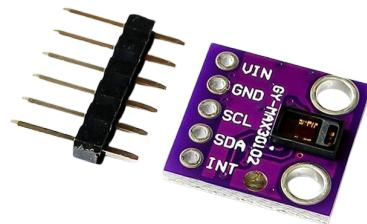
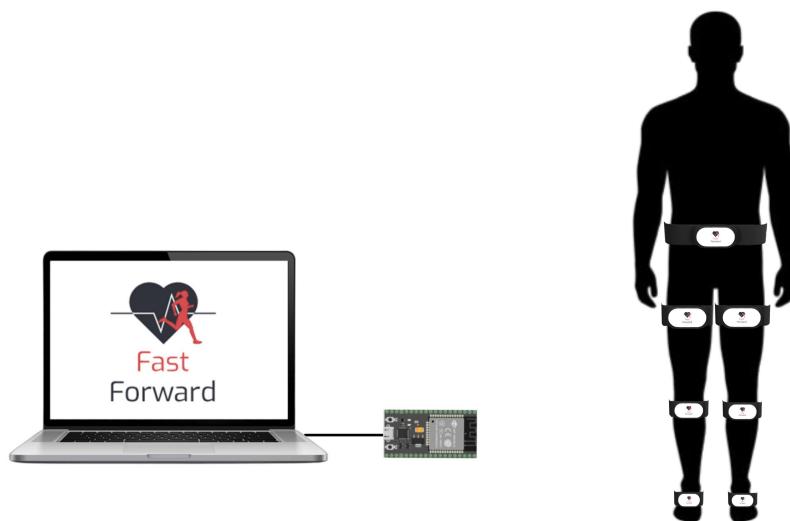


Ilustración 27: Sensor de pulsioximetría MAX30102 empleado para la medición de frecuencia cardiaca y conectado de forma alámbrica a la placa ESP-32.



Iustración 28 Esquema de conexión del sistema de sensado

5.1.2 Protocolo de comunicación

El protocolo de comunicación empleado para permitir el envío de datos desde los módulos de sensado a la aplicación es el protocolo ESP-NOW, una tecnología inalámbrica desarrollada por Espressif Systems que permite la comunicación directa entre dispositivos ESP sin necesidad de un punto de acceso WiFi o enrutador. Esta tecnología emplea frecuencias de radio de corto alcance y baja potencia para transmitir datos de manera simple y eficiente.

En este caso, se emplean tres módulos ESP-01 para mandar datos a la placa ESP-32 conectada al ordenador. Para configurar esta comunicación, primero se debe establecer el receptor ESP-32. La placa ESP-32 es la encargada de inicializar el protocolo ESP-NOW y registrar una función de devolución de llamada que se activa cuando se recibe un paquete de información. Esta función le permite procesar los datos recibidos. Por otro lado, también se debe realizar la configuración del nodo ESP-01. Cada módulo ESP-01 también requiere de la inicialización del protocolo ESP-NOW y el guardado del receptor ESP-32 como el nodo de destino al que desea enviar datos. Esta configuración permite la comunicación entre los nodos emisores ESP-01 y la central receptora ESP-32. Tras realizar la configuración de las placas ESP, se puede hacer uso de la función de comunicación proporcionada por el protocolo ESP-NOW para la transferencia de datos

de cada nodo ESP-01 al ESP-32. Estos datos se transferirán de forma inalámbrica y directa a la placa ESP-32 sin necesidad de un enrutador o punto de acceso WiFi adicional. En el ESP-32, al recibir un paquete a través del protocolo de comunicación ESP-NOW, se activa la función de devolución de llamada previamente registrada. En esta función se procesan los datos recibidos según sus necesidades para su envío al ordenador.

5.1.3 Sensorización y recolección de datos

5.1.3.1 *Colocación del módulo de sensorización*

El paciente dispone de tres módulos de sensorización para cada pierna, además de uno correspondiente con el tronco. Estos son requeridos para monitorizar los ejercicios de rehabilitación y obtener su correspondiente informe biomecánico. Dos de los tres sensores incluidos en los módulos están situados en los muslos y las pantorrillas del paciente. El tercero tendrá una configuración distinta dependiendo del ejercicio de escogido: al realizar el ejercicio STS, se colocará en la parte medial del tronco y al llevar a cabo los ejercicios de la marcha y la carrera, el módulo se colocará sobre la parte posterior del pie. De esta manera, se consiguen optimizar los dispositivos al dejar fijos ángulos como el del tronco y el tobillo que no se ven alterados durante la realización de los ejercicios.



Ilustración 29: Colocación de los tres módulos de sensado con las bandas elásticas para los ejercicios de marcha y carrera.

5.1.3.2 Cálculo de ángulos

A continuación, se presenta la obtención de los ángulos de interés incluidos en el informe biomecánico del paciente respecto a los datos obtenidos por los acelerómetros dependiendo del ejercicio de rehabilitación ejecutado.

5.1.3.2.1 Marcha y carrera

Como ya se ha mencionado anteriormente, en los ejercicios de marcha y carrera es necesario calcular tres ángulos: el de cadera, rodilla y tobillo. Se da por supuesto que el ángulo del tronco se mantiene con un valor de 90° durante el ejercicio, es decir, en paralelo con el eje vertical.

El siguiente esquema muestra los cálculos trigonométricos necesarios para calcular este ángulo de cadera. Para ello, se emplea el ángulo proporcionado por el acelerómetro A, colocado en paralelo al fémur. Este sensor de moción se coloca en paralelo al eje x al calibrarse, por lo que el valor que emite es respecto a esta posición inicial. Con ello se puede describir el ángulo de la cadera de la siguiente manera:

$$\theta_{Cadera} = 90^\circ + A^\circ$$

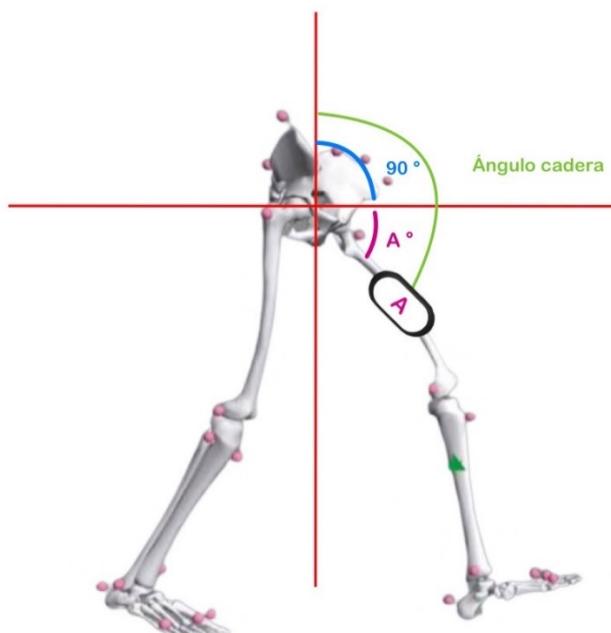


Ilustración 30 Cálculo de ángulo de cadera en el ejercicio de marcha y carrera

En relación con el ángulo de la rodilla, se requieren los valores proporcionados por los acelerómetros A y B, estando el último colocado en paralelo a la tibia. Como se puede observar en la siguiente ilustración, el ángulo de la rodilla está compuesto por el ángulo del fémur y del suplementario de la tibia respecto al eje horizontal. Se obtiene por lo tanto la siguiente expresión:

$$\theta_{Rodilla} = 180^\circ - B^\circ + A'^\circ$$

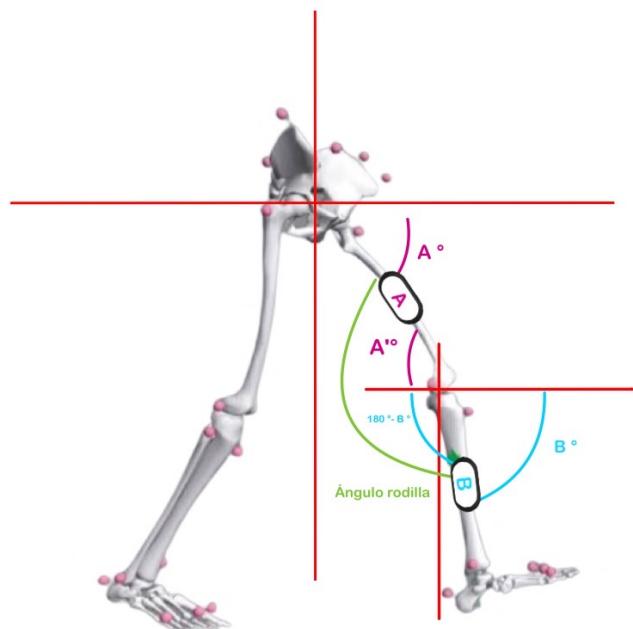


Ilustración 31 Cálculo de ángulo de rodilla en el ejercicio de marcha y carrera

En cuanto al ángulo del tobillo, este se calcula a partir de los valores de los acelerómetros B y C, colocado sobre el pie. El primer sensor nos indica el ángulo entre la tibia y el eje horizontal, por lo que a partir de él se puede obtener el ángulo entre la tibia y el eje vertical. El segundo devuelve el valor angular de la parte frontal del pie respecto al eje horizontal, por lo que también se calcula a partir de este el mismo ángulo respecto al eje vertical. Con ello se obtiene el siguiente resultado:

$$\theta_{Tobillo} = 90^\circ - C^\circ + 90^\circ - B'^\circ$$

$$\theta_{Tobillo} = 180^\circ - C^\circ - B'^\circ$$

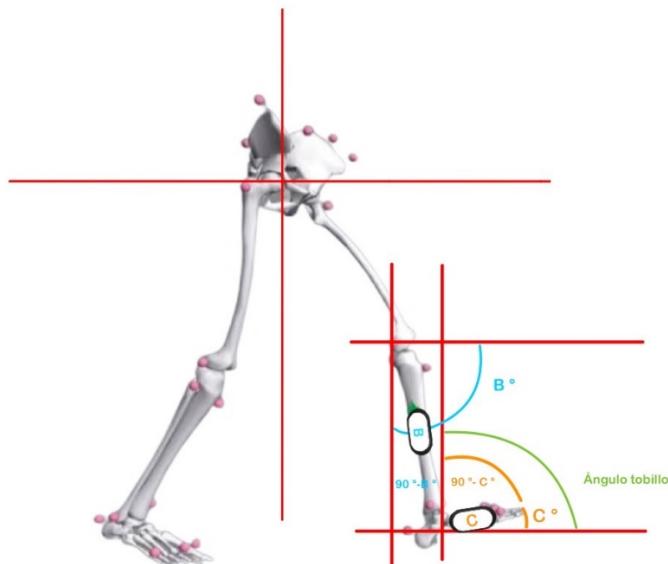


Ilustración 32 Cálculo de ángulo de tobillo en el ejercicio de marcha y carrera

5.1.3.2.2 Ejercicio STS

Al igual que en el resto de los ejercicios, a la hora de realizar el informe biomecánico del ejercicio STS se hace uso de tres IMUs para el cálculo de tres ángulos: el del tronco, la cadera y la rodilla. Durante la ejecución del ejercicio el sujeto mantiene en todo momento sus pies apoyados en el suelo, por lo que el ángulo entre la tibia y la parte frontal del pie es siempre igual a 90°.

Para calcular el ángulo del tronco y medir su flexión o extensión, se hace uso del acelerómetro A con el que se conoce el ángulo del tren superior respecto al eje horizontal. Se obtiene con ello la siguiente expresión:

$$\theta_{Tronco} = 90^\circ - A^\circ$$

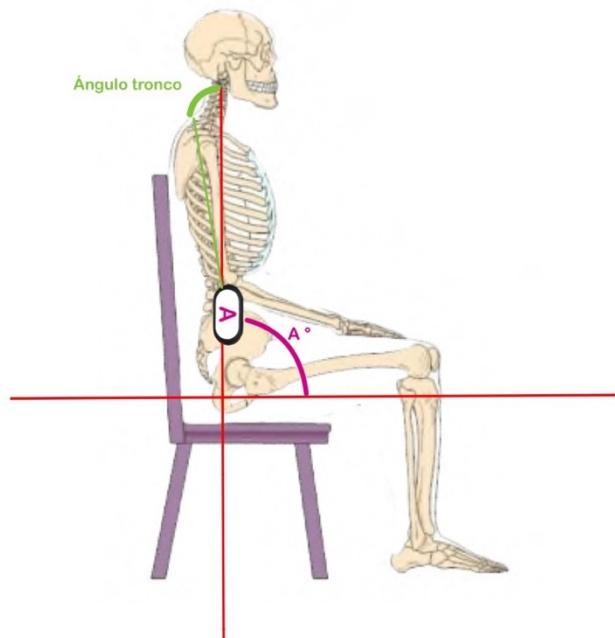


Ilustración 33 Cálculo de ángulo de cadera en el ejercicio STS

Para la obtención del ángulo de la cadera se emplea también el acelerómetro A junto al B, que está colocado en paralelo al fémur. Al medir este último el ángulo del fémur respecto al eje horizontal. Es por ello por lo que únicamente se necesita restar este valor al ángulo medido por el acelerómetro A para obtener el ángulo entre el tronco y el fémur, es decir, el de la cadera:

$$\theta_{Cadera} = A^\circ - B^\circ$$

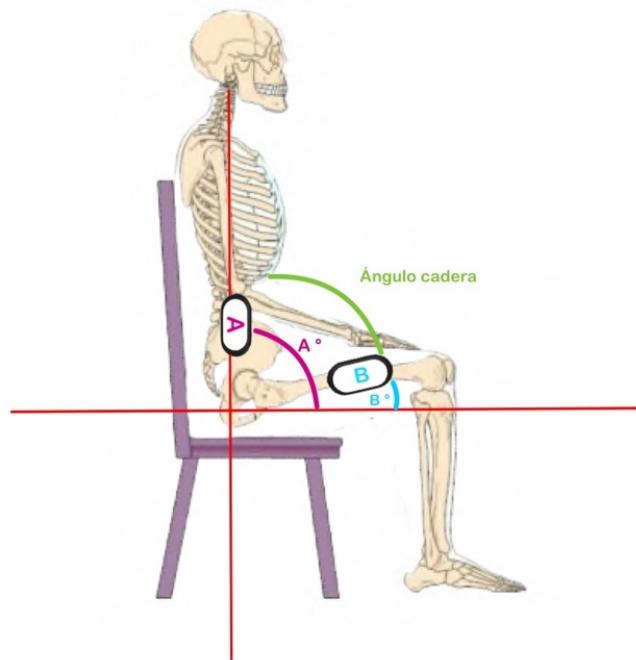


Ilustración 34 Cálculo de ángulo de cadera en el ejercicio STS

Para la medición del ángulo de la rodilla, se cuenta con los acelerómetros B y C, situado el último sobre la tibia. El ángulo que calcular se encuentra entre los huesos del fémur y la tibia y se obtiene sumando el valor del acelerómetro B con el suplementario del C:

$$\theta_{Rodilla} = 180^\circ - C^\circ - B^\circ$$

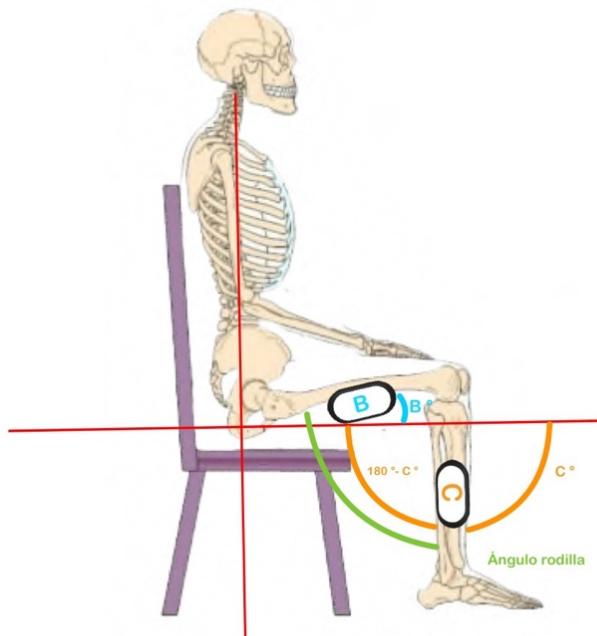
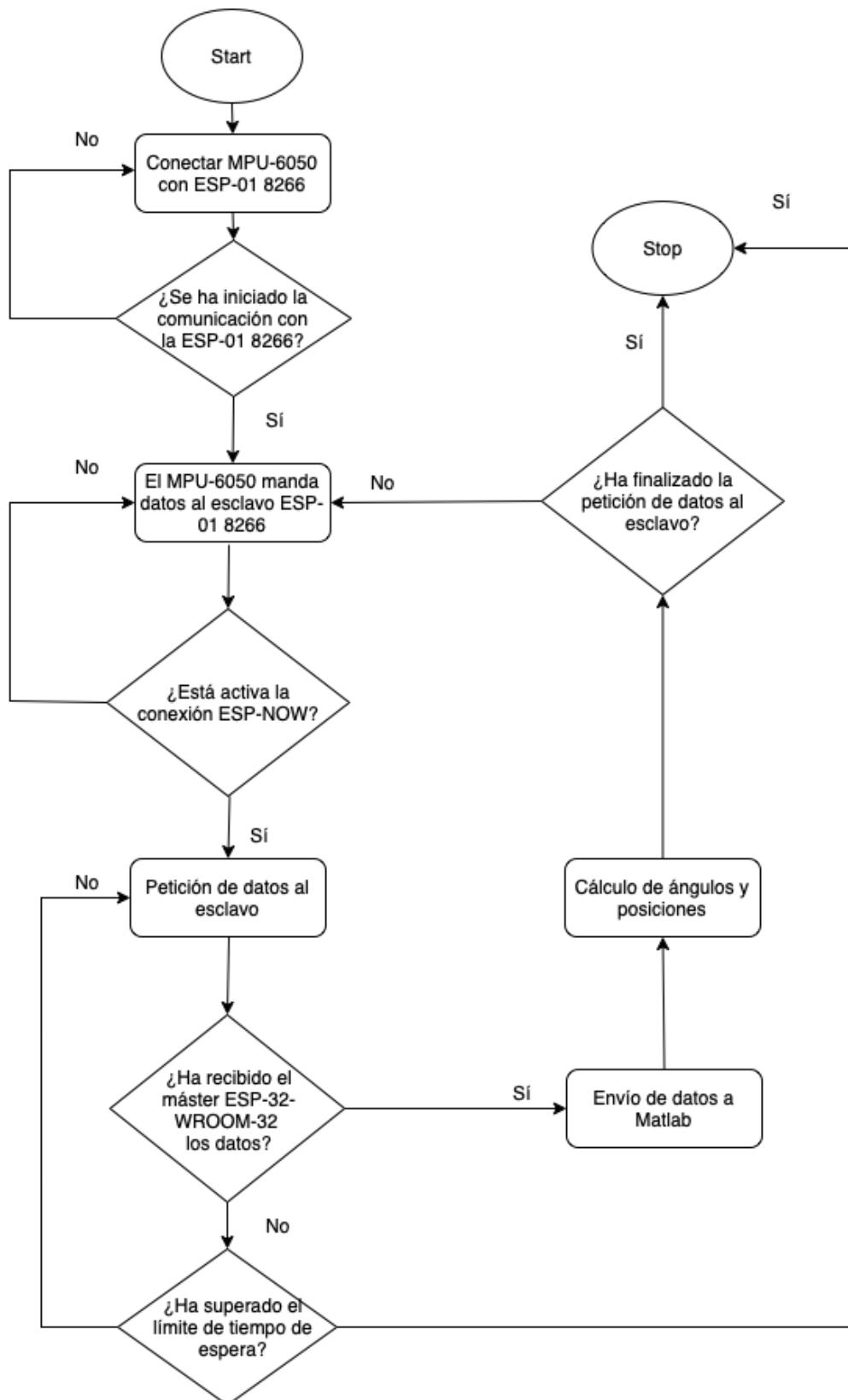


Ilustración 35 Cálculo de ángulo de rodilla en el ejercicio STS

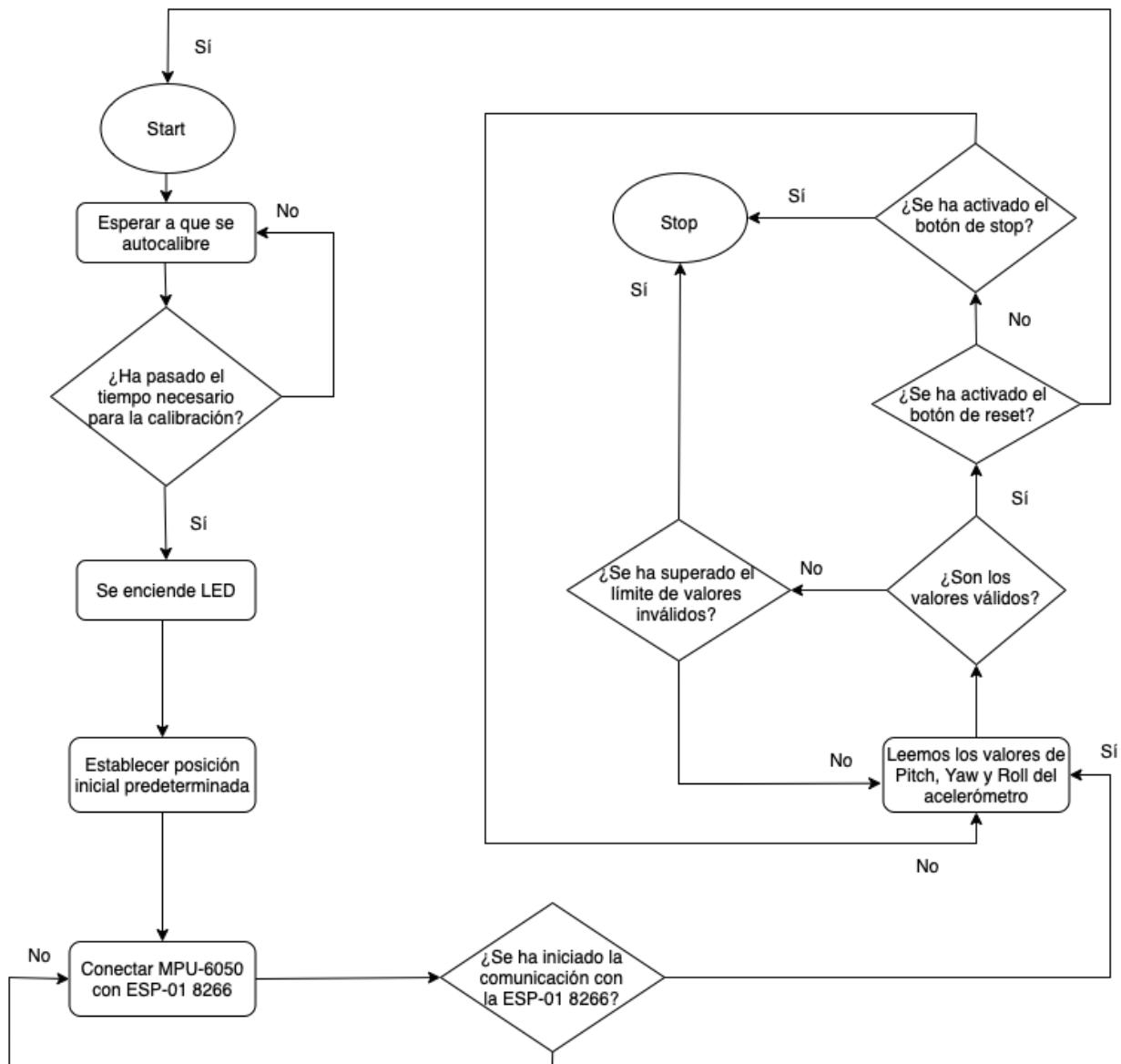
5.1.4 Diagramas de flujo

A continuación, se presentan los diagramas de flujo correspondientes al proyecto, los cuales son una herramienta efectiva para comprender las etapas clave y las relaciones entre los diferentes componentes del proyecto. Se incluyen dos diagramas de flujo que abarcan aspectos específicos como el protocolo de comunicación ESP-NOW y del procesamiento datos en Matlab y la lectura de datos de la MPU 6050.

5.1.4.1 Diagrama de flujo del protocolo de comunicación ESP-NOW y del procesamiento datos en Matlab.



5.1.4.2 Diagrama de flujo de la lectura de datos de la MPU 6050.



5.2 Sistema de detección de movimiento por vídeo

El proyecto integra un sistema de detección por vídeo basado en marcadores pasivos. Este método permite una detección y monitorización del movimiento no invasiva permitiendo que los ejercicios realizados por el paciente no se ven influenciados por el efecto observador. Los marcadores pasivos empleados en este proyecto son pegatinas con patrones visuales predefinidos que son colocadas en puntos de referencia anatómicos para poder realizar la detección del movimiento y el cálculo de ángulos entre articulaciones.

Este sistema de video detección permite monitorear y registrar de manera precisa y fiable la actividad realizada para poder identificar posibles riesgos o lesiones y ayudar en la toma de decisiones médicas. La implementación de este sistema dota al proyecto de una herramienta potente que permite capturar y analizar datos extraídos de vídeos, lo que permite la identificación de patrones de movimiento, una evaluación del rendimiento más completa y la optimización del proceso de rehabilitación.

Además, este sistema brinda información visual precisa que permite realizar una evaluación cualitativa acerca de la calidad de ejecución de los ejercicios. Esta información es relevante no solo para el diagnóstico y evaluación profesional, sino para que el paciente pueda observar la calidad de ejecución de los ejercicios y obtenga una retroalimentación visual de su progreso. Esta retroalimentación es especialmente beneficiosa para conseguir un proceso personalizado mediante la adaptación de ejercicios para la adquisición de las habilidades motoras correctas. Además, la detección por vídeo brinda a los pacientes una mayor sensación de confianza y seguridad en su capacidad de movimiento con su prótesis, ya que estos pueden observar y comprender de forma clara y visual su propio movimiento y desarrollar una percepción crítica de su progreso. De esta manera el paciente aumenta su autoestima y tiene una mayor predisposición a participar activamente en su proceso de rehabilitación.

Además, otro de los principales beneficios de este sistema es su asequibilidad, lo cual convierte a esta herramienta en una opción muy económica. Además, proporciona un

análisis cualitativo y cuantitativo completo y eficiente, brindando resultados precisos de manera efectiva.

5.2.1 Colocación de los marcadores

En el proceso de análisis por vídeo, se han colocado cinco marcadores estratégicos en el cuerpo del paciente para capturar y medir los ángulos relevantes de cadera, rodilla y tobillo. Cada marcador se ha asignado un color específico: amarillo para el hombro y el metacarpiano del pie, rojo para el tobillo, azul para el trocánter mayor de la cadera y verde para el epicóndilo femoral de la rodilla. Estas ubicaciones permiten obtener datos precisos sobre la alineación y el movimiento de las articulaciones durante los ejercicios de rehabilitación.



Ilustración 36 A) Colocación de marcadores pasivos en la marcha B) colocación de marcadores pasivos durante la carrera



Ilustración 37 Colocación de marcadores pasivos en el ejercicio STS

5.2.2 Desarrollo del algoritmo de detección de marcadores por vídeo

En el proyecto se ha desarrollado un sistema de detección de marcadores por vídeo utilizando herramientas de procesamiento de imágenes que ofrece de forma gratuita el software de MATLAB. Este enfoque ha permitido rastrear y analizar con precisión los movimientos de los marcadores de cualquier vídeo seleccionado para su análisis.

El procedimiento implementado comienza creando una máscara para cada marcador con un color específico. Esto se logra mediante técnicas de segmentación de imágenes, con las cuales se consigue aislar el color del marcador del fondo creando una máscara de color tipo RGB que lo identifica. Esta máscara es imprescindible para localizar y seguir el marcador en cada fotograma del vídeo.

Una vez que se han creado las máscaras, el algoritmo calcula los centroides de los marcadores. El centroide representa la posición del marcador en el plano de la imagen, con lo cual se puede obtener las coordenadas X e Y de cada marcador en cada frame.

Utilizando las posiciones de los marcadores, se pueden calcular los ángulos de interés entre las extremidades. Debido a que cada marcador se coloca en una posición anatómica específica, se pueden conocer los ángulos entre las articulaciones implicadas en los distintos ejercicios de rehabilitación. Estos ángulos son fundamentales para comprender y evaluar la biomecánica de los movimientos durante la rehabilitación y son la base del informe biomecánico.

Es importante destacar que el algoritmo de detección de marcadores por vídeo hemos implementado en el proyecto es robusto y preciso. Se han realizado pruebas exhaustivas para garantizar que funcione de manera confiable incluso en situaciones de análisis más complejas, como cambios en la iluminación, occlusiones parciales de los marcadores o movimientos rápidos. Esto asegura que se obtengan mediciones precisas y confiables de los ángulos de las articulaciones durante la realización de los ejercicios.

5.3 Sistema de robótica

El sistema del proyecto cuenta también con un apartado de robótica para el cual se ha diseñado e implementado un modelo impreso en 3D controlado por servomotores y representativo del tren inferior humano, el cual tiene la capacidad de replicar los movimientos recogidos por los módulos de sensado y la detección de movimiento por vídeo para cada ejercicio de rehabilitación.

En el contexto de la rehabilitación de amputados transfemorales, la disponibilidad de un modelo 3D capaz de replicar en tiempo real los movimientos de los ejercicios de rehabilitación realizados por el paciente ya sea medidos por sensores o analizados mediante detección de video, se presenta como una herramienta muy útil tanto para los médicos rehabilitadores como para los pacientes en proceso de recuperación. Este modelo impreso en 3D se convierte en un recurso fundamental para mejorar la eficacia y personalización de la rehabilitación, así como para brindar una experiencia más motivadora y segura a los amputados transfemorales en su camino hacia una recuperación completa.

Al ofrecer a estos pacientes el hacer uso de un modelo que replica en tiempo real los movimientos de los ejercicios de rehabilitación llevados a cabo por el paciente, se consigue proporcionar una serie de beneficios significativos:

En primer lugar, el modelo permite una evaluación precisa y detallada de la ejecución de los distintos ejercicios de rehabilitación ejecutados. Al utilizar los módulos de sensado y el análisis de video en tiempo real, se recopilan datos objetivos que brindan información cuantitativa sobre el grado de calidad de los ejercicios. Esta evaluación precisa permite a los médicos rehabilitadores monitorizar el progreso de los pacientes de manera más efectiva y ajustar el plan de rehabilitación de acuerdo con sus necesidades individuales.

Además, con este sistema se consigue proporcionar una retroalimentación visual a los pacientes en proceso de rehabilitación, lo cual aumenta su motivación y, por lo tanto, su adherencia al tratamiento, al tener la opción de visualizar directamente los movimientos de los ejercicios realizados y compararlos con los resultados ideales. Esta retroalimentación visual en tiempo real fomenta la motivación y el compromiso de los pacientes, ya que pueden ver de manera tangible su progreso, lo que a su vez impulsa su implicación en el proceso de recuperación.

Por otro lado, la capacidad de personalizar el tratamiento es otro beneficio clave que proporciona este modelo. Al replicar los movimientos específicos de los ejercicios de rehabilitación, los médicos rehabilitadores pueden adaptar y ajustar el programa de acuerdo con las necesidades y capacidades individuales de cada paciente. Esto permite proporcionar un enfoque más preciso y personalizado a la rehabilitación, optimizando los resultados y acelerando el proceso de recuperación.

Por último, la disponibilidad de un modelo que replica los movimientos de los ejercicios de rehabilitación en tiempo real abre nuevas oportunidades para la investigación y el avance científico en el campo de la rehabilitación de amputados. Los datos objetivos y precisos recopilados a través de este modelo pueden ser utilizados para llevar a cabo investigaciones más profundas y contribuir al desarrollo de mejores técnicas y enfoques de rehabilitación en el futuro.

5.3.1 Materiales y descripción técnica

El diseño del modelo impreso en 3D se ha llevado a cabo considerando las particularidades anatómicas y biomecánicas de los amputados transfemorales, lo que permite que el modelo replicado sea lo más cercano posible a la realidad y proporcione una experiencia realista para los pacientes (Ilustración 24).

A nivel técnico, el sistema está compuesto por una serie de componentes que trabajan en conjunto para replicar los movimientos del miembro inferior en el modelo impreso en 3D. En primer lugar, se utilizan servomotores Towerpro MG995 (Ilustración 23) para controlar el movimiento de las articulaciones del modelo, los cuales tienen la potencia suficiente para replicar los movimientos de manera precisa y eficaz. Estos servos están estratégicamente ubicados en las diferentes partes móviles del modelo, como las que representan las rodillas, las caderas y los tobillos.

El control de los servomotores se realiza mediante un microcontrolador Arduino, el cual recibe y procesa los datos necesarios para determinar los ángulos de movimiento de las articulaciones que se obtienen a partir de la información recopilada en el informe biomecánico, ya sea a través del sistema de sensado o mediante el análisis de video por marcadores. Mediante esta combinación de servomotores controlados por Arduino y la adquisición de datos a partir de marcadores o análisis de video, se logra una reproducción precisa y en tiempo real de los movimientos del miembro inferior en el modelo impreso en 3D.



Ilustración 38: Servos Towerpro MG995 empleados para el sistema robótico.

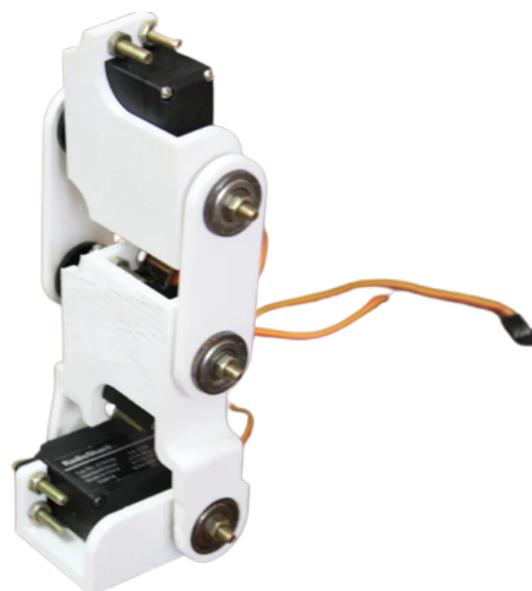


Ilustración 39: Modelo robótico impreso en 3D representativo del miembro inferior humano y conectado a los servomotores.

Capítulo 6. DESARROLLO DEL PROYECTO

A la hora de realizar la planificación del proyecto y el reparto de tareas se hará uso de la metodología SCRUM. Esta ofrece amplias ventajas, siendo la más destacable la flexibilidad que proporciona a la hora de segmentar el trabajo en distintos sprints. Asimismo, permite una mayor tolerancia a errores, ya que al acabar cada sprint se valoran los resultados obtenidos pudiendo así modificar la planificación del proyecto si fuera necesario. Otra ventaja que presenta esta metodología frente a otras es la posibilidad de una distribución rápida y simple de las tareas entre los integrantes del equipo, lo que hace que el desarrollo del trabajo sea más ágil y eficiente.

Además, se realizarán actas al final de cada sprint-con las que se podrá evaluar el éxito de cada etapa y la viabilidad de los siguientes objetivos con respecto al trabajo ya completado. Esto permite ajustar la planificación para conseguir resultados óptimos.

El desarrollo de la aplicación se realizará con el software Matlab, un entorno de programación y cálculo numérico diseñado principalmente para el análisis de datos y desarrollo de algoritmos. Matlab es una herramienta de gran utilidad, al permitir graficar curvas complejas de forma eficaz. También se hará uso de este software para la visualización en 3D de los distintos movimientos biomecánicos mediante un modelo que simule la anatomía humana estudiada.

A continuación, se mostrarán las interfaces finales de la aplicación. Las interfaces son idénticas para cada ejercicio de rehabilitación integrado en la aplicación.

Ventanas de inicio:

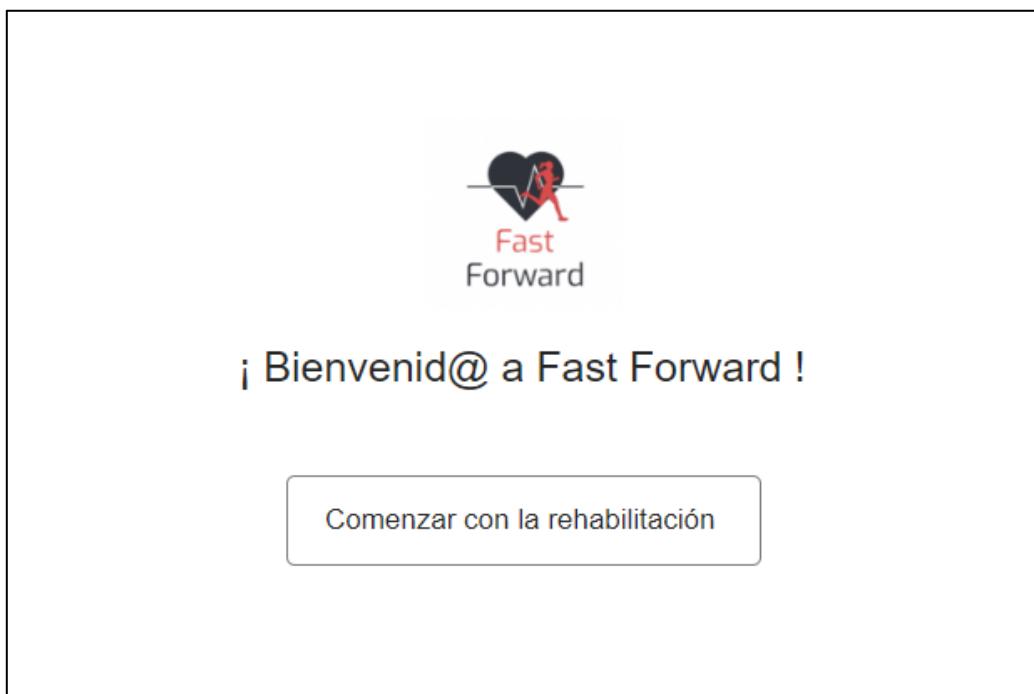


Ilustración 40 Pantalla de inicio



Ilustración 41 Menú de selección

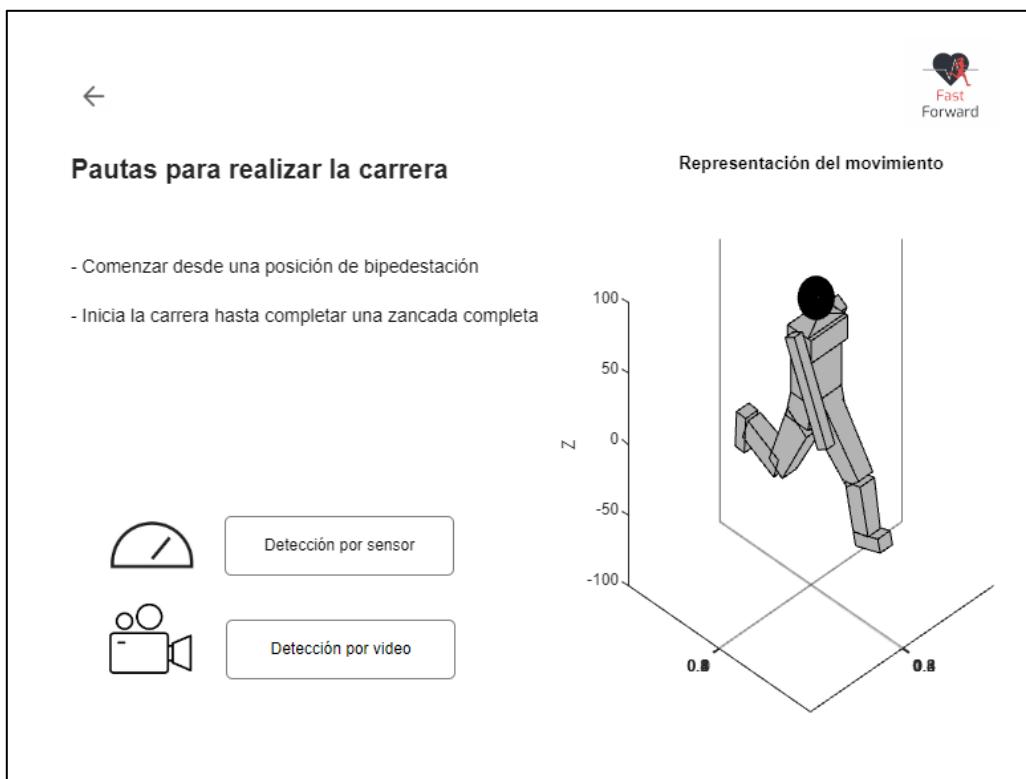


Ilustración 42 Ventana de descripción del movimiento y selección del método de selección de detección

Ventanas de detección por sensores:

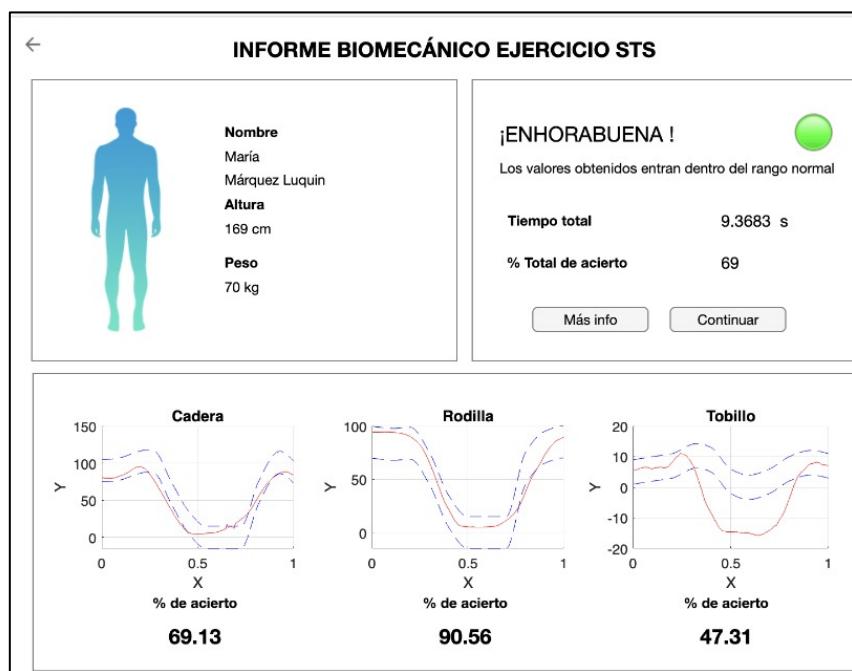


Ilustración 43: Informe biomecánico elemental por detección con sensores

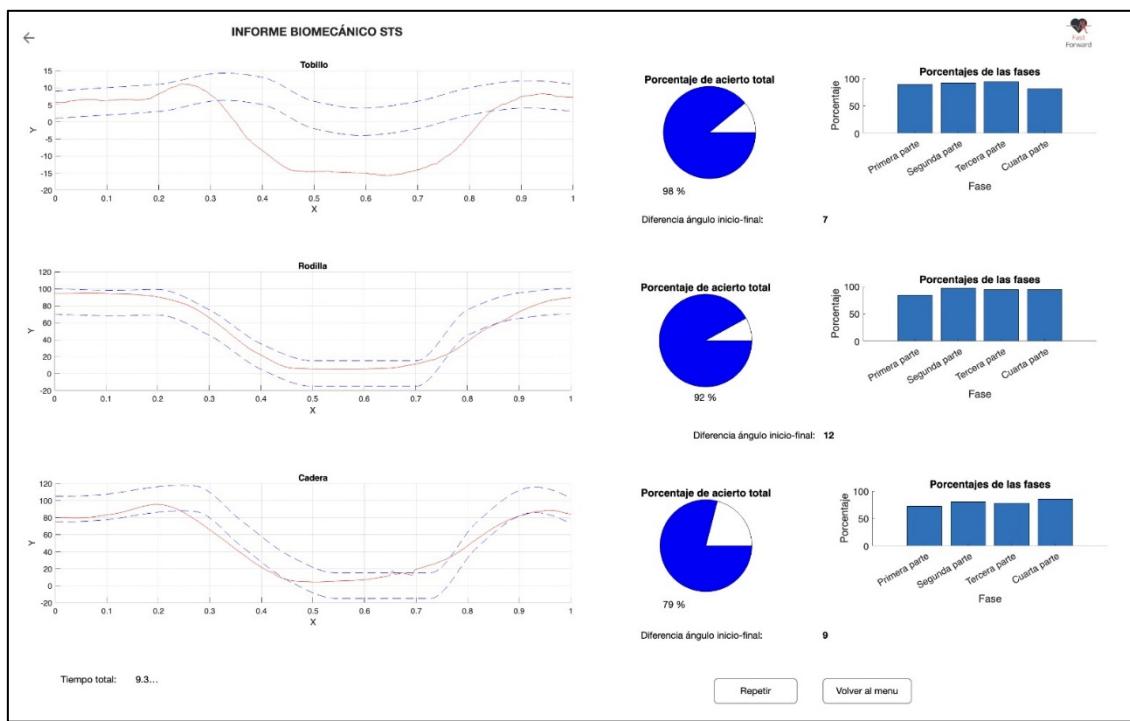


Ilustración 44: Informe biomecánico completo por detección de video por sensores

Ventanas de detección por vídeo:

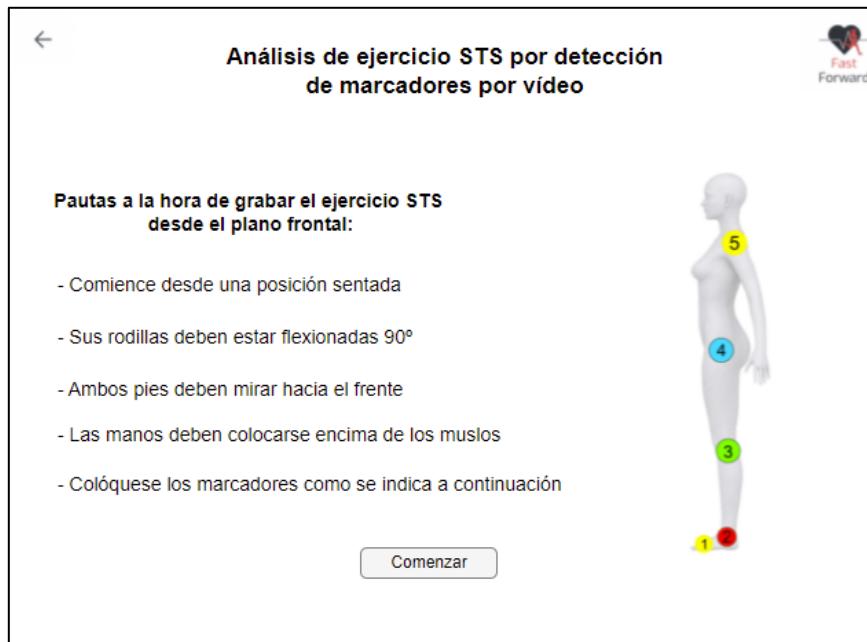


Ilustración 45: Ventana de pauta del ejercicio y colocación de los marcadores

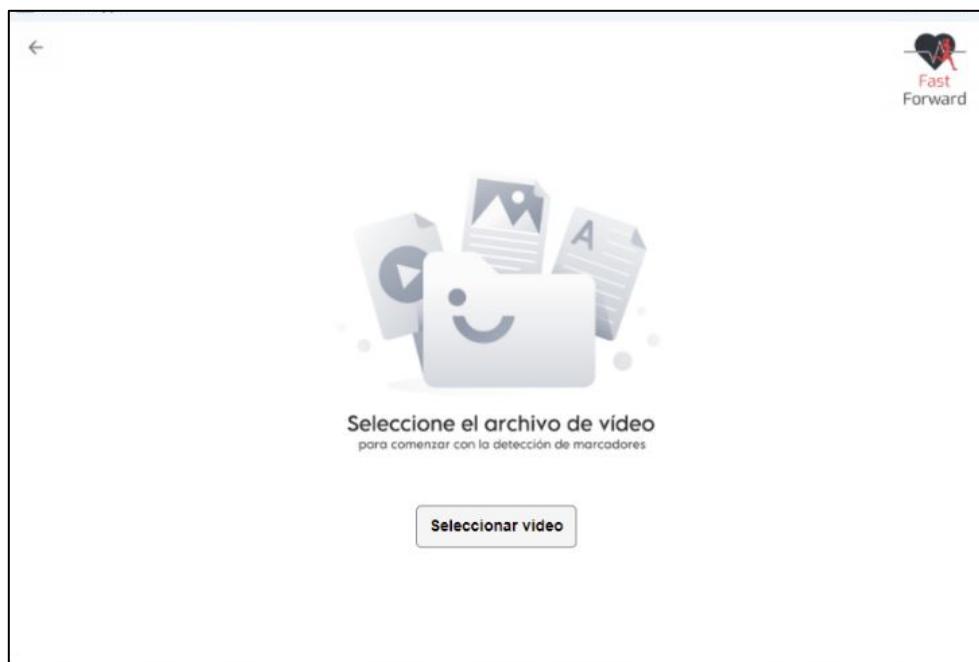


Ilustración 46 Pantalla de selección de video

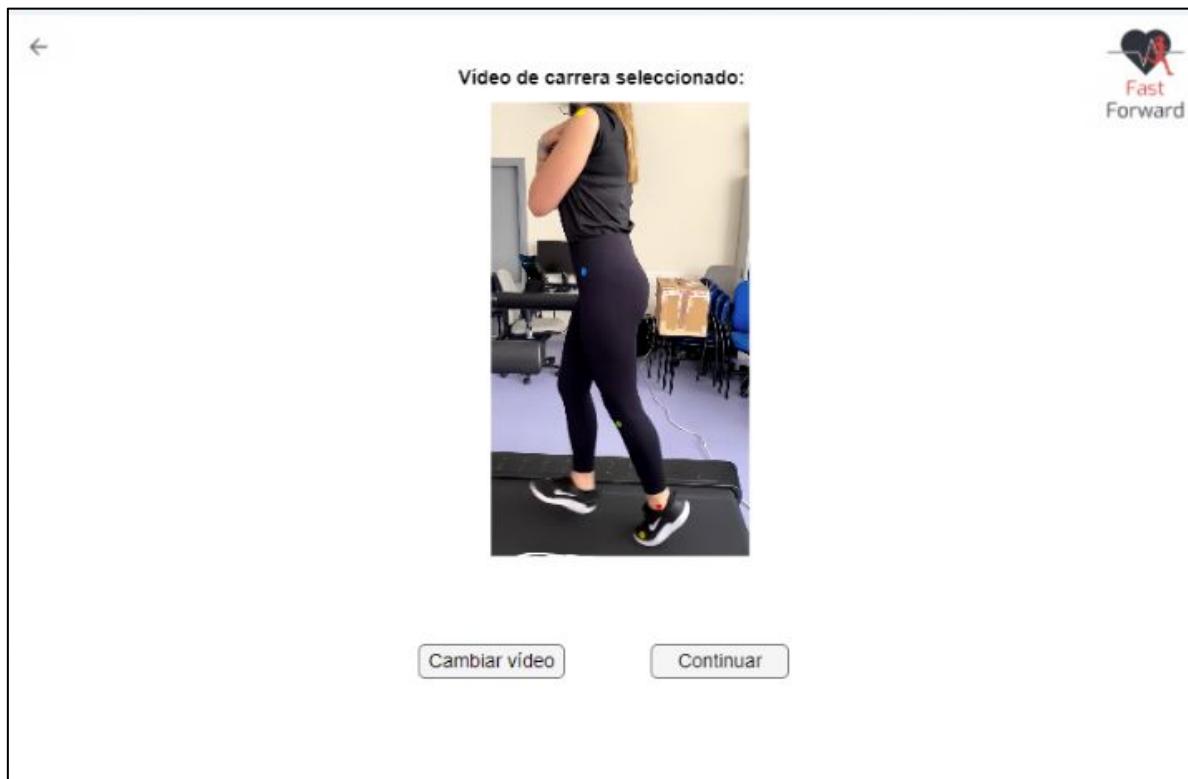


Ilustración 48 Visualización del video seleccionado.

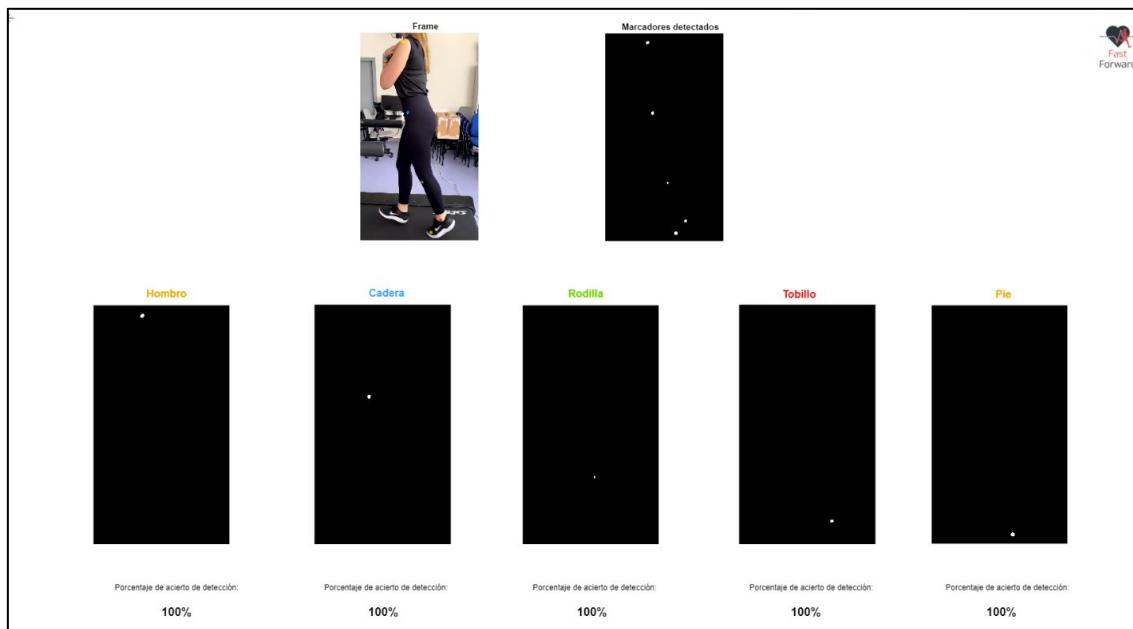


Ilustración 49 Detección y ploteo de los marcadores en todos los frames de video con su porcentaje de acierto.

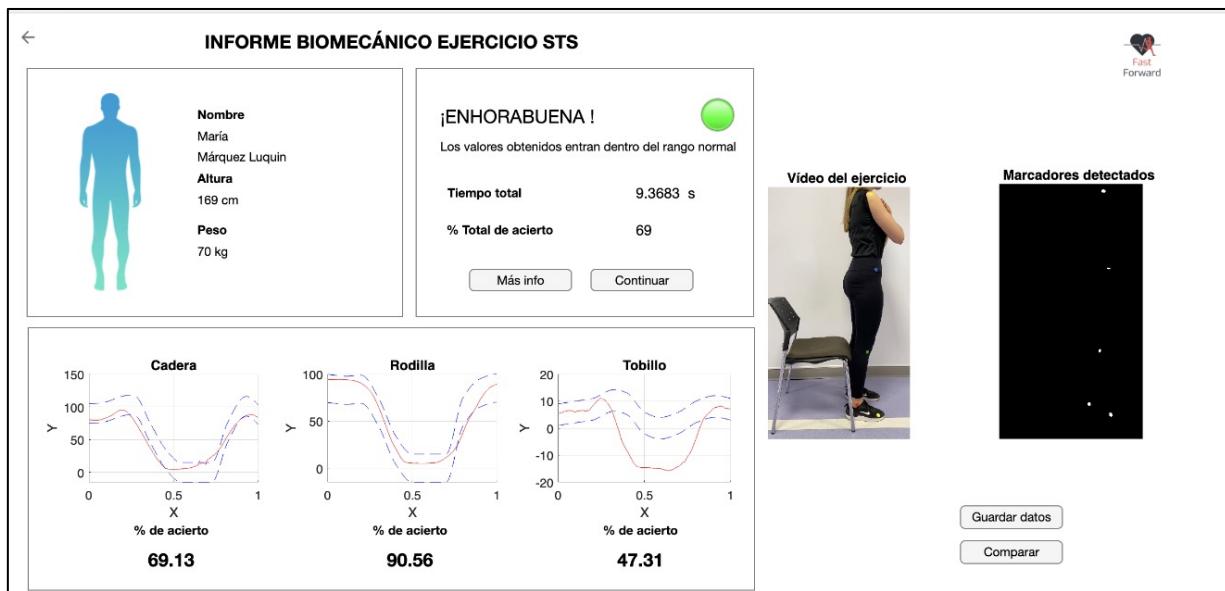


Ilustración 50: Informe biomecánico elemental por detección de vídeo por marcadores

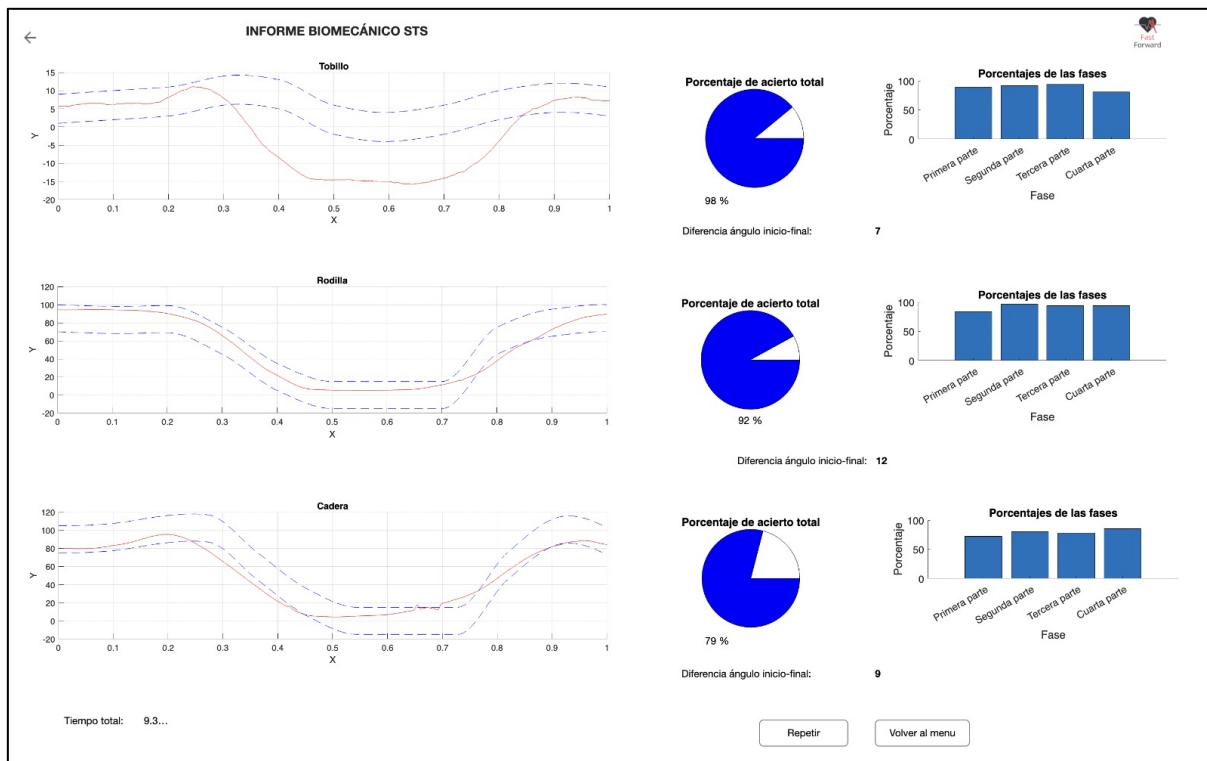


Ilustración 51: Informe biomecánico completo por detección de vídeo de marcadores

Capítulo 7. Planificación del proyecto

A la hora de planificar el proyecto con la metodología SCRUM, se han dividido las tareas en cuatro sprints de trabajo.

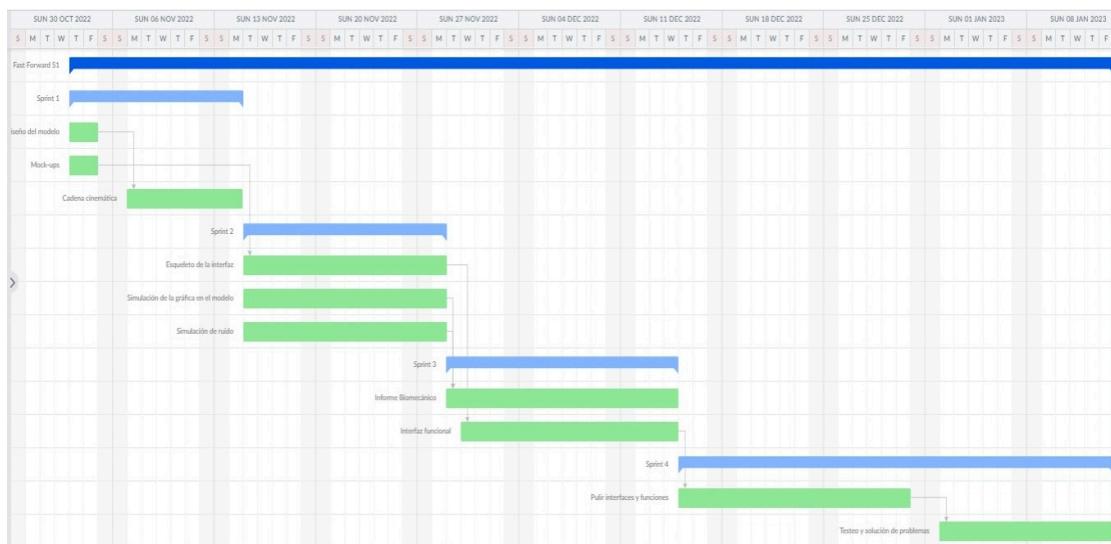


Ilustración 20 Planificación SCRUM.

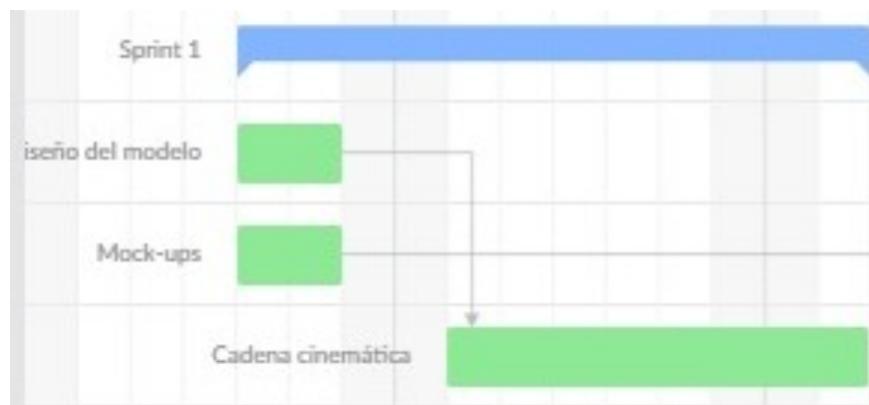


Ilustración 21 Primer sprint

El primer sprint corresponde con el diseño de las distintas interfaces de la aplicación mediante el diseño de los mock-ups. También se incluye en él el desarrollo del modelo para la visualización 3D del movimiento biomecánico.

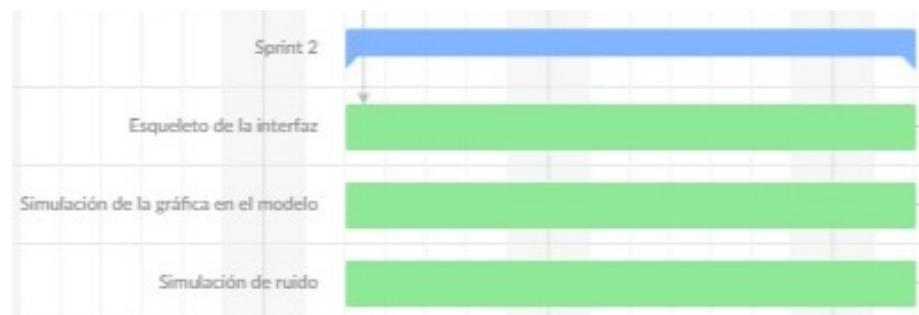


Ilustración 22 Segundo sprint

El segundo sprint incluye la simulación de datos y la representación de ellos en las gráficas de la aplicación, así como en el modelo de visualización 3D. Además, contiene el desarrollo del esqueleto de la interfaz y la programación requerida para la navegabilidad entre las distintas ventanas de la interfaz. La última tarea del sprint consiste en realizar una simulación de ruido y su correspondiente filtrado.

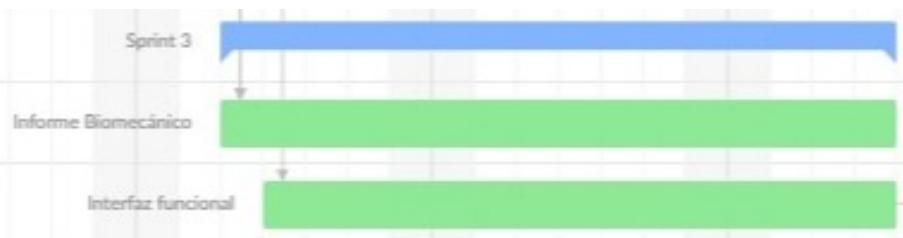


Ilustración 23 Tercer sprint

Durante el tercer sprint se realizará un informe biomecánico basado en la comparación de los resultados obtenidos tras ejecutar los ejercicios de STS, marcha y carrera. Posteriormente se implementará en la aplicación. Además, se desarrollará una interfaz funcional y amigable para el usuario que integrará las funcionalidades previamente descritas.



Ilustración 24 Cuarto sprint.

El último sprint es el más largo y en él se realizan los cambios que se consideren convenientes para la mejora del diseño de las interfaces y la implementación de funciones. Además, se incluye la tarea de testeo del programa y solución de posibles errores.

PROYECTO DE NEUROREHABILITACIÓN

El quinto sprint comenzó el 3/03/2023. Durante el primer split se realizó una investigación y documentación acerca de los protocolos de comunicación, sensores y otros elementos empleados en el proyecto.

El siguiente split incluye la lectura y validación de ángulos, así como su visualización en la interfaz de la aplicación. Además, se diseñaron las interfaces para cada ejercicio de rehabilitación.

Durante el séptimo split se desarrolló el protocolo de comunicación que permite la conexión entre las placas maestras ESP01 y la placa esclava ESP32, además del envío de datos a Matlab. También se integró un sensor de frecuencia cardíaca como medidor de parámetro fisiopatológico para aportar una evaluación más completa y precisa. Algunos de los backlogs programados para este split no fueron logrados.

En el octavo split se diseñó un sistema de video detección basado en marcadores pasivos mediante el software de Matlab para realizar un análisis biomecánico completo de la rehabilitación.

Como parte de la planificación inicial, se programó un último split que consiste en el desarrollo de un modelo físico 3D que replique los movimientos del paciente en tiempo real mediante un sistema de servomotores, sin embargo, no se ha cumplido en el plazo previsto. Este tiempo adicional se ha empleado de manera efectiva y productiva en la resolución y finalización de tareas anteriores.

Capítulo 8. PRESUPUESTO

Tipo de coste	Valor	Comentarios
Horas de trabajo en el proyecto	351 h	Se destinan una media de 9 horas semanales durante 13 semanas que es la duración del proyecto por cada integrante del equipo.
Equipo técnico utilizado	8,55€/h	El equipo utilizado en este proyecto consiste en portátiles, los cuales suman un valor aproximado de 1000 € cada uno sumando un total de 3000€ el conjunto. Si dividimos el precio final del equipo entre las horas totales de proyecto, saldría a 8,55€ hacer uso del equipo por hora.
Software utilizado	Matlab: 0€	El software que hemos escogido para el desarrollo del proyecto se encuentra gratuitamente en internet
Estudios e informes	0€	Toda la documentación se encuentra disponible en internet de forma gratuita.
ESP-32 WROOM	11,49€	Se han necesitado dos placas ESP-32 para la realización del proyecto
Módulos ESP-01	21,99€	Para realizar este proyecto únicamente se han empleado estudios e informes de internet
Adaptador para los módulos ESP-01	4,99€	Necesarios para la programación de las placas ESP01
IMUs MPU6050	23,99 €	Sensores de incercia de 6 grados de libertad
Material empleado para el montaje de los módulos de sensado	21,97€ +CAJA	

REFERENCIAS Y BIBLIOGRAFÍA.

- [1] Daniel C.NorvellPhD^aJoseph M.CzernieckiMD^{b,c}Gayle E.ReiberMPH, PhD^aCharlesMaynardPhD^dJanice A.PecoraroRN^dNoel S.WeissMD, DrPH^e (2005, marzo). *The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees.* <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S000399930400629X>
- [2] "CAPÍTULO DOS: ANATOMÍA DE LA PIERNA HUMANA."
- [3] S. Šlajpah, R. Kamnik, H. Burger, T. Bajd, and M. Munih, "Asymmetry in sit-to-stand movement in patients following transtibial amputation and healthy individuals," *International Journal of Rehabilitation Research*, vol. 36, no. 3, pp. 275–283, Sep. 2013, doi: 10.1097/MRR.0b013e3283606235.
- [4] A. Boukadida, F. Piotte, P. Dehail, and S. Nadeau, "Determinants of sit-to-stand tasks in individuals with hemiparesis post stroke: A review," *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 58, no. 3. Elsevier Masson s.r.l., pp. 167–172, Jun. 01, 2015. doi: 10.1016/j.rehab.2015.04.007.
- [5] Gao, Fan, Zhang, Huang, and He, *Investigation of Sit-To-Stand and Stand-To-Sit in an above Knee Amputee*. 2011. doi: 10.0/Linux-x86_64.
- [6] Universidad Europea de Madrid, "Tema 5. Extremidad inferior."
- [7] F. Wittmann *et al.*, "Self-directed arm therapy at home after stroke with a sensor-based virtual reality training system," *J Neuroeng Rehabil*, vol. 13, no. 1, Aug. 2016, doi: 10.1186/s12984-016-0182-1.
- [8] R. James Cotton, "Kinematic Tracking of Rehabilitation Patients with Markerless Pose Estimation Fused with Wearable Inertial Sensors," in *Proceedings - 2020 15th IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition, FG 2020*, Nov. 2020, pp. 508–514. doi: 10.1109/FG47880.2020.00092.
- [9] E. Alonso Ocaña Valenzuela, "DISEÑO Y ANÁLISIS DE ESFUEROS DE PRÓTESIS TRANSFERMORAL PASIVA BASADA EN MECANISMO DE CUATRO BARRAS," 2018.
- [10] "Motek HERO Solution - Summit Medical and Scientific." <https://summitmedsci.co.uk/products/motek-hero-solution/> (accessed Oct. 30, 2022).
- [11] "HERO Solution – Movard." <https://www.movard.es/productos/hero/> (accessed Oct. 30, 2022).
- [12] "Motek HERO Solution - Summit Medical and Scientific." <https://summitmedsci.co.uk/products/motek-hero-solution/> (accessed Oct. 30, 2022).
- [13] D. Yuseima Govantes Bacallao, D. Carmen Julio Alba Gelabert, A. Arias Cantalapiedra Centro Nacional de Rehabilitación, J. Díaz González, and L. Habana, "Protocolo de actuación en la rehabilitación de pacientes amputados de miembro inferior Protocol of action in rehabilitation of patients with lower limbs amputees," 2016.

- [14] Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *South Med J.* 2002;95(8):875-883
- [15] Souza, J.M., Fey, N.P., Cheesborough, J.E. et al. Advances in Transfemoral Amputee Rehabilitation: Early Experience with Targeted Muscle Reinnervation. *Curr Surg Rep* 2, 51 (2014).
- [16] *Transfemoral Amputation: The Basics and Beyond.* (2008). Otto Bock Healthcare LP and Prosthetics Research Study.
- [10] Yıldız, Nazım & Kocaman, Hikmet & YAZICIOĞLU, Fatma. (2021). Outcome measures used in lower extremity amputation: Review of clinical use and psychometric properties. *Journal of Surgery and Medicine.* 5. 1-1. 10.28982/josam.789623.
- [17] Lesiones de tobillo - Lesiones y readaptación deportiva del futbolista
<https://www.aulafacil.com/cursos/futbol/lesiones-y-readaptacion-deportiva-del-futbolista/lesiones-de-tobillo-l22048> (accessed Nov. 03, 2022).
- [18] “Articulación de la cadera | cheterv.”
<https://cheterv.wordpress.com/2014/12/11/articulacion-de-la-cadera/> (accessed Nov. 03, 2022).
- [19] *Los amputados y su rehabilitación - PDF Descargar libre.* (s. f.). Recuperado 3 de noviembre de 2022, de <https://docplayer.es/66966643-Los-amputados-y-su-rehabilitacion.html>
- [20] Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, et al. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89:426
- [21] Pirker, Walter & Katzenschlager, Regina. (2016). Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide
https://www.researchgate.net/publication/309362425_Gait_disorders_in_adults_and_the_elderly_A_clinical_guide/citation/download (accessed Nov. 03, 2022)
- [23] Ava D. Segal, Michael S. Orendurff, Glenn K. Klute, Martin L. McDowell, Janice A. Pecoraro, Jane Shofer, Joseph M. Czerniecki (2006) Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees
<https://kenanaonline.com/files/0019/19236/segal.pdf> (accessed Nov. 03, 2022)
- [24] Gary M. Berke, Noelle C. Buell, John R. Fergason, Robert S. Gailey, Brian J. Hafner, Sharon M. Hubbard, Douglas G. Smith, Laura L. Willingham (2008) Transfemoral Amputation: The Basics and Beyond
http://www.oandplibrary.org/assets/pdf/Transfemoral_Amputation_the_Basics_and_Beyond.pdf (accessed Nov. 03, 2022)
- [25] John G. Buckley (1999) Sprint Kinematics of Athletes With Lower-Limb Amputations [https://scihub.hkvisa.net/10.1016/s0003-9993\(99\)90189-2](https://scihub.hkvisa.net/10.1016/s0003-9993(99)90189-2) (accessed Nov. 03, 2022)
- [26] Daniel C. Norvell PhD^a Joseph M. Czerniecki MD^{bc} Gayle E. Reiber MPH,
PhD^a Charles Maynard PhD^d Janice A. Pecoraro RN^d Noel S. Weiss MD, DrPH^e (2005, marzo). *The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees.*

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S000399930400629X> M. J. Highsmith *et al.*, "Kinetic asymmetry in transfemoral amputees while performing sit to stand and stand

- [27] Ava D. Segal, Michael S. Orendurff, Glenn K. Klute, Martin L. McDowell, Janice A. Pecoraro, Jane Shofer, Joseph M. Czerniecki (2006) Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees
<https://kenanaonline.com/files/0019/19236/segal.pdf> (accessed Nov. 03, 2022)
- [28] Gary M. Berke, Noelle C. Buell, John R. Fergason, Robert S. Gailey, Brian J. Hafner, Sharon M. Hubbard, Douglas G. Smith, Laura L. Willingham (2008) Transfemoral Amputation: The Basics and Beyond
http://www.oandplibrary.org/assets/pdf/Transfemoral_Amputation_the_Basics_and_Beyond.pdf (accessed Nov. 03, 2022)
- [29] John G. Buckley (1999) Sprint Kinematics of Athletes With Lower-Limb Amputations [https://scihub.hkvisa.net/10.1016/s0003-9993\(99\)90189-2](https://scihub.hkvisa.net/10.1016/s0003-9993(99)90189-2) (accessed Nov. 03, 2022)
- [30] Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees (2006)
- [31] Ghous M. Depression: prevalence among Amputees. Professional Medical Journal, 2015; 22(2): 263-266
- [32] Srivastava K, Saldanha D, Chaudhury S, Ryali V, Goyal S, Bhattacharyya D, Basannar D. A Study of Psychological Correlates after Amputation. Medical Journal Armed Forces India 2010; 66(4):367-373.