

**PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL ECUADOR**

**FACULTAD DE ENFERMERÍA**

**CARRERA DE TERAPIA FÍSICA**

**DISERTACIÓN PARA OPTAR POR EL TÍTULO DE LICENCIADO EN TERAPIA FÍSICA**

**EVALUACIÓN DE LA MOVILIDAD Y DEAMBULACIÓN FUNCIONAL EN PACIENTES  
AMPUTADOS POSTPROTESICOS DE EXTREMIDAD INFERIOR, MEDIANTE EL  
CUESTIONARIO PREDICTOR DE MOVILIDAD DE AMPUTADOS (AMP) Y EL TEST  
TIMED UP AND GO, QUE ASISTEN AL ÁREA DE FISIOTERAPIA DE LA FUNDACIÓN  
HERMANO MIGUEL EN EL MES DE FEBRERO DEL 2021**

**ELABORADO POR**

**DAVID CHASIPANTA**

**QUITO, OCTUBRE 2021**

## RESUMEN

En la fundación Hermano Miguel ubicada en la provincia de pichincha, se evaluó la movilidad y deambulación en pacientes amputados post- protésicos de extremidad inferior, para lo cual se aplicó un estudio observacional descriptivo de corte transversal mediante el uso del Cuestionario Predictor (AMP) y el Test Timed up and go.

Se evaluó a Dieciséis pacientes entre 25 y 72 años (Promedio)= 49.13 años; conformados en una sola muestra. Del resultado obtenido podemos concluir que en los niveles de movilidad del cuestionario de AMP de K nivel 0 tuvimos 3 pacientes, de K nivel 1, 7 pacientes y de K nivel 2, 6 pacientes, mientras que en la aplicación del test se evidencio que el 75% de los pacientes evaluados presentan bajo riesgo de caída y un 25% de pacientes presentan fragilidad de riesgo de caída. Adicional, No se encontró asociación estadísticamente significativa entre el nivel de amputación con el AMP, y nivel de amputación con la funcionalidad del miembro inferior.

**Palabras claves:** Movilidad Funcional; Deambulación Funcional; Pacientes Amputados; AMP; Timed Up and Go.

## ABSTRACT

At the “Hermano Miguel” Foundation located in the province of Pichincha, mobility and ambulation were evaluated in post-prosthetic amputees of the lower extremity, A descriptive cross-sectional observational study was applied using the Predictor Questionnaire (AMP) and the Timed up and go Test.

Sixteen patients between 25 and 72 years (Average) = 49.13 years; were evaluated in a single sample. From the result we can conclude that in the mobility levels of the AMP questionnaire of K level 0 we had 3 patients, of K level 1, 7 patients and of K level 2, 6 patients, while the application of the test showed that 75% of the patients evaluated were at low risk of falling and 25% of the patients had fragility of the risk of falling.

Additionally, no statistically significant association was found between the level of amputation with the AMP, and the level of amputation with the functionality of the lower limb.

**Keywords:** Functional Mobility; Functional Ambulation; Amputee Patients; AMP; Timed Up and Go.

## AGRADECIMIENTO

A mi director Mgtr Klever Bonilla por su colaboración, dedicación y paciencia infinita al guiarme en todo este proceso.

A mi lectora Mgtr Daniela Cárdenas por su colaboración y guía para la culminación de la presente investigación.

A mis padres, porque a pesar de que ya no estén conmigo en este mundo terrenal, siguen siendo un pilar de fortaleza, perseverancia, respeto, buen ejemplo, superación y admiración, cada día de mi vida. Son los mejores los amaré por siempre.

A mis hermanos/as que, aunque son tan diferentes, cada uno son especiales por mirarme con ojos de cariño y dedicación como si fuera hijo de ustedes, son muy especiales y los llevo siempre en mi corazón agradecido por el apoyo y fuerza en todo momento, junto a mi sobrinos/as.

A mi compañera de vida, Paola por recorrer conmigo este largo camino lleno de altos y bajos, darme fuerza, aconsejarme, apoyarme incondicionalmente con paciencia y amor.

A mi hija Paula que ha llegado a poner mi mundo de cabeza, quien es capaz de llevarme al cielo y al infierno en solo un instante, quien me ha demostrado que las princesas si existen, que me dio un empujón cuesta arriba para culminar esta fase de mi vida y quien será siempre mi motivación para superarme y seguir adelante.

A mis suegros por siempre considerarme como si fuera un hijo más de ustedes, con ese amor incondicional y confianza depositada en mí, mi cariño, consideración y respeto siempre hacia ustedes.

A la fundación Hermano Miguel, por abrirme sus puertas, darme confianza para permitir un poco más de su valioso trabajo, a todos los pacientes que colaboraron en este proceso, gracias totales.

## **DEDICATORIA**

A dios todo poderoso por enviarme a esos padres maravillosos que siempre lucharon por el bienestar de todos sus hijos, y que, con su triste partida, dejaron una hermosa familia con valores y principios bien fundamentados. Y que gracias a esto hoy tengo un gran pilar en mi vida mi maravillosa y fenomenal hija, esposa y familia.

## TABLA DE CONTENIDOS

ABSTRACT .....	iii
AGRADECIMIENTO .....	iv
DEDICATORIA .....	v
INTRODUCCION .....	1
1. CAPITULO 1: ASPECTOS BÁSICOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	3
1.1 Planteamiento del Problema .....	3
1.2 Justificación .....	5
1.3 Objetivos.....	7
1.3.1 Objetivo General.....	7
1.3.2 Objetivos Específicos.....	7
1.4 Metodología .....	7
1.4.1 Tipo de Estudio.....	7
1.4.2 Universo y Muestra.....	7
1.4.3 Fuentes Técnicas e Instrumentos .....	8
1.4.4 Análisis de la Información y Recolección de la Información .....	9
2. CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO .....	11
2.3 Etiología de las Amputaciones de Miembro Inferior .....	12
2.3.1 Amputaciones por Enfermedad.....	12
2.4 Niveles de Amputación del Miembro Inferior .....	13
2.4.1 Amputación Transfemoral (AK).....	14
2.4.2 Amputación Transtibial (BK) .....	14
2.5 Complicaciones en las Amputaciones.....	15
2.5.1 Forma .....	15
2.5.2 Estado y Coloración de la Piel .....	16
2.5.3 Condiciones de la Cicatriz .....	17
2.5.4 Sensibilidad .....	18
2.5.5 Fuerza Muscular .....	18
2.5.6 Elasticidad y Flexibilidad Muscular.....	18

2.5.7 Dolor.....	19
2.5.8 Edema.....	19
2.5.9 Posturas Inadecuadas del Muñón y del Paciente.....	19
2.6 Prótesis.....	19
2.6.1 Tipos de Prótesis para Amputados .....	20
2.6.2 Componentes de la Prótesis de Miembro Inferior .....	21
Liner Encaje anatómico de silicona.....	22
Encaje PTB.....	22
2.6.3 Tipos de Prótesis de Miembro Inferior.....	24
2.7 Encajes de Prótesis Transtibiales (PTB, PTS, KBM) .....	27
2.7.1 Encaje tipo PTB.....	27
2.7.2 Encaje Rígido tipo PTS e Interface de Pelite .....	27
2.7.3 Encaje Rígido tipo KBM, Interface de Pelite.....	28
2.8 Prótesis Transfemorales .....	29
2.8.1 Encaje Cuadrilateral .....	29
2.8.2 Encaje con Contención Isquiática .....	29
2.8.3 Articulaciones de la Rodilla.....	29
2.8.4 Pies protésicos .....	32
2.9 Marcha .....	33
2.9.1 Marcha en el Amputado de Miembro Inferior .....	33
2.9.2 Valoración del Potencial Ambulatorio de Amputados de Miembro Inferior .....	34
2.10 Predictor de movilidad de amputados (AMP) .....	34
2.10.1 Descripción de la clasificación funcional del nivel K.....	35
2.11 Biomecánica de la Marcha.....	36
2.11 Patrón de Marcha .....	37
2.11.2 Ciclo de la Marcha (con paso hacia adelante).....	39
2.11.3 Fases del Ciclo de la Marcha (modelo de 8 fases).....	39
2.12 Complicaciones en el ciclo de la marcha .....	41

2.12.1 Caídas Humanas .....	42
2.13 Hipótesis.....	49
2.14 Cuadro de Operacionalización de Variables .....	49
3. Capítulo III. ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN .....	52
3.1 Resultados.....	52
3.2 DISCUSIÓN.....	61
3.3 Limitaciones del estudio.....	62
3.4 Conclusiones.....	62
3.5 Recomendaciones .....	64
4. Referencias bibliográficas .....	64
Bibliografía .....	64
Anexo(s).....	70
Consentimiento Informado.....	70

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Frecuencia variable sexo .....	52
Tabla 2. Frecuencia variable nivel de instrucción .....	52
Tabla 3. Frecuencia variable ocupación .....	53
Tabla 4. Frecuencia variable funcionalidad.....	54
Tabla 5. Frecuencia variable AMP Predictor.....	54
Tabla 6. Timed Up and Go Test .....	55
Tabla 7. Frecuencia variable nivel de amputación .....	55
Tabla 8. Frecuencia variable lado amputado .....	55
Tabla 9. Tabla cruzada entre el AMP predictor y los niveles de amputación .....	56
Tabla 10. Tabla cruzada entre la funcionalidad y los niveles de amputación .....	57
Tabla 11. Tabla Cruzada entre el Lado Amputado y el Nivel de Amputación.....	57
Tabla 12. Tabla cruzada entre Timed Up and Go test y AMP Predictor.....	58

Tabla 13. Regresión logística multinomial entre la funcionalidad y las variables independientes: AMP Predictor, riesgos de caída y nivel de amputación, ajustadas a las variables sexo y edad..... 59

## INTRODUCCION

De acuerdo a datos extraídos del Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS), en el Ecuador existen un total de 472.213 personas con discapacidad registradas con diversos grados. De ellos, el 45,84% (216.479) sufren de discapacidad física (CONADIS, 2021). A su vez, según información del Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), de los 73.431 fallecimientos registrados en el 2019, la diabetes mellitus ocupa el segundo lugar de entre las principales causas de fallecimiento, con 4.890 fallecidos (INEC, 2019).

Son múltiples las causas que pueden ocasionar diferentes tipos o grados de amputación en el individuo, esto, independientemente de la sección o parte miembro del cuerpo que se encuentre comprometida, siendo entre ellas las más frecuentes las provenientes de enfermedad arterial periférica (EAP), las ocasionadas por la condición de la diabetes mellitus, traumatismo grave causado por accidentes, infecciones mal controladas, tumores, quemaduras graves ya sean por frío o calor. (García et al., 2017).

Los sinónimos separar o cortar provienen del latín *amputare*, que es de donde se origina la palabra amputación. Así también en la medicina este tipo de mutilaciones de una parte o miembro del cuerpo, pueden ser de tipo definitivas, parciales o totales, y que como parte de su tratamiento ocasiona la formación de muñones funcionales en su lugar. En este sentido cabe señalar que, la historia de las amputaciones en la vida del hombre proviene de larga data (Ebensperger & Méndez, 2018).

La etapa protésica reviste vital importancia en los amputados de extremidades inferiores, llevada a cabo bajo un programa de fisioterapia, por lo cual, lo más conveniente representa la integración y supervisión de un equipo multidisciplinario que intervenga principalmente en el aspecto físico y psicológico, así como personal médico para temas adicionales pertinentes (Salas et al., 2020).

Es entonces que, el tratamiento que se debe ejercer sobre el paciente amputado de miembro inferior, conlleva no solamente la operación como tal, sino la rehabilitación física, psicológica y también ocupacional. El tratamiento da inicio cuando aparece la lesión, de forma dinámica y constante, hasta que el paciente alcance el dominio de su prótesis y pueda en medida de lo posible desenvolverse en actividades comunes de la vida diaria, y de ser posible poder emplearse (Salas et al., 2020).

Los pacientes amputados de miembro inferior son susceptibles de adoptar posturas de marcha inadecuadas, si su musculatura vertebral no se ve fortalecida con un buen balance, o cual puede degenerar en problemas de artrosis y desgaste de los discos intervertebrales en la columna (Fleitas, 2017).

Si bien es cierto la prótesis es un elemento fundamental para la evolución favorable del paciente, y cuya meta en general es la de obtener una mejor calidad de vida y libertad funcional, no es menos cierto que es pertinente como parte del procedimiento de rehabilitación establecer controles y seguimientos referente al progreso del paciente, a través de herramientas que coadyuven a evaluar y levantar tal información, como es el caso del presente estudio, en aplicación de instrumentos como el cuestionario Predictor de movilidad de amputados (AMP) y el Test Timed Up and Go, mismos que reflejarán el desarrollo del paciente respecto a su despliegue y respuesta física (Fleitas, 2017).

Este trabajo tiene como finalidad evaluar la movilidad y deambulación en pacientes amputados post- protésicos de extremidad inferior, transtibiales y transfemorales en personas entre 25 y 72 años.

Esta investigación es de tipo observacional, descriptivo, de corte transversal dividida en 3 capítulos. El primer capítulo trata sobre los aspectos básicos de la investigación que son: planteamiento del problema, justificación, objetivos y la metodología de la investigación. El segundo capítulo engloba el marco teórico: amputaciones, tipos de amputaciones, niveles de amputaciones, complicaciones de las amputaciones, forma de muñón, prótesis, componentes y tipos, marcha del amputado, potencial del amputado, cuestionario (amp), clasificación de niveles K, marcha, caídas humanas. Por último, el tercer capítulo en el que se encuentran los resultados del estudio, discusión, conclusiones y recomendaciones.

# 1. CAPITULO 1: ASPECTOS BÁSICOS DE LA INVESTIGACIÓN

## 1.1 Planteamiento del Problema

De acuerdo a la OMS (Organización Mundial de la Salud), la prevalencia de diabéticos que sufren una amputación está en aumento, lo que implica una condición de incapacidad, la misma que se vuelve más crónica en adultos mayores o con el aumento de la edad, produciendo un trastorno metabólico con una prevalencia mundial del 8.5%, en el Ecuador alcanza un 5.5% lo cual conlleva que esta enfermedad se complique con el 85% de sus casos para que el desenlace sea una amputación, más aún si se asocian u originan directamente de enfermedades cardiovasculares, cáncer, diabetes o trastornos de salud mental. (OMS, 2018)

En el Ecuador según el CONADIS se maneja un registro de 471.200 personas con algún tipo de discapacidad en el 2021, siendo el 2.67% con discapacidad física. (CONADIS, 2021)

Se conoce a la discapacidad como la amputación de una extremidad la cual va a generar una alteración en su desarrollo y calidad de vida, generando un desafío para volver a insertarse de forma funcional a la vida en comunidad, laboral y familiar. Son inevitables las repercusiones a las que el afectado por amputación deberá enfrentarse para tratar de volver a rescatar cierta normalidad, a fin de recuperar parte de su calidad de vida. (OMS, Informe Mundial Sobre Discapacidad., 2011)

En este sentido una prótesis de miembro inferior, con la motivación necesaria puede ser una de las mejores opciones tecnológicas de rehabilitación en pos de obtener un potencial de movilidad óptimo. Más de mil millones de personas en el mundo viven alguna forma de discapacidad, caso 200 mil millones experimentan dificultades en su funcionamiento. (OMS, Informe Mundial Sobre Discapacidad., 2011)

Por otra parte, de forma general los problemas de salud en que se ven envueltas las personas con discapacidad son del tipo multidimensional, comprendiendo el funcionamiento de la estructura corporal, la actividad, y la participación. Estos dominios se describen en la CIF (Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud), y distinguen a la actividad y movilidad como elementos primordiales para el uso de prótesis en extremidades inferiores (World Health Organization, 2001).

Sobre lo ya descrito, se entiende que, existen inconvenientes para lograr establecer una clasificación idónea de nivel K que permita clasificar a un paciente amputado de miembro inferior, en un nivel de movilidad que le permita hacer uso de un diseño de prótesis óptimo que le permita proyectar su máximo potencial de marcha, deambulación o movilidad. Es por

esto que respecto sobre lo ya propuesto, tanto el Cuestionario AMP Predictor, el Test Timed Up and Go, así como el Sistema K-level, pueden proporcionar herramientas adecuadas para estimar mediciones respecto a la evolución funcional del paciente post-protésico, con un alto grado de confiabilidad. (MRR., 2015)

## 1.2 Justificación

En la actual investigación, se evidencio la importancia del potencial ambulatorio, que es una de las motivaciones para desarrollar el presente estudio, buscando mejorar las actividades de la vida diaria, y optimizar las actividades diarias de los pacientes protetizados, para mejorar de alguna manera su calidad de vida diaria y hacer en ellos, su capacidad de marcha y movilidad más activa, para que a partir de ello puedan volver a sentirse personas funcionales y útiles para nuestra sociedad (Lema Jácome, 2019)

El origen de una caída puede ser indistinto, generalmente ocurre de forma involuntaria al perder el equilibrio en determinada situación, ocasionando según su gravedad problemas de salud. En la actualidad se reportan 37 millones de caídas que requieren atención médica, con una incidencia en adultos mayores entre el 25% a 35%, y una prevalencia del 30% a 50%, con una relación hombre – mujer de 1:2,7, y un 52% de probabilidad de caídas recurrentes en ancianos (García & Rivera., 2016)

La constitución de la República del Ecuador, establece el derecho de recibir atención prioritaria y especial personas y grupos prioritarios, como lo son: adultos mayores, niños y niñas, adolescentes, mujeres embarazadas, maltrato infantil, persona expuestas a violencia sexual y doméstica, privados de la libertad, pacientes con enfermedades catastróficas, con discapacidad, como es el caso de pacientes amputados; tanto en el orden público como privado con el fin de garantizar su atención y cumplimiento, sin ningún tipo de distinción ni discriminación (Galiano & Tamayo, 2018)

Los amputados de miembro inferior son pacientes cuya calidad de vida dependerá de múltiples factores, por lo que se debe utilizar varias herramientas de evaluación que permitan comprobar las mejorías evolutivas y la eficiencia del tratamiento, La evaluación funcional permite la comparación de resultados y establecer la eficacia de los distintos tratamientos realizados (Wurdeman et al., 2018).

La evolución favorable de pacientes amputados de miembros inferiores, así como de otro tipo de miembros, es multifactorial, situación que conlleva el uso correcto de herramientas que permitan de forma confiable, realizar un control y seguimiento sobre la eficiencia de tal o cual tratamiento. Estas herramientas de evaluación, permiten evaluar y valorar la efectividad de un tratamiento aplicado (Wurdeman et al., 2018).

En el Ecuador, no existen programas que detallen de forma confiable resultados sobre el potencial ambulatorio de pacientes amputados de miembro inferior en etapa de evaluación post-protésica, debido a que posiblemente no se brinde la importancia requerida del caso, o

quizás porque los costos no lo hacen factible, porque no se otorga la información y asistencia necesaria, o porque simplemente no existe la motivación suficiente por parte del paciente. Cualquiera que sea el caso, la evaluación post-protésica del paciente, es representativa para alcanzar los potenciales esperados respecto a un nivel aceptable de movilidad y adecuarlo a la evolución del mismo.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivo General**

Evaluar la movilidad y deambulaci3n funcional en pacientes amputados post-prot3sicos de extremidad inferior, mediante el Cuestionario Predictor de Movilidad de Amputados (AMP) y el Test Timed Up and Go, que asisten al 3rea de fisioterapia de la Fundaci3n Hermano Miguel.

### **1.3.2 Objetivos Espec3ficos**

- Caracterizar a la poblaci3n de estudio por: edad, sexo, instituci3n, ocupaci3n, funcionalidad y nivel de amputaci3n.
- Aplicar el cuestionario AMP Predictor y el Test Timed Up and Go.
- Analizar los resultados de los test y su relaci3n con la movilidad, nivel de amputaci3n, lado amputado y deambulaci3n funcional de los pacientes post-prot3sicos.

## **1.4 Metodolog3a**

### **1.4.1 Tipo de Estudio**

El presente estudio fue de tipo observacional descriptivo porque describe las variables de un grupo de sujetos, dentro de un periodo de tiempo, de corte transversal porque es un estudio estad3stico, demogr3fico y epidemiol3gico, ya que se utilizaron instrumentos de evaluaci3n de la calidad de vida en relaci3n al uso de pr3tesis en pacientes amputados de miembro inferior, con el objetivo de analizar los resultados de dicha evaluaci3n tras la aplicaci3n de los instrumentos.

### **1.4.2 Universo y Muestra**

El universo que fue analizado son 16 pacientes que han sufrido una amputaci3n de miembro inferior transfemoral y transtibial, y que sus pr3tesis fueron elaboradas en el laboratorio de 3rtesis y Pr3tesis de la Fundaci3n Hermano Miguel. No se calcul3 el muestrario de estudio alguno, a raz3n de que, el reducido tama3o de la totalidad de la poblaci3n de estudio, no amerita un c3lculo de muestra.

#### **1.4.2.1 Criterios de Inclusión:**

- I.* Pacientes amputados de miembro inferior transfemoral y transtibial, que han sido atendidos en su último control entre el año 2020 – 2021 en la Fundación Hermano Miguel.
- II.* Pacientes voluntarios que acepten y firmen el consentimiento informado.
- III.* Pacientes con amputación de miembro inferior unilateral o bilateral que utilicen aparatos protésicos.

#### **1.4.2.2 Criterios de Exclusión**

- I.* Pacientes amputados transfemorales y transtibiales que no usen aparato protésico.
- II.* Pacientes que presenten un muñón con neuromas superficiales.
- III.* Pacientes que presenten amputaciones en miembros superiores.

#### **1.4.3 Fuentes Técnicas e Instrumentos**

##### **1.4.3.1 Fuente primaria**

Este tipo de información se la obtiene directamente de la población de estudio, o in situ en el lugar en donde se desarrollará la investigación del caso, a través de la aplicación de instrumentos y herramientas confiables desarrolladas previamente para el propósito, como son: el Cuestionario Predictor de Movilidad de Amputados (AMP) y el Test Timed Up and Go; por medio de los cuales se abordarán las variables de estudio.

- I.* El predictor de movilidad para amputados (AMP) es una herramienta de evaluación rápida y fácil de administrar diseñada para medir el estado funcional de amputados de miembros inferiores con (AMP PRO) y sin (AMP no PRO) el uso de una prótesis.
- II.* La prueba también fue diseñada para ser clínicamente factible, ya que toma menos de 10 a 15 minutos para administrarse y requiere muy poco equipo.
- III.* El AMP se puede utilizar antes de la colocación de una prótesis para predecir la movilidad funcional después de la colocación de una prótesis. Aunque el AMP se puede administrar tanto con (AMPPRO) como sin (AMP no PRO) una prótesis, el AMP no PRO tiene el mayor potencial para ayudar en la prescripción de prótesis.
- IV.* El AMP también fue diseñado para evaluar las tareas específicas identificadas en el sistema de clasificación funcional de Medicare de 5 niveles (MFCL). MFCL fue desarrollado en 1995 por la Administración de Financiamiento de la Atención Médica de los Estados Unidos (HCFA) para describir las habilidades funcionales de las

personas que se habían sometido a una amputación de un miembro inferior. (K0, K1, K2, K3, K4).

- a. K-Level 0: No posee la competencia para trasladarse de manera confiable con o sin ayuda, y una prótesis no mejora la calidad de vida ni la movilidad.
- b. K-Level 1: Dispone de capacidad de usar una prótesis para transferencias o deambular en superficies niveladas con una cadencia fija. Típico del ambulatorio doméstico limitado e ilimitado.
- c. K-Level 2: Dispone de la funcionalidad de deambular con la capacidad de atravesar barreras ambientales de bajo nivel, como bordillos, escaleras o superficies irregulares. Típico del ambulatorio de una comunidad limitada.
- d. K-Level 3: Con capacidad de deambular con cadencia variable. Típico del ambulatorio de la comunidad que tiene la capacidad de atravesar la mayoría de las barreras ambientales y puede tener una actividad vocacional, terapéutica o de ejercicio que requiera el uso de prótesis más allá de la simple locomoción.
- e. K-Level 4: Tiene la capacidad o el potencial para la deambulación protésica que excede las habilidades básicas de deambulación, exhibiendo altos niveles de impacto, estrés o energía. Típico de las demandas protésicas del niño, adulto activo o deportista.

#### **1.4.3.2 Fuente secundaria**

Documentación a través de la cual se pueda recopilar información relevante varia ligada al presente estudio. Actualmente y debido a la pandemia mundial en curso, dicha documentación se la obtiene principalmente de medios electrónicos con ayuda del internet, por medio de plataformas especializadas del área para recuperar información principalmente de textos, libros, revistas, manuscritos y artículos de carácter académico y científico, que permitan describir y apoyar de forma coherente el objeto de estudio.

#### **1.4.4 Análisis de la Información y Recolección de la Información**

En este estudio participaron 16 personas protetizados de ambos sexos. Para la tabulación y depuración de los datos se utilizó el programa Microsoft Excel 2018. Además, para las variables cuantitativas se procedió con medias y desviaciones estándares y para las cualitativas las frecuencias absolutas y relativas.

Para los análisis bivariados se utilizó el  $X^2$  de Pearson. Además, la regresión logística multinomial, donde se analiza si la funcionalidad tiene relaciones directas entre el AMP Predictor, los riesgos de caída y el nivel de amputación, ajustando esos datos al sexo y edad

porque pueden ser confundidores. El nivel de significancia aceptado fue de 5%, y todos los análisis se procedió con el programa SPSS versión 22 (IBM © Corporation, 2016).

## **2. CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO**

### **2.1 Amputación:**

Extirpación, proviene del latín “ Amputatio”, refiriéndose a la mutilación definitiva de una extremidad o de alguna parte del cuerpo, disminuyendo con ello la capacidad funcional del individuo, y que termina mermando todos los aspectos de su vida personal, incluyendo el aspecto psicológico de no llevarse a cabo trabajos de rehabilitación (D. J. Rodríguez et al., 2017).

La Diabetes Mellitus (DM) es un padecimiento de mayor incidencia que conlleva a muchas dificultades disminuyendo así el promedio y estilo de vida en personas que las padecen, la úlcera del diabético puede impactar y conllevar a una de cada 4 personas y desencadenar en amputaciones o reamputaciones. Influyendo factores biológicos y elevando los factores de riesgo. (Gabriel Jesús Rodrígueza, 2017)

La extirpación de un miembro permanece en nuestro cuerpo de por vida, la misma que debe ser tratada, para poder someterse a rehabilitación ya que de lo contrario podría convertirse en causa de un grave impedimento en la realización de las actividades ya sean cotidianas, laborales, recreacionales y de participación social. (Espinoza V MJ, 2019)

Del Risco Turiño et al. (2016), define a la amputación, como el seccionar una parte de la extremidad que implica el corte o disección de uno o más huesos. Si ocurre en las articulaciones, se denomina desarticulación, si procede de un efecto quirúrgico que provoca la reducción del miembro, recibe el nombre de amputación mayor, con el uso posterior de prótesis.

Las amputaciones de extremidades inferiores, se refiere a la extirpación por medio quirúrgico de un miembro del cuerpo de forma parcial o total, y de forma permanente, generando un shock psicológico y físicamente una degeneración de su capacidad funcional, afectando su actividad social. La amputación puede traer consigo varios objetivos, entre ellos: eliminar el dolor, persigue complementar una cicatrización de la extremidad, eliminar tejido lastimado, y preservar en lo posible la capacidad de movilidad. (Sousa Ramos, 2021)

### **2.2 Epidemiología de las Amputaciones**

Las amputaciones conciben problemas físicos, funcionales, mentales y que repercuten en la calidad de vida del afectado. Mundialmente representa un problema de salud pública, que suscita incapacidad, siendo más frecuente en miembros inferiores independientemente de su causa. Existen tipos de amputaciones que se realizan con el único

objetivo de preservar la vida del paciente, como son las de origen vascular, este tipo de amputaciones comprenden del 76% a 80% del total de amputaciones estimadas, y un 50% de ellas se derivan de problemas diabéticos (García et al., 2017).

El riesgo de amputación de pie diabético es 15 veces más alto que en pacientes no diabéticos, este tiene una prevalencia del 8 al 13%, y se presenta frecuentemente en poblaciones de edades entre los 45 a 65 años (Fernández et al., 2016). En países en vías de desarrollo, la lesión traumática es la principal causa de amputación, y la segunda en países desarrollados después de la EAP debido entre otras, a la violencia, la industrialización, la modernización. Se establece una relación entre la edad y las amputaciones. El tipo de amputaciones no traumáticas se relaciona con pacientes de la tercera edad con algún tipo de enfermedad, y las amputaciones traumáticas se relacionan con pacientes jóvenes con largas esperanzas de vida (Aguilar-Kuk et al., 2014).

## **2.3 Etiología de las Amputaciones de Miembro Inferior**

### **2.3.1 Amputaciones por Enfermedad**

#### **2.3.1.1 Diabetes mellitus (DM)**

La diabetes mellitus se desarrolla por su resistencia a la insulina en el individuo, es una de las motivaciones para las consultas médicas, y la primera causa de amputaciones no traumáticas. Debido a la resistencia a la insulina, otros energéticos deben suplir su presencia, lo cual desemboca en alteraciones metabólicas. La diabetes afecta el paso de glucosa, y la homeostasis del metabolismo de forma total, lo que desencadena un proceso inflamatorio que afecta directamente el sistema cardiovascular (Vela Sánchez, 2016).

Por esta razón, el sistema circulatorio periférico, mismo que irriga las extremidades inferiores, se torna más delicado. Al desarrollarse una lesión o un tipo de infección en o los pies, estará latente el riesgo de desarrollar pie diabético, este puede derivar en una amputación. La vulnerabilidad de los pies, se debe a su susceptibilidad a sufrir alteraciones vasculares, infecciones, neuropatías, y traumatismos que terminen desarrollándose ulceraciones, isquemias, infecciones, insensibilidad y gangrenas (Vela Sánchez, 2016).

#### **2.3.1.2 Enfermedad arterial periférica (EAP)**

El origen de las EAP puede ser ocasionado por varias causas, su vulnerabilidad apunta al paciente diabético, por lo que se requiere una evaluación de la circulación periférica, ya que el riesgo de amputación se ubica en un 30% adicional al de un no diabético. La EAP es la

isquemia en las extremidades inferiores, que se explica por la presencia de aterosclerosis. La mayor proporción de amputaciones y de mayor longitud se sujetan a los diabéticos con mayor morbilidad e invalidez, en un 40% de los casos (Vela Sánchez, 2016).

La diabetes es la principal causa de amputaciones no traumáticas, influyendo de forma significativa en la circulación sanguínea. En países de ingresos altos, en los que coexisten la insuficiencia arterial y úlceras de pie, dos de cada tres amputaciones se deben a motivos no traumáticos (Vela Sánchez, 2016).

### **2.3.1.3 Amputaciones por traumatismo**

Los accidentes o lesiones que acusan la pérdida de un miembro del cuerpo o parte de este de forma accidental, y definitiva, se denominan amputaciones traumáticas. Entre algunas de las causas se pueden mencionar, las ocasionadas por maquinarias y herramientas corto-punzantes de tipo industrial, así como aquellas, producto de accidentes en las vías. Así también existen las causadas como resultado de un trauma, anomalías congénitas, cáncer, enfermedades y en especial las de tipo vascular como las causantes de pérdida de extremidades, como la pélvica entre las más comunes. Otro tipo de causas son las protagonizadas por desastres naturales, guerra o algún tipo de agresión (Vela Sánchez, 2016).

### **2.3.1.4 Amputaciones con defectos de origen congénito**

Se manifiestan al nacer, por la presencia parcial de extremidades, o por la ausencia de algún miembro, cuya causa es de origen congénito, por destrucción de tejido embrionario en el útero. Este tipo de amputación se caracteriza por una malformación o formación incompleta de un miembro del cuerpo, de forma especial o frecuente en alguna extremidad, teniendo de ser el caso que recurrir a cirugía para tratar de corregir la parte afectada, o para diseñar un muñón a ser adaptado a la prótesis más adecuada (Vela Sánchez, 2016).

## **2.4 Niveles de Amputación del Miembro Inferior**

Se establecen niveles de amputación según su gravedad, extensión y tipo de extremidad involucrada, entre las que se encuentran: amputación transfemoral (AK), amputación transtibial (BK), desarticulación de cadera, desarticulación de cuello del pie (Syme), desarticulación de rodilla, amputación de Chopart. Se agrega, que la amputación transtibial suele ser la más común (Ocampo et al., 2010).

Para estandarizar y racionalizar los niveles o grados de amputación por debajo o por

encima de la rodilla, se ha expuesto la referenciación de los niveles de amputación y prótesis de acuerdo al nombre del nivel óseo cercenado, tal como fue propuesto por la International Standards Organization (Organización Internacional para la Estandarización) (Ocampo et al., 2010).

**Ilustración N°1**  
**Niveles de Amputación**



**Fuente:** (Ruiz, 2018)

#### **2.4.1 Amputación Transfemoral (AK)**

Se presentan por avance de gangrena sobre el nivel de los maléolos, esta viene precedida por una estadística de cicatrización alta, respecto a la amputación transfemoral. En la amputación, para el diseño y formación cilíndrica del muñón, se trabaja sobre colgajos de piel anterior y posterior de la misma extensión, no pasando por alto el riesgo vascular, para de ser factible cortar los músculos tensores y abductores de la corva en bisel, entonces, se corta el periostio del fémur en forma circular, lijando o raspando el periostio para evitar dejar desprendimientos del mismo en el muñón (Ospina & Serrano, 2009).

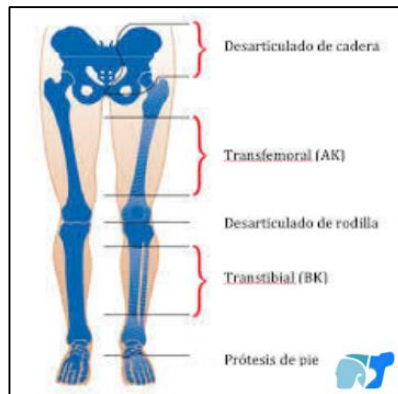
#### **2.4.2 Amputación Transtibial (BK)**

Son frecuentes a partir de un avance de gangrena por sobre el tobillo, propias de lesiones isquémicas a nivel de pie. Para evitar un proceso doloroso de amputación en la formación del muñón, se procede a la amputación, proximal a un tercio superior de la tibia

para evitar una circulación deficiente a causa de estructuras tendinosas distales, así la tibia se corta 5 cm por encima del nivel distal del colgajo de piel y el peroné, por encima de la tibia a 2,5 cm; para la elaboración de un mejor muñón se puede diseñar un bisel a 45°

Para acelerar el proceso de rehabilitación, en las amputaciones de este tipo supone una ventaja para desarrollar una mejor movilidad y desplazamiento al acostarse o levantarse, la posibilidad de obtener una prótesis más funcional (Ospina & Serrano, 2009).

### Ilustración N°2 Niveles de Amputación



**Fuente:** (Ospina & Serrano, 2009)

## 2.5 Complicaciones en las Amputaciones

Estas se originan por afectaciones físicas y funcionales del muñón y que pueden perjudicar el proceso de rehabilitación (Ospina & Serrano, 2009):

### 2.5.1 Forma

La mejor adaptación a la prótesis en un proceso de rehabilitación, proviene de un muñón en forma cilíndrica para evitar complicaciones de forma dolorosa, los muñones cónicos o irregulares generan inconvenientes de adaptación a la copa de la prótesis (Ospina & Serrano, 2009)

**Ilustración N°3**  
**Muñón en forma Cilíndrica**



**Fuente:** (Ospina & Serrano, 2009)

**Ilustración N°4**  
**Muñón en forma Cónica**

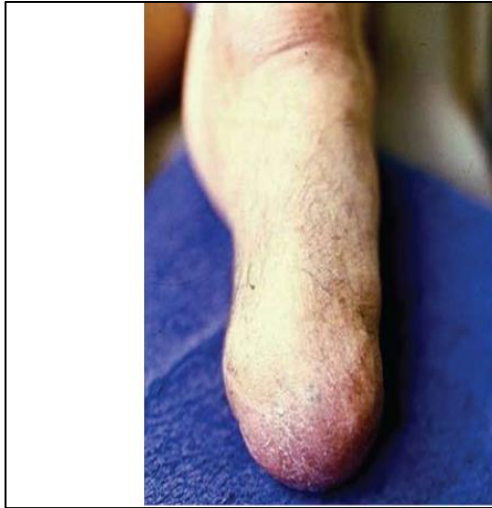


**Fuente:** (Ospina & Serrano, 2009)

### **2.5.2 Estado y Coloración de la Piel**

Puede aflorar presencia de dermatitis al contacto del material protésico, esto si los antecedentes del paciente involucran en la amputación problemas de diabetes o de tipo vascular, lo que puede suponer repercusiones a causa del cambio sistémico que genera en el mediano o largo plazo la enfermedad base (Ospina & Serrano, 2009).

**Ilustración N°5**  
**Muñón con resequedad, piel quebradiza y piel enrojecida**



**Fuente:** (Ospina & Serrano, 2009)

**2.5.3 Condiciones de la Cicatriz**

El proceso de adaptación a la prótesis y el proceso de rehabilitación puede verse afectado por la adherencia de cicatrices y que causen dolor (Ospina & Serrano, 2009).

**Ilustración N°6**  
**Cicatriz adherida**



**Fuente:** (Ospina & Serrano, 2009)

#### **2.5.4 Sensibilidad**

La pérdida o disminución de la sensibilidad al dolor en los muñones, puede converger, de presentarse en zonas inadecuadas, flictenas y excoriaciones de piel, debido a que esta falta de sensibilidad impide una buena adaptación protésica (Ospina & Serrano, 2009).

#### **2.5.5 Fuerza Muscular**

El uso de la prótesis presenta dificultades en su proceso de adaptación debido a la atrofia muscular que se genera a causa de la amputación de tal o cual miembro o extremidad (Ospina & Serrano, 2009).

**Ilustración N°7**  
**Paciente haciendo ejercicio**



**Fuente:** (Ospina & Serrano, 2009)

#### **2.5.6 Elasticidad y Flexibilidad Muscular**

El sedentarismo en la actividad física de la mayor parte de individuos, ligado a las dificultades que se desprenden de pacientes que aquejan amputaciones significativas, y consecuentemente la adopción de posturas inadecuadas, dificultan el proceso de adaptación protésico (Ospina & Serrano, 2009).

**Ilustración N°8**  
**Paciente haciendo estiramientos**



**Fuente:** (Ospina & Serrano, 2009)

### **2.5.7 Dolor**

Generalmente se presenta dolor a causa de los neuromas que se forman en el lugar en que han sido cortados los nervios (Ospina & Serrano, 2009).

### **2.5.8 Edema**

Los edemas pueden presentarse producto de vendajes mal puestos en etapas tardías, posterior a un trauma quirúrgico, diabetes, enfermedad arterial, escaso retorno venoso, o enfermedad renal (Ospina & Serrano, 2009).

### **2.5.9 Posturas Inadecuadas del Muñón y del Paciente**

También dificultan la adaptabilidad protésica, debido a que estas suponen deformidades y contracturas que merman la funcionalidad del miembro o extremidad, estas incrementan las retracciones articulares cercanas al muñón (Ospina & Serrano, 2009).

## **2.6 Prótesis**

La prótesis, es un componente dotado de ciertas características funcionales y tecnológicas, que brinda al paciente la posibilidad de, a través de la misma, generar un nivel de autonomía que se encontraba descompensado por la amputación parcial o completa de un miembro de su cuerpo. El elemento tecnológico de la prótesis, en el que se agrupan algoritmos, procesadores y sensores, es el que provee la capacidad de autonomía a la

prótesis (Lamas-Figueira et al., 2019).

### 2.6.1 Tipos de Prótesis para Amputados

Los tipos de prótesis son diversos, su diseño varía en función de las características estéticas y funcionales de quien así las requiera, así como de las necesidades, presupuesto y tecnología bajo los cuales se desarrollan con el fin de proporcionar y aportar una mayor libertad de movimiento o movilidad específica al individuo perjudicado a causa de algún nivel de amputación (Di-capacitados, 2020).

Se distinguen algunos tipos de prótesis, de acuerdo con la parte o miembro del cuerpo afectado, así:

**Ilustración N°9**  
**Prótesis de miembro inferior**



**Fuente:** (S.A.S, 2008)

### **2.6.1.1 Prótesis de extremidades inferiores**

Según el tipo de amputación del paciente, se presentan algunos tipos de prótesis:

- a. Prótesis transfemoral.
- b. Prótesis de rodilla.
- c. Prótesis de cadera.
- d. Prótesis de dedos del pie.
- e. Prótesis total o parcial del pie.
- f. Prótesis syme.

(Ottobock, 2014)

La tecnología al servicio de las prótesis, ha generado una diversidad de opciones para obtener resultados más efectivos en el uso de prótesis. Los dispositivos mioeléctricos, y la incorporación de sistemas de procesamiento prometen mejores experiencias en el proceso de rehabilitación protésica. Sin embargo, simular un miembro nativo a partir de una prótesis, aún presenta limitaciones de sensibilidad y propiocepción. El complemento prótesis vs paciente, representa ser una tarea compleja que implica un esfuerzo de adaptación de la parte física y psicológica del paciente hacia el dispositivo. (Ottobock, 2014)

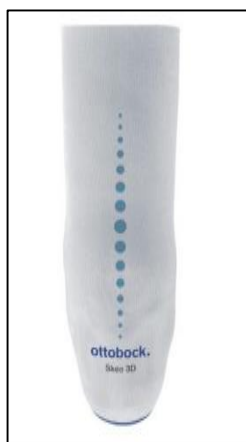
## **2.6.2 Componentes de la Prótesis de Miembro Inferior**

### **2.6.2.1 Interfaz**

Se refiere a aquellos elementos que permiten una adecuación correcta del muñón a la prótesis, para que esta quede fija y adherida adecuadamente. Pueden ser de contacto total, cuadrangular, de distancia media angosta, y otras más (Bacallao et al., 2017).

### Ilustración N°10

#### Liner Encaje anatómico de silicona



Fuente: (Ottobock, 2014)

#### 2.6.2.2 Sistema de suspensión

Se refiere a la forma en que se adecúa o encaja el muñón a la prótesis para que permanezca firme en el dispositivo (Bacallao et al., 2017).

### Ilustración N°11

#### Encaje PTB



Fuente: (Fey NP, 2011)

### 2.6.2.3 Succión

Es el proceso de adaptación del muñón al encaje de la prótesis, en cuyo espacio donde se crea un vacío, mediante válvula se succiona el aire para ajustar la prótesis al miembro (Bacallao et al., 2017).

**Ilustración N°12**  
**Sistema de Vacíos**



**Fuente:** (Jurado, 2013)

### 2.6.2.4 Funcionales

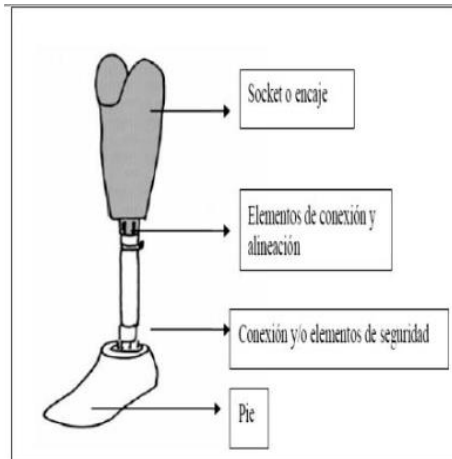
Son los elementos que proporciona las características funcionales a la prótesis, como son los componentes tobillo – pie, y los módulos de la cadera y la rodilla (Bacallao et al., 2017).

### 2.6.2.5 Estructurales

Elemento que soporta el peso del miembro y da forma a la extremidad protésica (Bacallao et al., 2017).

### Ilustración N°13

#### Componentes de una prótesis para miembro inferior transfemoral.



Fuente: (Camargo, 2012)

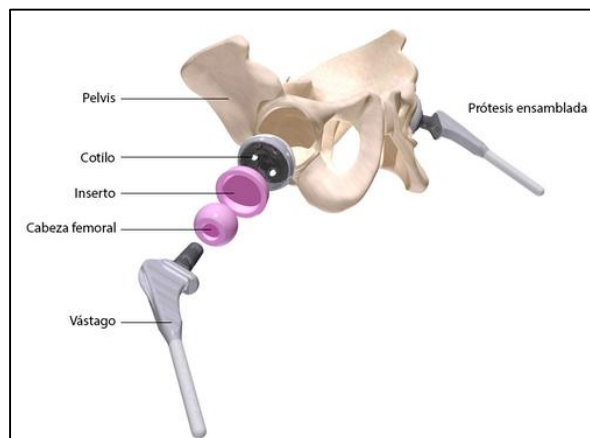
### 2.6.3 Tipos de Prótesis de Miembro Inferior

#### 2.6.3.1 Prótesis modular o endo-esquelética

Se compone de varios módulos que se acoplan y desacoplan entre sí, según el requerimiento. Varios componentes pueden ser desmontados, intercambiados, o utilizar solo los necesarios, de acuerdo a la funcionalidad que se desee lograr (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

### Ilustración N°14

#### Prótesis de Cadera



Fuente: (EMPOWERMENT, 2008)

### 2.6.3.2 Prótesis exo-esquelética

Son un tipo de prótesis diseñadas para todo nivel de amputación dejando de lado la parte estética, salvo en desarticulaciones de rodilla. A diferencia de las modulares, se dificultan las modificaciones en el dispositivo debido a su diseño, el mismo que es más pesado, resistente, y construido con resinas laminadas (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

#### Ilustración N°15

##### Tipos de prótesis exo-esquelética



**Fuente:** (Ottobock, 2014)

### 2.6.3.3 Evaluación protésica

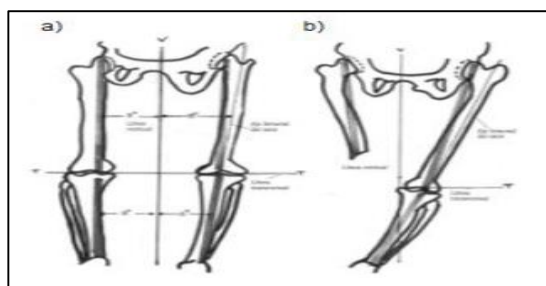
Proceso a través del cual se evalúa físicamente a un posible usuario de prótesis de miembro inferior. En el examen se incluyen aspectos de funcionales de tipo muscular, pruebas de rendimiento, rangos de movimiento, pruebas de tipo sensorial y de integridad de piel (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

### 2.6.3.4 Alineación de la prótesis

Perspectiva desde la cual guardan relación el encaje de la prótesis, en cuanto al pie, pierna y rodilla (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

## Ilustración N ° 16

### A) Personas No amputadas - B) Personas Amputadas



Fuente: (Ocampo, 2011)

#### 2.6.3.4.1 Alineación estática

Desde una posición bipodal del individuo, es la fuerza que ejerce conjuntamente con la gravedad el peso del amputado, en posición lineal desde el suelo (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

## Ilustración N ° 17

### Alineación Estática



Fuente: (Salazar, 2012)

#### 2.6.3.4.2 Alineación dinámica

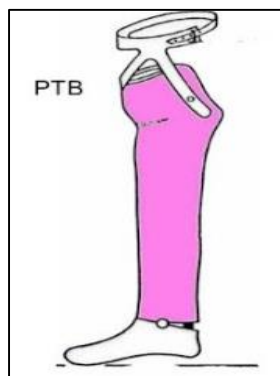
### 2.7 Encajes de Prótesis Transtibiales (PTB, PTS, KBM)

#### 2.7.1 Encaje tipo PTB

Este tipo de encaje ejerce su apoyo en la región intrapatelar. El apoyo para el encaje PTB es de tipo sub rotuliano, también posee un contra apoyo que se ubica en la parte posterior a nivel de la cavidad poplítea. A la vez posee una aletas laterales situadas en la parte media de los cóndilos femorales, más un apoyo de contacto total dispuesto a través de todo el plano del muñón, el mismo que se asienta en la región suave de la parte inferior en el cóndilo medial tibial, cuya orientación ayuda a purgar la presión provocada en las demás zonas del muñón (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

#### Ilustración N°19

#### Encaje PTB (Patellar Tendon Bearing)



Fuente: (Gerding, 2018)

#### 2.7.2 Encaje Rígido tipo PTS e Interface de Pelite

Es un patrón de encaje que posee un tipo de apoyo rotuliano, más un par de anclajes de tipo supra rotuliano y sub rotuliano en calidad de puntos de fijación. El encaje es del tipo rígido con un apoyo establecido a nivel del hueco poplíteo y ancle supra condilar, por lo cual se lo denomina (prótesis tibial supracondílea) (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

## Ilustración N°20

### Encaje PTS (Patellar Tendón Suspensión)



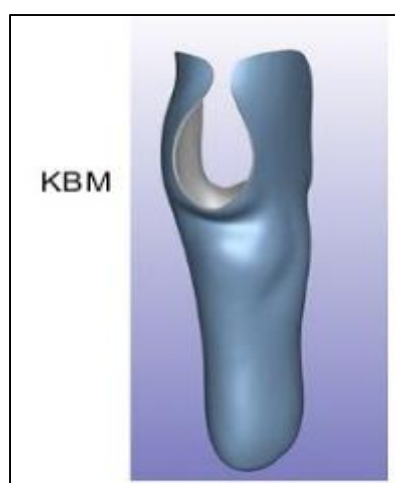
Fuente: (Gerding, 2018)

### 2.7.3 Encaje Rígido tipo KBM, Interface de Pelite

La prótesis de encaje rígido tipo KBM tiene su punto de apoyo en el hueco poplíteo, y en el resto de la superficie blanda del muñón. En el caso de presentarse desviaciones de varo o valgo, el encaje KBM incluye las aletas supracondíleas, las que posibilitan su control, y adicionalmente la presencia del apoyo sub rotuliano como puntos de fijación del encaje. Este tipo de encaje se enfoca en proveer una suspensión y estabilidad medio lateral más adecuada, sin limitarse a la extensión total a nivel de rodilla (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

## Ilustración N°21

### Encaje KBM (Kondylen Bettung Munster)



Fuente: (Gerding, 2018)

## 2.8 Prótesis Transfemorales

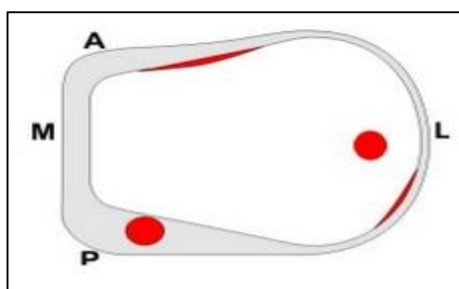
Las prótesis Transfemorales se conforman por un sistema de suspensión, piezas de unión y adaptadores para componentes como el encaje, articulación para rodilla, y pie (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013). Los elementos principales de una prótesis transfemoral, son:

### 2.8.1 Encaje Cuadrilateral

Consta de una pared anterior, a través de la que, mediante presión se aplica fuerza sobre la parte posterior en el muslo, y otra lateral para balancear el equilibrio medio lateral. También, para receptar los músculos glúteos y la tuberosidad isquiática, posee una saliente dispuesta horizontalmente (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

#### Ilustración N°22

#### Encaje Cuadrilateral



Fuente: (State, 2000)

### 2.8.2 Encaje con Contención Isquiática

Este tipo de encaje recepta el peso a descansar sobre la base del miembro amputado y en sus partes laterales. La estabilización del encaje proviene de la rama púbica y de la tuberosidad isquiática envuelta por la pared del encaje (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

### 2.8.3 Articulaciones de la Rodilla

#### 2.8.3.1 Rodillas de un solo eje

Son articulaciones que permiten articular flexiones y extensiones con fricción permanente en la sección de la pierna, tal operatividad se obtiene a través de una bisagra, la estabilidad del mecanismo se logra por medio de los extensores de cadera. El sistema tiene

sus ventajas, referente a peso, resistencia, sencillez y costo reducido (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

### **Ilustración N°23**

#### **Rodilla de un solo eje**



**Fuente:** (Focus Technology Co., 2021)

#### **2.8.3.2 Rodillas policéntricas**

Este tipo de articulaciones poseen mayor peso y volumen en su conjunto, pero a la vez son factibles para pacientes con problemas en los extensores de cadera y muñones cortos, al aportar mayor estabilidad en su fase de apoyo (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

### Ilustración N°23

#### Rodillas policéntricas



Fuente: (Orliman, 2021)

#### 2.8.3.3 Rodillas con mecanismo hidráulico

Se enfoca en pacientes amputados jóvenes, por su nivel de respuesta a las fluctuaciones de la cadencia (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

### Ilustración N°24

#### Rodillas con mecanismo Hidráulico



Fuente: (Centro Ortopédico, 2019)

### 2.8.3.4 Rodillas de seguridad

Este tipo de articulación previene la flexión involuntaria de la articulación, al estar integrada por un elemento que se acciona al generarse peso a nivel de la rodilla, el elemento hace las veces de un freno (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

### 2.8.4 Pies protésicos

Su aplicación se supedita a las actividades a desarrollar por el paciente amputado transfemoral (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

#### Ilustración N°25

#### Pies Protésicos



Fuente: ( Las protesis en la vida humana., 2017)

#### 2.8.4.1 Pie SACH

Es de fácil empleo, y se adecúa su nivel de acuerdo a la exigencia del paciente. Su costo es reducido y de ligero mantenimiento (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

#### Ilustración N°26

#### Pie Sach



Fuente: (Orliman, 2021)

#### **2.8.4.2 Pie articulado uniaxilar**

Se enfoca en brindar al paciente un mayor grado de seguridad en el apoyo. Para pacientes con poco nivel de actividad y altos niveles de inseguridad (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

#### **Ilustración N°27**

#### **Pie Articulado Uniaxilar**



**Fuente:** (Orliman, 2021)

### **2.9 Marcha**

Se considera relevante determinar los componentes principales del ciclo de la marcha en un paciente, para poder establecer posibles disfunciones en su ejecución. Es por eso que, al proceso mediante el cual se generan movimientos con gasto escaso de energía, en el que interactúan actividades musculares como posturas, se le denomina marcha (Chui et al., 2020; Sakaguchi, 2013).

#### **2.9.1 Marcha en el Amputado de Miembro Inferior**

El incremento de gasto de energía en el ciclo de la marcha, se acusa a cambios que tienen que ver con la desestabilización del centro de gravedad por la amplitud del movimiento, manifestándose en aceleraciones y desaceleraciones con poco control (Kottke & Lehmann, 1993).

Kottke & Lehmann (1993), describen los siguientes puntos a evaluar durante el ciclo de la marcha del paciente amputado:

- a) La aparición de síntomas de dolor o su ausencia.
- b) Apertura o anchura de la marcha.
- c) La estabilidad del movimiento, suavidad (equilibrio, coordinación, tambalearse)
- d) Simetría de movimiento corporal en el ciclo de marcha.

### **2.9.2 Valoración del Potencial Ambulatorio de Amputados de Miembro Inferior**

Se considera fundamental en profesionales de la salud que asisten a pacientes amputados de miembro inferior, la evaluación permanente del amputado a través de herramientas que faciliten las mediciones en el proceso, para actualizar el avance y evolución del amputado protésico (Gailey et al., 2002).

Entre las herramientas o instrumentos diseñados para evaluar el potencial ambulatorio en pacientes amputados, se tiene al Amputee Mobility Predictor (AMP- PRO/ NO- PRO), el mismo que mide niveles de funcionalidad K (Gailey et al., 2002).

### **2.10 Predictor de movilidad de amputados (AMP)**

El Amputee Mobility Predictor © (AMP) es una herramienta que permite en pacientes amputados de miembro inferior protésicos y no protésicos, medir su potencial ambulatorio (Gailey et al., 2002)

La herramienta AMP está diseñada para evaluar clínicamente niveles de movilidad y deambulación en pacientes amputados de extremidad inferior. La herramienta valora posturas de marcha, balance del equilibrio de pie y sentado, y transferencias en sujetos amputados tanto protésicos como no protésicos (Gailey et al., 2002).

El AMP es un Test que consta de 20 ítems, por medio del cual un observador evalúa las actividades desarrolladas por el paciente de estudio. La prueba hace énfasis en el equilibrio y movilidad que el individuo reporte. El AMP estima el potencial de estimulación funcional en pacientes que presentan limitaciones de miembro inferior, y es aplicable a pacientes amputados protésicos como no protésicos. El test facilita el poder determinar niveles de movilidad K (Kaluf, 2014).

El Test AMP utiliza una escala valorativa de puntuación con un rango mínimo y máximo de 0 a 42 puntos. Para el análisis a pacientes no protésicos, el puntaje máximo en la escala de puntuación es de 38 puntos ya que se elimina el ítem 8. Sin embargo tal puntuación puede verse aumentada en 5 unidades (43 hasta 47 puntos, AMP noPRO y AMPRO, respectivamente), si la evaluación incluye un dispositivo de asistencia, y dependiendo del tipo de equipo de asistencia aplicado en el transcurso de las pruebas (Gailey et al., 2002).

La escala de puntuación del AMP, evalúa lo siguiente:

- Las puntuaciones 1 a 2, cuantifican el equilibrio cuando el individuo se encuentra sentado, y el desplazamiento de su volumen de masa.
- Las puntuaciones 3 a 7, cuantifican el equilibrio en la movilidad que presenta un individuo amputado de nivel K1.
- Las puntuaciones 8 a 13, cuantifican el equilibrio permanente del individuo encaminado a ser un potencial deambulador doméstico de nivel K2.
- Las puntuaciones 14 a 20, cuantifican la capacidad del amputado para sortear obstáculos definidos, la calidad de la marcha y el poder establecer estrategias de movimiento automáticas, y de concebir coordinaciones de movimientos simples y definidos para un paciente de nivel K3. El nivel K4 no plantea la necesidad de elementos protésicos ni habilidades adicionales por parte del paciente, ya que se presenta el supuesto de que el nivel K4 no representaría mayores dificultades adicionales que el K3 (Gailey et al., 2002).

La escala de puntuación del sistema AMP está diseñada de forma sencilla. Cada ítem involucra 3 elecciones de respuestas, con valoraciones de 0 a 2: 0, representa la capacidad para ejecutar una tarea; 1, manifiesta haber necesitado asistencia para completar una tarea o nivel mínimo de cumplimiento de la actividad, y 2, refiere a que el individuo posee la capacidad suficiente para dominar la actividad (Gailey et al., 2002).

Al respecto se menciona, que el AMP es una herramienta confiable, utilizada en el ámbito de evaluaciones clínicas para valorar el potencial de deambulación en pacientes amputados protésicos y post protésicos, al suministrar información significativa sobre la capacidad de movilidad funcional del paciente, con el objetivo de diagnosticar elementos protésicos idóneos para mejorar la marcha del paciente amputado (Gailey et al., 2002).

### **2.10.1 Descripción de la clasificación funcional del nivel K**

El sistema de clasificación de niveles K se adopta en 1995 por la empresa Medicare,

para la codificación de niveles funcionales de movilidad respecto a la capacidad funcional de pacientes amputados de miembro inferior (5 niveles). Este sistema proviene del Sistema de Codificación de Procedimientos Comunes de la Administración de Financiación de la Atención Médica de los Estados Unidos (HCFA), quienes aplicaban códigos de clasificación funcional (K0, K1, K2, K3, K4). En este sentido, la escala de puntuación de niveles K. también proporciona información sobre la posible necesidad de elementos protésicos y aditamentos adicionales (Gailey et al., 2002).

**K-level 0:** determina la capacidad del individuo para caminar o moverse en forma segura con asistencia o sin ella, acotando que a pesar del uso de prótesis, esta no aporta para mejorar la calidad de vida o movilidad del paciente (Gailey et al., 2002).

**K-level 1:** en este nivel se ubican aquellos pacientes amputados con el potencial para usar prótesis para deambulación en extensiones planas con la asistencia de una cadena fija (Gailey et al., 2002).

**K-level 2:** Tiene la capacidad o potencial para la deambulación con la capacidad de atravesar las barreras ambientales de bajo nivel tales como bordillos, escaleras, o superficies irregulares (Gailey et al., 2002).

**K-Level 3:** nivel en el que se tiene el potencial de movilidad para niveles de velocidad alternantes, aporta para desarrollar actividades profesionales, terapéuticas, ligadas al empleo de prótesis (Gailey et al., 2002).

**K-level 4:** en este nivel se encasilla aquel individuo amputado que ha superado el potencial de deambulación básico protésico. Generalmente aquí se encuentran pacientes atletas, adultos activos y niños que demandan la prótesis (Gailey et al., 2002).

## **2.11 Biomecánica de la Marcha**

“La biomecánica es la ciencia donde se estudia el movimiento aplicado al cuerpo humano para analizar y describir sus cambios de posición (cinemática), así como identificar las causas que lo producen (cinética). Varios autores han estudiado el comportamiento de las variables cinemáticas y cinéticas en la marcha utilizando softwares, cámaras de captura de movimiento, plataformas de fuerza, entre otros equipos, consiguiendo evaluar la estructura y funcionalidad de estas personas”. **(Natalia Aponte Delgado, 2018)**

En pacientes o individuos adultos mayores amputados de miembro inferior, el ritmo de la marcha se convierte en un indicador general de salud y supervivencia en el paciente. Este patrón de marcha se ve determinado por factores socioculturales, la edad, el estado de ánimo y la personalidad. Una caminata segura conlleva control ejecutivo y una cognición intacta por parte del individuo. (Pirker & Katzenschlager, 2017)

Como parte del desarrollo del patrón de la marcha, en este se involucran varios aspectos que interactúan entre sí, como son: el sistema cardio-respiratorio, el musculoesquelético y el sistema nervioso (Pirker & Katzenschlager, 2017)

Restablecer el proceso de marcha en un paciente amputado requiere un proceso de adaptación hacia un nuevo estilo de vida. Existen herramientas y dispositivos que facilitan el período de adaptación, y de igual forma con ello se busca mejorar la calidad de la marcha del paciente, lo cual aporta un plus potencial respecto a aquellos que tienen mayor uso de cadera en su marcha. Entonces, la inclinación pélvica puede verse disminuida por el uso de un extensor de cadera (Ruud A. Leijendekkers, Gait rehabilitation for a patient with an osseointegrated prosthesis following transfemoral amputation,, 2017)

El movimiento del cuerpo de un lugar a otro que, en las primeras etapas de vida humana, nos desplazamos gateando, hasta llegar retomar una forma erguida sobre los 2 pies, de este modo” un proceso de locomoción en el que el cuerpo erecto y en movimiento se apoya primero en una pierna y luego en la otra” (Sanchis D. R., 2019)

“La marcha como la forma de locomoción del cuerpo humano en posición erecta y en movimiento, en la que apoya primero una pierna y luego la otra, alternativamente, estando siempre al menos un pie en contacto con el suelo para proveer tanto de apoyo como de propulsión”. (Sanchis R. S., (2019))

“Se trata del movimiento más común de todos los movimientos humanos, y si bien este desplazamiento bipodal parece sencillo, requiere de un alto control neural al tratarse de un trabajo de equilibrio-reequilibrio constante” (Sanchis D. R., 2019)

### **2.11 Patrón de Marcha**

“El análisis de la marcha es un tema que sido objeto de múltiples investigaciones científicas durante años, los análisis cinemáticos y dinámicos, son importantes para el diagnóstico y evolución de las patologías, es por ello que en la práctica clínica es aconsejable

comenzar analizando la marcha. Entre las técnicas más comunes se destacan las de electromiografía. Las plataformas dinamométricas y la videogrametría. Sin embargo, la mayoría de las evaluaciones se centran en la cinemática y dinámica del proceso de la marcha para comprender los patrones normales y patológicos”. **(Nefi David Pava Chipol, 2018)**

En pacientes amputados de miembro inferior, el patrón de marcha cambia inevitablemente por obvias razones, entonces las oscilaciones del brazo ipsilateral se hacen más lentas que el contralateral. En la fase de apoyo, se presenta una flexión ipsilateral de tronco, escaso desplazamiento pélvico, carencia de deformación del lado protésico, y caminata pélvica lenta. En la fase inicial, en la que se analiza el balanceo, conjuntamente con la rotación interna de cadera, se presenta, un movimiento hacia delante de la parte interna de la pierna, lo que genera un sobre esfuerzo en la extensión total de la rodilla, esto en el transcurso de la fase tardía de la etapa de balanceo en la parte protésica (Ruud A. Leijendekkers, Gait rehabilitation for a patient with an osseointegrated prosthesis following transfemoral amputation,, 2017).

Los trastornos de la marcha son propios de pacientes afectados por amputaciones de extremidades inferiores, estas provocan en efecto desfavorable en la calidad de vida del individuo, caídas y lesiones frecuentes y una sensación real de pérdida de libertad vida (Pirker & Katzenschlager, 2017).

La marcha como tal, es parte integrativa de una de las tres fases del proceso de deambulación del paciente, esta es una parte fundamental para determinar trastornos neurológicos y niveles de evolución del paciente en el período de rehabilitación y recuperación a causa de amputaciones de miembro inferior, y también de lesiones musculoesqueléticas (Gait, 2020).

En la evaluación de la marcha, en pacientes geriátricos, una lenta movilización supone un riesgo mayor de mortandad. Obtener un ritmo de caminata normal en el que se logre cierto balance de equilibrio y estabilidad, implica la interacción del tronco, y extremidades superiores e inferiores (Gait, 2020).

“La marcha humana es una forma de locomoción bipodal con actividad alternante de los miembros inferiores y mantenimiento del equilibrio dinámico. La acción fásica de los miembros inferiores se describe en función de una serie de acontecimientos que tienen lugar de forma repetitiva constituyendo el llamado ciclo de la marcha, o zancada”. (Suárez, 2018)

Es entonces que dicha interacción entre tronco y extremidades superiores, además de estabilidad y equilibrio, proporcionan la propulsión y velocidad en la marcha, en tanto que aperturas de movimiento más amplias las proporcionan, los miembros inferiores (Gait, 2020).

“El proceso de envejecimiento conlleva trastornos conocidos como síndromes geriátricos, los cuales pueden afectar la reserva funcional e incidir en la velocidad de la marcha, la que es un indicador que puede predecir eventos adversos y reflejar alteraciones fisiopatológicas subyacentes”. (Sgaravatti, 2018)

El ciclo de la marcha es un patrón repetitivo que involucra pasos y zancadas en un solo paso, en donde una zancada es un ciclo completo de marcha. Tiempo de paso tiempo entre el golpe del talón de una pierna y el golpe del talón de la pierna contralateral. Además, involucra en un solo movimiento, pasos y zancadas de forma repetitiva, a esto se le denomina “paso”. Un “paso”, se describe como el tiempo que transcurre (al caminar) entre el cruce o golpe de talón de una pierna contra su pierna contralateral (Gait, 2020).

“La marcha humana es una forma de locomoción bípeda, donde se suceden periodos de apoyo monopodal y bipodal, permitiendo la traslación del centro de masa. El estudio de las variables espacio-temporales de la marcha permite analizar cuantitativamente este modo de locomoción”. (Sgaravatti, 2018)

### **2.11.2 Ciclo de la Marcha (con paso hacia adelante)**

Este ciclo comprende dos fases: fase de apoyo y fase de balanceo. La fase ocupa proporcionalmente el 60% del ciclo de marcha, dentro del cual, la pierna y pie de apoyo soportan la totalidad o mayor parte del peso corporal, por un momento en dicho ciclo. En tanto que, en la fase de balanceo, mientras un pie y pierna del mismo lado flotan sin tocar el suelo para movilizarse, la otra extremidad inferior soporta el peso total corporal. Es por esto que la fase de balanceo representa el 40% del ciclo de la marcha (Gait, 2020).

Ahora, un ciclo completo de dos pasos, comprende, el contacto con el suelo de ambos pies en un 25% de tiempo del ciclo, estableciendo una fase de doble apoyo. En la fase del ciclo de marcha interactúan tanto la fase de apoyo como la de balanceo, para desarrollar un conjunto de actividades de cadena abierta y cadena cerrada (Gait, 2020).

### **2.11.3 Fases del Ciclo de la Marcha (modelo de 8 fases)**

En este modelo se distinguen: 1) la fase de golpe de talón o contacto inicial, 2) fase de respuesta de carga, 3) fase media, 4) fase de postura terminal, 5) fase de pre balanceo, 6)

fase de oscilación inicial, 7) fase de medio balanceo, y 8) fase de balanceo final. La fase de golpe de talón, refleja ser la primera fase de doble apoyo. Es un período corto en el que el pie llega a descansar en el suelo a lado de su similar contraparte (Gait, 2020).

Flexión de 30 ° de la cadera, aquí se produce una extensión completa de la rodilla, el tobillo tiende a moverse desde una posición de dorsiflexión a una neutral (supinación 5 °), para luego sostenerse en una flexión plantar. Posterior, se inicia tanto el incremento gradual de la flexión de la rodilla (5 °), al igual que el de la flexión plantar del talón. Una contracción excéntrica tibial anterior, es la que permite la flexión plantar (Gait, 2020).

Extensión de la rodilla, esta se genera a causa de la contracción del cuádriceps, en tanto que su flexión, procede de la contracción de los isquiotibiales. A su vez, la contracción del recto femoral, produce la flexión de la cadera (Gait, 2020)

Fase de respuesta de carga (o pie), en el movimiento de pronación del pie, el cuerpo absorbe el impacto del mismo. Entonces, la cadera mediante un movimiento lento se desplaza hacia la extensión, la que se deriva a causa de una contracción muscular del glúteo y aductor mayores, así también se flexiona la rodilla a 15° o 20°, y el tobillo de 10° a 15° mediante flexión plantar (Gait, 2020).

Fase media o medio, en esta fase, a causa de la contracción del músculo glúteo medio la cadera se desplaza por flexión a 10° de extensión. La rodilla se extiende al llegar a su máxima flexión. De igual forma, la contracción muscular de los tríceps surales, promueve el movimiento supino y flexión dorsal (5 °) del tobillo. Es en esta fase en la que el cuerpo, al apoyarse en una sola pierna, balancea el cuerpo para desplazarse para generar movimiento, motivado por el impacto de la absorción en el momento en que se provoca la propulsión hacia adelante del propio cuerpo (Gait, 2020).

Talón, esta fase se inicia al despegar el talón del suelo. Aquí, sobre las cabezas de los metatarsianos se distribuye el peso del cuerpo, a 10° y 13 ° de hiperextensión de la cadera. Luego se produce una flexión de rodilla (0 a 5 °), y la flexión plantar supina del tobillo. En el pre-balanceo, la extensión de la cadera es menor, la rodilla se flexiona de 35° a 40 °, y la flexión plantar del tobillo se incrementa a 20°, para luego los dedos de los pies despeguen de la superficie del suelo (Gait, 2020).

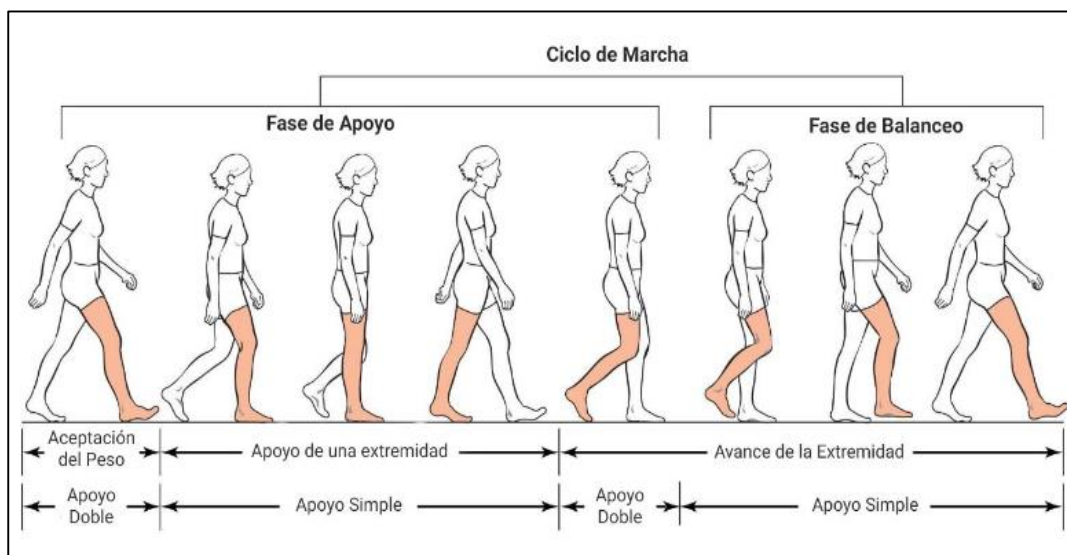
En el balanceo previo, la contracción a 20° del músculo psoas ilíaco lateral, provoca la flexión y extensión de la cadera a 10°. Entonces se presenta la flexión de la rodilla a 40° o 60°, el tobillo a una flexión plantar de 20° a dorsiflexión, culminando en una posición neutral (Gait, 2020).

En el balanceo medio, debido a la contracción de los músculos aductores, a 30° se flexiona la cadera, igualmente pasa con la flexión dorsal del tobillo a causa del músculo tibial anterior, por contracción. Así también, por contracción muscular sartoria (cuádriceps), se produce la extensión de rodilla a 30° por flexión de la misma 60° (Gait, 2020).

Fase de la marcha en la región pélvica, en la región pélvica, los movimientos son del tipo anteroposterior, e intercambiables de izquierda a derecha. Aquí se contribuye para el movimiento anterior de la pierna (desplazamiento anteroposterior de 4° a 5°, a cada lado). Desde el enfoque frontal, el movimiento en varo se origina en el pie, entre talón y el pie plano, y talón con puntera, y movimientos laterales en la cadera (por abductores débiles), facilitando la marcha de Trendelenburg (movimiento en valgo entre el pie plano y el talón) (Gait, 2020).

### Ilustración N°28

#### Ciclos de la Marcha



Fuente: (L. Lippert, 2006)

#### 2.12 Complicaciones en el ciclo de la marcha

Cualquier tipo de trastorno que se pueda presentar en un segmento indistinto del cuerpo, involucra posibles cambios y complicaciones en el patrón de la marcha de determinado individuo. La alteración de los patrones de la marcha puede provenir de distinto tipo de situaciones, entre las que se puede acusar a deformidades o quizás debilidades que se manifiesten, alteraciones, entre otras. Entre estas cabe mencionar las caídas que provocan lesiones. (Gait, Physiopedia, 2020)

### **2.12.1 Caídas Humanas**

Este tipo de inconvenientes conducen a problemas de diferente nivel de gravedad, entre los que se pueden originar distintos tipos de traumatismos que conlleven a complicaciones temporales o definitivas. La prevalencia sobre lesiones y accidentes originados a causa de caídas se incrementa a medida que se avanza en edad, añadido a otros factores, comprometen el balanceo tardío del individuo, una flexión de cadera no adecuada, el bloqueo de la extensión de la rodilla, o una posición neutra en el tobillo (Gait, 2020).

Ciclo de la marcha (consideraciones anatómicas), las alteraciones del ciclo de la marcha, a causa de diferente tipo de factores, impulsan una problemática que desencadena repercusiones en la calidad de vida de los afectados. Entre este tipo de afectaciones cabe señalar la pérdida de la individualidad o libertad personal para que el individuo se valga por sí mismo, y con ellos vea reducida la calidad de vida de la cual antes gozaba a su manera. Son precursores de quebrantos de salud, las caídas, que pueden llegar a complicar significativamente la vida de un individuo, a través de la gravedad de sus lesiones, especialmente en el adulto mayor. Las alteraciones de la marcha pueden incluir aspectos psiquiátricos, médicos, ortopédicos, neurológicos, y una etiología multifactorial que se agrava con la edad, convirtiéndose situaciones complejas de clasificar y de evaluar (Gait, 2020).

### **2.12.2 Marcha del amputado**

Cuando se realiza un análisis en la marcha en un paciente amputado, casi siempre suelen utilizar aparatos electrónicos y mecánicos, en la práctica muchos médicos y Protésistas han desarrollado muy bien sus ojos clínicos siendo capaces de discernir y corregir el sitio de la falla, siendo a veces en sus encajes, la alineación y ajuste. (Leonardo Girard, 2008)

### **2.12.3 Marcha del amputado transfemoral arriba de rodilla**

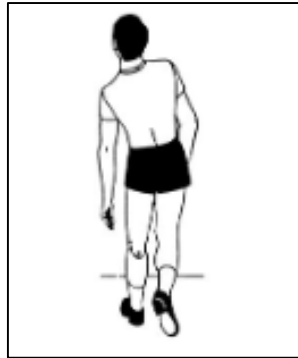
Existen por lo general once variaciones siendo seis desde el frente y cinco de lado del miembro amputado. (Leonardo Girard, 2008)

#### **2.12.3.1 Flexión Lateral del tronco**

En la fase de apoyo el paciente amputado aplica una descarga de peso sobre el lado amputado mas no realiza la descarga correcta hacia los 2 miembros, causada por abductores de cadera débiles, afectando al centro de gravedad y evitando el descenso de la pelvis hacia el lado sano. Otras causas pueden ser por mal ajuste del encaje ocasionando una mala alineación en la prótesis alterando la estabilidad de la pelvis. Soporte insuficiente en el lado lateral del encaje en su pared, tendiendo a caer la pelvis sobre la pierna sana. Causando dolor

e incomodidad en el fémur al doblar se reduce la presión en la zona lateral evitando de esta manera el dolor. O por una prótesis demasiado corta. (Leonardo Girard, 2008)

**Ilustración N°29**  
**Flexión Lateral del tronco**



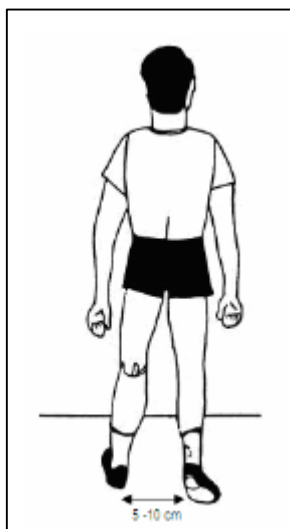
**Fuente:** (Leonardo Girard, 2008)

**2.12.3.2 Ancho de paso amplio**

En el ciclo de la marcha el ancho del paso será significativamente mayor que el normal con un promedio de 5 a 10 cm. Produciendo el desplazamiento que sea más aumentado en la pelvis y tronco. Las causas pueden darse como dolor en la ingle porque el paciente abre más las piernas más de lo normal, produciendo que el encaje entre en contacto con la entropierna. Otra razón también puede deberse a que la prótesis sea demasiado larga haciendo complicado poner el miembro directamente por debajo de la cadera entre el apoyo. El ancho del paso ayuda a corregir. (Leonardo Girard, 2008)

### Ilustración N°30

#### Ancho de paso amplio



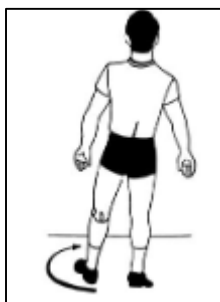
Fuente: (Leonardo Girard, 2008)

#### 2.12.3.3 Rotación Continua

En la prótesis se da una línea curva en el balanceo, es observada por la parte de atrás del paciente solamente en el balanceo, causada por el largo excesivo de la prótesis, flexión insuficiente de la rodilla por inseguridad o miedo, fricción excesiva de la rodilla, suspensión inapropiada, puede causarse también por un encaje demasiado pequeño o un pie protésico con mucha flexión plantar. (Leonardo Girard, 2008)

### Ilustración N°31

#### Rotación Continua



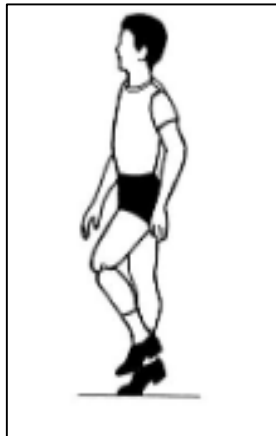
Fuente: (Leonardo Girard, 2008)

#### 2.12.3.4 Elevación Exagerada

Ocurre cuando se da una flexión plantar exagerada y prematura, dada durante el balanceo de la prótesis, podemos observar por detrás o de lado hacia el paciente. Causada por fricción escasa en el lado de la prótesis, o por largo aumentado en la prótesis haciendo

que el paciente eleve de forma exagerada para poder evitar el roce con el suelo y la prótesis.  
(Leonardo Girard, 2008)

**Ilustración N°32**  
**Elevación Exagerada**



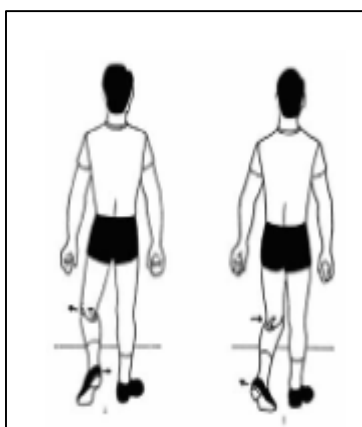
**Fuente:** (Leonardo Girard, 2008)

**2.12.3.5 Latigazo fase de balance**

Puede darse un latigazo medio en el talón en el momento de despegar los dedos, así como también lateralmente, es observado desde en la fase de despegue de los dedos, causada por una incorrecta alineación protésica, o por usar un encaje de succión sin suspensión. (Leonardo Girard, 2008)

### Ilustración N°33

#### Latigazo



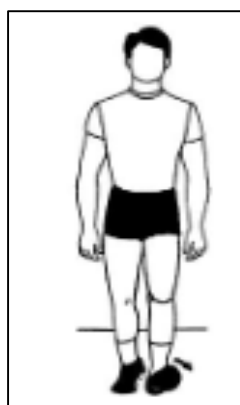
Fuente: (Leonardo Girard, 2008)

#### 2.12.3.6 Rotación del pie durante el contacto inicial

Al tocar el pie con el suelo, el pie tiende a rotar hacia lateral a veces con vibraciones, y es observado por el frente del paciente, causado porque el tope de flexión plantar es muy duro. (Leonardo Girard, 2008)

### Ilustración N°34

#### Rotación del pie durante el contacto inicial



Fuente: (Leonardo Girard, 2008)

#### 2.12.3.7 Caída del pie

Al flexionar la planta del tobillo causa que golpee contra el suelo, se observa de lado en el contacto inicial, causado por un tope de la flexión del pie, siendo demasiado suave por lo da mucha movilidad del pie al transferir el peso a la prótesis. (Leonardo Girard, 2008)

### **Ilustración N°34**

#### **Caída de Pie**



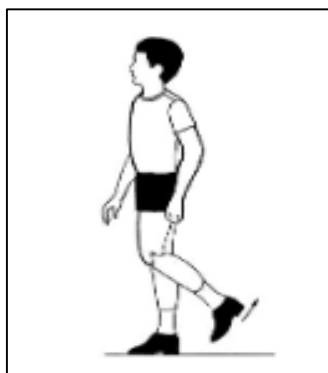
Fuente: (Leonardo Girard, 2008)

#### **2.12.3.8 Levantamiento desigual del talón**

Normalmente el talón del lado protésico se debe de elevar más que el talón de la pierna que no tiene prótesis, pero puede ocurrir lo contrario que no es normal, es decir que el talón del lado protésico se eleve menos. Las causas pueden darse por fricción disminuida de la rodilla protésica, tensión insuficiente, flexión de cadera muy fuerte, podemos observar del lado al paciente. (Leonardo Girard, 2008)

### **Ilustración N°35**

#### **Levantamiento desigual del talón**



Fuente: (Leonardo Girard, 2008)

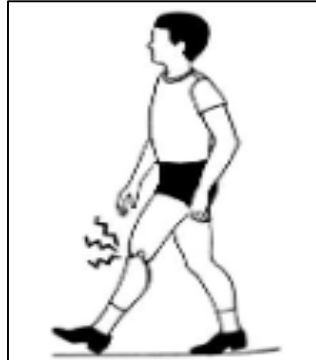
#### **2.12.3.9 Impacto final**

La pierna se interrumpe repentinamente con un impacto que se puede escuchar al llegar la rodilla a la extensión completa. Podemos observar de lado, es escuchado el impacto al final del balanceo. Es provocada por fricción insuficiente, temor del paciente a caer

extendiendo la cadera exageradamente, ocasionada también por ausencia de un tope para control de la extensión. (Leonardo Girard, 2008)

### **Ilustración N°36**

#### **Impacto final**



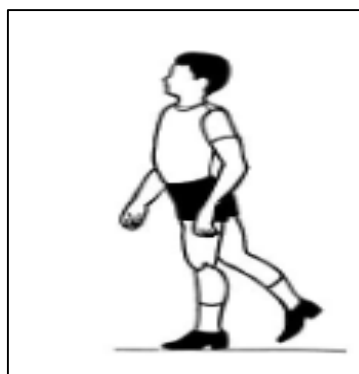
**Fuente:** (Leonardo Girard, 2008)

#### **2.12.3.10 Lordosis Exagerada**

La lordosis lumbar aumenta mucho al encontrarse la prótesis en fase de apoyo, ocasionando que el tronco migre hacia posterior. Observamos de lado y es causado por contractura en la flexión de cadera, ineficaz flexión del encaje, soporte disminuido en el borde anterior del encaje, extensores de cadera y músculos abdominales débiles. (Leonardo Girard, 2008)

### **Ilustración N°37**

#### **Lordosis Exagerada**



**Fuente:** (Leonardo Girard, 2008)

## 2.13 Hipótesis

La presente investigación no tiene hipótesis ya que el estudio es sobre evaluación de la movilidad y deambulación funcional en pacientes amputados.

## 2.14 Cuadro de Operacionalización de Variables

Variable	Definición	Tipo	Escala o categoría	Indicadores	Fuentes
Test up and Go	El Timed Up and Go Test, cronometrado o simplemente, es una prueba especialmente indicada para medir movilidad y valorar el riesgo de caídas en personas mayores.	Cualitativo	Menos de 10 segundos Entre 10 y 20 segundos Más de 20 segundos	Porcentaje	Test Tipo Cuestionario
Amp Predictor	El predictor de movilidad para amputados (AMP) es una herramienta de evaluación rápida y fácil de administrar diseñada para medir el estado funcional de amputados de miembros	Cualitativo	K-Level 0 K-Level 1 K-Level 2 K-Level 4	Porcentajes	Cuestionario

	inferiores con (AMPPRO)				
Sexo	Definido como características biológicas, genéticas, hormonales, anatómicas y fisiológicas (Pellejero Goñi, 2011)	Cualitativo	Hombre y Mujer	Rasgos Físicos	Cuestionario
Nivel de Instrucción	Orígenes sociales y el logro educativo en el nivel de instrucción superior (Ley Orgánica de Discapacidad, 2012)	Cualitativo	Primaria Secundaria Superior	Nivel Instrucción Educativo	Cuestionario
Edad y Sexo	Características básicas de una población. Cada población tiene una composición diferente por edad y sexo teniendo un comportamiento demográfico y socioeconómico. (Inec.gob.ec.pa, 2018)	Cuantitativo	Proporción de Hombres y Mujeres Entre los 18 y 80 años	Masculino Femenino, edades entre 18 y 80	Cuestionario
Ocupación	Capacidad física o fisiológica que poseen los seres	Cualitativo	Empleado Privado Comerciante Estudiante	Frecuencias y Porcentajes	Cuestionario

	humanos para poder realizar de forma autónoma y segura actividades del diario vivir. (física, 2021)		Servicio doméstico.		
Funcionalidad	Capacidad física o fisiológica que poseen los seres humanos para poder realizar de forma autónoma y segura actividades del diario vivir. (física, 2021)	Cuantitativo	Funcional Afuncional No corresponde	Porcentajes Frecuencias	Cuestionario
Nivel de Amputación	Sitio por el que se amputa una de las partes del cuerpo, el nivel de amputación se utiliza para elegir una prótesis adecuada para cada caso. (Ottobock, 2014)	Cualitativo	Transtibial Transfemoral	Nivel de Amputación	Cuestionario
Lado Amputado	Determina el lado de amputación de los sujetos de estudio.	Cuantitativo	Izquierda Derecha	Lado de amputación	Porcentaje

### 3. Capítulo III. ANÁLISIS DE RESULTADOS Y DISCUSIÓN

#### 3.1 Resultados

El promedio de edad de la población es de 49.13 años (DE = 12.54 años), con edad mínima de 18 y máxima de 80 años. Las variables que caracterizan en la población se observan en la Tabla 1. Como se puede apreciar la mayoría de los individuos son del sexo masculino (68.8%). El nivel de instrucción con mayor porcentaje es la secundaria (75%), y 50% son empleados.

**Tabla 1. Frecuencia variable sexo**

Variable	Frecuencias	Porcentaje
<b>SEXO</b>		
Masculino	11	68.8
Femenino	5	31.3

Elaborado por: David Chasipanta

Como se puede apreciar en la Tabla 1, la mayor parte de los individuos son de sexo masculino (68.8%), y un 31.3% de sexo femenino.

**Tabla 2. Frecuencia variable nivel de instrucción**

Variable	Frecuencias	Porcentaje
<b>NIVEL DE INSTRUCCIÓN</b>		
Primaria	2	12.5
Secundaria	12	75.0
Superior	2	12.5

Elaborado por: David Chasipanta

En la Tabla 2, se puede observar que el nivel de instrucción con mayor representatividad se encuentra, en el nivel de instrucción secundario (75%), en proporciones reducidas del 12,5% el nivel primario y superior, respectivamente.

**Tabla 3. Grupos por Edad y sexo de pacientes**

<b>Variable</b>	<b>Masculino</b>	<b>Femenino</b>
<b>Edades</b>		
<b>Menos de 20 años</b>		1
<b>Edades de 20 a 40 años</b>	1	2
<b>Edades de 40 a 60 años</b>	5	2
<b>Edades de 60 a 80 años</b>	5	

Elaborado por David Chasipanta

En la tabla 3, se puede observar que las edades fueron caracterizadas por grupos de intervalos de edades encontrando menos de 20 años en femenino 1 paciente, en el grupo de 20 a 40 años encontramos 1 masculino y 2 femeninos, en la edad de 40 a 60 años 5 masculinos y 2 femeninos y por último el grupo de edad de 60 a 80 años encontrando 5 pacientes Masculinos.

**Tabla 4. Frecuencia variable ocupación**

<b>Variable</b>	<b>Frecuencias</b>	<b>Porcentaje</b>
<b>OCUPACIÓN</b>		
<b>Empleado Privado</b>	8	50.0
<b>Comerciante</b>	3	18.8
<b>Estudiante</b>	2	12.5
<b>Jubilado</b>	2	12.5

<b>Haceres domésticos</b>	1	6.3
---------------------------	---	-----

Elaborado por: David Chasipanta

La situación ocupacional en la Tabla 4, muestra a un 50% como empleados privados, seguido de comerciantes (18.8%), estudiantes (12.5%) y jubilados (12.5%) en un nivel proporcional similar, y en proporción bien reducida la ocupación de Haceres domésticos (6.3%).

**Tabla 5. Frecuencia variable funcionalidad**

<b>Variables</b>	<b>Frecuencias</b>	<b>Porcentaje</b>
<b>1. FUNCIONALIDAD</b>		
<b>Funcional</b>	11	68.8
<b>Afuncional</b>	4	25.0
<b>No Corresponde</b>	1	6.3

Elaborado por: David Chasipanta

La Tabla 5, muestra en cuanto al cálculo de la funcionalidad, la mayor parte de la población de estudio, es decir un 68.8%, se encasillan en un estado Funcional, seguido de Afuncional (25%), y sin respuesta alguna un 6.3%.

**Tabla 6. Frecuencia variable AMP Predictor**

<b>1. AMP PREDICTOR</b>		
<b>K nivel 0</b>	3	18.8
<b>K nivel 1</b>	7	43.8
<b>K nivel 2</b>	6	37.5

Elaborado por: David Chasipanta

La Tabla 6, muestra la mayor proporción respecto a la variable AMP Predictor, en el K nivel 1 con un 43.8%, seguido por el K nivel 2 con un 37.5%, y el K nivel 0 con 18.8%.

**Tabla 7. Timed Up and Go Test**

<b>1. Timed Up and Go Test</b>		
<b>&lt; 10 segundos (bajo riesgo de caída)</b>	12	75.0
<b>Entre 10 y 20 segundos (fragilidad riesgo de caída)</b>	4	25.0

Elaborado por: David Chasipanta

En la Tabla 7, se observan los reportes del Timed Up And Go Test, en los que el 75% presentan bajo riesgo de caída (< 10 segundos), y un 25% fragilidad de riesgo de caída (entre 10 y 20 segundos).

**Tabla 8. Frecuencia variable nivel de amputación**

<b>1. NIVEL DE AMPUTACION</b>		
<b>Transfemoral</b>	9	56.3
<b>Transtibial</b>	7	43.8

Elaborado por: David Chasipanta

La Tabla 8, muestra que el nivel de amputación transfemoral es superior al transtibial en la población de estudio con un 56,3% y un 43,8% respectivamente.

**Tabla 9. Frecuencia variable lado amputado**

<b>1. LADO AMPUTADO</b>		
<b>Derecho</b>	8	50.0
<b>Izquierdo</b>	8	50.0

Elaborado por: David Chasipanta

La Tabla 9, indica que no hay diferencias proporcionales en la dirección o lado de amputación de los sujetos de estudio, ya que estas se dividen por igual en un 50%.

Sobre los resultados ya descritos, se manifiesta que, no se encuentra asociación estadísticamente significativa entre las variables nivel de amputación (Tabla 7) con el AMP predictor ( $X^2 = 0.907$ ;  $gl = 2$ ;  $p = 0.635$ ; Tabla 5), y nivel de amputación (Tabla 7) con la funcionalidad ( $X^2 = 2.61$ ;  $gl = 2$ ;  $p = 0.271$ ; Tabla 4). Sin embargo, se puede observar que cuatro sujetos de estudio del K nivel 1 tiene nivel de amputación transfemoral (44.4%), y cuatro del K nivel 2 amputación transfemoral (44.4%) (Tabla 5). Además, siete personas tienen el nivel de amputación transfemoral y es funcional (77.8%) (Tabla 4).

**Tabla 10. Tabla cruzada entre el AMP predictor y los niveles de amputación**

AMP PREDICTOR		NIVEL DE AMPUTACIÓN		Total
		<i>Transfemoral</i>	<i>Transtibial</i>	
K nivel 0	Conteo	1	2	3
	%	11.1%	28.6%	18.8%
K nivel 1	Conteo	4	3	7
	%	44.4%	42.9%	43.8%
K nivel 2	Conteo	4	2	6
	%	44.4%	28.6%	37.5%
<b>Total</b>	Conteo	9	7	16
	%	100.0%	100.0%	100.0%

Elaborado por: David Chasipanta

La Tabla 10, muestra que mayores proporciones de amputación se encuentran en el K nivel 1, con una ligera superioridad de amputaciones transfemoral, sobre amputaciones transtibiales en un total de 7 sujetos; le siguen las amputaciones del K nivel 2 y por último el K nivel 0.

**Tabla 11. Tabla cruzada entre la funcionalidad y los niveles de amputación**

FUNCIONALIDAD		NIVEL DE AMPUTACION		Total
		<i>Transfemoral</i>	<i>Transtibial</i>	
Afuncional	Conteo	1	3	4
	%	11.1%	42.9%	25.0%
Funcional	Conteo	7	4	11
	%	77.8%	57.1%	68.8%
NC	Conteo	1	0	1
	%	11.1%	0.0%	6.3%
<b>Total</b>	Conteo	9	7	16
	%	100.0%	100.0%	100.0%

Elaborado por: David Chasipanta

En la Tabla 11, se observan mayores proporciones de amputaciones en la variable Funcional, con un 77.8% para las amputaciones Transfemorales y un 57.1% para las amputaciones Transtibiales, en un total de 11 sujetos. Con 4 sujetos la variable Afuncional, siendo un 42.9% en niveles de amputación Transtibial, y un 11.1% Transfemoral.

**Tabla 12. Tabla Cruzada entre el Lado Amputado y el Nivel de Amputación**

LADO AMPUTADO		NIVEL DE AMPUTACION		Total
		<i>Transfemoral</i>	<i>Transtibial</i>	
Derecho	Conteo	6	2	8
	%	66.7%	28.6%	50.0%
Izquierdo	Conteo	3	5	8
	%	33.3%	71.4%	50.0%

<b>Total</b>	Conteo	9	7	16
	%	100.0%	100.0%	100.0%

Elaborado por: David Chasipanta

La Tabla 12, muestra que la proporción de amputaciones transfemorales es más común, o mayor en el lado amputado derecho (66,7%) que en el izquierdo. Y en las amputaciones transtibiales al contrario (74,4%). Sin embargo, no hay significancia estadística ( $X^2 = 2.286$ ;  $gl = 1$ ;  $p = 0.131$ ).

**Tabla 13. Tabla cruzada entre Timed Up and Go test y AMP Predictor**

TIMED UP AND GOS TEST		AMP PREDITOR			Total
		<i>K LEVEL</i> 0	<i>K LEVEL</i> 1	<i>K LEVEL</i> 2	
ENTRE 10 Y 20 SEGUNDOS INDICA FRAGILIDAD RIESGO DE CAIDA	Conteo	1	3	0	4
	%	33.3%	42.9%	0.0%	25.0%
MENOS DE 10 SEGUNDOS BAJO RIESGO DE CAIDA	Conteo	2	4	6	12
	%	66.7%	57.1%	100.0%	75.0%
<b>Total</b>	Conteo	3	7	6	16
	%	100.0%	100.0%	100.0%	100.0%

Elaborado por: David Chasipanta

La Tabla 13 muestra una proporción alta entre el ARM Predictor (K nivel 1) y el Test Timed Up and Go (entre 10 y 20 segundos indica fragilidad riesgo de caída =3) del 42,9% que sin embargo no representa fragilidad de riesgo de caída. Y la proporción más alta entre el ARM Predictor (K nivel 2) y el Test Timed Up and Go (menos de 10 segundos bajo riesgo de caída = 6) es del 100%, lo que da cuenta de un bajo riesgo de caída en el K nivel 2 del AMP Predictor. Sin embargo, no hay significancia estadística ( $X^2 = 3.302$ ;  $gl = 2$ ;  $p = 0.192$ ).

Los resultados del  $X^2$  de Pearson se corroboran con los resultados de la regresión logística multinomial aplicada, en donde se analizó si la variable Funcionalidad tiene relaciones directas entre el AMP Predictor, los Riesgos de caída y el Nivel de amputación, ajustados a las variables sexo y edad, ya que pueden ser variables confundidoras. Por ese motivo debe estar agregada en el modelo (Tabla 13).

**Tabla 14. Regresión logística multinomial entre la funcionalidad y las variables independientes: AMP Predictor, riesgos de caída y nivel de amputación, ajustadas a las variables sexo y edad**

FUNCIONALIDAD	B	Error Estándar	gl	p-valor	Exp(B)	95% IC Exp(B)	
						Límite inferior	Límite superior
Intercepto	-70.269	20670.946	1	.997			
SEXO	-10.313	10672.710	1	.999	3.320E-5	.000	.
EDAD	1.300	371.295	1	.997	3.669	.000	.
[AMPPREDITOR=K LEVEL 0]	-9.783	.000	1	.	5.638E-5	5.638E-5	5.638E-5
[AMPPREDITOR=K LEVEL 1]	-3.972	6445.052	1	1.000	.019	.000	.
[AMPPREDITOR=K LEVEL 2]	0	.	0	.	.	.	.
[TIMEDUPANDGOST EST=ENTRE 10 Y 20 SEGUNDOS INDICA FRAGILIDAD RIESGO DE CAIDA]	-8.286	13364.123	1	1.000	.000	.000	.
[TIMEDUPANDGOST EST=MENOS ESTO TAMPOCO CONSTA]	0	.	0	.	.	.	.

FUNCIONALIDAD	B	Error Estándar	gl	p-valor	Exp(B)	95% IC Exp(B)	
						Límite inferior	Límite superior
EN LAS DIMENSIONES DE LA OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES. DE 10 SEGUNDOS BAJO RIESGO DE CAIDA]							
[NIVELDEAMPUTACION=TRANSFEMORAL]	17.142	7600.285	1	.998	2783068 4.437	.000	.
[NIVELDEAMPUTACION=TRANSTIBIAL]	0 <sup>c</sup>	.	0	.	.	.	.

Elaborado por: David Chasipanta

**Nota:** La prueba de regresión logística multinomial, la misma que relaciona múltiples variables entre sí, así la funcionalidad y las variables independientes: AMP Predictor, riesgos de caída y nivel de amputación, ajustadas a las variables sexo y edad no evidenciaron diferencias estadísticamente significativas que sean considerables entre las variables. Cabe indicar que las celdas vacías son frecuencias muy bajas que el modelo no puede predecir.

En relación al miembro inferior, la mayoría de los pacientes tienen el miembro funcional (68.8%), con un nivel de K nivel 1 (Tiene la capacidad o el potencial de usar una prótesis para transferencias o deambular en superficies niveladas con una cadencia fija) de 43.8% y la mayoría tiene un bajo riesgo de caída (75%). 56.3% tienen un nivel de amputación transfemoral, y la mitad de la población tiene la amputación en el lado derecho y la otra mitad en el lado izquierdo (Tabla 2).

No hay asociación estadísticamente significativa entre el nivel de amputación con el Predictor de Movilidad para Amputados (AMP) ( $X^2 = 0.907$ ;  $gl = 2$ ;  $p = 0.635$ ; Tabla 3), y nivel de amputación con la funcionalidad del miembro inferior ( $X^2 = 2.61$ ;  $gl = 2$ ;  $p = 0.271$ ; Tabla 4). Sin embargo, se puede observar que cuatro personas del K nivel 1 tiene nivel de

amputación transfemoral (44.4%), y cuatro en el nivel 2 (tiene la capacidad o el potencial de deambular con la capacidad de atravesar barreras ambientales de bajo nivel, como bordillos, escaleras o superficies irregulares) con el nivel transfemoral (44.4%) (Tabla 3). Además, siete personas tienen el nivel de amputación transfemoral y es funcional (77.8%) (Tabla 4).

### 3.2 DISCUSIÓN

Según datos obtenidos en el estudio de Pazmiño 2018 Principales causas de amputación de miembros inferiores presentes en pacientes protésicos en el CERI se pudo observar que existe un 76% de prevalencia de amputaciones en hombres mientras que las mujeres tienen un 24%. En la presente evaluación podemos concluir que de la muestra obtenida un 68.8% prevalece en hombres y en mujeres un 31.3%.

A nivel de amputación Pazmiño menciona que existe un 48% de amputaciones transfemorales y 45% transtibiales mientras que en nuestra evaluación tenemos un 56.3% transfemorales y un 43.8% transtibiales.

Sin embargo, se encuentra que no hay asociación estadísticamente significativa entre el nivel de amputación con el AMP predictor ( $X^2 = 0.907$ ;  $gl = 2$ ;  $p = 0.635$ ; Tabla 2), y nivel de amputación con la funcionalidad ( $X^2 = 2.61$ ;  $gl = 2$ ;  $p = 0.271$ ; Tabla 3); sin embargo, se puede observar que cuatro personas del K nivel 1 tiene nivel de amputación transfemorales (44.4%), y cuatro en el nivel 2 con el nivel transfemorales (44.4%) (Tabla 2). Además, siete personas tienen el nivel de amputación transfemorales y es funcional (77.8%) (Tabla 3).

Los resultados del  $X^2$  de Pearson se corroboran con la regresión logística multinomial, donde se analiza si la funcionalidad tiene relaciones directas entre el AMP Predictor, los riesgos de caída y el nivel de amputación, ajustando esos datos al sexo y edad (Tabla 4). En tanto, Moreno-López et al., (2017), en su estudio sobre la "Utilización de la prótesis en amputados de miembro inferior", indica que el proceso de adaptación a la prótesis tanto para el paciente como para el médico tratante es un paso a paso complejo en que se utilizaron varias escalas para el tratamiento, como la escala de Houghton para el tipo de deambulación con prótesis, índices de Barthel, Charlson y el cuestionario SF-12.

Sobre los resultados se señala una rehabilitación satisfactoria en el 73% de los pacientes, con un nivel de independencia alto, esto según se indica debido al adecuado uso por parte de los pacientes de la prótesis, representando la comorbilidad asociada a un factor limitante en respecto al tiempo de uso de la prótesis. Por otra parte Matamoros-Villegas et al. (2021), sobre las pruebas e instrumentos de seguimiento para procesos de adaptación protésica en pacientes amputados de miembro inferior, señalan que de la diversidad de

pruebas funcionales la escala de Houghton y el 2MWT proporcionan resultados de correlación y asociación buenos entre sí, por lo que se pueden considerar como instrumentos confiables para evaluar a pacientes con prótesis exomodulares en su miembro inferior.

De lo expuesto se puede argumentar que, los motivos de amputación de extremidad inferior pueden ser varios, y entre ellos un motivo significativo recae en el tema de salud para evitar daños severos y evitar un deterioro más apreciable de la calidad de vida. En este sentido los programas de rehabilitación para este tipo de pacientes pueden ser varios, o un híbrido entre muchos de ellos, al respecto se considera que los amputados post-protésicos de extremidades inferiores, y de acuerdo a estudios y evaluaciones realizadas, muestran una evolución favorable aunque a veces compleja a programas de fisioterapia y rehabilitación, lo cual se confirma con los resultados obtenidos en función de la instrumentación aplicada a las distintas variable medidas en el presente estudio.

### **3.3 Limitaciones del estudio**

Este estudio está limitado debido al tamaño del universo el cual es pequeño, dificultando la obtención de ciertos resultados y aumentando los sesgos. Otra restricción que se presentó, fue la recolección de la muestra dentro de la provincia de Pichincha, debido a que la mayoría de pacientes se encontraban en provincias de la región Costa, motivo por el cual resultó complejo obtener una muestra mayor. La realización de estudios aplicando el AMP Predictor ha sido limitada, lo cual ha causado un tanto de dificultad al momento de realizar la discusión de este estudio.

Se puede esperar que en un estudio futuro se recopile datos de más pacientes para que obtenga un tamaño de muestra de nivel transfemoral mayor y más pacientes en otros niveles de K. Además, la etiología de la pérdida de la extremidad no fue un parámetro analizado en este estudio, pero se sabe que es un factor significativo en la movilidad y el nivel de actividad de las personas con pérdida de la extremidad inferior. Una mayor educación sobre el valor de estos datos colectivos puede motivar un mejor cumplimiento entre los protésicos para administrar medidas de resultado estandarizadas. Las investigaciones futuras que utilicen estas medidas de resultado estandarizadas deben incluir poblaciones de pacientes más grandes para aumentar el poder estadístico.

### **3.4 Conclusiones**

Como objetivo principal del estudio propuesto, se planteó el “evaluar la movilidad y deambulación funcional en pacientes amputados post-protésicos de extremidad inferior”, para lo cual se aplicaron instrumentos de evaluación y medición como el caso del cuestionario

predictor de movilidad AMP y el Test Time Up and Go. Al respecto se obtuvieron algunos resultados a destacar. Obteniendo como resultado movilidad AMP 3 pacientes de K nivel 0, 7 pacientes de K nivel 1 y 6 pacientes de K nivel 2.

De acuerdo a la caracterización de las variables del presente estudio obtuvimos que el promedio de edad de la población fue de 9.13 años (DE = 12.54 años), con edad mínima de 18 y máxima de 80 años, resumiendo a menos de 20 años 1 paciente femenina, de 20 a 40 2 pacientes femeninas y 1 masculino, de 40 a 60 5 pacientes masculinos y 2 femeninas y por ultimo de 60 a 80 5 pacientes masculinos, encontrando que la mayoría de los individuos son del sexo masculino (68.8%). El nivel de instrucción con mayor porcentaje es la secundaria (75%), primario (12.5%) y 50% son empleados privados.

En relación al tipo de amputación de la mayoría de los pacientes tienen el miembro funcional (68.8%), con un nivel de K nivel 1 (Tiene la capacidad o el potencial de usar una prótesis para transferencias o deambular en superficies niveladas con una cadencia fija) de 43.8% y la mayoría tiene un bajo riesgo de caída (75%). 56.3% tienen un nivel de amputación transfemoral, y la mitad de la población tiene la amputación en el lado derecho y la otra mitad en el lado izquierdo. Los pacientes que corresponden a la muestra estudiada llevaban de dos a tres semanas de rehabilitación.

Como análisis de los resultados de la aplicación del cuestionario y del test se pudo determinar que no hay asociación estadísticamente significativa entre el nivel de amputación con el Predictor de Movilidad para Amputados (AMP), y nivel de amputación con la funcionalidad del miembro inferior. Sin embargo, se puede observar que cuatro personas del K nivel 1 tiene nivel de amputación transfemoral (44.4%), y cuatro en el nivel 2 (tiene la capacidad o el potencial de deambular con la capacidad de atravesar barreras ambientales de bajo nivel, como bordillos, escaleras o superficies irregulares) con el nivel transfemoral (44.4%). Además, siete personas tienen el nivel de amputación transfemoral y es funcional (77.8%).

### 3.5 Recomendaciones

Se recomienda aumentar el número del muestreo, ya que las pruebas estadísticas son muy sensibles al tamaño de la muestra. Además, aumenta la probabilidad de aceptar la hipótesis nula que no hay asociación entre variables. Por ese motivo el presente estudio no hay validez externa, o sea, validez de inferencia.

- Es importante comparar individuos de diferentes provincias y extractos sociodemográficos, porque esas variables pueden estar interviniendo en la direccionalidad de la variable dependiente que es la funcionalidad.
- Sería extremadamente útil hacer un estudio de cohorte prospectivo para hacer seguimiento de la población, ya que con estudios transversales no se puede explicar causalidad.
- Es de vital importancia que los pacientes protetizados sigan su plan de rehabilitación puesto que esto les ayudara a tener una mejor funcionalidad y control de su prótesis para que de esta manera puedan realizar sus actividades diarias y la reinserción a la sociedad y su vida cotidiana sea más fácil.

### 4. Referencias bibliográficas

#### Bibliografía

- Álvarez, & Alud. (2018). La actividad física y sus beneficios físicos como estrategia de inclusión social del adulto mayor. *Un minuto*, 23-36.
- Alvarez, E. G. (2007). Definición y desarrollo del concepto de Ocupación : ensayo sobre la experiencia de construcción teórica desde una identidad local . *Revista Chilena de Terapia Ocupacional*, 7, 1–9. Retrieved from [http://web.uchile.cl/vignette/terapiaocupacional/CDA/to\\_completa/0,1371,SCID=21288&ISID=735,00.html](http://web.uchile.cl/vignette/terapiaocupacional/CDA/to_completa/0,1371,SCID=21288&ISID=735,00.html).
- Alzola, S. B. ((2017).). Ocupación de ocio y tiempo libre en una persona con cambio repentino en su condición de salud: análisis de las formas ocupacionales. *In IX Congreso Internacional de Investigación y Práctica*.
- Aponte Delgado, N. &. (2018). Estudio de la Variabilidad de la marcha en personas con amputación transtibial unilateral. *Bachelor Thesis, Universidad Autonoma de Occidente*.

- Aponte, N., & Romero, L. (2018). Estudio de la variabilidad de la marcha en personas con amputación transtibial unilateral. *Bachelor's thesis, Universidad Autónoma de Occidente.*
- Araceli García Suso, M. L. (2002). coord. por María Paz Mompert García, . 61-78.
- Cadenas-Sánchez, C., Arellano, R., & López-Contreras. (2015). RETOS. Nuevas Tendencias en Educación Física, Deporte y Recreación. *Federación Española de Docentes de Educación Física España Revisión de la biomecánica de la marcha en medio acuático Vs.terrestr.*
- Camargo, E. (2012). RESPUESTA A CARGA DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON ELEMENTOS INFINITOS DURANTE EL APOYO Y BALANCEO. 82–92.
- Carvalho, M. d., & Andrade. (2000). Envejecimiento de la población brasileña: oportunidades y desafíos. *Encuentro Latinoamericano y Caribeño sobre las Personas de Edad; documentos de seminario técnico-Santiago: CELADE,, 1-23.* Obtenido de <https://core.ac.uk/download/pdf/86442423.pdf>
- Chamorro Acosta, J. I. (2017). Sistema de control para el modelo de una prótesis de tobillo . *(Bachelor's thesis).*
- CONADIS. (2021). Prevalencia de la Discapacidad en el Ecuador. *Estadística de la Discapacidad.*
- Escobedo Camacho, S. ( (2019)). Fisioterapia para la recuperación de la marcha en pacientes pediátricos con amputación de miembro inferior. *Revisión bibliográfica.*
- Espinoza V MJ, G. S. (2019). Niveles de amputación en extremidades.
- Fey NP, K. G. ( 2011). The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees. *Clin Biomech, 26:1025-32.*
- física, A. (2021). Jordi Altés Salla.
- Fleitas, J. (2017). Incidencias de la marcha en personas amputadas. . *In 12º Congreso Argentino de Educación Física y Ciencias 13 al 17 de noviembre 2017 Ensenada, Argentina. Educación Física: construyendo nuevos espacios. Universidad Nacional de La Plata. .*
- Focus Technology Co., L. (2021). Prótesis de rodilla de un solo eje para niños.
- Gabriel Jesús Rodríguez, J. A.-P.-D. (2017). *Familia, economía y servicios sanitarios: claves de los cuidados en pacientes con diabetes y amputación de miembros inferiores. Estudio cualitativo en Andalucía.* Francia: Elsevier.
- Gait. (2020). Physiopedia. *Retrieved, 19.*
- Gait. (2020). Physiopedia. *Retrieved, 19.*
- Gait. (2020, September 27). Physiopedia, . . *Retrieved, 03:19,.*

- Galeas, M. O., Barahona, A., & Salaz, R. (2017). Índice de masa corporal y porcentaje de grasa en adultos indígenas ecuatorianos Awá. *Archivos Latinoamericanos de Nutrición*, 42-48.
- Galiano, G., & Tamayo, G. (2018). Análisis Constitucional de los derechos personalísimos y su relación con los derechos del Buen Vivir en la Constitución de Ecuador. *Revista de Derecho Privado*, 34.
- García, F., & Rivera. ( 2016). Volume 84. *Issue 5*, 392-397.
- Gerding, E. C. (2018). Amputaciones en Malvinas.
- Gonzales, F., Viera, G., & Díaz, M. (2012 ). Deterioro cognitivo en población mayor de sesenta y cinco años en dos consultorios del Policlínico "La Rampa". *Revista Cubana de Medicina General Integral* .
- Goñi, L. P. (2011). La educación de la sexualidad: el sexo y el género en los libros de texto de Educación Primaria Sex education: sex and gender in Primary School textbooks. . *Revista de Educación*,, 354, 399-427.
- Govantes BY, J. A. (2016). Protocolo de actuación en la rehabilitación de pacientes amputados de miembro inferior. . *Rev Cub de Med Fis y Rehab* 8(1):, 33-43.
- G-SE. (2018). *análisis de equilibrio, fuerza muscular, autonomía funcional y calidad de vida en mujeres mayores sometidas a un programa de fuerza y caminata. obtenido de análisis de equilibrio, fuerza muscular, autonomía funcional y calidad de vida en mujeres mayores* . Obtenido de <https://gse.com/analisis-de-equilibrio-fuerza-muscular-autonomia-funcional-y-calidad-de-vida-en-mujeres-mayores-sometidas-a-un-programa-de-fuerza-y-caminata-2446-sao5b61ce7d250f8>
- INEC. (2008). Obtenido de [www.inec.gov.ec](http://www.inec.gov.ec)
- Inec.gov.ec.pa. (2018). *Composición por edad y sexo*.
- Jaramillo Muñoz, E. (2016). Modelo cinemático simplificado para la predicción de las fuerzas y los momentos reactivos en el Socket de amputados. . *Tranfemorales (Doctoral dissertation, Universidad Nacional de Colombia-Sede Medellín)*.
- Juliana Uribe Pérez, L. M. (2015). Programa Integración de Tecnologías a la Docencia. *Vicerectoría de Docencia*.
- Jurado, D. G. (2013). Todo lo que tienes que saber sobre el vacío.
- Kahle, J. T. (2016). Comparative effectiveness of an adjustable transfemoral prosthetic interface accommodating . *echnology and innovation*, 18(2-3), 175.
- L. Lippert, C. K. (2006). Philadelphia: F.A. . *Davis Company*.
- Leijendekkers, R. A., Hinte, G. v., Sanden, M. W.-v., & Staal, & J. (2017). Gait rehabilitation for a patient with an osseointegrated prosthesis following transfemoral amputation,. *Physiotherapy Theory and Practice*,, 147-161.

- Lema Jácome, S. L. (2019). *Potencial ambulatorio en pacientes post protésicos con amputaciones a nivel transfemoral y transtibial que acuden a la Fundación Hermano Miguel, 2019 (Bachelor's thesis).*
- Leonardo Girard, L. M. (2008). Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla x. *Capítulo 3 Marcha.*
- Ley Orgánica de Discapacidad, L. O. (2012). Ministerio de Educación del Ecuador. *Registro Oficial, (796).*
- López, E., Tercedor, & Fernández, D. (2015). Recomendaciones de actividad física para adultos sanos. *Journal of Sport and Health Research, 233-244.*
- Luengas, L. A. (2020). Aplicación de la transformada wavelet en el análisis de la estabilidad en amputados transtibiales. *Investigación e Innovación en Ingenierías, 214-225.*
- Mendoza, A. L. (2016). Orientación en la Diversidad Sexual. *centro de apoyo y orientación para estudiantes,.*
- Molina, A. G., Carbonell-Baeza, & Delgado-Fernández. (2015). BENEFICIOS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA EN PERSONAS MAYORES. *Beneficios de la actividad física en personas mayores. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, 40.*
- Moreno-López, J. M.-P.-R.-O. (2017). Utilización de la prótesis en amputados de miembro inferior. *Rehabilitación, (xx), 1–6. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2017.05.001>.*
- MRR., C. (2015). *Plan de cuidados estandarizado en el postoperatorio de la amputación, Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología).*
- Natalia Aponte Delgado, L. R. (2018). *Estudio de la variabilidad en la marcha de personas con amputación transtibial unilateral.* Santiago de Cali.
- Nefi David Pava Chipol, u. A. (2018). *Metodología para la evaluación de la marcha normal y patológica con correlación digital de imágenes.* Mexico.
- Ocampo, & a. (2011). Amputación de Miembro Inferior: Cambios Funcionales, Inmovilización y Actividad Física. *Recuperado el 27 de Abril de 2015, de Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano: [http://www.urosario.edu.co/urosario\\_files/09/09ecdc88-5c0d-47d6-955f-a671bbc97c45.pdf](http://www.urosario.edu.co/urosario_files/09/09ecdc88-5c0d-47d6-955f-a671bbc97c45.pdf).*
- OMS. (2011). Informe Mundial Sobre Discapacidad. *Ginebra; Acceso 8.*
- OMS. (05 de 02 de 2018). Obtenido de <https://www.who.int/es/news-room/factsheets/detail/envejecimiento-y-salud>
- Orliman. (2021). RODILLA POLICÉNTRICA NEUMÁTICA DE 4 EJES.
- Ottobock. (2014). *Recuperado de <https://www.ottobock.es/protésica/>.*
- Pellejero Goñi, M. L. (2011). Sex education: sex and gender in Primary School textbooks. *Revista de Educación, 303–304.*

- Pilamunga Cuaycal, I. A. ((2020)). Efectos de la técnica de Mulligan en el tratamiento del dolor crónico y rango articular en pacientes con esguince de tobillo grado I. Sistema integrado de salud de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE. Quito 2019-2020 (Bachelor's thesis, PUCE-Quito).
- Pirker, W., & Katzenschlager, R. (2017). Gait disorders in adults and the elderly. *Wiener Klinische Wochenschrift*.
- Ramírez, W., Vinaccia, S., & Suárez, G. R. (2016). El Impacto de la Actividad Física y el Deporte Sobre la Salud, la Cognición, la Socialización y el Rendimiento Académico. *Revista de Estudios Sociales*, 67-75.
- Ramos-Arim, G. F.-P. (17/10/2017). Aprovechamiento de energía, cinemática y estabilidad en la marcha de un paciente con amputación transfemoral sin abordaje de rehabilitación. *Use of energy, kinematics and stability in gait of a patient with transfemoral amputation without rehabilitation approach*, DOI: <https://doi.org/10.15446/revfacmed.v66n1.66724> .
- Riaño, M., & Moreno, J. (2016). *Condición Física Funcional y Riesgo de Caídas en el Grupo de Adultos Mayores "Parque de la Vida" del Instituto de Deporte y Recreación de Barrancabermeja*. Obtenido de <https://www.uis.edu.co/webUIS/es/academia/facultades/salud/lencuentroInalSalud/documentos/memoriasIEncuentroInalCienciasSalud.pdf>
- Rikli, R. E., & Jones, J. (2013). *Senior fitness test manual*. Human kinetics.
- Rodríguez Ávila, N. ( (2018)). Envejecimiento: . *Edad, salud y sociedad. Horizonte sanitario*, 17(2), 87-88.
- Rodríguez, C. (2017). Propuestas para la Acción en Terapia Ocupacional. *Contexto Terapia Ocupacional*, 1-140.
- Rodríguez, S. A. ((2016)). Logros educativos en el nivel de instrucción superior y movilidad educacional intergeneracional en Argentina. *Sociológica (México)*, 31(88), 167-200.
- Rodriguez, Y. (2019). Sufriendo un cambio en su ámbito funcional, y generación de dificultades en su funcionalidad protésica. *Evaluación de la funcionalidad en pacientes post-protésicos con amputación unilateral transtibial mediante el test de Bachelor s thesis, Puce - Quito*.
- Ruiz, R. T. (2018). INSTITUTO DE EVALUACIÓN DE TECNOLOGÍAS EN SALUD E INVESTIGACIÓN. *REPORTE DE EVIDENCIAS N°4 PRESCRIPCIÓN DE PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR*.
- Ruperti Bernal, J. A. ( (2017)). Valoración funcional postoperatoria con la escala KSS en pacientes entre 40 y 89 años con gonartrosis sometidos a artroplastia total de rodilla con platillo tibial móvil vs fijo en el servicio de Ortopedia del Hospital Metropolitano de Quito y Hospital Pa.

- Ruud A. Leijendekkers, G. v.-v. ((2017)). Gait rehabilitation for a patient with an osseointegrated prosthesis following transfemoral amputation,. *Physiotherapy Theory and Practice*,, 33:2, 147-161, DOI: 10.1080/09593985.2016.1265620.
- Ruud A. Leijendekkers, G. v.-v. (2017). Gait rehabilitation for a patient with an osseointegrated prosthesis following transfemoral amputation,. *Physiotherapy Theory and Practice*, 33:2, 147-161.
- S.A.S, S. B. (2008). Elaboración y distribución de material médico quirúrgico, ayudas ortopédicas e insumos médicos especializados. .
- Salazar, S. (2012). Alineación de Prótesis de Miembro Inferior por encima de la Rodilla (Tesis pregrado). . *Recuperado el 22 de Marzo de 2015, de* <http://repository.eia.edu.co/bitstream/11190/343/1/BIOM0200.pdf>.
- Salech, F., Jara, R., & Michea, L. (2015). Cambios Fisiológicos Asociados al Envejecimiento. *Médica Clínica las Condes*, 19-29. Obtenido de [http://www.clc.cl/dev\\_clc/media/imagenes/PDF%20revista%20m%C3%A9dica/2012/1%20ener](http://www.clc.cl/dev_clc/media/imagenes/PDF%20revista%20m%C3%A9dica/2012/1%20ener)
- Sánchez, D. E. (2016). Academia Nacional de Medicina Los amputados y su rehabilitación. *Director del Centro para Rehabilitación Integral de Minusválidos del Aparato Locomotor, iap*.
- Sanchis, D. R. (2019). *Evaluación de parámetros biomecánicos durante la marcha*. Valencia.
- Sanchis, R. S. ((2019)). Evaluación de parámetros biomecánicos durante la marcha en adultos mayores tras dos programas de entrenamiento . *Universitat de València*).
- Sgaravatti, A. (2018). *Velocidad de marcha del adulto mayor funcionalmente saludable*. Uruguay.
- Sousa Ramos, D. S. (2021). *Estudio de las amputaciones de miembros inferiores secundarios a la diabetes mellitus en España*. España.
- State, T. S. (2000). Últimos avances de cuencas. *University Domínguez Hills (CSUDH)* *introducen un diseño híbrido del encaje de contención isquiática*.
- Suárez, D. E. (2018). *ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO*. Madrid.
- Tecnológico, C. O. (s.f.). Rodillas Hidráulicas. *Recuperado 26 de junio 2021* <https://www.centroortopedicotecnologico.com/index.html>.
- Valencia, F. M. (2017). Desarrollo de una prótesis de rodilla para amputaciones transfemorales usando herramientas computacionales. *Rev. UIS Ing*, 16(2)., 23-34.

## Anexo(s)

### Consentimiento Informado

Tema: **“Evaluación de la movilidad y deambulaci3n funcional en pacientes amputados postprotésicos de extremidad inferior, mediante el cuestionario Predictor de movilidad de amputados (AMP) y el test timed up and go”**

Se invita a usted a participar en un proyecto de investigaci3n que est3 bajo la responsabilidad del Sr. David Chasipanta estudiante de la Escuela de Terapia F3sica de la Facultad de Enfermer3a de la Pontificia Universidad Cat3lica del Ecuador. Es muy importante que usted lea y entienda los principios generales a aplicarse en todos los que participen en el estudio: 1) su participaci3n dentro de este estudio es completamente voluntaria; 2) No hay beneficios personales en su participaci3n en el estudio, pero el conocimiento adquirido beneficiara a otras personas. 3) usted podr3 retirarse en cualquier momento del estudio.

El predictor de movilidad para amputados (AMP) es una herramienta de evaluaci3n r3pida y f3cil de administrar dise1ada para medir el estado funcional de amputados de miembros inferiores con (AMPPRO) y sin (AMPnoPRO) el uso de una pr3tesis. La prueba tambi3n se dise13 para ser cl3nicamente factible, ya que su administraci3n toma menos de 10 a 15 minutos y requiere muy poco equipo.

La raz3n por la que usted fue invitado a participar de este estudio es netamente para objetos de estudio. El proyecto incluye: 1) se llenar3 un cuestionario sobre diferentes factores personales.

El Timed Up and Go Test, cronometrado o simplemente, es una prueba especialmente indicada para medir movilidad y valorar el riesgo de ca3das en personas mayores.

**Riesgos:** No hay riesgos asociados al estudio.

**Beneficios:** Todos los (ex3menes/evaluaciones) son completamente gratuitos y los resultados ser3n entregados a cada uno a su debido tiempo. La prueba es sencilla y no existir3 riesgo que comprometa.

**Confidencialidad:** Su privacidad y los datos de su cuestionario son estrictamente confidenciales. Sin embargo, el investigador tendr3 acceso a sus datos. Cuando los resultados del estudio est3n listos podr3n ser publicados 3nicamente en la universidad, en estos no se incluir3 su nombre ni ning3n otro dato relacionado con su identidad, estos ser3n codificados y mantenidos en absoluta reserva.

**Problemas o preguntas:** He leído o me ha sido leído los detalles del estudio y he tenido la oportunidad de discutir y hacer preguntas sobre el proyecto. Una vez comprendido el objetivo de este proyecto doy mi consentimiento (para ser parte de este estudio)

He facilitado la información completa que conozco sobre los antecedentes personales y familiares de mi estado de salud. Estoy consciente de que omitir estos datos puede afectar los resultados del tratamiento.

Estoy de acuerdo con el procedimiento que se me ha propuesto; he sido informado de las ventajas e inconvenientes de este; la información recibida y se me ha dado la oportunidad de preguntar sobre el procedimiento. He tomado consciente y libremente la decisión de autorizar el procedimiento. Aprueba que, durante la intervención, me realicen otro proceso adicional, si considera necesario según el juicio del profesional de la salud, para mi beneficio. También conozco que puedo retirar el consentimiento cuando lo estime oportuno.

---

---

Nombre del paciente y CI

Firma del paciente

---

Nombre del responsable que realiza el procedimiento

---

Firma del responsable

## El AMP (K0, K1, K2, K3, K4) [1]

- K-Level 0 No tiene la capacidad o el potencial para deambular o trasladarse de manera segura con o sin ayuda, y una prótesis no mejora la calidad de vida ni la movilidad.
- K-Level 1 Tiene la capacidad o el potencial de usar una prótesis para transferencias o deambular en superficies niveladas con una cadencia fija. Típico del ambulatorio doméstico limitado e ilimitado
- K-Level 2 Tiene la capacidad o el potencial de deambular con la capacidad de atravesar barreras ambientales de bajo nivel como bordillos, escaleras o superficies irregulares. Típico del ambulatorio de comunidad limitada.
- K-Level 3 Tiene la capacidad o el potencial de deambular con cadencia variable. Típico del ambulatorio de la comunidad que tiene la capacidad de atravesar la mayoría de las barreras ambientales y puede tener una actividad vocacional, terapéutica o de ejercicio que requiere el uso de prótesis más allá de la simple locomoción.
- K-Level 4 Tiene la capacidad o el potencial para la deambulación protésica que excede las habilidades básicas de deambulación, exhibiendo altos niveles de impacto, estrés o energía. Típico de las demandas protésicas del niño, adulto activo o deportista.

## El Timed Up and Go Test

### Puntuación

- ✓ Menos de 10 segundos: bajo riesgo de caída.
- ✓ Entre 10 y 20 segundos: indica fragilidad (riesgo de caída).
- ✓ Más de 20 segundos: Elevado riesgo de caída.