



UNIVERSIDAD PERUANA CAYETANO HEREDIA
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA

ENTREGABLE 9

Integrantes:

Almeyda Ochoa, Renato
Arrunategui Vila, Joaquin Alfredo
Campos Zapata, Angélica Gabriela
Castro Lozano, Criss Susan
Castro Saenz, Sarai Louise
Chavesta Plasencia, Ricardo Junior

Docente:

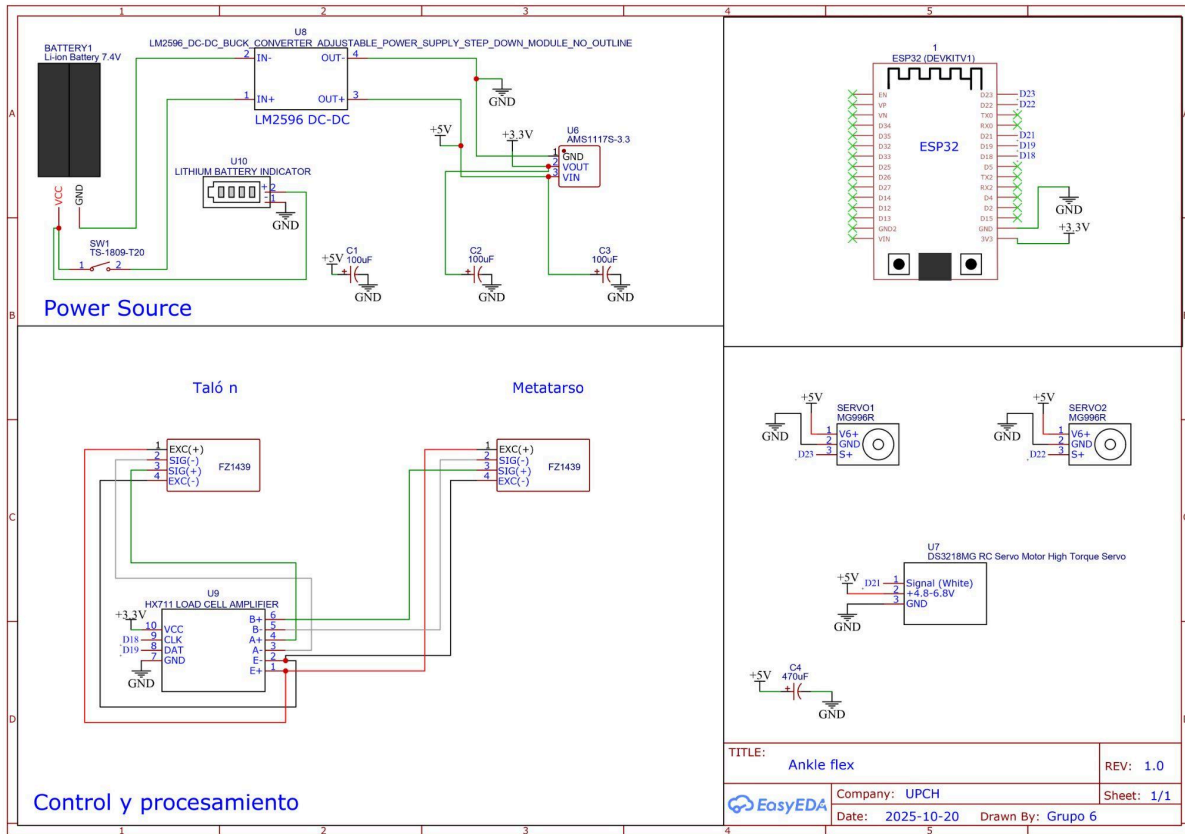
Juan Manuel Zuñiga

Curso:

Fundamentos de Biodiseño

HARDWARE ELECTRÓNICO

1. ESQUEMA ELECTRÓNICO



2. CÓDIGO

```
#include <HX711.h>

#include <ESP32Servo.h>

// Pines

const int HX711_DOUT = 19; // GPIO19

const int HX711_CLK = 18; // GPIO18

const int BUTTON_PIN = 13; // GPIO13

const int SERVO_MAIN_PIN = 21; // MG995 principal

const int SERVO_SEC_A_PIN = 22; // MG996R A

const int SERVO_SEC_B_PIN = 23; // MG996R B
```



```
// Servos
```

```
Servo servoMain;
```

```
Servo servoA;
```

```
Servo servoB;
```

```
// HX711
```

```
HX711 scale;
```

```
// Calibración (ajústalos con tu balanza real)
```

```
long offsetA = 0;
```

```
long offsetB = 0;
```

```
float scaleFactorA = 1.0f; // (raw_con_peso - raw_tara) / peso_real
```

```
float scaleFactorB = 1.0f;
```

```
bool systemEnabled = false;
```

```
// Control de posición
```

```
int neutralMain = 90;
```

```
int neutralA = 90;
```

```
int neutralB = 90;
```

```
int minAngle = 20;
```

```
int maxAngle = 160;
```

```
// Antirrebote
```

```
const unsigned long DEBOUNCE_MS = 200;
```

```
unsigned long lastToggleMs = 0;
```



// Filtro EMA (opcional)

bool useEMA = true;

float alphaEMA = 0.3f; // 0.1–0.4 típico

float emaA = 0.0f, emaB = 0.0f;

void setup() {

Serial.begin(115200);

delay(200);

// Botón

pinMode(BUTTON_PIN, INPUT_PULLUP);

// Servos (periodo 50 Hz) y attach

servoMain.setPeriodHertz(50);

servoA.setPeriodHertz(50);

servoB.setPeriodHertz(50);

servoMain.attach(SERVO_MAIN_PIN); // puedes añadir minUs/maxUs si hace falta

servoA.attach(SERVO_SEC_A_PIN);

servoB.attach(SERVO_SEC_B_PIN);

// Posición inicial (clamp por seguridad)

neutralMain = constrain(neutralMain, minAngle, maxAngle);

neutralA = constrain(neutralA, minAngle, maxAngle);

neutralB = constrain(neutralB, minAngle, maxAngle);

servoMain.write(neutralMain);

servoA.write(neutralA);



```
servoB.write(neutralB);
```

```
// HX711
```

```
scale.begin(HX711_DOUT, HX711_CLK);
```

```
scale.set_gain(128); // Canal A
```

```
dummyReadAfterGain(); // descartar primera muestra
```

```
Serial.println("Quita todas las cargas. Mantén presionado el botón para hacer TARE...");
```

```
waitForButtonHold(); // mejor interacción de tare
```

```
tareBothChannels();
```

```
Serial.println("TARE OK. Presiona el botón para habilitar/deshabilitar el control.");
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    // Conmutación con antirrebote
```

```
    bool btnLow = (digitalRead(BUTTON_PIN) == LOW);
```

```
    unsigned long now = millis();
```

```
    static bool lastBtnLow = false;
```

```
    if (btnLow && !lastBtnLow && (now - lastToggleMs > DEBOUNCE_MS)) {
```

```
        systemEnabled = !systemEnabled;
```

```
        lastToggleMs = now;
```

```
        Serial.print("System enabled: ");
```

```
        Serial.println(systemEnabled);
```

```
    }
```

```
    lastBtnLow = btnLow;
```

```
    if (!systemEnabled) {
```



```
    delay(50);

    return;
}

// Lecturas A y B

long rawA = readChannelA();

long rawB = readChannelB();

float valueA = (rawA - offsetA) / scaleFactorA;

float valueB = (rawB - offsetB) / scaleFactorB;

if (useEMA) {

    // Inicializa EMA la primera vez

    static bool emaInit = false;

    if (!emaInit) { emaA = valueA; emaB = valueB; emaInit = true; }

    emaA = alphaEMA * valueA + (1.0f - alphaEMA) * emaA;

    emaB = alphaEMA * valueB + (1.0f - alphaEMA) * emaB;

    valueA = emaA;

    valueB = emaB;

}

Serial.print("rawA: "); Serial.print(rawA);

Serial.print(" rawB: "); Serial.print(rawB);

Serial.print(" valA: "); Serial.print(valueA, 2);

Serial.print(" valB: "); Serial.println(valueB, 2);

// Lógica de control

const float threshold = 50.0f; // ajustar en pruebas
```



```
if (valueA > threshold && valueB > threshold) {

    // Ambos con carga: posición neutra

    servoMain.write(neutralMain);

    servoA.write(neutralA);

    servoB.write(neutralB);

} else {

    // Balance proporcional

    float total = valueA + valueB;

    if (total < 1e-3f) total = 1e-3f; // evita /0

    float diff = (valueA - valueB) / total; // [-1, 1] aprox

    // Ganancia de control (ajusta 30 -> más o menos sensibilidad)

    int delta = (int)(diff * 30.0f);

    int angMain = constrain(neutralMain + delta, minAngle, maxAngle);

    int angA  = constrain(neutralA  + delta/2, minAngle, maxAngle);

    int angB  = constrain(neutralB  - delta/2, minAngle, maxAngle);

    servoMain.write(angMain);

    servoA.write(angA);

    servoB.write(angB);

}

delay(100); // ~10 Hz

}

// ----- Auxiliares -----

void waitForButtonHold() {

    // Espera a que se PRESIONE y mantenga, luego suelta para continuar

    // (más claro que un timeout fijo de 1 s)
```



```
while (digitalRead(BUTTON_PIN) != LOW) { delay(10); }

// Espera a que suelte

while (digitalRead(BUTTON_PIN) == LOW) { delay(10); }

}

void dummyReadAfterGain() {

    // Algunas libs requieren descartar la 1ª lectura tras cambiar la ganancia

    while (!scale.is_ready()) delay(1);

    (void)scale.read();

}

// Lectura canal A (gain 128) con descarte inicial

long readChannelA() {

    scale.set_gain(128);

    dummyReadAfterGain();

    long s = 0;

    const int N = 5;

    for (int i = 0; i < N; i++) {

        while (!scale.is_ready()) delay(1);

        s += scale.read();

    }

    return s / N;

}

// Lectura canal B (gain 32) con descarte inicial

long readChannelB() {

    scale.set_gain(32);

    dummyReadAfterGain();

    long s = 0;

    const int N = 5;

    for (int i = 0; i < N; i++) {
```




```
    while (!scale.is_ready()) delay(1);

    s += scale.read();

}

return s / N;

}

void tareBothChannels() {

    const int N = 20;

    long sumA = 0, sumB = 0;

    for (int i = 0; i < N; i++) {

        sumA += readChannelA();

        sumB += readChannelB();

        delay(20);

    }

    offsetA = sumA / N;

    offsetB = sumB / N;

    Serial.print("OffsetA: "); Serial.print(offsetA);

    Serial.print(" OffsetB: "); Serial.println(offsetB);

}
```

SOFTWARE

Se ha desarrollado una aplicación mediante MIT App Inventor donde se tendrá un monitorio del peso ejercido sobre las celdas de carga, recordemos que cada celda de carga tiene rango máximo de medición dónde este operará de forma segura. Tendrá conexión Bluetooth a través del módulo ESP32. La aplicación inicia realizando el emparejamiento, mediante un ListPicker, de esta ejecutada en un dispositivo Android y el sistema de la prótesis, mostrando diferentes mensajes según el estado de la conexión. Luego de realizar la conexión, se realizará la recepción de los datos proporcionados por las celdas de carga procesados y convertidas en valores numéricos que se muestran en unidades de kilogramos (kg). Teniendo celdas de carga de 20 kg, consideramos que cuando se llegue al 90% de este peso será necesario realizar un cambio de ellas, es decir, un mantenimiento cuando se llegue a un peso de 18 kg. Cuando se llegue a este máximo se emitirá una alerta visual y textual dentro del aplicativo.

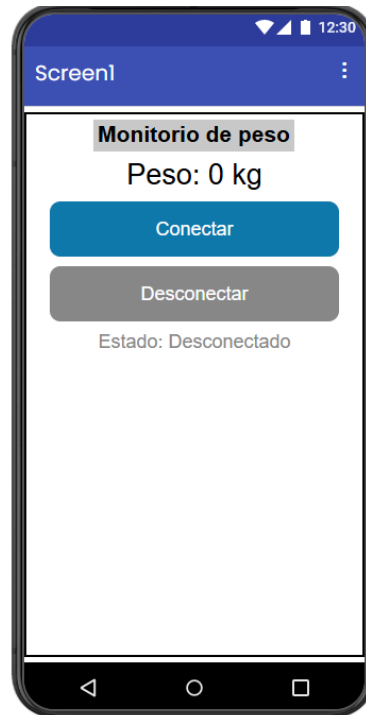


Figura 2: Vista de la aplicación en el dispositivo móvil en estado aún no vinculado.

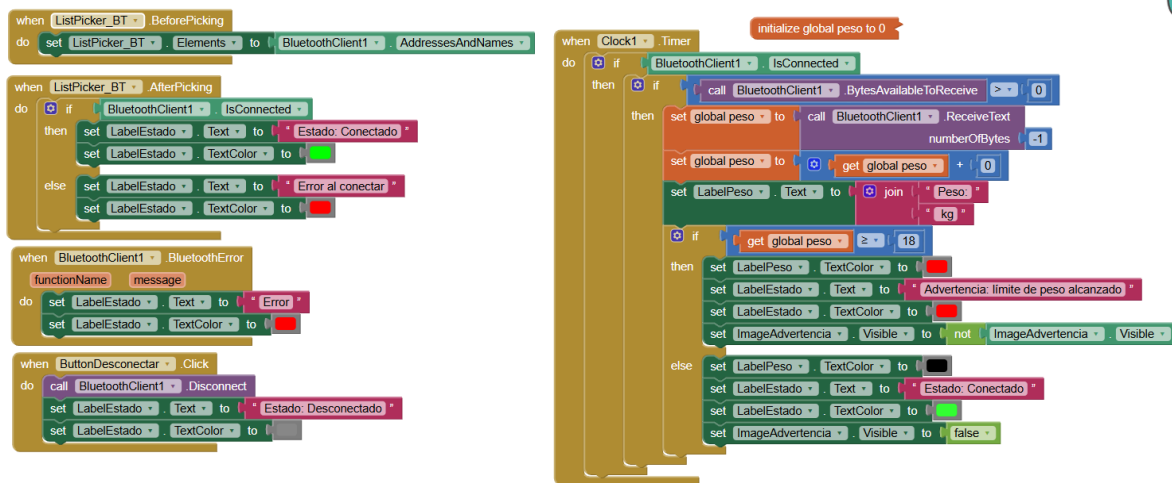


Figura 3: Diagrama de bloques de la aplicación desarrollada.

FABRICACIÓN DIGITAL

Se ha utilizado el programa Onshape para poder realizar el modelado de la prótesis de tobillo para la paciente. Debido a que carecemos de las dimensiones reales de la paciente, nos basamos en un modelo de pie encontrado en Thingiverse. Posteriormente, se investigó sobre el tamaño promedio de pie de un menor de 5 años, obteniendo como resultado que aproximadamente el pie de un menor mide 18 cm. En el programa, se redujo el pie a esa escala y se procedió a empezar a modelar la carcasa del pie. Se utilizaron las herramientas de planos, composite curve, projected curve y loft.

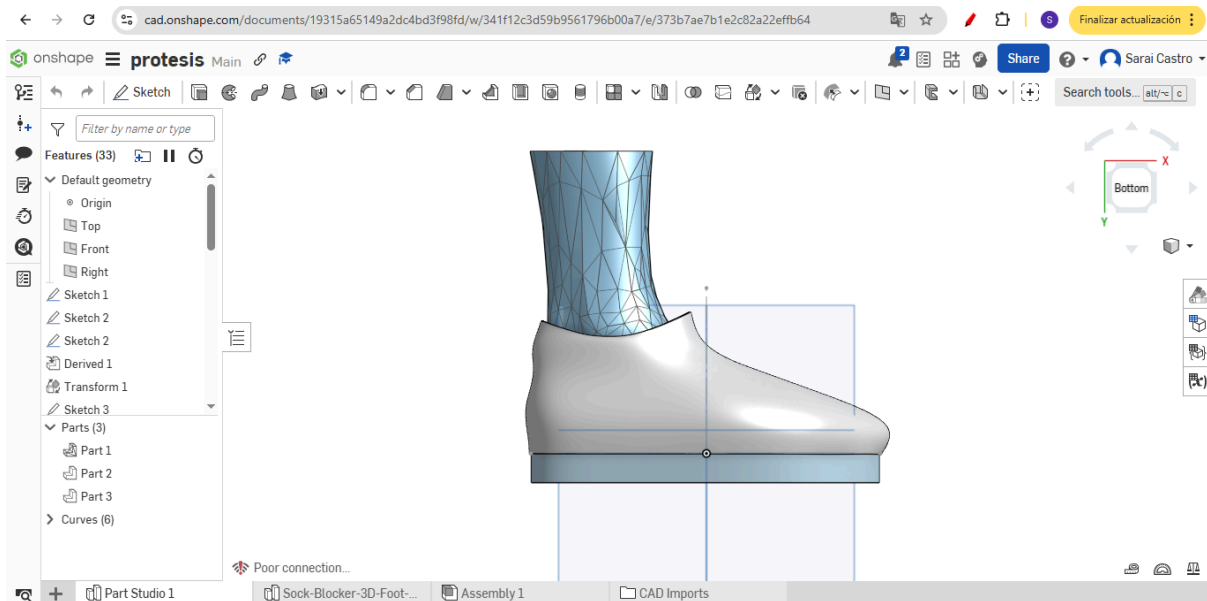


Figura 4: Vista lateral de la primera pieza

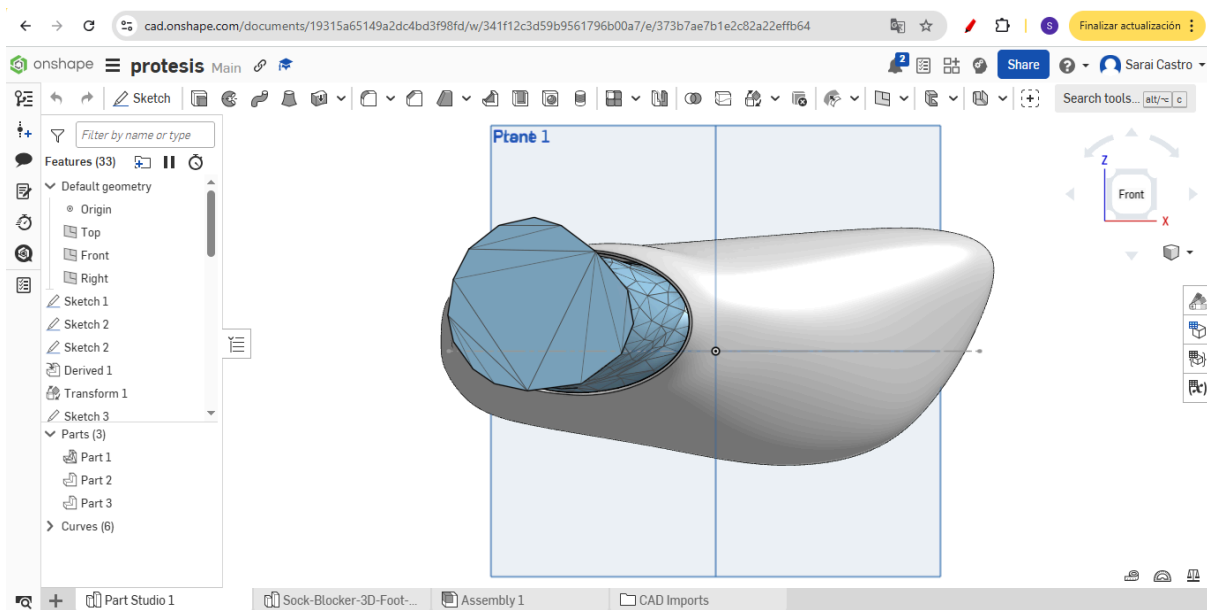


Figura 4: Vista frontal de la primera pieza

Se procedió a realizar la segunda pieza de unión de la carcasa con el módulo de tobillo. También se tomó medida de cada una de los elementos eléctricos que conforman la prótesis para poder así hacer un aumento del 0.5 a las medidas y poder encajar adecuadamente las piezas.

PLAN DE USABILIDAD

1. CONTEXTO DE USO

Basándonos en Lathouwers et al. [1], el uso de articulaciones de tobillo en prótesis pediátricas favorece la estabilidad y mejora la progresión de la marcha en entornos con superficies irregulares. En ese sentido, el proyecto Ankle Flex está orientado a una niña de 4 años con amputación transfemoral, que vive en una zona donde los terrenos desiguales dificultan su desplazamiento. El dispositivo busca devolverle autonomía, seguridad y libertad de movimiento, promoviendo su desarrollo físico y social mediante una marcha más natural y estable.

La prótesis incorpora una articulación de tobillo adaptable que responde automáticamente al apoyo del pie, permitiendo rigidez durante la fase de carga y mayor flexibilidad al iniciar el paso. Dado que se trata de un prototipo funcional, su tiempo de uso continuo estimado es de 30 a 40 minutos, pensado principalmente para entornos de rehabilitación o actividades breves supervisadas, priorizando la seguridad y el aprendizaje de la marcha asistida.

El sistema cuenta con un botón de encendido y apagado (on/off) que activa el funcionamiento durante las sesiones de uso, facilitando su manipulación por parte del terapeuta o cuidador. Además, el dispositivo se complementará con una aplicación móvil que permitirá verificar el estado del sistema, incluyendo alertas cuando se supere el peso máximo recomendado, indicando la necesidad de mantenimiento o cambio del módulo.

Este diseño está pensado no solo para cumplir una función mecánica, sino también rehabilitadora y emocional, al permitir que la niña recupere parte de la movilidad y autonomía perdida, reduciendo la fatiga y brindando una experiencia de marcha más fluida y cómoda [2].

2. PERFIL DEL USUARIO

La paciente es una niña de 3 años y 10 meses diagnosticada con amputación transfemoral izquierda (AK F2), consecuencia de un accidente de tránsito ocurrido en 2024. Vive en Villa El Salvador (Lima) junto a su abuela, quien es su principal cuidadora y acompañante en las sesiones de rehabilitación. Actualmente utiliza una prótesis provisional, la cual presenta movilidad limitada a nivel de la rodilla. Previo al accidente, Oriana era una niña activa, curiosa y participativa. Tras la amputación, ha mostrado reacciones emocionales de frustración y tristeza, comprensibles en su proceso de adaptación a una nueva forma de desplazamiento [1]. Por ello, el desarrollo del proyecto “Ankle Flex” se centra en mejorar su autonomía, confianza y comodidad, introduciendo una articulación funcional que devuelva parte de la naturalidad del movimiento perdido.

El diseño propuesto no reemplaza la prótesis existente, sino que la complementa mediante un módulo articulado en el tobillo. Esta articulación incorpora sensores de presión que detectan el momento en que la niña apoya o despegas el pie, permitiendo que el tobillo se rigidice al soportar peso y se flexibilice durante el impulso, imitando

así el comportamiento de una articulación biológica [3].

Además, el sistema busca que el desplazamiento sea más fluido y seguro en superficies irregulares, dado que la paciente vive en una zona con pendientes y terrenos poco estables. Gracias a este control dinámico, la prótesis ofrecerá mayor estabilidad y reducción del esfuerzo físico, ayudando a mantener el equilibrio durante la marcha y evitando sobrecargas en la rodilla o el muñón.



3. ANÁLISIS DE TAREAS

Las tareas se derivan de la biomecánica de la marcha (detectar apoyo y despegue), del control de rigidez/flexibilidad del tobillo según carga plantar, y de buenas prácticas clínicas para niños usuarios de prótesis (calce correcto, verificación de puntos de presión, progresión de uso).

Según algunos estudios recién se señala que tobillos con control de rigidez dependiente de carga y/o elementos elásticos ajustables mejoran la transición apoyo-impulso y reducen fatiga cuando están bien alineados y calibrados [4], [5]; en pediatría, el entrenamiento supervisado, la progresión gradual y el chequeo frecuente de piel y confort son críticos para adherencia y seguridad [3].

Funcionamiento

- Detección de fase de marcha: dos celdas de carga (talón y metatarso) envían señales de peso.
- Lógica de control: si hay carga en apoyo (talón y/o antepié según fase), el tobillo aumenta rigidez; si hay baja carga / inicio de impulso, el tobillo reduce rigidez para permitir una flexión más natural.
- Actuación: el mecanismo del tobillo aplica o libera rigidez (por ejemplo, mediante servomecanismo con tope/muelle).



- Seguridad: antes y después de cada sesión, se verifica alineación, piel y fijaciones; el uso es progresivo.

Lista de tareas operativas

- Inspección previa del conjunto
 - Revisar fijaciones del módulo de tobillo, holguras, topes mecánicos y ausencia de juego anómalo.
- Calce y alineación inicial
 - Verificar que la prótesis base esté bien calzada y alinear el tobillo (neutro, plantigrado).
- Chequeo rápido de integridad cutánea
 - Revisar piel del muñón y zonas de contacto distal (prevención de puntos de presión) [3].
- Chequeo funcional de sensores
 - En bipedestación: confirmar que talón y metatarso registran carga (prueba de balanceo talón-punta).
- Prueba estática de rigidez
 - Con apoyo monopodal breve, confirmar que el tobillo aumenta rigidez y no colapsa.
- Marcha asistida en línea recta (superficie regular)
 - 5–10 m con apoyo del terapeuta; observar transición apoyo-impulso y simetría.
- Marcha con cambios leves
 - Giro suave, paso por superficie ligeramente irregular o rampa corta.
- Monitoreo de confort
 - Preguntar por dolor/fatiga; inspección rápida de piel tras la sesión.
- Registro post-sesión
 - Anotar observaciones (episodios de pérdida de equilibrio, fatiga, puntos de presión, ajuste necesario).

Tabla de tareas y riesgos

Tarea crítica	Riesgo principal si falla	Justificación de criticidad	Medida de control (qué hacer)
Calce y alineación inicial	Dolor, puntos de presión, mala mecánica del tobillo	Una alineación deficiente amplifica momentos en rodilla/cadera y degrada el patrón apoyo-impulso [3]	Recalzar, verificar planta neutra; repetir prueba estática antes de caminar
Chequeo de sensores (talón/metatarso)	Activación tardía o ausencia de rigidez en apoyo (inestabilidad/caída)	El control dependiente de carga requiere señal confiable para modular rigidez [4], [5]	Prueba de balanceo talón-punta; si un canal no responde, no iniciar marcha
Prueba estática de rigidez	Colapso del tobillo bajo peso	Validar que el sistema soporta carga antes de marcha dinámica	Ensayo monopodal breve con soporte del terapeuta; abortar si hay hundimiento
Marcha asistida inicial	Tropiezos, asimetría, fatiga prematura	La adaptación pediátrica exige progresión supervisada y repeticiones cortas [3]	Trayectos ≤ 10 m, pausas; feedback del terapeuta y corrección inmediata
Marcha en superficie irregular	Inestabilidad; incremento de carga en rodilla	El beneficio del módulo es mayor en irregularidad, pero el riesgo también	Progresar tras dominar superficie plana; acompañamiento continuo

4. CRITERIOS DE ÉXITO

Dado que el prototipo aún se encuentra en fase de desarrollo, los criterios de éxito se plantean como parámetros de evaluación futura para verificar el funcionamiento del módulo de articulación de tobillo en condiciones reales de uso.

Los principales criterios que se utilizarán para evaluar el desempeño del sistema son los siguientes:

1. **Funcionamiento mecánico estable:**
El módulo debe soportar el peso corporal estimado de la paciente ($\approx 20\text{--}25$ kg) sin presentar deformaciones, atascos ni fallos en las uniones. Se considerará exitoso si el sistema mantiene su integridad estructural durante una prueba de marcha de 10 minutos en superficie regular.
2. **Respuesta sensorial y control de rigidez adecuados:**
Las celdas de carga del talón y metatarso deberán detectar de forma diferenciada las fases de apoyo e impulso, generando una respuesta observable en los servomotores (rigidez o flexión). Se validará mediante registro de datos y observación de movimiento sincronizado con la pisada.
3. **Tiempo de respuesta electrónico:**
El retardo entre la detección de carga y la activación del servo no debe superar los 200 ms, para mantener una sensación de movimiento natural y evitar tropiezos o desajustes en la marcha [5].
4. **Autonomía energética suficiente:**
La batería debe permitir al menos 30 min de funcionamiento continuo con una descarga uniforme y sin sobrecalentamiento de componentes [4].
5. **Seguridad y confort de uso:**
No deben presentarse descargas eléctricas, ruidos excesivos o movimientos bruscos del tobillo. Además, el sistema debe permitir encendido/apagado seguro mediante el interruptor principal.
6. **Aceptación clínica y emocional:**
Durante las pruebas con supervisión terapéutica, se considerará un éxito si la paciente demuestra confianza al apoyar y no manifiesta temor o incomodidad al caminar. Esto se evaluará mediante observación clínica y breve entrevista postuso [3].

BIBLIOGRAFÍA

[1] K. Bhuvaneswar, A. Epstein, and L. Stern, “Rehabilitation and psychosocial aspects of limb loss in children,” *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, vol. 11, no. 2, pp. 75–86, 2018.



- [2] E. Lathouwers, P. Malcolm, and D. Lefeber, “Evaluation of an articulated passive ankle-foot prosthesis,” *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 21, no. 28, pp. 1–15, 2022.
- [3] A. J. Highsmith, S. Kahle, and R. Lewandowski, “Pediatric prosthetics: gait adaptation and comfort in lower limb prostheses,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 44, no. 2, pp. 85–94, 2020.
- [4] P. Marinopoulos et al., “Toward adjustable, low-cost ankle-foot components: design options and stiffness control for improved push-off,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 23, pp. —, 2023. doi: 10.1016/j.jmrt.2023.03.192.
- [5] A. Athanasiou et al., “Bio-inspired ankle mechanisms and stiffness tuning for energy-efficient gait assistance,” *Biomimetics*, vol. 9, no. 2, 2024. doi: 10.3390/biomimetics9020076.