



# Diseño para la adaptación e instrumentación de una máquina de remo a ser usada en sujetos con lesión medular

## Design for adaptation and instrumentation of a rowing machine to be used in subjects with spinal injury

Angie Stephanie Vega Toro<sup>a1</sup> , Hernán David Barreto Garzón<sup>b</sup>,  
Anderson Steven Peña Sabogal<sup>c</sup>, Santiago Triana Wilches<sup>c</sup>, Diego  
Ospina Latorre<sup>f</sup> y Angélica M. Ramírez-Martínez<sup>c,d</sup> 

<sup>a</sup> Programa de Fisioterapia, Corporación Universitaria  
Iberoamericana, Bogotá, Colombia

<sup>b</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica, Universidad  
Nacional de Colombia, Bogotá, Colombia

<sup>c</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Central,  
Bogotá, Colombia

<sup>d</sup> Departamento de Ingeniería Biomédica, Universidad Militar Nueva  
Granada, Bogotá, Colombia

<sup>e</sup> Departamento de Ingeniería Mecánica, Universidad Politécnica de  
Valencia, España

<sup>f</sup> Southern Alberta Institute of Technology (SAIT), Estados Unidos

**Resumen.** El ejercicio de remo sobre ergómetro ha sido aplicado como medio de rehabilitación en sujetos con lesión medular para mejorar tanto la capacidad cardiovascular como osteomuscular. Para evaluar el progreso de los sujetos durante los programas de rehabilitación, se plantea la instrumentación de la máquina para medir las posiciones del sujeto y las fuerzas que realiza en el ergómetro. La metodología descrita en el presente artículo cuenta con las siguientes tres fases: adaptación, instrumentación y evaluación. En la adaptación se diseñan los componentes que deben agregarse al ergómetro partiendo de las necesidades y requisitos del usuario. Para la instrumentación se adaptan los sistemas de medición de datos de fuerza y movimiento. Finalmente, se evalúa el funcionamiento del sistema instrumentado en un sujeto saludable. La adquisición de datos biomecánicos comprobó el funcionamiento de los aspectos trabajados en las fases de adaptación e instrumentación de la máquina como un paso previo para su uso en sujetos con lesión medular nivel T8 o menor.

**Palabras Claves.** Biomecánica; lesión medular; remo.

**Abstract.** Rowing exercise on an ergometer has been applied as a means of rehabilitation in subjects with spinal cord injury to improve both cardiovascular and musculoskeletal capacity. To assess the progress of the subjects during the rehabilitation programs, the machine

<sup>1</sup> e-mail: [angie.vega@ibero.edu.co](mailto:angie.vega@ibero.edu.co)

has to be instrumented in order to measure the position and force of the subject on the ergometer. The methodology described in this article has the following three phases: adaptation, instrumentation and validation. The adaptation phase consists of the design of the ergometer components based on the user needs and requirements. The instrumentation is related with the force and motion data measurement systems. Finally, the evaluation of the system is carried out in a healthy subject. The acquisition of biomechanical data verified the operation of the aspects worked on the adaptation and instrumentation phases of the machine, which will be used in subjects with spinal cord injury level T8.

**Keywords.** Biomechanics; spinal cord injury; rowing.

**Como Citar.** A. S. Vega Toro, H. D. Barreto Garzón, A. S. Peña Sabogal, S. Triana Wilches, D. Ospina Latorre y A. M. Ramírez-Martínez, "Diseño para la adaptación e instrumentación de una máquina de remo a ser usada en sujetos con lesión medular", *Jou. Cie. Ing.*, vol. 12, no. 1, pp. 63-79, 2020. doi:10.46571/JCI.2020.1.6

**Recibido:** 20/12/2019

**Revisado:** 30/04/2020

**Aceptado:** 23/06/2020

## 1. Introducción

La lesión medular representa una alteración en la función motora, originada por la falta de señalización transmitida a lo largo de la médula espinal, limitando principalmente la acción muscular [1]. Posterior a una lesión medular se presenta una atrofia del músculo esquelético de aproximadamente 30-60%, lo cual se asocia a reducción en fuerza máxima y resistencia [2]. La disminución en la masa muscular es mayor en los miembros inferiores y el tronco comparado con los miembros superiores [3].

Uno de los principales tratamientos utilizados en esta condición es el ejercicio de remo sobre ergómetro soportado con electroestimulación, en el que el sujeto realiza una actividad coordinada de brazos, piernas y tronco [4], mejorando su condición cardiovascular [5-7]. Sin embargo, la ejecución de movimientos en el ejercicio de remo se dificulta en mayor o menor grado dependiendo del nivel de lesión del sujeto. Por tanto, se requiere de un sistema que permita ubicar al sujeto sobre la máquina mientras realiza el ejercicio a la vez que se lleva a cabo la evaluación biomecánica.

Las máquinas de remo, así como otras máquinas usadas en rehabilitación, se han instrumentado tanto para ajustarla a sujetos con lesión medular, así como para la evaluación del gesto deportivo. Ejemplo de ello es la instrumentación de máquinas en deportes como el ciclismo [8]. Para el caso del remo, se incluyen diferentes dispositivos de electroestimulación superficial para estimular los grandes grupos musculares de las piernas (flexores y extensores de rodilla) [9,10]. Cada uno de ellos se enciende de acuerdo con cada una de las fases del remo: el pase y la recuperación. La fase de pase inicia con el remero ubicando su cuerpo hacia adelante, con las rodillas flexionadas y los brazos extendidos hacia la rueda volante, efectúa todo el trabajo extendiendo las piernas (con ayuda del electroestimulador) y el tronco superior desde la cadera. Al finalizar esta fase, el trabajo lo realizan los hombros y los brazos. La fase de recuperación comienza en el final de la fase anterior donde se encuentran las rodillas extendidas y los brazos flexionados. Posteriormente, se retoma la posición inicial del ejercicio extendiendo los brazos, doblando el cuerpo hacia adelante sobre las caderas, llevándolo hacia el frente con las piernas accionando los músculos flexores, colocándose en la posición inicial para la siguiente remada.

Otros dispositivos que se han incluido en la adaptación del ergómetro son la silla para la estabilización de tronco, así como apoyo a nivel de las piernas para la ejecución de movimiento en los miembros inferiores [11,12]. En relación con la instrumentación, se han empleado diferentes sistemas para cuantificar el desempeño cinemático y cinético de la persona en rehabilitación [13].

En algunos casos se considera el ejercicio de remo como un movimiento uniplanar desarrollado en el plano sagital, utilizando un sensor de posición ubicado en la silla de la máquina para

obtener los datos de la translación antero-posterior de la cadera, y de esta manera calcular el movimiento de la rodilla en flexión y extensión [14]. Por otro lado, se encuentran los sistemas optoelectrónicos, con los cuales se realiza el análisis cinemático tridimensional de las diferentes articulaciones [10, 15–19]. Para el análisis cinético se hace uso de sensores de fuerza unidireccionales para determinar las fuerzas de reacción a nivel de los miembros superiores [10, 16, 19–21], y para medir la fuerza normal del apoyo de los pies [21], junto con el uso de las plataformas de fuerza [18, 19]. La medición de estas variables biomecánicas en sujetos con lesión medular en el ejercicio de remo se convierte en un aspecto importante a evaluar, entendiendo tanto las características propias de la condición, como la adaptación de los sistemas de evaluación durante la ejecución del ejercicio en estos sujetos.

Pese a que la literatura reporta algunas aplicaciones del ejercicio de remo a partir de la instrumentación de la máquina para sujetos con lesión medular, aún faltan reportes sobre el proceso de diseño que permita entender mejor la adaptación e instrumentación de la máquina, tanto para la evaluación biomecánica, como para la ejecución óptima del gesto de movimiento en estos sujetos. Por lo tanto este trabajo busca diseñar y manufacturar la adaptación e instrumentación de un ergómetro de remo, con el fin de medir de la ejecución del gesto motor de sujetos con lesión medular nivel T8 o menor.

## 2. Materiales y métodos

La metodología que se sigue en el presente artículo cuenta con las siguientes tres fases: adaptación, instrumentación y validación.

### 2.1. Adaptación de la máquina para LM

La adaptación correcta de la máquina depende del reconocimiento de los componentes del ergómetro, las necesidades y los requisitos del usuario para establecer los sistemas necesarios con los que los sujetos con lesión medular puedan desarrollar el ejercicio de remo en todas sus fases.

#### 2.1.1. Componentes de un ergómetro para remo

El ergómetro, es una máquina que permite simular el ejercicio de remo al replicar las fases de movimiento que se realiza en el agua. La máquina más utilizada en ambientes científico y de entrenamiento de alto rendimiento es la máquina remo Concept II, Modelo D-PM5 (Morrisville, USA) [22] [20] [21], por lo que será el modelo utilizado en este estudio.

El ergómetro está compuesto por un riel, el cual constituye el eje central y componente estructural principal de la máquina, con una longitud de 1.36 m y elevado 0.30 m del piso, con respecto al borde superior del riel. Sobre el riel se encuentra una silla ergonómica que permite al remero ubicarse en el equipo en posición sedente y deslizarse hasta 0.96 m en dirección axial. Al final del riel se encuentran los reposapiés con un ángulo de  $47^\circ$  respecto a la horizontal, que permiten fijar los pies del sujeto al ergómetro por medio de una correa de graduación ajustándose al calzado. Ver figura 1.

Adaptado al riel está el ventilador (damper) y la viga soporte del manillar, por medio de un acople que articula el ergómetro en dos secciones para fácil manipulación y almacenamiento. El damper es un elemento en forma de tambor con cuerpo construido en lamina perforada. En su interior se encuentra una hélice que ofrece resistencia a la rotación de acuerdo con la entrada de aire regulada por la apertura o cierre de la lámina, simulando la resistencia de la palada en el agua.

La rotación del tambor es causada por el sujeto, que una vez ubicado en la silla, posiciona los brazos en el manillar mediante una empuñadura ergonómica. Al halar el manillar, la fuerza del sujeto se transmite a través de una cadena niquelada al mecanismo de rotación del damper, cambiando la velocidad angular del mismo.

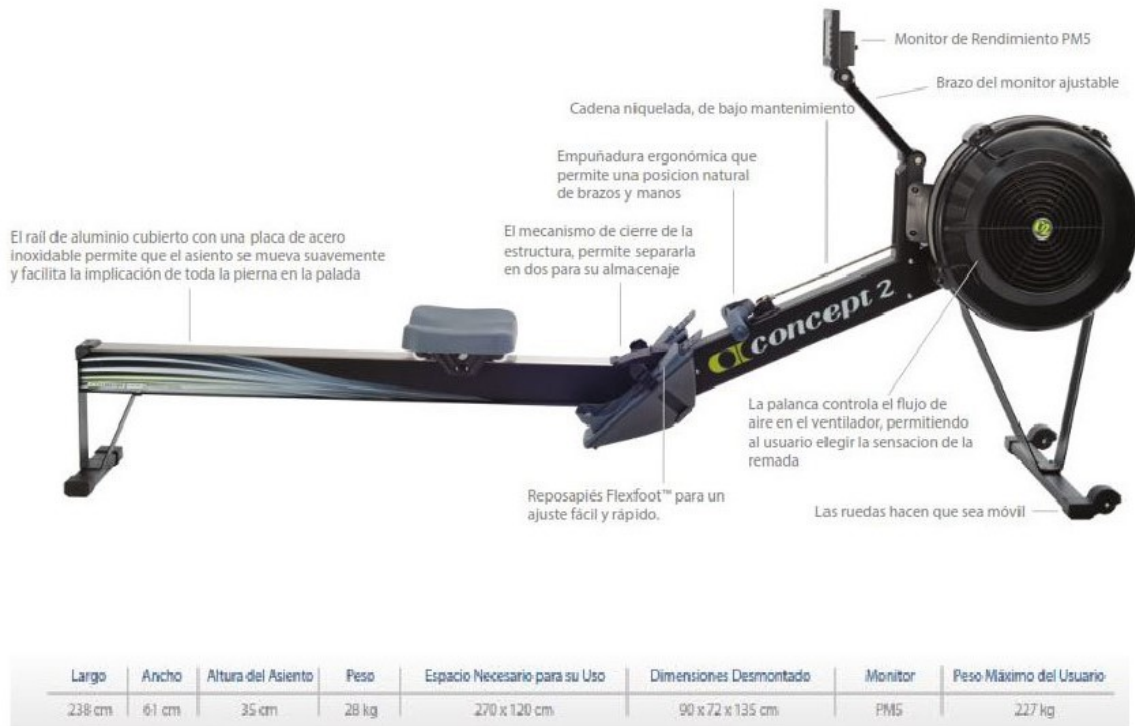


Figura 1: ergómetro de remo concept 2, indoor model type D [23].

### 2.1.2. Definición de problema, necesidad y requisitos.

#### • Problema

La máquina de remo concept 2, puede ser adaptada para personas con diferentes tipos de patologías. En el caso de la lesión medular, esta máquina permite realizar ejercicios híbridos, en el que los brazos se mueven voluntariamente y las piernas son asistidas con electroestimulación. En este proyecto se plantea como problema que los sujetos con lesión medular nivel T8 o menor, no tienen control de tronco ni de los miembros inferiores, lo que conlleva a que no puedan mantenerse voluntariamente en posición sedente sobre el ergómetro.

#### • Necesidad

Por tanto, se establece como necesidad un mecanismo que permita estabilizar la postura sedente en sujetos LM, durante el ejercicio de remo sobre ergómetro, brindándoles seguridad al momento de generar los desplazamientos sobre la máquina. Este sistema debe incluir y permitir, una sistema de evaluación biomecánica del paciente, con el fin de determinar si el sujeto está cumpliendo con el objetivo de la terapia.

#### • Requisitos

Para cumplir con la necesidad especificada asociada al sistema de posicionamiento de la persona, se requiere principalmente que el usuario se mantenga en una postura ergonómica en posición sedente. Durante el ejercicio se debe garantizar que pueda inclinar el tronco hacia adelante y atrás, a la vez que se evita que muslos y piernas se desplacen en el plano frontal (se caigan hacia los lados).

A su vez, se consideran variables de tamaño y materiales de la silla que pueda acoplarse al ergómetro, que no entorpezca el ejercicio, que ofrezca una interfaz suave con el deportista y que sea fácil de limpiar.

Por último, ya que el diseño se está haciendo con fines de evaluación clínica considerando un análisis de movimiento computacional optoelectrónico, la forma de la silla debe evitar interferir con los marcadores reflectivos que se ponen sobre el paciente.

### 2.1.3. Diseño del sistema de adaptación

La adaptación del sistema para el posicionamiento del individuo consiste en una silla ergonómica y un sistema de sujeción de las piernas, tal como se describe a continuación.

#### a Silla ergonómica

- *Geometría de la silla:*

Para establecer la posición sedente del sujeto en la silla, se utilizan como orientación los ángulos mostrados en la figura 2. El ángulo A1, delimitado por la vertical y el segmento hombro-cadera con valor de 10. El ángulo A2 formado entre los segmentos hombro-cadera, y cadera-rodilla es de 90. El ángulo A3 es variable dependiendo de la posición de la silla respecto a los reposapiés del ergómetro, variando entre los 15 y 180. Por último, el ángulo A4 se relaciona con la posición de los reposapiés del ergómetro que corresponde a un ángulo de 47 entre el suelo y la posición de base de soporte de los pies.

El respaldo de la silla se ha diseñado con un marco que brinda de soporte a la espalda de forma tal que permita visualizar los marcadores reflectivos que se pondrán en la espalda para la posterior evaluación biomecánica del movimiento. En la figura 3, se delinea la geometría del perfil que debe llevar el marco del espaldar de la silla. A esto se adiciona el ancho de protección de cuello, espalda y apoyo de los glúteos. El apoyo de la espalda se define entre el marcador T8 y los marcadores del sacro, entre 90 y 150 mm. Para asegurar el sujeto a la silla, se coloca un arnés de 5 puntos con graduación de longitud para diferentes tallas. El material debe ser elástico y de material anti fluidica.

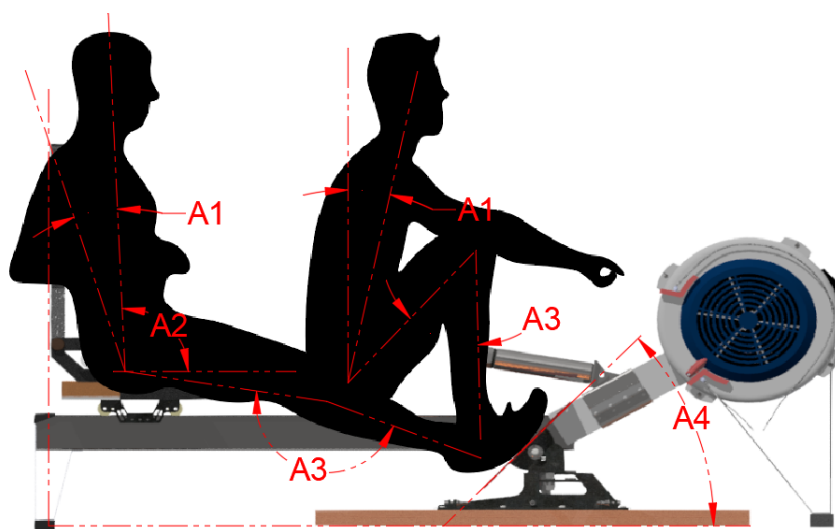


Figura 2: ángulos de buena postura de sentado tomados de libro ergonomía 3 y de posición sobre ergómetro de remo.

- *Respaldo de la silla:*

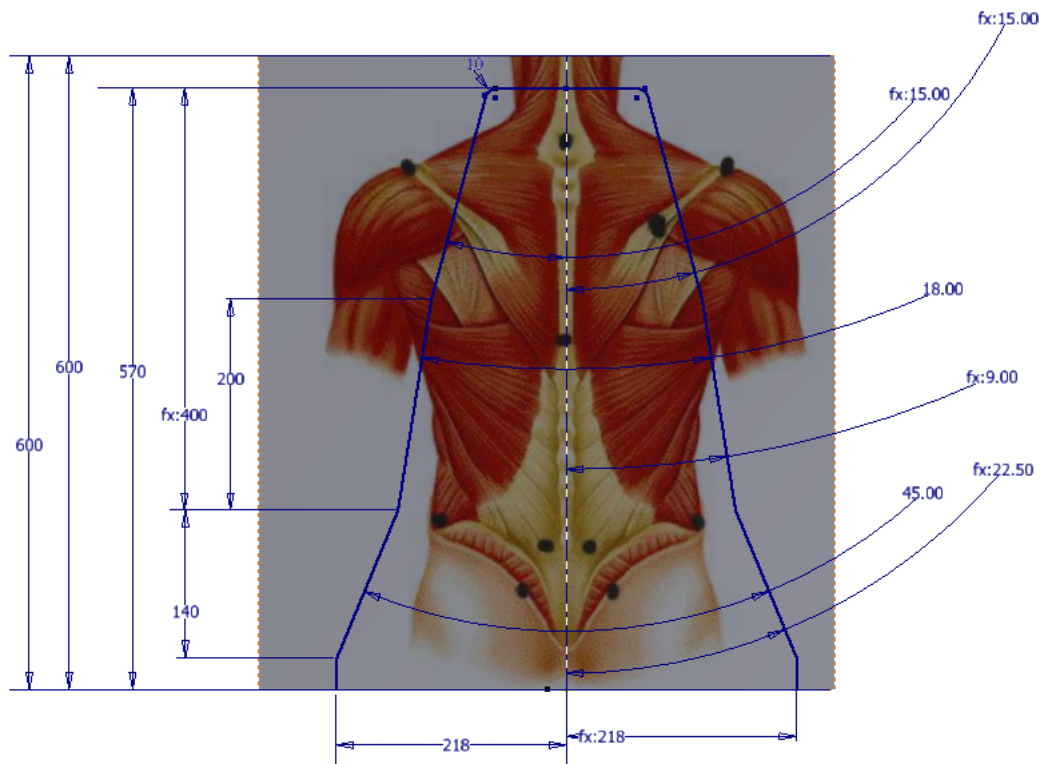


Figura 3: posición de marcadores sobre espalda para definir gemoetría del espaldar.

- *Base de la silla:*

La base de la silla, se realiza de forma que tenga la mayor área de soporte del sujeto. Debe tener una curvatura en forma de cuña en el medio para que se mantenga una distancia mínima entre las piernas de 5 cm, de forma tal que el paciente nunca tenga interferencia con el riel central. Esta silla se le ha considerado un ángulo de inclinación de 10°, visto desde el plano sagital, con el fin de que el sujeto no se resbale durante la ejecución del ejercicio.

- *Acople base de la silla y respaldo:*

Entre el espaldar y la silla se establece un sistema de pivote que permite girar sobre el plano sagital. El control de este giro depende de un resorte tipo C que al tensionarse permite que la silla se incline hacia atrás hasta 10° y al comprimirse puede también rotar hacia adelante hasta 10°. En el caso de la inclinación delantera, cuando la velocidad del sujeto aumenta, puede inclinarse a valores angulares de forma tal que se pueda generar el patrón propio del movimiento del remo.

- *Acople de la silla al riel:*

La silla está pernada al carro de movimiento axial constituido por dos láminas laterales que soportan y ubican tres rodillos en tándem que cumplen dos funciones primordiales, encarrilar el sistema con un grado de ajuste sobre el riel, direccionando el movimiento de adelante hacia atrás y permitir rodar fácilmente la silla sobre el riel.

#### b) Sistema de soporte de sujeción de las piernas

Con el fin de que el sujeto mantenga las piernas en la posición adecuada, se utiliza un sistema de sujeción telescópica, que se soporta en la zona media de la viga de soporte de la máquina (a 10 cm de la entrada del manillar) hasta las piernas de la persona. La adaptación del sistema a las piernas es a través de una abrazadera tipo U, recubierta con espuma de poliuretano y asegurada con una cinta de velcro.

### 2.2. Instrumentación

Con el fin de evaluar el gesto motor del sujeto con LM durante el ciclo del ejercicio de remo, el ergómetro se instrumenta, de forma tal que puedan medirse variables cinemáticas y cinéticas. Las variables cinemáticas que consisten en los ángulos, velocidades y aceleraciones de cada articulación, son medidas a través del laboratorio de análisis de movimiento adaptado para este fin. Las medidas cinéticas, definidas por la fuerza del sujeto en los brazos y la fuerza de reacción de los pies, son medidas a través de la celda de carga en el manillar, y la celda de carga del suelo, respectivamente.

#### 2.2.1. Adaptación al laboratorio de análisis de movimiento

La máquina de remo adaptada se posiciona en un laboratorio de análisis de movimiento con tecnología optoelectrónica, el cual cuenta con al menos 6 cámaras infrarrojas. Éstas cámaras captan una serie de marcadores reflectivos, que posteriormente son procesados en una estación central, de donde se obtiene su posición respecto a un marco de referencia o sistema coordinado.

Además de las cámaras optoelectrónicas, los laboratorios de análisis de movimiento cuentan con un sistema integrado que mide las fuerzas de reacción a través de una, dos o más celdas de carga ubicadas en el suelo que se activan con la presión ejercidas sobre ellas.

La versatilidad del diseño que se plantea en este trabajo, ha permitido su implementación en diferentes tipos de laboratorios de análisis de movimiento, como por ejemplo, en el sistema BTS SMART-E, compuestos por 6 cámaras de LED's infrarrojos - TELI 8320 BC con velocidades de muestreo de 50Hz y una celda Kistler 9286 de 600X400 mm y una frecuencia de muestreo de 1000 Hz [24]; y en el sistema VICON® del modelo V5 VANTAGE que consta de 8 cámaras optoelectrónicas con velocidades de muestreo del 100 Hz y una celda de carga AMTI AccuGait Optimized™ de 45.5 X 502 X 502 mm., pertenecientes a la Universidad Central y al Movylab.

#### 2.2.2. Estructura de transmisión de fuerza a los pies

la fuerza que se produce sobre los reposapiés de la máquina es medida para evaluar la evolución del individuo con el ejercicio. La estrategia que se ha propuesto en este trabajo, es transmitir la fuerza de los pies a las celdas de carga ubicadas en el suelo del laboratorio, a través de una estructura rígida, para medir las fuerzas resultantes en el espacio (X, Y y Z).

Para esto se propone el diseño de una estructura ver figura 4, en la que cada uno de los pies, se acopla a la plataforma AMTI AccuGait Optimized™ de 45.5 X 497 X 497 mm, la cual tiene una capacidad nominal de carga de máximo 136 kg [25], por lo cual, la estructura diseñada no puede superar un peso de 14 kg para no reducir la capacidad nominal de la máquina.

Este ensamble debe contar con un mecanismo de acople rápido para instalar y desinstalar la estructura. Adicionalmente, debe proveer desplazamientos verticales con los que se nivele la altura de los pies respecto a la silla, a la vez que facilite cambiar la inclinación del pie con diferentes grados de acuerdo a la antropometría del sujeto y los diferentes objetivos de estudio. El diseño debe evitar la intervención estructural en las celdas, el ergómetro, el entorno del laboratorio.

Para cumplir con estos se diseñan los siguientes sistemas:

- Sistema de estructura de base:



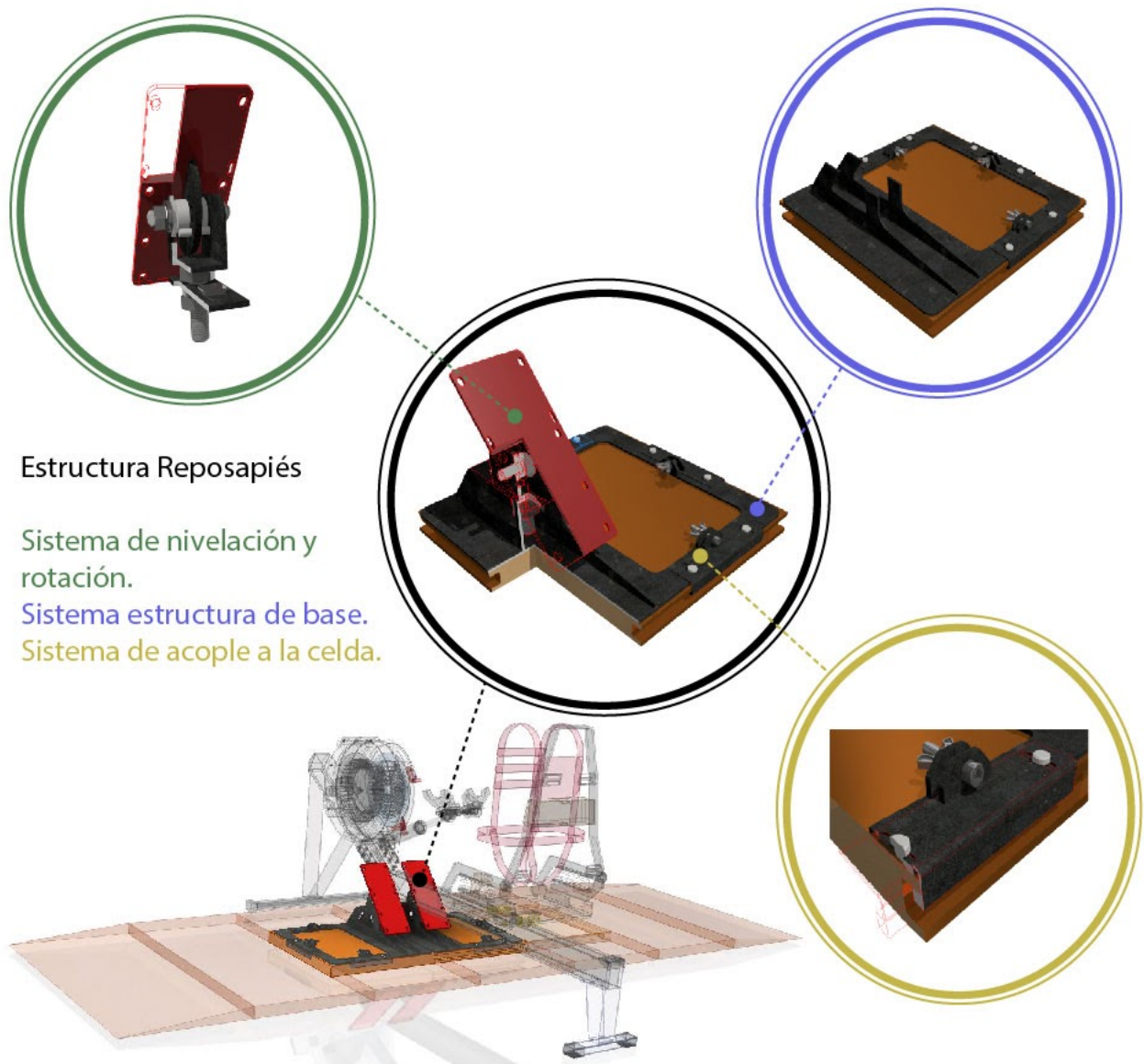


Figura 4: estructura reposapiés a celda de plataforma del laboratorio de movimiento.

Este sistema distribuye la fuerza de los pies sobre la celda de carga, a través de una lámina de corte rectangular asimétrico, unida a una lámina que recubre los bordes de la celda ver figura 4. El espesor de la lámina base está definido para soportar los esfuerzos generados por la carga resultante de 1021 N generada por sujetos de alto rendimiento en el ergómetro de remo, sobre la superficie inclinada del reposapiés [26]. Para proteger el acabado superficial de la celda de carga se fabrica una funda en caucho de nitrilo con nylon reforzado con alto coeficiente de rozamiento para evitar el deslizamiento de la estructura del reposapiés.

- Sistema de acople a la celda

Este sistema consiste en tres mordazas distribuidas a cada uno de los lados de la celda de carga. El lado que queda libre se ubica debajo del riel central para orientar cada una de las estructuras.



Cada una de las mordazas, constituidas por un mecanismo de pin corredera, se ajusta a cualquier tipo de celda de carga, por medio de un tornillo bristol de diámetro de 3/8" X 2" rosca UNC clase 2B, que regula la distancia de apertura de la mordaza y la fija por medio de una tuerca hexagonal con contratuerca tipo mariposa. La geometría de la mordaza es tipo C para ajustar la base de la estructura a la celda evitando el giro causado por la ubicación del apoyo del pie y se levante al momento de realizar el ejercicio de remo.

- Sistema de nivelación

Este sistema se encarga de nivelar la altura del pie con respecto al suelo, para que quede a nivel del riel. Consiste en un tornillo central, de diámetro de 1" de rosca nacional unificada UNC clase 2B, que para nivelar la altura el sistema se compone de 2 tuercas. La tuerca número 1 permite nivelar la posición deseada; la segunda funciona como contratuerca que ajusta todo el sistema evitando que los elementos se suelten por la vibración que genera el desarrollo del ejercicio en el sistema. Este sistema está soldado con el sistema de rotación.

- Sistema de rotación

La función de este sistema es variar la rotación del pie por medio de un mecanismo tipo bisagra ensamblado a la base de soporte por medio de un eje central. La bisagra está conformada por dos bujes separadores que alinean la placa base de giro del reposapiés, y son integrados por un eje. El ángulo de rotación del mecanismo es de 0° a 47° con una variación de posición de 5°, la posición se asegura por un pasador pinado en los extremos.

- Sistema telescópico

La función de este sistema es estabilizar, alinear y restringir el movimiento lateral de los miembros inferiores, evitando de esta manera lesiones durante la ejecución de las fases del ejercicio. Se compone de un bastidor centrado en dirección al eje del ergómetro de remo y un soporte bilateral ergonómico para cada pierna con sujeción tipo abrazadera. Para poder soportar la posición de las piernas, este mecanismo gradúa la altura del bastidor de acuerdo con la estatura y medidas antropométricas de cada uno de los sujetos. Ver figura 5

### 2.2.3. Celda de fuerza del manillar

Para obtener datos de la fuerza de reacción realizada por los brazos, se mide la tensión de la cadena ubicando una celda de carga entre ésta y el manillar. De acuerdo con el valor máximo registrado por [21] (816 N), se selecciona una celda de carga utilizada es tipo 'S' LEXUS, con una capacidad máxima de 1000 N.

Para la adquisición de datos se usó un sistema basado en una tarjeta Arduino UNO (DAS) y un Módulo HX711 [24]. Dicho módulo realiza la conversión analógica/digital (interna) de 24 bits de la celda de carga. El sistema es controlado mediante un programa desarrollado en Matlab® y recibe los datos digitales con una tasa de muestreo de 80 Hz permitiendo visualizar los datos obtenidos en tiempo real y exportarlos a un archivo de texto plano UTF-8 al terminar la captura. El sistema propuesto se calibró en una máquina de tensión (laboratorio de ensayos mecánicos, Universidad Nacional), con una celda de carga Shimatzu (Tipo: SLBL1kN).

Una vez capturada la magnitud de la fuerza es necesario conocer la dirección del vector, para ello se ubican dos marcadores sobre la celda de carga en dirección de la tensión de la cadena, los cuales son detectados por el sistema de captura de movimiento. La posición de estos dos puntos en el espacio es utilizada para calcular la dirección tridimensional del vector de fuerza, en cada instante de tiempo.

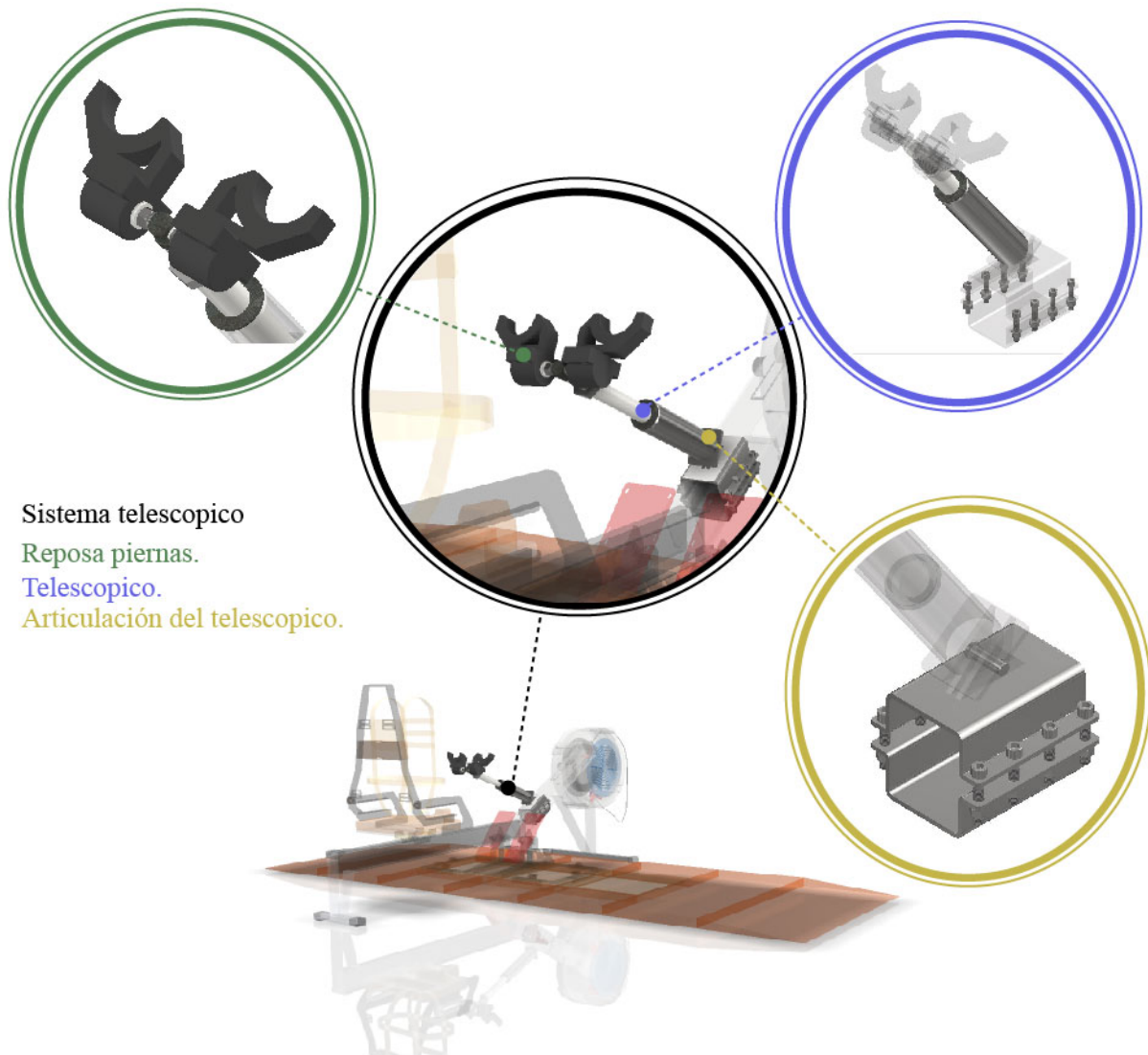


Figura 5: sistema de soporte para piernas durante el ejercicio del remo.

#### 2.2.4. Sistema de sincronización de la captura de datos de movimiento con los datos de fuerza

Este planteamiento en la sincronización es novedoso respecto a [24], que conectaba la celda con el laboratorio BTS. En este apartado se propone la conexión por Hardware entre el sistema de adquisición de movimiento de VICON ® y el sistema de adquisición de datos de arduino de la celda de carga (Figura 6).

La sincronización es posible debido a que el sistema VICON viene diseñado para iniciar y parar una captura de datos mediante la activación de una señal de disparo (señal trigger). La orden enviada desde una interfaz de usuario en Matlab® o GUI inicia o detiene la captura tanto de la celda de carga como del sistema VICON.

Para la captura de datos desde un punto de vista de usuario se debe: a) ejecutar el código (Ardu-Guide) que se encuentra en el Anexo 1, en Matlab. b) al mismo tiempo, dentro del software Nexus de Vicon, se debe elegir las opciones: Activar la opción trigger y Activar la opción armar. [27] c) Se vuelve a la Gui de Matlab y se inicia la captura con Start Arduino. d) Al finalizar la captura se pincha la opción Stop Arduino en el GUI.

Internamente, la conexión y sincronización entre la celda de carga y el sistema VICON, consiste en un circuito como el que se presenta en la figura 6. De acuerdo a la configuración explicada en la sección anterior, el Arduino UNO y el Shield HX711 son utilizados para adquirir los datos de la celda de carga. En este caso, la señal de disparo para este sistema, también activa el Arduino Shield, Modulo 2 - Rele 5V, que se acopla al Arduino UNO. Este shield es el encargado de abrir y cerrar las señales de trigger de los circuito interno del VICON, tanto como para el inicio remoto (conector 4), como para la parada remota (conector 5).

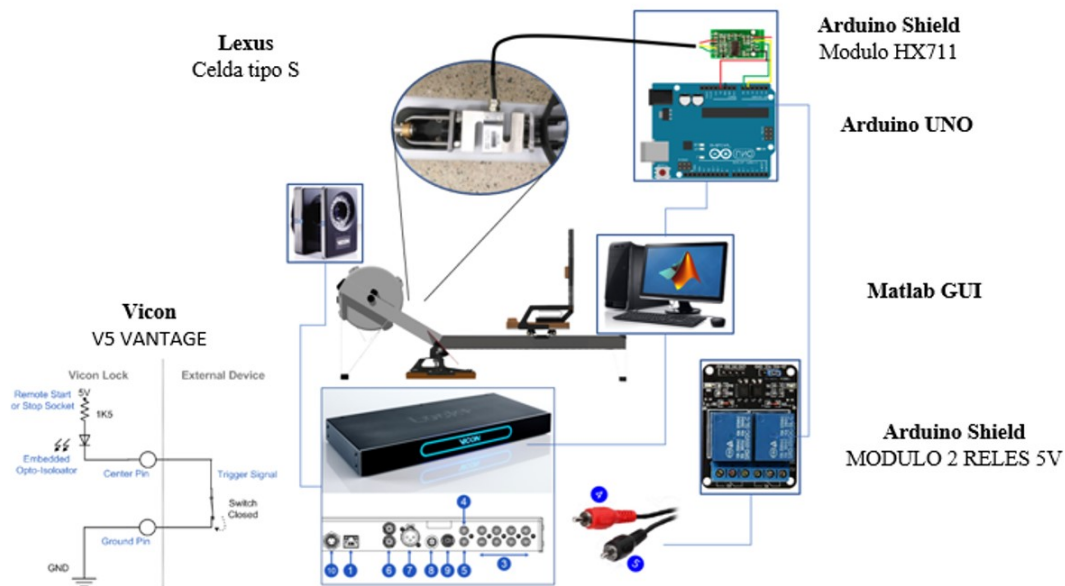


Figura 6: circuito para toma de datos de la celda tipo S.

### 2.3. Evaluación del sujeto en el sistema ensamblado

En este apartado se detalla la evaluación del funcionamiento del sistema instrumentado a través de la adquisición de datos sobre una persona saludable, no entrenada (mujer, peso=50 kg, altura=1.68 m), quien firmó el consentimiento informado.

#### 2.3.1. Adquisición de datos

- Modelo de marcadores

La medición de los datos cinemáticos correspondientes a los ángulos de movimiento articular se realiza haciendo uso de un modelo de marcadores usados para el ejercicio de remo definido a través de la adaptación del modelo de Vaughan [28], que consta de 48 marcadores ubicados de manera céfalo-caudal y latero-lateral sobre el sujeto, ver figura 7. Este modelo se diseñó de modo que sea captado por mínimo dos cámaras para poder obtener su posición y hacer su seguimiento durante el movimiento.

- Descripción de la prueba

Se llevó a cabo una prueba sobre la máquina de remo, completando un recorrido de 500 m con el máximo nivel de resistencia en el damper. Se obtienen los datos cinemáticos del modelo de marcadores, la fuerza de tracción de los brazos sobre el manillar y la fuerza de reacción de los pies con las respectivas celdas de carga.

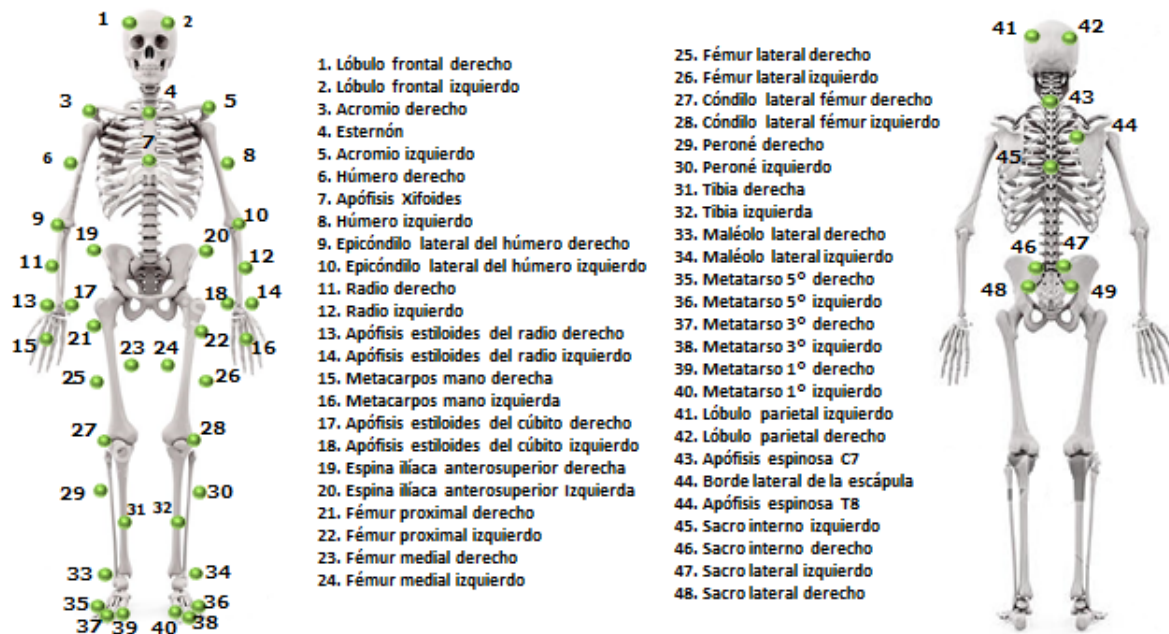


Figura 7: Posición de marcadores vista anterior.

### 3. Resultados

Como resultado de este trabajo se tiene es un sistema para la medición de la ejecución del gesto motor del ejercicio de remo sobre ergómetro, adaptado para sujetos con lesión medular nivel T8 o menor, tal como se observa en la figura 8.

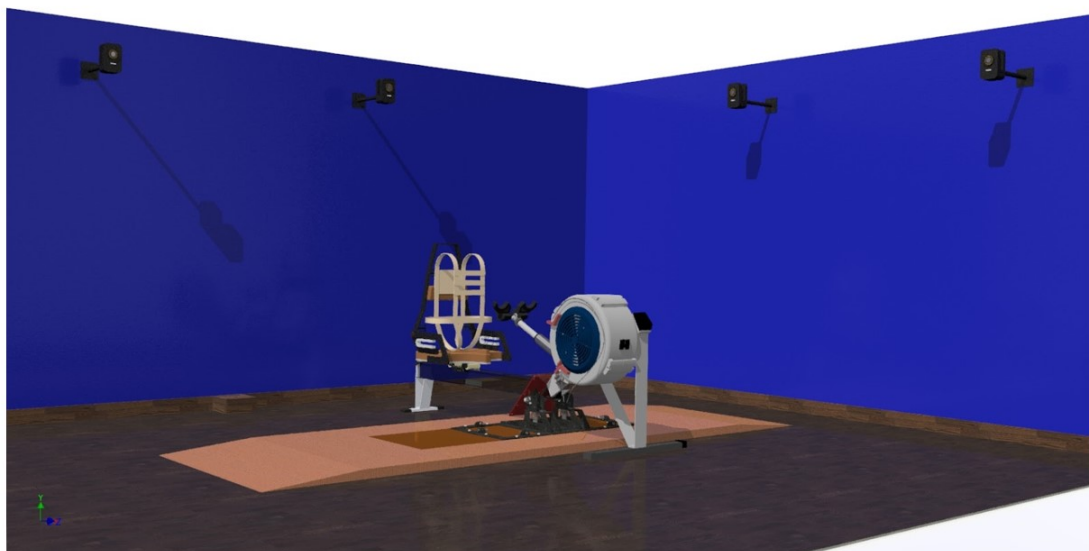


Figura 8: laboratorio optoelectrónico Movylab ubicando ergómetro sobre plataforma de análisis de movimiento.

## 3.1. Sistema de adaptación



Figura 9: adaptación silla en ergómetro de remo para sujetos con LM T8 o menor.

Como resultado del sistema de adaptación se obtiene una silla liviana (14 Kg) como se observa en la figura 9 con una altura, ancho y profundidad de 0.72m, 0.45 m y 0.45 m, respectivamente, determinados de acuerdo al promedio de percentil 95 en tamaños de población colombiana [29]. La estructura del respaldo y base del asiento fueron fabricadas en acero ASTM A36, mientras que el asiento de la silla se realizó moldeando ergonómicamente su forma en láminas de poliuretano de alta densidad. Los acabados de cada componente fueron de tipo mate, en su mayoría de color negro para evitar la reflexión de la luz evitando interferencias con las señales de los marcadores en el laboratorio.

La silla facilitó el correcto posicionamiento en sedente del sujeto LM T8, así como estabilizar su tronco con el arnés de cinco puntos. A diferencia de las sillas adaptadas propuestas por [30] [31] [32], el mecanismo del respaldo propuesto en este trabajo, permite la rotación del mismo ofreciendo un movimiento más natural del sujeto durante el ejercicio de remo en ergómetro. Se



debe adicionar que la geometría del respaldo de la silla permitió la visualización de los marcadores de la espalda acorde al protocolo de posicionamiento definido. Ver figura 9.

El sistema de soporte que sujeta los miembros inferiores consiste en un mecanismo telescópico como el planteado por [6] [32]. Debido a su pivote sobre el eje central, este mecanismo tiene la ventaja de permitir el movimiento del sujeto en el ciclo completo, superando los inconvenientes que se presenta al sujetar las piernas desde la silla que limitan la completa extensión de las piernas [33] [34].

### 3.2. Instrumentación

#### 3.2.1. Celda y sincronización

La celda de carga y sus sistema de sincronización son implementados tal como se ve la figura 10. Su funcionamiento se comprueba a través un experimento que consistió en la presionar la celda de carga tipo S con los de la plataformas de fuerza propias del sistema VICON®. Los datos son capturados sincrónicamente por ambos sistemas, lo que permite sean posteriormente comparados. Ya que las celdas o plataformas del sistema VICON® están certificadas y validadas, actúan como referencia o estándar.

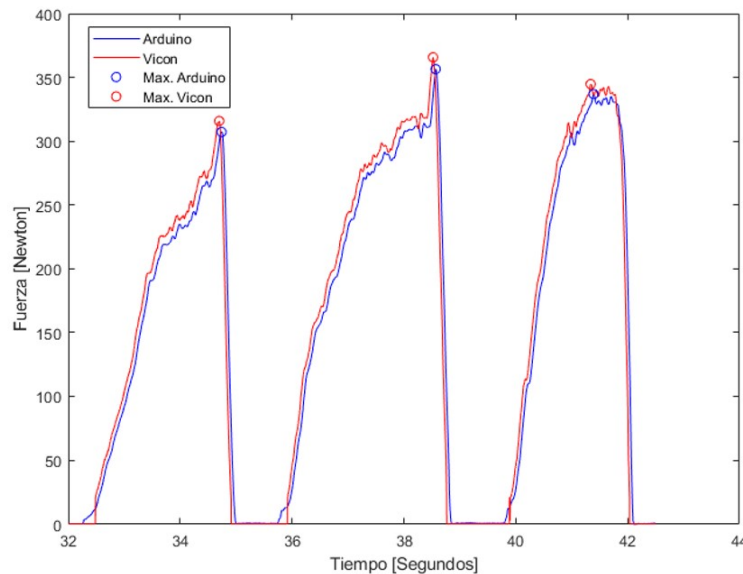


Figura 10: Gráfica de fuerza y tiempo del manillar donde se muestra la sincronización entre el Sistema Arduino y el Sistema Vicon.

Al comparar los resultados de los dos sistemas ver figura 10, se observa que juntos alcanzan magnitudes máximas de 300 q 350 [N], siguiendo el mismo comportamiento del perfil de fuerzas, aunque con una diferencia máxima de 15N  $\pm$  2N y un desfase temporal es de 0.05  $\pm$  0.008 segundos.

Con el error entregado de la fuerza en la celda, se calcula que para el ejercicio de remo sobre ergómetro en sujetos con LM se tendrá una incertidumbre admisible menor del 5% ( 2,5% - 3,75%) [35]. Así mismo, en el caso del espectro temporal, el error del desfase de 0.05 s nos entrega una incertidumbre del 2,5% que resulta mucho menor al 15% de la variación que se presenta en este ejercicio sobre los sujetos [35].

### 3.3. Evaluación

Del proceso de instrumentación se obtiene un sistema de evaluación biomecánica del ejercicio del remo en sujetos con lesión medular, que permite posicionar al sujeto de tal manera que se capta la posición de los marcadores por las cámaras sin interferencia, y además se posibilita la obtención de los datos producto de la fuerza ejercida por el apoyo de los pies durante el ejercicio y de la fuerza ejercida por la brazos.

Para la medición de las fuerzas de reacción en los pies, se construye y adapta la estructura base a las celdas de carga del sistema VICON®. Este sistema tiene como ventaja que no requiere modificar la estructura de la máquina como aquellos que ponen las celdas de carga directamente sobre el reposapiés [30]. Es de resaltar que la mayor ventaja del este diseño propuesto, es poder medir la fuerza de reacción de manera tridimensional.

De la evaluación realizada se obtienen los datos de fuerza descritos en la figura 11. En relación a los resultados obtenidos se encuentra que las fuerzas resultantes en la coordenada  $y$  alcanzan valores mayores en comparación con las demás coordenadas. La diferencia de fuerza entre ambos pies del 21.12%, con predominancia en el lado derecho. Los resultados de fuerza logrados para la componente  $y$  alcanzan los 435 N y son mayores para la fase del pase, correspondiendo con lo reportado por la literatura [5] [20] [21]. La coordenada en  $x$  presenta menores expresiones de fuerza, de alrededor de 134 N, pero a diferencia de lo reportado por [19], los incrementos en esa fuerza se presentan entre el final de la fase del pase e inicio del recuperación; lo cual puede estar asociado a la mayor exigencia en fuerza presentada durante este periodo. Igualmente, la componente en  $z$ , con la menor representación de fuerza entre las 3 coordenadas, presenta aumento de la respuesta al finalizar la fase del pase, evidenciando valores de máximo 70 N debido a su poca participación.

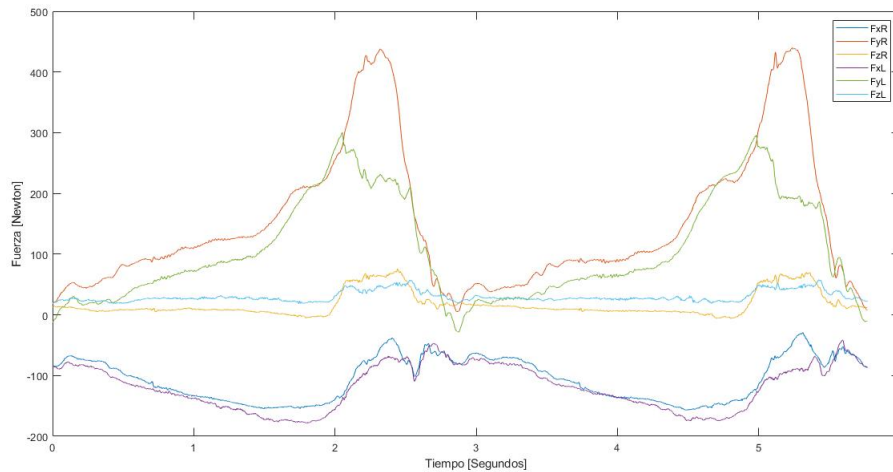


Figura 11: Resultados de la plataforma de fuerza, rotados 42 sobre el eje x.

El comportamiento analizado en los resultados obtenidos en la prueba es concordante con lo mostrado en anteriores estudios [16, 36, 37], comprobando la efectividad en la adaptación de la máquina relacionada al sistema de posicionamiento del sujeto y transición del movimiento de una fase a otra del ciclo del ejercicio. Tanto los resultados de fuerza, como los de movimiento, se lograron obtener de manera similar a lo obtenido en otros análisis, en los que igualmente se realizó una adaptación del sistema para la toma de estos datos [5, 6].

De esta manera, se demuestra el funcionamiento del sistema adaptado e instrumentado en el presente estudio, para ser usado posteriormente en sujetos con lesión medular nivel T8 o



menor, para la medición de fuerza y movimiento durante la ejecución del ejercicio de remo sobre ergómetro.

#### 4. Conclusiones

La obtención de los datos cinemáticos comprobó la efectividad de la adaptación en la silla para la resolución del problema de obstrucción de marcadores en los sujetos con lesión medular. Igualmente, los datos cinéticos recolectados dan cuenta de la correcta adaptación en el soporte de los pies, junto con la instrumentación dada para el acople con la plataforma de fuerza. Esto sumado a las demás adaptaciones e instrumentaciones realizadas, permite obtener un sistema apto para la evaluación biomecánica de sujetos con lesión medular nivel T8 o menor en el ejercicio de remo sobre ergómetro.

#### Referencias

- [1] N. L. Mazwi, K. Adeletti, and R. E. Hirschberg, "Traumatic Spinal Cord Injury: Recovery, Rehabilitation, and Prognosis," *Current Trauma Reports*, vol. 1, no. 3, pp. 182–192, 2015.
- [2] W. Qin, J. Pan, W. A. Bauman, and C. P. Cardozo, "Differential alterations in gene expression profiles contribute to time-dependent effects of nandrolone to prevent denervation atrophy," *BMC Genomics*, vol. 11, no. 1, p. 596, 2010.
- [3] R. Singh, R. Rohilla, G. Saini, and K. Kaur, "Longitudinal study of body composition in spinal cord injury patients," *Indian Journal of Orthopaedics*, vol. 48, no. 2, p. 168, 2014.
- [4] B. Miarka, F. D. Bello, C. J. Brito, M. Vaz, and F. B. Del Vecchio, "Biomechanics of rowing: Kinematic, kinetic and electromyographic aspects," *Journal of Physical Education and Sport*, vol. 18, no. 1, pp. 193–202, 2018.
- [5] A. E. Draghici, G. Picard, J. A. Taylor, and S. J. Shefelbine, "Assessing kinematics and kinetics of functional electrical stimulation rowing," *Journal of Biomechanics*, vol. 53, pp. 120–126, 2017.
- [6] D. I. Kim, D. S. Park, B. S. Lee, and J. Y. Jeon, "A six-week motor-driven functional electronic stimulation rowing program improves muscle strength and body composition in people with spinal cord injury: A pilot study," *Spinal Cord*, vol. 52, no. 8, pp. 621–624, 2014.
- [7] R. J. Shephard, "Science and medicine of rowing: A review," *Journal of Sports Sciences*, vol. 16, no. 7, pp. 603–620, 1998.
- [8] M. M. A. Jamil and F. Sherwani, "Framework Model Development for Spinal Cord Injury Application : Part 1," pp. 1–5, 2015.
- [9] J. A. Jones, L. Allanson-Bailey, M. D. Jones, and C. A. Holt, "An ergometer based study of the role of the upper limbs in the female rowing stroke," *Procedia Engineering*, vol. 2, no. 2, pp. 2555–2561, 2010.
- [10] S. Kornecki and M. Jaszczak, "Dynamic analysis of rowing on concept II type c ergometer," *Biology of Sport*, vol. 27, no. 3, pp. 187–194, 2010.
- [11] J. J. Laskin, E. A. Ashley, L. M. Olenik, R. Burnham, D. C. Cumming, R. D. Steadward, and G. D. Wheeler, "Electrical stimulation-assisted rowing exercise in spinal cord injured people. A pilot study," *Paraplegia*, vol. 31, no. 8, pp. 534–541, 1993.
- [12] D. McNaughton, "An Improved Functional Electrical Stimulation (FES) Rowing Device [University of Alabama at Birmingham] — RESNA Student Design Competition." url<https://sites.psu.edu/resnasdc/2014/06/05/an-improved-functional-electrical-stimulation-fes-rowing-device-university-of-alabama-at-birmingham/>, 2019.
- [13] M. Hofmijster, *Mechanics and Energetics of Rowing*.
- [14] D. Hawkins, "A new instrumentation system for training rowers," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, no. 2, pp. 241–245, 2000.
- [15] M. Skublewska-Paszkowska, E. Lukasik, and J. Smolka, "Algorithms for Tennis Racket Analysis Based on Motion Data," *Advances in Science and Technology Research Journal*, vol. 10, no. 31, pp. 255–262, 2016.
- [16] E. Buckeridge, S. Hislop, A. Bull, and A. McGregor, "Kinematic asymmetries of the lower limbs during ergometer rowing," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 44, no. 11, pp. 2147–2153, 2012.
- [17] C. Sforza, E. Casiraghi, N. Lovecchio, D. Galante, and V. F. Ferrario, "A Three-Dimensional Study of Body Motion During Ergometer Rowing," pp. 22–28, 2012.
- [18] P. Pudlo, A. Pinti, and F. X. Lepoutre, "Experimental laboratory apparatus to analyze kinematics and 3D kinetics in rowing," *Sports Engineering*, vol. 8, no. 1, pp. 39–46, 2005.
- [19] K. Hase, M. Kaya, A. B. Zavatsky, and S. E. Halliday, "Musculoskeletal loads in ergometer rowing," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 20, no. 3, pp. 317–323, 2004.

- [20] T. Černe, R. Kamnik, B. Vesnicer, J. Žganec Gros, and M. Munih, "Differences between elite, junior and non-rowers in kinematic and kinetic parameters during ergometer rowing," *Human Movement Science*, vol. 32, pp. 691–707, aug 2013.
- [21] T. Černe, R. Kamnik, and M. Munih, "The measurement setup for real-time biomechanical analysis of rowing on an ergometer," *Measurement*, vol. 44, pp. 1819–1827, dec 2011.
- [22] R. R. Baptista, G. D. S. Cunha, and A. R. De Oliveira, "Aspectos fisiológicos e biomecânicos da produção de força podem ser usados no controle do treinamento de remadores de elite," *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, vol. 14, no. 5, pp. 427–430, 2008.
- [23] . VermontC2, *Remos indoor*.
- [24] A. S. Peña and A. M. Ramirez-Martinez, "Instrumentación de una máquina de remo para análisis tridimensional cinemático y cinético.," *INGENIERÍA MECÁNICA Y MECATRÓNICA: Innovación para un nuevo país*, pp. 166–172, 2018.
- [25] F. AMTI and Motion, "Force Plate Overview." <https://www.amti.biz/fps-guide.aspx>, 2020.
- [26] F. Colloud, P. Bahuaud, N. Doriot, S. Champely, and L. Chèze, "Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers: Mechanical aspects," *Journal of Sports Sciences*, vol. 24, no. 5, pp. 479–493, 2006.
- [27] VYCON, "Understand remote functionality - Vantage Documentation - Vicon Documentation." [urlhttps://docs.vicon.com/display/Vantage/Understand+remote+functionality](https://docs.vicon.com/display/Vantage/Understand+remote+functionality), 2020.
- [28] C. L. Vaughan, B. L. Davis, and J. C. O'Connor, *The Three-Dimensional and Cyclic Nature of Gait*. 1999.
- [29] Ministerio de Salud y Protección Social, "Resolucion 2465 de 2016," *14 De Junio De 2016*, p. 47, 2016.
- [30] T. Buarque, D. G. Lafayette, J. Marcelo, X. Natario, A. Elza, and F. Da, "Color markers," no. Ll, pp. 249–259, 2019.
- [31] R. L. Lambach, N. E. Stafford, J. A. Kolesar, B. J. Kiratli, G. H. Creasey, R. S. Gibbons, B. J. Andrews, and G. S. Beaupre, "Bone changes in the lower limbs from participation in an FES rowing exercise program implemented within two years after traumatic spinal cord injury," *Journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 0, no. 0, pp. 1–9, 2018.
- [32] D. W. Jung, D. S. Park, B. S. Lee, and M. Kim, "Development of a motor driven rowing machine with automatic functional electrical stimulation controller for individuals with paraplegia; a preliminary study," *Annals of Rehabilitation Medicine*, vol. 36, no. 3, pp. 379–385, 2012.
- [33] A. S. Gorgey, R. E. Khalil, R. M. Lester, G. A. Dudley, and D. R. Gater, "Paradigms of lower extremity electrical stimulation training after spinal cord injury," *Journal of Visualized Experiments*, vol. 2018, no. 132, pp. 1–11, 2018.
- [34] R. Davoodi, B. J. Andrews, G. D. Wheeler, and R. Lederer, "Development of an indoor rowing machine with manual fes controller for total body exercise in paraplegia," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 10, no. 3, pp. 197–203, 2002.
- [35] A. E. Draghici, J. A. Taylor, M. L. Bouxsein, and S. J. Shefelbine, "Effects of FES-Rowing Exercise on the Time-Dependent Changes in Bone Microarchitecture After Spinal Cord Injury: A Cross-Sectional Investigation," *JBMR Plus*, vol. 3, no. 9, p. e10200, 2019.
- [36] J.-s. Kim, H. Cho, B.-r. Han, S.-y. Yoon, S. Park, H. Cho, J. Lee, H.-d. Lee, and H.-d. Lee, "Comparison of Biomechanical Characteristics of," vol. 26, no. 1, pp. 21–30, 2016.
- [37] S. E. Halliday, A. B. Zavatsky, B. J. Andrews, and K. Hase, "Kinematics of the Upper and Lower Extremities in Three-Dimensions during Ergometer Rowing," *Proc. in the International Society of Biomechanics Conference*, no. Figure 1, pp. 22–24, 2001.