



## [193032] Diseño de un dinamómetro que permita la medición, registro y almacenamiento de datos para fuerza de agarre

Laura Camila Barón Gutiérrez<sup>a,c</sup>, María Alejandra Correa Páez<sup>a,c</sup>, María Paula Garzón  
Durán<sup>a,c</sup>, María Camila Garzón Hortúa<sup>a,c</sup>,

Christian Ricardo Zea Forero<sup>b,c</sup>

Magda Viviana Monroy<sup>b,d</sup>

<sup>a</sup>Estudiante de Ingeniería Industrial

<sup>b</sup>Profesor, Director del Trabajo de Grado, Departamento de Ingeniería Industrial  
<sup>c</sup>Profesora, Codirectora del Trabajo de Grado, Departamento de Ingeniería Industrial

<sup>c</sup>Pontificia Universidad Javeriana, Bogotá, Colombia

<sup>d</sup>Universidad Santo Tomás, Bogotá, Colombia

---

### Resumen de diseño en Ingeniería (En inglés)

Musculoskeletal diseases, in most of the cases, are product of a progressive damage generated by micro traumatisms associated to repetitive movements and strained positions. It is caused by different factors, among them, office work. Afflictions of this kind lead to fatigue and ongoing muscle pains affecting individual's health. This pathology has become a domestic and international health issue. According to the World Health Organization, in 2019, musculoskeletal diseases were the leading cause of disability and represent the greatest proportion of persistent pain conditions apart from Cancer. In terms of upper extremities, most common musculoskeletal diseases are: Carpal tunnel syndrome, Tendinitis, Tenosynovitis, Scribe's syndrome, Radial tunnel syndrome and Epicondylitis.

Furthermore, grip strength is the measure of the maximum possible force intentionally imprinted by a person. It combines inner and outer muscle interactions allowing movement on upper extremities. The instrument used to measure this type of force is called handgrip dynamometer. Some researchers around the world evidence how grip strength can be used as a reference to prevent and control musculoskeletal diseases. As consequence, the present project presents the design of a dynamometer to measure handgrip strength and record the measurements in a database. Statistics and graphs can be checked later for its analysis as a useful tool for decision-making, perfect for the Safety and Health Security Environment (HSSE) Department favoring people health through the early prevention and control of musculoskeletal future symptoms.

The design of the proposed dynamometer prototype is built based on the Ullman methodology, taking as a reference the most commonly innovative used devices for grip force measurements in the market. Regarding its internal functioning, some electronic components are required in order to transduce the handgrip force up to 100 kgf into an electrical analog signal which can be measured and stored afterwards. In this case, using an Arduino Mega 2560 microcontroller board for serial communication and transference of data to a computer. Electrical and jumper pin cables are also required to connect the components, along with the arduino USB cable type which allows the synchronization with a PC and powers the dynamometer.

The Quality Function Deployment QFD tool was used to identify the most relevant **design requirements** of an instrument for measure hand grip strength, and for establish which factors can accomplish these requirements in a greater level. An anthropometric hand measurement was performed in a sample of laboratory technicians of the engineering department of the Pontificia Universidad Javeriana in Bogotá, to establish the dimensions of the dynamometer. Additionally, the three-dimensional printing was chosen as manufacturing method using Polylactide PLA as raw material for the device.

Subsequently, taking into account the results obtained above, the modeling of three possible designs (A, B and C) was performed in Solidworks software. For the final design choice, the factor weighting rating method was applied using factors related to usage, manufacturing and maintenance of the device, obtaining the model B (Figure 1) as the most suitable design. In order to evaluate

the operation of the dynamometer under real working conditions, the software SolidWorks was used to execute a static analysis, which concluded that under a 680N average load the model B is suitable for doing hand grip strength measurements without deforming, nor generating cracks or break ups in its parts. On the other hand, to add value on the device a digital platform was developed (Figure 2) using Visual Basic for Applications VBA. These platform allows to save the strength values into a data model, show some stats, and visualize them through charts and graphs filtered according to the users needs. To represent the functioning of model B and the platform, an animation was made.

Regarding the **design restrictions**, this model must remain connected to the PC with the data cable in order to operate simultaneously along with the platform. In addition, its maximum measure value is 100 kgf and the error range is determined by the load cells used, and it can store a maximum of 100.000 registers for only one company at a time.

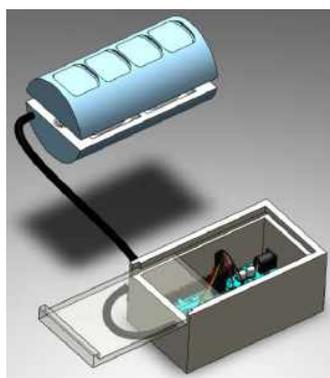


Figure 1. Model B.



Figure 2. Digital platform - individual analysis sheet.

Finally, the costs for all of the models proposed was evaluated taking into account the price of raw materials, components, workforce and electric power needed using the 3D printing technology available at the Technology Center of Industrial Automatization (CTAI) of the Pontificia Universidad Javeriana. As a result of the above analysis, the total manufacturing cost for model B is 202.939 COP.

*Palabras clave:* Fuerza, dinamómetro, agarre, manos, enfermedades musculoesqueléticas, almacenamiento.

## 1. Justificación y planteamiento del problema

La alta prevalencia de los trastornos musculoesqueléticos (TME) y la generación de discapacidad física a causa de las mismas, son algunos de los factores que han convertido estas enfermedades en un problema de salud pública en Colombia y el mundo. Éstas son molestias de aparición lenta y de carácter inofensivo en apariencia, que se suelen ignorar hasta convertirse en casos crónicos de daño permanente. La mayoría de estas enfermedades inician en la juventud o en la vida media de las personas, pero el diagnóstico y tratamiento temprano pueden disminuir el impacto de la enfermedad. Existe un gran número de factores que se han relacionado con estos trastornos: individuales (edad, sexo, estilo de vida y patologías asociadas), mecánicos, ergonómicos o laborales (la posición o la carga de trabajo), y psicosociales (estrés) (Bugarín González, Galego Feal, García García, & Rivas Lombardero, 2005).

En la mayoría de los casos, las enfermedades musculoesqueléticas son el resultado de un deterioro progresivo relacionado con la acumulación de microtraumatismos vinculados con posturas forzadas y movimientos repetitivos por largos periodos de tiempo (Bugarín González et al., 2005). Estos microtraumatismos son el factor principal de 32 TME relacionados con el trabajo de la extremidad superior, afectando los músculos, tendones, articulaciones, nervios periféricos y vasos sanguíneos de soporte (Kong et al., 2019), reduciendo la movilidad muscular y disminuyendo la calidad de vida de las personas a raíz del dolor. (Stewart, 2003).

La fuerza manual aplicada en las labores puede cuantificarse como un porcentaje de la fuerza de agarre máxima (Wimer, Dong, Welcome, Warren, & McDowell, 2009). La fuerza de agarre es la medida de la máxima fuerza posible realizada voluntariamente por parte de una persona, combina la interacción de músculos intrínsecos y

extrínsecos que permiten el movimiento (Larson & Ye, 2017). Esta fuerza sirve como índice fisiológico importante para reflejar el estado de salud de las personas (Bian, Luo, Zhang, Shan, & Gong, 2020), es por eso que, en algunos países, las organizaciones la utilizan para identificar a los empleados con mayor riesgo de lesiones durante la etapa de evaluación y capacitación previa al empleo, con el fin de prevenir desórdenes músculo esqueléticos (Liu, Ma, Zhang, & Zhang, 2019). También se puede utilizar para la detección de enfermedades, ya que la dificultad muscular está fuertemente relacionada con restricciones e incapacidad física. En otros casos, se usa con frecuencia para verificar el nivel de capacidad o nivel de fuerza de la mano en diversas prácticas como rehabilitación, terapia, entre otras (Jain, Meena, Sain, & Dangayach, 2018).

La fuerza de agarre brinda información importante que se puede utilizar para trabajar en la prevención de enfermedades, sin embargo, es necesario mejorar los procesos de diagnóstico temprano y manejo adecuado de estas patologías osteomusculares con el fin de evitar sus complicaciones y secuelas. Los fisioterapeutas hacen énfasis de su uso en el campo laboral con el objetivo de prevenir, mediante estrategias adaptadas a los perfiles de los funcionarios, la aparición de enfermedades profesionales (Carrascal & Chamorro, 2016).

Los trastornos músculo-esqueléticos representan un alto costo económico para los trabajadores, instituciones, y países. Según la Asociación Chilena de Seguridad ACHS, el país invierte 3.000 millones de dólares al año en prevenir o tratar estas patologías. En el año 2009, se perdieron más de 3 millones de días de trabajo por accidentes y/o por enfermedades laborales. De acuerdo con el departamento de Ergonomía de la ACHS, las zonas corporales más afectadas por factores laborales corresponden a la espalda y a las extremidades superiores (Medina Silva & Cubillos Mariangel, 2010). Un estudio realizado por la universidad del Rosario en Bogotá, Colombia, estimó que en una empresa floricultora únicamente el 3,5% de las ausencias laborales son causadas por TME, sin embargo, el costo que generan en la compañía estas incapacidades se aproxima a los 29.851 USD al año (Arias et al., 2018). Por tal razón, Carrascal y Chamorro plantean que el seguimiento de la fuerza de agarre en los trabajadores se debería emplear en las organizaciones para buscar mejorar la calidad de vida de los mismos, y obtener mayores beneficios económicos, contribuyendo a los índices de la integración laboral y la estabilidad en el empleo.

Hay tres formas de evaluar las cargas físicas o posturales para prevenir los trastornos músculo esqueléticos relacionados con el trabajo: medición directa, método de observación y auto informes subjetivos. La medición directa de la carga se puede realizar por medio de dispositivos con sensores de celdas de carga o sistemas EMG (electromiografía), estos tienen ventaja con respecto a la precisión, no obstante, su frecuencia de uso es reducida debido al alto costo que involucra. En el método de observación se utilizan listas de verificación como el Sistema de evaluación de posturas de trabajo de Ovaco (OWAS) y la Evaluación rápida de la extremidad superior (RULA), que a pesar de ser simple, rápida y de bajo costo, no estima la fuerza física. Por último, los auto informes subjetivos son escalas psicológicas donde los trabajadores evalúan su percepción de desempeño frente a ciertos factores físicos. Sin embargo, pocos estudios se han realizado sobre este método, y al igual que en el de observación, no se mide la fuerza física (Kong et al., 2019).

Según lo anterior, la medición directa es el método más confiable para evaluar las cargas físicas ejercidas por la mano, y uno de los dispositivos usados en este tipo de medición es el dinamómetro. En la actualidad, existen dinamómetros para fuerza de agarre tanto analógicos como digitales, en el mercado se pueden encontrar equipos con diferentes mecanismos, rangos de medición y precisión, diseños, pesos, modos de lectura y precios. Sin embargo, como se mencionó anteriormente, esta forma de medición es costosa debido a la gran cantidad de tiempo que requiere la toma de las muestras, al reducido número de proveedores que presten este servicio y al alto valor de los equipos, pues un dinamómetro capaz de medir la fuerza de agarre con una alta confiabilidad puede llegar a oscilar los 393 USD (Amazon, s.f).

Además de su alto costo, varios de los dispositivos existentes cuentan con otras limitaciones como lo son la baja confiabilidad, molestias para los usuarios durante la medición y complejidad al momento del uso (Krumm & Odenwald, 2014). Algunos de los dispositivos actuales para la medición de fuerza de agarre son electromecánicos y usan manijas que son propensas a desviarse cuando se someten a cierto valor de carga, otros, usan sistemas hidráulicos para detectar la magnitud de la fuerza aplicada. El resultado, es que tanto las manijas como el fluido

hidráulico, absorben una fracción de la fuerza generando inexactitud en las mediciones, (Nebojsa & Plymouth, 1994) debido a esto se ha despertado la necesidad de innovar en el sector.

Varios estudios se han realizado con el objetivo de desarrollar instrumentos capaces de medir la fuerza de agarre con otros mecanismos que faciliten la lectura de los datos, o con diseños y requerimientos específicos que demandan algunas tareas. Por ejemplo, en Alemania en el año 2014, Krumman y Odenwalda desarrollaron un dinamómetro capaz de medir las fuerzas de agarre en la interfaz entre el ciclista y la bicicleta, el dispositivo es capaz de medir dichas fuerzas mientras el individuo está expuesto a las vibraciones que involucran la tarea. Otro dinamómetro alternativo es el “Grip ball”, el cual fue diseñado en 2013 y consiste en una bola flexible con sensores de presión y temperatura, además, incluye un sistema de adquisición y comunicación de datos a tiempo real a través de bluetooth, permitiendo la transferencia de datos a dispositivos como la tableta, el teléfono móvil, computadora, etc. (Chkeir, Jaber, Hewson, & Duchêne, 2013). Por otro lado, Talsania y Kozin en 1998 inventaron el dispositivo “NK digits grip”, el cual es un dinamómetro computarizado compuesto por cuatro sensores con salida directa a una computadora permitiendo el registro de los datos, adicionalmente, se puede ajustar a tres diferentes tamaños de mango.

Como se puede evidenciar, existen dinamómetros de fuerza de agarre con diferentes características y complementos, sin embargo, actualmente no hay uno en el mercado enfocado en el análisis de datos que permita realizar un estudio de salud ocupacional efectivo para el seguimiento de enfermedades músculo esqueléticas relacionadas con el trabajo. Estos no incluyen una plataforma que genere una base de datos y realice una asociación de las medidas de fuerza con otras variables relacionadas de los trabajadores, para facilitar la visualización de los datos y el cálculo de estadísticos descriptivos. La creación de este equipo será útil para llevar un control de la fuerza de agarre de los trabajadores, favoreciendo la toma de decisiones para la prevención de enfermedades músculo esqueléticas, como la eliminación de factores y condiciones que ponen en riesgo la salud, la creación de conciencia en el cuidado de las articulaciones de los individuos, y el establecimiento de pausas activas en las rutinas laborales, logrando indirectamente una reducción en los costos generados por los TME. Por consiguiente, se plantea la siguiente pregunta de investigación: ¿Cómo a través del diseño de un prototipo de dinamómetro es posible medir, registrar y almacenar datos de fuerza de agarre de la mano para uso laboral?

## 2. Antecedentes

El dinamómetro es el instrumento para medir fuerzas basado en la deformación elástica de un muelle calibrado (Real Academia Española, 2019). El dinamómetro tradicional fue creado por Isaac Newton en 1684 y su funcionamiento se dio con base en el estiramiento de un resorte, de acuerdo con la ley de elasticidad de Robert Hooke (Lucendo, 2019). Estos dispositivos han evolucionado y en el mercado actual se pueden encontrar de diferentes formas, análogos o digitales, con peso, dimensiones y precio que pueden variar según el rango de medición y la precisión esperada.

En el caso de los dinamómetros para medición de fuerza de agarre, existen instrumentos con distintas características y capacidades de medición. Por ejemplo, el dinamómetro analógico de agarre Takei 5001 puede medir hasta 100kgf (Cartwright fitness, 2019). En cambio, otros dispositivos tradicionales como los dinamómetros hidráulicos de mano Jamar y Baseline, únicamente tienen un rango de medición entre 0 y 90kgf. Sin embargo, el Jamar es ideal para la detección rutinaria de la fuerza de prensión y tiene un rango de ajuste de 1,375” a 3,375” (Micompraexpress, 2019) y el Baseline tiene 5 posiciones de manija para distintos tamaños de mano, un peso aproximado de 638g, y un rango de ajuste de 1,35” a 3,5”, actualmente existe una versión digital de este dispositivo (Baseline, 2019).

Por otra parte, gracias a los avances tecnológicos se han desarrollado dispositivos digitales, cuyo precio es más alto en comparación con los tradicionales, dada su precisión y facilidad de uso. Uno de los equipos más utilizados para la medición de fuerza de agarre en la actualidad, es el dinamómetro digital para mano Jamar Plus, el cual puede medir fuerza de agarre isométrica, se usa para la detección de rutina de la fuerza de prensión y para las evaluaciones de clientes con traumatismo y disfunción de la mano. Además, calcula estadísticos tales como media, desviación estándar y varianza de las mediciones, con un valor comercial aproximado de 393 USD (Jamar, 2019).

Asimismo, el dinamómetro digital de mano Takei TTK5401, es reconocido por su uso para determinar el agarre y la fuerza del antebrazo, en un rango de 0.5 a 100kgf, con una precisión de  $\pm 2.0$  kgf, su peso aproximado es de 630g y el precio aproximadamente es de 318,18 USD (Takei, 2019). Este dispositivo es la versión digital del popular dinamómetro analógico Takei 5001 mencionado anteriormente. En esta misma categoría se encuentra el dinamómetro medidor de fuerza de agarre Camry EH101, el cual tiene un registro de memoria para 19 usuarios diferentes, un peso de 500g, y un valor comercial de 99,99 USD. Este dinamómetro está diseñado como un dispositivo de entrenamiento profesional para la fuerza de la empuñadura, adecuado para cualquier consulta médica, clínica de fisioterapia o gimnasio (Camry, 2019).

Las imágenes correspondientes a los dinamómetros mencionados se pueden observar en la tabla 1.

Tabla 1  
Dinamómetros análogos vs digitales

<i>MARCA</i>	<i>ANÁLOGO</i>	<i>DIGITAL</i>
<i>Jamar</i>	 Dinamómetro Jamar.	 Dinamómetro digital Jamar Plus.
<i>Takei</i>	 Dinamómetro analógico Takei 5001.	 Dinamómetro digital Takei TTK5401.
<i>Baseline</i>	 Dinamómetro hidráulico Baseline.	 Dinamómetro hidráulico digital Baseline lite.

Autoría propia

Adicionalmente, en el mercado se pueden encontrar dispositivos con diseños innovadores y funciones complementarias, como el dinamómetro digital y fortalecedor de agarre SQUEGG (figura 3), el cual se puede conectar por medio de Bluetooth a una aplicación para celular, permitiendo almacenar mediciones de fuerza de hasta 90kgf y observar ejercicios que se pueden realizar con el equipo con el fin de fortalecer los músculos (Amazon, 2020). De igual forma, el dinamómetro digital de agarre LFANH (figura 4), contiene funciones adicionales, ya que puede medir fuerza de agarre entre 10 y 60kgf, y ser utilizado como ejercitador de empuñadura con diferentes niveles de resistencia dentro de terapias de rehabilitación de lesiones (Amazon, 2020).



Figura 3. Dinamómetro digital y fortalecer de agarre SQUEGG.



Figura 4. Dinamómetro y ejercitador LFANH.

Por otro lado, debido a la importancia de la fuerza de agarre, se han desarrollado instrumentos no convencionales para su medición. Por ejemplo, el dispositivo digital computarizado llamado NK DIGITS GRIP, desarrollado en Estados Unidos, se puede ajustar a cinco diferentes tamaños de mango y es utilizado para medir la fuerza máxima de agarre de la mano partiendo de la ejercida por cada dedo. Este dinamómetro alternativo cuenta con una salida que registra datos de fuerza isométrica directamente en un computador, el cual muestra la distribución de fuerza en forma numérica y gráfica, con una resolución de los sensores de fuerza de 12gf y una precisión de 2% de escala completa, utilizando como referencia el dinamómetro digital Jamar (Talsania & Kozin, 1998). Con este mismo instrumento de referencia, en 2009, un equipo estadounidense desarrolló un dinamómetro no tradicional (figura 5), el cual consiste en un mango cilíndrico de 40mm capaz de medir fuerza de agarre con suficiente precisión (error inferior al 4%) y repetibilidad como para ser utilizado en aplicaciones clínicas.

En Francia, en el año 2013, se creó un dispositivo que consiste en un balón flexible hermético entre dos placas con sensores de presión y temperatura, así como un sistema para la adquisición y proyección de datos. Esta comunicación se da en tiempo real por medio de Bluetooth, lo que garantiza la interoperabilidad con otros dispositivos que pueden almacenar o transferir los datos (computadora, tableta, teléfono móvil, etc.). El Grip-ball (figura 6), como es conocido, es capaz de medir la fuerza de agarre realizada, dependiendo de la presión inicial a la que sea inflado (Chkeir et al., 2013).

Dentro de los dispositivos no convencionales desarrollados como solución a una necesidad específica, se encuentra un dinamómetro para medición de fuerza de agarre en el manillar de una bicicleta. Este instrumento, desarrollado a partir de un estudio llevado a cabo en Alemania, contiene una abrazadera y dos vigas de flexión enfrentadas, equipadas con galgas extensométricas que permiten mediciones de deformaciones con un error relativo máximo de 4,5% (Krumm & Odenwald, 2014).



Figura 5. Dinamómetro cilíndrico.

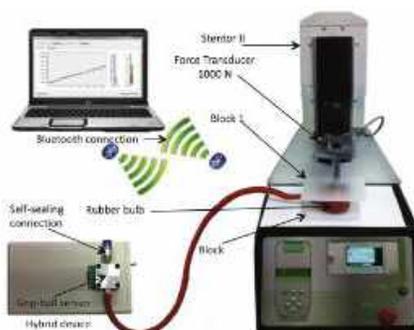


Figura 6. Grip-ball medidor de fuerza de agarre.

La mayoría de los dispositivos convencionales mencionados anteriormente han sido utilizados para la medición de fuerza en investigaciones realizadas a nivel mundial. Por ejemplo, en un estudio desarrollado en China, se empleó el dinamómetro Jamar Plus para la medición de fuerza de agarre en trabajadores de la industria manufacturera, con el fin de determinar un modelo que permitiera predecir tres tipos de fuerza en la mano con información biográfica y datos antropométricos. En esta investigación interactuaron variables como el género, el peso y la altura, y el procedimiento se realizó con rotación neutral y el codo flexionado a 90°, de acuerdo con la postura recomendada por la Sociedad Americana de Terapeutas de Mano (Chao, Chiu, & Lo, 2019). Este dispositivo también se usó en Holanda para medir la fuerza de agarre en trabajadores, con el objetivo de analizar las diferencias en la capacidad funcional de las extremidades superiores del cuerpo entre pacientes que trabajan con artritis y empleados sanos, determinando que existe una relación entre la enfermedad y la disminución de la funcionalidad (Vansteenkiste et al., 2017).

Igualmente, en una investigación realizada por la Universidad de Copenhague en conjunto con el hospital universitario Rigshospitalet, en Dinamarca, se empleó el dinamómetro Jamar 5030J1 para la medición de fuerza de agarre en pacientes y personas sanas. Lo anterior con el objetivo de identificar si existe relación de la fuerza, la resistencia (ejercer el 70% de la fuerza de agarre durante segundos) y el trabajo de la empuñadura (ejercer fuerza de agarre durante 3 segundos de resistencia), con la calidad de vida o la actividad física. A partir del análisis efectuado, se determinó que la fuerza de agarre es una medida válida de movilidad y calidad de vida en pacientes, y de

actividad física en sujetos sanos y pacientes masculinos, a diferencia de la resistencia y el trabajo de agarre, con los que no se encontró asociación (Jakobsen, Rask & Kondrup, 2010).

De igual forma, dentro de los instrumentos más reconocidos se encuentra el dinamómetro Takei 5401. Este se ha empleado para la medición de fuerza en la mano en investigaciones realizadas en países como Turquía, en donde se identificó que los estudiantes tienen diferente fuerza de agarre dependiendo de la frecuencia con que practican deportes (Melekoglu, 2015). En España, el objetivo del estudio consistía en encontrar relaciones entre la fuerza de agarre, el género de estudiantes adolescentes y haber sido amamantados durante sus primeros años. Usando el dinamómetro Takei 5401, se determinó que el género masculino tiene mayor fuerza que el género femenino, y que no existen diferencias significativas entre aquellos individuos que fueron amamantados y los que no (Corredor-Corredor, Castejon-Riber, Martínez-Amat, & Benítez-Sillero, 2018).

En Colombia, en un análisis efectuado por la Pontificia Universidad Javeriana, se emplearon mediciones de la capacidad prensil de las manos en empleados del área de aseo y cafetería de una empresa de servicios, con el fin de identificar si existe un efecto sobre la fuerza de agarre por el uso de guantes y postura de estos individuos, que se caracterizan por su vulnerabilidad ante lesiones músculo esqueléticas. El estudio se basó en tres variables, el nivel de postura, el uso o no uso de guantes y la fuerza de agarre, y se incluyeron los siguientes aspectos al momento de la medición: empleo de consentimiento informado a los participantes, tiempo de fuerza aplicada al dinamómetro entre 2 y 3 segundos y tres intentos de medición. El instrumento utilizado para la medición fue el dinamómetro para fuerza de agarre Lafayette con rango entre 0 y 100 kgf, y resolución de 1kgf (Zea, Caro, & Quintana, 2016).

Adicionalmente, en un estudio realizado por las universidades Autónoma de Manizales y CES, se empleó un dinamómetro manual con el fin de caracterizar la fuerza de agarre en una población de la ciudad de Medellín. Dentro del análisis se considera que este tipo de fuerza conlleva mayores alteraciones y limitaciones para la realización de actividades. Por lo cual, se plantea que la caracterización y el desarrollo de una base de datos con los valores de fuerza obtenidos en la investigación, permitirían la creación futura de una escala de medida objetiva ajustada a la normalidad del individuo en Colombia, generando un avance en cuanto a la evaluación, el diagnóstico y la intervención de pacientes con trastornos musculoesqueléticos, y una reducción en los costos causados por enfermedades laborales como Síndrome del túnel del carpo, enfermedad de Kienbock, tenosinovitis, entre otras (Correa, Idarraga, Montoya & Ramírez, 2010).

En la ciudad de Manizales, se ejecutó una investigación sobre la fuerza de agarre en trabajadores sanos. Para la medición de la fuerza, se empleó un dinamómetro Jamar y se tomó una muestra de empleados de diferentes instituciones como bancos, hospitales y universidades. Dentro del análisis se tomaron en consideración variables como el género, la edad, la ocupación y la dominancia, encontrando asociaciones de la fuerza de agarre con la edad y el género, y el promedio de fuerza mayor al utilizar la mano izquierda para personas con dominancia derecha (Angarita & Ramírez, 2009).

Por último, teniendo en cuenta las investigaciones descritas anteriormente, se puede identificar la importancia de la fuerza de agarre, además de la necesidad de innovar en la creación de dispositivos que permitan su medición, el almacenamiento y análisis de los datos obtenidos, con el objetivo de ser utilizada como un referente para la toma de decisiones que mejoren la calidad de vida de las personas y favorezcan la prevención y evaluación de enfermedades musculoesqueléticas, especialmente, en el área laboral.

### 3. Objetivos

#### *Objetivo general*

*Desarrollar un prototipo de dinamómetro que permita medir, registrar y almacenar datos de fuerza de agarre de la mano para uso laboral.*

#### *Objetivos específicos*

- Diseñar el modelo adecuado para el prototipo de dinamómetro.

- Desarrollar una plataforma que permita realizar el registro de mediciones de fuerza de agarre y sus estadísticos respectivos.
- Representar el movimiento del prototipo a través de una animación para evaluar su funcionamiento.
- Evaluar el costo de producción del prototipo seleccionado según la tecnología de impresión 3D disponible en el Centro Tecnológico de Automatización Industrial de la Universidad Javeriana.

#### 4. Metodología

Dada la importancia de la medición de la fuerza de agarre para la prevención y evaluación de enfermedades musculoesqueléticas, en la **declaración de diseño** se propone un dinamómetro que permita medir, registrar y almacenar datos de fuerza de agarre por medio de una plataforma digital operada desde un ordenador. Su desarrollo se describe a continuación:

##### *4.1. Objetivo 1: Diseñar el modelo adecuado para el prototipo de dinamómetro*

El diseño del prototipo de dinamómetro fue realizado según la metodología para el **proceso de diseño** mecánico planteada por Ullman. Para su ideación y creación, se tuvieron en cuenta las fases de definición, diseño conceptual y generación del producto. Durante la fase de definición se lograron identificar los requerimientos de diseño para un dinamómetro de fuerza de agarre, y se realizó un estudio benchmarking con los dispositivos más reconocidos del mercado. Para la etapa de diseño conceptual, se implementó la herramienta Quality Function Deployment para establecer los **requerimientos de desempeño** y las características que pueden generar mayor valor en el dinamómetro. Por último, en la fase de generación del producto, se plantearon tres propuestas diferentes de dinamómetro, se determinaron los componentes y materiales necesarios para su funcionamiento, y se modelaron en un software CAD teniendo en cuenta las medidas antropométricas de la mano. Se utilizó una matriz de ponderación de factores para seleccionar el modelo adecuado.

##### *4.1.1. Definición*

En la primera fase, se establecieron algunos de los requerimientos para el dinamómetro de fuerza de agarre a partir de las especificaciones que debe tener un producto ingenieril según Ullman, por ejemplo, el dispositivo debe tener un desempeño funcional, en este caso, debe ser capaz de sensar la carga y tener una capacidad máxima de medición de hasta 100kgf, además, debe tener un fácil reemplazo de las piezas, usar materiales amigables con el medio ambiente, ser reparable y de fácil uso. Por otro lado, se determinaron especificaciones de diseño a partir de variables que tienen en común artículos científicos sobre dinamómetros que miden fuerza de agarre, como que el dispositivo debe ser resistente a la compresión, tener un agarre conforme a la forma y tamaño de la mano (Marín Boné, 2015) y almacenamiento de datos (Wimer et al., 2009). Por último, para la prevención de factores de riesgo en exigencias de carga física del trabajo, el dinamómetro debe ser liviano, es decir, su peso debe ser inferior o igual a 3000g (Ministerio de protección, 2015).

Adicionalmente, con el fin de obtener más información para el diseño de los prototipos, se desarrolló un análisis benchmarking (anexo 1) de dinamómetros digitales para fuerza de agarre disponibles en el mercado. Se realizó una comparación en los siguientes aspectos: el rango de medición, las dimensiones, el peso, el precio, el estilo de agarre, los estadísticos generados, el almacenamiento de datos y la información adicional que proporciona cada uno de ellos. El estudio se realizó entre los dispositivos Camry EH101, Deyard EH101, LFANH, LYDIANZI, Takei TTK5401, Jamar Plus ,SQUEGG y Lafayette, los cuales corresponden a los dinamómetros más utilizados o innovadores.

##### *4.1.2. Diseño conceptual*

Teniendo en cuenta los requerimientos obtenidos en la fase de definición, se implementó la herramienta Quality Function Deployment QFD (figura 7) para identificar las características con mayor importancia al momento de diseñar un dinamómetro (anexo 2). Se plantearon diversas soluciones posibles para cumplir con las especificaciones del dispositivo:

- a. Utilizar materiales resistentes a la compresión.

- b. Emplear materiales biodegradables.
- c. Proponer un diseño adaptado a las medidas antropométricas de la mano.
- d. Emplear componentes capaces de transferir la deformación de una celda en un valor de fuerza.
- e. Incorporar una plataforma digital.
- f. Realizar un diseño que se ajuste al tamaño de la mano.
- g. Diseñar un dispositivo armable por piezas.
- h. Dispositivo de uso intuitivo.
- i. Incluir piezas fáciles de ensamblar.

Quality Function Deployment QFD		Dirección de Mejora: Minimizar (▼), Maximizar (▲), u Objetivo (x)	▲	▲	x	▲	▲	x	▲	x	▲	Legend
N°	Peso / importancia	Características de calidad ("Cómo")	Materiales resistentes a la compresión	Materiales biodegradables	Diseño adaptado a las medidas antropométricas de la mano	Componentes capaces de transferir la deformación de una celda en un valor de fuerza	Plataforma digital	Diseño adaptable al tamaño de la mano	Dispositivo de uso intuitivo	Diseño armable por piezas	Piezas del dispositivo fáciles de ensamblar	Legend
		Requerimientos ("Qué")										
1	10.0	Capaz de sentir la carga	○	▲	▲	○	○	▲	▲	▲	▲	Legend
2	8.0	Que se pueda reparar	▲	▲			○			○	○	Legend
3	3.0	Fácil reemplazo de piezas	▲				○		▲	○	○	Legend
4	5.0	Amigable con el medio ambiente	▲	○		○	○					Legend
5	9.0	Agarra conforme a la forma y tamaño de la mano	▲		○	▲	▲	○		▲	▲	Legend
6	3.0	Peso más liviano	○	○	○	○				▲	▲	Legend
7	8.0	Almacenamiento de datos	▲			▲	○	▲	▲			Legend
8	9.0	Capacidad máxima de medición de hasta 100kgf	○	▲		○	▲					Legend
9	8.0	Dispositivo resistente a la compresión	○	○		○				○	○	Legend
10	8.0	Dispositivo fácil de usar			○	▲	○	○	○	▲	▲	Legend
Peso relativo			17.7	9.0	19.1	-19.7	12.5	7.2	-4.9	9.0	9.0	Legend

Figura 7. Metodología QFD - Plantilla recuperada de QFD online.

Se identificó que las especificaciones indispensables para el diseño de un dinamómetro de fuerza de agarre son: la capacidad de sentir la carga, la resistencia a la compresión y la facilidad de uso. Además, el dinamómetro debe ser liviano, es decir, su peso debe ser inferior o igual a 3000g (Ministerio de protección, 2015). Entre los dispositivos analizados este factor varía entre 66g y 1361g, estos valores corresponden a los modelos SQUEGG y Jamar, respectivamente.

Así como el peso, otras características varían dependiendo del dispositivo. En cuanto al rango de medición, los dinamómetros Takei y SQUEGG tienen una mayor capacidad alcanzando los 100 kgf. Para el agarre conforme al tamaño y la forma de la mano, solo el Jamar cumple con las dos especificaciones. Finalmente, en relación al almacenamiento de datos, solo los dispositivos Camry EH101 y SQUEGG tienen este atributo.

A partir del análisis efectuado, se puede identificar que el prototipo de dinamómetro propuesto puede generar valor agregado si tiene una fácil reparación, se utilizan materiales amigables con el medio ambiente, y sus piezas son fáciles de reemplazar, dado que la mayoría de los dispositivos evaluados no tienen en cuenta estas características. Por otro lado, se analizó que los factores que logran cumplir en mayor medida los requerimientos planteados inicialmente son: usar materiales resistentes a la compresión, tener un diseño adaptado a las medidas antropométricas de la mano, que los componentes sean capaces de transferir la deformación de una celda en un valor de fuerza y la inclusión de una plataforma digital.

#### 4.1.3. Generación del producto

En primer lugar, según los requerimientos obtenidos previamente, el funcionamiento interno del dinamómetro propuesto requiere de componentes electrónicos para transformar la deformación de una celda en un valor de fuerza y transferir los datos. Los componentes son:

- a. Celdas o células de carga: Son estructuras que convierten la carga que actúa sobre ellas en señales eléctricas, están unidas a una viga o elemento estructural que se deforma cuando se aplica un peso (Omega Engineering, s.f). Se realizó la medición de la fuerza de agarre en técnicos de laboratorio de la facultad de ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana, empleando un dinamómetro hidráulico Jamar (anexo 3), con el propósito de verificar la capacidad máxima de 100kgf para las celdas de carga.
- b. Microcontrolador Arduino Mega 2560 con red inalámbrica Bluetooth: Es un dispositivo de control que genera comunicación serial o secuencial para la transferencia de datos a un ordenador (Antonio, s.f.)
- c. Módulo transmisor HX711: Es un componente que funciona a modo de interfaz entre las celdas y el microcontrolador.
- d. Cable de tipo USB: Componente necesario para la energización del dispositivo.
- e. Cables eléctricos y terminales jumper pin: Conectores entre los componentes mencionados.

Los esquemas eléctricos con los componentes mencionados varían para cada modelo propuesto dependiendo de las celdas utilizadas, y se pueden observar en los anexos 4 y 5.

Adicionalmente, para la generación del dispositivo se estableció la impresión tridimensional como método de fabricación, teniendo en cuenta características como: su versatilidad, puesto que una sola impresora 3D es capaz de realizar todas las piezas requeridas; flexibilidad, existe gran variedad de materiales que la impresora puede usar; y rápida personalización del diseño, en caso de presentarse alguna inconformidad con el diseño se pueden realizar modificaciones de forma fácil y rápida en el archivo base.

En relación con el material para la impresión tridimensional de las piezas, se tuvieron en cuenta tres tipos diferentes de filamento: Ácido poliláctico PLA, resina estándar y acrilonitrilo butadieno estireno ABS. Se seleccionó el ácido poliláctico de 1.75mm ya que en los últimos años se ha incrementado su uso en la medicina y la industria, y es el material más utilizado para la impresión de prototipos en el CTAI, por lo cual se tiene experiencia en su uso. Además, es el filamento que genera menor costo de fabricación para los tres modelos, y es amigable con el medio ambiente al ser un termoplástico biodegradable y reciclable que se produce a partir del maíz o caña de azúcar. En cuanto a sus características físicas, es reconocido por su resistencia a la humedad, dureza, versatilidad, facilidad de impresión, estabilidad ante la luz ultravioleta, baja inflamabilidad, temperatura de fusión de 200°C a 215°C y posibilidad de corte, limado y lijado (Liu, Onwulata, Fishman, Savary, & Hicks, 2004).

Para cada uno de los modelos planteados se realizó un BOM (bill of materials) o lista de componentes (Anexo 6), con la cantidad de materia prima (filamento de PLA) necesaria para su fabricación. Estos componentes deben soportar la presión ejercida por los usuarios sin deformarse o fracturarse.

Por otro lado, para determinar las dimensiones de los modelos propuestos se tuvieron en cuenta las medidas antropométricas de la mano. Según Mondelo y cols. (2001), la antropometría es la disciplina que estudia las dimensiones tomando como referencia distintas estructuras anatómicas, y sirve de herramienta en la ergonomía con objeto de adoptar el entorno a las personas, por lo cual es útil dentro del desarrollo de dispositivos ergonómicos. Por esta razón, se realizó la medición de la antropometría de la mano a técnicos de laboratorio que trabajan en la facultad de ingeniería de la Pontificia Universidad Javeriana, debido a que utilizan la fuerza de agarre con frecuencia, y la disponibilidad de horarios y la ubicación de su lugar de trabajo permitía una reducción en los tiempos de desplazamiento, generando una disminución en los costos asociados.

Dentro de la sesión de registro de datos, cada uno de los trabajadores firmó un consentimiento informado (anexo 7) para participar en el estudio. Posteriormente, se utilizó un formato de recolección de información (anexo 8 y 9) que incluye datos personales, antecedentes de desórdenes musculoesqueléticos DME, diagnóstico médico, características demográficas y del trabajo, sintomatología y dolor. Finalmente, se midieron y registraron las dimensiones antropométricas de ambas manos de los participantes (anexo 9), en el anexo 10 se encuentran listadas las dimensiones que se tuvieron en cuenta por ser las más útiles al momento de diseñar una herramienta de uso manual para una población en particular (Yunis y cols. 2004).

Para el planteamiento de los diseños, se realizaron los bocetos de tres propuestas de dinamómetros basados en los dispositivos existentes para la fuerza de agarre, y tomando como referencia los lineamientos de la metodología de

Ullman para este tipo de productos. Después, se evaluaron los diseños generando nuevos conceptos y redefiniendo especificaciones, siguiendo el diagrama de flujo iterativo establecido por Ullman (figura 8), para decidir qué ideas tienen el mayor potencial para convertirse en un producto de calidad. Los diseños finales se modelaron en el software SolidWorks.

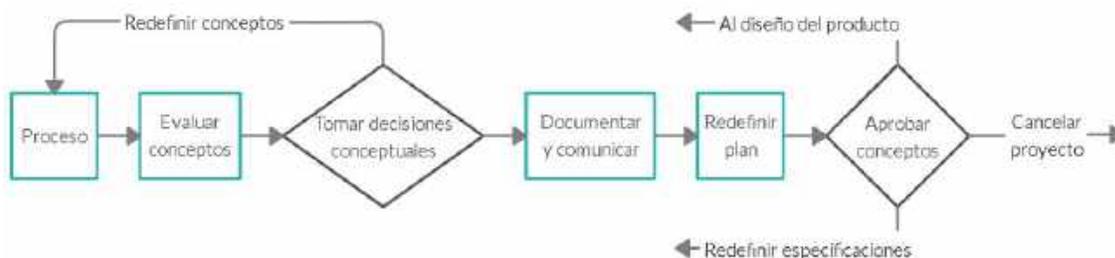


Figura 8. Diagrama de flujo iterativo.

Los planos de las piezas de cada uno de los modelos, con sus respectivas dimensiones, se encuentran en los anexos 11, 12 y 13. Adicionalmente, en la misma carpeta se pueden observar los planos de la vista isométrica (anexo 14, 15, 16) y la animación de la vista explosionada de los dispositivos (anexo 17, 18, 19).

- Diseño 1 - Dinamómetro A:

El primer diseño es el dinamómetro A (figura 9) el cual está basado en las referencias Jamar y Camry. El dispositivo Jamar se usó como referente debido a la comodidad de su manija y la precisión de los datos, y el Camry porque es fácil de usar y tiene una función para la lectura y almacenamiento digital de los datos. Con el diseño A, se mejoró el almacenamiento de datos por medio de una interfaz que conecta al computador para que las mediciones puedan ser analizadas y a su vez ser guardadas por un tiempo prolongado. Además, el diseño se realizó por partes para que los componentes se puedan reemplazar, reparar y ensamblar fácilmente.

Para dimensionar las piezas del primer modelo de dinamómetro A, se tuvo en cuenta el percentil 50 de la longitud palmar, con el fin de garantizar la fuerza de agarre correcta para sujetar las manijas, y el espacio adecuado entre ellas para evitar que se unan los dedos. Además, para dimensionar el largo de las manijas se utilizó el percentil 100 del ancho de la mano con el fin de que los individuos puedan apoyar la mano en el mango sin problema. Finalmente, para el diámetro de agarre se tomó el percentil 5 para asegurar que la mayoría de trabajadores puedan sujetar el dispositivo sin realizar esfuerzos adicionales.

En cuanto a su funcionamiento, la persona debe posicionar la mano de forma que los 4 dedos (índice, corazón, anular y meñique) queden en la manija de la parte inferior y el dedo pulgar se ubique en la manija superior. Al ejercer la fuerza de agarre la manija de la parte inferior sube, un resorte interno se comprime y la pieza en forma de herradura realiza presión en las dos celdas de carga.

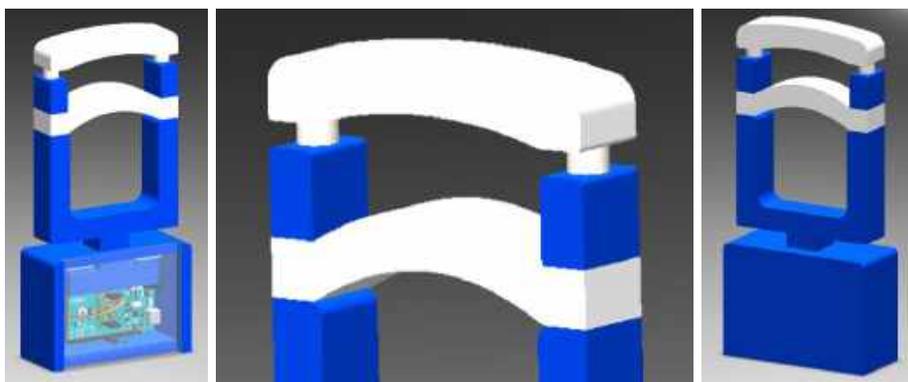


Figura 9. Modelo de dinamómetro A.

- Diseño 2 - Dinamómetro B:

En el segundo modelo B (figura 10), se tomó como referencia el dinamómetro SQUEGG debido a su diseño innovador, dado que posee características especiales que lo hacen sobresalir en el mercado. Sin embargo, no está diseñado para medir la fuerza de agarre, pues su forma y tamaño excluyen el uso del dedo pulgar en la medición. Es por eso que para la ideación del dinamómetro B, se tomó el diseño del dispositivo SQUEGG como base, y se adaptó para garantizar la correcta medición de la fuerza de agarre en la que se incluyen todos los dedos de la mano.

El dimensionamiento del dispositivo B se realizó con base en las medidas antropométricas diámetro de agarre y ancho máximo de la mano, tomando los percentiles 50 y 95 respectivamente. La primera se estableció como una dimensión mínima para asegurar que las personas realicen el agarre sin que la punta de sus dedos se roce; y la segunda, se utilizó como referencia para establecer el largo del dinamómetro. Se utilizó el percentil 95 para garantizar que el 95% de las personas puedan sujetar el dispositivo sin ninguna dificultad.

Para realizar la medición de la fuerza con el dispositivo B, la persona debe ubicar los dedos meñique, anular, corazón e índice en las secciones cóncavas que se encuentran en la parte superior del dinamómetro, y el dedo pulgar en la sección cóncava de la parte inferior. Posteriormente, la persona debe realizar la fuerza de agarre al intentar cerrar la mano a la vez que sostiene el dispositivo, y mientras se ejerce la fuerza, los ejes de la parte superior hacen presión sobre las celdas de carga.

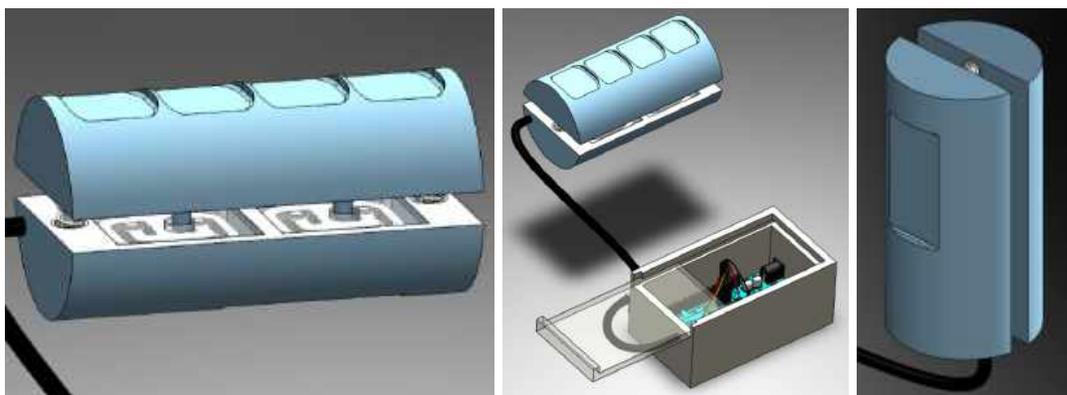


Figura 10. Modelo de dinamómetro B.

- Diseño 3 - Dinamómetro C:

El diseño del tercer prototipo C (figura 11) surgió gracias a los dinamómetros LYDIANZI y LFANH. Estos dispositivos se tomaron como referencia debido a la forma de pinza de su empuñadura que se adapta a todos los tamaños de mano. Con el modelo C, se busca aumentar la capacidad de medición de los mismos, debido a que estos dinamómetros registran medidas de hasta 60 kgf, mejorando y facilitando el análisis y visualización de los datos desde un ordenador, pues en el caso del dinamómetro LYDIANZI, la pantalla es de tamaño reducido.

En la realización del tercer modelo de dinamómetro C, se tuvieron en cuenta principalmente las medidas ancho de la mano y diámetro de agarre. Por un lado, para garantizar un agarre cómodo al momento de ejercer la fuerza, se utilizó el percentil 50 de la dimensión ancho de la mano para establecer el largo de la empuñadura. Por otro lado, debido a que este modelo es ajustable a diferentes tamaños de mano, se utilizó el diámetro de agarre para establecer las 3 posiciones que ofrece el dispositivo, usando el percentil 5, 50 y 95 de esta medida.

Para realizar la medición de la fuerza con el dispositivo C, la persona debe ubicar el dedo meñique, anular, corazón e índice en la pieza con cuatro hendiduras y el dedo pulgar en la pieza con una hendidura. Posteriormente, la persona debe realizar la fuerza de agarre, y al intentar cerrar la mano se ejerce una presión a la celda registrando la medición.



Figura 11. Modelo de dinamómetro C.

Las medidas antropométricas utilizadas con sus valores por cada modelo se encuentran en el anexo 20.

Por último, la selección del diseño del modelo definitivo para la medición de fuerza de agarre se realizó implementando una matriz de ponderación de factores (tabla 2), los cuales se definieron y se les proporcionó un peso entre 0 y 1, dada su importancia dentro del desarrollo y funcionamiento del dispositivo. Posteriormente, a cada alternativa A, B y C, se le asignó un valor entre 1 y 5 de acuerdo con su nivel de cumplimiento con el factor (tabla 3). La justificación de la asignación de los valores de todos los factores se encuentra en el anexo 21.

Para establecer los costos de fabricación de cada uno de los dispositivos (Anexo 22, 23 y 24) se estimaron los costos de materia prima, de mano de obra y de energía teniendo en cuenta 3 tipos diferentes de material (filamentos del polímero ácido poliláctico PLA, Resina estándar y Acrilonitrilo butadieno estireno ABS M30). Para determinar el peso de cada dispositivo, se estimó el peso en gramos de la materia prima (PLA), de los materiales y componentes.

Tabla 2  
Matriz de ponderación de factores para la selección del modelo de dinamómetro

FACTORES			ALTERNATIVAS					
No.	Descripción	Peso	Modelo A		Modelo B		Modelo C	
			Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado	Valor	Valor ponderado
1	Costo	0.18	4	0.72	5	0.9	3	0.54
2	Adquisición/disponibilidad de componentes	0.15	4	0.72	4	0.72	2	0.36
3	Innovación en el diseño	0.1	3	0.54	5	0.9	4	0.72
4	Fácil reemplazo de piezas	0.09	3	0.54	3	0.54	4	0.72
5	Uso intuitivo	0.09	5	0.9	5	0.9	3	0.54
6	Ajustable al tamaño de la mano	0.08	1	0.18	1	0.18	5	0.9
7	Fácil ensamblaje de las piezas	0.08	2	0.36	4	0.72	3	0.54
8	Peso	0.08	3	0.54	4	0.72	5	0.9
9	Cantidad de piezas a imprimir	0.06	4	0.72	5	0.9	5	0.9
10	Tamaño	0.06	3	0.54	5	0.9	4	0.72
11	Fácil limpieza exterior	0.03	4	0.72	4	0.72	5	0.9
<b>TOTAL</b>		<b>1</b>	<b>6.48</b>		<b>8.1</b>		<b>7.74</b>	

Autoría propia

Tabla 3

*Escala de medición del modelo con respecto a cada factor*

Valor	Descripción (nivel de cumplimiento)
1	No aplica o no cumple con el factor.
2	Cumple en baja medida con el factor.
3	El factor se cumple medianamente.
4	Cumple en un nivel medio-alto con el factor.
5	El factor se cumple a cabalidad.

Autoría propia

Finalmente, de acuerdo con la matriz de ponderación, se selecciona el modelo B que corresponde al diseño con el mayor puntaje de cumplimiento de los factores preestablecidos en comparación con los demás dispositivos propuestos.

#### **4.2. Objetivo 2: Desarrollar una plataforma que permita realizar el registro de mediciones de fuerza de agarre y sus estadísticos respectivos**

La plataforma (anexo 25) se desarrolló usando Visual Basic for Applications VBA de Microsoft Excel empleando formularios, consta de tres módulos: Registro y recolección de información, medición de datos e informe de resultados.

En primera instancia, la empresa debe registrar su nombre, las áreas y la cantidad de empleados. Posteriormente, se debe diligenciar la información personal de cada uno de los trabajadores, incluyendo datos como el nombre, ID (cédula de ciudadanía o extranjería, pasaporte) y el área de la empresa a la que pertenece, las características demográficas como el género, la estatura, el peso, la edad y la dominancia, los antecedentes de desórdenes musculoesqueléticos, el diagnóstico médico, las características del trabajo como la ocupación, la antigüedad y las actividades que realiza, la sintomatología y finalmente el dolor que ha presentado. En caso de que el usuario ya se encuentre registrado en la base de datos, se pasa al módulo de medición.

Una vez el hardware esté conectado con el puerto USB del computador, se debe realizar la vinculación seleccionando el número de puerto y la velocidad de transferencia de datos según el código programado de Arduino. Debido a la contingencia de salud pública presentada en el periodo de desarrollo del proyecto no fue posible validar la conexión Arduino-Excel, por lo cual se habilitó la opción de ingresar los datos de fuerza manualmente. En el momento de realizar la medición, se utiliza el ID para poder ser identificado por el programa. Posteriormente, aparece una imagen en la pantalla y una breve descripción de la postura corporal que debe tener el individuo para la medición de fuerza de agarre, se debe seleccionar la mano (derecha o izquierda) con la que se va a iniciar el registro. Con el fin de cumplir con el estándar de medición de la Sociedad Americana de Terapeutas de Mano, la plataforma otorga 5 segundos de preparación, 3 de medición y 10 de descanso entre cada uno de los tres intentos por mano. Si los datos son correctos se almacena el promedio de los tres valores, junto con la fecha y hora del estudio, en caso contrario, es posible volver a realizar la medición.

Si la persona desea obtener información estadística acerca de las mediciones puede consultar el informe de resultados. Se pueden generar dos tipos de informes: individuales o grupales, con la opción de seleccionar la cantidad de registros y observar estadísticos como la media, el valor máximo y mínimo y la desviación estándar de la fuerza de agarre de cada mano en un determinado tiempo. En el informe individual se muestran los resultados del ID seleccionado. Se pueden realizar comparaciones entre los datos de fuerza almacenados en la plataforma y el último registro, junto con una gráfica con línea de tendencia de fuerza vs tiempo. Además, es posible observar el cambio que ha tenido la fuerza del trabajador desde que ingresó a la compañía hasta la fecha de medición. Para los resultados grupales, se genera un informe interactivo (figura 12) en el cual se relaciona la fuerza de agarre con

variables como el área, el género, los rangos de edad, las enfermedades, la dominancia, el uso de herramientas manuales, entre otras, según sea el interés del estudio.

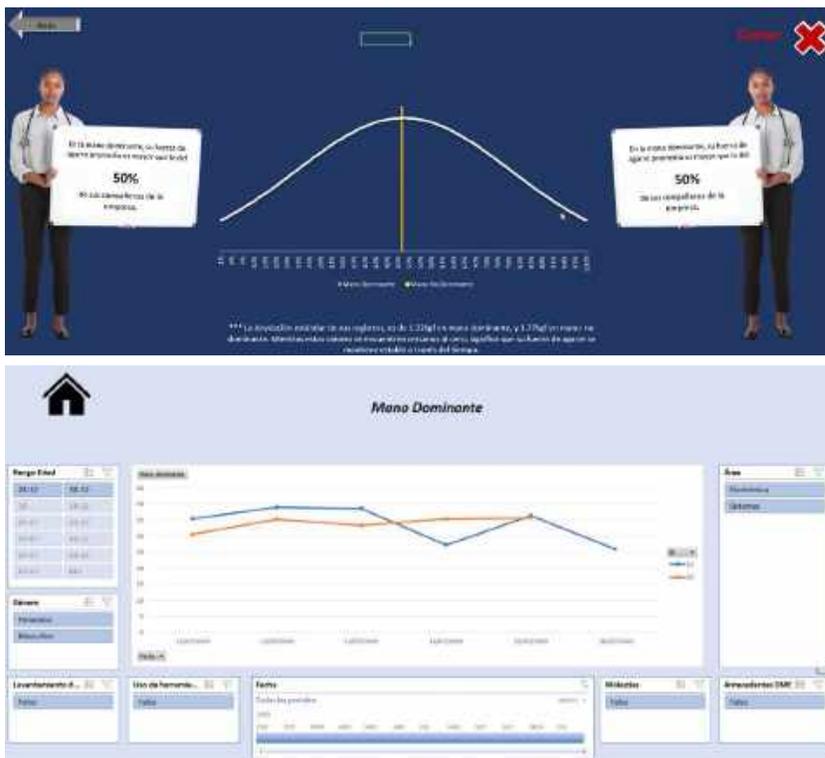


Figura 12. Plataforma digital - hojas de análisis individual y grupal.

Dentro de las **restricciones de diseño**, la plataforma únicamente permite 100.000 registros, está diseñada para el uso exclusivo de una empresa por dispositivo y, como se mencionó anteriormente, debido a la ausencia del hardware que se requiere para realizar la conexión entre el Arduino y Excel, los datos deben ser ingresados manualmente. Adicionalmente, el dinamómetro debe permanecer conectado a una fuente de energía y a un computador para su adecuado funcionamiento, y su rango de medición está delimitado por la capacidad de las celdas de carga, que es de 100kgf.

#### 4.3. Objetivo 3: Representar el movimiento del prototipo a través de una animación para evaluar su funcionamiento

Con el fin de evaluar el funcionamiento del dispositivo seleccionado (modelo B) bajo las condiciones reales de trabajo, se empleó el análisis de elementos finitos del software SolidWorks Simulation como una **prueba de rendimiento**. Se ejecutó la simulación estática para estudiar los desplazamientos, las deformaciones unitarias, y las tensiones y fuerzas de reacción del dinamómetro (SolidWorks Corporation, 2018) al ejercer una fuerza máxima de 980 N (100 kgf). En la figura 13 se pueden observar las cargas y sujeciones a las cuales se sometió el dispositivo para ejecutar el análisis estático. Las flechas de color morado indican las áreas en las cuales se ejerce la fuerza, y las flechas verdes representan las restricciones de movimiento (sujeciones) aplicadas al dispositivo.

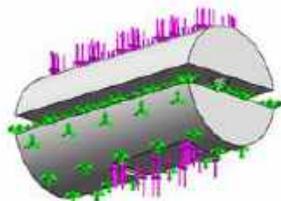


Figura 13. Cargas y sujeciones del análisis estático del dinamómetro B.

En cuanto a los desplazamientos, el análisis calcula el vector de desplazamiento URES, el cual está compuesto por los movimientos en los tres ejes de coordenadas (X,Y,Z) (León & Solaque, 2015), obteniendo que el desplazamiento resultante es efectuado por la pieza superior del dinamómetro debido a los amortiguadores que posee y es de una magnitud de 0,323 mm.

Por otro lado, SolidWorks Simulation calcula la deformación unitaria equivalente ESTRN, ésta es la proporción de cambio del tamaño o forma de un objeto con respecto a su dimensión inicial (SolidWorks Corporation, 2016) y es útil para determinar la deformación del elemento sometido a esfuerzos de tensión. El rango resultante es de 0 a 0,01638, y se puede concluir que el diseño es apto para su función ya que según la escala de colores ESTRN (figura 14), la deformación no es significativa y el resultado se encuentra dentro de los valores esperados.

Por último, para establecer los criterios de falla y verificar que el diseño puede soportar la carga suministrada, el análisis estático utiliza el valor de tensión de Von Mises. Éste se calcula a partir del esfuerzo principal y los esfuerzos de cizalladura que actúan en el dispositivo, y se puede comparar con el límite elástico del material. Si el estrés de Von Mises es menor al límite elástico, la pieza se encuentra dentro de los criterios de rendimiento, si por el contrario el valor es mayor, la pieza falla (Boyle, J. 2013). Se obtuvo que el valor de tensión de Von Mises para el modelo B varía entre 0 y 83,84 Mpa. Se pudo determinar que al ejercer una fuerza de 980 N las piezas del dinamómetro pueden fallar, ya que el estrés de Von Mises a esa fuerza (83,84 Mpa) es superior al límite elástico del PLA (60 Mpa). Por otro lado, a una fuerza de 589 N (60 Kgf) los esfuerzos serán soportados por el mecanismo sin generar grietas o rupturas en las piezas (figura 15).

El informe detallado del análisis estático ejecutado en el dinamómetro B, con cada una de las pruebas efectuadas y sus resultados correspondientes, se puede observar en el anexo 26. Adicionalmente, la animación de la representación del movimiento del dispositivo se puede visualizar en el anexo 27.

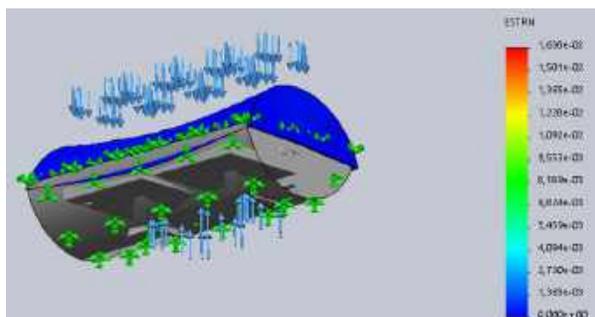


Figura 14. Resultado ESTRN: Deformación unitaria

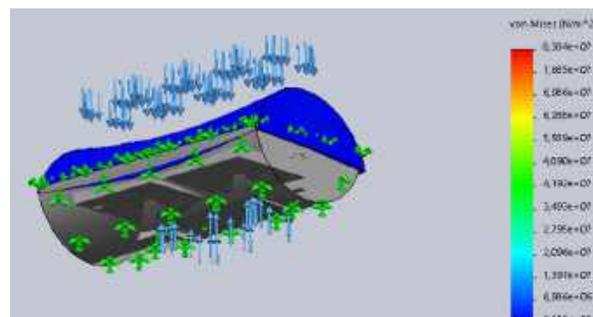


Figura 15. Resultado VON: Tensión de Von Mises

#### **4.4. Objetivo 4: Evaluar el costo de producción del prototipo seleccionado según la tecnología de impresión 3D disponible en el Centro Tecnológico de Automatización Industrial de la Universidad Javeriana**

Con el objetivo de determinar el costo de producir el modelo seleccionado utilizando la tecnología de impresión 3D existente en el CTAI de la Pontificia Universidad Javeriana, se realizó una estimación que incluye los costos de ideación, mano de obra, energía, y materia prima y componentes en los que se incurre para el desarrollo del dinamómetro B.

El costo total del desarrollo del dinamómetro se calculó teniendo en cuenta dos elementos principales: el costo de fabricación y el costo de ideación. El de fabricación incluye el valor de la energía, la materia prima, los componentes, y la mano de obra requerida en la producción del dispositivo, mientras que el costo de ideación hace referencia a la mano de obra necesaria para el desarrollo del proyecto.

Para establecer los costos de mano de obra (tabla 4), se tuvieron en cuenta los factores humanos que intervienen en la creación del dinamómetro. Se empleó un diagrama de Gantt (anexo 28), en el cual se puede observar el personal que interviene y la cantidad de horas de trabajo requeridas. Los ingenieros industriales se requieren en la etapa de ideación, mientras que los técnicos operarios son indispensables en la etapa de fabricación. El costo por

hora se estimó con base en un promedio de salario mensual de un estudiante universitario de ingeniería industrial recién egresado y un técnico de laboratorio de la Pontificia Universidad Javeriana (Joaquín & López, 2019).

Tabla 4  
Costos de mano de obra requerida para la fabricación del dinamómetro

No.	Descripción	Etapas	Horas	Valor Unitario	Valor Total
1	Ingeniero Industrial	Ideación	75	\$ 9,248	\$ 693,602
2	Técnico Operario	Fabricación	13	\$ 9,248	\$ 120,224
<b>Costo mano de obra</b>					<b>\$ 813,826</b>

Autoría propia

Los costos de materia prima y energía (tabla 5), se establecieron con base en una cotización efectuada por el CTAI (anexo 29). Para el material, se tomaron como referencia los filamentos disponibles para impresión 3D (PLA, resina estándar y ABS M30), con el fin de seleccionar el material más económico. En cuanto a los costos de energía, se puede observar la cantidad de kWh requeridos para la impresión del dispositivo, teniendo en cuenta que la universidad se encuentra dentro del régimen oficial e industrial sin contribución y su costo es de \$522.53/kWh.

Tabla 5  
Costos de materia prima y energía requerida para la fabricación del dinamómetro, dependiendo del material de impresión

Opción	Descripción	Cantidad	Unidad	Valor Unitario	Valor Total
<b>PLA</b>	PLA	252.00	g	\$83.00	\$20,916.00
	Servicio de energía Enel-Codensa (PLA)	3.78	kWh	522.53	\$1,975.16
<b>RESINA</b>	Resina	564	g	\$1,668.72	\$941,158.08
	Soporte (Resina)	179	g	\$582.81	\$104,322.99
	Servicio de energía Enel-Codensa (RESINA)	57.74	kWh	522.53	\$30,170.88
<b>ABS</b>	ABS M30	344.886	cm3	\$2,226.72	\$767,964.55
	Soporte (ABS M30)	61.362	cm4	\$1,484.48	\$91,090.66
	Servicio de energía Enel-Codensa (ABS M30)	200.559	kWh	522.53	\$104,798.09

Autoría propia

El costo total de los componentes se calculó a partir de los requerimientos previamente estipulados en la lista de materiales, y su precio unitario corresponde a los valores disponibles en el mercado (Tabla 6).

Tabla 6  
Costo total de los componentes requeridos para la fabricación del dinamómetro

No.	Descripción	Cantidad	Unidad	Valor Unitario	Valor Total
1	R3 Mega2560-módulo Arduino Mega 2560 Con Cable Usb	1.00	U	\$36,500.00	\$36,500.00
2	Convertor analógico digital (24 bits)	1.00	U	\$3,999.00	\$3,999.00
3	Cable puente Protoboard-Arduino	6.00	U	\$175.00	\$1,050.00
4	Resorte de 5 mm de diámetro x 10 mm de largo de acero inoxidable	2	U	\$364.78	729.56
5	Tubo hueco sin costura redondo de acero inoxidable 5 mm x 10 mm	2	U	\$1,230.01	2460.02
6	Varilla lisa calibrada de acero inoxidable 3 mm x 10mm	2	U	\$120.88	241.76
7	Transmisor de celda de carga HX711 (50kgf)	1	U	\$6,840.00	6840
8	Pegante XTC 3D	18.10	g	\$8,003.73	\$8,003.73

<b>Costo materiales para el funcionamiento</b>	<b>\$59,824.07</b>
Autoría propia	

De acuerdo a los rubros estimados anteriormente, el costo total de generación del dispositivo dependiendo del material de impresión se puede observar en la tabla 7. Se observa que el menor costo se da empleando el filamento de ácido poliláctico PLA.

Tabla 7  
Costos totales de fabricación e ideación del dinamómetro

COSTO	PLA	Resina	ABS
<b>Fabricación</b>	\$202,939	\$1,255,700	\$1,143,901
<b>Ideación</b>	\$693,601	\$693,601	\$693,601
<b>Total</b>	\$896,541	\$1,949,302	\$1,837,503

Autoría propia

## 5. Resultados

El prototipo de dinamómetro propuesto consta de dos elementos: Hardware y software. El diseño del hardware se desarrolló en tres fases según la metodología de diseño planteada por Ullman. Se identificó que los requerimientos indispensables en el diseño del dinamómetro para fuerza de agarre son la capacidad de sensar la carga, la resistencia a la compresión y la facilidad de uso. Por otro lado, se encontró que la fácil reparación del dispositivo, el uso de materiales amigables con el medio ambiente y la implementación de piezas fáciles de reemplazar, son características que generan valor agregado y permiten que el dispositivo sea competitivo en el mercado. Adicionalmente, se determinó que la impresión tridimensional en ácido poliláctico PLA es el método más adecuado para la fabricación del prototipo y se realizó el planteamiento de tres modelos diferentes de dinamómetro para fuerza de agarre (modelos A, B y C) en un software CAD teniendo en cuenta las medidas antropométricas de la mano.

Se seleccionó el modelo B (Figura 16) como diseño definitivo debido a su alto nivel de cumplimiento en factores relacionados con el funcionamiento y fabricación del dispositivo, como el costo, la disponibilidad de los componentes en el mercado, la innovación en el diseño y la facilidad del ensamblaje.

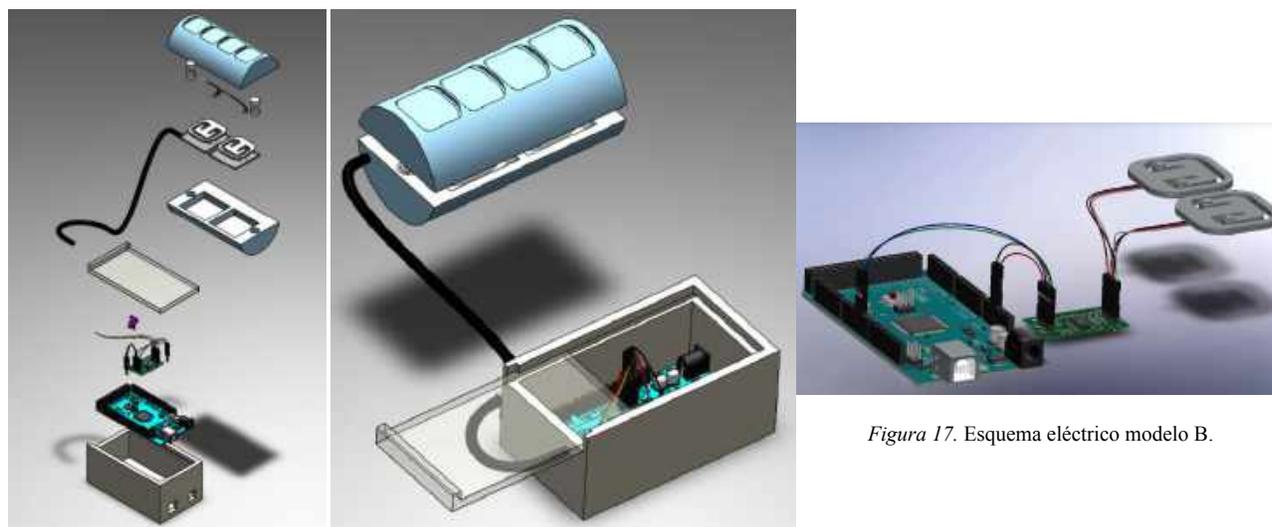


Figura 16. Modelo de dinamómetro B.

Figura 17. Esquema eléctrico modelo B.

En cuanto al software, el dispositivo cuenta con una plataforma operable desde un ordenador que almacena información de los trabajadores de la compañía con el fin de ser utilizada en estudios de salud ocupacional. La plataforma recibe información personal como el nombre, cédula de ciudadanía, área de la empresa en la que labora e

información adicional como antecedentes de desórdenes musculoesqueléticos, diagnóstico médico y sintomatología. Además, almacena las mediciones de la fuerza de agarre realizadas con el dinamómetro y muestra como resultado la media, desviación estándar, gráfica con línea de tendencia, y dato máximo y mínimo de la fuerza de agarre de un grupo de trabajadores o por individuo. Adicionalmente, genera un informe interactivo que permite filtrar la información por variables como área, género, edad, sintomatología, dominancia, entre otras, para facilitar el análisis de los datos.



Figura 18. Módulo de registro.

Bienvenido | Información básica | Antecedentes | Diagnóstico | Trabajo | Sintomatología | Dolor

Ocupación o cargo: Laboratorista

Antigüedad en cargo: 4

Años: [▼]

Si (Movimientos repetitivos)
  Manos
  Antebrazo
  Brazo

No

Si (Posturas mantenidas)
  Manos
  Antebrazo
  Brazo

No

Si (herramientas manuales)
  Si (incómodo prolongado)
  No

No

Si (posturas incómodas)
  Si (levantar,mover,...)
  No

No

Figura 19. Módulo de registro por usuario - Sección de movimientos relacionados con el trabajo.



Figura 20. Módulo de resumen de mediciones de fuerza de agarre registradas.

Con el fin de mostrar el funcionamiento de los dos elementos del dinamómetro en conjunto (hardware y software), se realizó una animación (anexo 30) empleando las herramientas 3Dmax y Premiere Pro, en la cual se puede observar el agarre de la mano (figura 22) y la postura sugerida (figura 21) según la Asociación de terapeutas de mano al momento de la medición. Adicionalmente, muestra el mecanismo del dinamómetro y la operación de la plataforma digital.



Figura 21. Postura de la medición.

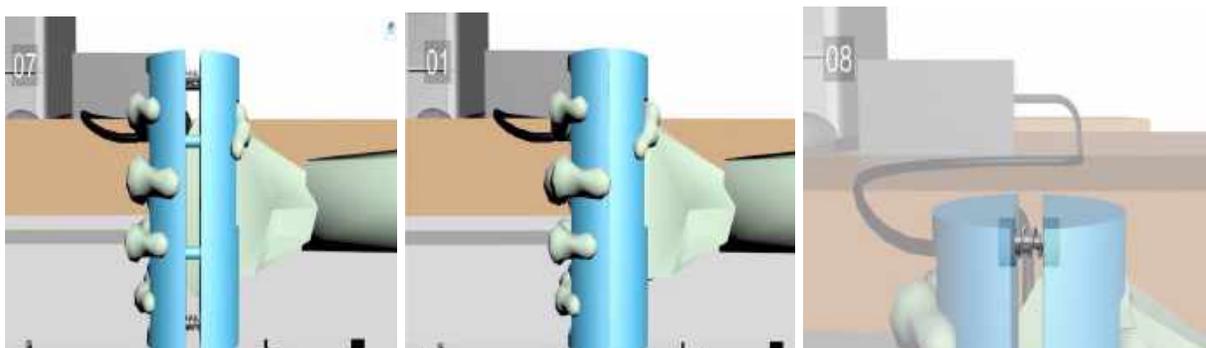


Figura 22. Uso del dinamómetro.

Para evaluar el desempeño del dinamómetro bajo las condiciones de trabajo reales, se ejecutó el análisis estático de la herramienta Solidworks Simulation. Se obtuvo que al ejercer una fuerza de 680 N al dinamómetro B, las tensiones serán soportadas por el dispositivo sin generar grietas o rupturas en las piezas, según el valor de estrés de Von Mises (49,62 Mpa). Además, se obtuvo que el modelo propuesto es apto para su función, pues no se deforma al momento de ejercer la fuerza sobre el mismo, de acuerdo con el valor de deformación unitaria ESTRN (0,009693).

Por último, se observa que el mecanismo funciona como se esperaba (figura 23), pues el valor del vector de desplazamiento URES no es significativo.

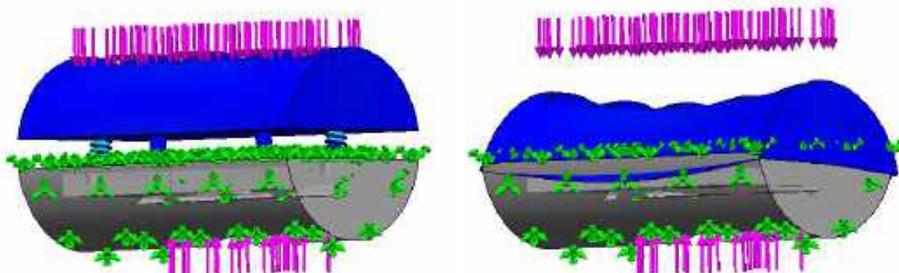


Figura 23. Mecanismo del dinamómetro

Por otro lado, se estimó que el costo total de generación del prototipo es de 896,541.43 COP, que está compuesto por el costo de fabricación (202,939.56COP) y el costo de ideación del diseño (\$693,601.88 COP), empleando como materia prima el ácido poliláctico PLA.

Con relación a los posibles impactos que surgen del desarrollo del dinamómetro, en el ámbito social, la creación del dispositivo ayuda a hacer seguimiento de la condición física bajo la cual se encuentran los trabajadores, teniendo en cuenta las tareas que ejercen durante su actividad laboral. Este dinamómetro con plataforma digital integrada busca facilitar el análisis de datos del área de salud ocupacional, reduciendo el tiempo de recolección y análisis de datos, y permitiendo el diagnóstico y tratamiento temprano de posibles enfermedades musculoesqueléticas en la población laboral activa. Adicionalmente, puede favorecer la toma de decisiones para la prevención de éstas enfermedades, como por ejemplo, el cambio de las herramientas de trabajo, la disminución y modificación de las tareas repetitivas, o la implementación de pausas activas en las rutinas laborales. Por otro lado, el dispositivo propuesto impacta en el sector económico dado que estos trastornos representan un alto costo para las organizaciones. Una evaluación adecuada de los riesgos existentes en el lugar de trabajo contribuye a reducir los gastos derivados de las indemnizaciones, las cuales uno de son los costos más elevados en los que incurren las empresas. (Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo, 2007).

El seguimiento de la fuerza de agarre permite una reducción en los gastos generados por los tratamientos de enfermedades musculoesqueléticas en los individuos, y una disminución en los costos asociados a las indemnizaciones dadas por enfermedades profesionales por parte de las entidades (ACHS, 2009).

## 6. Limitaciones, conclusiones y recomendaciones

### 6.1. Limitaciones

Las limitaciones para el desarrollo del trabajo de grado inicialmente propuesto están relacionadas con las medidas planteadas por el Gobierno Nacional y la Pontificia Universidad Javeriana con el fin de prevenir la propagación del virus COVID-19, dentro de las cuales se establecieron clases y trabajo de forma virtual, limitando el acceso al campus universitario para estudiantes, profesores y personal administrativo. Por lo anterior, se interrumpió la medición de dimensiones antropométricas y de fuerza de agarre en los técnicos de laboratorio de la facultad de Ingeniería. Adicionalmente, se impidió la fabricación del dinamómetro propuesto utilizando la maquinaria y tecnología de impresión tridimensional disponible en el Centro Tecnológico de Automatización Industrial, lo que llevó a cancelar la realización de pruebas preliminares sobre el prototipo para poder determinar la precisión, exactitud y correcto funcionamiento del dispositivo. Por otro lado, el tiempo y las condiciones mencionadas impidieron la ejecución de pruebas de aceptación a los usuarios, para evaluar la calidad y el cumplimiento de los requerimientos del dinamómetro, y así realizar reportes de funcionalidad según la percepción de posibles consumidores.

Por otro lado, puede ser necesaria la fabricación del prototipo más de una vez para lograr el correcto desempeño y dimensionamiento de las piezas del dispositivo. Esto corresponde a una limitación económica debido al incremento del costo de producción generado por la cantidad de materia prima necesaria en cada impresión.

## **6.2. Conclusiones**

- El diseño de dinamómetro para fuerza de agarre B es la mejor alternativa entre los tres modelos que se generaron a partir del análisis de la herramienta QFD y la utilización de la metodología de diseño, dado que se pudieron identificar características que generan valor agregado y permiten que el dispositivo sea competitivo en el mercado.
- La plataforma digital desarrollada permite realizar el registro de mediciones de fuerza de agarre en una base de datos de Microsoft Excel que incluye información personal, características demográficas y del trabajo, antecedentes de desórdenes musculoesqueléticos, diagnóstico médico, sintomatología y dolor. Además, posibilita la generación de estadísticos y la visualización de datos por individuo o por grupo de personas, según sea el caso, permitiendo que puedan ser exportados a modo de informe para su utilización en el ámbito laboral.
- El modelo propuesto fabricado por medio del método de impresión tridimensional en ácido poliláctico PLA, es apto para realizar la medición de fuerza de agarre sin deformarse, y puede soportar la carga suministrada dentro de su funcionamiento sin generarse grietas o rupturas en las piezas, según el análisis estático realizado en el software Solidworks.
- La animación del prototipo de dinamómetro representa su funcionamiento en un ambiente laboral, por medio de la interacción entre hardware y software durante y después de la medición.
- El costo de producción del dispositivo propuesto según la tecnología de impresión tridimensional disponible en el CTAI utilizando ácido poliláctico PLA es de \$202,939.

## **6.3. Recomendaciones**

Como etapa de otros proyectos a realizar, se sugiere llevar a cabo la impresión del prototipo del modelo B de acuerdo a las especificaciones de diseño que se proponen en el presente trabajo, de esta manera sería posible corroborar las pruebas de carga, tensión y deformación física efectuadas, y comprobar el correcto funcionamiento de la plataforma diseñada con el dispositivo. Como parte de la verificación del proyecto se recomienda realizar una etapa de validación del diseño con una cantidad significativa de posibles usuarios. Por último, se aconseja adaptar la plataforma para leer bases de datos ya existentes con el fin de mejorar la eficiencia y reducir los tiempos de registro de los operarios por primera vez.

## **7. Anexos**

- Anexo 1. Análisis benchmarking dinamómetros fuerza de agarre.
- Anexo 2. Quality Function Deployment QFD.
- Anexo 3. Medición de fuerza - técnicos de laboratorio.
- Anexo 4. Esquema eléctrico celda de 50kgf.
- Anexo 5. Esquema eléctrico celda de 100kg.
- Anexo 6. Lista de materiales.
- Anexo 7. Consentimiento informados.
- Anexo 8. Formato de recolección de información.
- Anexo 9. Recolección de información de los participantes.
- Anexo 10. Dimensiones antropométricas.
- Anexo 11. Planos modelo A.
- Anexo 12. Planos modelo B.
- Anexo 13. Planos modelo C.
- Anexo 14. Modelo A.
- Anexo 15. Modelo B.
- Anexo 16. Modelo C.
- Anexo 17. Animación vista explosionada modelo A.

- Anexo 18. Animación vista explosionada modelo B.
- Anexo 19. Animación vista explosionada modelo C.
- Anexo 20. Valores medidas antropométricas por modelo.
- Anexo 21. Matriz de ponderación de factores.
- Anexo 22. Costos modelo A.
- Anexo 23. Costos modelo B.
- Anexo 24. Costos modelo C.
- Anexo 25. Plataforma desarrollada.
- Anexo 26. Análisis estático modelo B.
- Anexo 27. Animación del movimiento del prototipo..
- Anexo 28. Diagrama de Gantt.
- Anexo 29. Cotización realizada por el CTAI.
- Anexo 30. Animación funcionamiento hardware y software.
- Anexo 31. Archivos Solidworks modelos A, B y C. Link de visualización disponible [aquí](#).

## Referencias

- \*Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo. (2007). Trastornos musculoesqueléticos de origen laboral en el cuello y en las extremidades superiores. *Facts*, 72, 1–2.  
<https://osha.europa.eu/es/tools-and-publications/publications/factsheets/72/view>
- \*Amazon. (s.f). Amazon. Obtenido de Amazon:  
<https://www.amazon.com/-/es/Fabricaci%C3%B3n-0600-Fabricaci%C3%B3n-hidr%C3%A1ulico-dinam%C3%B3metro-200-Libra/dp/B00081G60Y>. Fecha de consulta: 23 de marzo de 2020.
- \*Antonio (s.f). Arduino Mega 2560. Proyecto Arduino. Recuperado de:  
<https://proyectoarduino.com/arduino-mega-2560/>. Fecha de consulta: 1 de abril del 2020.
- \*Arias, D., Rodríguez, A., Zapata, J., & Vásquez, E. M. (2018). Incapacidad laboral por desórdenes músculo esqueléticos en población trabajadora del área de cultivo en una empresa floricultora en Colombia. *Rev Asoc Esp Espec Med Trab*, 27 (December 2016), 166–174.  
<http://scielo.isciii.es/pdf/medtra/v27n3/1132-6255-medtra-27-03-166.pdf>
- \*Baseline. (2019). *Dinamómetro Hidráulico para manos*.  
[https://www.fab-ent.com/media/41\\_Instructions/12-0240\\_manual\\_Spanish.pdf](https://www.fab-ent.com/media/41_Instructions/12-0240_manual_Spanish.pdf)
- \*Bian, Z., Luo, S., Zhang, Y., Shan, P., & Gong, H. (2020). *A Grip Force Training and Testing Device for Old People* (pp. 291–301). [https://doi.org/10.1007/978-3-030-20451-8\\_29](https://doi.org/10.1007/978-3-030-20451-8_29)
- \*Boyle, J. (2013). SolidWorks Simulation: What is Von Mises Stress? – Part 2 of 2. DesignPoint. Recuperado de <https://www.design-point.com/resource/blog/solidworks-simulation-what-is-von-mises-stress-part-2-of-2/>. Fecha de consulta: 11 de Julio del 2020.
- \*Bugari-González, R., Galego-Feal, P., García-García, A., & Rivas-Lombardero, P. (2005). Los trastornos musculoesqueléticos en los odontoestomatólogos. *Rcoe*, 10(5–6), 561–566.  
<https://doi.org/10.4321/s1138-123x2005000500005>
- \*CAMRY. (2019). *Camry Digital Hand Dynamometer 200 Lbs*.  
<https://www.camryscalestore.com/products/camry-200-lbs-90-kgs-digital-hand-dynamometer-grip-strength-measurement-meter-auto-capturing-hand-grip-power>
- \*Carrascal, Y., & Chamorro, C. (2016). *Evaluación De La Fuerza De Agarre Con El Dinamómetro De Jamar Durante La Jornada Laboral Del Personal Administrativo en la universidad técnica del norte en el periodo 2015- 2016*.
- \*Cartwright Fitness Ltd. (2019). *Takei 5001 Hand Grip Dynamometer (Analogue)*.  
<https://www.ebay.es/itm/Takei-5001-Hand-Grip-Dynamometer-Analogue-/282070907251>
- \*Chao, S.-M., Chiu, Y.-C., & Lo, E.-W. (2019). *The Prediction Models of the Maximum Power Grip Strength and Pinch Strength in Taiwan Manufacturing Workers* (pp. 473–479). Springer, Cham.  
[https://doi.org/10.1007/978-3-030-20145-6\\_46](https://doi.org/10.1007/978-3-030-20145-6_46)

- \*Chkeir, A., Jaber, R., Hewson, D. J., & Duchêne, J. (2013). Estimation of grip force using the Grip-ball dynamometer. *Medical Engineering and Physics*, 35(11), 1698–1702.  
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.05.003>
- \*Conforto, I., Samir, C., Chausse, F., Goldstein, A., Pereira, B., & Coudeyre, E. (2019). Comparison of psychometric properties between the Labin, a new electronic dynamometer, and the Jamar: preliminary results in healthy subjects. *Hand Surgery and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1016/j.hansur.2019.07.009>
- \*Corredor-Corredor, D., Castejon-Riber, C., Martínez-Amat, A., & Benítez-Sillero, J. D. (2018). Relationship between fitness, birth weight and breastfeeding in adolescents of a rural village in Spain. *Science and Sports*.  
<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2018.10.014>
- \*Fain, E., & Weatherford, C. (2016). Comparative study of millennials' (age 20-34 years) grip and lateral pinch with the norms. *Journal of Hand Therapy*, 29(4), 483–488. <https://doi.org/10.1016/J.JHT.2015.12.006>
- \*Gómez-Campos, R., Andruske, C. L., Arruda, M. de, Sulla-Torres, J., Pacheco-Carrillo, J., Urra-Albornoz, C., & Cossio-Bolaños, M. (2018). Normative data for handgrip strength in children and adolescents in the Maule Region, Chile: Evaluation based on chronological and biological age. *PLOS ONE*, 13(8), e0201033.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0201033>
- \*Jain, R., Meena, M. L., Sain, M. K., & Dangayach, G. S. (2018). Impact of posture and upper-limb muscle activity on grip strength. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 3548.  
<https://doi.org/10.1080/10803548.2018.1501972>
- \*Jakobsen, L. H., Rask, I. K., & Kondrup, J. (2010). Validation of handgrip strength and endurance as a measure of physical function and quality of life in healthy subjects and patients. *Nutrition*, 26(5), 542–550.  
<https://doi.org/10.1016/j.nut.2009.06.015>
- \*Jamar. (2019). *Jamar Plus 0604 Digital dynamometer*.  
[https://www.amazon.com/Jamar-Plus-12-0604-Digital-dinamómetro/dp/B01BY2KVDS/ref=sr\\_1\\_1?keywords=jamar+plus+digital+dynamometer&qid=1567086578&s=gateway&sr=8-1](https://www.amazon.com/Jamar-Plus-12-0604-Digital-dinamómetro/dp/B01BY2KVDS/ref=sr_1_1?keywords=jamar+plus+digital+dynamometer&qid=1567086578&s=gateway&sr=8-1)
- \*Joaquín, M. & López, B. (2019). Un empleado de salario mínimo vale \$1,479.684 para su empresa cada mes. Bogotá, Colombia: La República. Recuperado de  
<https://www.larepublica.co/economia/un-empleado-de-salario-minimo-vale-1479684-para-su-empresa-cada-mes-2947773#:~:text=El%20Gobierno%20prepar%C3%B3%20desde%20ayer.con%20%24102.853%20adicionales%20para%20%24980.657>. Fecha de consulta: 19 de junio del 2020.
- \*Kong, Y. K., Lee, J. H., Shin, J. M., Shim, H. H., Kim, J. K., Cho, M. U., Park, C. W., & Choi, K. H. (2019). Evaluation of subjective perceived rating for grip strength depending on handedness for various target force levels. *Work*, 62(1), 21–26. <https://doi.org/10.3233/WOR-182838>
- \*Krumm, D., & Odenwald, S. (2014). Development of a Dynamometer to Measure Grip Forces at a Bicycle Handlebar. *Procedia Engineering*, 72, 80–85. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2014.06.017>
- \*Larson, C. C., & Ye, Z. (2017a). Development of an updated normative data table for hand grip and pinch strength: A pilot study. *Computers in Biology and Medicine*, 86, 40–46.  
<https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2017.01.021>
- \*León, C., & Solaque, L. (2015). Análisis estático del sistema de fijación para asegurar centro en entornos cilíndricos. *IV Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica y Automatización - CIIMA 2015, 1*, 285–291.  
<https://es.scribd.com/document/386175508/analisis-estatico-SolidWorks-pdf>
- \*Liu, L., Onwulata, C., Fishman, M.L., Savary, B. & Hicks, K. (2004). Evaluation of Sugar Beet Pulp and Poly (lactic Acid) Biodegradable Composites. U.S: Eastern Regional Research Center. Recuperado de:  
[http://www.eis.uva.es/~biopolimeros/alberto/\\_private/documento%20remolacha.pdf](http://www.eis.uva.es/~biopolimeros/alberto/_private/documento%20remolacha.pdf).
- \*Liu, B., Ma, L., Zhang, W., & Zhang, Z. (2019). Subject-specific hand grip fatigability indicator determined using parameter identification technique. *Human Factors and Ergonomics In Manufacturing*, 29(1), 86–94.  
<https://doi.org/10.1002/hfm.20760>
- \*Maleki-Ghahfarokhi, A., Dianat, I., Feizi, H., & Asghari -Jafarabadi, M. (2019). Influences of gender, hand dominance, and anthropometric characteristics on different types of pinch strength: A partial least squares (PLS) approach. *Applied Ergonomics*, 79, 9–16. <https://doi.org/10.1016/J.APERGO.2019.04.002>
- \*Marín Boné, J. (2015). Dispositivo multifuncional para captura de esfuerzos en tiempo real e integración con sistema de valoración funcional. *Doc Player*. Tomado de  
[https://docplayer.es/79593397-Trabajos-de-fin-de-grado-fin-de-master.html#show\\_full\\_text](https://docplayer.es/79593397-Trabajos-de-fin-de-grado-fin-de-master.html#show_full_text).

- \*Medical Cañada. (2019). *Dinamómetro de Mano TKK 5001*.  
<https://www.medicalcanada.es/dinamometro-de-mano-tkk-5001-018-1261>
- \*Medina Silva, O., & Cubillos Mariangel, N. (2010). *Estudio Piloto De Medidas Antropométricas De La Mano Y Fuerzas De Presión, Aplicables al diseño de herramientas manuales*. 19–25.  
<http://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/117152/Tesis.pdf?sequence=1>
- \*Melekoglu, T. (2015). The Effects of Sports Participation in Strength Parameters in Primary School Students. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 186, 1013–1018. <https://doi.org/10.1016/j.sbspro.2015.04.124>
- \*Micompraexpress. (2019). *Dinamómetro Hidráulico De Mano Jamar*.  
[https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-464136090-dinamometro-hidraulico-de-mano-jamar-\\_JM?quantity=1](https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-464136090-dinamometro-hidraulico-de-mano-jamar-_JM?quantity=1)
- \*Ministerio de protección. (2015). *Resolución Número 1072 de 2015*. 200, 14.  
<http://fondoriestgoslaborales.gov.co/documents/Normatividad/Normasproyecto/Proyecto-resolucion-carga-fisica-manual.pdf>
- \*Mondelo, R., Gregori, Barrau, P., 1999. “Ergonomía” 3ª Edición. UPC 182
- \*Nebojsa, K., & Plymouth, M. (1994). *Digit grip sensor patent*.
- \*Omega Engineering (s.f). ¿Qué es una célula de carga y cómo funciona?. Omega. Recuperado de:  
<https://es.omega.com/prodinfo/celulas-de-carga.html>. Fecha de consulta: 19 de Febrero del 2020.
- \*QFD online. (2011). Free QFD templates. [Figura 7]. Recuperado de: <http://www.qfdonline.com/templates/>. Fecha de consulta: 20 de marzo del 2020.
- \*Ramírez Muñoz, P. C., & Angarita Fonseca, A. (2017). Fuerza de agarre en trabajadores sanos de Manizales. *Revista Colombiana de Rehabilitación*, 8(1), 109. <https://doi.org/10.30788/revcolreh.v8.n1.2009.171>
- \*SolidWorks Corporation (2016). Tensión y deformación unitaria. Dassault Systemes. Recuperado de [http://help.solidworks.com/2016/Spanish/SolidWorks/cworks/c\\_stress\\_strain.htm](http://help.solidworks.com/2016/Spanish/SolidWorks/cworks/c_stress_strain.htm). Fecha de consulta: 11 de Julio del 2020.
- \*SolidWorks Corporation (2018). Análisis estático lineal. Dassault Systemes. Recuperado de [http://help.solidworks.com/2018/spanish/SolidWorks/cworks/c\\_Linear\\_Static\\_Analysis.htm#](http://help.solidworks.com/2018/spanish/SolidWorks/cworks/c_Linear_Static_Analysis.htm#). Fecha de consulta: 11 de Julio del 2020.
- \*Stewart, W. F., Ricci, J. A., Chee, E., Morganstein, D., & Lipton, R. (2003). Lost Productive Time and Cost Due to Common Pain Conditions in the US Workforce. *Journal of the American Medical Association*, 290(18), 2443–2454. <https://doi.org/10.1001/jama.290.18.2443>
- \*Takei. (2019). *Dinamómetro de mano digital Takei TKK 5401*.  
[https://www.berri.es/libreria\\_medica/DINAMOMETRO-DE-MANO-DIGITAL-Takei-tkk-5401/Takei/TKK5401/353849/cod=353849&dir\\_volver=1&cat=MM75&numpag=60](https://www.berri.es/libreria_medica/DINAMOMETRO-DE-MANO-DIGITAL-Takei-tkk-5401/Takei/TKK5401/353849/cod=353849&dir_volver=1&cat=MM75&numpag=60)
- \*Talsania, J. S., & Kozin, S. H. (1998). Normal digital contribution to grip strength assessed by a computerized digital dynamometer. *Journal of Hand Surgery: European Volume*, 23(2), 162–166.  
[https://doi.org/10.1016/S0266-7681\(98\)80165-4](https://doi.org/10.1016/S0266-7681(98)80165-4)
- \*Ullman, D. G. (2010). *The Mechanical Design Process* (McGraw-Hill (ed.); 4th ed.). Raghathan Srinivasan.  
<http://docplayer.net/35376724-The-mechanical-design-process.html>
- \*Vansteenkiste, S., Reneman, M. F., van der Eerden, P. J. M., Soer, R., Dijkstra, P. U., & van der Sluis, C. K. (2017). Upper limb functional capacity of working patients with osteoarthritis of the hands: A cross-sectional study. *Journal of Hand Therapy*, 30(4), 507–515. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2017.01.003>
- \*Weis, U. (2001). Aspectos lingüísticos y comunicativos del interfaz de usuario de un software basado en la tecnología de la Web. *Tonos Digital: Revista Electrónica de Estudios Filológicos*, 2, 12.
- \*Wimer, B., Dong, R. G., Welcome, D. E., Warren, C., & McDowell, T. W. (2009). Development of a new dynamometer for measuring grip strength applied on a cylindrical handle. *Medical Engineering and Physics*, 31(6), 695–704. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.01.009>
- \*Yunis, A.A.M. 2004. Anthropometric characteristics of the hand based on laterality and sex among Jordanian. *International Journal of Industrial Ergonomics* 35: 747–754.
- \*Zea, C. R., Caro, M. P., & Quintana, L. A. (2016). Análisis de la disminución de fuerza de agarre en la mano por uso de guantes en actividades de aseo y cafetería. *Revista Ciencias de La Salud*, 14(03), 381–398.  
<https://doi.org/10.12804/revsalud14.03.2016.06>