

**ESTUDIO DE LA RELACIÓN ENTRE LA ANTROPOMETRÍA DE LA MANO Y LA
DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS EN EL AGARRE MÁXIMO EN INDIVIDUOS NO
ATLETAS**

**ANDERSON WALTER CASTELLANOS MORANTES
LUIS ERNESTO MÉNDEZ SERRANO**



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2017

**ESTUDIO DE LA RELACIÓN ENTRE LA ANTROPOMETRÍA DE LA MANO Y LA
DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS EN EL AGARRE MÁXIMO EN INDIVIDUOS NO
ATLETAS**

**ANDERSON WALTER CASTELLANOS MORANTES
LUIS ERNESTO MÉNDEZ SERRANO**

**Plan de proyecto de Grado para optar al título de
INGENIERO MECÁNICO**

Director

**DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMUDEZ
Ingeniero Mecánico, PhD**



**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2017

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a la Universidad Industrial de Santander por habernos acogido como sus estudiantes y brindarnos una educación de excelente calidad, siempre estaremos orgullosos de reconocerla como nuestra alma máter donde quiera que estemos.

Agradecemos a los docentes de nuestra escuela quienes fueron significativos en este proceso de formación y aprendizaje, especialmente al profesor Diego Fernando Villegas Bermúdez por su papel activo como director en el desarrollo de este estudio.

Por último, mil gracias a todas las personas que de una u otra forma aportaron en este enriquecedor proceso.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	15
1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	16
1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	16
1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA	17
1.3 OBJETIVOS	18
1.3.1 Objetivo general	18
1.3.2 Objetivos específicos	19
2. MARCO TEÓRICO	20
2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS	20
2.1.1 A nivel internacional	20
2.1.2 A nivel nacional	21
2.2 REFERENTES TEÓRICOS	21
2.2.1 Fuerza de agarre	21
2.2.2 Dispositivos para medir la fuerza de agarre en la mano	22
2.2.3 Uso de sensores para medición de fuerzas en los dedos	23
2.2.4 Relación entre la fuerza de agarre y la antropometría de la mano	25
2.2.5 Desviación estándar	26
2.2.6 Coeficiente de correlación de Pearson	28
3. METODOLOGÍA	30
3.1 PROCEDIMIENTO REALIZADO	30
3.1.1 Selección y registro de la población	30
3.1.2 Preparación y acondicionamiento para la prueba	30
3.1.3 Toma de mediciones antropométricas	31
3.1.4 Toma de fuerzas	32
3.1.5 Tratamiento estadístico	33
3.2 SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE FUERZAS	34
3.2.1 Calibración y caracterización	36

3.2.2 Tratamiento de datos	39
3.2.3 Interfaz grafica	41
3.3 PROGRAMA DE ADQUISICIÓN DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS	44
3.3.1 Captura de la imagen	46
3.3.2 Interfaz gráfica	46
3.4 TRATAMIENTO ESTADÍSTICO	50
4. RESULTADOS	51
4.1 ANÁLISIS COMPARATIVO DIMENSIÓN-FUERZA	51
5. ANÁLISIS DE RESULTADOS	61
5.1 LIMITACIONES DEL ESTUDIO	63
5.2 IMPORTANCIA DEL ESTUDIO	63
6. CONCLUSIONES	65
7. RECOMENDACIONES	67
BIBLIOGRAFÍA	68
ANEXOS	71

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Relación de forma entre los dedos de la mano (índice a meñique) con la fuerza que aporta cada uno en el agarre máximo	17
Figura 2. Dinamómetro Jamar	23
Figura 3. Sensores de fuerza A101-25 instalados en un guante	24
Figura 4. Sistema Tekscan 4255N	25
Figura 5. Descripción antropometría	32
Figura 6. Proceso toma fuerzas	33
Figura 7. Sensor de fuerza Flexiforce A301	34
Figura 8. Comportamiento sensor Flexiforce A301	35
Figura 9. Montaje eléctrico	36
Figura 10. Juego de pesas usadas en la calibración	37
Figura 11. Sistema concentrador de fuerzas	37
Figura 12. Diagrama de flujo mediciones fuerza	40
Figura 13. Bloque de inicialización	42
Figura 14. Bloque de configuración del puerto	42
Figura 15. Bloque de lectura	43
Figura 16. Segmentación y registro de datos	43
Figura 17. Interfaz grafica	44
Figura 18. Configuración de imágenes digitales	45
Figura 19. Interfaz gráfica	47
Figura 20. Diagrama de flujo tomas antropométricas	48
Figura 21. Proceso de detección de puntos	49
Figura 22. Visualización de resultados	50

LISTA DE GRAFICAS

	Pág.
Grafico 1. Comportamiento de Sensor	38
Grafica 2. Gráfico de dispersión para falange media del corazón	52
Grafica 3. Gráfico de dispersión para falange distal del corazón	52
Grafica 4. Fuerzas falanges independientes	54
Grafica 5. Sumatoria de fuerzas y longitudes para cada dedo	56
Grafica 6. Comparativo promedios de falanges proximales	57
Grafica 7. Comparativo promedios de falanges medias	58
Grafica 8. Comparativo promedios de falanges distales	59

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Correlación coeficiente de Pearson	28
Tabla 2. Jerarquías coeficiente de Pearson	29
Tabla 3. Caracterización de sensor	38
Tabla 4. Resultados falange media del corazón	51
Tabla 5. Resultados falange distal del corazón	52
Tabla 6. Recopilación de correlaciones	53
Tabla 7. Comparativo promedios de falanges	54
Tabla 8. Comparativo longitud vs fuerza	55
Tabla 9. Comparativo sumatoria de promedios de falanges proximales	57
Tabla 10. Comparativo promedios de falanges medias	58
Tabla 11. Comparativo promedios de falanges distales	59

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A.CALCULOS TIPO	72
ANEXO B. CONSENTIMIENTO INFORMADO	76
ANEXO C. REGISTRO DE DATOS	78
ANEXO D. TABLAS Y GRÁFICOS DE DISPERSIÓN DE CADA FALANGE	110
ANEXO E. GUÍA FABRICANTE SENSORES	124

RESUMEN

TITULO: ESTUDIO DE LA RELACIÓN ENTRE LA ANTROPOMETRÍA DE LA MANO Y LA DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS EN EL AGARRE MÁXIMO EN INDIVIDUOS NO ATLETAS*

AUTORES: CASTELLANOS MORANTES ANDERSON WALTER
MÉNDEZ SERRANO LUIS ERNESTO**

PALABRAS CLAVES: Fuerza de agarre de la mano, fuerzas en las falanges, bioingeniería, biomecánica, sensores de fuerza, interfaz gráfica, antropometría, correlación.

DESCRIPCION

Se buscó hallar y establecer la posible relación entre la longitud de falanges y la fuerza en las mismas; para esto se desarrolló el sistema de adquisición de datos para el dispositivo tipo cilindro diseñado por estudiantes de la UIS, se utilizaron sensores de fuerza, tratados de manera óptima y enlazados a Labview donde finalmente se diseñó la interfaz gráfica que permitió visualizar la fuerza ejercida en cada falange, información que es recopilada en una base de datos.

En forma paralela se desarrolló un programa con su respectiva interfaz gráfica usando Matlab, que permitió obtener las medidas antropométricas de la mano, donde se realizaron tratamientos de imágenes en tiempo real; permitiendo obtener el segundo parámetro necesario para la búsqueda de la posible correlación.

Por último, después de realizar una toma de datos para 50 individuos, se recopiló la información de longitudes y fuerzas para cada uno de ellos, se procedió al análisis de los resultados utilizando el método de los coeficientes de correlación de Pearson, con el cual se buscó la posible relación, haciendo diferentes combinaciones, en procura de la obtención de resultados que pudieran contribuir al desarrollo de este estudio.

Siendo así, se obtienen, tabulan y grafican los resultados obtenidos; donde se observan coeficientes de correlación entre 0,01 y 0,46 que resultan ser insuficientes o inadecuados para afirmar la existencia de una relación; sin embargo se encuentra una tendencia marcada en la antropometría de la mano siendo las falanges del dedo corazón mayor a las del anular, índice y meñique respectivamente. Si se observan las fuerzas en las falanges de cada dedo, se encontró que las distales presentaban mayores valores de fuerza que las demás.

* Trabajo de Grado

** Facultad De Ingenierías Físico Mecánicas. Escuela De Ingeniería Mecánica. Director. Diego Fernando Villegas Bermudez. Ingeniero Mecánico, Phd

ABSTRACT

TITLE: STUDY OF THE RELATIONSHIP BETWEEN HAND ANTHROPOMETRY AND THE DISTRIBUTION OF THE FORCES ON THE MAXIMUM HAND GRIP ON REGULAR PEOPLE, NOT ATHLETES*

AUTHORS: CASTELLANOS MORANTES ANDERSON WALTER
MÉNDEZ SERRANO LUIS ERNESTO**

KEY WORDS: Hand grip forces, Phalanges forces, Bioengineering, Biomechanic, Force sensor, Graphical interface, Anthropometric, Correlation.

DESCRIPTION

We seek to find and establish the possible relationship between the length of phalanges and the strength in them. For that reason, we developed the system of acquisition of data for the cylindrical device designed by Escobar Jorge and Quiros Ricardo, using force sensors, treated in an optimal manner and linked to LabVIEW, where we finally designed the graphical interface that allows to view the force exerted on each phalanx, the information is compiled and stored in a database.

At the same time a program was developed with its respective graphical interface using Matlab, which allows get hand anthropometric measurements, performing treatments of images in real time; allowing thus obtain the second required parameter to the search for a possible correlation.

Finally, after collecting forces and length data from 50 different individuals, we proceeded to the analyze the results using Pearson's correlation coefficient method, we looked for a possible relation, using different combinations, always seeking to obtain results that could contribute to the development of this study. Being so, we obtained, tabulated and graphed the results; so, we obtained Pearson's coefficients among 0,01 and 0,46, these results were insufficient to affirm about that relation; but, we found a tendency in the hand anthropometry, the heart finger's phalanges where bigger than ring finger, index finger and the Little finger. The forces in each phalanges where strongest.

* Grade Work

** Faculty of Mechanical Physical Engineering. School Of Mechanical Engineering. Director. Diego Fernando Villegas Bermudez. Mechanical Engineer, Phd

INTRODUCCIÓN

Los estudios biomecánicos como rama ingenieril, vienen con un gran crecimiento en los últimos años, puede deberse a los avances en la ciencia que hoy hacen posible cosas que años atrás no se hubiesen imaginado, como el desarrollo de prótesis impresas en 3D, desarrollos en biomecánica ocupacional, ciencia del deporte, entre otros, como también puede deberse a que se ha entendido el cuerpo humano y otros sistemas biológicos como objetivos de estudio, con el fin de entender pero sobre todo mantener y mejorar, por ser quizás la base de la existencia y por ende las materia más importantes sobre el planeta.

Durante esta investigación se busca contribuir a estudios de la biomecánica de la mano, analizando así la posible relación existente entre la fuerza y las dimensiones antropométricas de las falanges en individuos no atletas, dicho planteamiento nace de estudios previos que han dado indicios de la existencia de esta relación, analizando fuerza de agarre máximo.

La existencia de esta relación y la determinación de la misma, podría llegar a ser un gran aporte en ámbitos médicos, para la determinación de posibles lesiones o condiciones anómalas en mano y antebrazo, desarrollo de prótesis; en biomecánica ocupacional, para el diseño y desarrollo de herramientas acordes y/o proporcionales a la dimensión de la mano; en la ciencia del deporte, como mejora en técnicas y corrección de prácticas no deseadas.

1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

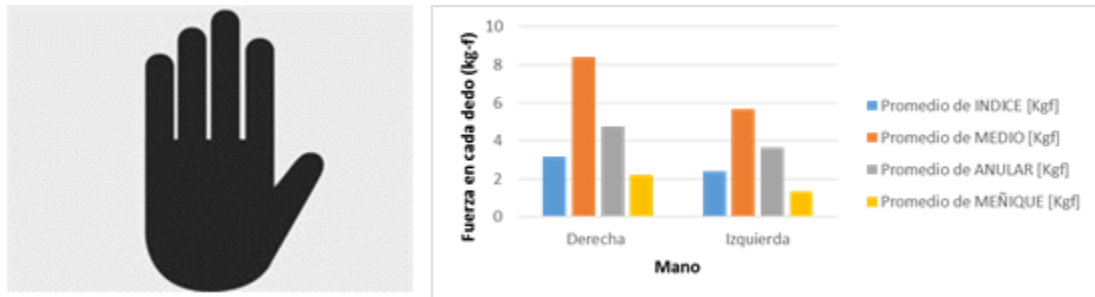
1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

¿Existe una relación entre las medidas antropométricas de la mano y la distribución de fuerzas en el agarre máximo?

La fuerza de agarre máximo es un parámetro importante que determina la condición general de la mano y el antebrazo, por ende, determinar dichos parámetros resultaría de gran ayuda para entender un poco más la biomecánica de la mano desde el punto de vista clínico y de ingeniería, ayudando así en el diagnóstico y rehabilitación lesiones de mano y antebrazo.

La motivación para este estudio radica en unos resultados previos obtenidos en una tesis de pregrado desarrollada por estudiantes de Ingeniería Mecánica, en el cual se hizo un estudio sobre la pérdida en la fuerza de agarre como producto de amputaciones de falanges. En este estudio se encontró que la fuerza que aporta cada dedo en la fuerza de agarre máximo, tabulado en una gráfica de barras, coincide con la altura que tiene los dedos cuando la mano está en la posición de pare (ver figura1).

Figura 1. Relación de forma entre los dedos de la mano (índice a meñique) con la fuerza que aporta cada uno en el agarre máximo



Fuente: Escobar Quintero, Jorge Hernán, y Ricardo Andrés Quiros Gomez. Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula lesiones de amputaciones de falanges. Bucaramanga: UIS, 2014.

1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA

Algunos estudios han determinado la relación entre la antropometría de la mano y la fuerza de agarre máximo¹; sin embargo, ninguno de ellos ha buscado relación entre la fuerza que ejerce cada dedo en el agarre máximo con las medidas antropométricas de la mano. Por lo tanto, se construirá un dispositivo de medición para obtener la fuerza que ejerce cada falange en el agarre máximo de tal manera que se pueda evaluar la hipótesis de que la longitud de los dedos es un indicativo de la fuerza que ejerce cada dedo en la fuerza de agarre máximo. Igualmente, se intentara encontrar otras relaciones entre todas las longitudes y las fuerzas obtenidas mediante el dispositivo.

La fuerza de agarre máximo es un parámetro importante que determina la condición general de la mano y el antebrazo, por ende, determinar dichos parámetros resultaría de gran ayuda para entender un poco más la biomecánica de la mano desde el punto de vista clínico y de ingeniería, contribuyendo así en el

¹ Muñoz Lizeth, de la Vega Enrique. Fuerza máxima de agarre con mano dominante y no dominante. Instituto tecnológico de Hermosillo. 2009. Nicolay Christopher, Walker Anna. Grip strenght hand endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gende. University of North Carolina. 2004.

diagnóstico y rehabilitación lesiones de mano y antebrazo, así mismo aportando también a la biomecánica ocupacional y del deporte puesto que la longitud de los dedos sería un indicativo de la fuerza en el agarre.

La fuerza junto a la sensibilidad, motricidad, la aparición de dolor e inflamaciones o deformaciones, son indicadores que me permitirían determinar si existe una lesión o no en la mano. Establecer unos parámetros de fuerza que se consideren normales en una persona sana, contribuirían a evaluar este índice tan importante, ayudando en el diagnóstico de lesiones o traumas como tendinitis, esguinces, síndrome del túnel carpiano, entre muchas otras como, traumas en los nervios del plexo braquial que tienen como consecuencia la pérdida de la fuerza en las manos, o la neuropatía periférica que es un trastorno cerebral que también tiene a la pérdida de fuerza en la mano como síntoma.

De igual manera establecer dicha relación fuerza-antropometría, contribuiría de gran manera en la biomecánica, incursionando en campos como el diseño de herramientas u componentes de accionamiento manual, permitiendo una optimización en dicho proceso, obteniendo como resultados herramientas más eficientes y amigables para su operación.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general. Contribuyendo a la misión de la Universidad Industrial de Santander cuyo propósito es formar personas con alta calidad ética y profesional, liderando procesos de cambio, fomentando el progreso y el mejoramiento de la calidad de vida en la comunidad, se plantea como objetivo general, establecer la correlación entre la antropometría de la mano con la distribución de fuerzas en cada falange y la fuerza de agarre máximo de tal manera que se pueda contribuir a la biomecánica ocupacional y del deporte.

1.3.2 Objetivos específicos

Diseñar un sistema de adquisición de datos para un dispositivo de medición de fuerza de agarre tipo cilindro que permita determinar las fuerzas en cada falange de cada dedo.

Obtener las medidas antropométricas de cada dedo para adultos colombianos sanos, no atletas, de ambos sexos con edades entre 18 y 24 años con el uso del paquete de herramientas “procesamiento de imágenes” en Matlab.

Analizar la relación existente entre las medidas antropométricas de la mano y la distribución de fuerzas en la misma, como consecuencia de la fuerza de agarre máximo, estableciendo los índices de correlación y analizando la varianza entre las muestras obtenidas.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 ANTECEDENTES INVESTIGATIVOS

Se buscó en módulos investigativos a nivel internacional, nacional y regional, aportes o trabajos relacionados, los cuales pudiesen servir de aporte o como referente informativo en el área de investigación y desarrollo de este proyecto.

2.1.1 A nivel internacional. Relationship between handgrip strength with selected hand anthropometric variables among university male handball players². Dicho estudio relaciona la fuerza de agarre máximo en jugadores universitarios de balonmano con respecto a variables antropométricas como el ancho palmar y el largo de la mano, encontrando positivamente una alta relación entre las variables, utilizando el método de coeficientes de correlación de Pearson.

Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks³. Esta tesis se basó en determinar un diámetro óptimo para dispositivos tipo cilíndricos, donde las fuerzas de agarre en la mano fuesen máximas sin dejar atrás la sensación de confort en el individuo, encontrando así una relación con la longitud de la mano.

Estudio piloto de medidas antropométricas de la mano y fuerzas de presión, aplicables al diseño de herramientas manuales⁴. En este artículo se plantea describir la fuerza digito palmar (de agarre) en distintas distancias y las dimensiones antropométricas de la mano, con el fin de definir patrones que permitan realizar un diseño adecuado de herramientas manuales desde el punto

² Dr. Chittibabo, B. Department of Physical Education and Sports Sciences, Annamalai University, Chidambaram, 2014.

³ Kong Yong Ku, Lowe Brian D. Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. International Journal of Industrial Ergonomics.2004.

⁴ Cubillos Nicolás, Medina Oscar. Estudio piloto de medidas antropométricas de la mano y fuerzas de presión, aplicables al diseño de herramientas manuales. Universidad de Chile 2010.

de vista de la ergonomía, que pueda aportar a prevenir trastornos en el sistema musculoesquelético.

Estudio biomecánico de la mano durante el agarre de herramientas manuales: datos antropométricos preliminares⁵. Este estudio plantea nuevamente la utilización adecuada de herramientas como tema de investigación, estudiando factores como la fuerza, la postura y la antropometría de la mano, planteando como objetivo la obtención de medidas tales como el ancho y largo de la mano, mediante un método de captura de imágenes (Scanner).

2.1.2 A nivel nacional. Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula las lesiones de amputaciones de falanges. Este proyecto de grado desarrollado por ESCOBAR Jorge y QUIRÓS Ricardo⁶, termina siendo de suma importancia para el planteamiento de esta tesis, siendo quizá el antecedente más importante. Estudiando las fuerzas de agarre en la mano como producto de amputaciones de falanges, ESCOBAR Jorge y QUIRÓS Ricardo encuentran un patrón que podría relacionar la longitud de las falanges con la fuerza de agarre en la mano, dando así el indicio que permite realizar esta tesis.

2.2 REFERENTES TEÓRICOS

2.2.1 Fuerza de agarre. La fuerza de agarre es la fuerza utilizada con la mano para apretar o suspender objetos en el aire. La muñeca debe estar en una posición adecuada para evitar el desarrollo de los trastornos de trauma acumulativo (CTD's)⁷. La caracterización biomecánica del agarre supone la

⁵ Mosquera Leonardo, Guedez Víctor. Estudio biomecánico de la mano durante el agarre de herramientas manuales. Universitat Politècnica de *Catalunya*. 2004

⁶ Escobar Jorge, Quirós Ricardo. Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula las lesiones de amputaciones de falanges. Universidad Industrial de Santander. 2014

⁷ Ming Li Zong. The Influence of Wrist Position on Individual Finger Forces During Forceful Grip. North Canton.2002.

determinación de las diferentes variables cinemáticas y dinámicas que afectan a las distintas fases del agarre: transporte, formación del agarre y manipulación, así como su relación con las características antropométricas del sujeto y las propias del objeto manipulado y la tarea de manipulación. Durante las fases de contacto entre mano y objeto, un parámetro clave para esta caracterización es la presión de contacto y las zonas de contacto en las diferentes partes de la mano. Esta información, aparte de su interés desde el punto de vista ergonómico, también es necesaria como dato de entrada en modelos biomecánicos de la mano para el estudio de los esfuerzos musculares implicados en el agarre.

2.2.2 Dispositivos para medir la fuerza de agarre en la mano. Han sido numerosos los dispositivos que se han fabricado para valorar la fuerza de prensión, incluyendo el uso de herramientas convencionales como un manómetro de mercurio y dispositivos que apenas han alcanzado un mínimo nivel de difusión⁸. El más común es del Dinamómetro JAMAR (ver figura 2), que consiste en un dinamómetro hidráulico que puede determinar una fuerza máxima de 90 kg, posee 5 posiciones ajustables. Este es el dispositivo más utilizado y aceptado para valorar la fuerza de agarre como reconoce la American Society of Hand Therapists (ASHT), compararlo con otros dinamómetros⁹, medir su validez y confiabilidad¹⁰, y otros muchos más. Por otra parte, el dinamómetro Martin Vigorimeter es un instrumento compuesto por un manómetro y tres balones intercambiables de distinto perímetro a fin de mejorar su adaptación a distintos tamaños de mano. Se le atribuye un alto nivel de consistencia de la medida¹¹,

⁸ Miranda Manuel, análisis. Dinamométrico de la mano: valores normativos en la población española. Universidad Complutense de Madrid. 2011.

⁹ Mathiowetz V. Comparison of Rolyan and Jamar dynamometers for measuring grip strength. University of Minnesota. 2002.

¹⁰ Mathiowetz, Weber, Volland, & Kashman. Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations. University of Wisconsin. 1984.

¹¹ Solgaard, Kristiansen, & Jensen. Evaluation of instruments for measuring grip strength. Acta Orthopaedica Scandinavica. 1984.

especialmente utilizando el balón de medio tamaño, sin embargo, por su configuración es independiente de la antropometría de la mano¹².

Figura 2. Dinamómetro Jamar



Fuente: Fisaude. <http://fisaude.com>. 2017. <http://fisaude.com> (último acceso: 30 de Agosto de 2017).

2.2.3 Uso de sensores para medición de fuerzas en los dedos. El uso de sensores para el estudio de la fuerza de agarre y de la presión de la mano ha sido ampliado gracias a la aparición de los sensores de fuerza piezo-resistivos los cuales se pueden diseñar de diferentes tamaños que se adaptan a las características dimensionales de la mano como la palma y las falanges. En la literatura existen trabajos que analizan las fuerzas de contacto en los dedos durante la realización de agarres. Estudios como el de Kong¹³, comparan las fuerzas de agarre para diferentes diámetros en cilindros en búsqueda de encontrar un diámetro óptimo durante un agarre a máxima fuerza donde se considera

¹² Desrosiers, Hebert, Bravo, & Dutil. Normative data for grip strength of elderly men and women. Centre de recherche en gérontologie et gériatrie 1995.

¹³ Kong & Lowe. Evaluation of handle diameters and orientations in a maximum torque task. 2005.

diámetro óptimo en el que la mano genera un valor máximo de fuerza, en este estudio se utilizaron sensores de fuerza resistivos (FlexiForce Sensor, A101-25; Tekscan Inc.) que fueron instalados en un guante Figura 3, este tipo de sensores también sirvieron como elementos de medida en el estudio realizado por Shihyun Park¹⁴, donde se realiza un análisis de las tensiones generadas en los tendones flexores de la mano, usando una mano de un cadáver durante el agarre de un cilindro las fuerzas ejercidas en el cilindro se obtuvieron con la ayuda del sensor A101 de Tekscan.

Figura 3. Sensores de fuerza A101-25 instalados en un guante



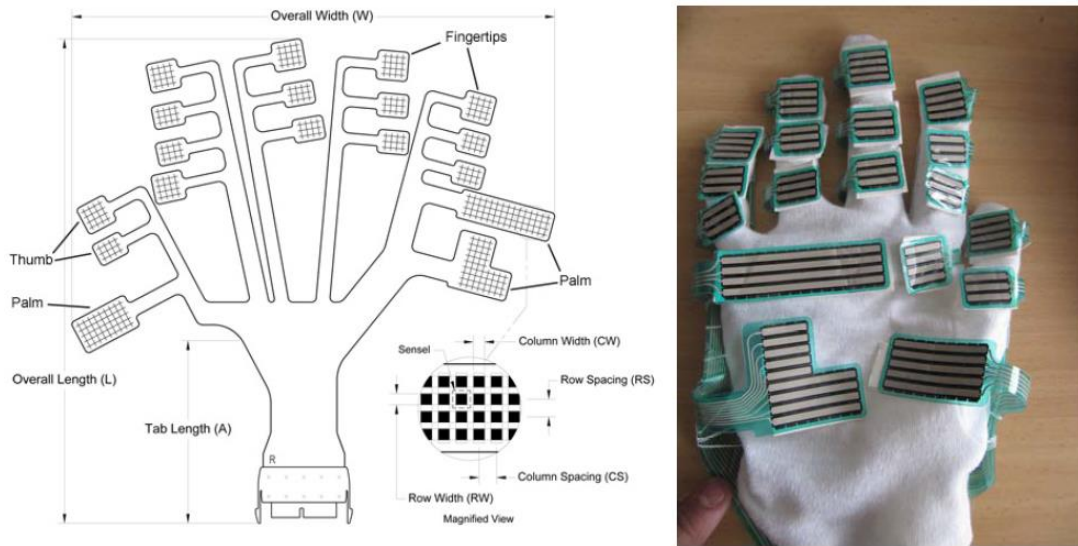
Fuente: Kong, Yong Ku, y Brian D Lowe. «Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks.» International Journal of Industrial Ergonomics, nº 35 (2005): 495-507.

También un estudio previo caracterizó las fuerzas generadas por la mano sobre un objeto cilíndrico de diferentes diámetros¹⁵ en este estudio se adquirirían datos individuales de cada falange usando el sistema (Tekscan 4255N) Figura 4.

¹⁴ Shihyun Park. Biomechanical analysis of hand grip motion for optimal handle design using a cadaver mode. Pennsylvania State University. 2009.

¹⁵ Mastalerz, Nowak, Palczewska, & Kalka. Maximal grip force during holding a cylindrical handle with different diameters. Institute of Industrial Design, Warszawa, Poland. 2009.

Figura 4. Sistema Tekscan 4255N



Fuente: Mastalerz, Andrzej, Ewa Nowak, Iwona Palczewska, y Ewa Kalka. «Maximal grip force during holding a cylindrical handle with different diameters.» Human Movement 10, n° 1 (2009): 26-30.

2.2.4 Relación entre la fuerza de agarre y la antropometría de la mano. La fuerza de agarre ha sido siempre un parámetro importante que permite determinar la condición general de la mano¹⁶. Algunas lesiones comunes de la mano involucran tendones, nervios y amputaciones de falanges¹⁷; por lo tanto, la fuerza de agarre puede usarse para determinar la eficacia en diferentes tratamientos de la mano y su rehabilitación¹⁸. Debido a la importancia de la fuerza de agarre, los investigadores han tratado de encontrar alguna relación de la fuerza de agarre con la antropometría de la mano. Algunos resultados interesantes son, por ejemplo, que la fuerza de agarre tiene significativa correlación con la edad, altura, peso, longitud de la mano, ancho de la mano y palmo¹⁹. En cuanto a la longitud de los

¹⁶ Cha Soo Min, Shin Hyun Dae, Kim Kyung Cheon, Park Jung Woo. Chungnam National University School of Medicine. 2014.

¹⁷ Hunter, Mackin, & Callahan. Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity. 1978.

¹⁸ Ghandi, Koley, & Sandhu. Association between Anthropometric Characteristics and Physical Strength in School Going Children of Amritsa. Guru Nanak Dev University. 2010.

¹⁹ Chahal & Kumar. Relationship of Hand Anthropometry and Hand Grip Strength in Junior Basketball Boys. University of Allahabad. 2014.

dedos, se ha encontrado que la longitud de los dedos tiene más influencia en la FAM que la longitud de la palma de la mano.

Igualmente, estudios previos mostraron que hay una baja pero significativa correlación entre las longitudes de los dedos y la fuerza de agarre en estudiantes universitarios²⁰. También ha sido mostrado que la longitud del dedo medio tiene diferencias significativas entre jóvenes atletas y no atletas²¹.

2.2.5 Desviación estándar. Es uno de los conceptos más importantes relacionados con la varianza, también conocida como típica, que representa la magnitud de la dispersión de variables de intervalo y de razón, y resulta muy útil en el campo de la estadística descriptiva. Para obtenerla, simplemente se parte de la varianza y se calcula su raíz cuadrada.

La desviación estándar se representa por σ

$$\sigma = \sqrt{\frac{(X_1 - \bar{X})^2 + (X_2 - \bar{X})^2 + \dots + (X_n - \bar{X})^2}{N}};$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{N}}$$

²⁰ Nicolay Christopher, Walker Anna. Grip strenght hand endurance: Influences of anthropometric Variation, hand dominance, and gende. University of North Carolina. 2005.

²¹ Fallahi & Jadidian. The Effect of Hand Dimensions, Hand Shape and Some Anthropometric Characteristics on Handgrip Strength in Male Grip Athletes and Non-Athletes. Department of exercise physiology, Faculty of Physical Education, Tehran, Iran. 2011.

Propiedades de la desviación estándar

La desviación estándar será siempre un valor positivo o cero, en el caso de que las puntuaciones sean iguales.

Si a todos los valores de la variable se les suma un número la desviación estándar no varía.

Si todos los valores de la variable se multiplican por un número la desviación estándar queda multiplicada por dicho número.

Si tenemos varias distribuciones con la misma media y conocemos sus respectivas desviaciones estándar se puede calcular la desviación estándar total.

Si todas las muestras tienen el mismo tamaño:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \dots + \sigma_n^2}{N}}$$

Si las muestras tienen distinto tamaño:

$$\sigma = \sqrt{\frac{K_1 \cdot \sigma_1^2 + K_2 \cdot \sigma_2^2 + \dots + K_n \cdot \sigma_n^2}{K_1 + K_2 + \dots + K_n}}$$

Observaciones sobre desviación la estándar

La desviación estándar, al igual que la media y la varianza, es un índice muy sensible a las puntuaciones extremas.

En los casos que no se pueda hallar la media tampoco será posible hallar la desviación estándar.

Cuanta más pequeña sea la desviación estándar mayor será la concentración de datos alrededor de la media.

2.2.6 Coeficiente de correlación de Pearson. El índice numérico más común usado para medir una correlación es el “coeficiente de Pearson”. El coeficiente de Pearson (también llamado coeficiente de correlación del producto-momento), se representa con el símbolo ‘r’ y proporciona una medida numérica de la correlación entre dos variables.

El coeficiente de correlación de Pearson (r) se mide en una escala de 0 a 1, tanto en dirección positiva como negativa. Un valor de “0” indica que no hay relación lineal entre las variables. Un valor de “1” o “-1” indica, respectivamente, una correlación positiva perfecta o negativa perfecta entre dos variables. Normalmente, el valor de se ubicará en alguna parte entre 0 y 1 o entre 0 y -1.

Tabla 1. Correlación coeficiente de Pearson

Valor del Coeficiente de Pearson	Grado de Correlación entre las Variables
$r = 0$	Ninguna correlación
$r = 1$	Correlación positiva perfecta
$0 < r < 1$	Correlación positiva
$r = -1$	Correlación negativa perfecta
$-1 < r < 0$	Correlación negativa

Fuente: Fernandez , Pita, y Pertega Diaz . <https://www.fisterra.com>. 30 de Marzo de 2001. https://www.fisterra.com/mbe/investiga/var_cuantitativas/var_cuantitativas2.pdf (último acceso: 1 de Septiembre de 2017).

Tabla 2. Jerarquías coeficiente de Pearson

JERARQUÍAS COEFICIENTE PEARSON	
$\pm 0,96$ -- $\pm 1,00$	PERFECTA
$\pm 0,85$ -- $\pm 0,95$	FUERTE
$\pm 0,70$ -- $\pm 0,84$	SIGNIFICATIVA
$\pm 0,50$ -- $\pm 0,69$	MODERADA
$\pm 0,20$ -- $\pm 0,49$	DEBIL
$\pm 0,10$ -- $\pm 0,19$	MUY DEBIL
$\pm 0,09$ -- $\pm 0,00$	NULA

Fuente: Fernandez , Pita, y Pertega Diaz . <https://www.fisterra.com>. 30 de Marzo de 2001. https://www.fisterra.com/mbe/investiga/var_cuantitativas/var_cuantitativas2.pdf (último acceso: 1 de Septiembre de 2017).

3. METODOLOGÍA

3.1 PROCEDIMIENTO REALIZADO

Buscando siempre la optimización del proceso en procura de la obtención de mejores resultados, se procede a realizar un estándar metodológico para el procedimiento de adquisición de datos, así definidos a continuación.

3.1.1 Selección y registro de la población. Para el estudio realizado, se estableció como población específica, estudiantes universitarios hombres, miembros de la Universidad Industrial de Santander, entre un rango de edades de 18 a 24 años, con mano dominante derecha (diestros), sin lesiones presentes en la mano que pudiesen afectar la fuerza de agarre máximo, no atletas o miembros pertenecientes a selecciones deportivas.

Se realizó un registro de la población seleccionada con el fin de hacer constancia de su voluntaria participación en el estudio, este formato (consentimiento informado) se presenta en la sección de anexos y se le hizo firmar a cada uno de los individuos donde se estipuló que no se recibe u ofrece ningún tipo de gratificación o prebenda por su participación, además de dejar claro los fines del mismo.

3.1.2 Preparación y acondicionamiento para la prueba. Se establecieron parámetros considerados importantes en la realización de la prueba tales como:

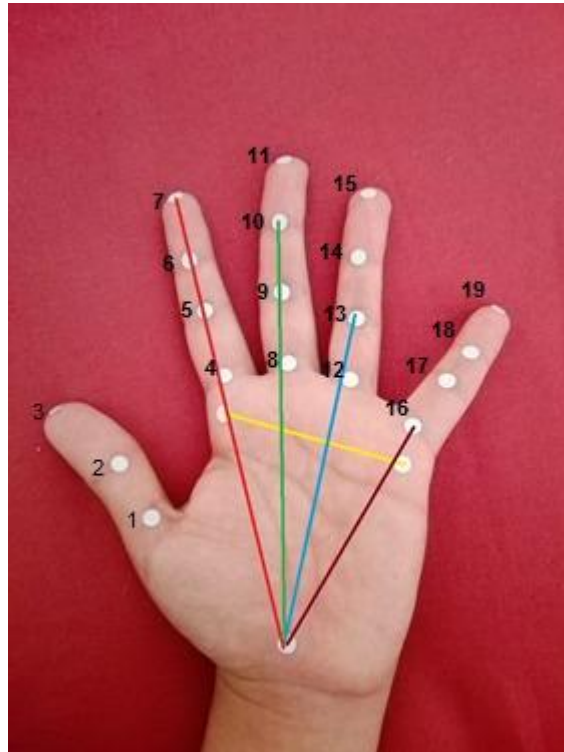
Condiciones ambientales: siendo competencia de este estudio la obtención de una muestra antropométrica de la población mediante el procesamiento de imágenes, fue necesario establecer condiciones adecuadas para la prueba, generando así un ambiente con la luminosidad óptima para la obtención de imágenes en tiempo real.

Requerimiento técnico: para la realización de la prueba, se necesita de un mínimo de requerimientos tanto en planta física como de disponibilidad tecnológica. Se requiere de un espacio dotado de conectividad WiFi, mínimo un Computador con Labview y Matlab (programas seleccionados en el plan de proyecto), además de un Smartphone Android con la aplicación móvil IP WebCam de licencia gratuita instalada, dicha aplicación es indispensable para la obtención de imágenes.

Para la óptima toma de datos, se procede a explicar a los participantes en el estudio el procedimiento a seguir en cuanto a la realización de la prueba.

3.1.3 Toma de mediciones antropométricas. La figura 5 muestra un ejemplo de las medidas a tomar. En amarillo se busca encontrar el ancho palmar, en color café se puede ver la medida del largo palmar, en azul se puede determinar la longitud de la falange proximal, en verde la de la falange media y en rojo la de la falange distal, todas estas medidas se realizan teniendo como referencia un punto ubicado en la base de la mano (límite con articulación de muñeca), se obtendrán datos de medición para cada falange de cada dedo, de igual manera se podrá obtener la medida de la falange en sí restando sus puntos de frontera. La numeración presente en la imagen son valores referencias con fines de ordenamiento en la base de datos.

Figura 5. Descripción antropometría



Los individuos seleccionados para el estudio necesitaran de un acondicionamiento especial, situando los puntos referentes en la mano, dichos puntos de color característico (resaltante ante la tonalidad de la mano y colores del ambiente y de forma circular), de esta forma se procede a colocarlos en la distribución mostrada (ver figura) y ubicar la mano sobre una superficie plana y transparente de tal forma que los puntos en cada dedo describiera aproximadamente una recta con respecto al punto referente ubicado en la parte inferior de la palma. Buscando mitigar errores en la medición por la generación de ángulo.

3.1.4 Toma de fuerzas. Siendo la toma de fuerzas uno de los puntos más importantes en este estudio, se procedió de manera meticulosa para la adquisición de los datos resultantes, realizando 6 tomas por cada individuo con intervalos de descanso de 30 segundos entre cada toma; las primeras 5 tomas se centraban en un específico y correcto posicionamiento de cada dedo, siendo así la primera toma

concentrada en un la colocación del pulgar y el agarre máximo generado por la mano completa sin importar lecturas obtenidas por el resto de sensores, la segunda toma se centró en el dedo índice y así sucesivamente hasta completar las tomas respectivas a cada dedo. La sexta toma se basó en un agarre general buscando siempre un acople adecuado de cada falange a su respectivo sensor.

Figura 6. Proceso toma fuerzas



3.1.5 Tratamiento estadístico. Después de acoplar los datos obtenidos entre la antropometría obtenida y la lectura de fuerzas, obteniendo como resultado una base de datos con un aproximado a 1000 registros diferentes relacionando medidas antropométricas y fuerzas por cada falange registrada por cada individuo, se proceden a calcular promedios, desviaciones estándar y una posterior estimación del coeficiente de correlación de Pearson para determinar si existe o no una relación entre los datos obtenidos.

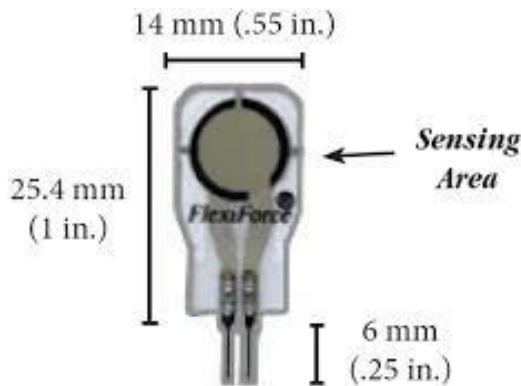
Este procedimiento y cálculos se pueden observar en el anexo A.

3.2 SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE FUERZAS

La adquisición de datos tipo fuerza es una parte de suma importancia para el desarrollo de esta investigación, siendo así, se busca optimizar el proceso con el fin de mitigar posibles errores en la toma de muestras, y obtener mediciones precisas y confiables.

En el sistema tipo cilindro para la toma de fuerzas diseñado por Escobar Jorge y Quirós Ricardo²² en el estudio previo, se determinó óptimo para esta aplicación la utilización del sensor de fuerza, Flexiforce a301 fabricado por Tekscan y que opera en un rango de fuerzas de 0 a 25 libras.

Figura 7. Sensor de fuerza Flexiforce A301



Actual size of sensor

Fuente: Ubsenthoff. <http://ubsenthoff.de>. 2017. <http://ubsenthoff.de/wp/tekscan/a-301> (último acceso: 4 de Septiembre de 2017).

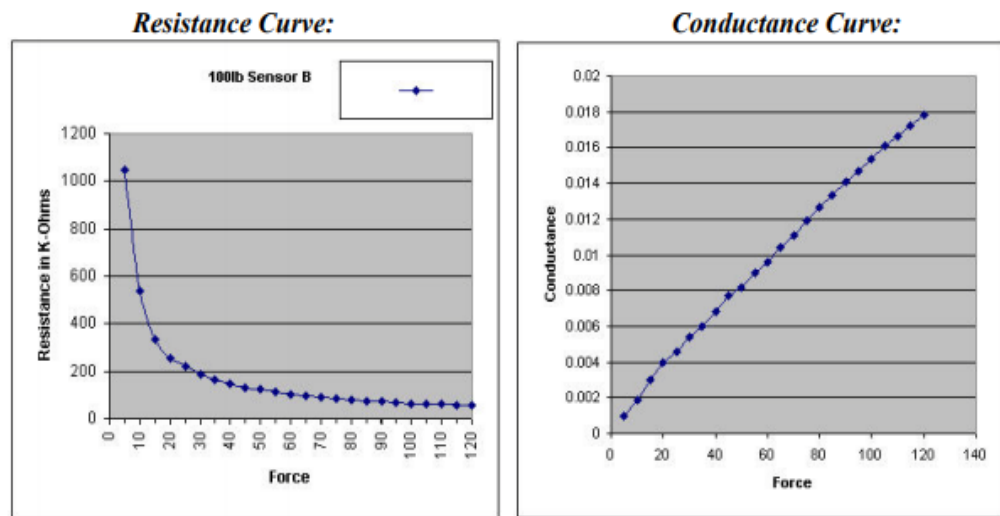
²² Escobar Jorge y Quirós Ricardo. Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula las lesiones de amputaciones de falanges. Universidad Industrial de Santander. 2014

Este sensor actúa como una resistencia, variando esta según la magnitud de la fuerza aplicada (la resistividad disminuye a mayor fuerza). La resistividad es una propiedad ligada a otra llamada conductancia, siendo esta la capacidad de un material para conducir o permitir el paso de electrones, matemáticamente descrita como la inversa de la resistividad

$$C = \frac{1}{R}$$

Tekscan describe el comportamiento del sensor en el datasheet asociado a este y presentado en la siguiente imagen (versión del sensor de 100 lbs)

Figura 8. Comportamiento sensor Flexiforce A301

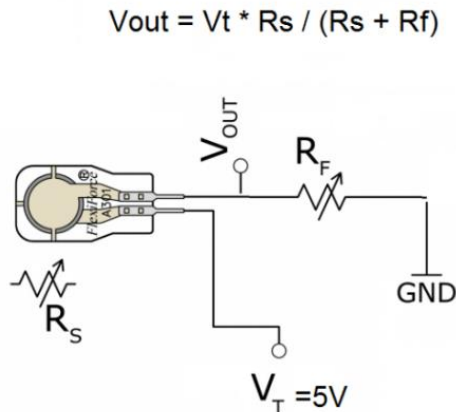


Fuente: Tekscan. <https://cdn.sparkfun.com>. 29 de Diciembre de 2010. <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLX-FlexiForce-Sensors-Manual.pdf> (último acceso: 1 de Septiembre de 2017).

Para el montaje eléctrico el fabricante sugiere dos formas, con el uso de un amplificador operacional (MCP 6004) o realizar un montaje directo que me permita determinar la resistividad del sensor en kilo-ohms utilizando un instrumento de

medida. Ante la imposibilidad de conseguir el amplificador en el mercado colombiano, se decide optar por la segunda opción utilizando un divisor de tensión para determinar la resistencia generada en el sensor.

Figura 9. Montaje eléctrico



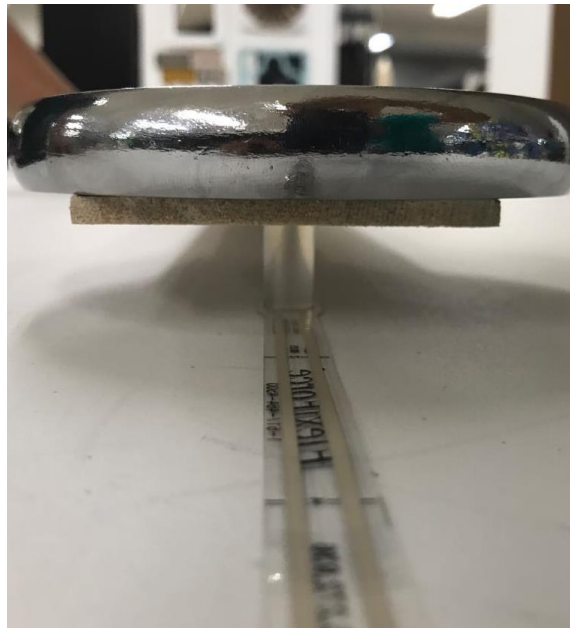
Fuente: Ubsenthoff. <http://ubsenthoff.de>. 2017. <http://ubsenthoff.de/wp/tekscan/a-301> (último acceso: 4 de Septiembre de 2017).

3.2.1 Calibración y caracterización. Siguiendo lo estipulado por el manual de recomendaciones del fabricante, se procede a calibrar el sensor, por lo que necesitaremos algún mecanismo para aplicar fuerzas concentradas directamente en el área sensitiva (diámetro aproximado de 1 cm), para lo cual se utiliza un cilindro de acrílico con el mismo diámetro y cuya función es servir de concentrador de fuerzas (conocidas) sobre el área sensitiva del sensor.

Figura 10. Juego de pesas usadas en la calibración



Figura 11. Sistema concentrador de fuerzas



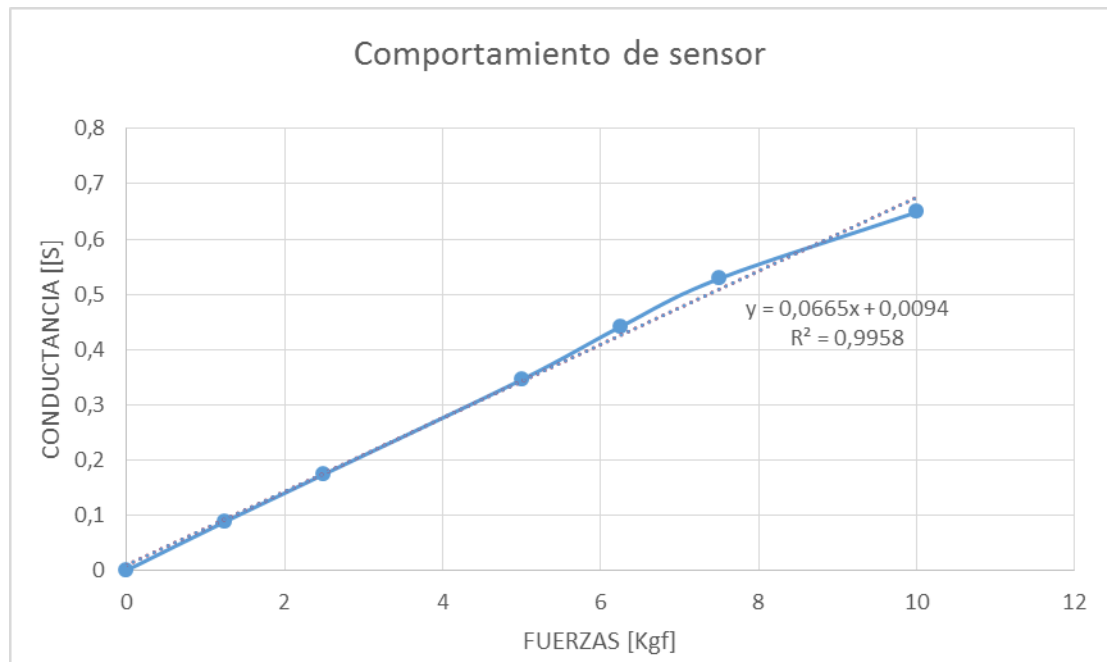
Se recomienda acondicionar el sensor, aplicándole un 110% de su carga máxima (27,5 lbs) aproximadamente 12,5kg, este procedimiento se debe hacer 4 veces. Como siguiente medida y para caracterizar el sensor, se procede a realizar la medición de la resistencia del mismo, después de aplicar diferentes cargas, 3 mediciones por cada peso.

Tabla 3. Caracterización de sensor

Fuerza [Kgf]	Resistencia [K-Ohms]			R promedio [K-Ohms]	Conductancia [S]
0,00	1536,098	1489,453	1571,05	1532,200	0,001
1,25	11,506	11,285	10,923	11,238	0,089
2,50	5,774	5,348	6,056	5,726	0,175
5,00	2,893	3,195	2,589	2,892	0,346
6,25	2,315	1,982	2,498	2,265	0,442
7,50	1,929	1,762	1,985	1,892	0,529
10,0	1,447	1,578	1,599	1,541	0,649

Los sensores son adquiridos nuevos y directamente del fabricante, al caracterizarlos se encuentra un comportamiento similar en cuanto a la magnitud de sus valores resistivos, motivo por el cual se decide adoptar una misma grafica de caracterización para todos, simplificando su programación.

Gráfico 1. Comportamiento de Sensor



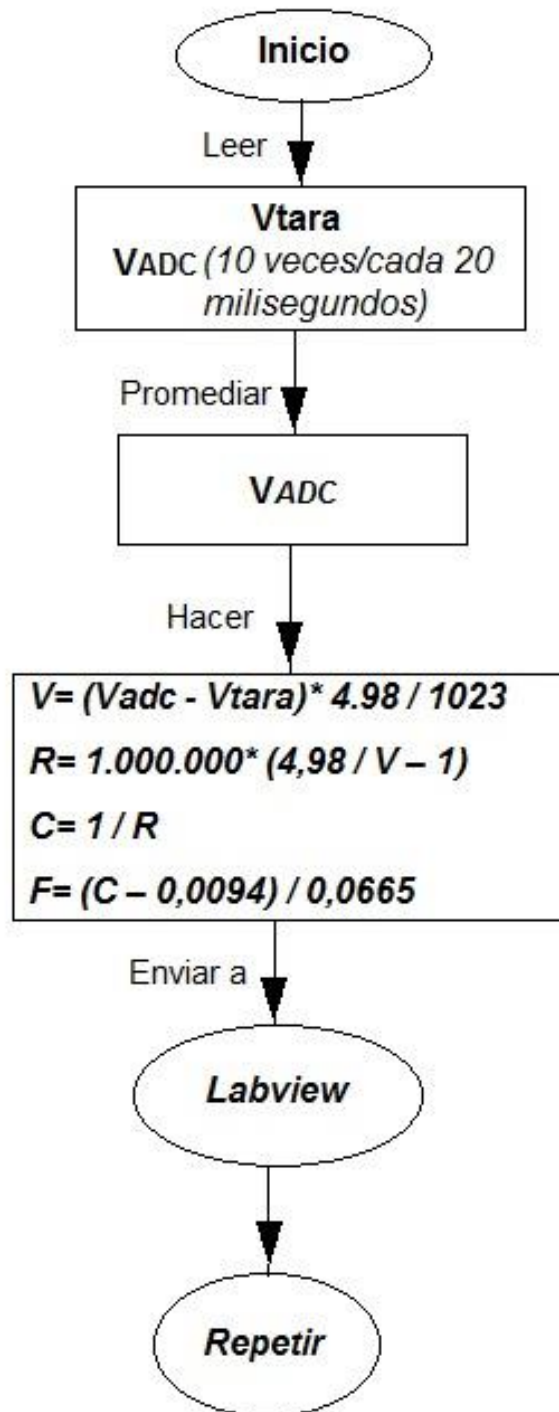
Ecuación de comportamiento: Conductancia = 0,0665*Fuerza + 0,0094

3.2.2 Tratamiento de datos. Labview resulta ser una herramienta de gran ayuda para el diseño del sistema de adquisición de datos tipo fuerza de este proyecto. Es un entorno que me permite desarrollar sistemas bajo un lenguaje de programación visual o gráfico y que por su funcionalidad ha sido escogido para el desarrollo del proyecto.

Para realizar el enlace Hardware – Software se tiene una tarjeta Arduino Mega, la cual cumple funciones de controlador y me permite realizar el procesamiento y tratamiento de los datos para su posterior envío hacia Labview.

Este tratamiento se explica de manera simplificada en el siguiente Diagrama de flujo;

Figura 12. Diagrama de flujo mediciones fuerza



En el instante $t=0$, el programa comienza a hacer una toma de muestras, para determinar un voltaje inicial del sensor sin carga alguna, esto se hace porque el sistema de sujeción del sensor podría ejercer una precarga, este voltaje se denomina V_{tara} o voltaje de tara.

Se comienza a realizar 10 tomas de datos y dichos valores se almacenan en un vector y posteriormente promedian, con el fin de obtener resultados más precisos, determinando así la magnitud de voltaje que se queda en el sensor como consecuencia de su resistividad.

Este voltaje menos el voltaje de tara, me determina el voltaje real en el sensor. Como Arduino trabaja con datos digitales entre 0 y 1023, siendo 5 voltios = 1023, se hace una regla de 3 para obtener el dato exacto en Voltios.

Se determina la resistencia del sensor por medio de la ecuación del divisor de tensión expuesta en la figura 9, (la resistencia para hacer el divisor es de 1 Megaohms)

Se halla la conductancia como el valor inverso de la resistencia.

Se traduce en la ecuación que define la curva característica del sensor, obteniendo así, la fuerza correspondiente.

Se envían los datos a Labview.

Este proceso se realiza para cada sensor y se repite cada 20 milisegundos.

3.2.3 Interfaz grafica. Conscientes del posterior uso de la interfaz, se busca simplicidad, posibilitando así un fácil entendimiento y manejo del sistema de adquisición de datos.

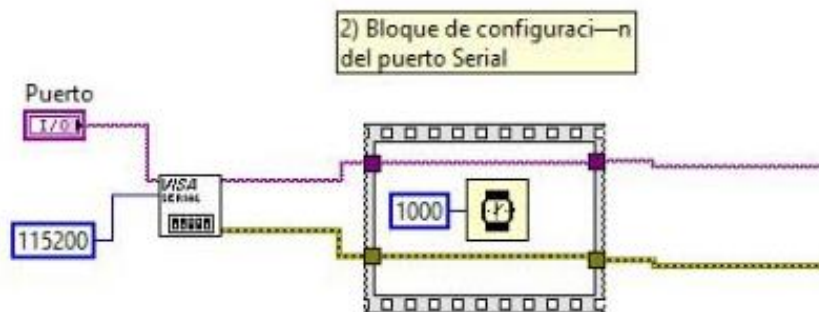
El tratamiento de los datos en Labview, consta de 5 bloques presentados a continuación

Figura 13. Bloque de inicialización



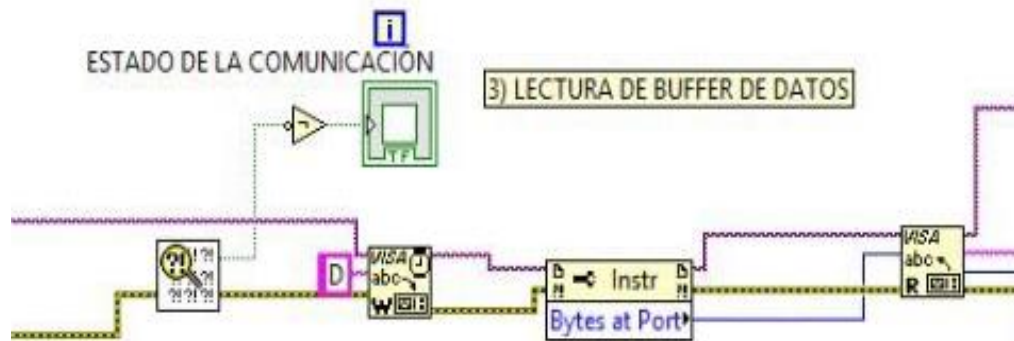
En la figura 13 se observa el bloque de inicialización, donde se destaca además de la función de iniciar y parar el procesamiento de datos, una función que genera un archivo en excel, posibilitando así la recopilación de todas las lecturas de los sensores para su posterior análisis.

Figura 14. Bloque de configuración del puerto



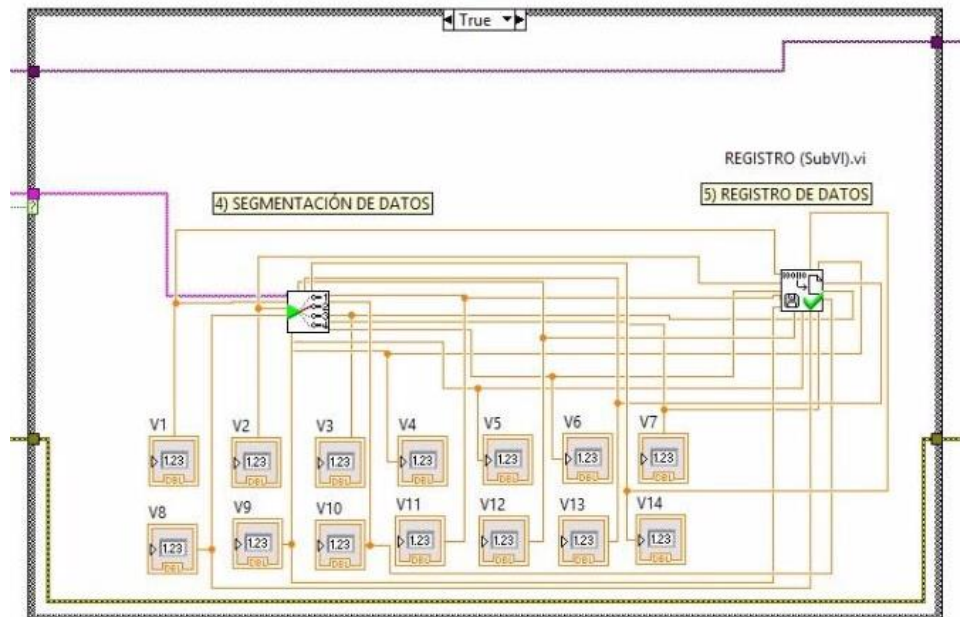
El segundo bloque (figura 14) corresponde al enlace entre Arduino y Labview, acá se configura la comunicación entre la tarjeta y el computador, este bloque resulta indispensable para el tratamiento de los datos, estableciendo el reconocimiento del puerto de conexión y la frecuencia de operación.

Figura 15. Bloque de lectura



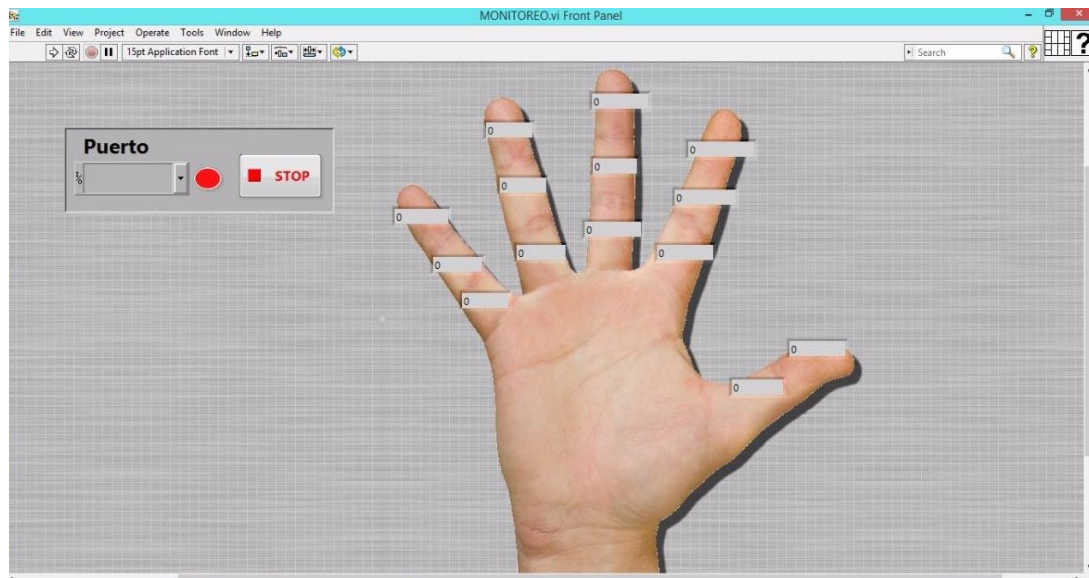
En el bloque 3 (figura 15) correspondiente a la lectura de datos, se define el estado de la comunicación, cuando Arduino detecta un dato (fuerza aplicada en el sensor) este envía a Labview inicialmente una letra D, la cual indica que se está enviando un dato y se prepara para su posterior tratamiento, acá se puede verificar que la comunicación es correcta.

Figura 16. Segmentación y registro de datos



Por ultimo encontramos el bloque 4 (figura 16) que busca segmentar los datos, recopilando e individualizando los datos obtenidos, así obteniendo valores independientes correspondientes a la fuerza de las falanges, para su posterior registro en el Excel (figura 18) previamente creado. Acá los datos también son enviados hacia la interfaz gráfica donde se podrán visualizar.

Figura 17. Interfaz grafica



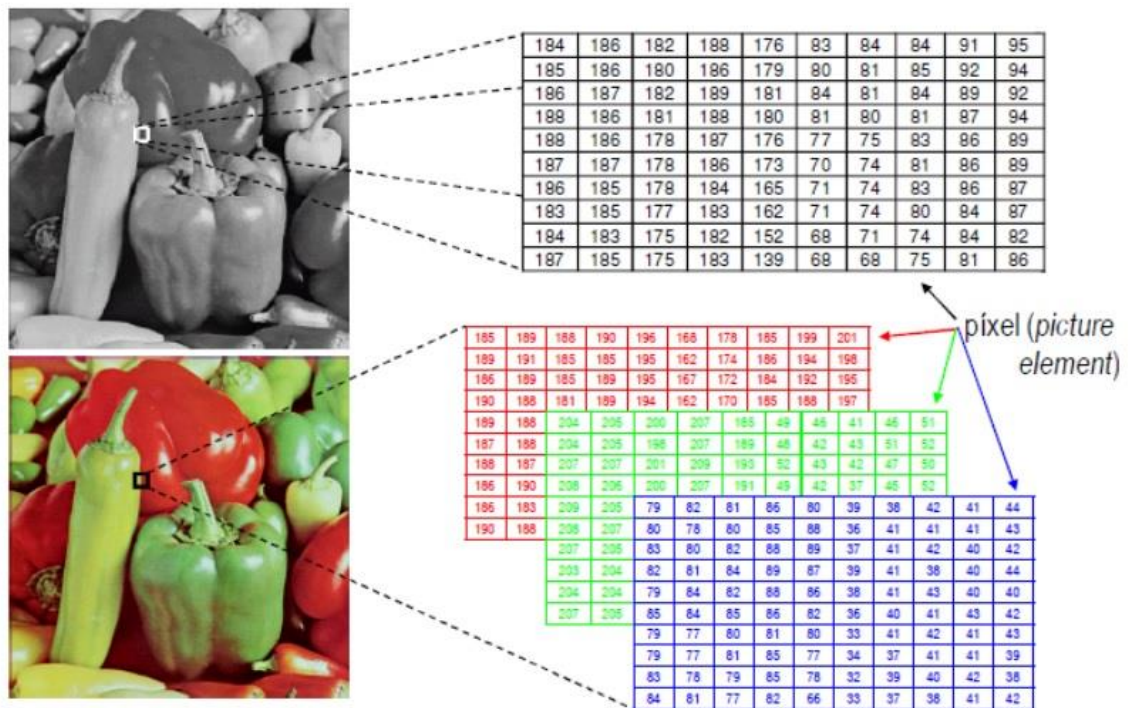
La interfaz gráfica está comprendida por un desplegable para la selección del puerto de comunicación con la tarjeta Arduino, un botón de stop que detiene la lectura, la imagen de una mano con sus respectivos cuadros de visualización en cada falange, permitiendo observar en tiempo real, la fuerza ejercida en cada una de estas.

3.3 PROGRAMA DE ADQUISICIÓN DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

Obtener las dimensiones de las falanges, obedece al último objetivo específico planteado en este proyecto, para esto la herramienta escogida ha sido el procesamiento de imágenes en Matlab.

El procesamiento de imágenes en Matlab aunque desconocido por muchos, es una herramienta muy útil y funcional. Es importante entender que una imagen es reconocida por Matlab como una matriz de datos, compuesta por píxeles cuyos valores han sido escalados para que representen intensidades de una escala de grises, siendo estos almacenados en 8 bits obtendríamos un rango de [0:255] ($2^8=256$ valores), al ser una imagen a color se habla de que tiene 3 canales o capas, es decir, a cada píxel le corresponden 3 valores de intensidad RGB (rojo, verde y azul por sus nombres en inglés), la combinación de estas 3 capas determinan un color en específico.

Figura 18. Configuración de imágenes digitales



Fuente: Manna, Andrea. <https://www.dc.uba.ar>. 2016. <https://www.dc.uba.ar/materias/t1/2016/c1/archivos/2016/introimagenes> (último acceso: 1 de Septiembre de 2017).

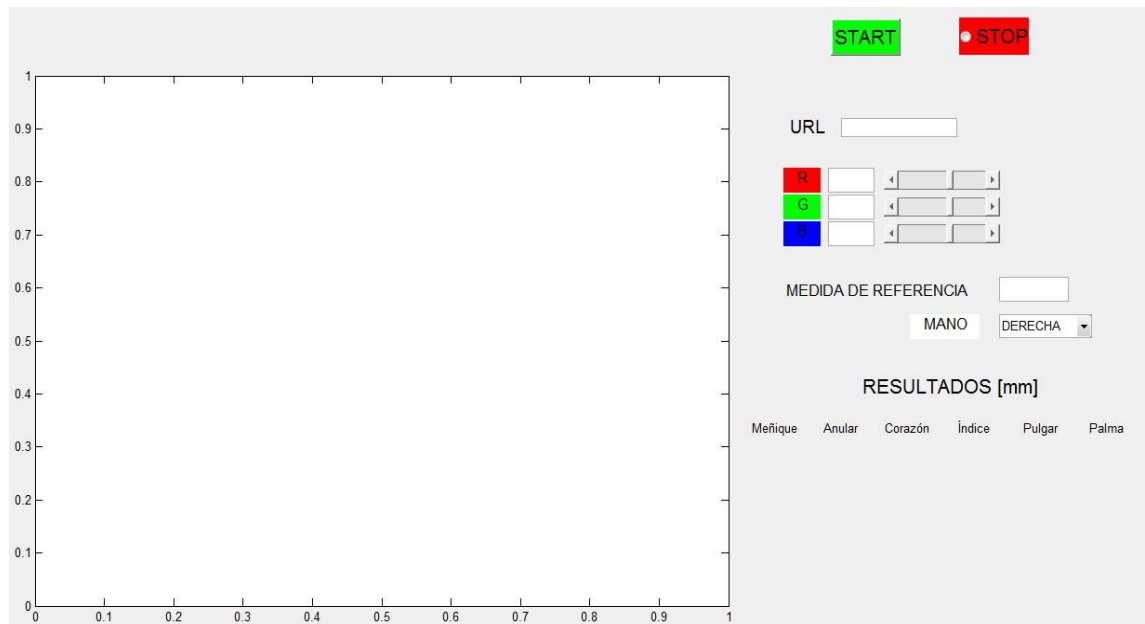
3.3.1 Captura de la imagen. Con el fin de optimizar y facilitar el proceso de toma de imágenes y el estudio en general, se decidió realizar la captura y el procesamiento de imágenes en vivo; con este fin se utilizó un aplicativo móvil llamado IP webcam, Que me permite usar la cámara de cualquier Smartphone Android para transmisión de imagen en tiempo real y visualizable por medio de una dirección IP otorgada por la misma aplicación. Posteriormente se enlazó con Matlab para realizar el procesamiento requerido para la adquisición de datos.

3.3.2 Interfaz gráfica. El procesamiento de imágenes se basa en la identificación de determinados puntos referentes situados en la mano; dichos puntos no son más que stickers de un color en específico del cual debemos conocer previamente su configuración RGB, ya que al igual que la URL arrojada por la aplicación IP Webcam, son datos de entrada requeridos en la interfaz gráfica diseñada en Matlab para el procesamiento de la imagen.

Se debe establecer una medida de referencia, dicha medida será conocida y se establecerá como otro dato de entrada, cuya función busca establecer una relación de longitud (escala). La medida referencia se establece con dos puntos ajenos a la superficie de la mano, ubicados en la parte superior de la misma y del mismo color del resto.

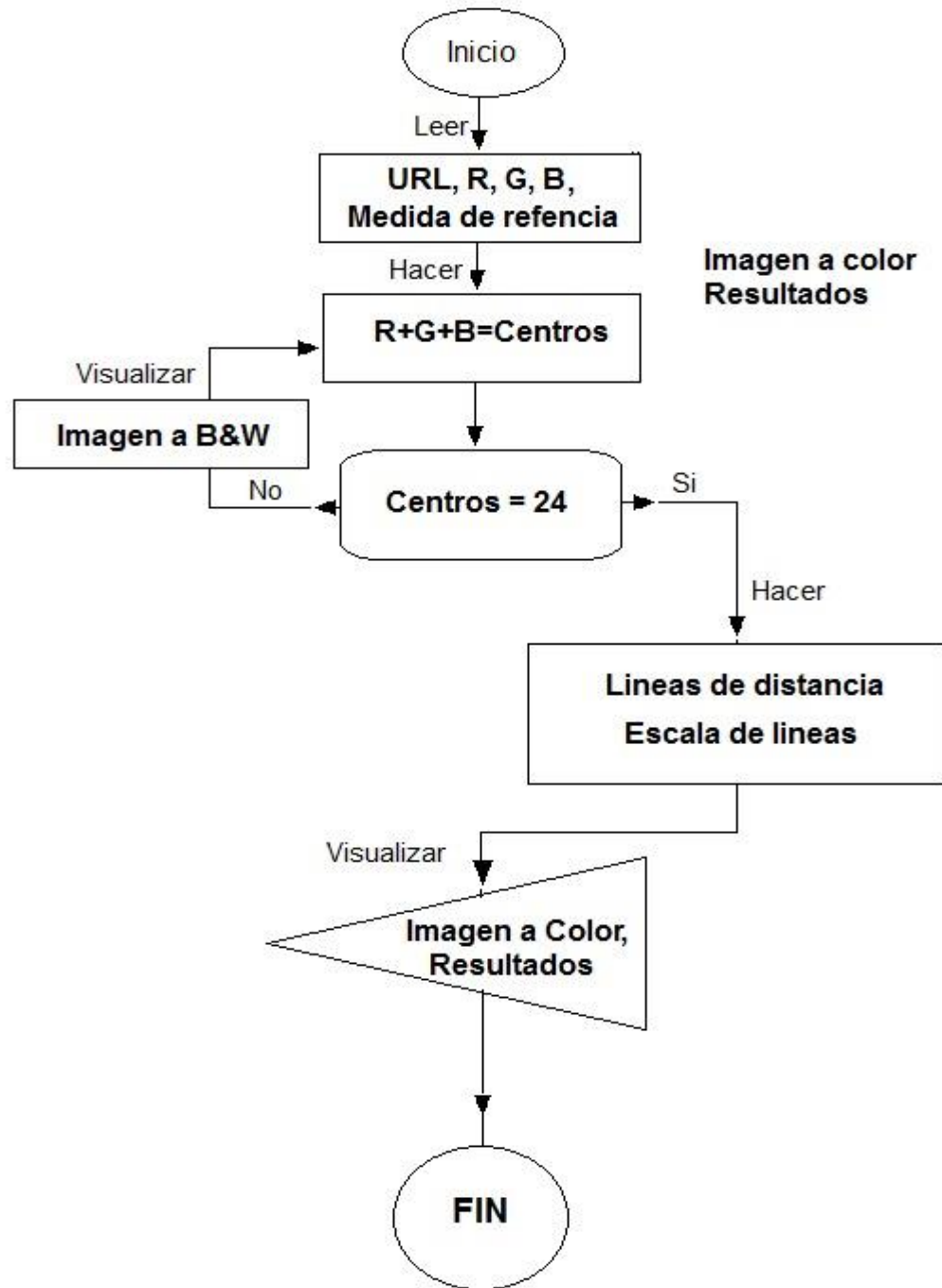
En la figura 19 se observa la interfaz gráfica diseñada, compuesta por dos botones, para inicializar o parar el procesamiento, un cuadro para el ingreso de la URL, tres cuadros para el ingreso de la configuración RGB respectivamente, y un cuadro más para el ingreso de la medida de referencia (dicha medida debe darse en mm), existe un cuadro desplegable para escoger si la mano es derecha o izquierda y por ultimo dos áreas de visualización, una para visualizar la imagen (parte izquierda) y otra los resultados arrojados (parte inferior derecha).

Figura 19. Interfaz gráfica



Si los cuadros correspondientes a los datos de entrada están vacíos o son erróneos, Matlab no iniciará el procesamiento y arrojará el correspondiente error en un cuadro de dialogo. En el momento en que se completan las entradas y se inicia el programa, Matlab procede a realizar el proceso descrito en el siguiente diagrama de flujo.

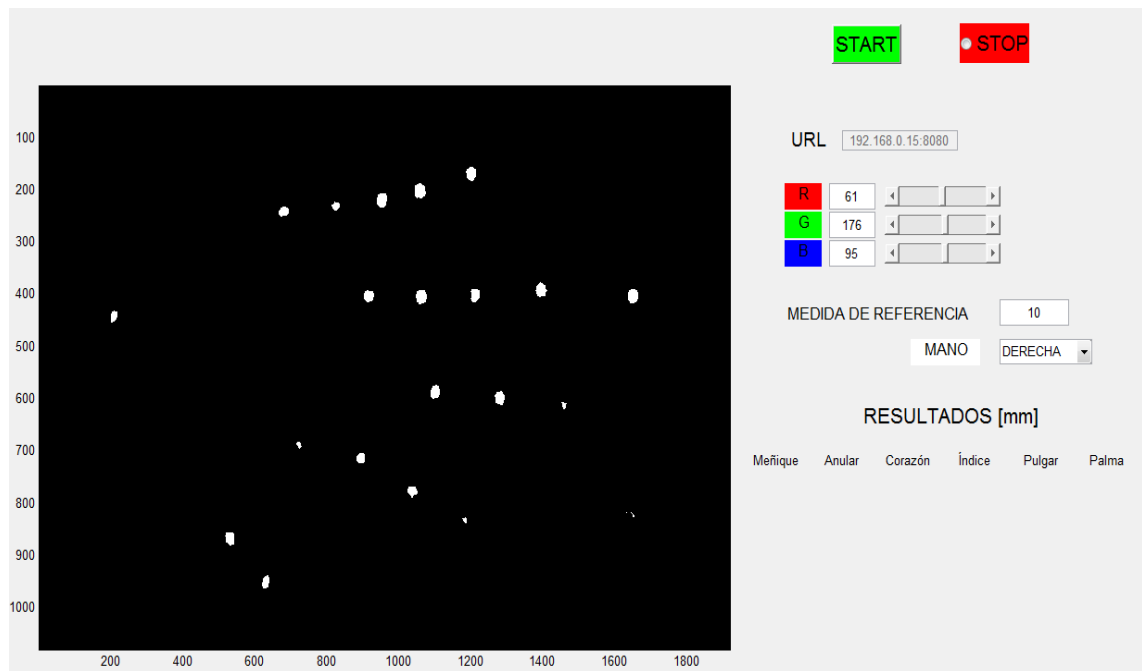
Figura 20. Diagrama de flujo tomas antropométricas



En primera medida el programa visualiza la imagen transmitida en vivo por medio del Smartphone, esta es mostrada en blanco (colores cercanos a RGB) y negro

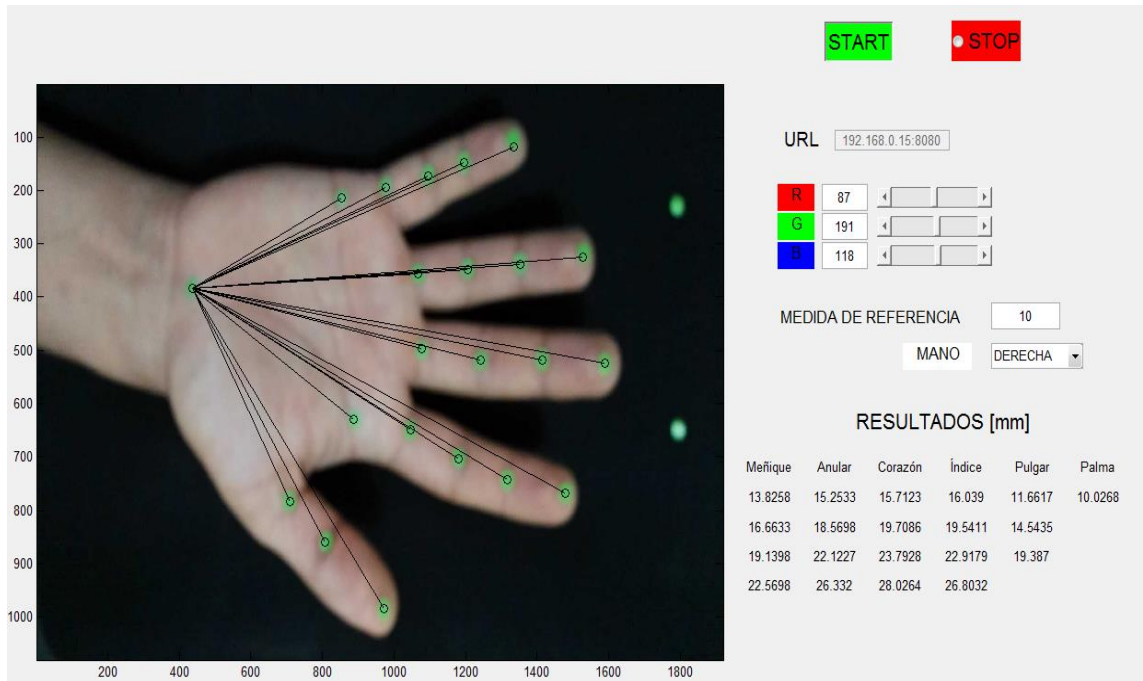
(colores ajenos a RGB), cuando reconoce los puntos establecidos en la mano y la medida de referencia (24 en total), procede a establecer un conjunto de líneas que unen cada punto en la mano con un único punto de referencia colocado en el inferior de la palma, esto se puede visualizar en imagen a color en el área de visualización de la interfaz (figura 21).

Figura 21. Proceso de detección de puntos



El programa procesa la dimensión de dichas líneas y según el dato insertado como medida de referencia procede a relacionarlo (escala por regla de tres) y calcula la longitud de la línea, la cual es mostrada en el área de resultados (figura 22).

Figura 22. Visualización de resultados



3.4 TRATAMIENTO ESTADÍSTICO

Los resultados se presentan en términos de promedio, desviación estándar y coeficientes de correlación de Pearson. Podemos encontrar un ejemplo de esto en la sección de ANEXOS B donde se especifica y explica el cálculo matemático.

4. RESULTADOS

Entre los objetivos trazados para este proyecto, se encuentra determinar la posible existencia de una relación entre la antropometría de la mano (dimensión de las falanges) y la fuerza en la misma. Durante este capítulo se presentaran los resultados obtenidos en función de satisfacer los objetivos planteados en esta tesis; realizando las mejores combinaciones antropometría-fuerza en busca de dicha relación.

4.1 ANÁLISIS COMPARATIVO DIMENSIÓN-FUERZA

Se procede a comparar los resultados obtenidos para cada falange independientemente, tabulando así, promedios, desviación estándar y el coeficiente de correlación de Pearson (ver anexo D).

A continuación se presentan dos de las tablas mencionadas, cuyo comportamiento fue el más destacado en cuanto a buscar una relación o tendencia se refiere, acompañadas cada una de su diagrama de dispersión.

Tabla 4. Resultados falange media del corazón

PROMEDIO		DESVIACIÓN ESTÁNDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (Kgf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (Kgf)	
24,88	4,49	2,73	1,31	0,46

Grafica 2. Gráfico de dispersión para falange media del corazón

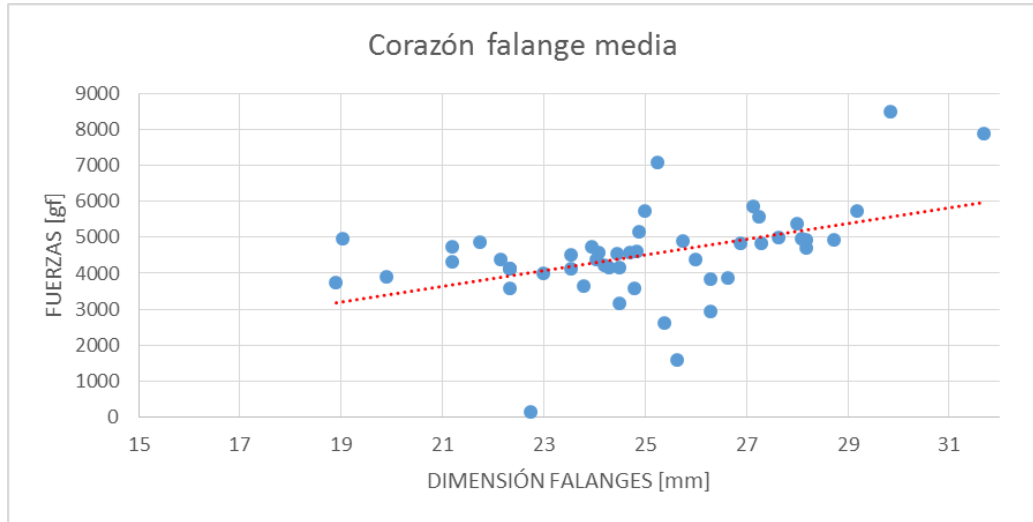
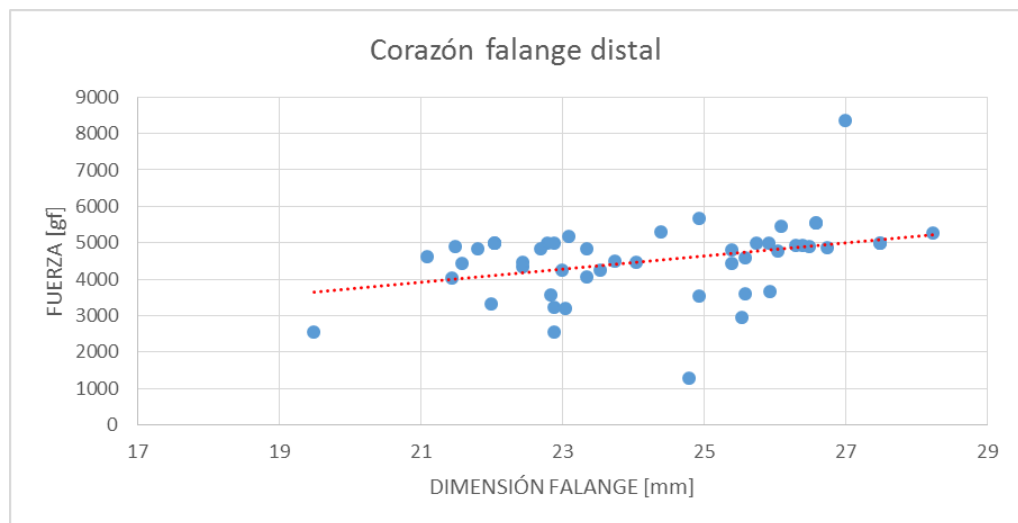


Tabla 5. Resultados falange distal del corazón

PROMEDIO		DESVIACIÓN ESTÁNDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (Kgf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (Kgf)	
24,20	4,50	2,05	1,05	0,35

Grafica 3. Gráfico de dispersión para falange distal del corazón



En las tablas 5 y 6 se muestra resaltado el coeficiente de correlación de Pearson y en las gráficas se describe este comportamiento mediante una línea de tendencia de color rojo.

Se describe el promedio de su longitud y la fuerza, además se presenta la desviación estándar de cada uno de estos parámetros. Los puntos azules en las figuras hacen referencia a cada individuo.

En la tabla 6 se recopilaron los resultados obtenidos para las correlaciones en cada falange.

Tabla 6. Recopilación de correlaciones

FALANGE	COEFICIENTE DE CORRELACIÓN	GRADO DE CORRELACIÓN
Pulgar proximal	0,11	muy débil
Pulgar distal	0,04	Nula
Índice proximal	0,03	Nula
Índice medio	0,15	muy débil
Índice distal	0,09	Nula
Corazón proximal	0,01	Nula
Corazón medio	0,46	Débil
Corazón distal	0,35	Débil
Anular proximal	-0,07	Nula
Anular medio	0,17	muy débil
Anular distal	0,07	Nula
Meñique proximal	0,02	Nula
Meñique medio	0,40	Débil
Meñique distal	0,38	Débil

El mejor comportamiento fue evidenciado en los dedos corazón y meñique; en sus falanges medias y distales, pero aun así su grado de correlación es débil y no permite demostrar alguna relación. La falange proximal del dedo anular arroja un

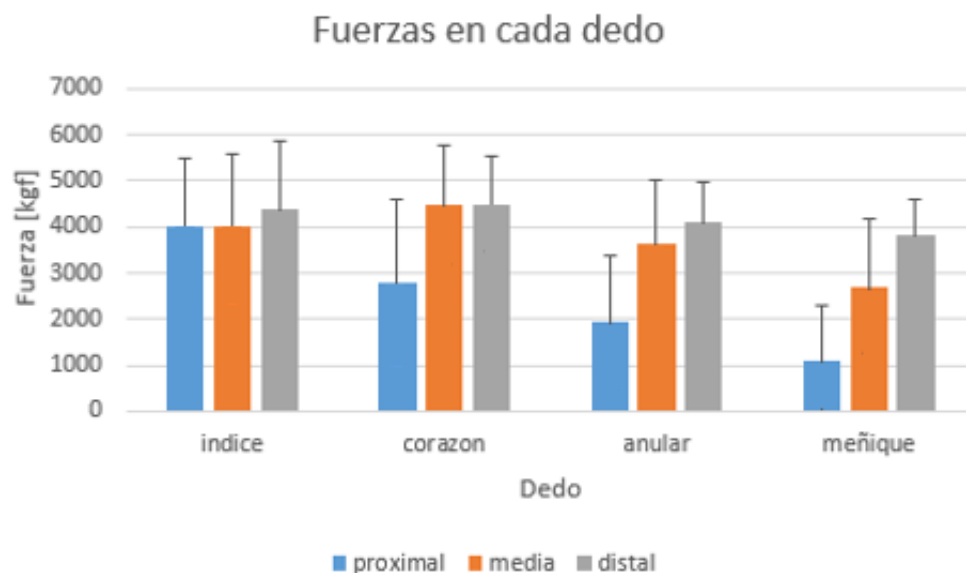
coeficiente de correlación negativo lo cual habla de una tendencia inversa; sin embargo su grado es nulo.

En la tabla 7 se presenta el promedio de fuerzas en cada falange para cada dedo.

Tabla 7. Comparativo promedios de falanges

FUERZAS PROMEDIO (Kgf)				
	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Proximal	3,99	2,81	1,92	1,11
Media	3,99	4,49	3,63	2,71
Distal	4,41	4,50	4,13	3,84

Grafica 4. Fuerzas falanges independientes



En la gráfica 4 se observa el comportamiento de la fuerza de las falanges para cada dedo, dicho comportamiento aunque en diferente magnitud se muestra igual, siendo la falange proximal la de menor fuerza seguida por la media y la distal. Además en el diagrama se puede observar que el dedo corazón es más fuerte que el índice, anular y meñique respectivamente, este comportamiento se evidencia en

todas sus falanges exceptuando la falange proximal del índice que refleja un valor atípico.

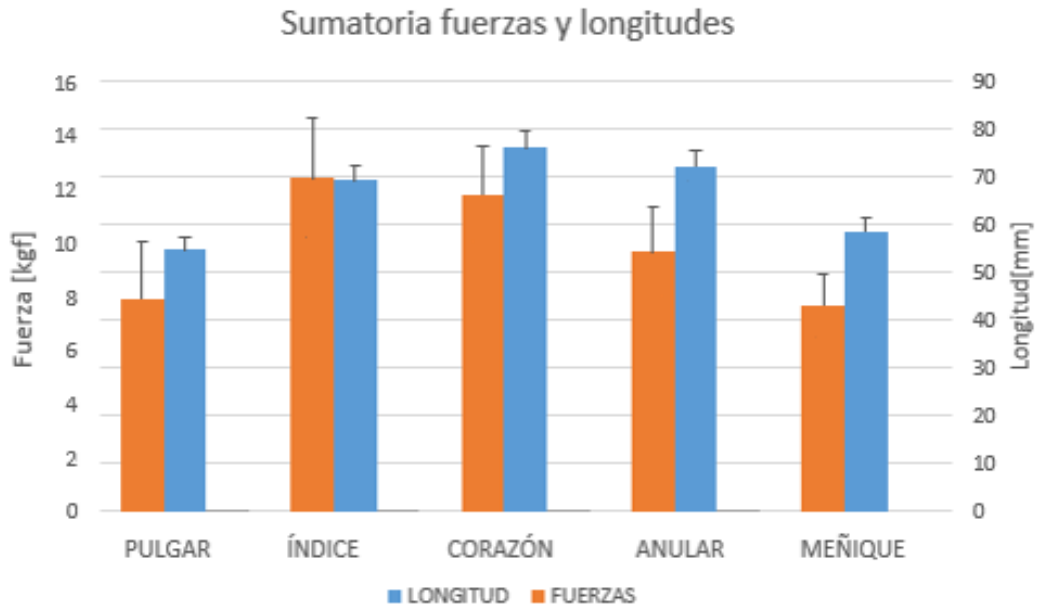
También se puede ver que la fuerza en la falange proximal en los cuatro dedos sufre reducciones de fuerza más visibles que lo reflejado en la falange distal y media. Además se puede observar la desviación estándar para cada falange, donde en la falange distal se evidencia una desviación mucho menor que en la proximal y la media; la falange proximal muestra desviaciones muy altas tanto así que en el meñique esta llega a ser mayor del 100%, esto indica una alta variación en las muestras de dicha falange.

En la tabla 8 se sumaron los promedios de longitud y fuerza de cada falange para cada uno de los dedos, buscando encontrar su longitud total promedio y la sumatoria de las fuerzas promedio ejercidas en cada falange. La falange proximal aparece en dicha tabla como FP, la falange media como FM y la falange distal como FD.

Tabla 8. Comparativo longitud vs fuerza

DEDOS	LONGITUD (mm)				FUERZA(Kgf)			
	F P	F M	F D	TOTAL	F P	F M	F D	TOTAL
PULGAR	25,21	No aplica	29,46	54,67	2,89	No aplica	5,07	7,97
ÍNDICE	24,36	21,45	23,44	69,25	3,99	3,99	4,41	12,39
CORAZÓN	26,98	24,88	24,20	76,06	2,81	4,49	4,50	11,80
ANULAR	24,25	23,59	24,47	72,31	1,92	3,63	4,13	9,68
MEÑIQUE	19,41	17,28	21,99	58,68	1,11	2,71	3,84	7,65

Grafica 5. Sumatoria de fuerzas y longitudes para cada dedo



La grafica 5 describe el comportamiento reflejado en la tabla 9, mostrando así que el dedo índice es el que más fuerza ejerce seguido por el corazón, anular y meñique. Se ve que la longitud en el dedo corazón (mostrada en el diagrama con la barra de color azul) es la mayor seguida del anular, índice, meñique y pulgar. Además se puede observar la desviación estándar para cada parámetro, donde en las longitudes se evidencia una desviación del 10% aproximadamente, esta es mucho menor que en las fuerzas; las fuerzas presentan su desviación más elevada en el pulgar con aproximadamente un 21% y la menor en el meñique con un aproximado al 10%.

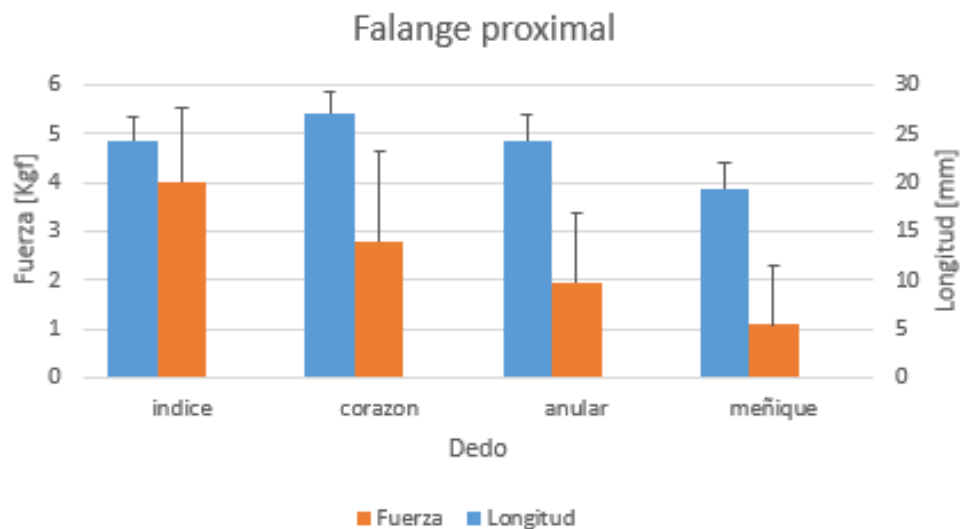
En el siguiente grupo de tablas, se muestra el comportamiento de los promedios de fuerza para cada grupo de falanges acompañada cada una de su respectivo diagrama de barras donde se pueden observar los comportamientos descritos numéricamente.

Tabla 9. Comparativo sumatoria de promedios de falanges proximales

FALANGE PROXIMAL		
	LONGITUD (mm)	FUERZA (Kgf)
ÍNDICE	24,16	3,99
CORAZÓN	26,98	2,81
ANULAR	24,25	1,92
MEÑIQUE	19,41	1,11
COEFICIENTE PEARSON		0,65

La tabla 9 nos permite observar un coeficiente de Pearson de 0,65 cuyo grado de correlación se considera moderado.

Grafica 6. Comparativo promedios de falanges proximales



El diagrama de barras de la gráfica 6 muestra como el dedo índice conserva el comportamiento descrito anteriormente como mayor generador de fuerza. De nuevo se observa que la falange proximal es de mayor longitud en el dedo corazón seguido del índice, anular y meñique respectivamente; también se

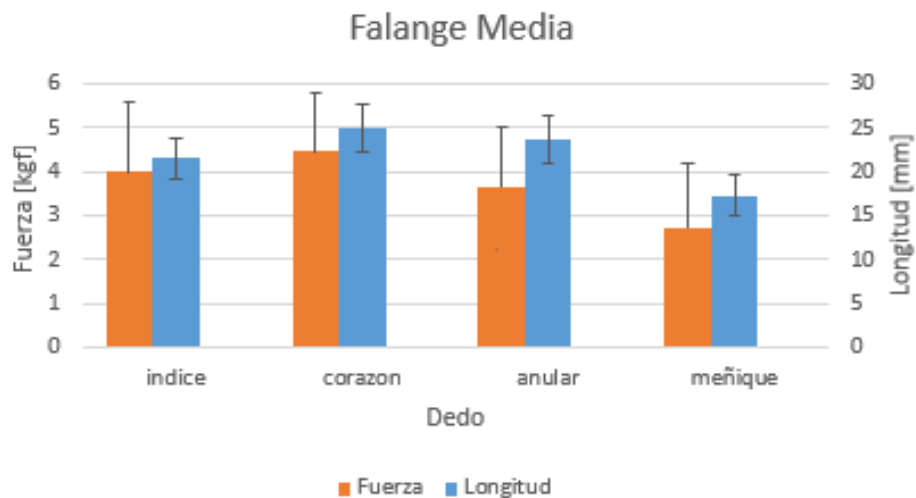
evidencia que en el dedo meñique la desviación estándar de esta falange sobrepasa el 100%; es alta la variación de las medidas.

Tabla 10. Comparativo promedios de falanges medias

FALANGE MEDIA		
	LONGITUD (mm)	FUERZA (Kgf)
ÍNDICE	21,45	3,99
CORAZÓN	24,88	4,49
ANULAR	23,59	3,63
MEÑIQUE	17,28	2,71
COEFICIENTE PEARSON		0,89

La tabla 10 nos permite observar un coeficiente de Pearson de 0,89; cuyo grado de correlación se considera fuerte.

Grafica 7. Comparativo promedios de falanges medias



El diagrama de barras de la gráfica 7 muestra un comportamiento diferente, con el dedo corazón como mayor aportante de fuerza. En la falange media se puede apreciar que la fuerza y longitudes describen una pendiente negativa desde el

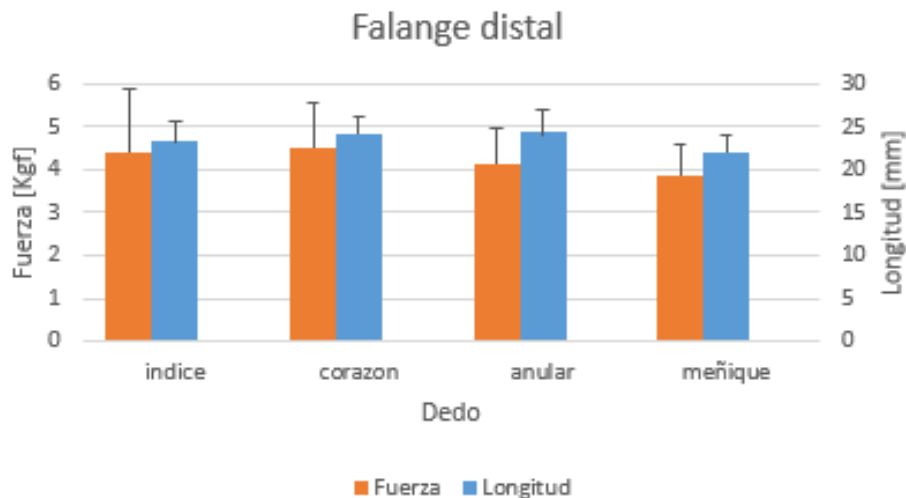
corazón hasta el meñique, esto sucede del corazón al índice. El comportamiento anterior se sigue presentando, donde las desviaciones en las fuerzas es mucho mayor que la de las longitudes (la dispersión en los datos es mayor en las fuerzas)

Tabla 11. Comparativo promedios de falanges distales

FALANGE DISTAL		
	LONGITUD (mm)	FUERZA (Kgf)
ÍNDICE	23,44	4,41
CORAZÓN	24,20	4,50
ANULAR	24,47	4,13
MENÍQUE	21,99	3,84
CORRELACIÓN PEARSON		0,68

La tabla 11 nos permite observar un coeficiente de Pearson de 0,68 cuyo grado de correlación se considera moderado.

Grafica 8. Comparativo promedios de falanges distales



El diagrama de barras de la gráfica 8 reafirma el comportamiento notado en el diagrama inmediatamente anterior, con el dedo corazón como mayor aportante de

fuerza. En cuanto a la longitud aparece un comportamiento diferente ya que en esta falange el dedo anular es de mayor longitud pero esta tan solo supera la longitud en el dedo corazón en 0,16%, este comportamiento podría ser despreciable si se considera que en el dedo anular se presenta una mayor desviación que en el dedo corazón. Aunque en menor magnitud que en las anteriores gráficas, la desviación en los datos de fuerzas sigue siendo mayor que la desviación en los datos de longitudes.

5. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Siempre en procura de determinar los mejores resultados que permitiesen establecer una relación de las medidas antropométricas de las falanges y la fuerza en las mismas, se realizaron combinaciones consideradas como pertinentes para dar respuesta a la hipótesis inicial de la existencia de esta relación.

Como primera medida se buscó hallar una relación entre la fuerza de cada una de las falanges y su respectiva longitud; de esta forma se analizaron las falanges proximales, medias y distales en cada uno de los dedos, esperando encontrar una relación directa fuerza-longitud, donde no fue posible determinarla, ya que los coeficientes de correlación de Pearson resultaron ser débiles, imposibilitando afirmar la existencia de la misma.

Las falanges proximales en cada uno de los dedos ha sido una gran fuente de datos dispersos en este estudio, reflejado así en sus valores de desviación estándar que alcanzaron porcentualmente hasta un 105%. Si observamos el comportamiento en las falanges medias y distales se validaría lo encontrado en el estudio realizado por QUIROZ Ricardo y ESCOBAR Jorge²³, donde se halló un interesante indicio en el cual el dedo medio era el mayor aportante de fuerza seguido por el anular, índice y meñique respectivamente.

Comparándose la desviación entre fuerzas y longitudes, se pueden observar diferencias significativas entre ambos parámetros, esto puede deberse como primera medida al rango que se maneja, mientras que las medidas antropométricas principalmente dependientes del factor genético, están en rango mucho más pequeño (comportamiento esperado al manejar una población específica), el rango de las medidas de fuerza es mucho más variante ya que es

²³ Escobar Jorge, Quirós Ricardo. Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula las lesiones de amputaciones de falanges. Universidad Industrial de Santander. 2014

un factor que pudiese ser muy variable y dependiente principalmente del estilo de vida del individuo.

En la falange proximal en lo que a longitud se refiere se puede observar una pendiente decreciente desde el corazón al meñique y del corazón al pulgar, comportamiento que se esperaría obtener en la longitud total de los dedos; de igual forma eso sucede en la falange media e inclusive en la falange distal si se tiene en cuenta la mínima diferencia entre la falange del dedo corazón y el dedo anular, donde en este último se observa una desviación mayor, dejando así el indicio de una relación antropométrica entre la longitud total del dedo y la longitud de las falanges independientemente.

En el estudio realizado por MOSQUERA Leonardo y GUEDEZ Víctor²⁴, determinan medidas antropométricas en la mano para hombres y mujeres; estos parámetros de longitud validan nuestra medición ubicando los resultados de este estudio en el rango de medidas que presentaron en su artículo. Aunque estudios similares buscan establecer relaciones existentes entre los parámetros en cuestión, este es el primer estudio realizado para determinar una posible relación entre la dimensión específica de las falanges y su antropometría

Si se comparan los promedios de longitud y fuerza hallados en este estudio para cada una de las falanges y si se establece el coeficiente de correlación de Pearson, se pueden hallar valores del 0.65 (relación moderada), 0.89 (relación fuerte) y 0.68 (relación moderada) para las falanges proximal, media y distal respectivamente, aunque estos coeficientes se considerarían aceptables para establecer una relación, se debe tener en cuenta que solo son cuatro datos (medidas del índice, corazón, anular y meñique), sin embargo, se observa la

²⁴ Mosquera Leonardo y Guedez Víctor. Estudio biomecánico de la mano durante el agarre de herramientas manuales: datos antropométricos preliminares. Universitat Politecnica de Catalunya. 2004.

tendencia esperada desde el planteamiento inicial de esta tesis, lo cual sugiere que sea posible determinar una relación (ver sección 5.1).

5.1 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

Durante el proceso de medición de fuerzas usando el dispositivo cilíndrico, recibimos varias observaciones del personal que participo en las pruebas, la mayoría de estas observaciones, hacían referencia problemas de agarre en la toma de fuerzas en las falanges proximales; al realizar el agarre, el sensor proximal perdía contacto con la falange, esto debido a la colocación de la falange distal, que al intentar hacer contacto completo, complicaba el agarre en su parte proximal y viceversa; es posible que al realizar un rediseño del dispositivo a nivel estructural se pudiese mitigar esta falla, la cual consideramos como una alta aportante de datos dispersos, esto se refleja en los resultados presentados, donde las mediciones en falanges proximales presentan los datos más elevados en cuanto a desviación.

Aunque se trató en gran medida de definir una población específica para el estudio, el hecho de realizar filtros más rigurosos, separando a la población por etnia, región de donde provienen, actividades realizadas, entre otros; pudiese aportar mejores resultados con el fin de establecer relaciones.

5.2 IMPORTANCIA DEL ESTUDIO

Aunque no se llegan a establecer las relaciones buscadas durante el desarrollo de esta tesis, tampoco se puede negar la existencia de estas, por el contrario se encuentran comportamientos que reafirmarían la hipótesis inicial, estableciendo nuevos protocolos, en búsqueda de hallar esta relación, que pudiese ser un gran aporte en materia de estudios y desarrollos en diversas áreas como la mecánica ocupacional, del deporte, entre otras.

Se hallan nuevas tendencias importantes que pueden ser motivo de nuevos estudios e investigaciones, como el comportamiento de las falanges en cada dedo, que tanto en fuerza como en antropometría se mostraron interesantemente. Comportamientos que pudiesen aportar al desarrollo de la ciencia siempre en procura de un entendimiento más profundo de la vida misma, en este caso con factores anatómicos, motivo de estudio de diversas ramas.

6. CONCLUSIONES

Se logra diseñar y poner en marcha el sistema de adquisición de datos para el dispositivo tipo cilindro para la medición de fuerzas en cada falange de cada dedo, logrando integrar hardware y software y generando una base de datos asociada, la cual registra las mediciones obtenidas.

Con el fin de obtener las mediciones de la mano, se diseña un programa utilizando la herramienta de tratamiento de imágenes de Matlab, el cual logra realizar mediciones en tiempo real y fácilmente observables en la interfaz gráfica, facilitando el registro de datos y disminuyendo notablemente tiempos en el procesamiento de imágenes. Cabe resaltar que la toma de imágenes se puede hacer desde cualquier Smartphone Android, por lo cual no se requieren equipos de captura con altos requerimientos que podrían resultar costosos e innecesarios en estudios de este tipo.

Al analizar las falanges independientemente, no fue posible establecer una relación entre la dimensión de las falanges con sus respectivas fuerzas; el coeficiente de correlación de Pearson fue realmente bajo como para poder afirmar la existencia de dicha relación

En el caso del dedo corazón y meñique se observan los mejores resultados en sus falanges distal y media, sin embargo siguen teniendo un grado de correlación débil y no sería correcto determinar dicha relación

Cuando se agruparon las fuerzas promedio de las falanges por cada dedo, se observan comportamientos interesantes, en todos los casos, la fuerza de la falange distal resulta ser mayor que la media y esta última mayor que la proximal.

Se observa otra tendencia cuando se compara la fuerza dedo a dedo en cada una de las falanges, siendo las falanges del dedo corazón mayores a las del dedo índice, estas a su vez mayores que las del dedo anular y estas últimas mayores a las del dedo meñique; dicho comportamiento solo cambia en el caso de la falanges proximal del dedo índice, que es significativamente más alta que las del resto.

Debe considerarse como principal fuente de posibles errores el factor humano; al realizar pruebas con personas, la posibilidad del error es bastante grande, por más indicaciones y ajustes realizados a los pacientes, estos muchas veces solían incurrir en errores de procedimiento.

7. RECOMENDACIONES

Si se quisiese trabajar de nuevo con el dispositivo, se recomienda una nueva calibración de los sensores, el tiempo sin un uso y su colocación en el montaje actual podrían alterar la capacidad de censar de los mismos.

Se sugiere tener cuidado en el momento de ejercer el agarre, basándose siempre en el correcto posicionamiento de las falanges sobre los sensores.

Se deben generar condiciones estables para la correcta toma de imágenes, una iluminación adecuada es la clave para esto, recordemos que el procesamiento de las imágenes está basado en la identificación de un color en específico.

Usar una superficie plana y transparente permite que los puntos referentes para determinar las dimensiones de las falanges se encuentren sobre el mismo plano, forma adecuada de realizar la medición.

Se recomienda ser aún más selectivo en la población utilizada para el estudio, filtrando por zonas o por sus regiones de procedencia; además de las actividades realizadas, ya que el hecho de no ser atletas no implica que no realicen actividades que influyan en el agarre máximo, alterando los resultados obtenidos.

BIBLIOGRAFÍA

Cailliet, Rene. «Anatomía funcional del codo, la muñeca, la mano y los dedos.» En *Anatomía Funcional, Biomecánica*, de Rene Cailliet, 165-168. Madrid: Marbán, 2006.

Cha, Soo Min, Hyun Dae Shin, Kyung Cheon Kim, y Jung Woo Park. «Comparison of grip strength among 6 grip methods.» *Journal of Hand Surgery* 39, nº 11 (2014): 2277-2284.

Chahal, Archana, y Bharat Kumar. «Relationship of Hand Anthropometry and Hand Grip Strength in Junior Basketball Boys.» *International Journal of Health Sciences and Research* 4, nº 11 (2014): 166-173.

Chilima, D M, y S J Ismail. «Nutrition and hand grip strength of older adults in rural Malawi.» *Public Health Nutrition* 4 (2001): 11-17.

Desrosiers, J, R Hebert, G Bravo, y E Dutil. «Comparison of the Jamar dynamometer and the Martin vigorimeter for grip strength measurements in a healthy elderly population.» *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 27, nº 3 (1995): 137-143.

Escobar Quintero, Jorge Hernán, y Ricardo Andrés Quiros Gomez. *Análisis biomecánico de las fuerzas de agarre de la mano mediante un dispositivo que simula lesiones de amputaciones de falanges*. Bucaramanga: UIS, 2014.

Fallahi, Ali Asghar, y Ali Akbar Jadidian. «The Effect of Hand Dimensions, Hand Shape and Some Anthropometric Characteristics on Handgrip Strength in Male Grip Athletes and Non-Athletes.» *Journal of Human Kinetics* 29 (2011): 151-159.

Fernandez , Pita, y Pertega Diaz . <https://www.fisterra.com>. 30 de Marzo de 2001. https://www.fisterra.com/mbe/investiga/var_cuantitativas/var_cuantitativas2.pdf (último acceso: 1 de Septiembre de 2017).

Fisaude. <http://fisaude.com>. 2017. <http://fisaude.com> (último acceso: 30 de Agosto de 2017).

Ghandi, Meenal, Shyamal Koley, y J S Sandhu. «Association between anthropometric characteristics and physical strength in School Children of Amritsar.» *Anthropologist* 12, nº 1 (2010): 35-39.

Hager-Ross, C, y J H Schieber. «Quantifying the independence of human finger movements: comparison of digits, hands and movement frequencies.» *Neuroscience* 20 (2000): 8542-8550.

Hunter, J M, E Mackin, y A D Callahan. *Rehabilitation of the hand*. Mosby, 1978.

Kong, Yong Ku, y Brian D Lowe. «Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks.» *International Journal of Industrial Ergonomics*, nº 35 (2005): 495-507.

Manna , Andrea. <https://www.dc.uba.ar>. 2016. <https://www.dc.uba.ar/materias/t1/2016/c1/archivos/2016/introimagenes> (último acceso: 1 de Septiembre de 2017).

Mastalerz, Andrzej, Ewa Nowak, Iwona Palczewska, y Ewa Kalka. «Maximal grip force during holding a cylindrical handle with different diameters.» *Human Movement* 10, nº 1 (2009): 26-30.

Mathiowetz, V. «Comparison of rolyan and jamar dynamometers for measuring grip strength.» *Occupational Therapy International* 9, nº 3 (2002): 201.

Mathiowetz, Virgil, Karen Weber, Gloria Volland, y Nancy Kashman. «Reliability and validity of grip and pinch strength evaluations.» *The Journal of Hand Surgery* 9, nº 2 (1984): 222-226.

Miranda Mayordomo, Manuel. *Análisis dinamométrico de la mano: valores normativos en la población española*. Madrid: Universidad Complutense de Madrid, 2011.

Nicolay, Christopher W, y Anna L Walker. «Grip strength and endurance: Influences of anthropometric variation, hand dominance, and gender.» *International Journal of Industrial Ergonomics* 35, nº 7 (2005): 605-618.

Park, Shihyun. *Biomechanical analysis of handgrip motion for optimal handle design using a cadaver model*. State College: Pennsylvania State University, 2009.

Schmidt, R T, y J V Toews. «Grip strength as measured by the Jamar dynamometer.» *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 51, nº 6 (1970): 321-327.

Solgaard, Soren, Bjarne Kristiansen, y Jorgen Steen Jensen. «Evaluation of instruments for measuring grip strength.» *Acta Orthopedic Scandinavian* 55 (1984): 569-572.

Tekscan. <https://cdn.sparkfun.com>. 29 de Diciembre de 2010. <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLX-FlexiForce-Sensors-Manual.pdf> (último acceso: 1 de Septiembre de 2017).

Ubsenthoff. <http://ubsenthoff.de>. 2017. <http://ubsenthoff.de/wp/tekscan/a-301> (último acceso: 4 de Septiembre de 2017).

ANEXOS

ANEXO A.CALCULOS TIPO

Promedio

En el estudio realizado entre la antropometría de la mano y la distribución de fuerzas de la misma, se determinan algunas medidas necesarias para el desarrollo y análisis del proyecto; tales como la media aritmética (también llamada promedio), la desviación estándar y el coeficiente de correlación de Pearson.

A continuación se especifica el cálculo de un conjunto finito de números por medio de dichas herramientas.

El valor promedio se obtiene de la suma de todos los valores dividida entre el número de sumandos, se define como

$$Promedio = \frac{X_1 + X_2 + \dots + X_n}{n};$$

En este estudio se establece la media aritmética para todas y cada una de las falanges de la mano; por ejemplo para determinar el promedio de longitud de la falange proximal en el dedo pulgar en 5 individuos se tiene,

$$Prom_{longitud} = \frac{22,8 + 18,4 + 23,05 + 22,25 + 24,35}{5} = \mathbf{22,17\ mm}$$

Para establecer el valor promedio de la fuerza ejercida por estos individuos en dicha falange se obtendría,

$$Prom_{fuerza} = \frac{4982,46 + 2000 + 1258,28 + 4715,08 + 1513,51}{5} = \mathbf{2893,86\ gf}$$

De esta manera se establece la media de la fuerza y la longitud en todas o cada una de las falanges que se requiera. Esta fórmula se utiliza de una manera rápida y eficaz en Excel pues tan solo se da clic en la casilla donde se quiere obtener el promedio y se escribe; =promedio (y nos arroja el valor de la media deseado).

Desviación Estándar

Si se requiere obtener la desviación estándar con el ejemplo anterior de los 5 individuos (para no realizarlo con la totalidad de los datos por ser tan extenso), se aplica la formula

$$\sigma = \sqrt{\frac{(X_1 - \bar{X})^2 + (X_2 - \bar{X})^2 + \dots + (X_n - \bar{X})^2}{N}};$$

En donde se haya una medida de dispersión que nos dice cuánto tienden a alejarse los valores concretos del promedio en una distribución de datos; para el ejemplo de las longitudes de las falanges en cuestión se tiene

$$\sigma = \sqrt{\frac{22,8^2 + 18,4^2 + 23,05^2 + 22,25^2 + 24,35^2}{5} - 22,17^2} = 2,007$$

Al igual que el valor promedio, la desviación estándar se calcula en Excel de una manera sencilla pues se obtiene escribiendo =DESVESTA (y automáticamente se tiene el valor deseado.

Coeficiente De Correlación De Pearson.

Para el análisis del coeficiente de correlación de Pearson se ejecuta una tabla la cual define las variables que serán tratadas en este caso la longitud y la fuerza de la falange proximal dedo pulgar.

Tabla 1. Variables de longitud y fuerza

X = Longitud	22,8	18,4	23,05	22,25	24,35
Y = Fuerza	4982,46	2000	1258,28	4715,08	1513,51

Se procede a ejecutar una nueva tabla en la que se realizan sumatorias tanto de los datos, como de la multiplicación entre ellos y al mismo tiempo su cuadrado para tener una mayor facilidad al desear encontrar la correlación.

Tabla 2. Sumatorias, producto y cuadrados de variables

	X1	Y1	X1 * Y1	X1^2	Y1^2
	22,8	4982,46	113600,088	519,84	24824907,7
	18,4	2000	36800	338,56	4000000
	23,05	1258,28	29003,354	531,3025	1583268,56
	22,25	4715,08	104910,53	495,0625	22231979,4
	24,35	1513,51	36853,9685	592,9225	2290712,52
SUMATORIA	110,85	14469,33	321167,941	2477,6875	54930868,1

Se escoge solo la fila de la sumatoria para hacer los cálculos, de tal manera que se encuentran los valores promedio y la desviación estándar para cada variable.

- Promedio de X: $Prom_x = \frac{110,85}{5} = 22,17$

- Promedio de Y: $Prom_y = \frac{14469,33}{5} = 2893,86$

- Desviación estándar de X: $\sigma_X = \sqrt{\frac{2477,68}{5} - 22,17^2} = \mathbf{2,007}$
- Desviación estándar de Y: $\sigma_Y = \sqrt{\frac{54930868,1}{5} - 2893,86^2} = \mathbf{1616,09}$

Dados los valores anteriores se procede a determinar la covarianza y con esta se realiza la operación que encuentra el coeficiente de correlación de Pearson.

- Covarianza: $\sigma_{XY} = \frac{\sum_{i=1}^5 X_i * Y_i}{N} - (22,17 * 2893,86) = \mathbf{76,71}$
- Coef. Correlación de Pearson: $r = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \sigma_y} = \frac{76,71}{(2,007 * 1616,09)} = \mathbf{0,0236}$

ANEXO B. CONSENTIMIENTO INFORMADO

Título del proyecto

ESTUDIO DE LA RELACIÓN ENTRE LA ANTROPOMETRÍA DE LA MANO Y LA DISTRIBUCIÓN DE FUERZAS EN EL AGARRE MÁXIMO EN INDIVIDUOS NO ATLETAS

Introducción: ¿Existe una relación entre las medidas antropométricas de la mano y la distribución de fuerzas en el agarre máximo? La fuerza de agarre máximo es un parámetro importante que determina la condición general de la mano y el antebrazo, por ende, determinar dichos parámetros resultaría de gran ayuda para entender un poco más la biomecánica de la mano desde el punto de vista clínico y de ingeniería.

Participación: usted es libre de participar o no en el estudio, su participación y la opción de retiro en cualquier momento son completamente voluntarias.

Costos y compensación: por su participación en este estudio no se le cobrará ni ofrecerá ningún dinero o cualquier tipo de compensación.

Riesgos y beneficios: se consideran riesgos nulos al participar en este estudio, sin embargo el aporte científico puede ser de suma importancia para el estudio de la biomecánica de la mano, conllevando así a avances e investigaciones posteriores y relacionadas

Confidencialidad: la información obtenida de este estudio será solamente utilizada por los investigadores y se reservan el derecho a revelar cualquier dato obtenido tanto en lecturas de antropometría como de fuerzas.

Personas a contactar: si tiene preguntas adicionales o alguna queja con respecto al estudio puede hacérselas a los responsables de la investigación, estudiantes: Anderson Castellanos Morantes y/o Luis Méndez Serrano o al Director del proyecto Ing. Diego Fernando Villegas Bermúdez, adscrito a la facultad de ingeniería mecánica de la universidad industrial de Santander

Aceptación: por favor, pregunte si tiene cualquier duda acerca del estudio o de este formato.

Su firma abajo indica que usted decidió participar en este estudio.

Firme (o coloque su huella digital) si usted libremente decidió hacer parte de este estudio.

Nombre (en letra clara):

Lugar y fecha (día/mes/año):

Firma o huella digital Participante

ANEXO C. REGISTRO DE DATOS

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p1	1	78,9		
p1	2	101,7	22,8	4982,46
p1	3	130	28,3	5214,05
p1	4	105,2		
p1	5	131,25	26,05	4538,9
p1	6	153,85	22,6	4747,19
p1	7	173,6	19,75	4779,76
p1	8	102,25		
p1	9	131,85	29,6	5012,4
p1	10	154,2	22,35	4105,1
p1	11	176,25	22,05	4982,46
p1	12	97,4		
p1	13	120	22,6	4106,5
p1	14	142,65	22,65	4683,33
p1	15	167	24,35	3059,52
p1	16	86,45		
p1	17	105	18,55	750,42
p1	18	121,25	16,25	483,3
p1	19	145,65	24,4	4192,89
p2	1	76		
p2	2	94,4	18,4	2000
p2	3	125,9	31,5	8069,14
p2	4	104,5		
p2	5	128	23,5	4982,46
p2	6	143,3	15,3	659,13
p2	7	170	26,7	4779,76
p2	8	101,1		
p2	9	127,5	26,4	4500
p2	10	148,7	21,2	4715,08

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p2	11	175,3	26,6	5545,48
p2	12	97		
p2	13	120,2	23,2	4250
p2	17	106,2	19,9	2081,32
p2	18	120	13,8	420,69
p2	19	141	21	3714,29
p3	1	78,05		
p3	2	101,1	23,05	1258,28
p3	3	134,5	33,4	2321,43
p3	4	101,8		
p3	5	127,1	25,3	4014,71
p3	6	149,5	22,4	3793,58
p3	7	175,75	26,25	134,05
p3	8	104,75		
p3	9	129,75	25	742,76
p3	10	156,9	27,15	5851,74
p3	11	181,7	24,8	1258,28
p3	12	99,35		
p3	13	121,7	22,35	693,71
p3	14	144,8	23,1	1779,89
p3	15	173,25	28,45	2216,98
p3	16	90,75		
p3	17	109,3	18,55	262,96
p3	18	127,95	18,65	3043,48
p3	19	148	20,05	4219,39
p4	1	68,25		
p4	2	90,5	22,25	4715,08
p4	3	119,3	28,8	4779,66
p4	4	96,6		
p4	5	114,15	17,55	4273,2

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p4	6	130,8	16,65	9605,36
p4	7	153,75	22,95	1368,06
p4	8	90,3		
p4	9	116,95	26,65	4500
p4	10	141,25	24,3	4135,6
p4	11	164,6	23,35	4056,81
p4	12	88,55		
p4	13	109,95	21,4	3023,89
p4	14	130,7	20,75	4089,55
p4	15	152,9	22,2	5604,4
p4	16	84,3		
p4	17	98,5	14,2	2479,59
p4	18	113,55	15,05	2278,85
p4	19	136,3	22,75	3546,67
p5	1	66,5		
p5	2	90,85	24,35	1513,51
p5	3	120,05	29,2	4879,31
p5	4	99,35		
p5	5	125,5	26,15	3871,43
p5	6	146,55	21,05	4982,46
p5	7	168,2	21,65	7165,76
p5	8	100,8		
p5	9	128,55	27,75	3059,52
p5	10	154,3	25,75	4879,31
p5	11	177,3	23	4246,15
p5	12	96,25		
p5	13	121,1	24,85	2343,14
p5	14	146,15	25,05	4779,76
p5	15	170,95	24,8	3506,61
p5	16	93,5		
p5	17	111,7	18,2	389,95

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p5	18	127,1	15,4	2206,9
p5	19	151,25	24,15	4129,51
p6	1	76,65		
p6	2	103,45	26,8	4165,92
p6	3	136,25	32,8	5166,67
p6	4	104,75		
p6	5	135,7	30,95	4683,33
p6	6	157,6	21,9	4017,23
p6	7	184,75	27,15	4981
p6	8	107,6		
p6	9	138,15	30,55	6335,24
p6	10	166,25	28,1	4947,67
p6	11	193	26,75	4845,71
p6	12	100		
p6	13	132,3	32,3	1973,84
p6	14	157,65	25,35	3059,52
p6	15	183,3	25,65	4589,5
p6	16	91,65		
p6	17	113,4	21,75	3200,17
p6	18	133,05	19,65	2640,57
p6	19	157,2	24,15	3825,47
p7	1	66,2		
p7	2	93,7	27,5	4254
p7	3	120,9	27,2	4039,41
p7	4	99		
p7	5	120,9	21,9	4982,46
p7	6	143	22,1	4389,74
p7	7	164	21	4284,21
p7	8	99		
p7	9	124,45	25,45	2081,32

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p7	10	149,3	24,85	4582,71
p7	11	174,85	25,55	2934,62
p7	12	96,7		
p7	13	119,75	23,05	195,09
p7	14	142,4	22,65	4284,5
p7	15	166,4	24	4721
p7	16	90,85		
p7	17	118,1	27,25	513,31
p7	18	136,8	18,7	2424,17
p7	19	159,7	22,9	4279,59
p8	1	60,5		
p8	2	85,65	25,15	2965,2
p8	3	116,15	30,5	1293,72
p8	4	88,5		
p8	5	108	19,5	1204,74
p8	6	125,9	17,9	3566,96
p8	7	143,7	17,8	3280,34
p8	8	85,7		
p8	9	111,3	25,6	299,87
p8	10	130,35	19,05	4947,67
p8	11	153,25	22,9	2539,79
p8	12	83,3		
p8	13	101,6	18,3	252,14
p8	14	120,1	18,5	2343,14
p8	15	143,2	23,1	4982,46
p8	16	75,9		
p8	17	90,6	14,7	79,11
p8	18	106,15	15,55	3628,96
p8	19	126,8	20,65	2118,9
p9	1	78,2		

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p9	2	107,4	29,2	7174,37
p9	3	135,55	28,15	4982,46
p9	4	112		
p9	5	134,4	22,4	6986,55
p9	6	159,5	25,1	4529,73
p9	7	183,9	24,4	7875,45
p9	8	110,1		
p9	9	137,9	27,8	3244,81
p9	10	169,6	31,7	7875,45
p9	11	192,4	22,8	4982,46
p9	12	103		
p9	13	129,6	26,6	1563,91
p9	14	161,6	32	4879,31
p9	15	182,7	21,1	4812,5
p9	16	93,6		
p9	17	117,3	23,7	3871,43
p9	18	137,6	20,3	1596,45
p9	19	161,6	24	4779,66
p10	1	70,2		
p10	2	98,45	28,25	3059,52
p10	3	129,15	30,7	4959,12
p10	4	95,4		
p10	5	122,65	27,25	1109,28
p10	6	145,15	22,5	4120,2
p10	7	169	23,85	4683,33
p10	8	98,55		
p10	9	126	27,45	5788,08
p10	10	152,9	26,9	4817,16
p10	11	175,8	22,9	4982,46
p10	12	92,5		
p10	13	116,6	24,1	1412,74

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p10	14	142,2	25,6	4626,39
p10	15	168,1	25,9	4898,02
p10	16	77,9		
p10	17	99,3	21,4	418,86
p10	18	118	18,7	2883,69
p10	19	140,4	22,4	3353,19
p11	1	66,7		
p11	2	92,05	25,35	3646,73
p11	3	117,7	25,65	4309,26
p11	4	98,4		
p11	5	120,95	22,55	2479,59
p11	6	141,1	20,15	4089,55
p11	7	162,8	21,7	6119,48
p11	8	97,95		
p11	9	120,9	22,95	3209,88
p11	10	139,8	18,9	3727,11
p11	11	162,25	22,45	4320,51
p11	12	94,35		
p11	13	116,1	21,75	113,17
p11	14	138,5	22,4	4064,36
p11	15	160,1	21,6	4500
p11	16	85,1		
p11	17	101,8	16,7	102,37
p11	18	117,55	15,75	3894,74
p11	19	138,4	20,85	4001,96
p12	1	76,4		
p12	2	96,2	19,8	3118,9
p12	3	124,75	28,55	4166,77
p12	4	100,25		
p12	5	127,1	26,85	2774,91

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p12	6	146,35	19,25	4982,46
p12	7	170,1	23,75	4580,73
p12	8	104,4		
p12	9	131,2	26,8	4982,46
p12	10	155,9	24,7	4559,78
p12	11	179,65	23,75	4487,66
p12	12	98,95		
p12	13	122,7	23,75	4158,54
p12	14	143,85	21,15	3780,37
p12	15	169,65	25,8	4108,43
p12	16	88,8		
p12	17	107,95	19,15	270,81
p12	18	131,1	23,15	4812,5
p12	19	150,3	19,2	3546,67
p13	1	68,35		
p13	2	84,65	16,3	4140,7
p13	3	114,4	29,75	5061,31
p13	4	89,45		
p13	5	113,1	23,65	4982,46
p13	6	134	20,9	4683,33
p13	7	159,55	25,55	4913,29
p13	8	90,7		
p13	9	119,45	28,75	926,55
p13	10	143,4	23,95	4715,08
p13	11	169,9	26,5	4879,31
p13	12	85,95		
p13	13	113,4	27,45	313,22
p13	14	136,5	23,1	4444,44
p13	15	161,5	25	4289,39
p13	16	89,5		
p13	17	103,4	13,9	2779,13

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p13	18	120,45	17,05	3913,29
p13	19	140,9	20,45	3944,87
p14	1	68,9		
p14	2	93,55	24,65	3546,67
p14	3	124,55	31	5424,17
p14	4	98,5		
p14	5	124,5	26	4115
p14	6	145,2	20,7	4217,97
p14	7	170,55	25,35	4177,02
p14	8	96,7		
p14	9	128,7	32	1764,86
p14	10	153,6	24,9	5150,86
p14	11	179,7	26,1	5447,83
p14	12	96		
p14	13	120,45	24,45	1576,83
p14	14	142,65	22,2	5851,74
p14	15	169	26,35	5787,47
p14	16	90,45		
p14	17	112,1	21,65	175,86
p14	18	126,6	14,5	3096,31
p14	19	147,65	21,05	4246,15
p15	1	70		
p15	2	97,05	27,05	4090,63
p15	3	130,7	33,65	5162,24
p15	4	100		
p15	5	122,15	22,15	4913,29
p15	6	147,95	25,8	4907,4
p15	7	171,9	23,95	4947,67
p15	8	104,6		
p15	9	131,35	26,75	4409,48

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p15	10	154,9	23,55	4500
p15	11	182,4	27,5	4982,46
p15	12	100		
p15	13	124,7	24,7	1453,24
p15	14	149,75	25,05	4706,35
p15	15	176,85	27,1	4428,57
p15	16	89		
p15	17	109,8	20,8	471,94
p15	18	128,7	18,9	3825,47
p15	19	153,1	24,4	4384,21
p16	1	71,7		
p16	2	95,3	23,6	1066,67
p16	3	121,6	26,3	4370,85
p16	4	97,8		
p16	5	123,9	26,1	1171,97
p16	6	145,05	21,15	3996,09
p16	7	165,25	20,2	3033,8
p16	8	98,1		
p16	9	124,15	26,05	4459,13
p16	10	148,6	24,45	4529,73
p16	11	170,1	21,5	4879,31
p16	12	96,55		
p16	13	118,55	22	4941,18
p16	14	141,85	23,3	4387,42
p16	15	163,8	21,95	4147,69
p16	16	87,3		
p16	17	108,8	21,5	266,09
p16	18	124,15	15,35	2309,2
p16	19	143,1	18,95	3871,43
p17	1	74,3		

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p17	2	95,5	21,2	1319,73
p17	3	124,2	28,7	4972,5
p17	4	97,6		
p17	5	121,95	24,35	7259,82
p17	6	144,65	22,7	4947,67
p17	7	167,7	23,05	4089,55
p17	8	96,8		
p17	9	123,6	26,8	4947,67
p17	10	151,8	28,2	4683,33
p17	11	175,15	23,35	4812,5
p17	12	93,85		
p17	13	116,7	22,85	1563,91
p17	14	141,6	24,9	3780,37
p17	15	165,1	23,5	3780,37
p17	16	88,55		
p17	17	107,4	18,85	121,71
p17	18	125,75	18,35	2410
p17	19	144,8	19,05	3982,46
p18	1	76,6		
p18	2	105,65	29,05	3059,52
p18	3	134,65	29	4812,5
p18	4	104,55		
p18	5	127,45	22,9	7659,85
p18	6	153,8	26,35	4795,03
p18	7	176,85	23,05	4412,7
p18	8	105,1		
p18	9	133,6	28,5	2053,73
p18	10	162,8	29,2	5731,99
p18	11	189,8	27	8342,11
p18	12	100,35		
p18	13	125,5	25,15	3412,74

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p18	14	153,7	28,2	4412,7
p18	15	179	25,3	4364,85
p18	16	91,95		
p18	17	112,6	20,65	313,22
p18	18	130,5	17,9	3320,51
p18	19	155,5	25	4447,72
p19	1	68,4		
p19	2	94	25,6	1447,37
p19	3	120,7	26,7	4913,29
p19	4	98,05		
p19	5	122,6	24,55	2552,08
p19	6	146,7	24,1	4131,23
p19	7	168,4	21,7	3875
p19	8	102,7		
p19	9	130,95	28,25	2209,22
p19	10	153,1	22,15	4376,24
p19	11	176	22,9	3227,27
p19	12	101,45		
p19	13	119,9	18,45	150,73
p19	14	145,5	25,6	3447,83
p19	15	170,3	24,8	4906,25
p19	16	93,1		
p19	17	109,15	16,05	44,94
p19	18	127,1	17,95	3388,52
p19	19	149,45	22,35	4390,19
p20	1	70,9		
p20	2	95,95	25,05	1441,53
p20	3	124,85	28,9	4288,59
p20	4	98,3		
p20	5	122,3	24	2008,82

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p20	6	145,2	22,9	4639,42
p20	7	169,1	23,9	4438,46
p20	8	99,75		
p20	9	125,3	25,55	1368,06
p20	10	149,8	24,5	4141,7
p20	11	175,4	25,6	4587,44
p20	12	90,5		
p20	13	113,4	22,9	1293,72
p20	14	137	23,6	3915,73
p20	15	164,75	27,75	3289,39
p20	16	78,2		
p20	17	99,3	21,1	1143,88
p20	18	117,1	17,8	3219,31
p20	19	139,3	22,2	2720
p21	1	76,3		
p21	2	102,75	26,45	2100
p21	3	131,05	28,3	1435,71
p21	4	105,6		
p21	5	130,3	24,7	3714,29
p21	6	151,2	20,9	4879,31
p21	7	175,75	24,55	4913,29
p21	8	104,3		
p21	9	133	28,7	742,76
p21	10	159,3	26,3	3825,47
p21	11	185,05	25,75	4982,46
p21	12	97,1		
p21	13	122	24,9	605,97
p21	14	147,3	25,3	3692,66
p21	15	174,5	27,2	4441,49
p21	16	89,1		
p21	17	110,15	21,05	272,39

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p21	18	130	19,85	3108,43
p21	19	155,1	25,1	4412,74
p22	1	73,65		
p22	2	98,35	24,7	2860,38
p22	3	128,1	29,75	6984,2
p22	4	99,8		
p22	5	125,8	26	3802,82
p22	6	148,1	22,3	2247,62
p22	7	170,2	22,1	3848,34
p22	8	104,3		
p22	9	127,9	23,6	1589,87
p22	10	156,1	28,2	4913,29
p22	11	178,8	22,7	4812,5
p22	12	97,1		
p22	13	121	23,9	506,63
p22	14	149,3	28,3	195,09
p22	15	169	19,7	2614,84
p22	16	87,1		
p22	17	107,25	20,15	212,09
p22	18	124,6	17,35	4219,39
p22	19	146,4	21,8	3141,7
p23	1	74,4		
p23	2	101,3	26,9	3298,32
p23	3	133,4	32,1	4812,5
p23	4	106,6		
p23	5	134,9	28,3	4812,5
p23	6	157,2	22,3	3058,11
p23	7	183,1	25,9	3931,62
p23	8	107,85		
p23	9	137,8	29,95	5111,33

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p23	10	164,1	26,3	2916,67
p23	11	190,4	26,3	4916,34
p23	12	98,9		
p23	13	123,9	25	1991,23
p23	14	151,1	27,2	1889,83
p23	15	180,1	29	4328,13
p23	16	91		
p23	17	111,3	20,3	1616,37
p23	18	131,2	19,9	2072,07
p23	19	152,7	21,5	4982,46
p24	1	56,75		
p24	2	84,2	27,45	2875
p24	3	115,9	31,7	5384,62
p24	4	91,4		
p24	5	116,9	25,5	4412,7
p24	6	138,6	21,7	4982,46
p24	7	161,5	22,9	4982,46
p24	8	95,8		
p24	9	121,4	25,6	1158,23
p24	10	145,6	24,2	4195,28
p24	11	166,7	21,1	4605,13
p24	12	90,35		
p24	13	114,3	23,95	1058,35
p24	14	135	20,7	3944,87
p24	15	159,85	24,85	4980,54
p24	16	85,65		
p24	17	104,4	18,75	216,41
p24	18	119,9	15,5	2371,31
p24	19	141,5	21,6	3243,42
p25	1	70,4		

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p25	2	89	18,6	2167,18
p25	3	120,3	31,3	9294,87
p25	4	92,6		
p25	5	117,65	25,05	1429,93
p25	6	138,55	20,9	1965,22
p25	7	163,05	24,5	2802,97
p25	8	94,35		
p25	9	123,25	28,9	2733,58
p25	10	148,65	25,4	2589,47
p25	11	172,7	24,05	4441,49
p25	12	91,25		
p25	13	121,3	30,05	320
p25	14	141,4	20,1	1109,28
p25	15	166	24,6	3758,14
p25	16	86		
p25	17	106,1	20,1	125,41
p25	18	123,5	17,4	278,75
p25	19	145,6	22,1	2720
p26	1	71,7		
p26	2	94,65	22,95	4364,85
p26	3	125,3	30,65	7230,79
p26	4	96,2		
p26	5	119,55	23,35	4879,31
p26	6	139,25	19,7	3871,43
p26	7	164,2	24,95	4845,71
p26	8	98,65		
p26	9	121,7	23,05	1973,84
p26	10	147,7	26	4356,02
p26	11	172,65	24,95	3526,55
p26	12	95		
p26	13	118,9	23,9	2300

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p26	14	142,2	23,3	668,84
p26	15	165,85	23,65	3027,56
p26	16	84,6		
p26	17	103,05	18,45	1865,55
p26	18	119,7	16,65	225,15
p26	19	142,7	23	4620,88
p27	1	61,55		
p27	2	91,35	29,8	3966,02
p27	3	122,05	30,7	4140,7
p27	4	98,3		
p27	5	123,35	25,05	3467,25
p27	6	145	21,65	830,05
p27	7	169,65	24,65	1616,37
p27	8	100,2		
p27	9	126,2	26	873,63
p27	10	153,45	27,25	5545,48
p27	11	175,9	22,45	4441,49
p27	12	94,9		
p27	13	121	26,1	2017,7
p27	14	145,85	24,85	2774,91
p27	15	166,15	20,3	2044,64
p27	16	83,3		
p27	17	103,55	20,25	135,41
p27	18	122,6	19,05	444,92
p27	19	143,3	20,7	4140,7
p28	1	66,6		
p28	2	93,3	26,7	2666,67
p28	3	128,15	34,85	7356,17
p28	4	101,35		
p28	5	126,45	25,1	4690,43

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p28	6	150,1	23,65	7766,27
p28	7	174,75	24,65	8682,71
p28	8	99,3		
p28	9	129,2	29,9	810,62
p28	10	154,2	25	5725,67
p28	11	182,45	28,25	5266,8
p28	12	96,4		
p28	13	129,3	32,9	1757,41
p28	14	146,65	17,35	4913,29
p28	15	175,6	28,95	4566,96
p28	16	87,6		
p28	17	111	23,4	173,17
p28	18	128,4	17,4	3692,66
p28	19	153,05	24,65	4812,5
p29	1	68,35		
p29	2	98	29,65	3371,79
p29	3	123,55	25,55	3227,27
p29	4	103,7		
p29	5	125	21,3	1713,53
p29	6	146,9	21,9	2332,25
p29	7	167,7	20,8	4665,36
p29	8	103,2		
p29	9	127,85	24,65	4482,17
p29	10	153,1	25,25	7073,91
p29	11	178,05	24,95	5664,45
p29	12	97,45		
p29	13	121,2	23,75	1735,29
p29	14	144,65	23,45	4913,29
p29	15	169,4	24,75	4110,92
p29	16	86,8		
p29	17	107,45	20,65	1253,3

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p29	18	126,2	18,75	4913,29
p29	19	147	20,8	3987,51
p30	1	73,4		
p30	2	99,5	26,1	294,94
p30	3	127	27,5	9768
p30	4	101,6		
p30	5	126,95	25,35	4328,13
p30	6	146,8	19,85	2365,13
p30	7	169,3	22,5	4342,11
p30	8	99		
p30	9	128,4	29,4	140,47
p30	10	152,5	24,1	4559,78
p30	11	175,35	22,85	3546,67
p30	12	96,75		
p30	13	118,8	22,05	116,81
p30	14	142	23,2	4139,2
p30	15	163,5	21,5	4982,46
p30	16	88,85		
p30	17	105,7	16,85	1214,29
p30	18	122,25	16,55	2996,09
p30	19	142,35	20,1	3848,34
p31	1	81,2		
p31	2	104,6	23,4	206,37
p31	3	137,9	33,3	1401,41
p31	4	107,9		
p31	5	132,65	24,75	6119,48
p31	6	152,8	20,15	6335,24
p31	7	181,2	28,4	5012,16
p31	8	109		
p31	9	137,95	28,95	1017,75

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p31	10	165,6	27,65	4982,46
p31	11	191,65	26,05	4747,19
p31	12	103,6		
p31	13	128,2	24,6	2653,57
p31	14	154,3	26,1	5375,21
p31	15	178,55	24,25	3125
p31	16	95,5		
p31	17	111,7	16,2	277,15
p31	18	125,9	14,2	1787,47
p31	19	149,3	23,4	3125
p32	1	80		
p32	2	104,35	24,35	4823,72
p32	3	137	32,65	5713,53
p32	4	108		
p32	5	133,55	25,55	4947,67
p32	6	158,7	25,15	4982,46
p32	7	185,05	26,35	4683,33
p32	8	111,25		
p32	9	136,05	24,8	3871,43
p32	10	165,9	29,85	8466,88
p32	11	192,3	26,4	4919,54
p32	12	103,2		
p32	13	127,1	23,9	2177,02
p32	14	151,7	24,6	4747,19
p32	15	180,7	29	4845,71
p32	16	90,5		
p32	17	104,65	14,15	2017,7
p32	18	125,41	20,76	7356,17
p32	19	148,4	22,99	4947,67
p33	1	76,85		

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p33	2	104,4	27,55	4788,46
p33	3	131,1	26,7	4583,33
p33	4	103,7		
p33	5	129	25,3	4982,46
p33	6	150,45	21,45	3714,29
p33	7	175,9	25,45	3780,37
p33	8	103,9		
p33	9	134	30,1	2387,42
p33	10	161,3	27,3	4810,44
p33	11	184,4	23,1	5162,24
p33	12	99,6		
p33	13	125,2	25,6	275,56
p33	14	148,3	23,1	4825,97
p33	15	170,65	22,35	4441,49
p33	16	91,4		
p33	17	111	19,6	114,38
p33	18	123,3	12,3	1135,7
p33	19	147,6	24,3	3430,77
p34	1	66,6		
p34	2	93,65	27,05	982,56
p34	3	124	30,35	4685,04
p34	4	95,9		
p34	5	122,1	26,2	2817,16
p34	6	142,2	20,1	2774,91
p34	7	168,1	25,9	4982,46
p34	8	99,1		
p34	9	126,5	27,4	626,39
p34	10	150,55	24,05	4353,31
p34	11	175,95	25,4	4802,82
p34	12	96,4		
p34	13	119,4	23	130,39

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p34	14	144,7	25,3	2817,16
p34	15	168,7	24	4140,7
p34	16	89,1		
p34	17	109,5	20,4	504,41
p34	18	128,9	19,4	3142,71
p34	19	149,95	21,05	3944,77
p35	1	66,6		
p35	2	98,3	31,7	4223,91
p35	3	131,9	33,6	4428,77
p35	4	103,4		
p35	5	129	25,6	4982,46
p35	6	148,3	19,3	4620,88
p35	7	172,05	23,75	4620,88
p35	8	106,25		
p35	9	133,3	27,05	1062,5
p35	10	157,1	23,8	3613,56
p35	11	182,5	25,4	4432,89
p35	12	101		
p35	13	126,1	25,1	95,29
p35	14	150,2	24,1	4547,66
p35	15	175,2	25	4273,2
p35	16	94,5		
p35	17	112,7	18,2	1149,16
p35	18	130	17,3	3529,15
p35	19	151,1	21,1	3825,47
p36	1	70,4		
p36	2	95,4	25	96,46
p36	3	120,8	25,4	7556,09
p36	4	95,5		
p36	5	115,6	20,1	4879,31

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p36	6	138,35	22,75	2387,42
p36	7	158,6	20,25	3282,06
p36	8	94,1		
p36	9	119,85	25,75	4823,72
p36	10	141,6	21,75	4845,71
p36	11	166	24,4	5288,48
p36	12	90		
p36	13	113,8	23,8	941,18
p36	14	135,2	21,4	3685,04
p36	15	155,4	20,2	4089,55
p36	16	85,45		
p36	17	100,35	14,9	707,85
p36	18	119,45	19,1	4246,15
p36	19	141,7	22,25	4947,67
p37	1	65,9		
p37	2	94,65	28,75	286,79
p37	3	126,2	31,55	3650
p37	4	96,3		
p37	5	118,7	22,4	2965,12
p37	6	139,9	21,2	4690,43
p37	7	162,25	22,35	4175,51
p37	8	98,05		
p37	9	123,85	25,8	2278,85
p37	10	151,85	28	5375,21
p37	11	174,9	23,05	3192,62
p37	12	94,3		
p37	13	118,4	24,1	2177,02
p37	14	141,55	23,15	3942,03
p37	15	166	24,45	4683,33
p37	16	88,6		
p37	17	105	16,4	148,15

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p37	18	121,75	16,75	4559,78
p37	19	143,2	21,45	4595,16
p38	1	76,4		
p38	2	103,5	27,1	1209,5
p38	3	128,2	24,7	5288,48
p38	4	99,7		
p38	5	126,3	26,6	5982,91
p38	6	144,9	18,6	3165,76
p38	7	170,3	25,4	6342,11
p38	8	101,25		
p38	9	129,65	28,4	707,85
p38	10	155,3	25,65	1563,91
p38	11	176,9	21,6	4428,57
p38	12	100,2		
p38	13	123,7	23,5	2552,08
p38	14	148,3	24,6	3833,33
p38	15	170,4	22,1	4192,89
p38	16	91,4		
p38	17	111	19,6	3028,3
p38	18	123,3	12,3	2257,96
p38	19	147,6	24,3	3158,54
p39	1	60,8		
p39	2	88,1	27,3	2432,89
p39	3	115,4	27,3	6936,33
p39	4	96,4		
p39	5	122,6	26,2	2733,58
p39	6	141,5	18,9	4470,59
p39	7	165,6	24,1	5604,4
p39	8	98,35		
p39	9	127	28,65	1087,76

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p39	10	151,8	24,8	3573,85
p39	11	171,3	19,5	2539,79
p39	12	94,3		
p39	13	120,4	26,1	1131,25
p39	14	140,2	19,8	337,25
p39	15	162,7	22,5	3158,54
p39	16	88,5		
p39	17	111,85	23,35	84,84
p39	18	126,2	14,35	2300
p39	19	148,7	22,5	2539,79
p40	1	74,35		
p40	2	101	26,65	59,01
p40	3	129,8	28,8	4008,82
p40	4	103,1		
p40	5	124,2	21,1	2044,64
p40	6	145,8	21,6	3800,57
p40	7	169,5	23,7	4039,41
p40	8	100,6		
p40	9	123,1	22,5	4879,31
p40	10	145,45	22,35	3573,85
p40	11	169	23,55	4227,13
p40	12	100,9		
p40	13	126,3	25,4	1171,97
p40	14	151,9	25,6	4286,79
p40	15	176	24,1	3053,73
p40	16	87,55		
p40	17	105,9	18,35	353,17
p40	18	124,2	18,3	2595,94
p40	19	144,7	20,5	3409,48
p41	1	73,3		

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p41	2	98,1	24,8	2634,19
p41	3	126,1	28	5646,73
p41	4	102,6		
p41	5	123,1	20,5	3913,29
p41	6	143,9	20,8	3588,51
p41	7	167,4	23,5	3650
p41	8	101,4		
p41	9	126,55	25,15	175,86
p41	10	153,2	26,65	3846,57
p41	11	175,2	22	3298,32
p41	12	95,4		
p41	13	120,65	25,25	141,74
p41	14	142,3	21,65	3326,85
p41	15	168,4	26,1	3967,31
p41	16	86,5		
p41	17	107,35	20,85	1167,37
p41	18	121,4	14,05	2176,84
p41	19	140,4	19	3026,63
p42	1	72		
p42	2	98,1	26,1	229,57
p42	3	125,55	27,45	4913,29
p42	4	100,15		
p42	5	124,1	23,95	3175,51
p42	6	145,1	21	5012,16
p42	7	166,35	21,25	3753,17
p42	8	102,6		
p42	9	131,55	28,95	1268,29
p42	10	154,3	22,75	127,89
p42	11	180,25	25,95	3650
p42	12	97,1		
p42	13	123,1	26	1489,05

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p42	14	147,2	24,1	1650,26
p42	15	170,1	22,9	4064,36
p42	16	88,9		
p42	17	108,2	19,3	730,96
p42	18	123,7	15,5	4683,33
p42	19	146,55	22,85	5487,66
p43	1	70,654		
p43	2	98,76	28,106	4389,53
p43	3	127,532	28,772	4392
p43	4	99,901		
p43	5	127,81	27,909	4219,89
p43	6	148,763	20,953	3581,5
p43	7	172,9	24,137	4982,46
p43	8	102,85		
p43	9	130,561	27,711	4876,21
p43	10	153,57	23,009	3985,3
p43	11	179,5	25,93	4976,98
p43	12	100,476		
p43	13	124,8	24,324	4538,91
p43	14	149,813	25,013	4672,2
p43	15	176,971	27,158	4682,5
p43	16	93,5		
p43	17	114,67	21,17	3875,42
p43	18	133,56	18,89	2017,89
p43	19	153,281	19,721	2965,47
p44	1	71,45		
p44	2	96,532	25,082	4428
p44	3	126,011	29,479	6984,2
p44	4	97,082		
p44	5	123,04	25,958	4136,67

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p44	6	146,1	23,06	4247,62
p44	7	168,532	22,432	4365
p44	8	102,3		
p44	9	125,89	23,59	1589,87
p44	10	154,62	28,73	4913,29
p44	11	176,43	21,81	4812,5
p44	12	94,35		
p44	13	119,68	25,33	4389,69
p44	14	147,328	27,648	4705,81
p44	15	167,379	20,051	4215,6
p44	16	85,45		
p44	17	105,87	20,42	2891,67
p44	18	129,456	23,586	4219,39
p44	19	144,8	15,344	2218,82
p45	1	66,7		
p45	2	93,54	26,84	4899,5
p45	3	116,45	22,91	4567,23
p45	4	98,4		
p45	5	119,36	20,96	4037,7
p45	6	141,1	21,74	4289,65
p45	7	160,8	19,7	3876,93
p45	8	99,95		
p45	9	121,9	21,95	4015,15
p45	10	141,8	19,9	3870,8
p45	11	163,25	21,45	4018,39
p45	12	94,35		
p45	13	116,1	21,75	4035,84
p45	14	138,5	22,4	4064,36
p45	15	161,1	22,6	4500
p45	16	85,1		
p45	17	105,4	20,3	3545,29

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p45	18	122,55	17,15	3222,84
p45	19	143,4	20,85	3984,9
p46	1	81,15		
p46	2	103,95	22,8	4982,46
p46	3	132,25	28,3	5214,05
p46	4	107,45		
p46	5	133,5	26,05	4218,73
p46	6	156,1	22,6	4747,19
p46	7	175,85	19,75	4779,76
p46	8	104,5		
p46	9	134,1	29,6	5012,4
p46	10	156,45	22,35	4105,1
p46	11	178,5	22,05	4982,46
p46	12	99,65		
p46	13	122,25	22,6	4106,5
p46	14	144,9	22,65	4683,33
p46	15	169,25	24,35	5200
p46	16	88,7		
p46	17	107,25	18,55	2985,98
p46	18	123,5	16,25	2407,45
p46	19	147,9	24,4	4192,89
p47	1	72,4		
p47	2	99,45	27,05	4681,4
p47	3	133,1	33,65	5341,95
p47	4	102,4		
p47	5	124,55	22,15	4036,81
p47	6	150,35	25,8	3065,8
p47	7	174,3	23,95	4678,19
p47	8	107		
p47	9	133,75	26,75	4202,77

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p47	10	157,3	23,55	4118,32
p47	11	184,8	27,5	4973,2
p47	12	102,4		
p47	13	127,1	24,7	3289,92
p47	14	152,15	25,05	4489,2
p47	15	179,25	27,1	4791,5
p47	16	91,4		
p47	17	112,2	20,8	2304,33
p47	18	131,1	18,9	2450,76
p47	19	155,5	24,4	3871,2
p48	1	79,2		
p48	2	97,6	18,4	2000
p48	3	129,1	31,5	9069,14
p48	4	107,7		
p48	5	131,2	23,5	4982,46
p48	6	146,5	15,3	659,13
p48	7	173,2	26,7	4979,76
p48	8	104,3		
p48	9	130,7	26,4	4500
p48	10	151,9	21,2	4305,08
p48	11	178,5	26,6	5545,48
p48	12	100,2		
p48	13	123,4	23,2	4250
p48	14	142,4	19	2154,7
p48	15	167,4	25	4889,73
p48	16	89,5		
p48	17	109,4	19,9	2081,32
p48	18	123,2	13,8	420,69
p48	19	144,2	21	3714,29
p49	1	68,9		

PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p49	2	93,95	25,05	1441,53
p49	3	122,85	28,9	1288,59
p49	4	96,3		
p49	5	120,3	24	2008,82
p49	6	143,2	22,9	639,42
p49	7	167,1	23,9	1538,46
p49	8	97,75		
p49	9	123,3	25,55	1368,06
p49	10	147,8	24,5	3141,7
p49	11	173,4	25,6	3587,44
p49	12	88,5		
p49	13	111,4	22,9	1293,72
p49	14	135	23,6	915,73
p49	15	162,75	27,75	2289,39
p49	16	76,2		
p49	17	97,3	21,1	43,88
p49	18	115,1	17,8	219,31
p49	19	137,3	22,2	2720
p50	1	75,9		
p50	2	98,7	22,8	4982,46
p50	3	127	28,3	5214,05
p50	4	102,2		
p50	5	128,25	26,05	4528
p50	6	150,85	22,6	4747,19
p50	7	170,6	19,75	4621,63
p50	8	99,25		
p50	9	128,85	29,6	5125,4
p50	10	151,2	22,35	4105,1
p50	11	173,25	22,05	4982,46
p50	12	94,4		
p50	13	117	22,6	4106,5

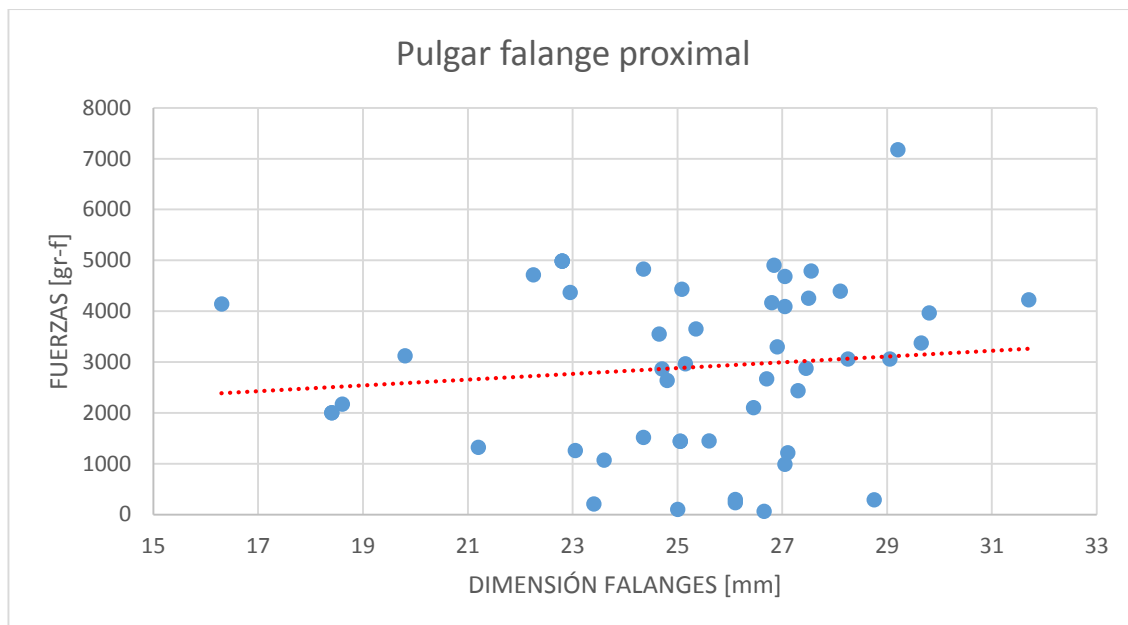
PACIENTE	REFERENCIA	ANTROPOMETRIA [mm]	DIMENSION FALANGES [mm]	FUERZA [gf]
p50	14	139,65	22,65	4683,33
p50	15	164	24,35	4059,52
p50	16	83,45		
p50	17	102	18,55	750,42
p50	18	118,25	16,25	483,3
p50	19	142,65	24,4	4109,11

ANEXO D. TABLAS Y GRÁFICOS DE DISPERSIÓN DE CADA FALANGE

Resultados falange proximal del pulgar

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
25,21	2894,20	3,19	1671,51	0,11

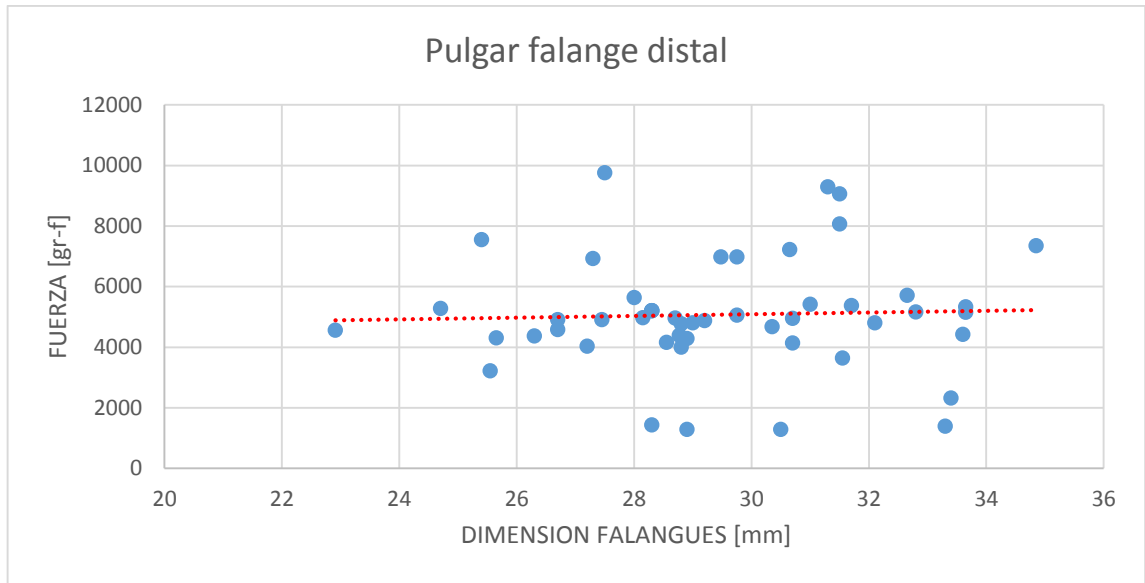
Gráfico de dispersión para falange proximal del pulgar



Resultados falange distal del pulgar

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
29,45	5074,09	2,62	1854,65	0,04

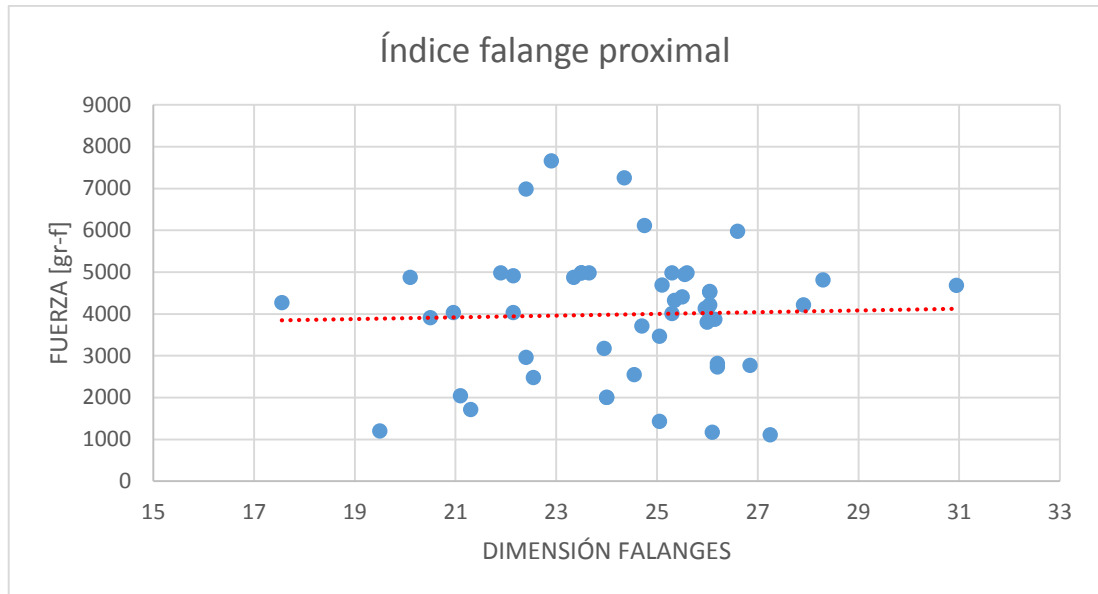
Gráfico de dispersión para falange distal del pulgar



Resultados falange proximal del índice

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
24,36	3990,57	2,46	1511,39	0,03

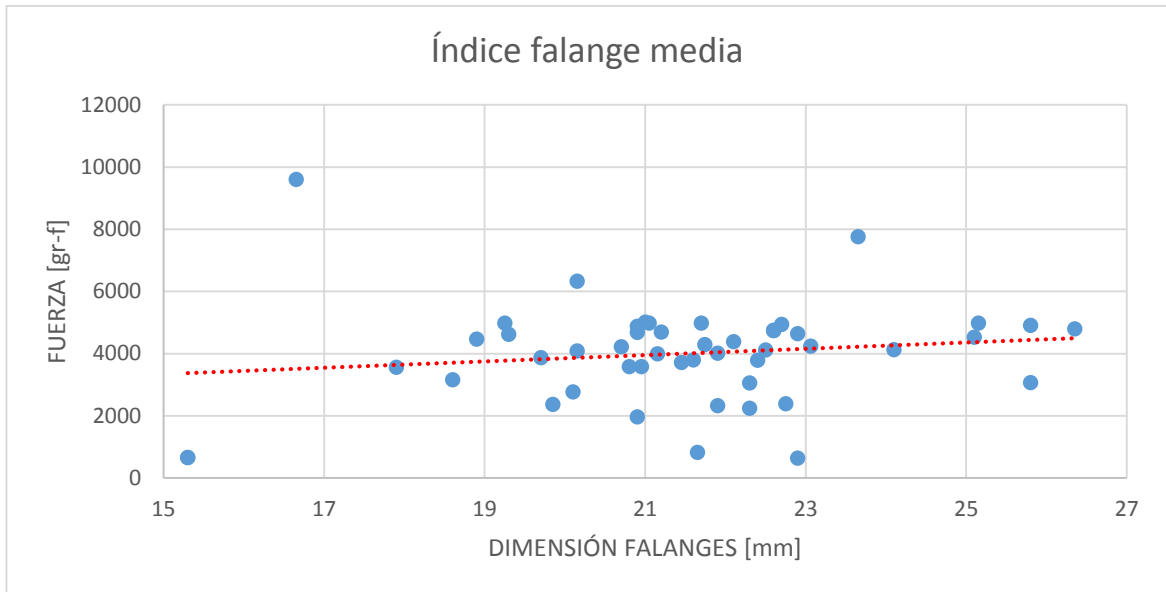
Gráfico de dispersión para falange proximal del índice



Resultados falange media del índice

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
21,45	3992,41	2,34	1609,71	0,15

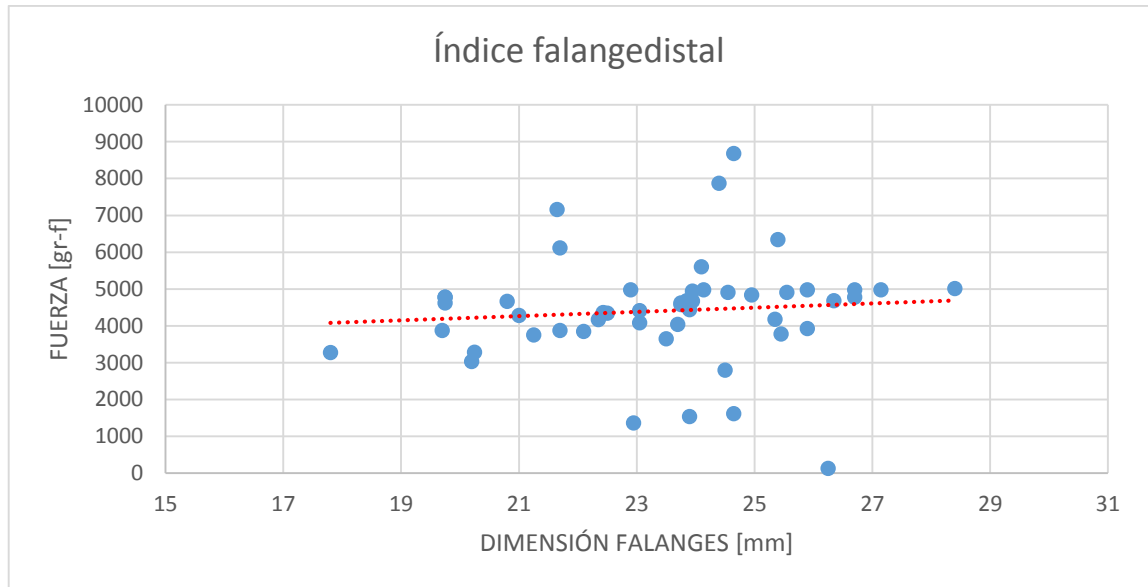
Gráfico de dispersión para falange media del índice



Resultados falange distal del índice

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
23,44	4405,97	2,28	1451,55	0,09

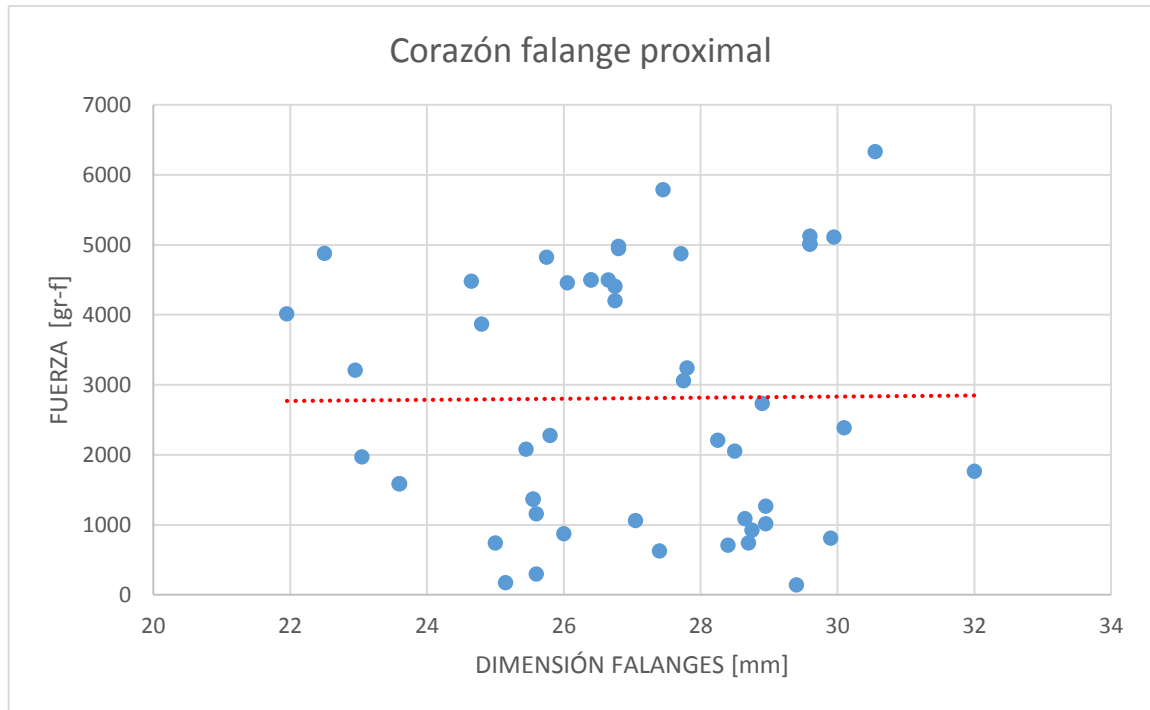
Gráfico de dispersión para falange distal del índice



Resultados falange proximal del corazón

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
26,98	2807,77	2,27	1805,39	0,01

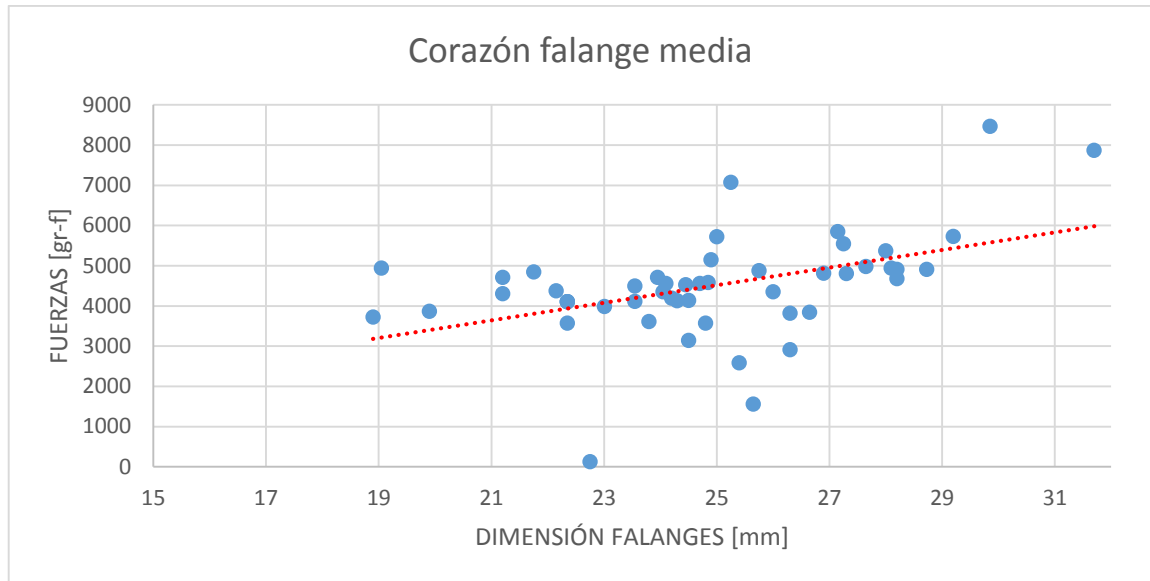
Gráfico de dispersión para falange proximal del corazón



Resultados falange media del corazón

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
24,88	4487,05	2,73	1308,49	0,46

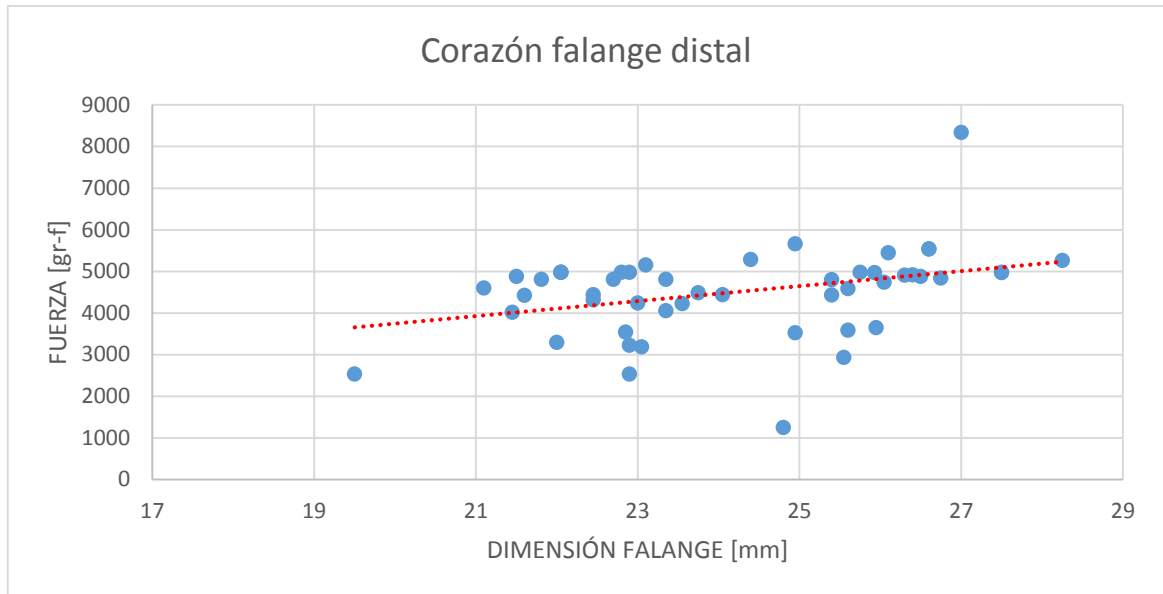
Gráfico de dispersión para falange media del corazón



Resultados falange distal del corazón

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
24,20	4502,26	2,05	1045,86	0,35

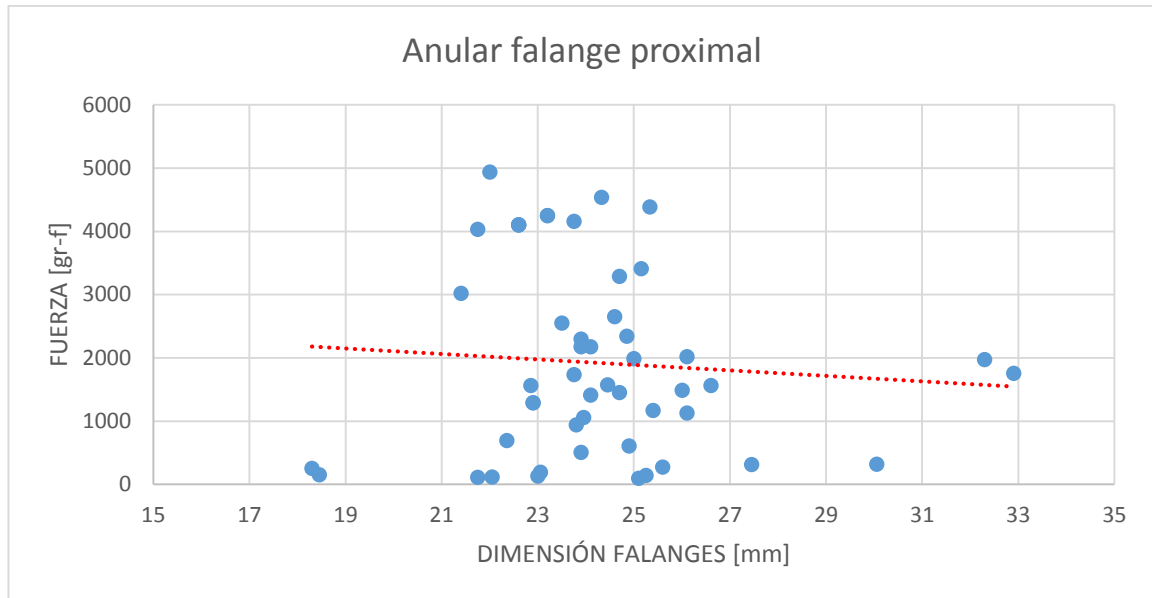
Gráfico de dispersión para falange distal del corazón



Resultados falange proximal del anular

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
24,25	1922,98	2,60	1473,85	-0,08

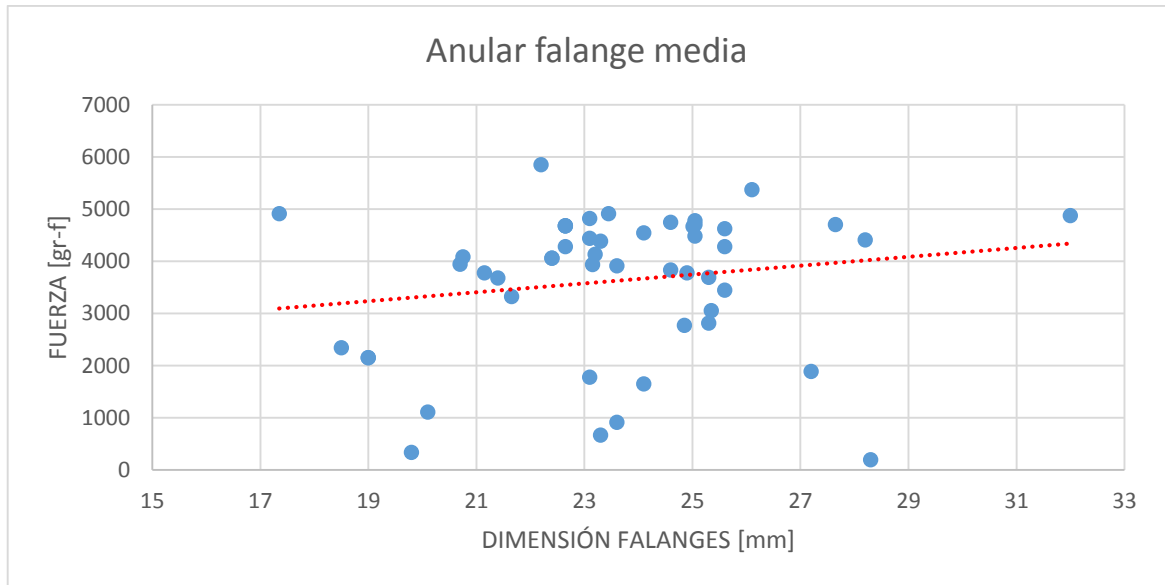
Gráfico de dispersión para falange proximal del anular



Resultados falange media del anular

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
23,59	3629,12	2,71	1380,78	0,17

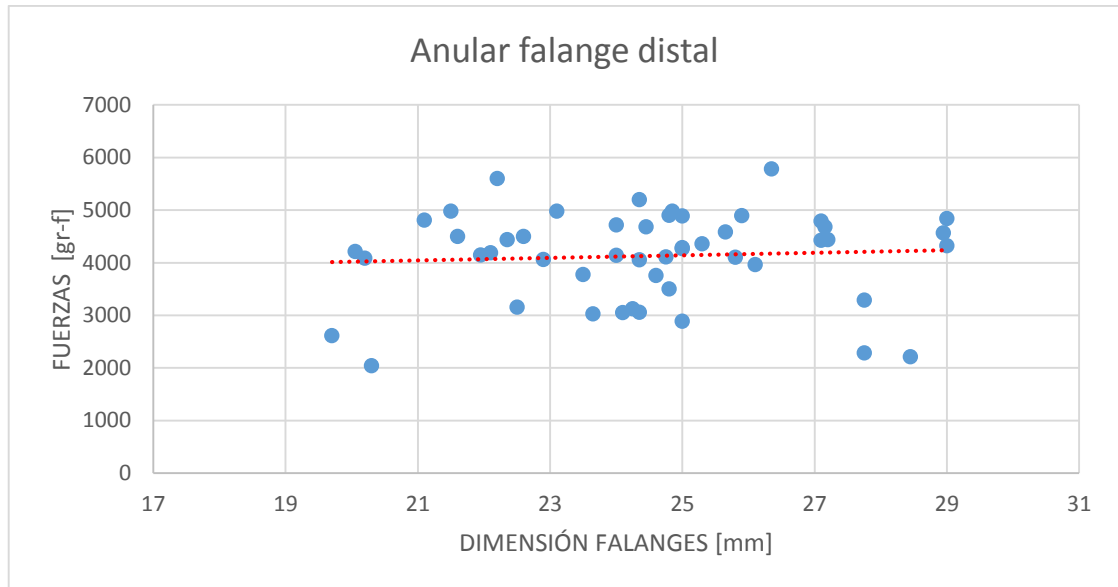
Gráfico de dispersión para falange media del anular



Resultados falange distal del anular

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
24,47	4128,06	2,40	852,33	0,07

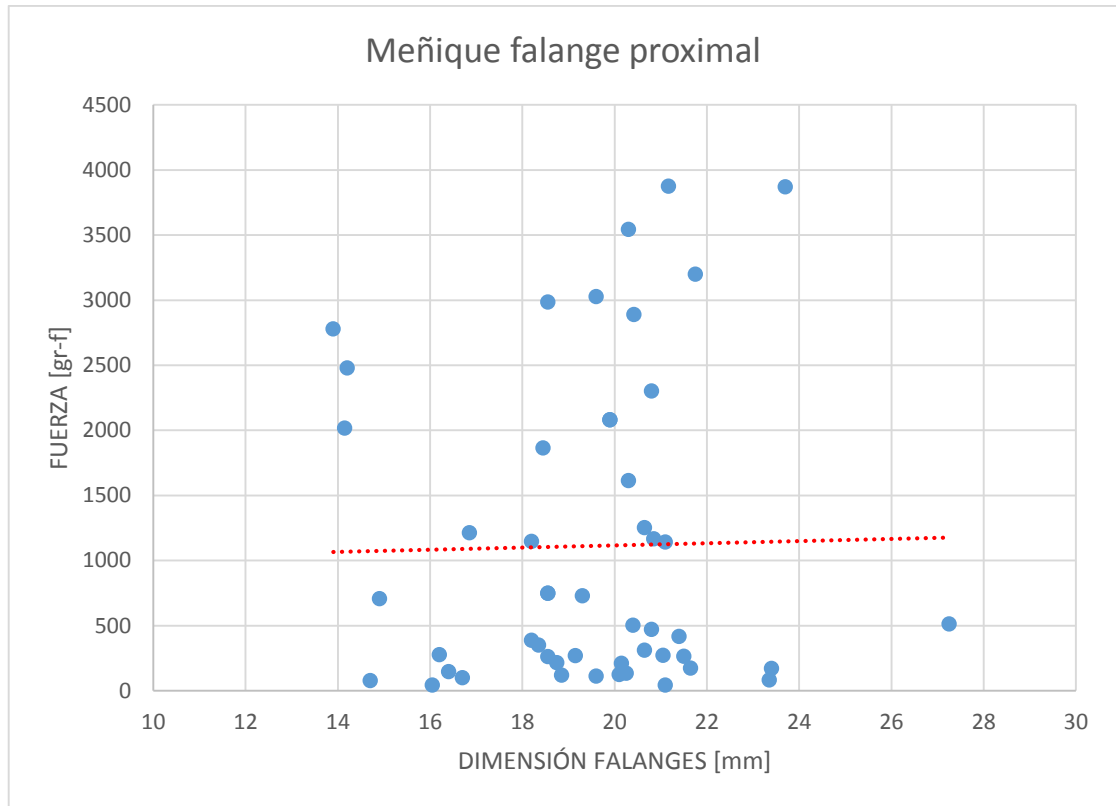
Gráfico de dispersión para falange distal del anular



Resultados falange proximal del meñique

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
19,41	1111,66	2,62	1165,87	0,02

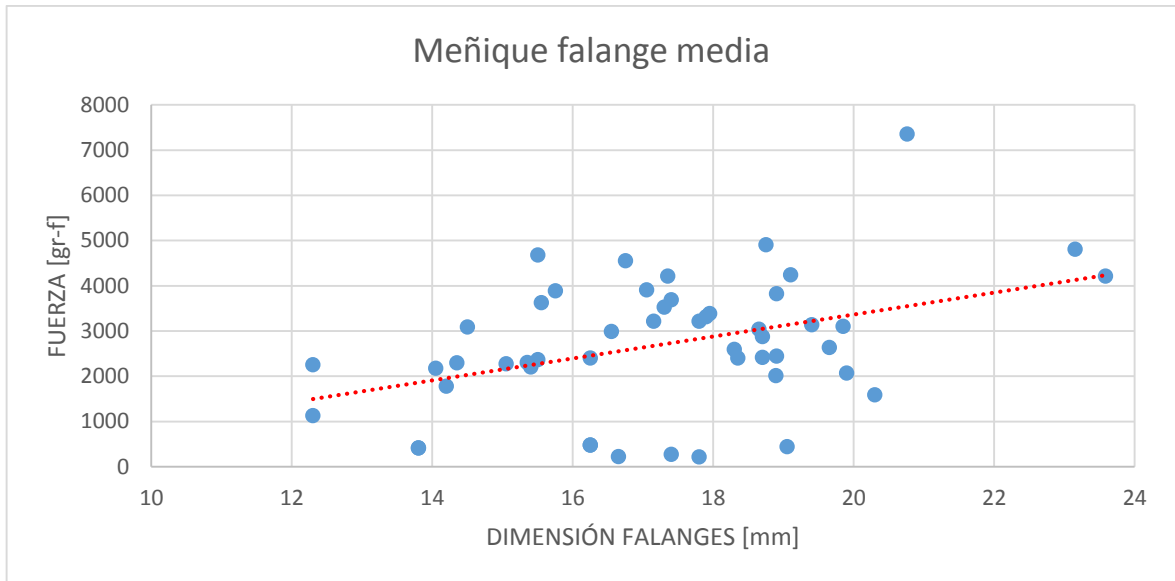
Gráfico de dispersión para falange proximal del meñique



Resultados falange media del meñique

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD	FUERZA	LONGITUD	FUERZA	
(mm)	(gf)	(mm)	(gf)	
17,28	2706,64	2,40	1462,01	0,40

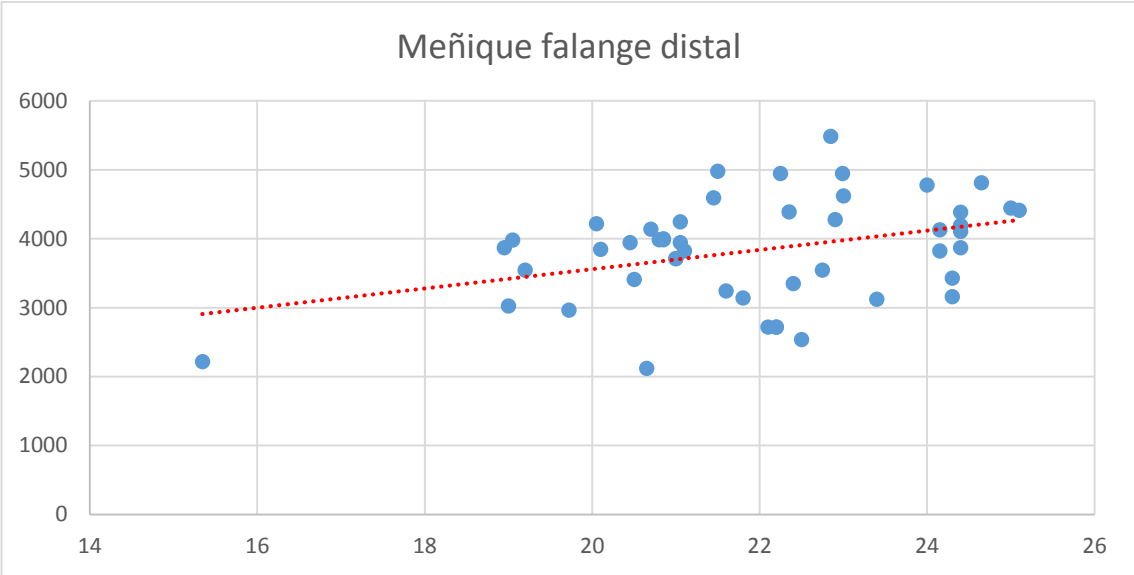
Gráfico de dispersión para falange media del meñique



Resultados falange distal del meñique

PROMEDIO		DESVIACION ESTANDAR		COEFICIENTE DE CORRELACIÓN
LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	LONGITUD (mm)	FUERZA (gf)	
21,99	3836,41	1,99	741,93	

Gráfico de dispersión para falange distal del meñique



ANEXO E. GUÍA FABRICANTE SENSORES

Tekscan

CALIBRATION QUICK START GUIDE FOR FLEXIFORCE® SENSORS

Introduction

Conditioning the FlexiForce® sensors before every use is recommended. In addition, calibrating the sensors is recommended before initial use. Follow the procedure below to Condition and Calibrate the sensors.

This procedure is meant for use with your own electronics. For testing, Tekscan recommends using the circuit shown in the diagram at right. Components and instructions for building this circuit are available with the FlexiForce Starter Kit. You can also purchase a printed circuit board, the FlexiForce QuickStart Board. If no circuit is available, you can use a multimeter, and measure the resistance in kilo-ohms.

Recommended Circuit

$V_{out} = -V_s * (R_f/R_s)$

Please see back for details

Part 1: Before Calibrating: Conditioning & Loading Considerations

Before using the sensors it is recommended that you condition the sensors. This process will “break in” the sensor and should be done before calibration and before every use for best results. The sensors should be loaded with a force that is normal to the plane of the sensor, and 100% of this force should be transferred through the sensing area (silver circle). If the contact area of the load is too large for the sensing area, then you can use a puck (small force concentrator) to ensure that all of the force travels through the sensing area.

Place 110% (or more) of maximum test load onto the sensor for approximately 3 seconds. For example, if the maximum test load is 10 pounds, place 11 (or more) pounds onto the sensor. Remove the load from the sensor. Repeat 4-5 times. When finished, proceed to Part 2: Calibration.

Part 2: Calibration for Static Forces

STEP 1. Place 1/3 of the test weight on the sensor. Leave the weight on the sensor the same amount of time (before recording the output) as you will in your actual experiment. This helps minimize the drift error. Record the output, then remove the weight from the sensor.

STEP 2. Place 2/3 of the test weight on the sensor, and again wait the approximate amount of time. Record the output. Remove weight.

STEP 3. Place the full test weight on the sensor, and again wait the approximate amount of time. Record the output. Remove weight. If using the recommended circuit, three sets of data are adequate. If using a multimeter, gather two more sets of data for a 5-point chart.

STEP 4. Gather each data set (Sensor Output vs Force applied) and plot data on a graph. If using a multimeter, sensor output is plotted as Conductance (1/Resistance) vs. Force (Chart A below). This gives a linear plot. Then draw a line of best fit, or calculate one with MS Excel. If using our recommended circuit or your own electronics, sensor output should be plotted as Voltage vs. Force (Chart B below).

STEP 5. Use the equation for the line of best fit and sensor output to determine force of unknown loads on sensor during experiment.

Chart A

$y = 0.0381x + 0.0014$
 $R^2 = 0.9977$

Chart B

$y = 1.01x + 0.13$
 $R^2 = 0.9988$

20k Ohm
Linear (20k Ohm)

Note: If testing involves dynamic forces instead of static force, this must be accounted for in the calibration process. The FlexiForce sensor should be calibrated in the same time period as the dynamic event that you intend to measure.

Fuente. Tekscan. <https://cdn.sparkfun.com>. 29 de Diciembre de 2010.
<https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/FLX-FlexiForce-Sensors-Manual.pdf>
 (último acceso: 1 de Septiembre de 2017).