

**ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS FUERZAS DE AGARRE DE LA MANO
MEDIANTE UN DISPOSITIVO QUE SIMULA LAS LESIONES DE
AMPUTACIONES DE FALANGES**

**JORGE HERNÁN ESCOBAR QUINTERO
RICARDO ANDRÉS QUIRÓS GÓMEZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2014

**ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS FUERZAS DE AGARRE DE LA MANO
MEDIANTE UN DISPOSITIVO QUE SIMULA LAS LESIONES DE
AMPUTACIONES DE FALANGES**

**JORGE HERNÁN ESCOBAR QUINTERO
RICARDO ANDRÉS QUIRÓS GÓMEZ**

**Trabajo de grado como requisito para optar por el título de
INGENIERO MECÁNICO**

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

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2014

DEDICATORIA

A dios por darnos la oportunidad de tener buena salud y estudiar, para poder alcanzar las metas que nos hemos propuesto a través de los días.

A nuestros padres Miguel Quirós, Emperatriz Gómez - Gladys Quintero y familiares por todo el apoyo recibido y compañía permanente.

A todos los amigos en especial a Felipe Ramírez y compañeros en la escuela de Ingeniería Mecánica.

Jorge Escobar

Ricardo Quirós

AGRADECIMIENTOS

A nuestro director Diego Villegas por la dedicación, acompañamiento y valiosos aportes durante el desarrollo del proyecto.

A los doctores Luis Ballesteros, Iván Quintero y Edna Buitrago por sus grandes aportes del área de anatomía de la mano, por brindarnos la oportunidad de realizar la investigación en las instalaciones del anfiteatro y pruebas con estudiantes de medicina.

A todos los profesores que nos guiaron y enseñaron en estos años de estudio.

Al ingeniero Ricardo Jaimes por la colaboración en la realización de este proyecto, con sus valiosas ideas.

Al señor Orlando por la ayuda en la construcción del dispositivo.

Al estudiante Jorge Saúl del grupo ERA por toda la colaboración prestada en la área de la electrónica.

TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCION	24
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	25
2. OBJETIVOS	29
2.1. GENERAL	29
2.2. ESPECÍFICOS	29
3. MARCO TEÓRICO	30
3.1. LA MANO	30
3.2. ANATOMÍA FUNCIONAL DE MANO Y DEDOS	30
3.2.1 Control de la muñeca y de la mano	30
3.2.2 Huesos y articulaciones principales de la mano	31
3.2.3 Control musculo tendinoso extrínseco	35
3.2.4 Músculos intrínsecos	39
3.2.5 Mecanismos extensores digitales	40
3.3 FUERZA DE AGARRE	41
3.3.1 Tipos de fuerza de agarre.	42
3.3.2 Análisis biomecánico de la fuerza de agarre	42
3.3.3 Relación de las fuerzas generadas en la mano con la geometría del objeto a presionar	43
3.3.4 Requerimientos de un dinamómetro de mano	45
3.3.5 Recopilación de elementos para medir la fuerza de la mano	45
3.3.6 Factores individuales que influyen en la fuerza de agarre	50
3.4 AMPUTACIÓN	53
3.4.1 Indicaciones de amputaciones	54
3.4.2 Tipos de amputación de los dedos	55
3.4.3 Principios básicos de la amputación de los dedos	58
4. PROCESO DE DISEÑO CONCEPTUAL.	63
4.1. NECESIDADES DEL CONSUMIDOR.	63
4.2. REQUERIMIENTOS DEL DISEÑADOR.	64

4.3. MATRIZ CALIDAD.	64
4.4. PONDERACIÓN DE RESULTADOS PARA SELECCIÓN DE LA SOLUCIÓN	65
5. DISEÑO MECÁNICO	66
5.1. GEOMETRÍA DEL DISPOSITIVO.	66
5.2. SELECCIÓN DEL DIÁMETRO BASE DEL DISPOSITIVO.	67
5.3. MECANISMO PARA ANULAR LAS FALANGES.	68
5.4. DETERMINACIÓN DE LAS CARGAS DE DISEÑO DEL DISPOSITIVO.	70
5.5. COMPUERTAS	74
5.5.1 Altura de las compuertas	74
5.5.2 Análisis de las falanges proximales	78
5.5.3 Análisis de las falanges del pulgar	80
5.5.4 Ancho de las compuertas	81
5.5.5 Manufactura.	85
5.6. GUÍAS	85
5.6.1 Esfuerzos teóricos en las guías	86
5.6.2 Distribución de las compuertas	87
5.6.3 Análisis CAE en la guía sencilla.	87
5.6.4 Análisis CAE en las guías dobles	91
5.6.5 Análisis CAE en el sistema guías - compuerta (ANSYS 14.5)	94
5.6.6 Manufactura.	97
5.7. SISTEMA DE APERTURA DE LAS COMPUERTAS	98
5.7.1 Sistema de transmisión con motor conectado directamente al piñón	101
5.7.2 Sistema de transmisión con motor conectado a un tornillo	101
5.8. TRASMISIÓN	102
5.8.1 Selección del motor de transmisión	103
5.8.1 Acople piñón-corona	104
5.8.2 Soporte motor	106
5.8.3 Elementos que conforman el sistema de trasmisión	107
5.8.4 Calculo de la corona	108

5.9. VELOCIDAD DE APERTURA DE LAS COMPUERTAS.	109
5.10. CARCASA	110
5.10.1 Carcasa fija	110
5.10.2 Carcasa móvil	111
5.11. TUBOS CONCRETICOS	112
6. SENSORES, ELEMENTOS Y SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS	113
6.1. SENSOR DE ADQUISICIÓN DE FUERZA EN LAS FALANGES.	113
6.1.1 Calibración de sensores Flexiforce	114
6.1.2 Aplicación de la fuerz	121
6.1.3 Calibración Flexiforce.	122
6.2 SELECCIÓN SENSOR FUERZA TOTAL	124
6.2.1 Ecuación de fuerzas de la celda de carga	124
6.3 PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA DE TRASMISIÓN	126
7. INTERFAZ GRAFICA	131
7.1 LECTURA DE LA SEÑAL	133
7.2 ALMACENAMIENTO DE DATOS	133
8. MEDICIONES DE FUERZA CON EL DISPOSITIVO	135
8.1 PROTOCOLO PARA EL AGARRE.	137
8.2 SUJETOS DE PRUEBA	138
8.3 ESTUDIOS DE VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LOS DEDOS	139
8.4 AGARRE MÁXIMO	142
8.5 VERIFICACIÓN DE RESULTADOS OBTENIDOS PARA FUERZA MÁXIMA DE AGARRE	145
8.6 ANÁLISIS COMPARATIVO PARA LA VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO ENTRE UN SUJETO CON DISCAPACIDAD Y UNA PERSONA SANA.	148
8.7 FUERZA EN LAS FALANGES DE HOMBRES	152
8.7.1 Pérdida de fuerza por dedo para cada combinación con respecto a la fuerza total por dedos para hombres	159
8.8 FUERZA EN LAS FALANGES PARA MUJERES	160

8.8.1 Pérdida de fuerza por dedo para cada combinación con respecto a la fuerza total por dedos para mujeres	167
8.9 ANÁLISIS DE VARIANZA ENTRE LAS COMBINACIONES PROPUESTAS.	168
8.10 BLOQUEO NERVIOSO	176
9. GASTOS	179
10. CONCLUSIONES	181
11. RECOMENDACIONES	183
BIBLIOGRAFÍA	184
ANEXOS	186

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Requerimientos del usuario.	63
Tabla 2. Requerimientos del diseñador.	64
Tabla 3. Matriz calidad.	65
Tabla 4. Ponderación de resultados QFD.	65
Tabla 5. Características a tener en cuenta para la selección de la geometría.	67
Tabla 6. Resultados obtenidos en la investigación de Edgren et al.	68
Tabla 7. Porcentajes de fuerzas aplicadas a un cilindro con diámetro de 43 [mm] 72	
Tabla 8. Fuerza correspondiente a cada sección del dispositivo.	73
Tabla 9. Contribución en la fuerza total de dedos y falanges.	73
Tabla 10. Fuerza de diseño ejercida por los dedos.	74
Tabla 11. Medidas dedos generales.	76
Tabla 12. Medidas de los dedos para el diseño.	77
Tabla 13. Medidas pulgar.	78
Tabla 14. Piñón de transmisión.	103
Tabla 15. Características de micro motores (Bucaramanga).	104
Tabla 16. Elementos de la transmisión con sus respectivos pesos.	105
Tabla 17. Características solenoide pequeño.	105
Tabla 18. Elementos que conforman la transmisión.	107
Tabla 19. Características de la corona.	109
Tabla 20. Resorte calibración sensores flexiforce fuerza vs desplazamiento.	120
Tabla 21. Voltaje medido en Flexiforce.	123
Tabla 22. Especificaciones celda de carga.	125
Tabla 23. Elementos de la placa base.	134
Tabla 24. Medidas de las manos de los sujetos de prueba.	138
Tabla 25. Fuerzas promedio de los dedos y porcentaje.	139
Tabla 26. Fuerzas promedio de las falanges y porcentaje.	139
Tabla 27. Fuerza de los dedos sin metacarpo.	140
Tabla 28. Porcentaje de cada falange sin metacarpo.	140

Tabla 29. Fuerzas falanges para diámetros de 40 y 45 [cm]	141
Tabla 30. Porcentaje fuerzas falanges para diámetros de 40 y 45 [cm]	141
Tabla 31. Resultados obtenidos de fuerza de agarre	143
Tabla 32. Agarre según Edran	146
Tabla 33. Validación de resultados para el agarre	146
Tabla 34. Análisis de varianza para pulgar arriba tanto en hombres y mujeres...147	
Tabla 35. Tablas dimensiones de la mano con limitaciones.	148
Tabla 36. Agarre máximo del paciente sin falanges	149
Tabla 37. Fuerzas generadas por el sujeto en discapacidad en [Kgf].....	150
Tabla 38. Fuerzas generadas por los sujetos sanos medidas en Kgf.....	151
Tabla 39. Porcentajes de fuerza del dedo medio e índice para sujetos sanos y discapacitado.	151
Tabla 40. Fuerza de falanges Hombre.....	153
Tabla 41. Resultados de % de cada falange de la presente investigacion vs resultados de otro autor	157
Tabla 42. Cambio porcentual de cada combinación con respecto a fuerza total hombre.....	158
Tabla 43. Cambio en la fuerza con respecto a la fuerza total para las amputaciones seleccionadas hombres.	158
Tabla 44. Tabla de porcentajes de pérdida para hombres.....	160
Tabla 45. Fuerza de falanges Mujeres.....	160
Tabla 46. Cambio porcentual de cada combinación con respecto a fuerza total mujer.....	165
Tabla 47. Cambio en la fuerza con respecto a la fuerza total para las amputaciones seleccionadas mujeres	166
Tabla 48. Tabla parametrizada de porcentajes de perdida para mujeres	168
Tabla 49. Valores de Thompson modificado.....	169
Tabla 50. Análisis de los valores parametrizados de las fuerzas ejercidas por las falanges y sus respectivas desviaciones estándar (hombres).	170

Tabla 51. Valores parametrizados de las fuerzas ejercidas por las falanges y sus respectivas desviaciones estándar (Mujeres).	172
Tabla 52. Experimento totalmente aleatorio para los parámetros obtenidos.	174
Tabla 53. Análisis de varianza de los parámetros generados en las falanges hombres y mujeres.	175
Tabla 54. Agarre con sujetos con bloqueo nervioso	178
Tabla 55. Resumen los criterios de fallos utilizados para evaluar la seguridad de los diseños.....	202

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Prótesis humanas.....	25
Figura 2. Músculos intrínsecos de la mano.....	31
Figura 3. Huesos de la mano y numeración respectiva de los dedos.....	32
Figura 4. Huesos metacarpianos y sus respectivas articulaciones.....	33
Figura 5. (A) Movimiento y (B) ligamentos colaterales de la articulación metacarpiana.....	34
Figura 6. Margen de movimiento de las articulaciones interfalángicas.....	35
Figura 7. Músculos extrínsecos de la mano.....	37
Figura 8. Tendón flexor profundo y flexor superficial.....	38
Figura 9. Poleas anulares y cruciformes.....	39
Figura 10. Aparato extensor.....	41
Figura 11. Magnitud de las fuerzas generadas por la mano y su relación con respecto a la posición de flexión en la articulación interfalángica.....	44
Figura 12. Dinamómetro JAMAR.....	46
Figura 13. Dinamómetro Martin Vogorimeter.....	47
Figura 14. Sensores de fuerza A101-25 instalados en un guante para el estudio de Yong-Ku et al ^[5]	48
Figura 15. Sistema Tekscan 4255N usado durante el estudio de Andrzej Mastalerz et al ^[6]	49
Figura 16. Tekscan model 3200 usado durante el estudio de Jérémy Rossi et al ^[10]	49
Figura 17. Laceración en la punta del dedo generada por aplastamiento.....	55
Figura 18. Técnica V-Y de Atasoy.....	56
Figura 19. Amputación por rayo.....	57
Figura 20. Amputación proximal en el dedo medio.....	58
Figura 21. Amputación múltiples dedos.....	62
Figura 22. A. Agarre cilíndrico. B. Agarre sobre esferas. C. Agarre en mordazas.....	66
Figura 23. Mecanismo anular falange.....	69

Figura 24. Distribución de fuerza de las 3 falanges sobre la compuerta.....	69
Figura 25. Dinamómetro JAMAR.	70
Figura 26. Distribución típica MGS para un diámetro de cilindro de 4,8 [cm].	71
Figura 27. Medidas porcentuales de las fuerzas aplicadas por las diferentes divisiones.	71
Figura 28. Medidas de los dedos	75
Figura 29. Dimensiones del pulgar.	77
Figura 30. Vista compuerta dedo medio	78
Figura 31. Prueba de agarre del dispositivo	79
Figura 32. Amputación a través de los huesos de los dedos, la mano y la muñeca	80
Figura 33. Dedo pulgar sobre el dispositivo	81
Figura 34. Sección de área para estudio por viga simple	82
Figura 35. Viga simple; cortante, momento maximo	83
Figura 36. Medida de las compuertas.....	84
Figura 37. Manufactura compuertas	85
Figura 38. Compuerta apoyada en las guías	86
Figura 39. Distribución de las compuertas.....	87
Figura 40. Sección guía sencilla	88
Figura 41. Contacto y fuerzas ejercidas guía sencilla	89
Figura 42. Enmallado guía sencilla	89
Figura 43. Deformación máxima guía sencilla	89
Figura 44. Esfuerzo de Von Mises guía sencilla	90
Figura 45. Factor de seguridad guía sencilla	90
Figura 46. Sección guía doble	91
Figura 47. Contacto y fuerzas ejercidas guía doble	92
Figura 48. Enmallado guía doble	92
Figura 49. Deformación máxima guía doble	93
Figura 50. Esfuerzo de Von Mises guía doble	93
Figura 51. Factor de seguridad guía doble	93

<i>Figura 52. Contacto y fuerzas ejercidas en el sistema compuerta + guías</i>	95
Figura 53. Enmallado en el sistema compuerta + guías	95
Figura 54. Deformación máxima en el sistema compuerta + guías	96
Figura 55. Esfuerzo de Von Mises en el sistema compuerta + guías	96
Figura 56. Factor de seguridad en el sistema compuerta + guías	97
Figura 57. Soldadura de puntos para las guías	97
Figura 58. Manufactura guía	98
Figura 59. Micro motor.....	99
Figura 60. Guía corona en las guías.....	100
Figura 61. Sistema de transmisión corona y motor.....	100
Figura 62. Trasmisión de movimiento.....	102
Figura 63. Solenoide pequeño de 5V.....	105
Figura 64. Movimiento de solenoides	106
Figura 65. Soporte motor y solenoide.....	107
Figura 66. Elementos que conforman el sistema de trasmisión.....	108
Figura 67. Carcasas del dispositivo	110
Figura 68. Unión de la carcasa fija y la guía	111
Figura 69. Celda de carga con sus apoyos.....	111
Figura 70. Tubos concreticos.....	112
Figura 71. Flexiforce A301 25 lbf	114
Figura 72. Circuito recomendado A301	114
Figura 73. Dispositivo de calibración de los sensores flexiforce.....	115
Figura 74. Masas usadas para calculo de la constante k en el resorte de calibracion.....	119
Figura 75. Pruebas de compresión del resorte de calibración	120
Figura 76. Grafica fuerza vs Deformación para el resorte de calibración de Flexiforce	121
Figura 77. Molde para los domos.....	122
Figura 78. Domos	122
Figura 79. Calibración Flexiforce	123

Figura 80. Linealización de Flexiforce.....	124
Figura 81. Celda de carga FC23.....	124
Figura 82. Pendiente de la celda de carga Fc 23.....	126
Figura 83. Selección de dedos y falanges a anular.	127
Figura 84. Programa LabVIEW selección de falanges.....	128
Figura 85. Ejemplo de selección de falanges.	129
Figura 86. Secuencia correspondiente a la selección de un dedo.....	130
Figura 87. Interfaz grafica de labview para lectura de sensores.....	132
Figura 88. Magnitud de fuerzas medidas por el dispositivo	132
Figura 89. Lectura de fuerzas con el Arduino	133
Figura 90. Combinaciones de pérdida de falange propuesta.....	135
Figura 91. Combinaciones de simulación de pérdidas de falanges.	135
Figura 92. Protocolo de medición	137
Figura 93. Patrón de comportamiento fuerzas de falanges	142
Figura 94. Agarre máximo en 2 posiciones.....	142
Figura 95. Vectores de la fuerza de agarre.....	143
Figura 96. Fuerza de agarre máximo para hombres y mujeres	145
Figura 97. Mano individuo con carencia de falanges.	148
Figura 98. Agarre máximo del paciente sin falanges	149
Figura 99. Agarre maximo entre hombres promedio y sujeto con amputaciones	150
Figura 100. Agarre con sujeto de falanges faltantes.....	150
Figura 101. Graficas de comparación persona con discapacidad y el promedio de las fuerzas de los sujetos sin discapacidad.	152
Figura 102. Fuerza de los dedos en hombres	155
Figura 103. % fuerza de las falanges en el dedo medio para hombres	156
Figura 104. Variación de fuerza de los dedos y como se ve afectada por combinaciones de pérdidas de falanges Hombres	156
Figura 105. Mano derecha vs mano izquierda en hombres	157
Figura 106. Imágenes de combinaciones seleccionadas comparadas con la fuerza de falange total.	159

Figura 107. Fuerza de los dedos en mujeres.....	163
Figura 108. % fuerza de las falanges en el dedo medio para mujeres	164
Figura 109. Variación de fuerza de los dedos y como se ve afectada por combinaciones de pérdidas de falanges mujeres	164
Figura 110. Mano derecha vs mano izquierda en Mujeres	165
Figura 111. Graficas de las amputaciones a analizar con el agarre con falanges totales.	166
Figura 112. Fuerza de falanges de hombres vs mujeres	167
Figura 113. Aplicación del medicamento para el bloqueo.....	177
Figura 114. Agarre total de pacientes con bloqueo nervioso y personas sanas ..	178
Figura 115. Curva de tensión-deformación unitaria típica de un material plástico.....	201

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
Anexo A. Planos	187
Anexo B. Análisis de elementos finitos	198
Anexo C. Diagrama Esquemático Circuito Eléctrico	204

RESUMEN

TITULO: ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS FUERZAS DE AGARRE DE LA MANO MEDIANTE UN DISPOSITIVO QUE SIMULA LAS LESIONES DE AMPUTACIONES DE FALANGES.^{1*}

AUTORES: ESCOBAR QUINTERO JORGE HERNÁN **
QUIRÓS GÓMEZ RICARDO ANDRÉS **

PALABRAS CLAVES: Fuerza de agarre de la mano, amputaciones de falanges, bioingeniería, interfaz gráfica, sensores de fuerza.

Se diseñó y construyó un dispositivo de medición de fuerzas de agarre con el fin de emular amputaciones de falanges, por la dificultad que conlleva reunir una población de personas con amputaciones, se simula la pérdida de falanges en personas sanas por medio de compuertas en un dispositivo cilíndrico, donde la falange que se desea omitir en el estudio se ubica en el borde de una compuerta a nivel de la articulación distal o proximal. El cual dispone de sensores resistivos para cada falange y una celda de carga para medir la fuerza de agarre total. Se realiza una Interfaz gráfica en el software LABView con el fin de registrar los valores de fuerza obtenidos de los sensores a través de un Arduino Mega. El estudio realizado se enfoca en la fuerza que se pierde por la falta de 1 o más falanges, y combinaciones más frecuentes de pérdidas de éstas; dando como resultado el mayor porcentaje en las falanges medias del dedo medio e índice con un porcentaje 63, 83% para hombres y de 48,55% para mujeres. Se obtuvo el agarre promedio de $29,84 \pm 3.77$ [kgf] en hombres y 17.04 ± 4.9 [kgf] en mujeres para mano dominante. Para la verificación de los resultados obtenidos se comparan con proyectos de otros autores extranjeros y con un paciente amputado.

*Trabajo de grado

**Facultad de Ingeniería Físico-mecánicas, Escuela de Ingeniería Mecánica, Director: Villegas, Diego Fernando

ABSTRACT

TITLE: BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE HAND GRIP FORCE BY MEANS OF A DEVICE WHICH SIMULATES PHALANGE MUTILATION LESIONS^{2*}

AUTHORS: ESCOBAR QUINTERO JORGE HERNÁN **
QUIRÓS GÓMEZ RICARDO ANDRÉS **

KEYWORDS: hand grip force, phalange mutilations, bioengineering, graphical interface, force sensors.

Due to the difficulty of finding a population with different hand phalanges mutilations, a force measuring device was designed and constructed to emulate this type of mutilations to be used by people without hand mutilations. The device has a cylindrical form with movable gates which open to emulate different mutilations. An open gate means a missing phalange. Force sensors were located to measure the grip forces by each phalange, and a load cell to measure total grip force. On the other hand, a LabView graphical interface was made in order to obtain sensor forces by using an Arduino Mega data acquisition card. The present study determined that the most significant mutilations, in terms of a loss of force, is distal + middle phalanges mutilations in middle and index fingers. The loss grip force for this specific mutilation was 63.83% for men, and 48.55% for women. The device registered a grip force of 29.84 ± 3.77 [kgf] for men and 17.04 ± 4.9 [kgf] for women in the dominant hand. These values were highly agreed with previous studies on hand phalange mutilations forces.

*Work degree

** Faculty of Physics and Mechanical Engineering, School of Mechanical Engineering,
Director: Villegas, Diego Fernando

INTRODUCCION

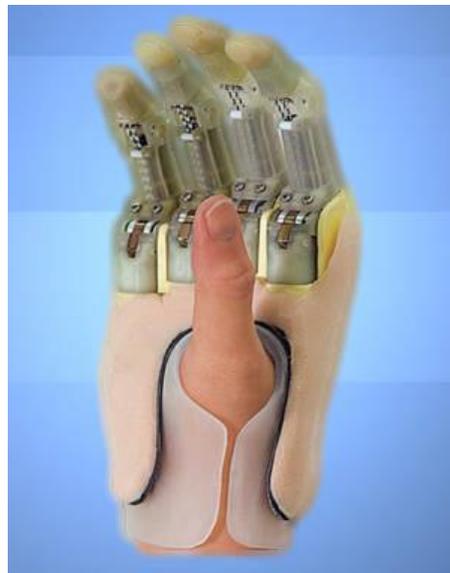
La mano es el elemento del cuerpo humano que interactúa con el medio ya sea para tocar, mover, agarrar, o manipular objetos. Esta extremidad es necesaria para la vida cotidiana en el hogar como en el trabajo debido a su funcionalidad y la capacidad de adaptarse a la forma de los objetos. Como factor que disminuye la productividad laboral o funcionalidad, al verse afectada por lesiones o pérdida de área de contacto se ve disminuida la fuerza máxima que se ejercería en condiciones normales.

Frecuentemente, el análisis biomecánico para caracterizar la fuerza ejercida en miembros superiores se realiza por medio de lecturas obtenidas de dinamómetros, ya sean mecánicos o hidráulicos, donde los resultados obtenidos corresponden a la fuerza ejercida por la totalidad de la mano, por ello al diseñar y construir un dispositivo para la medición de fuerzas de la mano que también permita por medios mecánicos la emulación de pérdidas de falanges, se obtendrá una comprensión mayor de la biomecánica de ésta, ya que se adquirirán valores precisos y en tiempo real de la fuerza generada por las divisiones principales en los dedos, generando beneficios complementarios a las anteriores formas de medición nombradas, además se entenderá el significado que tiene la pérdida de una falange sobre la fuerza total de la mano. Además, el dispositivo cuenta con una interfaz gráfica que permite un análisis de los resultados de fuerza vs tiempo.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La Biomecánica es una ciencia relativamente nueva que estudia los modelos, fenómenos y leyes que rigen el movimiento y el equilibrio del cuerpo humano. Esta área del conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido. En la aplicación de la ingeniería sobre la medicina en estudios con base en el cuerpo humano y en la relación hombre-máquina, se ha logrado la restitución o sustitución de funciones y estructuras dañadas, lo que ha fomentado la construcción de instrumentos con fines terapéuticos y de diagnóstico como son prótesis o dispositivos que sustituyen una función biológica.

Figura 1. Prótesis humanas.



Fuente: <http://www.insumosortopedicos.com/imagenes/protesis-mano.jpg>

Gran parte de los estudios biomecánicos se enfocan en la mano, debido a la importancia que representa esta en la movilidad y capacidad para manipular y

sujetar objetos en las labores diarias. Por ello realizar un estudio a fondo de este miembro superior se ha vuelto una actividad necesaria en la investigación, ya sea para sustituirla por medio de prótesis o para rehabilitación en personas con afectaciones en este.

Actualmente, la Universidad Industrial de Santander desarrolla investigaciones referentes a la aplicación de prótesis y estudios de la biomecánica del cuerpo humano, lo que genera la integración de las diferentes escuelas en busca de dar soluciones a diversas problemáticas en este campo.

Debido a la función que desempeña de la mano en el cuerpo humano y los propósitos de la universidad en incursionar en estos temas, se encontró la necesidad de realizar un análisis del comportamiento de la mano humana con miras en comprender las fuerzas desarrolladas por las falanges de los dedos de esta misma y determinar la importancia de cada una. Estos estudios le servirán de apoyo a un médico cirujano a la hora de comunicarse con su paciente, ya que le podrá informar la capacidad de fuerza perdida con datos porcentuales con respecto a la fuerza total generada por una persona sana con cualidades similares al paciente, pensando en que en un futuro los resultados podrán ser almacenados en una base de datos donde se recopilaran la información correspondiente de fuerzas de las poblaciones analizadas.

Por ello se plantea un estudio característico de las fuerzas generadas por la mano y como se ve afectada directamente por la pérdida de falanges; esto se realizará por medio de la construcción de un dispositivo que mida las fuerzas de manera correcta y en tiempo real. Debido a las dificultades que trae reunir una población de personas con amputaciones de falanges, el dispositivo será diseñado para la simulación de pérdidas de falanges en personas sin limitaciones físicas, lo que generara una facilidad en los estudios. Además este sistema debe tener una

interfaz gráfica que permita obtener los datos de las fuerzas desarrolladas por la mano, para así poder normalizar los estudios realizados.

Adicionalmente el dispositivo podrá ser usado como un acompañamiento en el proceso de rehabilitación de pacientes que presentan lesiones en este miembro, conociendo que en la actualidad la invalidez accidental, desmembración o inutilización de miembros superiores es una problemática de nuestra región ya sea por accidentes laborales, deportivos o conflicto armado. Este tipo de pacientes requiere una correcta medición de la fuerza de la mano para conocer la severidad de las lesiones y la efectividad de los programas de rehabilitación; igualmente para hacer comparaciones con estudios previos.

Impacto social

Colombia actualmente se encuentra en un período de desarrollo, por lo cual se hace necesario que la Universidad Industrial de Santander continúe con aquellos procesos de investigación, de aplicación y de desarrollo en diferentes áreas del conocimiento que han caracterizado a esta misma. Gracias a estas investigaciones ha generado mejoras en la calidad de vida de las personas. Por lo tanto, este proyecto busca entre otras cosas profundizar los conocimientos actuales en el campo de la biomecánica de la mano, para así llegar a un entendimiento más profundo de las fuerzas desarrolladas por esta misma, con miras de lograr un acompañamiento en los procesos de rehabilitación en las numerosas lesiones sufridas en los miembros superiores ya sea por diversos factores como accidentes en el hogar, trabajo, tránsito y otros, pensando en que por estos accidentes hay probabilidad de perder movilidad y falanges lo que dificulta la productividad laboral de las personas. Este proyecto busca datos concretos sobre la reducción de fuerza en la mano y adicionalmente diagnosticar la evolución de los tratamientos de rehabilitación, además esta investigación se puede utilizar como estudio inicial para conocer la viabilidad para el uso de prótesis según el grado de la mutilación.

Impacto económico

En 2009 hubo 57.457 accidentes laborales con lesiones en manos en Colombia, que representaron el 14 por ciento del total de accidentes laborales del país, datos obtenidos del congreso bianual de la Administradora de Riesgos Profesionales, Sura. Los seguros de accidentes personales cubren la pérdida o inutilización total y permanente de los dedos de la mano, estos pagan un porcentaje de acuerdo al tipo de lesión como es el caso del dedo pulgar con un 20 % del valor del seguro, y por los demás dedos un 10%³, pero no se tiene en cuenta la pérdida de capacidad laboral del usuario afectado. El dispositivo de medición de fuerzas propuesto garantizará un conocimiento profundo en la pérdida de capacidad de agarre de la mano, generada por la falta de determinadas falanges o por disminución de la capacidad de apriete de la mano por lesiones permanentes, dándole así al afectado un pago más justo de este tipo de seguros.

Además ya que este dispositivo puede ser usado como acompañamiento en los procesos de rehabilitación de pacientes con afectaciones en sus manos, se evita diagnósticos innecesarios que pueden llegar a ser extensos y costosos.

³ Congreso bianual de la Administradora de Riesgos Profesionales, Sura CARTAGENA 2009

2. OBJETIVOS

2.1. GENERAL

- Contribuir con la misión de la Universidad Industrial de Santander realizando un estudio de investigación biomecánico de la mano, donde se integren conocimientos de la ingeniería mecánica con áreas como la medicina y la ortopedia.
- Diseñar y construir un dispositivo de medición de fuerzas desarrolladas por la mano durante el agarre de un objeto y como se ve afectado el porcentaje de fuerza total por pérdidas de falanges.

2.2. ESPECÍFICOS

- Diseñar y construir un dispositivo para la medición de fuerzas de agarre con las siguientes características:
 - Capacidad de soportar una fuerza máxima de 90 [Kgf].
 - Empleado para ambas manos.
 - Posibilidad de evaluación en hombres y mujeres.
 - Aplicado en personas mayores de 18 años.
- Desarrollar una interfaz gráfica en LabVIEW que permita controlar el dispositivo para emular las falanges faltantes y además adquirir datos en tiempo real de la fuerza desarrollada por la mano de forma rápida y sencilla al igual que datos personales del evaluado como edad, talla, peso, índice de masa corporal, género.
- Obtener un conjunto de datos normalizados de fuerza de agarre de la mano con las posibles combinaciones de amputaciones de falanges.

3. MARCO TEÓRICO

3.1. LA MANO

La mano es un órgano móvil de elevada complejidad y con múltiples facetas. Se valora y juzga en función de su rendimiento y disponibilidad tanto en las tareas prensiles delicadas como en los patrones de toma de fuerza. Es muy móvil y adaptable ya que se adapta a la forma de los objetos que se agarran o estudian, enfatiza o gesticula ante una idea que se quiere expresar, o muestra una acción de amor o afecto.

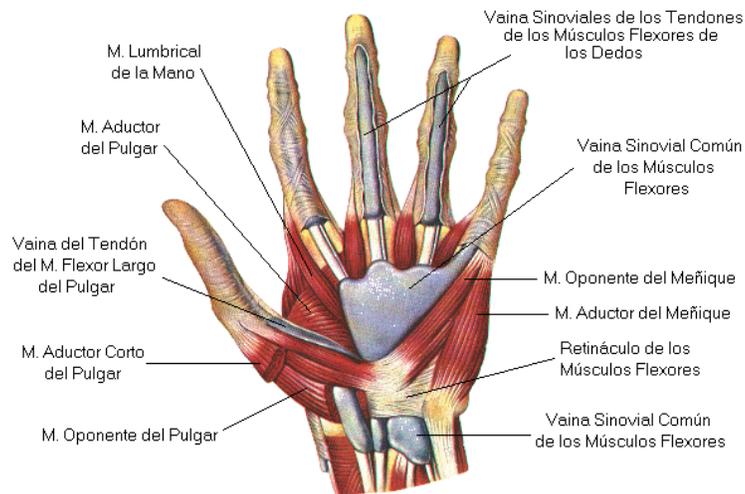
La mano es el segmento final en la cadena mecánica de palancas que comienza con el hombro, codo y muñeca, todas operando en distintos planos, permite que la mano se mueva dentro de un gran volumen de espacio y que alcance todas las partes del cuerpo con relativa facilidad. La estabilidad y movilidad única de los 19 huesos y 14 articulaciones de la mano proporcionan la base estructural para la adaptabilidad funcional extraordinaria de la mano^[8].

3.2. ANATOMÍA FUNCIONAL DE MANO Y DEDOS

3.2.1 Control de la muñeca y de la mano^[8]. El control activo de la muñeca y de la mano se consigue a través de la acción coordinada de tanto la musculatura extrínseca, que se origina en los segmentos del antebrazo y el húmero, como de la musculatura intrínseca, que se origina en los segmentos del carpo y de la mano. Este control muscular completa las necesidades de movilidad y estabilidad durante las actividades funcionales de la muñeca y de la mano. No hay músculos intrínsecos para el carpo, por lo tanto, los mecanismos pasivos que se derivan de la morfología ósea, la función ligamentosa y las expansiones tendinosas desempeñan roles principales a la hora de controlar los movimientos del carpo y de los dedos durante las actividades de la mano. En este sentido, el carpo actúa

como un puente para la acción muscular y la transmisión de la carga entre los segmentos de la mano y del antebrazo la figura 2 muestra los principales Músculos intrínsecos de la mano.

Figura 2. Músculos intrínsecos de la mano



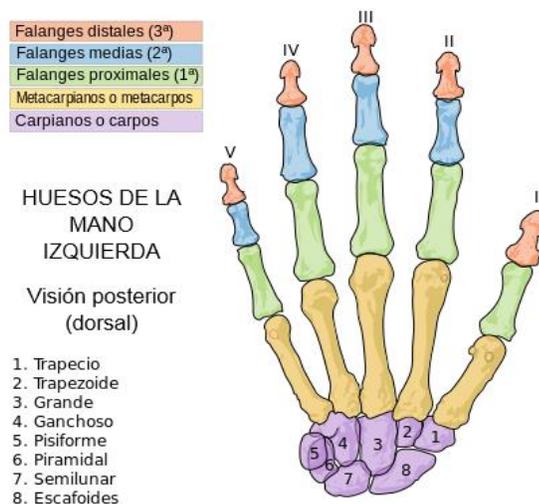
Fuente: <http://chileclimbers.cl/wp-content/uploads/2013/03/mmano.gif>

Un número de características anatómicas contribuyen a la estabilidad y el control de las distintas articulaciones de la mano. Las acciones coordinadas de los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano permiten el control de las hileras digitales; un complejo tendinoso dorsal conocido como mecanismo extensor contribuye al control y a la estabilidad de las articulaciones y un buen desarrollo del sistema de poleas de la vaina del tendón flexor facilita la suave y estable flexión de estas articulaciones aspectos que serán enunciados a continuación.

3.2.2 Huesos y articulaciones principales de la mano ^[8]. Los dedos y el pulgar son los componentes básicos de la mano. Debido a que cada unidad digital se prolonga hacia la mitad de la mano, el término hilera digital se usa para indicar toda la cadena, compuesta por un metacarpiano y tres falanges (dos, en el

pulgar). Las hileras digitales se enumeran del lado radial al cubital: I (pulgar), II (dedo índice), III (dedo corazón), IV (dedo anular), V (dedo meñique) y las falanges se nombran como distales, medias, proximales y metacarpianas donde el dedo pulgar no posee falange media. Cada hilera digital se articula proximalmente con un hueso carpiano determinado en una articulación carpometacarpiana (CMC). La siguiente articulación en cada hilera – la articulación metacarpofalángica (MCF) – une el hueso metacarpiano a la falange proximal. Entre la falange de los dedos se encuentra una articulación interfalángica proximal (IFP) y una distal (IFD); el pulgar sólo tiene una articulación inerfalángica (IF). La eminencia tenar en la cara palmar del primer metacarpiano se forma por los músculos intrínsecos del pulgar. Su contrapunto cubital, la eminencia hipotenar, se crea por los músculos del meñique y un paquete adiposo superpuesto [8].

Figura 3. Huesos de la mano y numeración respectiva de los dedos.



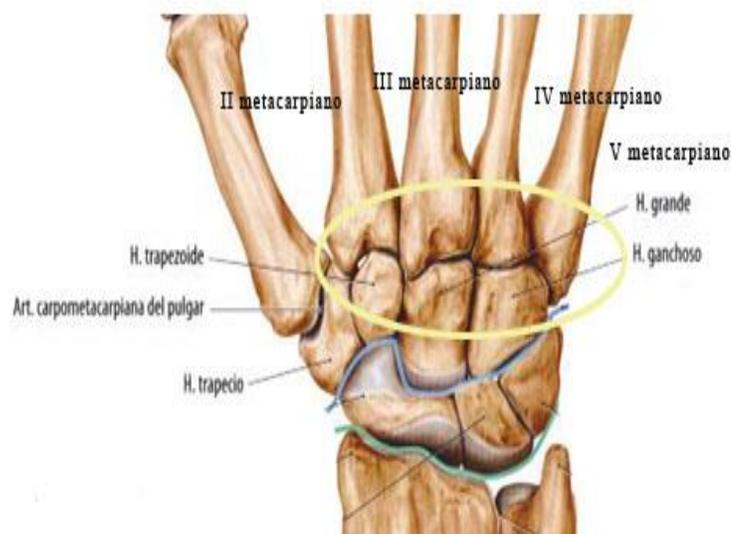
Fuente: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scheme_human_hand_bones-es-Com.svg

• **Huesos metacarpianos.**

Los metacarpianos se articulan con el borde irregular de la fila distal del carpo. El movimiento de los metacarpianos es complejo y varía de forma individual en cada

uno de ellos. El pulgar rota sobre su base describiendo una circunducción, y todos los metacarpianos se mueven de forma compleja sobre sus bases individuales. Parece que los complejos movimientos de la mano varían con los movimientos de cada metacarpiano y falange proximal. Los movimientos dependen de la articulación y de la musculatura, y son distintos dependiendo de la función para la que se necesiten, así como de su retroalimentación sensitiva.

Figura 4. Huesos metacarpianos y sus respectivas articulaciones.



Fuente: [http://4.bp.blogspot.com/-](http://4.bp.blogspot.com/-kfDJSJ8UClo/UZDIuRMFTvI/AAAAAAAAABA/1x6wfVf54KA/s1600/art+carpometacarpianas.jpg)

[kfDJSJ8UClo/UZDIuRMFTvI/AAAAAAAAABA/1x6wfVf54KA/s1600/art+carpometacarpianas.jpg](http://4.bp.blogspot.com/-kfDJSJ8UClo/UZDIuRMFTvI/AAAAAAAAABA/1x6wfVf54KA/s1600/art+carpometacarpianas.jpg)

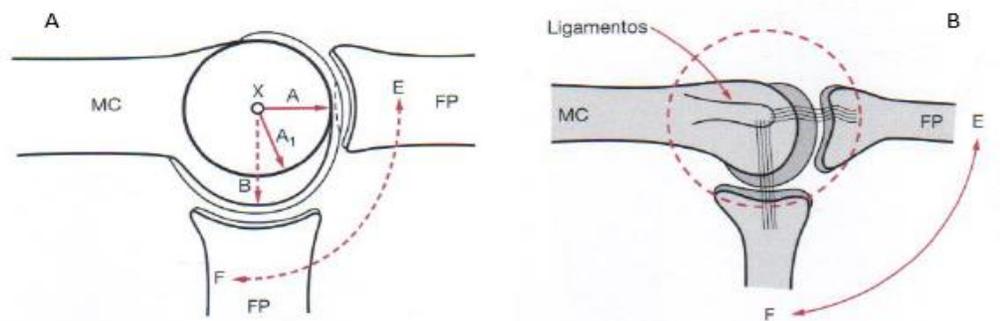
Los cinco metacarpianos se articulan con los cuatro huesos de la fila distal del carpo. Debido a la configuración de los huesos del carpo, el segundo y tercer metacarpianos se articulan con el trapezoide (TZ) y el hueso grande (HG). T, trapecio; G, hueso ganchoso ^[1].

- **Articulación metacarpofalángica.**

La articulación metacarpofalángica es una articulación incongruente con la concavidad de la falange proximal, diferente de la convexidad del extremo distal del metacarpiano. Con esta configuración, la flexión inicial de la falange proximal desde la posición de extensión completa comienza con la flexión alrededor del eje de la porción distal y en una dirección tangencial a la palma. (La porción distal del metacarpiano es ovoidea más que redonda). Una vez flexionada hacia el eje de la cara redondeada del extremo distal del metacarpiano, la falange proximal se flexiona alrededor.

Los ligamentos colaterales de la articulación metacarpofalángica se encuentran laxos cuando los dedos están extendidos, permitiendo la abducción y la aducción. Sin embargo, los ligamentos se tensan cuando se alcanzan los 90° de flexión, no permitiendo la abducción en la posición de dedo flexionado [1].

Figura 5. (A) Movimiento y (B) ligamentos colaterales de la articulación metacarpiana.



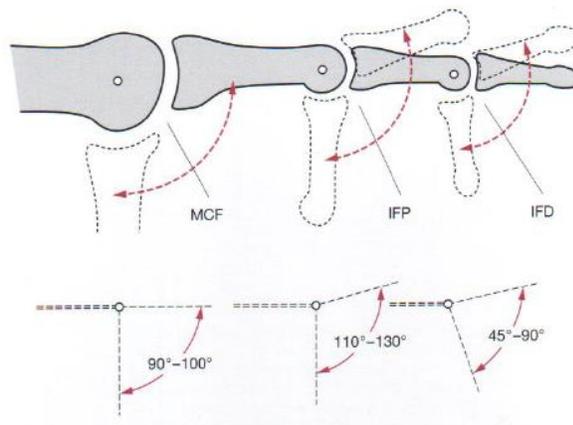
Fuente: CALLIER, Rene. Anatomía funcional, biomecánica. 2ª ed. Madrid, España: Marbán, 2006. P 169.

- **Falanges.**

Hay catorce falanges en cada mano. El pulgar posee dos falanges y los otros cuatro dedos tres. Las articulaciones interfalángicas son auténticas articulaciones bisagra que permiten flexión y extensión. Las articulaciones metacarpofalángicas permiten abducción, aducción y circunducción (movimiento circular de un miembro o parte del mismo alrededor de un eje formado por la articulación sobre la que rota).

La articulación metacarpofalángica posee un margen de movimiento de 90° a 100° . La articulación interfalángica proximal (IFP) posee como media de 110° a 130° . La interfalángica distal (IFD) posee una media de 45° a 90° [1].

Figura 6. Margen de movimiento de las articulaciones interfalángicas.



Fuente: CALLIER, Rene. Anatomía funcional, biomecánica. 2ª ed. Madrid, España: Marbán, 2006. P 172.

3.2.3 Control musculotendinoso extrínseco. Se componen de extensores superficiales, extensores del plano profundo del antebrazo y flexores. Los tendones se insertan en las falanges [1].

- **Músculos extrínsecos** ^[4].

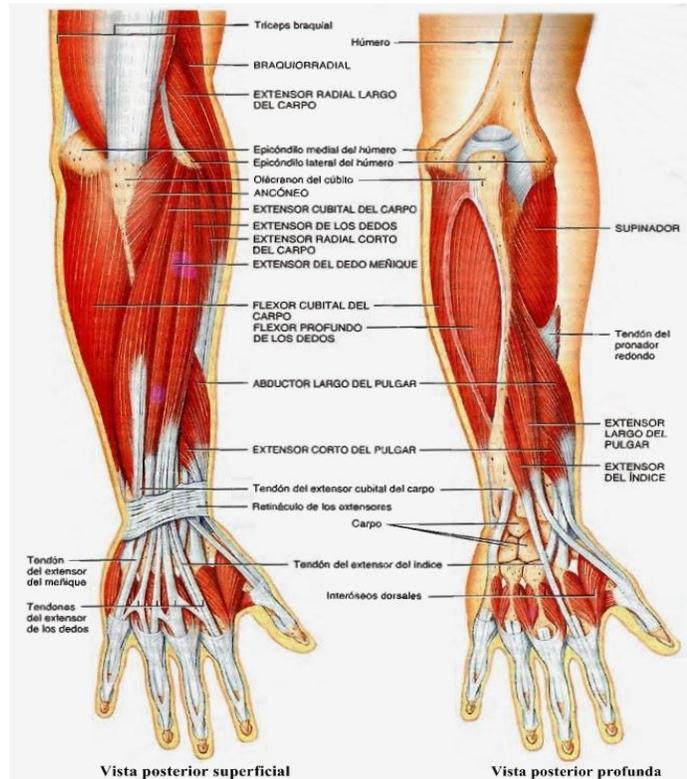
Son los encargados de los movimientos de gran amplitud y potencia de los dedos, se encuentran situados en el antebrazo en el tercio superior. En la parte anterior se sitúan el flexor profundo de los dedos, los cuales intervienen en la flexión de la unión de la articulación radiocarpiana y de los dedos, además está el flexor superficial de los dedos que se inserta en la falange media, actuando en la flexión interfalángica proximal y en las demás articulaciones que le preceden.

En cuanto al carpo flexionado en la parte radial por el palmar mayor y el palmar menor y en la porción cubital por el cubital anterior. El primer dedo posee un flexor propio independiente de los demás. Los extensores se encuentran situados en el tercio superior del antebrazo, entre estos está el extensor común de los dedos que garantizan la extensión de los 4 últimos dedos; el quinto y el primer dedos cuentan con un extensor propio. En el caso del extensor, el pulgar posee uno largo y otro breve que se sitúan en el dorso del antebrazo.

Es importante destacar que todos estos músculos incluyendo los no situados en la mano sino en el antebrazo, garantizan la motilidad de la mano y ante una discapacidad es menester precisar cuál de estos es el afectado, ya que esa insuficiencia genera la disfunción⁴.

⁴ Músculos extrínsecos. disponible en: <http://gsdl.bvs.sld.cu/cgi-bin/library?e=d-l0000-00---off-0rehabili--00-0--0-10-0--0-0---0prompt-10---4-----4-0-1l--11-zh-50-0--20-about--100-0-1-00-0-0-11-1-0gbk-00-0-1-00-0-0-11-1-0utfZz-8-0&cl=CL1&d=HASH014caf0bc3efc0341380643f.4.2&hl=1&gc=0>=0>

Figura 7. Músculos extrínsecos de la mano.



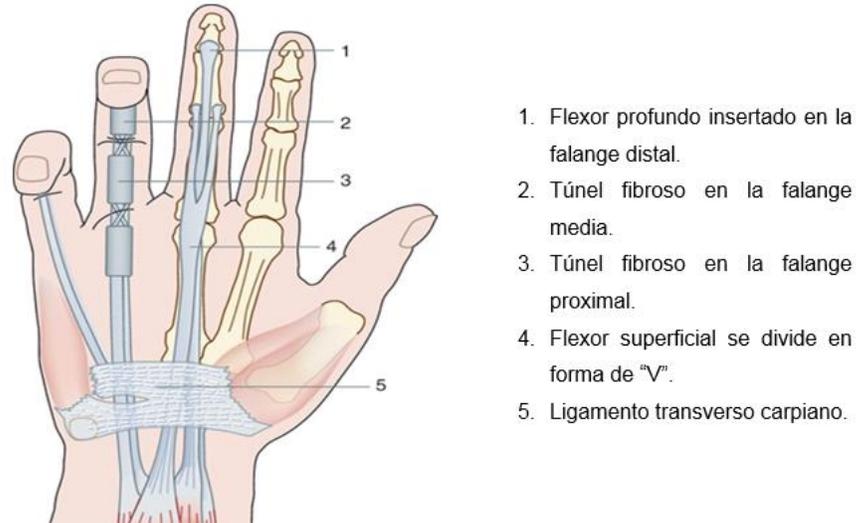
Fuente: http://1.bp.blogspot.com/-o9jqHXpBkE/UqexlvGkXcl/AAAAAAAAB-Y/_k3bgcSj7Es/s1600/M%C3%BAsculos+del+antebrazo.jpg

- **Tendones flexores.**

Los tendones flexores, permiten la flexión de los dedos. En los dedos largos tenemos un flexor superficial y un flexor profundo, a diferencia de lo que ocurre en el pulgar donde tenemos un flexor largo y un flexor corto del pulgar. Cada tendón del flexor profundo se inserta en la base de la falange distal. Es inicialmente cilíndrico, pero se aplana al atravesar el tendón superficial cuando cruza de delante a atrás. El flexor superficial se divide en el punto medio de la falange proximal. En el punto medio de la articulación interfalángica proximal se divide en una extensión medial y otra lateral para formar un “V”. Cada extensión, a su vez, se divide y cruza hacia el lado contrario. La división final, una cuarta parte del

tendón profundo, que ha cruzado a través de la división inicial del tendón superficial ^[1].

Figura 8. Tendón flexor profundo y flexor superficial



Fuente: <http://origin-ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S1286935X10708662-gr3a.jpg>

Es importante, ante una lesión en la zona palmar de la mano o de un dedo, explorar muy bien la función de estos tendones. La ausencia de función se manifiesta porque el dedo está en extensión, sin presentar tono flexor o sin poder realizar la flexión activa⁵.

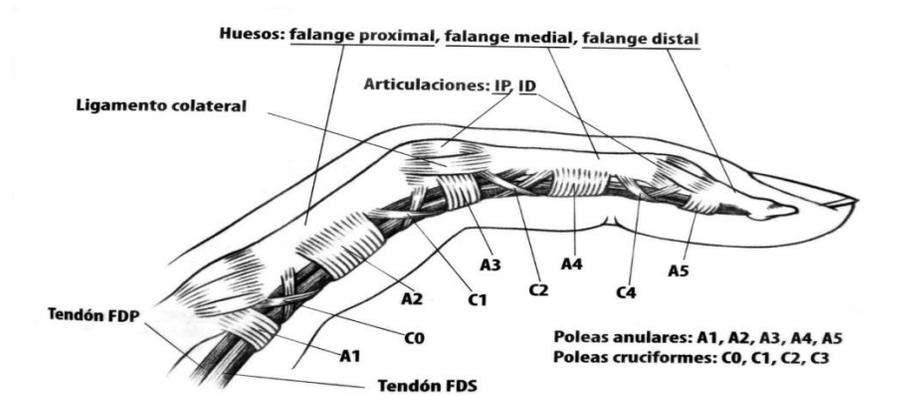
- **Sistema de poleas de la vaina del tendón flexor del dedo.**

La mayoría de tendones de la mano se fijan hasta cierto punto en vainas y retináculos que los mantienen próximos al plano esquelético de modo que mantienen un brazo del momento relativamente constante, en vez de formar una cuerda de arco sobre la articulación. El sistema de poleas de la vaina del tendón flexor en el dedo es la más desarrollada de estas fijaciones ^[8].

⁵ Es importante, ante una lesión en la zona palmar de la mano o de un dedo, explorar muy bien la función de estos tendones. Como se explica en: <http://tulesiondeportiva.com/lesiones/mano/tendones-flexores/>

A medida que se prolonga a partir de sus músculos, los tendones flexores de los dedos atraviesan el túnel carpiano, junto con el tendón del flexor largo del pulgar y el nervio mediano, antes de dirigirse hacia sus respectivos dedos. En cada dedo, estos dos tendones, rodeados de sus vainas sinoviales, se mantienen contra la falange por una vaina fibrosa. En localizaciones estratégicas a lo largo de la vaina hay cinco poleas anulares densas (designadas como A1, A2, A3, A4, A5) y tres poleas cruciformes más delgadas (C1, C2, C3). Estas poleas permiten una curva suave de modo que no existen cambios agudos o angulares en el trayecto del tendón. Se minimizan por lo tanto los puntos locales de elevada presión, elevadores de la sollicitación, entre el tendón y la vaina [8].

Figura 9. Poleas anulares y cruciformes.



Fuente: [http://2.bp.blogspot.com/-](http://2.bp.blogspot.com/-Llh9yor1eU4/T0NumQ1HODI/AAAAAAAAAtY/DJnf0lry7Ik/s1600/anatomia%2Bdedo.jpg)

[Llh9yor1eU4/T0NumQ1HODI/AAAAAAAAAtY/DJnf0lry7Ik/s1600/anatomia%2Bdedo.jpg](http://2.bp.blogspot.com/-Llh9yor1eU4/T0NumQ1HODI/AAAAAAAAAtY/DJnf0lry7Ik/s1600/anatomia%2Bdedo.jpg)

3.2.4 Músculos intrínsecos. Mientras que los músculos extrínsecos se originan fuera de la mano, los intrínsecos se originan en la propia mano y se dirigen hacia los dedos. Incluyendo los siguientes grupos musculares:

- Tenar, que lleva a cabo las funciones del pulgar.
- Hipotenar, que lleva a cabo las funciones del quinto dedo.

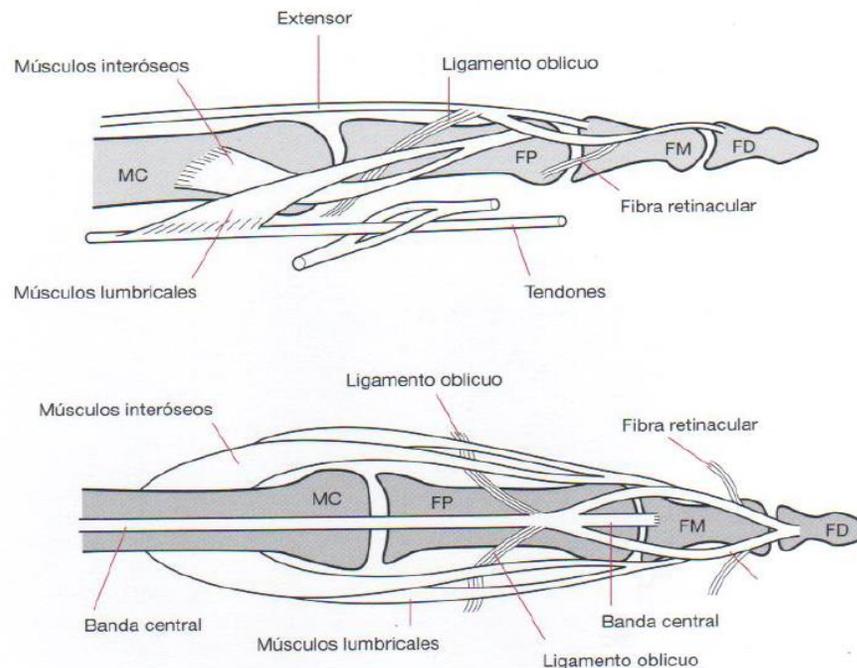
- Músculos interóseos y lumbricales, que ejecutan la aducción y la abducción de los dedos y se combinan con los tendones extensores para extenderlos.

En términos funcionales se pueden describir los músculos interóseos dorsales y lumbricales de la siguiente forma.

- El interóseo se podría considerar un “músculo yacente a cada lado de los dedos”, más que dorsal o palmar.
- El primer interóseo dorsal puede producir la separación radial y la rotación de la primera articulación metacarpiana.
- El primer interóseo dorsal se considera un “extensor de la falange media y distal del dedo medio”.
- Los interóseos de los otros dedos pueden considerarse “flexores y rotadores” de los mismos.
- Los interóseos del segundo, tercer y cuarto dedos son extensores de la falanges medias y distales.
- Los músculos lumbricales se pueden describir como “extensores de las falanges” ^[1].

3.2.5 Mecanismos extensores digitales. Los cuatro tendones de los extensores de los dedos pasan sobre el dorso de la muñeca y bajo el retináculo extensor de la misma, donde penetran en una vaina sinovial. Desde allí, prosiguen a lo largo del dorso de la falange. Al final de la falange proximal los tendones extensores se dividen en dos, que permanecen unidos a los músculos intrínsecos, lumbricales e interóseos, para formar el mecanismo extensor de los dedos ^[1].

Figura 10. Aparato extensor.



Fuente: CALLIER, Rene. Anatomía funcional, biomecánica. 2ª ed. Madrid, España: Marbán, 2006. P 181.

El extensor del dedo se divide en tres componentes en el extremo distal de la falange proximal: una banda central y dos laterales. La banda central se inserta en el extremo proximal de la falange media (FM). Las bandas laterales pasan sobre las caras laterales de la articulación proximal (FP) para converger sobre la falange media e insertarse en la porción proximal de la falange distal (FD). Una fina capa de fascia se extiende lateralmente desde el tendón extensor para formar una capucha que envuelve a los músculos interóseos y lumbricales. MC, metacarpiano [1].

3.3 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)⁶. La caracterización biomecánica del agarre supone la 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.

3.3.1 Tipos de fuerza de agarre.

- **Agarre de apriete:** Esto es lo que comúnmente se conoce como "agarre". Este tipo de fuerza se puede utilizar en un apretón de manos o para triturar objetos duros.
- **Agarre de pinza:** Es el agarre en el cual se usa la fuerza de los dedos. Normalmente los objetos agarrados con los dedos no tocan la palma de la mano, por lo cual el agarre es más débil que el de apriete.
- **Agarre soporte:** Este agarre se resume en el evento conocido como paseo del granjero, en el cual dos cubos son llenados con agua y/o arena y se transportan por cierta distancia. Para tener buen soporte es necesaria una buena resistencia muscular ^[5].

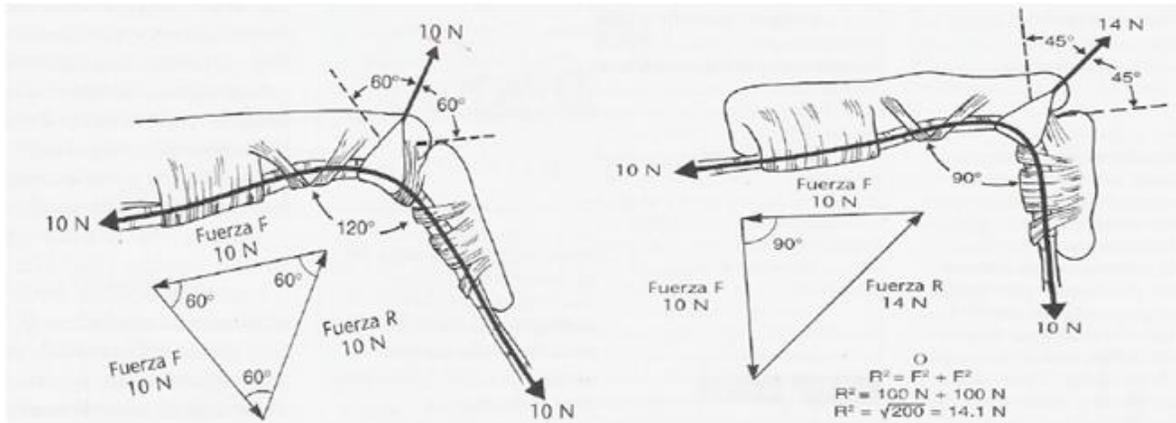
3.3.2 Análisis biomecánico de la fuerza de agarre. El estudio de la fuerza de agarre generalmente se centra en el análisis del agarre de apriete ...véase el numeral 3.3.1..., ya que este corresponde al análisis de apretón o prensión, con el que se valora y juzga en función de su rendimiento y disponibilidad los patrones

⁶ La fuerza de agarre es la fuerza utilizada con la mano para apretar o suspender objetos en el aire. Como se explica en: http://es.wikipedia.org/wiki/Fuerza_de_agarre

de toma de fuerza de la mano, la fuerza de prensión durante el agarre se puede lograr independientemente del objeto que se manipule debido a la adaptabilidad de la mano y ya que también que es producto de la fisiología interna de la mano, a pesar de la adaptabilidad de la mano es necesario tener en cuenta la geometría del objeto a agarrar, como se dice en ^[7], es importante también considerar que una inadecuada relación persona-herramienta (objeto a manipular) y/o uso inadecuado de la misma puede ser el factor desencadenante de un trastorno músculo-esquelético. Por ello es necesario generar condiciones óptimas durante el agarre ya que se evitarían esfuerzos excesivos en la fisiología tanto interna como externa de la mano.

3.3.3 Relación de las fuerzas generadas en la mano con la geometría del objeto a presionar. En la sección 3.2 se resaltaron los aspectos funcionales principales de la fisiología de la mano, donde se dio una vista general de los músculos y tendones que generan el apriete de la mano así como el movimiento de esta misma. Clásicamente se considera al flexor profundo de los dedos como el elemento motor protagonista esencial de la generación de presión ^[8] véase el numeral 3.2.3.2... donde se enuncian sus características físicas. A pesar de ello es necesaria la comprensión del papel de otros grupos musculares. Para apreciar la magnitud de las fuerzas generadas internamente y el resultado que estas dan sobre el objeto exterior en figura 11 se consideran dos posiciones de flexión de una la articulación interfalángica proximal a 60° y luego 90°.

Figura 11. Magnitud de las fuerzas generadas por la mano y su relación con respecto a la posición de flexión en la articulación interfalángica.



Fuente: [1].

A los 60° (imagen de la izquierda), los dos miembros del tendón flexor forman un ángulo de 120°, con el sistema en equilibrio, la fuerza resultante R en el sistema de poleas es igual al vector resultante de los dos componentes de la fuerza tensil F en el tendón flexor (es decir 10 N). En ese punto, la tensión de las restantes poleas debe igualar la tensión en el tendón para que el sistema esté en equilibrio. A los 90° de flexión (imagen de la derecha), el triángulo de fuerzas muestra que la fuerza resultante R en el sistema de poleas iguala los 14 N. por lo tanto R es igual a 1.4 F. El valor de R también se halla empleando el teorema de Pitágoras donde se puede observar que la polea debe soportar un 40% más de tensión que el tendón.

Gracias al análisis anteriormente enunciado se puede concluir que para generar un agarre óptimo en donde las fuerzas generadas serán máximas con respecto a la tensión en los tendones flexores se requiere que los dedos estén lo más cerrados posible, esto con respecto a la biomecánica de los dedos ya que un análisis completo de la funcionalidad de la mano se realiza con un estudio de las fuerzas digito-palmares.

3.3.4 Requerimientos de un dinamómetro de mano. Debe ser fácil de usar, permitir una exploración rápida y posibilitar la realización de una técnica rigurosa de evaluación. Deben proporcionar resultados reproducibles independientemente de la fortaleza del usuario. Deben permitir una correcta adaptación a diversas situaciones y así deben ser capaces de ser válidos independientemente del tamaño de la mano del sujeto y deben posibilitar la exploración aún en presencia de limitaciones de movilidad en los dedos de la mano. Por último, en aras de poder alcanzar una importante difusión en su utilización deben tener un coste razonable y tener un fácil mantenimiento.

3.3.5 Recopilación de elementos para medir la fuerza de 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 difusión [7]. A continuación se realizará una revisión de los dinamómetros de mano más comunes a la hora de realizar evaluaciones de la capacidad de la mano de donde se revisaran aspectos fundamentales en sus diseños.

- **Dinamómetro JAMAR.**

Diseñado por Bechtol, es un dinamómetro hidráulico que expresa la fuerza de prensión realizada en Kilogramos y Libras. Posee 5 posiciones ajustables y separadas por una distancia de 0,5 pulgadas (1,27 cm.) lo que permite analizar la fuerza ejercida en distintas posiciones de cierre de la mano, o lo que cinesiológicamente debe entenderse como la fuerza ejercida en diferentes longitudes del aparato flexor de los dedos. Puede determinar una fuerza máxima de 90 Kg. (200 libras) y la unidad de la escala es de 2 Kg. (5 libras). Mide fuerza isométrica de prensión en cada una de las posiciones, aunque en realidad, existe un mínimo desplazamiento al realizar máximo esfuerzo (se estima en 6 mm). Es el

dispositivo más utilizado y aceptado para valorar la fuerza de agarre como reconoce la American Society of Hand Therapists.

Figura 12. Dinamómetro JAMAR.



Fuente: Manual “Hand dynamometer user instructions”

- Dinamómetro Martin Vogorimeter.

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. La consistencia de las mediciones está en controversia. Así, Solgaard le atribuye un alto nivel de consistencia de la medida, especialmente utilizando el balón de medio tamaño. Por el contrario, los detractores atribuyen que las mediciones con instrumentos neumáticos poseen baja fiabilidad y además postulan que, en realidad, miden presión y no fuerza ^[8].

Figura 13. Dinamómetro Martin Vogorimeter.



Fuente: [7]

- Uso de sensores para la medición de fuerzas de contacto entre mano y objeto durante el agarre.

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 Yong-Ku et al^[5], 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 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 14, este tipo de sensores también sirvieron como elementos de medida en el estudio realizado por Shihyun Park^[9], 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.

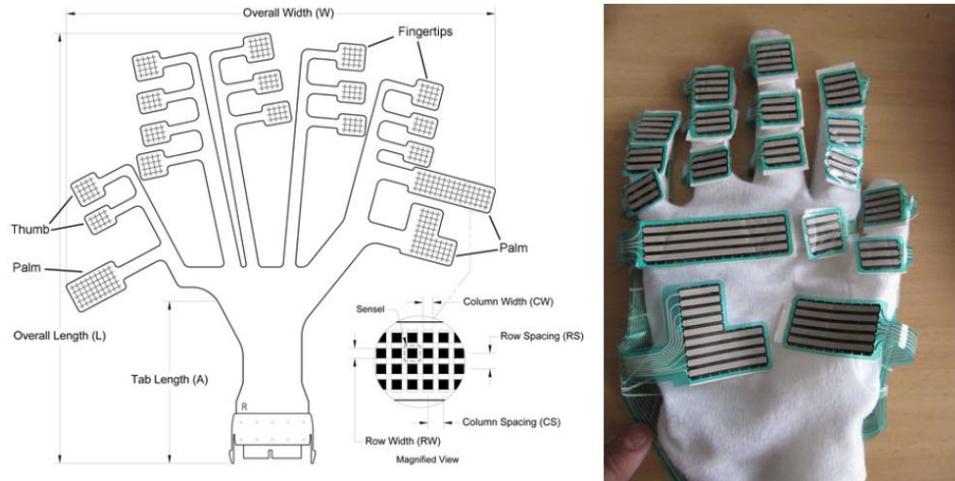
Figura 14. Sensores de fuerza A101-25 instalados en un guante para el estudio de Yong-Ku et al^[5]



Fuente: Yong-Ku et al^[5].

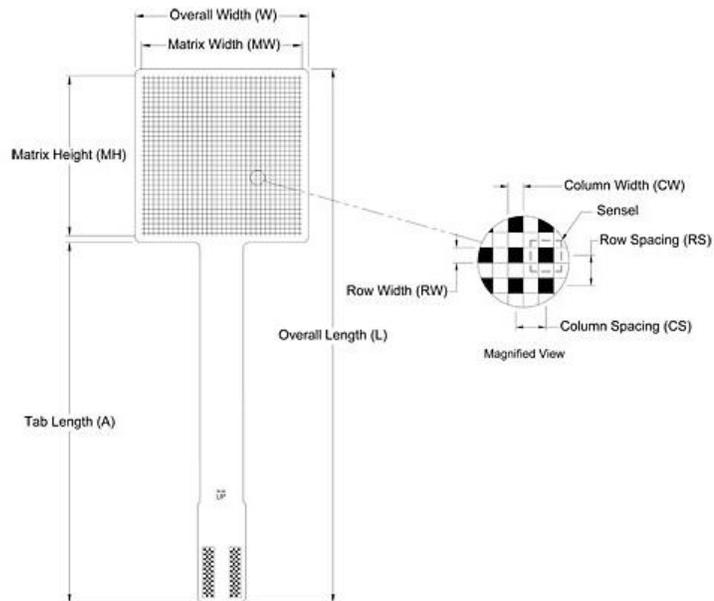
A diferencia de los estudios anteriormente nombrados, la investigación realizada por Cally S. Edgren et al^[4], adquiría los datos de fuerzas generadas por la mano con respecto a las dos variables independientes que son el diámetro de los cilindros a trabajar y la mano que se usó, izquierda o derecha, en este estudio se realizó la adquisición de datos por medio de un sensor (buscar el diseño en internet). El estudio realizado por Andrzej Mastalerz et al^[6], también caracterizo las fuerzas generadas por la mano sobre un objeto cilíndrico de diferentes diámetros en este estudio se adquirirían datos individuales de cada falange usando el sistema (Tekscan 4255N) Figura 15. Un estudio realizado por Jérémy Rossi et al^[10] donde se buscaba relacionar la distribución de la fuerza generada por la mano con respecto a diferentes tamaños de mangos (objetos cilíndricos), uso como sensor obtener la distribución de la presión ejercida por la mano el sensor model 3200 de Teskan (Tekscan, Inc, Boston, USA, Model 3200).

Figura 15. Sistema Tekscan 4255N usado durante el estudio de Andrzej Mastalerz et al [6].



Fuente: MASTALERZ, Andrzej, *et al.*

Figura 16. Tekscan model 3200 usado durante el estudio de Jérémy Rossi et al [10].



Fuente: MASTALERZ, Andrzej, *et al.*

3.3.6 Factores individuales que influyen en la fuerza de agarre ^[7]. Se ha concretado que existen unas variables individuales determinantes de los valores de fuerza registrados en cada persona. A continuación se listan estas variables y el por qué son influyentes en la fuerza de agarre.

- **Dominancia.**

En la valoración de la función muscular siempre se ha otorgado un predominio al miembro dominante, pero en realidad sin poder establecer ni cuantificar su significado. Andrews y Bohannon aportan estudios de fuerza isométrica en trece acciones musculares de hombro (abducción, flexión, rotación interna, rotación externa), codo (flexión y extensión), carpo (extensión), cadera (flexión y abducción), rodilla (flexión y extensión) y tobillo (flexión dorsal). Concluyen que la diferencia de fuerza isométrica en función de la dominancia es poco relevante y detallan que, salvo en flexión dorsal de muñeca, las diferencias son inferiores a 6%. La musculatura extensora de carpo en el lado dominante supera en un 9,8% a la del lado no-dominante. Por esta razón, desde la introducción de la valoración de Fuerza de Prensión, se entendió que la mano del miembro dominante se veía sometida a una cierta sobreutilización con respecto a la contralateral y por ello, se alcanzó un consenso merced al cual se entendía que la fuerza en la mano dominante era un 10% superior a la que se detectaba en la mano no-dominante.

Numerosos autores han perfilado la verdadera influencia de la dominancia. Fernando, utilizando un dinamómetro de mercurio encuentra unas bajas diferencias entre ambas manos, detallando un descenso de los valores de fuerza en 8% para la mano no-dominante de las mujeres y de un 6% en el caso de los varones. Swanson aporta unas diferencias porcentuales similares, concretamente un 8,9% en las mujeres y un 5,4% en los hombres, pero llama la atención sobre el hecho de que en el 29% de los casos, la mano no-dominante no es más débil que la dominante. Crosby analiza la influencia de la dominancia en un grupo de sujetos sanos de edades comprendidas entre 16 y 64 años de edad. Corroboraba que las diferencias entre ambas manos son muy bajas pero apunta un factor

diferenciador entre zurdos y diestros. Mientras que en los diestros la mano derecha es 6% más fuerte que la mano izquierda, en los zurdos no encuentra diferencias entre ambas manos. El mismo criterio es mantenido por Petersen y Cols. Que asignan una diferente influencia de la dominancia en diestros y zurdos en un estudio realizado en sujetos sanos mediante dinamometría con Jamar. Concluyen que en la población diestra se puede admitir una diferencia alrededor de 10% pero que en los zurdos no se encuentran diferencias significativas. Añaden que el 7% de la población diestra tienen igual o más fuerza en su mano no-dominante, mientras que esta circunstancia se da en el 48% de los zurdos.

Otros autores han intentado establecer el valor normal del ratio Dominante / No-dominante y así para Schmidt y Toews es de 1,03 y para Thorngren y Werner es de 1,07. Al margen de esta línea de hallazgos concordantes, debemos citar el trabajo de Janda y cols., que realiza una auténtica llamada de atención sobre el hecho de que las diferencias en función de la dominancia pueden magnificarse enormemente en algunas personas y llegar hasta un 30%. Otro aspecto muy relevante es analizar el comportamiento de las gráficas en función de la dominancia. Janda y Swanson evidencian que las curvas representativas de la Fuerza de Presión tienen idéntica morfología en ambas manos.

- **Influencia del sexo.**

Todas las series que recogen valores normativos en población sana de forma unánime, recogen mayores valores de fuerza en hombres que en mujeres independientemente del tipo de la metodología seguida, del dinamómetro empleado y del medio demográfico en el que se ha realizado el estudio. Este perfil se cumple incluso en la edad infantil y en la tercera edad.

- **Influencia de la edad.**

Se reconoce que la fuerza de presión disminuye a medida que aumenta la edad. Desde la infancia, los valores de fuerza prensil aumentan hasta alcanzar un

máximo y a partir de este momento se produce un descenso gradual. Diversos autores han enunciado la edad a la que se alcanza el valor máximo. Fisher y Birren estudian mediante dinamometría a sujetos con edades comprendidas entre 18 y 68 años de edad y concluyen que el máximo valor de fuerza se logra a los 20 años para posteriormente seguir una relación curvilínea inversa Fuerza – Edad hasta que a los 60 años la fuerza máxima de prensión se ve reducida en un 16%. Kjerland estudia la influencia de la edad en función del sexo y establece que los hombres alcanzan el valor máximo en el período de los 27 a los 31 años, mientras que en las mujeres se alcanza entre los 22 y los 26 años de edad. Para Schmidt y Toews este valor de fuerza máxima se logra entre los 20 y los 40 años de edad, en una serie de estudios dinamométricos realizados en 1128 hombres y 80 mujeres.

- **Influencia del peso.**

Existe una correlación entre el peso del individuo y la fuerza de prensión desarrollada, como evidencian Schmidt y Toews realizando dinamometría de prensión en una población de 1208 personas con carácter prelaboral. Crosby y cols le asignan valor predictivo en la obtención de Fuerza Máxima de Prensión.

- **Influencia de la talla.**

En el mismo estudio de Schmidt y Toews se evidencia la correlación positiva entre la estatura de la persona y la fuerza prensil que desarrolla. Esta correlación se mantiene para tallas inferiores a 190 cm. Este hecho es corroborado por Crosby y cols. Cauley estima que la talla es un factor predictivo de la fuerza de prensión que tienen las mujeres en edad postmenopáusica.

- **Influencia del tamaño de la mano.**

Desde las primeras descripciones de esta técnica se constata una mayor fuerza prensil en manos grandes que en manos pequeñas, hasta el punto de considerar

que la fuerza prensil está en función de características antropométricas: talla, peso y longitud de los dedos. Este criterio fue corroborado posteriormente por Fess y Janda. Las últimas publicaciones al respecto cuestionan este criterio clásico. En este sentido, MacDermid y cols., encuentran una débil correlación entre Fuerza de Prensión y el tamaño de la mano. Igualmente, Clerke ha evidenciado que la longitud de los dedos no influye en la fuerza desarrollada en una población de 228 adolescentes. Igualmente se ha discutido sobre si el tamaño de la mano podría modificar el patrón de normalidad de la curva Fuerza – Posición. Fess apunta que las manos con tamaños grandes provocarían un desplazamiento del punto máximo de la curva hacia la derecha, es decir, tendrían una mayor incidencia de máximos en posición III. Más recientemente, Firrell analiza puntualmente este hecho en una muestra de 288 sujetos sanos y no encuentra diferencias en la ubicación del máximo en función del tamaño de la mano.

Repercusiones debido a la amputación en los dedos de la mano

Las manos son el principal instrumento para la manipulación física del medio siendo el pulpejo la zona con más terminaciones nerviosas del cuerpo humano y fuente de información táctil sobre el entorno.

El principal uso de las manos es el de tomar y sostener objetos, aunque de estos derivan muchos más por la gran versatilidad y precisión de movimientos que posee, siendo usadas como “utensilios” para comer, en el lenguaje de señas, la escritura y para aliviar el dolor mediante técnicas de masaje denominándose “tacto estructurado”.

3.4 AMPUTACIÓN

La amputación a diferencia de la cirugía reconstructiva de mano, es una operación destructiva y usualmente es un tratamiento de último recurso, en algunos casos es una falla de otros tratamientos. La operación apropiada estará guiada por informes

oncológicos, las necesidades funcionales y necesidades cosméticas del paciente.^[12]

La amputación quirúrgica a través de los dedos o los metacarpianos es una intervención de rescate para conservar la máxima función posible en las partes tanto lesionadas como no lesionadas de la mano. Los esfuerzos para conservar estructuras gravemente dañadas pueden retrasar la cicatrización, aumentar la incapacidad y prolongar una serie de intervenciones quirúrgicas dolorosas. Las funciones de pinza y prensión son el objetivo principal a conservar en las amputaciones de múltiples dedos.^[2]

3.4.1 Indicaciones de amputaciones^[2] La única indicación absoluta para una amputación primaria es la pérdida irreversible de la vascularización. La mayoría de las veces se deben considerar otros factores para decidir si es aconsejable la amputación

1. La función de la parte debe ser lo suficientemente buena para justificar el tiempo y el esfuerzo que el paciente invertiría en rehabilitarla si no se amputa.
2. Se plantea más dudas sobre la amputación de un dedo cuando también están lesionados otros dedos; podría preferirse la amputación inmediata por las mismas lesiones si los demás dedos se hallasen indemnes
3. El análisis de los cinco elementos tisulares (piel, tendón, nervio, hueso y articulación) es útil para decidir la amputación. Cuando tres o más de estos cinco elementos requieren intervenciones especiales como injertos de piel, neuro o tenorrafia, fijación ósea o cierre de la articulación se debe considerar la conveniencia de una amputación

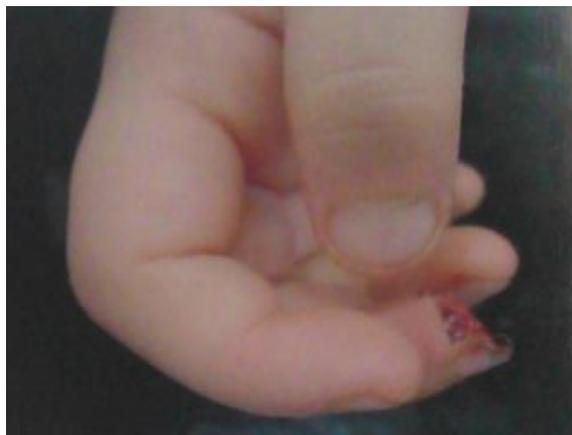
4. La amputación puede ser aconsejable retrasarla en aquellos casos en que algunas partes del dedo pudieran tener utilidad reconstructiva más adelante. La piel de un dedo por lo demás inútil puede emplearse como injerto libre. La piel y los tejidos blandos más profundos pueden ser útiles como un injerto fileteado
5. Se hará todo lo posible para conservar el pulgar

3.4.2 Tipos de amputación de los dedos ^[12]. Hay tres tipos de amputación digital: amputación de ápice (termalización), amputación dentro del dedo, y amputación en la palma (amputación en rayo).

- **Amputación del ápice**

La indicación frecuente es la laceración por aplastamiento de la punta del dedo, se debe preservar una longitud suficiente que proporcione sustento adecuado a la uña. Con amputaciones más proximales se deben mantener las inserciones de los tendones extensor y flexor. El tendón flexor se adhiere más distalmente en la base de la falange distal y la probable que sea separado. La preservación de la adhesión del flexor profundo de los dedos (FDP) ayuda a mantener la fuerza de agarre y la flexión activa del remanente de la falange distal. La punta de dedo se desbrida por completo y se remueve el tejido contaminado o muerto.

Figura 17. Laceración en la punta del dedo generada por aplastamiento



Fuente: Técnica de cirugía ortopédica mano. James W. Strickland

- **Amputación en el dedo**

Si se puede mantener cualquier adhesión por ejemplo la FDP a la falange distal o el flexor superficial de los dedos (FDS) a la falange media. Esto se debe preservar ya que aumenta el poder flexor y la flexibilidad del dedo ^[12]

Se deben observar ciertos principios para obtener un muñón indoloro y útil, el colgajo cutáneo volar debe ser suficientemente largo para cubrir la superficie volar y la punta del muñón y para unirse sin tensión al colgajo dorsal. ^[2]

Técnica V-Y de Atasoy.

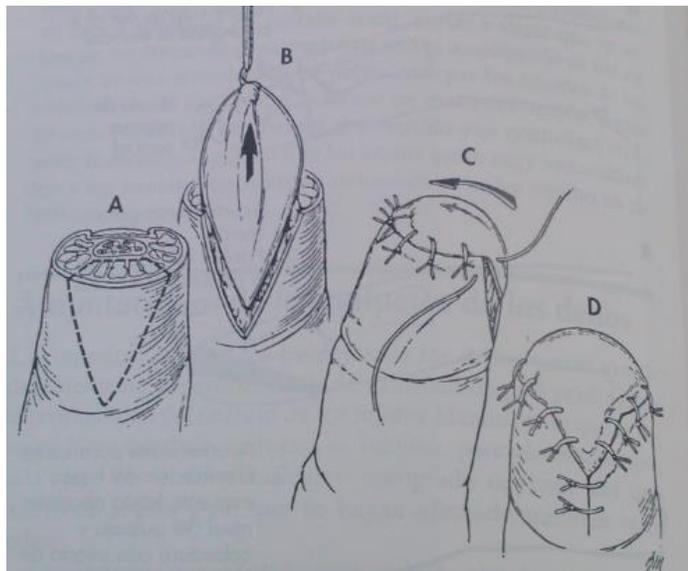
A) incisión cutánea y movilización del colgajo triangular.

b) avance del colgajo triangular.

c) sutura de la base del colgajo triangular al lecho ungueal.

d) cierre del defecto técnica V-Y.

Figura 18. Técnica V-Y de Atasoy.



Fuente: Campbell Cirugía ortopédica

- **Amputación en rayo**

La amputación de un rayo suele estar indicada después de traumatismos, como la lesión por arrancamiento de un anillo, en la que se produce la avulsión de piel, tendones y estructuras neurovasculares. Se puede realizar también después de la amputación parcial de un dedo o una reimplantación cuando el dedo residual prácticamente carece de funcionalidad y esta rígido o insensible también se realizan recepciones de rayo como tratamiento de rescate en tumores malignos en los dedos o en la mano, como es el caso de la recepción de un sarcoma epiteloide o un histiocitoma fibroso y maligno. También se da la amputación en dedos gangrenados, secundario a enfermedades vascular oclusiva profunda.^[3]

Figura 19. Amputación por rayo



Fuente: Reconstrucción de la mano y extremidad superior. Kevin C. Chung

Este procedimiento se realiza para los dedos antes que para el pulgar. La amputación en rayo de los dedos laterales es más fácil, porque no hay “agujero” dejado en la palma que requiera llenarse.^[12]

Los resultados de una amputación de un rayo suele ser una operación muy gratificante, en la mayoría de los casos se puede reanudar la actividad laboral que

se realizaba antes de la lesión. Por lo general los pacientes se adaptan bien a su nuevo patrón funcional y la mayoría termina consiguiendo una fuerza de prensión cercana al 70% de la registrada en la extremidad opuesta. [3]

3.4.3 Principios básicos de la amputación de los dedos [12] La longitud digital se debe preservar en cuanto sea posible, dado que la amputación no es más proximal que la falange media distal. Por causa de la articulación interfalángica proximal intacta y el tendón superficial, el dedo debe continuar siendo útil para el agarre y en un grado menor para pellizcar, con una amputación más proximal, el dedo llega a ser cada vez menos útil y más anormal cosméticamente, conocida como la amputación a través de la falange proximal o la articulación metacarpofalángica (MCP) como se observa en la figura 20.

Figura 20. Amputación proximal en el dedo medio



Fuente. Técnica de cirugía ortopédica mano. James W. Strickland y Thomas J. Graham.

Se debe considerar una amputación en rayo. Para los dedos laterales, la mano pierde un poco de amplitud pero con frecuencia tiene una apariencia cosmética razonable después de la amputación en rayo.

Para los dos dedos centrales (corazón y anular), la amputación en rayo requerirá un cierre de la fisura. Esto es más difícil y uno de los lados cubitales da una anomalía cosmética obvia a causa del acordamiento relativo del dedo pequeño comparado con el dedo largo. La amputación en rayo reduce la amplitud de la palma y puede dificultar ciertas actividades manuales tales como martillar.

La alternativa es la amputación a través de la falange proximal o la articulación metacarpofalángica (MCP). Para los dedos laterales índice y dedo meñique esto genera una mayor anomalía cosmética, aunque todavía relativamente moderada y conserva la amplitud de la palma.

Para los dedos centrales la amputación a nivel de la articulación (MCP) es una anomalía cosmética mayor y permite que los objetos pequeños se escapen es una molestia funcional. La mayoría de los cirujanos de los cirujanos favorecerían la amputación en rayo de los dedos centrales, pero algunos pacientes tendrían otra preferencia.

Para algunos pacientes, la preservación de algunos dedos de igual longitud puede permitir la adhesión de una prótesis cosmética, la cual da poco beneficio funcional pero considerable mejoría cosmética.

- **Dedo índice**

Cuando se amputa el índice por su articulación interfalángica proximal o a un nivel más proximal el muñón restante resulta inútil y puede dificultar la función de pinza entre el pulgar y el dedo medio. Por tanto en la mayoría de los casos, cuando se

ha producido una amputación primaria a dicho nivel cualquier amputación secundaria se hará a través de la base del segundo metacarpiano. ^[2]

- **Dedo medio o anular**

A diferencia de la falange proximal del índice, la de los dedos medio o anular son más importantes desde el punto de vista funcional. Su ausencia en uno de esos dedos crea un hueco a través de lo que pueden caer objetos pequeños cuando se usa la mano como una copa o en una maniobra de excavación; además su ausencia hace que los dedos restantes tiendan a desviarse a la línea media de la mano. La longitud de los dedos medio o índice adquiere aún más importancia en caso de amputaciones múltiples. ^[2]

- **Meñique**

Se debe conservar la mayor longitud del meñique siempre que se obtenga un muñón indoloro porque este dedo ejerce la menor fuerza de agarre en la mano, esta operación se realiza en la mayoría de ocasiones como intervención electiva en caso de retracción o dolor del quinto dedo. ^[2]

- **Pulgar**

Se deben realizar todos los esfuerzos para preservar la longitud del pulgar. La pérdida del pulgar se iguala a la pérdida del 50 % de la función de la mano y es imposible la creación de una derivación, como lo que se observa después de la amputación de un dedo. Un pulgar más corto puede requerir reconstrucción secundaria, tal como el alargamiento esquelético, la profundización del primer espacio membranoso o la pulgarización. ^[12]

No se debe considerar la reamputación a un nivel más proximal para obtener el cierre, puesto que el pulgar no se debe acortar nunca. Por tanto, la herida se cierra primariamente mediante un injerto, un colgajo pedicular de avance. En

aquellos casos en que resulte necesario un colgajo es preferible tomarlo del dorso de la mano o de los dedos índice o medio. ^[2]

Cuando el pulgar ha sido amputado de forma que queda un segmento útil de la falange proximal, la única intervención quirúrgica que puede ser necesaria excepto para el cierre primario de la herida, es la ampliación de la primera comisura mediante una zetaplastia. Cuando la amputación se ha producido en la articulación metacarpofalángica o a un nivel más proximal puede estar indicada la reconstrucción del pulgar. ^[2]

- **Amputación de múltiples dedos** ^[2]

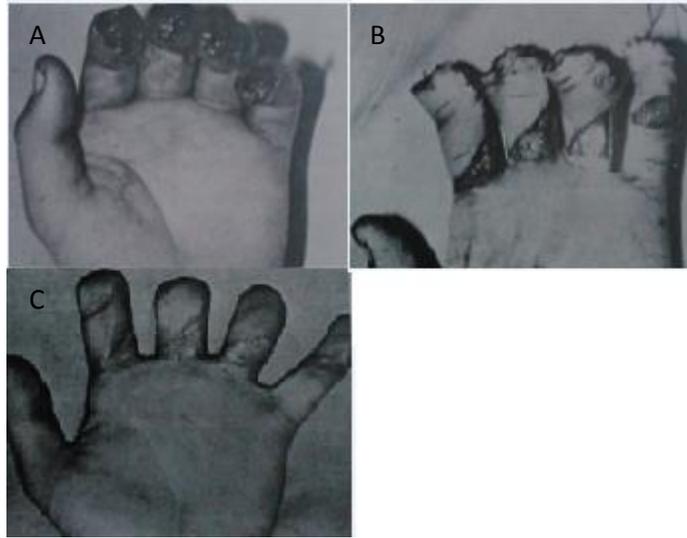
En las amputaciones parciales de todos los dedos excepto el pulgar es mucho más importante conservar la longitud restante que en la amputación de un solo dedo.

Cualquier muñón restante del quinto dedo debe interpretar un papel importante en la prensión con el pulgar intacto, esta acción de charnela se puede aumentar alrededor de un 50 % si se corta el ligamento metacarpiano transversal entre los raídos cuarto y quinto.

Amputación parcial de cuatro dedos

- A) Amputación digital tipo guillotina.
- B) Los colgajos de piel palmar se transpusieron en sentido distal, conservando la longitud restante de los dedos.
- C) Después de la cicatrización el movimiento era normal en todos los dedos y se conservó la sensibilidad en los extremos.

Figura 21. Amputación múltiples dedos



Fuente: Campbell Cirugía ortopédica

Amputación a través de los huesos de los dedos, la mano y la muñeca. Las partes indicada en color negro son aquellas cuya conservación es de mayor importancia, las líneas oblicuas indican partes menos importantes y las áreas blancas pueden plantear problemas y deben amputarse. ^[2]

4. PROCESO DE DISEÑO CONCEPTUAL.

El presente proyecto de grado busca realizar un análisis biomecánico de las fuerzas generadas por la mano simulando pérdidas de sus falanges. Este estudio se realizará en personas sin discapacidad, por ello el dispositivo debe estar en condiciones de anular las fuerzas generadas por las falanges que se quieran excluir, además el dispositivo debe ser fácil de manejar, que permita una lectura rápida de las fuerzas y que no represente una alta inversión.

En búsqueda de una solución adecuada que cumpla con los requerimientos descritos anteriormente, se realizó un estudio de los diferentes criterios a tener en cuenta por medio del despliegue de una función calidad (QFD).

4.1. NECESIDADES DEL CONSUMIDOR

Se plantean los requerimientos que debe tener el dispositivo de acuerdo a información recopilada como los requerimientos de usuarios potenciales.

Tabla 1. Requerimientos del usuario.

Lectura de datos óptima
Que se pueda usar para las dos manos
Capacidad para leer la máxima fuerza del evaluado
Fácil uso
Económico
Protocolo para la adquisición de datos
Rápida adquisición de datos
Fácil mantenimiento
Que tenga manual de operación
Estético
Capacidad de evaluar tanto hombres como mujeres

4.2. REQUERIMIENTOS DEL DISEÑADOR.

Para satisfacer los requerimientos de la tabla 2, se estipulan los siguientes requerimientos de diseño.

Tabla 2. Requerimientos del diseñador.

Geometría sencilla
Sistema de adquisición de fuerzas sencillo
Fácil fabricación (fab)
Interfaz gráfica de fácil manejo (IG)
Adquisición de datos con Arduino o microcontrolador
Relación material/peso (M/p)
Costos de fabricación (costo)

4.3. MATRIZ CALIDAD.

Las necesidades o requerimientos se evaluaron por medio de una matriz calidad donde se obtuvieron los aspectos más importantes para desarrollar el dispositivo. Este proceso de evaluación se realizó ubicando las especificaciones del cliente de manera vertical, las cuales se relacionaron con las especificaciones del diseñador.

Tabla 3.Matriz calidad.

REQUERIMIENTOS DEL CONSUMIDOR	REQUERIMIENTOS DEL DISEÑADOR								suma
		Cil	FSR	fab	IG	ard	m/p	costo	
Lectura de datos óptima.	11	11	99	0	33	99	0	99	341
Que se pueda usar para las dos manos.	10	90	30	90	30	0	0	90	330
Capacidad para leer la máxima fuerza de los pacientes.	9	9	81	81	0	0	81	81	333
Fácil uso.	8	24	0	24	72	8	8	24	160
Económico.	7	7	63	63	63	63	0	63	322
Protocolo para la adquisición de datos	6	0	18	0	54	54	0	0	126
Ergonómico.	5	45	5	45	0	0	15	15	125
Rápida adquisición de datos	4	0	36	0	0	36	0	36	108
Fácil mantenimiento.	3	27	3	27	9	0	27	9	102
Que tenga manual operación	2	0	2	2	18	6	0	0	28
Estético.	1	9	1	9	3	0	3	9	34
	sumas	222	338	341	282	266	134	426	

Relaciones	
Fuerte	9
Media	3
baja	1
no existe	0

4.4. PONDERACIÓN DE RESULTADOS PARA SELECCIÓN DE LA SOLUCIÓN

Los requerimientos más importantes son ponderados para su mejor comprensión

Tabla 4.Ponderación de resultados QFD.

	Sumatoria	Porcentaje
Lectura de datos óptima.	341	21,2
Capacidad para leer la máxima fuerza de los pacientes.	333	20,7
Que se pueda usar para las dos manos.	330	20,5
Económico.	322	20,0
Fácil uso.	160	9,9
Protocolo para la adquisición de datos.	126	7,8
TOTALES	1612	100

Con base en estos 6 criterios se procede a diseñar el dispositivo que los satisfaga en mayor medida.

5. DISEÑO MECÁNICO

5.1. GEOMETRÍA DEL DISPOSITIVO.

Se considera pérdida de falange cuando un dedo es amputado desde una de sus articulaciones interfalángicas. . En aplicaciones de análisis de fuerza de agarre se encuentran dispositivos de diferentes formas, entre estos está el dinamómetro JAMAR cuyo elemento de agarre es en forma de tenazas, el dinamómetro Martin Vogorimeter donde su geometría es esférica e investigaciones como la de Yong-Ku et al^[5], o el estudio realizado por Shihyun Park^[9] que se realizaron con la ayuda de elementos cilíndricos.

Figura 22. A. Agarre cilíndrico. B. Agarre sobre esferas. C. Agarre en mordazas.



Con el objetivo de definir la geometría más adecuada para diseñar el dispositivo, se compararon tres geometrías mediante una matriz de decisión con respecto a las características que debe tener en cuenta en el diseño y análisis del dispositivo final (las características fueron definidas por los autores como punto de partida para el diseño del dispositivo), estas serán evaluadas de 1 a 10, ver tabla 5.

Tabla 5. Características a tener en cuenta para la selección de la geometría.

	Cilindro	Esfera	Mordazas
Geometría sencilla	9	6	6
Facilidad en el análisis de las fuerzas aplicadas	8	4	7
Facilidad en la fabricación	8	3	4
Distribución digito palmar mayor área de contacto de los dedos y de la palma	7	7	5
Adaptabilidad de la mano para la generación de fuerzas	7	7	7
Información disponible referente a estudios de agarre con esta geometría	7	4	9
Total	46	31	38

Con base en los resultados de la tabla 5, se toma como referencia para el diseño del dispositivo una geometría cilíndrica.

5.2. SELECCIÓN DEL DIÁMETRO BASE DEL DISPOSITIVO.

Para obtener la geometría cilíndrica es necesario definir el diámetro base de este, para el inicio del dimensionamiento de los demás sistemas del dispositivo. En un estudio previo realizado por Cally S. Edgren et al, se determinó el diámetro óptimo de un elemento cilíndrico que corresponde a la máxima fuerza aplicada por la mano, donde se involucraban tanto los dedos como la palma de la mano en su totalidad, este estudio arrojó los siguientes resultados.

En la tabla 6 se observa que el tamaño óptimo de agarre tanto en hombres como en mujeres se logra con un diámetro de 3.81 [cm] ya que en este es donde se

presentaron las mayores fuerzas, por lo tanto éste será el diámetro base para el dispositivo a diseñar.

Tabla 6. Resultados obtenidos en la investigación de Edgren et al.

Age (years)	Handle Diameter									
	2.54 cm		3.81 cm		5.08 cm		6.35 cm		7.62 cm	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Women										
24–30 (n = 7)	168.9	48.5	192.1	37.9	172.5	39.6	139.0	34.3	102.1	21.3
31–44 (n = 8)	169.3	35.4	192.8	47.6	155.5	41.7	121.9	37.9	98.6	24.3
45–49 (n = 8)	130.4	46.9	142.4	41.7	115.6	41.4	97.1	30.0	62.7	21.2
50–57 (n = 8)	135.7	35.9	148.9	27.0	131.8	32.0	99.4	27.4	77.5	22.9
Men										
20–29 (n = 7)	274.7	40.6	331.9	31.5	283.7	34.0	254.3	30.0	177.3	36.0
30–35 (n = 7)	248.4	53.7	309.4	41.5	283.5	54.3	249.1	38.0	197.9	48.2
36–46 (n = 8)	238.7	35.7	299.7	41.5	275.0	29.9	230.5	27.9	179.6	34.6
47–60 (n = 7)	243.1	50.7	282.3	40.2	253.7	40.5	203.9	51.2	161.1	47.7

Fuente: Edgren et al.

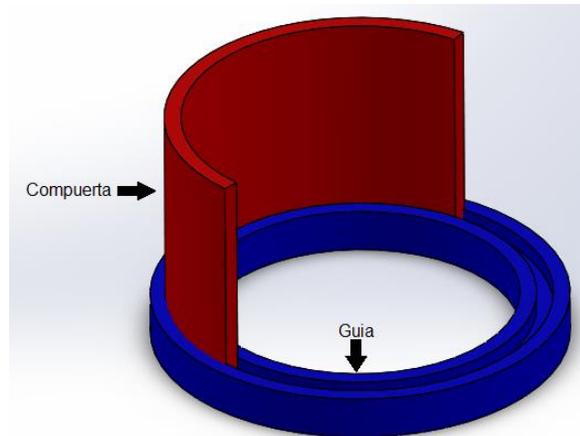
5.3. MECANISMO PARA ANULAR LAS FALANGES.

La literatura acerca de la biomecánica de la mano estipula que el origen de la fuerza en la mano está relacionado directamente con los tendones flexores, estos se insertan en la parte inferior de las falanges desde donde realizan el movimiento de apriete, con la ayuda de los músculos ubicados en el antebrazo... ver sección 3.2..., por ello se busca la manera de anular dichos tendones con base en un sistema que tenga forma cilíndrica.

Para lograr la emulación de las pérdidas de falanges mecánicamente se opta por realizar en el dispositivo cilíndrico ranurado, en cuyo interior se ubicaran unas compuertas cilíndricas (ver Figura 23). Las compuertas están soportadas sobre

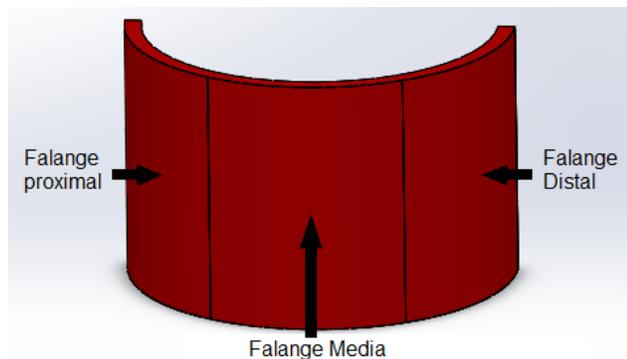
unas guías en forma de anillos donde se deslizarán, esto permitirá la apertura parcial o total de cualquier compuerta. La guía soportará la fuerza total generada por todo el dedo.

Figura 23. Mecanismo anular falange



La totalidad del dedo tendrá un área de contacto que será la compuerta. Cada falange tendrá un segmento de igual área, para poder separarlas, en caso de que se quiera omitir una parte del dedo, en el estudio biomecánico de la fuerza total generada.

Figura 24. Distribución de fuerza de las 3 falanges sobre la compuerta



5.4. DETERMINACIÓN DE LAS CARGAS DE DISEÑO DEL DISPOSITIVO.

El dispositivo a desarrollar debe tener la capacidad de soportar una carga máxima de agarre de 90 [Kgf] aplicada por una persona sobre toda la superficie del dispositivo, este valor fue tomado de la capacidad máxima del rango de lecturas de fuerza en el dinamómetro Jamar, dispositivo ampliamente usado para medir la fuerza de agarre de las manos... ver sección 3.3.5...

Figura 25. Dinamómetro JAMAR.

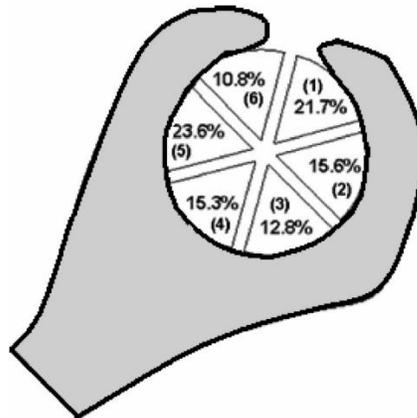


Fuente: Manual Hand dynamometer user instructions.

Por lo tanto la fuerza total sobre el cilindro [90 Kgf] debe ser dividida de acuerdo a los porcentajes correspondientes a cada sección de la mano, para así poder obtener las fuerzas a soportar por las compuertas y carcasa externa. Estos porcentajes fueron tomados con base en el estudio hecho por Jérémy Rossi et al^[11], donde se obtuvo la distribución de la fuerza de la totalidad de la mano, los datos se dividían de acuerdo a segmentos como se puede observar en la figura 26.

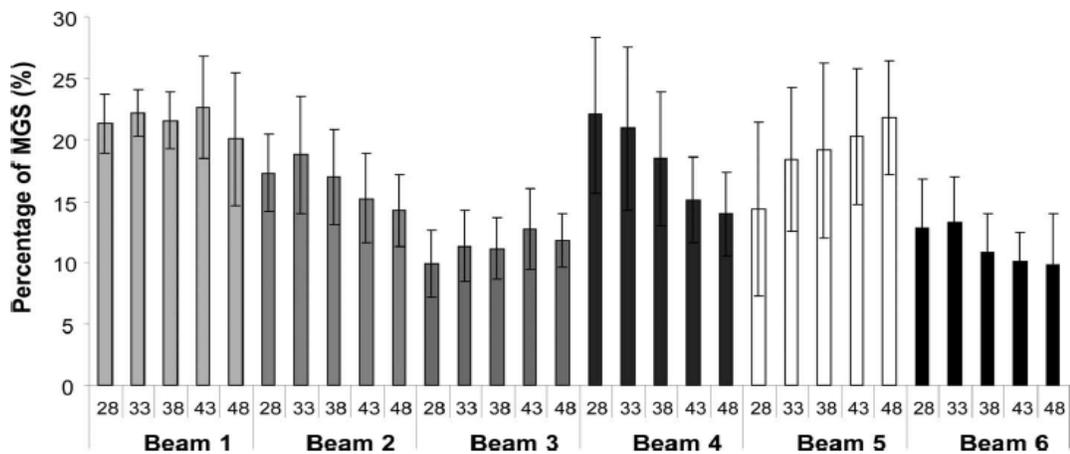
El estudio fue realizado con un cilindro de diámetro ajustable, donde se trabajaron diámetros de 28, 33, 38, 43, 48 [mm], de estos se obtuvieron los respectivos porcentaje de distribución de la fuerza generando la siguiente gráfica.

Figura 26. Distribución típica MGS para un diámetro de cilindro de 4,8 [cm].



Fuente: Jérémy Rossi et al^[11]

Figura 27. Medidas porcentuales de las fuerzas aplicadas por las diferentes divisiones.



Fuente: Jérémy Rossi et al^[11]

Se tomaron porcentajes correspondientes a un diámetro de 43 [mm] ya que este es el que más se ajusta a las dimensiones del cilindro diseñado en el proyecto.

Tabla 7. Porcentajes de fuerzas aplicadas a un cilindro con diámetro de 43 [mm]

Sección	Porcentaje
Beam 1	23,11 (%)
Beam 2	15,81 (%)
Beam 3	13,41 (%)
Beam 4	15,91 (%)
Beam 5	21,11 (%)
Beam 6	10,61 (%)

La fuerza de 90 [kgf] fue multiplicada por un factor de seguridad de 1,5 para garantizar que no se generen daños en el dispositivo en el momento en que se le apliquen cargas máximas esto teniendo en cuenta que en un dinamómetro JAMAR los ángulos formados por los tendones flexores dan máximo agarre ya que entre sus articulaciones se generan ángulos de 90° ver sección 3.3.3..., lo que no es posible tener si se tiene un cilindro como objeto de agarre además se cuentan con estudios como el de la evaluación de la fuerza de puño en población mayor de 20 años^[10] que muestran que la fuerza ejercida por personas latinas no supera los 51 [Kgf] en los hombres promedio usando un dinamómetro JAMAR, por lo tanto el uso de un factor de seguridad bajo es adecuado para este tipo de aplicación. La fuerza de diseño es,

$$F_d = 90[Kgf] * 1,5 = 135[Kgf]$$

La fuerza de diseño fue multiplicada por los respectivos porcentajes para tener la fuerza aplicada en las secciones de cilindro, Tabla 8.

Tabla 8. Fuerza correspondiente a cada sección del dispositivo.

Sección	Fuerza total [Kgf]	Porcentaje	Factor de conversión a [N]	Fuerza en [N]
Beam 1	135	0,231	9,81	306,14
Beam 2	135	0,158	9,81	209,46
Beam 3	135	0,134	9,81	177,67
Beam 4	135	0,159	9,81	210,78
Beam 5	135	0,211	9,81	279,65
Beam 6	135	0,106	9,81	140,59

Las fuerzas obtenidas previamente corresponden a la fuerza total ejercida por los dedos índice, medio, anular y meñique; por lo tanto, para determinar la capacidad de las compuertas es necesario conocer realmente la cantidad de fuerza que ejerce cada dedo. Estos valores fueron determinados en un estudio realizado por Yong-Ku et al ^[5], en el cual se usaron diferentes diámetros en cilindros de 25, 30, 35, 40, 45, 50 [mm] (ver Figura 14), con la ayuda de un guante en el que se ubicaron sensores con los cuales se obtuvieron los porcentajes de fuerza generada por los diferentes dedos como también los porcentajes de fuerza desarrollada por las diferentes falanges como se puede observar en la tabla 9.

Tabla 9. Contribución en la fuerza total de dedos y falanges.

Handle (mm)	Total finger force (N)	Mean forces of individual fingers and percentage contributions				Mean forces of individual phalanges and percentage contributions			
		Index	Middle	Ring	Little	Distal	Middle	Proximal	Meta
25	662.8	166.6 N (25.14%)	173.7 N (26.20%)	197.5 N (29.80%)	125.0 N (18.85%)	210.7 N (31.79%)	176.5 N (26.63%)	125.0 N (18.87%)	150.5 N (22.71%)
30	586.0	136.4 N (23.28%)	199.3 N (34.01%)	171.5 N (29.27%)	78.8 N (13.44%)	217.4 N (37.10%)	142.1 N (24.25%)	111.4 N (19.00%)	115.1 N (19.65%)
35	472.1	117.8 N (24.96%)	171.3 N (36.27%)	126.0 N (26.69%)	57.1 N (12.09%)	195.1 N (41.32%)	110.2 N (23.34%)	94.5 N (20.01%)	72.4 N (15.33%)
40	390.9	92.7 N (23.72%)	149.5 N (38.24%)	100.3 N (25.65%)	48.4 N (12.39%)	169.9 N (43.46%)	91.2 N (23.32%)	79.6 N (20.36%)	50.3 N (12.87%)
45	299.3	75.5 N (25.22%)	115.3 N (38.51%)	72.2 N (24.12%)	36.4 N (12.15%)	137.5 N (45.95%)	70.1 N (23.42%)	57.7 N (19.28%)	34.0 N (11.35%)
50	247.7	67.0 N (27.05%)	88.5 N (35.72%)	58.4 N (23.56%)	33.9 N (13.67%)	124.4 N (50.22%)	52.2 N (21.08%)	40.9 N (16.51%)	30.2 N (12.20%)
Mean	443.1	109.4 N (24.9%)	149.6 N (34.8%)	121.0 N (26.5%)	63.2 N (13.8%)	175.8 N (41.6%)	107.0 N (23.7%)	84.8 N (19.0%)	41.9 N (15.7%)

Fuente: Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks.

La fuerza de diseño en las compuertas se tomará con base en la fuerza ejercida por el dedo medio para un diámetro de 40 [mm], ya que éste es el dedo que realiza la mayor contribución sobre la fuerza total y además éste diámetro es el que más se aproxima al diámetro de diseño en el dispositivo. La fuerza del dedo medio se calculó como se muestra en la tabla 10.

Tabla 10. Fuerza de diseño ejercida por los dedos.

Dedo	Porcentaje	Fuerza total	
		ejercida por los dedos Beam 1 + Beam 2 [N]	Fuerza ejercida por cada dedo [N]
Índice	0,2372	515,51	122,28
Medio	0,3824	515,51	197,13
Anular	0,2565	515,51	132,23
Meñique	0,1239	515,51	63,872

Por lo tanto el cálculo de la capacidad de las compuertas y guías se realizara con una fuerza de 197,13 [N].

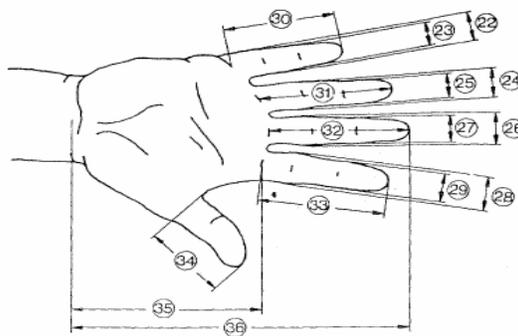
5.5. COMPUERTAS

Con base en el cálculo de las fuerzas que actúan sobre el cilindro y la dimensión tomada como diámetro del cilindro, se procede a dimensionar las compuertas que emularán la perdida de falanges de cada uno de los dedos.

5.5.1 Altura de las compuertas. Para el dedo meñique, anular, medio e índice las compuertas tendrán el mismo diseño pero variando la altura y la longitud de cada compuerta debido a que todos los dedos no tienen el mismo grosor y

longitud. En un estudio previo, José Luis Melo⁷ realizó un informe de las medidas antropométricas básicas del cuerpo humano, donde se encontraban a su vez las dimensiones principales de la mano. En la figura 28 se pueden observar los parámetros dimensionales de la mano, de estos se tendrán en consideración el ancho del dedo como base para la altura de las compuertas.

Figura 28. Medidas de los dedos



Fuente: José Luis Melo, Ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y seguridad Industrial.

En la tabla 11 se pueden observar los valores correspondientes a las medidas antropométricas de la mano, estos valores fueron obtenidos de una población de personas de origen alemán por lo que no se encontraron estudios latinoamericanos, por lo tanto se supone que no son semejantes a las características físicas y dimensionales de un persona latinoamericana.

⁷ http://www.fiso-web.org/files/Antropometria_Lic.%20Melo.pdf

Tabla 11. Medidas dedos generales.

Dimensiones En cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
2 Ancho del meñique en la palma de la mano	1,8	1,7	1,8	1,2	1,5	1,7
2 Ancho del meñique próximo de la yema	1,4	1,5	1,7	1,1	1,3	1,5
2 Ancho del dedo anular en la palma de la mano	1,8	2,0	2,1	1,5	1,6	1,8
2 Ancho del dedeo anular próximo a la yema	1,5	1,7	1,9	1,3	1,4	1,6
2 Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
2 Ancho del dedo mayor próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,4	1,5	1,7
2 Ancho del dedo índice en la palma de la mano	1,9	2,1	2,3	1,6	1,8	2,0
2 Ancho del dedo índice próximo a la yema	1,7	1,8	2,0	1,3	1,5	1,7
3 Largo del dedo meñique	5,6	6,2	7,0	5,2	5,8	6,6
3 Largo del dedo anular	7,0	7,7	8,6	6,5	7,3	8,0
3 Largo del dedo mayor	7,5	8,3	9,2	6,9	7,7	8,5
3 Largo del dedo índice	6,8	7,5	8,3	6,2	6,9	7,6
3 Largo del dedo pulgar	6,0	6,7	7,6	5,2	6,0	6,9
3 Largo de la palma de la mano	10,1	10,9	11,7	9,1	10,0	10,8

Fuente: José Luis Melo, Ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y seguridad Industrial.

Debido a que no se tienen datos de medidas antropométricas de la mano en personas de origen latinoamericano, se usarán los datos de un estudio previo⁸ hechos en hombres de origen alemán: Teniendo en cuenta que los alemanes tienen una estatura promedio de 1,81 (m) mientras que los hombres colombianos tienen una estatura promedio de 1,71 (m), consideramos viable el uso de estos datos dado que usando valores mayores en las compuertas del dispositivo daría un mayor rango de uso ya que sin entrar a estudiar aspectos como la descendencia étnica, contextura física y tipo de trabajo se garantizaría que dedos con un ancho mayor al promedio colombiano puedan usar el dispositivo sin problema.

⁸ <http://jesusgonzalezfonseca.blogspot.com/2009/06/la-estatura-humana.html>

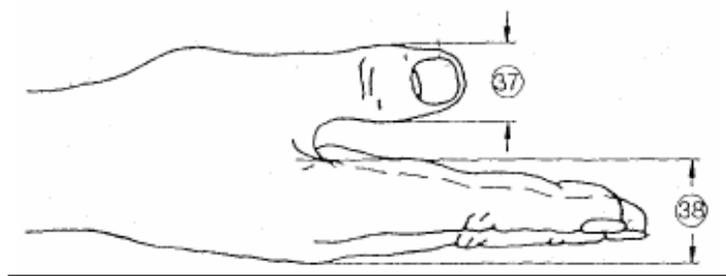
Tabla 12. Medidas de los dedos para el diseño

	Hombres[cm]	Mujeres[cm]
Ancho del meñique en la palma de la mano	1,7	1,5
Ancho del dedo anular en la palma de la mano	2	1,6
Ancho del dedo medio en la palma de la mano	2.1	1,8
Ancho del dedo índice en la palma de la mano	2,1	1,8

Fuente: José Luis Melo, Ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y seguridad Industrial.

Lo siguiente es tomar las medidas correspondientes al dedo pulgar, esto llevará un proceso de selección similar.

Figura 29. Dimensiones del pulgar.



Fuente: José Luis Melo, Ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y seguridad Industrial.

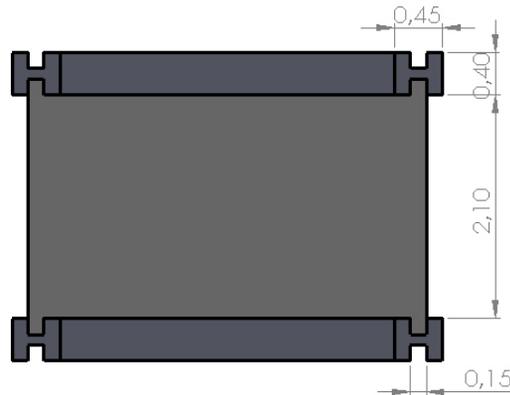
Tabla 13. Medidas pulgar

Dimensiones En cm.	PERCENTIL					
	Hombres			Mujeres		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
$\frac{3}{7}$ Ancho del dedo pulgar	2,0	2,3	2,5	1,6	1,9	2,1
$\frac{3}{8}$ Grosor de la mano	2,4	2,8	3,2	2,1	2,6	3,1

Fuente: José Luis Melo, Ergonomía desde el punto de vista de la Higiene y seguridad Industrial

Con base en la tabla anterior, tomaremos los valores de ancho del 50% percentil para hombres y mujeres, 2,3 y 1,9 cm respectivamente. Debido a que las compuertas están apoyadas sobre las guías en la parte superior e inferior, como se observa en la figura 30, la longitud total de cada compuerta es igual al grosor de cada dedo más 0,3 cm que es la longitud de contacto entre compuerta y guía.

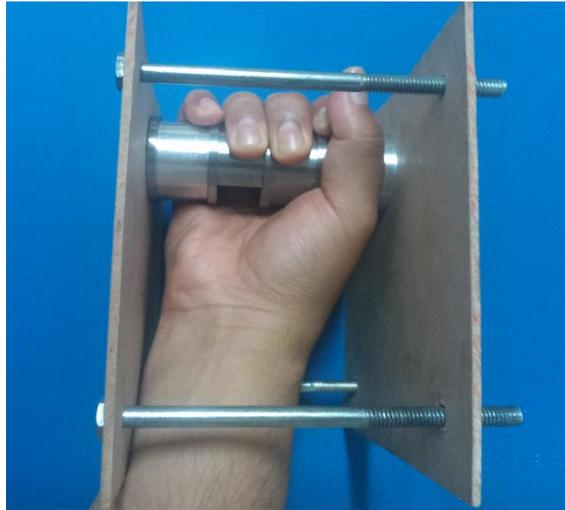
Figura 30. Vista compuerta dedo medio



5.5.2 Análisis de las falanges proximales. Debido al tamaño propuesto de las compuertas de acuerdo con la antropometría, se genera un inconveniente en el agarre cilíndrico porque los dedos quedarían espaciados y se montarían sobre las guías, esto produciría una lectura errónea en la fuerza máxima y la fuerza por

cada falange que se registra. La fuerza máxima en el agarre es producida cuando los dedos están los más cercanos posible.

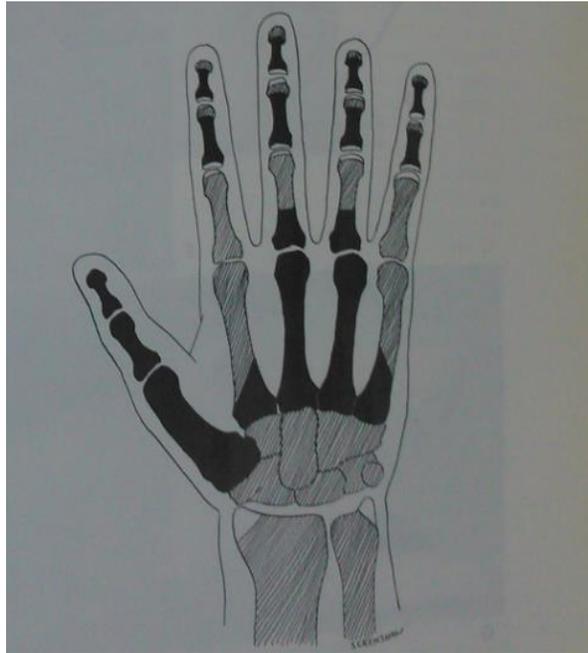
Figura 31. Prueba de agarre del dispositivo



La amputación de la falange proximal o la articulación metacarpofalángica (MCP) no se toma en consideración para este estudio porque este tipo de lesión disminuye la sección de contacto o queda una separación considerable entre los dos dedos de la mano como es el caso de los dedos medio e índice, por ello la mayoría de los cirujanos prefieren la amputación en rayo de los dedos centrales para proporcionarles al paciente una mano más funcional de 4 dedos que sirva para el agarre y para pellizcar.

En la figura 32 se observa cual sección de la mano es más importante; las partes indicada en color negro son aquellas cuya conservación es de mayor importancia, las líneas oblicuas indican partes menos importantes y las áreas blancas pueden plantear problemas y deben amputarse.

Figura 32. Amputación a través de los huesos de los dedos, la mano y la muñeca



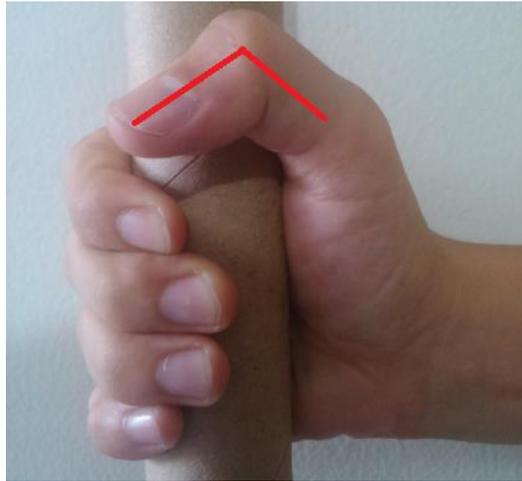
Fuente: Reconstrucción de la mano y extremidad superior. Kevin C. Chung

Para el análisis biomecánico se opta por no evaluar las falanges proximales porque para la medicina este tipo de lectura no sería útil, por ello se reduce la altura de las compuertas para que emule la pérdida de falange solo hasta el nivel medio, con esta reducción de tamaño los dedos pueden acomodarse correctamente y se juntan de manera correcta para lograr el agarre máximo.

5.5.3 Análisis de las falanges del pulgar. El agarre máximo se genera cuando el pulgar tiene similar eje de acción que el dedo índice, por ello se decide hacer una compuerta más grande para el dedo índice donde se pueda apoyar estos 2 dedos.

Para la emulación de la pérdida de este dedo se realizara la medición de fuerza cuando el pulgar se encuentra en posición vertical y no se puede apoyar en ningún sitio.

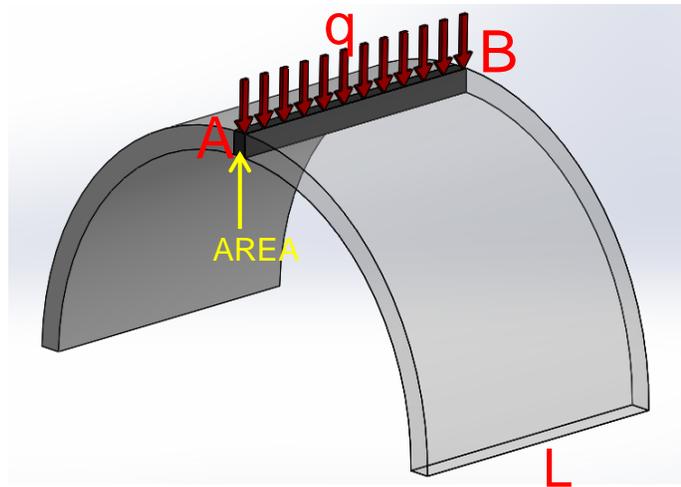
Figura 33. Dedo pulgar sobre el dispositivo



5.5.4 Ancho de las compuertas. Cada compuerta debe soportar la fuerza generada por cada dedo, se puede asumir que la fuerza se distribuye en un diferencial de área para realizar un análisis por viga simple, apoyado en los puntos de contacto con las guías.

La fuerza F es la fuerza total que se realiza en cada dedo, se parte del valor calculado en la tabla 10. Donde se evalúa la fuerza total de la mano respecto al diámetro de un objeto de agarre cilíndrico, para el diseño propuesto se escoge un diámetro de 40 mm y el dedo medio porque dicho dedo ejerce la mayor fuerza en la mano con un valor de 197,13 N, las 4 compuertas serán diseñadas con este valor de fuerza.

Figura 34. Sección de área para estudio por viga simple



$$F = 197,13 \text{ [N]}$$

$$q = \frac{\text{Fuerza}}{\text{Area}} = \frac{\text{Fuerza}}{\pi * r * l} = \frac{197,13 \text{ [N]}}{\pi * 17,5[\text{mm}] * 20[\text{mm}]} = 0,1794 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

Para una sección de 1 mm de ancho la fuerza será

$$q = w1 = 0,1794 \frac{\text{N}}{\text{mm}}$$

$$q_l = 0,1794 \frac{\text{N}}{\text{mm}} * 20 \text{ mm} = 3,588 \text{ N}$$

$$\sum \mu_A = - q_l * \frac{l}{2} + R_b * l$$

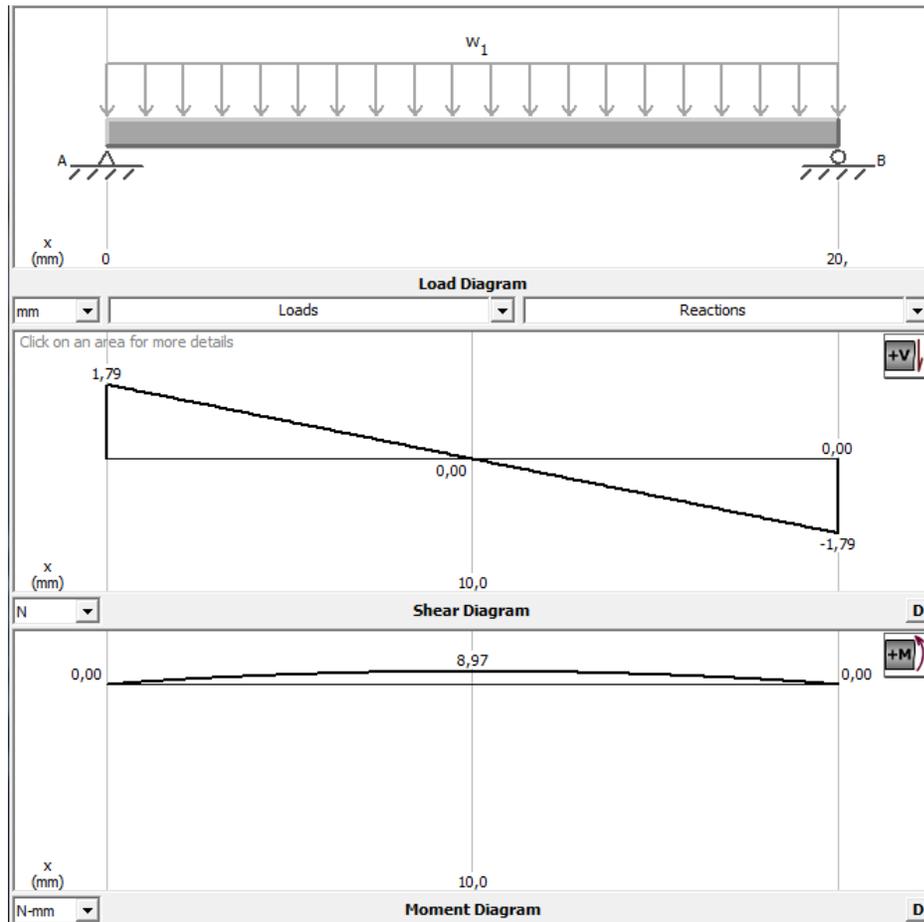
$$- 3,588 * \frac{20}{2} + R_b * 20 = 0$$

$$R_b = 1,794 \text{ [N]}$$

$$\sum F_y = R_a - 3,588 + R_b = 0$$

$$R_a = 1,794 \text{ [N]}$$

Figura 35. Viga simple; cortante, momento maximo



Cortante

Ecuación de la recta $W_1 = -\frac{1,794}{10}x + 1,794$

Momentos

$$\mu_1 = \int -\frac{1,794}{10}x + 1,794 = -0,0897 * x^2 + 1,794 * x$$

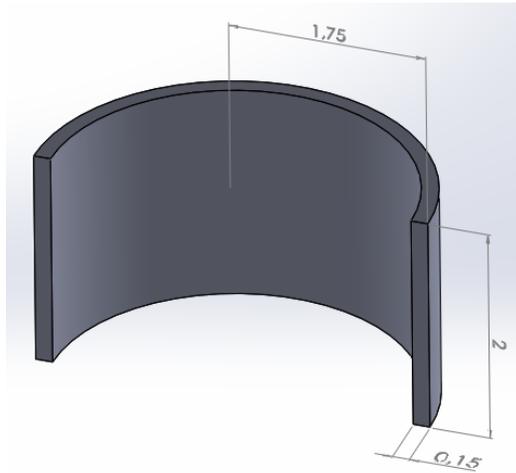
Momento máximo ocurre en $l/2$

$$\mu_{max} = -0,0897 * 10^2 + 1,794 * 10 = 8,97 \text{ N} * \text{mm}$$

Para el diseño se proponen un espesor de compuerta de 1,5 mm, para ello se verifica si el sistema soporta fuerza máxima sin deformarse ni dañar el material. El

material de la compuerta es Aluminio con un esfuerzo permisible de $3,1 \times 10^8$ $[N/m^2]$

Figura 36. Medida de las compuertas



$$S_{min} = \frac{\mu_{max}}{\sigma_{permisible}} = \frac{8.97 [N * mm]}{310 \left[\frac{N}{mm^2}\right]} = 0,029 mm^3$$

$$S_{min} = \frac{b * h^2}{6}$$

$$h = \sqrt{\frac{S_{min} * 6}{b}} = \sqrt{\frac{0,029 * 6}{1}} = 0.41 mm$$

Ya que el espesor de la compuerta necesario es menor que el espesor propuesto se comprueba que el material soporta la carga.

Esfuerzo de compresión y tensión

$$I_x = \frac{b * h^3}{12} = \frac{1 * 1,5^3}{12} = 0,28125 mm^4$$

$$\sigma_{compresion} = \frac{\mu_{max} * c}{I_x} = \frac{8,97 * \frac{1,5}{2}}{0,28125} = 23,92 \left[\frac{N}{mm^2}\right] = 23,92 [MPa]$$

$$\sigma_{tension} = 23,92 [MPa]$$

5.5.5 Manufactura. Para los dientes de la corona se realiza un proceso de extrusión en frío con un macho con la forma de los dientes sobre cilindros de aluminio, posteriormente se realiza un ranurado para que las compuertas se puedan apoyar en las guías.

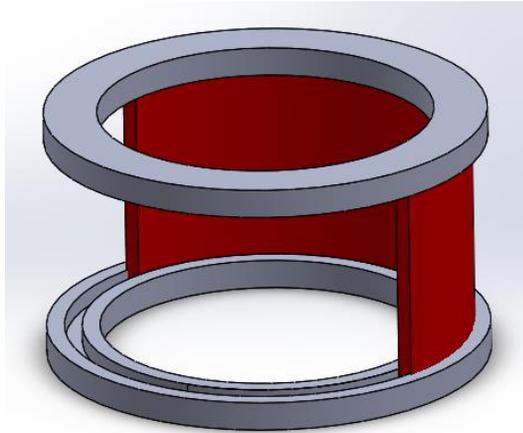
Figura 37. Manufactura compuertas



5.6. GUÍAS

Las guías dan un punto de apoyo a la compuerta, así como su dirección de desplazamiento según la rotación que se le dé a está. Este elemento es el que soporta toda la fuerza resultante producida por las 4 falanges. Cada compuerta tendrá 2 guías una superior y otra inferior.

Figura 38. Compuerta apoyada en las guías



5.6.1 Esfuerzos teóricos en las guías. La fuerza se distribuye en la compuerta la cual esta soportada sobre dos guías, una superior y otra inferior como se observa en la figura 40. A su vez cada guía soporta 2 compuertas.

$$\text{Fuerza} = 197,13[\text{N}]$$

l = longitud de la guía que está en contacto con la compuerta = 1,5 [mm], como cada guía doble soporta 2 compuertas su área se contactó se duplica.

$$q = \frac{\text{Fuerza}}{\text{Area}} = \frac{\text{Fuerza}}{\pi * r * l} = \frac{197,13 [\text{N}]}{\pi * 17,5[\text{mm}] * 2 * 1,5[\text{mm}]} = 1,195 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}$$

$$V = \frac{q * l}{2} = \frac{1,195 * 2 * 1,5}{2} = 1,7925 \text{ N}$$

$$\mu_{\max} = \frac{q * l^2}{8} = \frac{1,195 * (2 * 1,5)^2}{8} = 1,344 [\text{N} * \text{mm}]$$

$$I_x = \frac{b * h^3}{12} = \frac{1 * 1,5^3}{12} = 0,28125 \text{ mm}^4$$

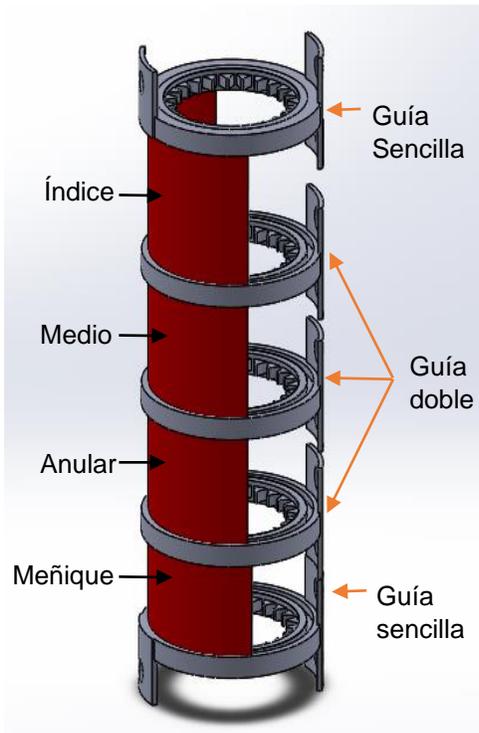
$$\sigma_{\text{compresion}} = \frac{\mu_{\max} * c}{I_x} = \frac{1,344 * \frac{1,5}{2}}{0,28125} = 3,585 \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right] = 3,585 [\text{MPa}]$$

$$\sigma_{tension} = 3.585 [MPa]$$

El esfuerzo más crítico para el diseño son las guías debido a su reducida área de contacto, ya que la fuerza total ejercida por los dedos debe ser soportado por está.

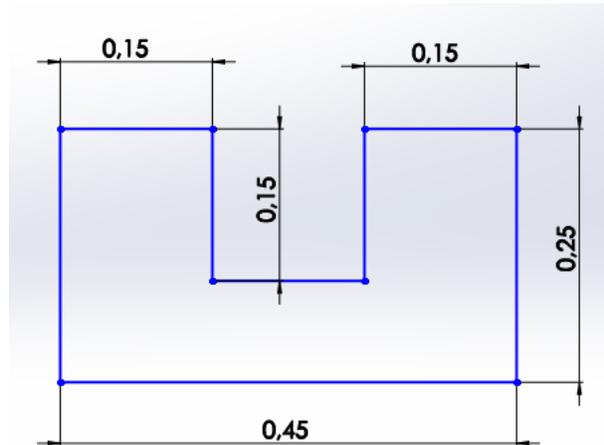
5.6.2 Distribución de las compuertas. Para distribuir las compuertas de diferentes tamaños se usan 2 guías sencillas y 4 guías dobles como se observa en la figura 39.

Figura 39. Distribución de las compuertas



5.6.3 Análisis CAE en la guía sencilla. Las guías tendrán forma de “u” como se observa en la figura, serán necesarias 2 de estas guías una superior y otra inferior.

Figura 40. Sección guía sencilla



Las guías sencillas reciben fuerza de solo una sección de la compuerta. La fuerza utilizada será la máxima que ejerce el dedo medio 197,13 N valor obtenido de la tabla 10. Fuerza de diseño ejercida por los dedos.

$$fuerza\ guia\ sencilla = \frac{197,13\ N}{2} = 98,565\ N$$

La fuerza ejercida por los dedos sobre las compuertas se divide en 3 secciones, debido a que son 3 falanges, las cuales tendrán como dirección el punto central del cilindro.

$$fuerza\ secciones = \frac{98,565\ N}{3} = 32,85\ N$$

El material seleccionado para las guías fue acero 1020 debido a su bajo costo, a la disponibilidad del mercado y su dureza comparada con el Aluminio que fue usado para las compuertas.

Figura 41. Contacto y fuerzas ejercidas guía sencilla

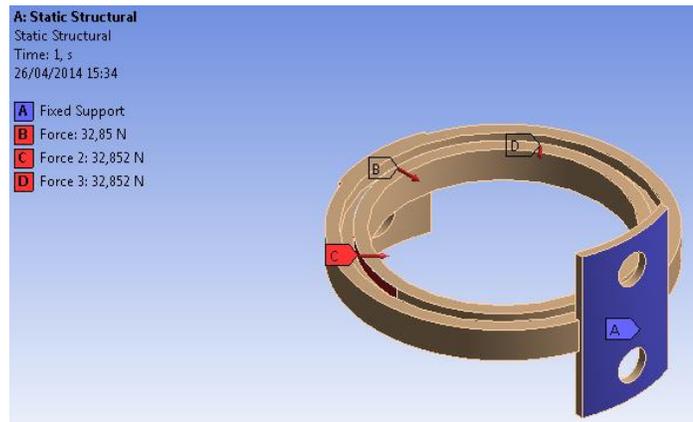


Figura 42. Enmallado guía sencilla

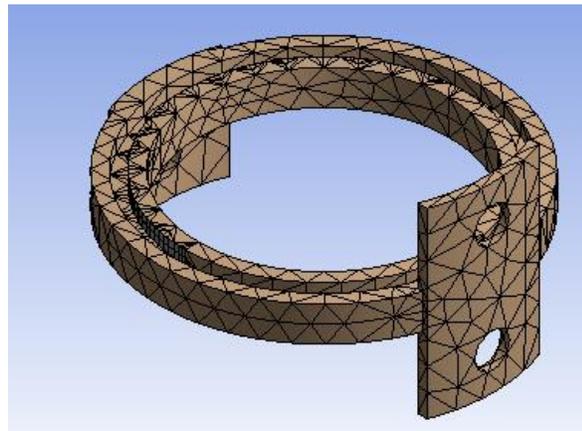


Figura 43. Deformación máxima guía sencilla

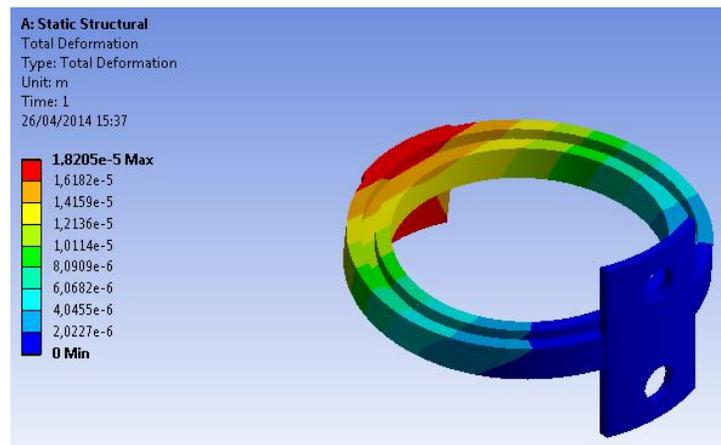


Figura 44. Esfuerzo de Von Mises guía sencilla

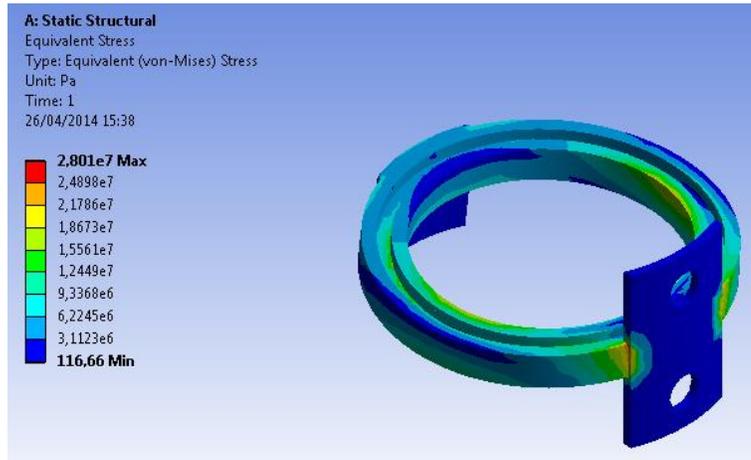
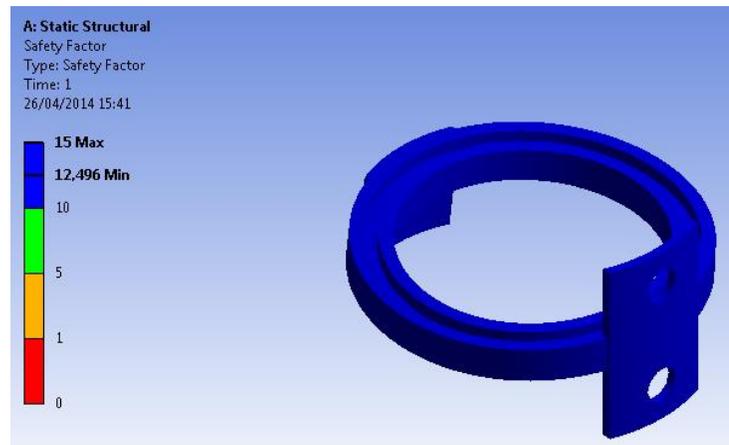


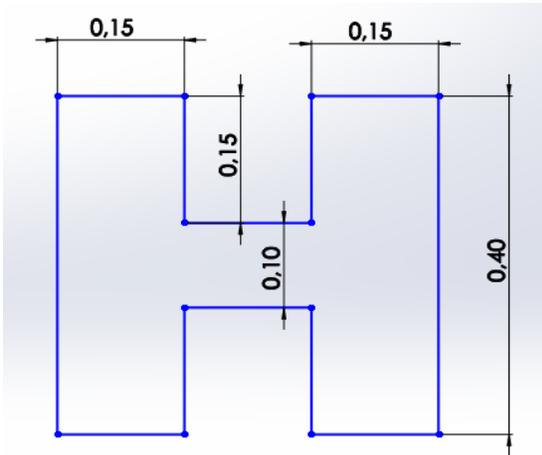
Figura 45. Factor de seguridad guía sencilla



Las guías sencillas son el soporte de las compuertas inferior y superior, solo reciben la mitad de la carga de cada compuerta pero de igual forma la magnitud de la carga transmitida no supera el límite de fluencia del material, lo cual se observa el factor de seguridad de 12,496 con lo cual se tiene total certeza que este elemento no fallará, ni se deformará.

5.6.4 Análisis CAE en las guías dobles. Las guías dobles tendrán forma de “H” como se observa en la figura, serán necesarias 4 de estas guías. Estas guías soportan las compuertas por ambos lados.

Figura 46. Sección guía doble



Las guías dobles soportan la fuerza total de la compuerta. La fuerza utilizada será la máxima que ejerce el dedo medio 197,13 N valor obtenido de la tabla 10. Fuerza de diseño ejercida por los dedos.

$$fuerza\ gu\ia\ doble = 197,13\ N$$

Esta guía soporta la fuerza de 2 compuertas pero debido a que la compuerta tiene 2 puntos de apoyo la fuerza resultante se reduce a la mitad. De esta forma esta recibe la mitad de la fuerza ejercida en la compuerta inferior y superior.

$$fuerza\ gu\ia\ doble = \frac{197,13\ N}{2} = 98.565\ N$$

El dedo al ejercer fuerza en la compuerta esta se divide en 3 secciones debido a que son 3 falanges apuntando al centro de la guía.

$$fuerza\ secciones = \frac{98,565}{3} = 32,85\ N$$

Pero la fuerza en las secciones será ejercida en 2 puntos de apoyo con igual magnitud.

Figura 47. Contacto y fuerzas ejercidas guía doble

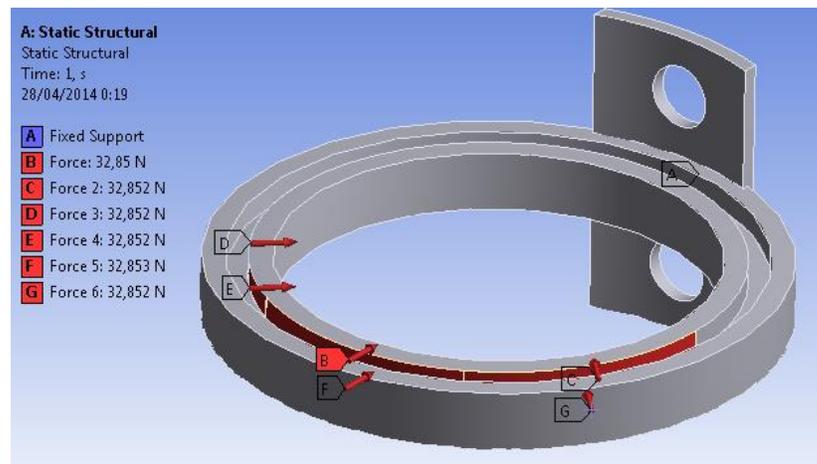


Figura 48. Enmallado guía doble

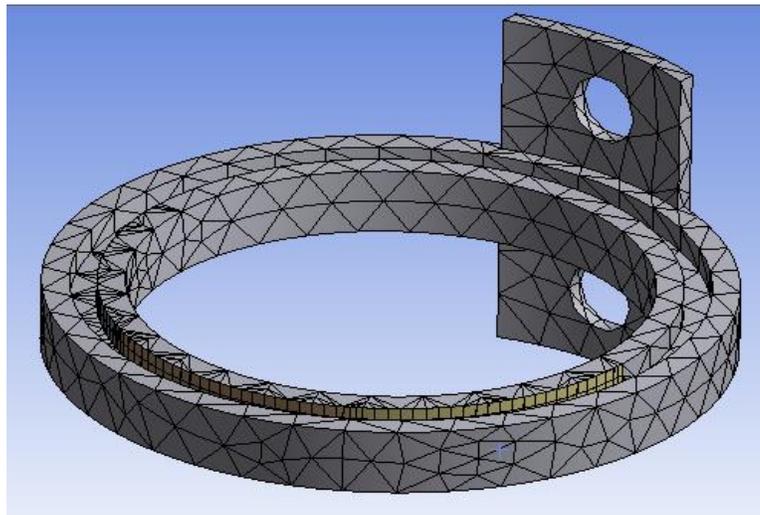


Figura 49. Deformación máxima guía doble

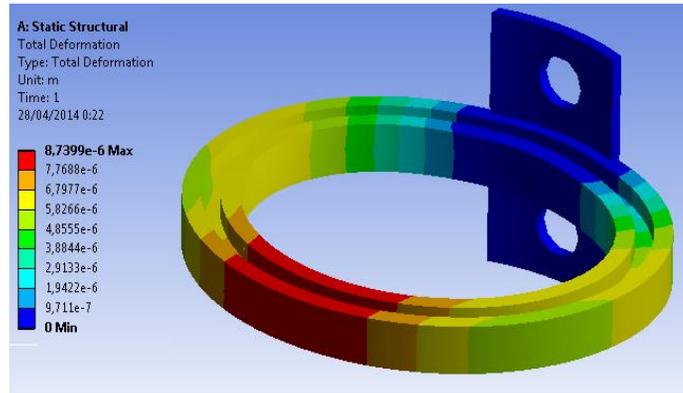


Figura 50. Esfuerzo de Von Mises guía doble

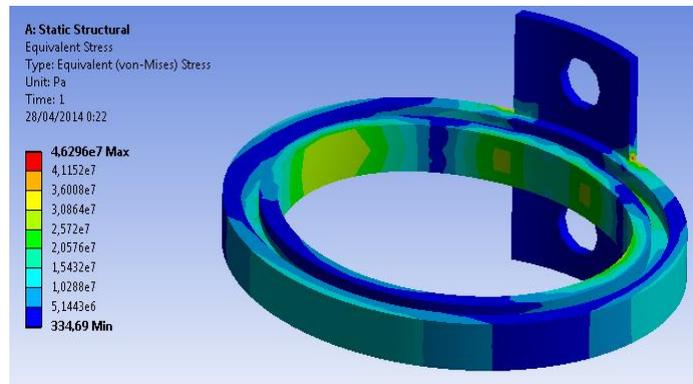
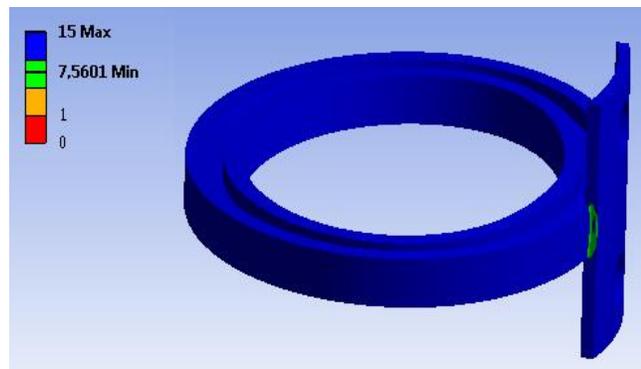


Figura 51. Factor de seguridad guía doble



Las guías dobles son los elementos más críticos en el diseño porque reciben la totalidad de la fuerza de las compuertas, la magnitud de la carga aplicada no supera el límite de fluencia del material, para esta guía el factor de seguridad es de 7,5601 que es una buena aproximación de la integridad de estos elementos.

5.6.5 Análisis CAE en el sistema guías - compuerta (ANSYS 14.5). Los criterios a evaluar en el diseño mecánico son la deformación máxima, el esfuerzo equivalente y el factor de seguridad. Para lograr una aproximación del comportamiento físico real de cada uno de los elementos o ensambles se realiza una simulación por Elementos Finitos en ANSYS Workbench para tener certeza que el dispositivo no se deformara ni se romperán sus componentes.

La fuerza aplicada por los dedos será distribuida de acuerdo a la posición de cada falange y la capacidad que tiene cada una. Para diseñar dicha compuerta cilíndrica se parte de la fuerza máxima que se genera en cada dedo, se toma una fuerza distribuida de 197,13 N desarrollada por el dedo medio ya que éste es el que mayor fuerza genera en el agarre de objetos.

Se simula el comportamiento del sistema compuerta + guías para predecir su comportamiento y evitar fallos en la estructura.

Figura 52. Contacto y fuerzas ejercidas en el sistema compuerta + guías

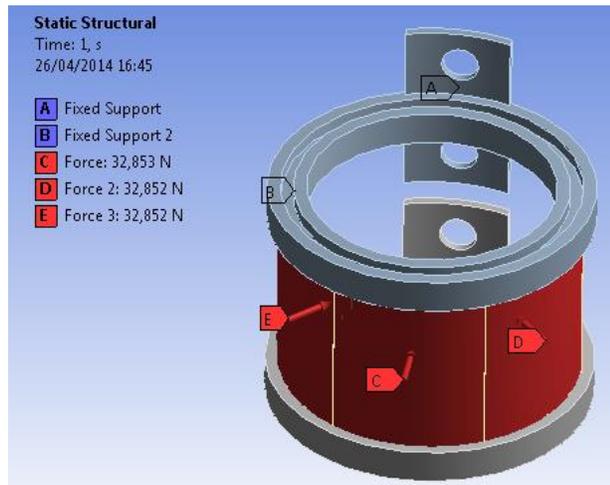


Figura 53. Enmallado en el sistema compuerta + guías

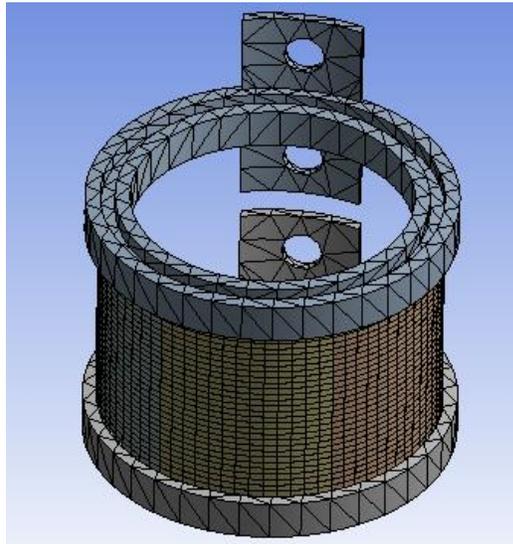


Figura 54. Deformación máxima en el sistema compuerta + guías

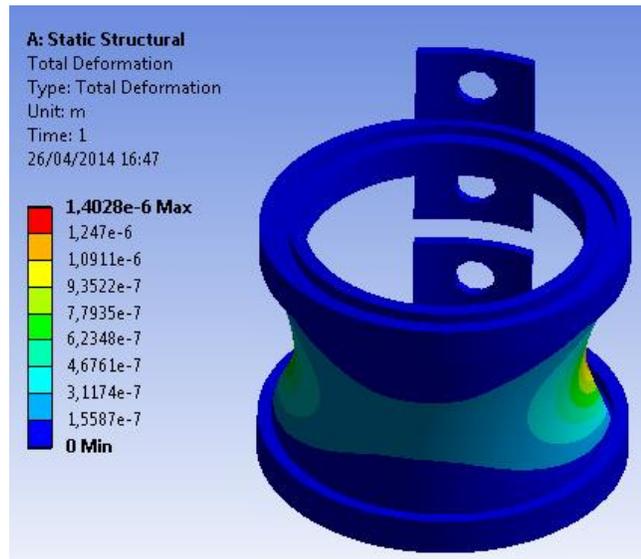


Figura 55. Esfuerzo de Von Mises en el sistema compuerta + guías

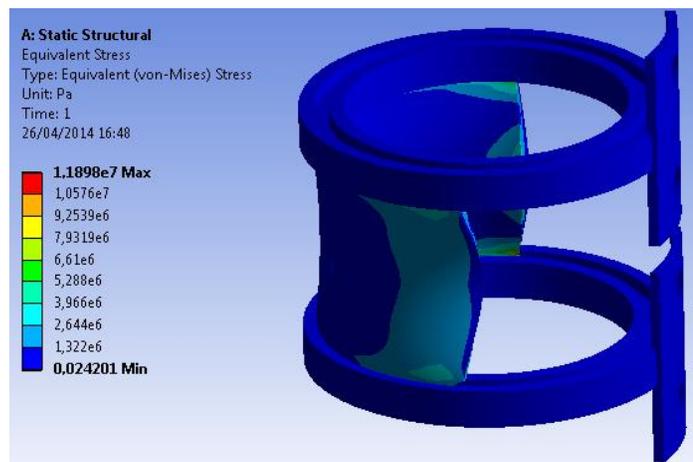
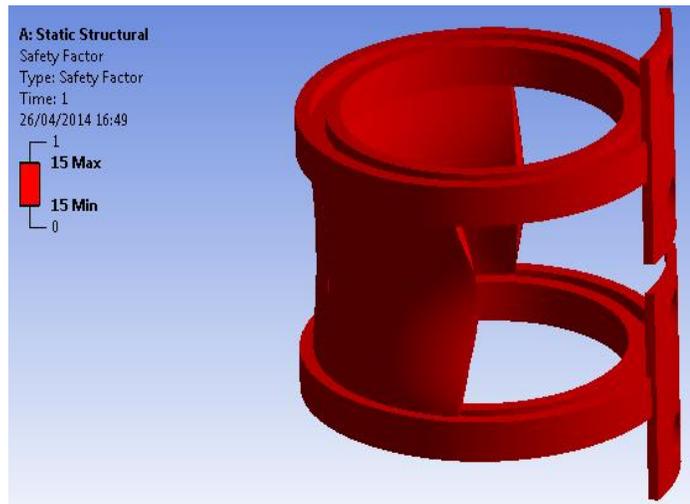


Figura 56. Factor de seguridad en el sistema compuerta + guías



Las compuertas soportan la fuerza de los dedos, pero no son el elemento crítico, son sometidas a cargas de compresión, pero la magnitud de esta no supera el límite de fluencia del material, lo cual se observa el factor de seguridad de 15, con lo cual se tiene total certeza que este elemento no fallara, ni se deformara de manera considerable que afecte la lectura de fuerzas.

5.6.6 Manufactura. Para la manufactura de las guías se hace por separado las guías de sus correspondientes apoyos, para unirlos se utiliza soldadura de puntos debido que esta forma de soldadura ofrece fijación sin aumentar su diámetro.

Figura 57. Soldadura de puntos para las guías



Soldadura de puntos se realiza por el calentamiento que experimentan los metales debido a su resistencia al flujo de una corriente eléctrica (efecto Joule). Los electrodos se aplican a la superficie de las dos piezas: se colocan en un dispositivo a presión, y se hace pasar por ellas una fuerte corriente eléctrica durante un corto lapso de tiempo. La zona de unión de las dos piezas, como es la que mayor resistencia eléctrica ofrece, se calienta y se funde quedando pegadas en un pequeño “punto”.⁹

Figura 58. Manufactura guía



5.7. SISTEMA DE APERTURA DE LAS COMPUERTAS

Las compuertas giran sobre un sistema de guías circulares, nombradas anteriormente, por ello se busca un sistema de apertura para las compuertas que este en la capacidad de transmitir un movimiento angular, esto generara una apertura graduable permitiendo la variación del arco de apertura para así lograr el espacio para anular las falanges requeridas a estudiar esto le da al dispositivo automatismo evitando así el contacto directo de las personas directamente con los sensores que estará ubicados en la compuertas.

⁹ http://www.escuelaing.edu.co/uploads/laboratorios/3637_soldadura.pdf

Para la transmisión de movimiento circular se cuenta clásicamente con los motores eléctricos, los cuales se pueden obtener en diversidad de tamaños y capacidades. Por características del diseño es necesario que este elemento de transmisión sea de dimensiones pequeñas, como claro ejemplo se cuenta con los micro motores DC con caja reducción de velocidad, lo que les da una buena relación de capacidad con respecto a su tamaño, los cuales se pueden observar en la figura 59.

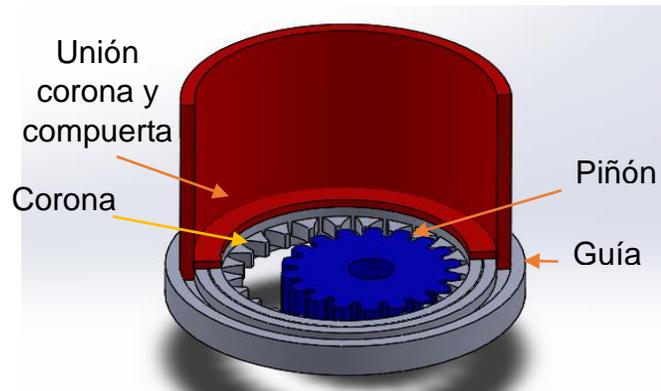
Figura 59. Micro motor.



Fuente: <http://i01.i.aliimg.com/wsphoto/v0/763586047/Freeshipping-font-b-DC-b-font-font-b-motor-b-font-3v-6v-9v-font-b.jpg>

Para la apertura gradual de la compuerta se plantea que esta lleve consigo un sistema piñón-corona, lo que daría ventajas dimensionales y un mayor rango en los arcos de apertura de la compuerta. El sistema piñón-corona quedaría de la siguiente manera.

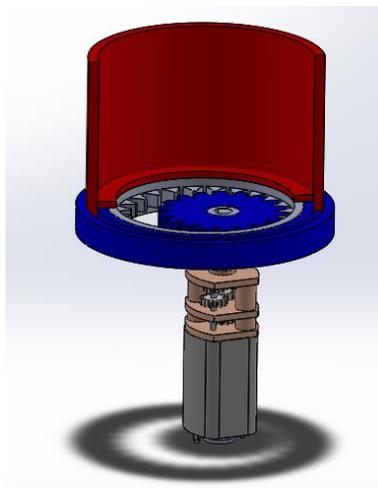
Figura 60. Guía corona en las guías



El sistema de transmisión de energía podría ser con una conexión directa a un motor por compuerta o un sistema de transmisión de tornillo que permitiría la ubicación del engranaje de acuerdo a la compuerta que se quiera evaluar.

Estos dos sistemas de transmisión se evaluaron con respecto a requerimientos de diseño como a aspectos funcionales del dispositivo.

Figura 61. Sistema de transmisión corona y motor



Aspectos a tener en cuenta con respecto al diseño y a la funcionalidad del dispositivo.

- Espacio ocupado por el sistema de transmisión.
- Costo del sistema de aperturas de la compuerta.
- Dificultad en la maniobra del sistema.
- Velocidad de apertura de las compuertas.

Lo siguiente es realizar un análisis característico de los dos sistemas con respecto a los aspectos necesario de los mismos.

5.7.1 Sistema de transmisión con motor conectado directamente al piñón.

Este sistema cuenta con la característica de que la velocidad de apertura de la compuerta sería de manera inmediata lo que ahorraría tiempo de espera durante la evaluación, pero es necesario el uso de cuatro motores, uno por cada compuerta lo que generaría un costo considerable y mayor material en uso para el sistema, la maniobra sería directa con respecto a las compuerta lo que no generaría mayor uso de dispositivos de control, pero el espacio ocupado por este es considerable ya que se necesitaría que en el centro del dispositivo hubieran permanentemente cinco motores ocupando un radio mínimo correspondiente a la dimensión del piñón a usar o en caso del que piñón sea de menor tamaño que el motor la distancia ocupada sería la de este.

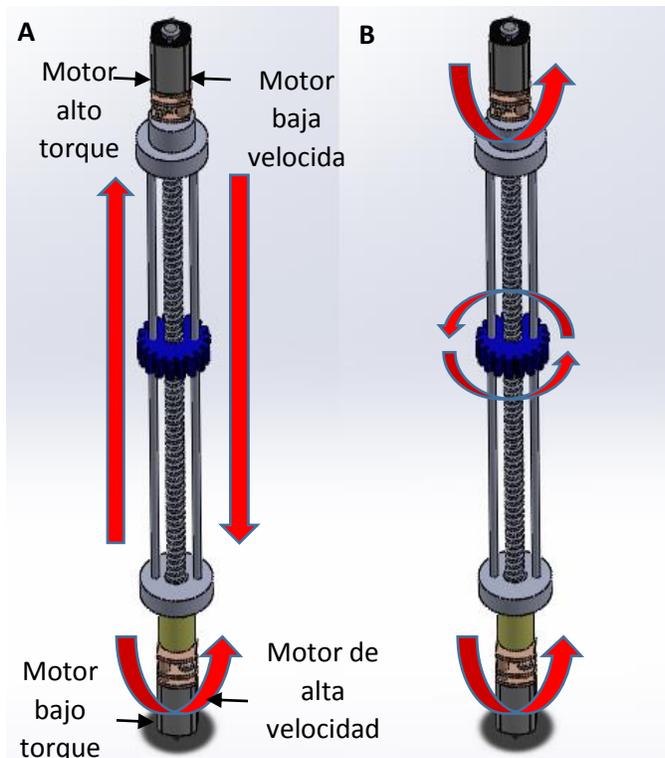
5.7.2 Sistema de transmisión con motor conectado a un tornillo. Este sistema cuenta con la ventaja de que el espacio que ocupa en el centro del cilindro es bajo ya que al no requerir un motor por cada compuerta, el espacio ocupado estaría limitado solo por la distancia de las guías que generarían el torque a transmitir, solo requiere el uso de dos motores de corriente directa los que disminuiría su costo, el control del mecanismo será diferente al sistema anteriormente nombrado ya que se requiere que el engranaje se desplace de compuerta en compuerta lo que requería un poco más de tiempo. Debido a que el espacio ocupado por este

es menor su uso será el adecuado para implementarlo en el dispositivo, a continuación se dará una explicación más detallada de este.

5.8. TRASMISIÓN

Para el desplazamiento vertical del engrane que transmitirá el movimiento a las compuertas se usa solo un micro motor de bajo torque y alta velocidad (figura 62a) ya que este no requiere ejercer un torque considerable, cuando el engrane se encuentre en la posición deseada se usan ambos motores en la misma dirección, el motor adicional debe tener mayor capacidad que el anterior por lo cual su velocidad será menor. Para el control de la secuencia de accionamiento se realiza un programa en el software LabVIEW las partes principales del sistema se pueden observar en la figura 62b.

Figura 62. Trasmisión de movimiento



5.8.1 Selección del motor de transmisión. El torque necesario en el motor eléctrico es correspondiente a la fuerza necesaria para producir la apertura de las compuertas multiplicada por el radio del engrane que transmitirá el movimiento. El engrane usado en dicha transmisión es comercial sus características son las siguientes ver tabla.

Tabla 14. Piñón de transmisión.

Módulo piñón (M)	0,95
Diámetro primitivo piñón (Dp)	1,7 (cm)
Numero de dientes de piñón (N)	18
Diámetro exterior corona (De)	1,91(cm)
Material	Plástico

El uso de un material de plástico es justificable ya que las velocidades de apertura de las compuertas son bajas y de poco tiempo, por lo tanto no se genera un desgaste excesivo en dicho piñón.

Por lo tanto, el torque necesario en el motor es el siguiente.

$$T_m = r_p * P_c$$

Donde T_m es el torque del motor, r_p radio del piñón, P_c peso compuerta.

El peso de la compuerta es el correspondiente a el peso de una compuerta promedio del dispositivo este se obtuvo a partir de las dimensiones de una compuerta promedio y de acuerdo a las características físicas del material $P_m = 8,2$ gr. Lo que equivale a un peso de 0,0082 [Kg] por los tanto el torque a ejercer por el motor será proporcional a dicha carga ya que las guías serán lubricadas lo que generación una fricción mínima que no se considerará.

$$T_m = 0,85 [cm] * 0,0082 [Kg] = 0,00697 [Kg - cm]$$

Este será multiplicado por un factor del 40% para garantizar su correcto funcionamiento, por lo tanto T_m .

$$T_m = 0,00697 [Kg - cm] * 40\% + 0,00697 [Kg - cm] = 0,009758 [Kg - cm]$$

En la ciudad se encuentran disponibles de manera inmediata micro motores.

Tabla 15. Características de micro motores (Bucaramanga).

Relación	Velocidad	Torque Stall
1000:1	14 [rpm]	5 [Kgf-cm]
10:1	3000 [rpm]	0,3 [kgf-cm]
50:1	625 [rpm]	1 [Kgf-cm]
298:1	100 [rpm]	6,4 [Kgf-cm]

Fuente:http://www.dynamoelectronics.com/index.php?page=shop.browse&category_id=99&option=com_virtuemart&Itemid=58

Se ha optado por el motor de relación de transmisión 298:1 ya que no genera rpm altas y su torque es relativamente alto con respecto a las de más alta rpm.

5.8.1 Acople piñón-corona. En vista de que la transmisión solo contará con un piñón para la apertura de las compuertas este se debe desplazar longitudinalmente a través del dispositivo, por ello debe realizar su desplazamiento lejos de las compuertas y engranar con la corona en el momento de abrir las compuertas para esto se debe optar por la aplicación de un elemento que realice esa acción.

Los solenoides son elementos eléctrico-mecánicos que pueden realizar dicha acción para la selección de este tipo de elementos es necesario conocer la masa o fuerza que este debe desplazar. Por lo tanto, es necesario conocer el peso del sistema de transmisión.

Tabla 16. Elementos de la transmisión con sus respectivos pesos.

DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PESO (gr)
Varilla roscada de $\frac{3}{4}$ acero inoxidable más acoples a motor y varillas guías.	1	33
Micro motores	2	9,5
Piñón	1	1,4
Soporte micro motores	2	10,8
Acople solenoide-motor	2	27,8
Total		82,5

En vista de que la masa a mover es de bajas proporciones es posible realizar la selección de un solenoide de dimensiones bajas por lo cual se realizó una búsqueda en el mercado colombiano, encontrando un solenoide con las siguientes características.

Figura 63. Solenoide pequeño de 5V.



Fuente: <http://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Robotics/ZHO-420S.pdf>

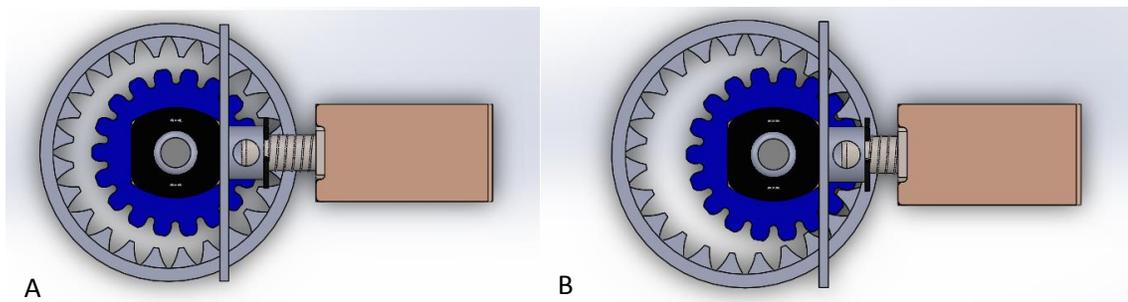
Tabla 17. Características solenoide pequeño.

Voltaje (V)	Desplazamiento (mm)	Fuerza (gr)	Corriente (A)
5	4	120	1

Ya que el solenoide es capaz de ejercer una fuerza de 120 [gr] este puede mover el sistema de transmisión pero para la aplicación se opta por usar dos solenoides a cada extremo del sistema acoplados a cada motor con el objetivo de garantizar mayor distribución de las cargas y mayor capacidad de acople; por lo tanto, se cuenta con 240 [gr] de capacidad.

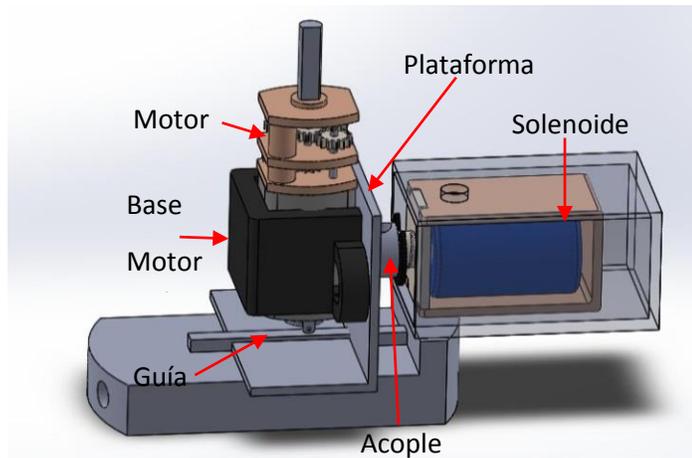
En la figura 64 se puede observar el funcionamiento de los solenoides estos en el momento del acople piñón-corona se contraen desplazado el sistema de transmisión hacia la corona.

Figura 64. Movimiento de solenoides



5.8.2 Soporte motor. El micro motor va soportado sobre una plataforma, esta tiene una guía que cubre el movimiento horizontal de los solenoides permitiendo el desplazamiento cuando sean activados los solenoides para así acoplar el piñón a la corona, este mecanismo se puede observar en a figura 65.

Figura 65. Soporte motor y solenoide



5.8.3 Elementos que conforman el sistema de transmisión

Tabla 18. Elementos que conforman la transmisión.

Micro motor con relación de transmisión de 298:1 velocidad sin carga 100 rpm.
Piñón.
Tornillo de $\frac{3}{4}$ de acero inoxidable.
Varillas guías.
Acople motor torque mayor a varilla.
Acople motor alta velocidad al tornillo.
Soporte motores.
Acople motores-solenoides.
Soporte solenoides.

Figura 66. Elementos que conforman el sistema de trasmisión



5.8.4 Calculo de la corona

Conociendo los datos del piñón

Modulo piñon = $M = 0,95$

Diametro primitivo piñon = $D_p = 1,7 \text{ cm}$

Numero de dientes de piñon = $N_1 = 18$

Por geometría en el dispositivo es posible conocer el diámetro interno de la corona y así conocer el número de dientes de la corona a fabricar.

Diametro interno corona = $D_i = 22,8 \text{ mm}$

*$D_i = M * (N_2 - 2) \rightarrow N_2 = 30$*

Tabla 19. Características de la corona.

Diámetro primitivo (D_p)	$D_p = M * N = 24,7 \text{ mm}$
Diámetro interno (D_i)	22,8 mm
Módulo (M)	0,95 mm/nd
Paso (P)	$P = M * 3,1416 = 2,98 \text{ mm}$
Número de dientes (N₂)	26
Espesor del diente (e)	$e = 0,5 * P = 1,49$

5.9. VELOCIDAD DE APERTURA DE LAS COMPUERTAS.

Debido a que se cuenta con un sistema de piñón - corona la relación de velocidad de dichos engranes es la siguiente:

$$RV = \frac{N_g}{N_p} = \frac{n_p}{n_g}$$

Se sabe que los motores cuentan con una velocidad de giro que será transmitida al piñón de aproximadamente 100 [rpm] y partiendo de la relación de dientes entre dichos engranes la velocidad de las compuertas es la siguiente:

$$RV = \frac{26}{18} = \frac{100}{n_g}$$

$$n_g = \frac{100 * 18}{26} = 69,23 \text{ [RPM]}$$

El resultado obtenido es muy alto para la apertura de las compuertas por lo que se hace necesario el uso de la regulación PWM con la que cuenta la tarjeta Arduino para regular la velocidad de cada compuerta a prueba y error.

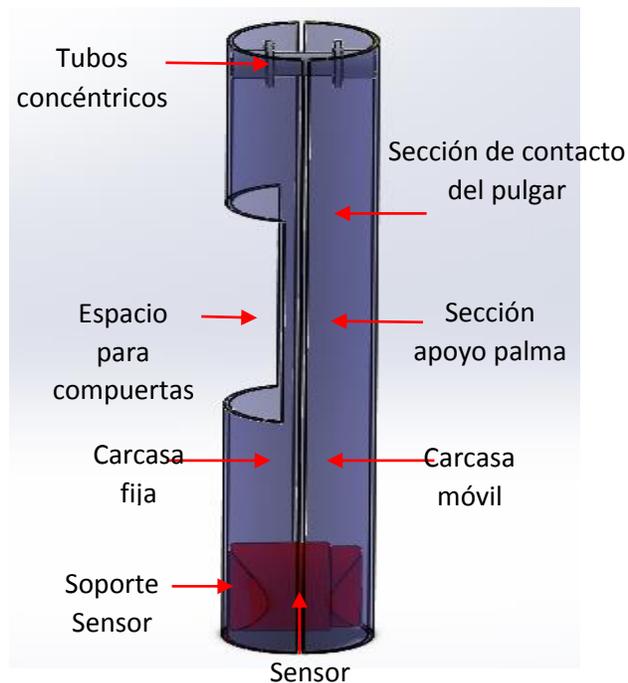
Los resultados de las velocidades serán adicionadas a la programación el Labview para su respectivo uso. El PWM a usar en los motores ronda alrededor de 32 pulsaciones para la apertura de las compuertas.

5.10. CARCASA

La carcasa debe soportar la fuerza que le es transmitida desde las compuertas pasando por las guías, y también soportar la fuerza generada por la planta de la mano.

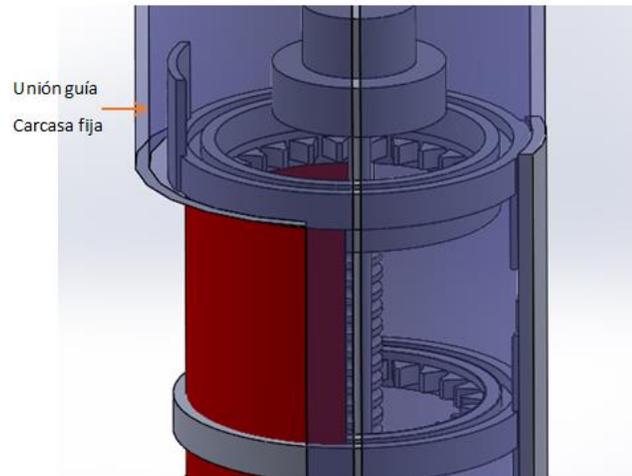
En el agarre cilíndrico la carcasa móvil será comprimida contra la carcasa fija para producir un desplazamiento que pueda ser captado por la celda de carga (sensor).

Figura 67. Carcasas del dispositivo



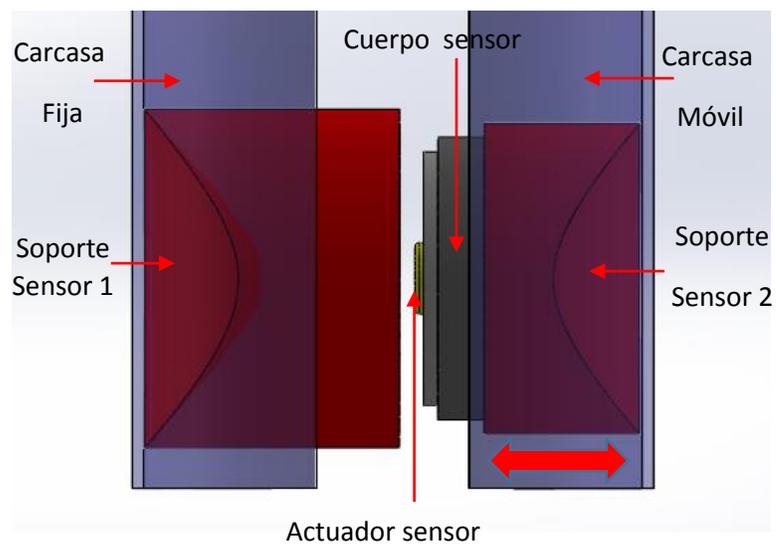
5.10.1 Carcasa fija. Las guías deben ir acopladas a una carcasa principal a la cual se le transmite toda la fuerza generada en el agarre cilíndrico.

Figura 68. Unión de la carcasa fija y la guía



5.10.2 Carcasa móvil. Soporta la fuerza de la palma de la mano y el dedo pulgar produciendo un desplazamiento en el eje x, comprimiendo el sensor y los tubos concéntricos base del resorte. Cuando se produce la fuerza de agarre el actuador del sensor entra en contacto con la superficie interior del soporte del sensor “1” produciendo la lectura de fuerzas como se observa en la figura 69.

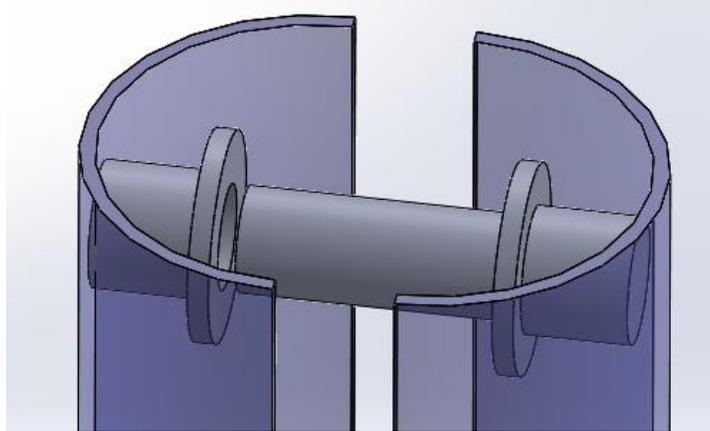
Figura 69. Celda de carga con sus apoyos



5.11. TUBOS CONCRETICOS

Los tubos concreticos garantizan que el sistema siga una dirección en el eje x.

Figura 70.Tubos concreticos

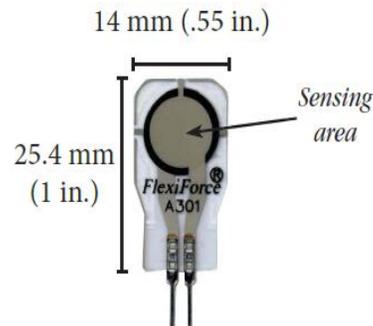


6. SENSORES, ELEMENTOS Y SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

6.1. SENSOR DE ADQUISICIÓN DE FUERZA EN LAS FALANGES.

En el análisis de las fuerzas de agarre de la mano se usan frecuentemente objetos instrumentados para así lograr caracterizaciones más precisas. Con este fin, se usan ampliamente sensores de fuerza que se distribuyen en partes estratégicas de la mano. Para la selección del sensor que se encargará de la adquisición de las fuerzas generadas por las falanges se tuvieron en cuenta aspectos importantes como la repetitividad, la linealidad, el tiempo de respuesta, el costo, el rango de su capacidad. En un estudio realizado por Vecchi et al.^[13] se compararon dos sensores que son comercialmente asequibles y frecuentemente usados para el estudio biomecánico del agarre de la mano los cuales son el Flexiforce distribuido por Tekscan Inc y el sensor FSR (Force Sensing Resistor) fabricado por Interlink Electronics. En este estudio se llegó a la conclusión de que el Flexiforce presenta mejores rendimientos en tanto a la repetibilidad, linealidad. De igual manera, este sensor cuenta con mayor información adquirible en la red, la que se puede tomar como punto de comparación a la hora de evaluar los resultados. Para nuestra aplicación se optó por el uso del sensor Flexiforce A301 25 [lbf], ya que estudios anteriores como el de Vecchi et al.^[13], estandarizan las características principales que debe tener un sensor para el análisis de las fuerzas generadas en el agarre, dando como requerimiento que el sensor tenga un rango de lectura mínimo de 0,1 [N] a 80 [N] lo que equivale a 8,15 [Kgf].

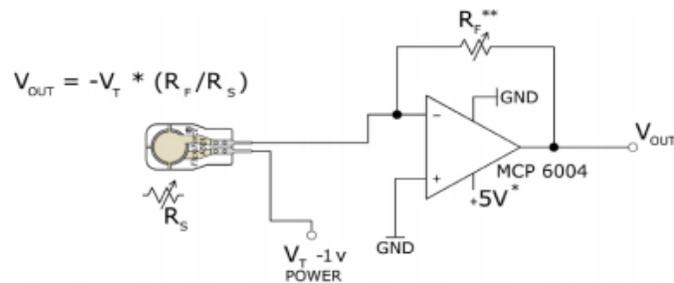
Figura 71. Flexiforce A301 25 lbf



Fuente: <http://www.Tekscan.com/pdf/FLX-A301-force-sensor.pdf>

Tekscan Inc recomienda el uso de un circuito para la amplificación y recepción de los datos generados por el sensor en este se recomienda el uso de un amplificador operacional MCP 6004 cuya resistencia de ganancia es necesaria calcular.

Figura 72. Circuito recomendado A301



Fuente: <http://www.Tekscan.com/pdf/FLX-A301-force-sensor.pdf>

6.1.1 Calibración de sensores Flexiforce. Debido a la falta de un dispositivo que ejerza fuerza en la superficie de los sensores de manera correcta se opta por construir un sistema que consiste en un tornillo milimétrico (paso del tornillo = 1) sujeto al resorte, con el paso de 1 mm se busca que cuando esté de un giro completo el resorte se comprima 1 mm teniendo así un desplazamiento fácil de deducir. El resorte cuenta con un elemento rígido para la aplicación de las fuerzas.

Con este se busca generar como salida una fuerza puntual correspondiente a la ejercida por el resorte, el área de actuación del elemento de salida de la fuerza es proporcional al área de lectura del sensor. El elemento de salida tiene una forma cónica cuya terminación fue elaborada en nailon para que el apoyo de este no cause daños en el sensor.

Figura 73. Dispositivo de calibración de los sensores flexiforce.



- **Resorte sistema de calibración sensores flexiforce**

La fuerza máxima de los flexiforce es 25 lbf , luego el resorte será diseñado para 40 lbf.

$$1\text{kgf} = 2,205 \text{ lbf}$$

$$1\text{kgf} = 9,81 \text{ [N]}$$

$$F_{max} = 177,96 \text{ [N]}$$

$$Y_{max} = 2[\text{cm}] = 0,02 \text{ [m]}$$

$$F_{max} = K * Y_{max}$$

$$K = \frac{177,96}{0,02} = 8898 \left[\frac{N}{m} \right]$$

El resorte no será precargado

$$F_{min} = 0$$

$$Y_{min} = 0$$

G = Módulo de corte del material

E = Módulo de elasticidad del acero

$$E = 200e9 [Pa]$$

$$G = 0,4 * E = 80e9 [Pa]$$

Geometría

$$L_f = \text{longitud libre o total del resorte} = 5[cm] = 0,05 [m]$$

$$L_a = L_f = L_a + Y_{min} = \text{longitud ensambles, la longitud despues de la precarga}$$

$$L_f = L_a$$

L_m = Longitud mínima de trabajo.

$$L_a = L_m + Y_{max}$$

$$L_m = 0,05 - 0,02 = 0,03 [m]$$

L_s = longitud en la cual las espiras entran en contacto.

Y_{clash} = Es la holgura de golpeo, la cual se define como la diferencia entre la longitud mínima de trabajo y la altura de cierre, expresado por un porcentaje de deflexión de trabajo de 15%.

$$Y_{clash} = 0,15 * Y_{max} = 0,003 [m]$$

$$L_m = L_s + Y_{clash}$$

$$L_s = 0,03 - 0,003 = 0,027[m]$$

C = índice de manufactura del resorte; $C < 4$ son difíciles de fabricar > 12 se tienden a pandear

$$C = 8$$

$$C = \frac{D_{resorte}}{d_{alambre}} \quad (1)$$

N_t = Número total de espiras.

$$L_s = N_t * D_{alambre} \quad (2)$$

N_a = Espiras activas.

$$N_a = N_t - 2 \quad (3)$$

$$Y_{max} = \frac{8 * F_{max} * D_{resorte}^3 * N_a}{G * d_{alambre}^4} \quad (4)$$

Resolviendo el Sistema de ecuaciones (1), (2), (3), (4) se obtiene

$$D_{resorte} = 2,465 [cm] = 0,02465[m]$$

$d_{alambre} = 0,003081 [m] = 3,081[mm]$ Se normaliza a un alambre calibre 11 diametro 3,061 [mm]

$$N_a = 6,763$$

$$N_t = 8,763$$

El valor de pandeo debe ser menor de 4

$$\text{Valor de pandeo} = \frac{L_f}{D_{resorte}} = \frac{0,05}{0,02465} = 2,028$$

En la sección transversal de la espira tiene dos esfuerzos, esfuerzo de corte por torsión y esfuerzo por cortante directo que se genera por la carga axial en el resorte.

K_s = factor de cortante directo.

$$K_s = 1 + \frac{1}{2 * C} = 1,0625$$

τ_{max} = esfuerzos combinados por corte directo y corte por torsión.

$$\tau_{max} = \frac{8 * F_{max} * D_{resorte} * K_s}{\pi * d_{alambre}^3}$$

$$\tau_{max} = \frac{8 * 177,96 * 0,02465 * 1,0625}{\pi * 0,003081^3} = 405,82 [MPa]$$

S_{ut} = esfuerzo ultimo del material

$$S_{ut} = A * (diametro_{alambre} * 1000)^b$$

Para un acero ASTM A228

Coeficiente A= 2153,5 [Mpa]

Exponente b= -0,1625

$$S_{ut} = 2153,5e6 * (0,003081 * 1000)^{-0,1625}$$

$$S_{ut} = 1796,13 [MPa]$$

S_{ys} = Esfuerzo de resistencia al corte.

$$S_{ys} = 0,67 * S_{ut} = 0,67 * 1796,13 = 1203,4 \text{ [MPa]}$$

Factor de seguridad debe ser mayor de 1,5

$$N = \frac{S_{ys}}{\tau_{max}} = \frac{1203,4}{405,82} = 2,96$$

- **Calculo del constante K de manera experimental**

Se calcula la constante K con masas de 1[kg], 2[kg] 5,3 [kg] proporcionadas por el laboratorio de Física en el edificio de Ciencias de la UIS.

Figura 74. Masas usadas para calculo de la constante k en el resorte de calibracion



La metodología es poner masas sobre el resorte y medir la distancia que se comprime el resorte con un calibrador como se observa en la figura 75.

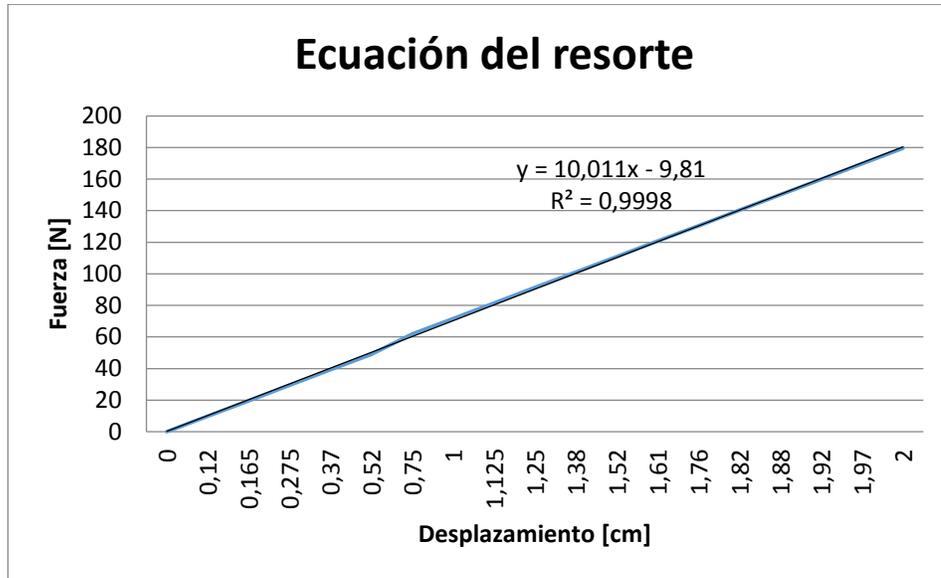
Figura 75. Pruebas de compresión del resorte de calibración



Tabla 20. Resorte calibración sensores flexiforce fuerza vs desplazamiento.

Peso[kg]	Fuerza[N]	Desplazamiento [cm]
0	0	0
1	9,81	0,12
2	19,62	0,165
3	29,43	0,275
4	39,24	0,37
5	49,05	0,52
6,3	61,803	0,75
7,3	71,613	1
8,3	81,423	1,125
9,3	91,233	1,25
10,3	101,043	1,38
11,3	110,853	1,52
12,3	120,663	1,61
13,3	130,473	1,76
14,3	140,283	1,82
15,3	150,093	1,88
16,3	159,903	1,92
17,3	169,713	1,97
18,3	179,523	2

Figura 76. Grafica fuerza vs Deformación para el resorte de calibración de Flexiforce



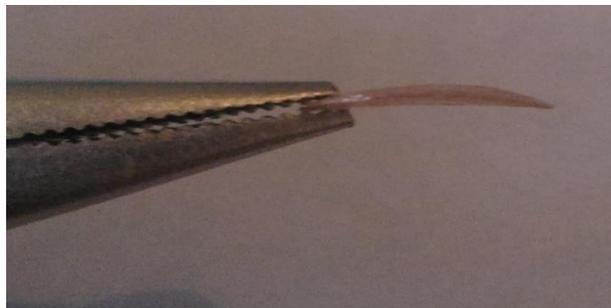
6.1.2 Aplicación de la fuerza. Los sensores de fuerza Flexiforce tienen un área específica de contacto donde se realizará la lectura de los datos, esta es circular. Para la correcta lectura de las fuerzas aplicadas esta área de contacto será equipada con un domo de material rígido ya que así se garantiza la distribución de la fuerza sobre el área de lectura que posee el sensor, el material a usar para la obtención de los domos es resina ya que este es fácil de elaborar y al aplicarle correctamente el catalizador se obtiene rigidez en este. Para ello es necesaria la elaboración de un molde que le dará forma a los domos, se utiliza un balín de acero de diámetro 15/16 [pulg], se ubica el balín sobre un cuadrado de Aluminio y se prensa a 1 mm de profundidad.

Figura 77. Molde para los domos



Para darle la curvatura a los domos para que se puedan acomodar correctamente a las compuertas. Se deja secar por 8 minutos la resina en el molde y al estar húmeda se ubica en las compuertas y se pega con cinta, al dejarse secar la resina se endurece adquiriendo la curvatura requerida con un diámetro de 1 cm.

Figura 78. Domos



6.1.3 Calibración Flexiforce. Cada sensor se le debe aplicar una fuerza de 110 % de la fuerza máxima 27,5 [lbf] para acondicionar las capas del sensor.

Cada sensor debe tener su propia ecuación que relacione voltaje con fuerza, para ello se ubica el sensor en una compuerta y se le ejerce fuerza puntual con un resorte. El tornillo al ser paso 1 se puede controlar fácilmente la distancia recorrida para registrar los valores de fuerza. Se debe realizar el procedimiento 3 veces y sacar el promedio de voltaje.

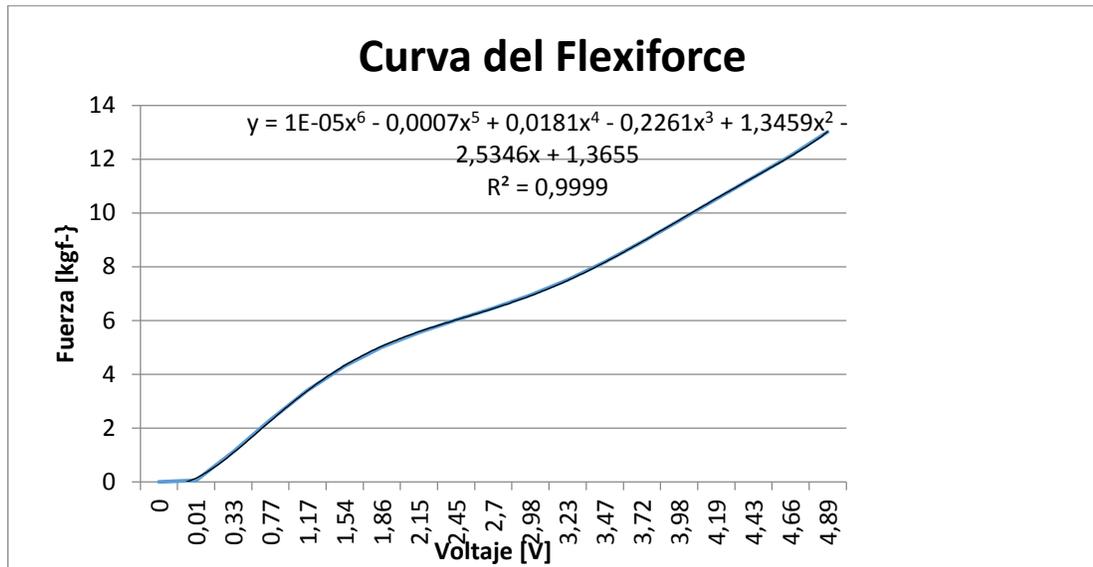
Figura 79. Calibración Flexiforce



Tabla 21. Voltaje medido en Flexiforce

Longitud [cm]	X [cm]	Fuerza [N]	Fuerza [kgf]	Voltaje [V]			Promedio
				Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	
5,15	0	0	0	0	0	0	0
5,14	0,01	0,5163	0,05262997	0,01	0,01	0,01	0,01
5,04	0,11	10,9	1,11111111	0,31	0,31	0,36	0,33
4,94	0,21	22,58	2,30173293	0,75	0,8	0,76	0,77
4,84	0,31	33,36	3,40061162	1,16	1,21	1,14	1,17
4,74	0,41	42,26	4,30784913	1,53	1,6	1,48	1,54
4,64	0,51	49,19	5,01427115	1,86	1,94	1,79	1,86
4,54	0,61	54,55	5,5606524	2,15	2,22	2,08	2,15
4,44	0,71	59,03	6,01732926	2,46	2,55	2,35	2,45
4,34	0,81	63,33	6,45565749	2,69	2,79	2,62	2,7
4,24	0,91	68,07	6,93883792	3,01	3,04	2,89	2,98
4,14	1,01	73,62	7,50458716	3,26	3,27	3,16	3,23
4,04	1,11	80,12	8,16717635	3,5	3,5	3,42	3,47
3,94	1,21	87,44	8,91335372	3,75	3,75	3,66	3,72
3,84	1,31	95,26	9,71049949	4	4,02	3,91	3,98
3,74	1,41	103,2	10,5198777	4,2	4,24	4,13	4,19
3,64	1,51	111,1	11,3251784	4,42	4,49	4,37	4,43
3,54	1,61	119	12,1304791	4,67	4,71	4,61	4,66
3,44	1,71	127,6	13,0071356	4,89	4,95	4,83	4,89

Figura 80. Linealización de Flexiforce



6.2 SELECCIÓN SENSOR FUERZA TOTAL

Figura 81. Celda de carga FC23



Fuente: <http://www.digikey.com/catalog/en/partgroup/fc23/22739>

6.2.1 Ecuación de fuerzas de la celda de carga. La ecuación de la celda de carga se obtuvo de las recomendaciones del fabricante al decir que este tipo de sensor tiene un comportamiento lineal por lo tanto del catálogo de este se tomaron los siguientes datos.

Tabla 22. Especificaciones celda de carga.

DESCRIPCION	MAX CARGA PERMISIBLE	VOLTAJE DE SALIDA A LA MAX CARGA PERMISIBLE
FC2311-0000-0250-L	113.40 [kgf]	100 [mV]

Fuente: http://www.digikey.com/catalog/en/partgroup/fc23/22739?mpart=FC2311-0000-250L&vendor=223&WT.z_ref_page_type=PS&WT.z_ref_page_sub_type=PD&WT.z_ref_page_id=PD&WT.z_ref_page_event=DC_Link_Table

De acuerdo a la tabla y teniendo en cuenta que el sensor tiene un valor inicial de 2,1 [mV] valores a tener en cuenta para determinar la ecuación, para la amplificación de la señal se usó un amplificador INA128 por lo cual fue necesario usar una ecuación de ganancia para el amplificador la cual es la siguiente.

La tarjeta de adquisición de datos trabaja de 0 a 5 [V] de acuerdo a esto la ecuación de ganancia es.

$$V_s = V_e * G$$

Donde $V_s = 5$ [V] y $V_e = 100$ [mv] de acuerdo a esto.

$$G = \frac{5 [V]}{100/1000 [V]} = 50$$

Lo que implica que la resistencia de ganancia a instalar en la tarjeta para un INA128 es la siguiente.

$$50 = \left(1 + \frac{50 K\Omega}{R_G}\right)$$

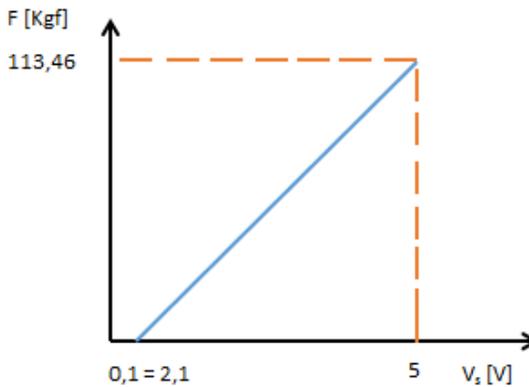
$$R_G = 1 [K\Omega]$$

Conociendo ya la amplificación de la señal se procede a determinar la ecuación de la celda de carga.

Ecuación de la pendiente

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} = \frac{113,46 - 0 \text{ [Kgf]}}{5 - 0,1 \text{ [V]}} = 23,06 \text{ [Kgf/V]}$$

Figura 82. Pendiente de la celda de carga Fc 23



Para este tipo de recta la ecuación es la siguiente.

$$y = m * x + b$$

Es necesario hallar el valor de b el cual se obtiene de la siguiente manera.

$$m = \frac{y_2 - y_b}{x_2 - x_b} = 23,06 \left[\text{Kgf/V} \right] = \frac{113,46 - y_b}{5 - 0}$$

$$y_b = -5$$

Ecuación de la celda de carga.

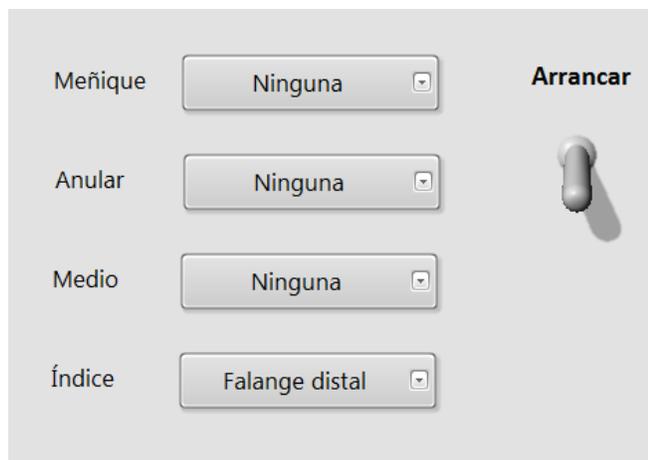
$$F = 23,06 * V - 2,3$$

6.3 PROGRAMACIÓN DEL SISTEMA DE TRASMISIÓN

La secuencia del sistema de transmisión consiste en el recorrido que debe realizar el piñón a acoplar con las coronas, por lo cual este dependiendo de qué dedo y falange se quiera evaluar realizará un recorrido específico. Para la elaboración del código de programación se hizo uso del software LabVIEW con el Toolkit de

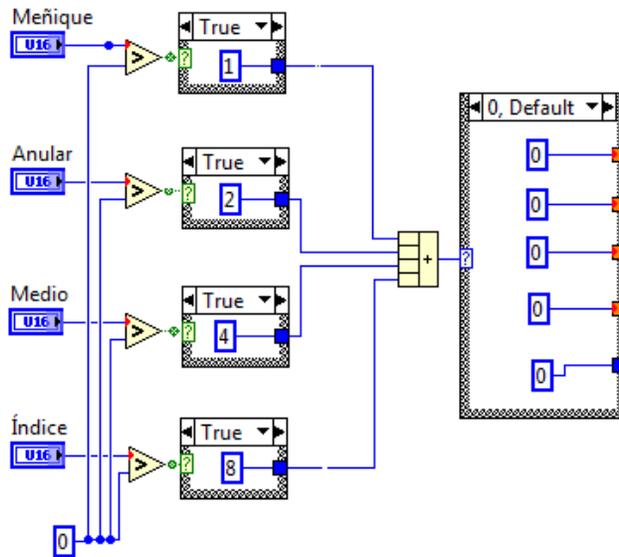
Arduino, esta herramienta permite el control y la adquisición de datos del microcontrolador de Arduino y ya estando en LabVIEW se puede realizar el uso de todas las bibliotecas disponibles en el programa. El programa inicia con la selección de las falanges que quieren ser anuladas, teniendo ya estas es necesario ordenarle al programa que inicie la secuencia de movimiento. El usuario se encontrara con una interfaz de la siguiente manera Figura 84.

Figura 83. Selección de dedos y falanges a anular.



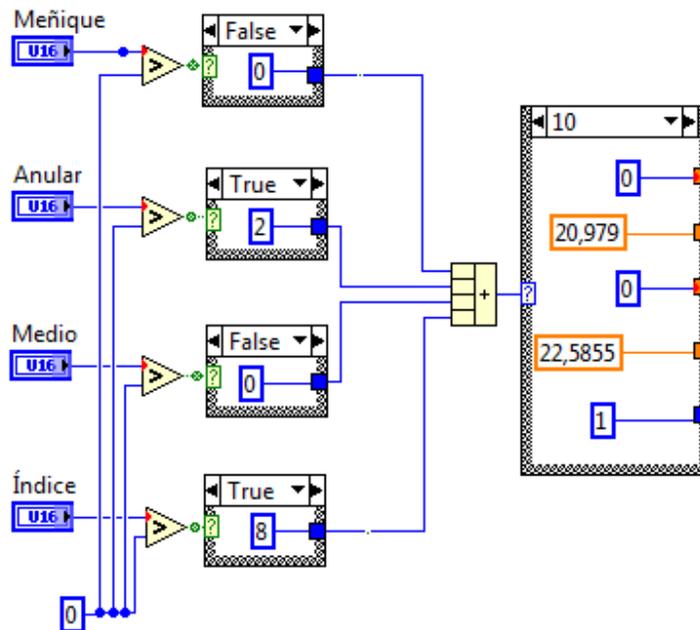
En el código a cada dedo se le asigna un número correspondiente a los primeros cuatro dígitos del código binario 1, 2, 4, 8. Los cuáles serán sumados para obtener un número específico del 0 al 15 que indicara una orden de secuencia. Como se puede observar en la figura 85.

Figura 84. Programa LabVIEW selección de falanges.



Dentro de la estructura Case (Case Structure) se almacenan las constantes que indican el número de pulsos que debe recibir el Optocoplador del encoder, indicando la posición del piñón con respecto a la posición inicial, como ejemplo si se selecciona el dedo Anular y el Índice la suma correspondiente es 10 lo que significa que dentro del case se seleccionaran las constantes del ítem 10 como se observa en la figura 85.

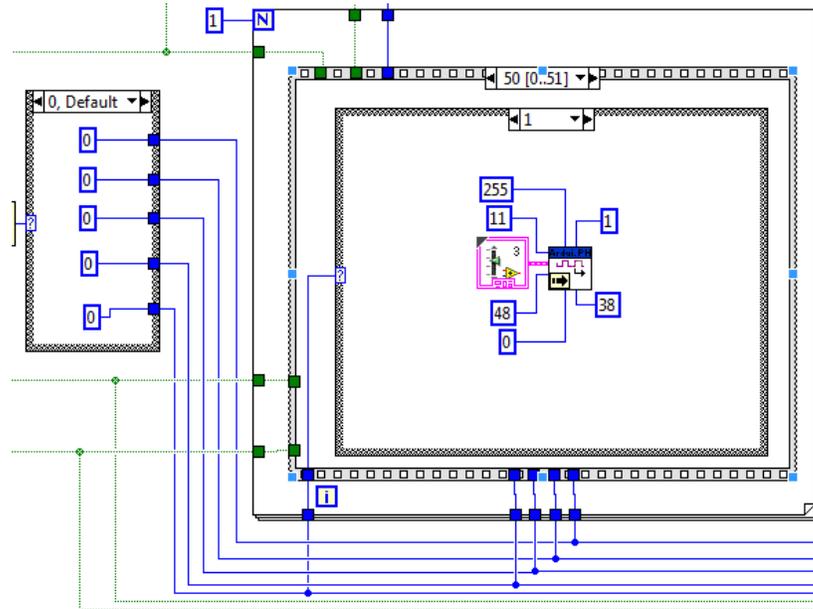
Figura 85. Ejemplo de selección de falanges.



El numero 22 corresponde al número de pulsos que debe contar en Optocoplador para posicionar el piñón con respecto a la compuerta. Y el número 1 inferior corresponde al valor del pin de entrada del final de carrera que indica que el piñón ya ha hecho su retorno.

Ya teniendo las compuertas a abrir se envían las ordenes de accionamiento a los pines de salida de los motores. La secuencia inicia con el encendido del motor de bajo torque que realizara el desplazamiento vertical del piñón para la realización de esta se utilizó la estructura Stacked Sequence ya que permite que el código se realice con un orden específico.

Figura 86. Secuencia correspondiente a la selección de un dedo.



Después de que el Optocoplador obtenga suma total de la vueltas del encoder este ordenara el accionamiento de los solenoides, la secuencia tiene como entradas tres datos booleanos (líneas verdes), estas indican si es necesario que se realice lo que se encuentra adentro de la estructura case. La tercera secuencia es el correspondiente a la apertura de acuerdo a la falange a anular si es falange distal, media o proximal el Optocoplador de la parte superior realizara el respectivo conteo y si no es ninguna será un cero como en el caso de la figura 87, durante toda esta acción el motor de alto y bajo torque estarán accionados en el mismo sentido con el fin de que no se presente desplazamiento del piñón hacia arriba o abajo.

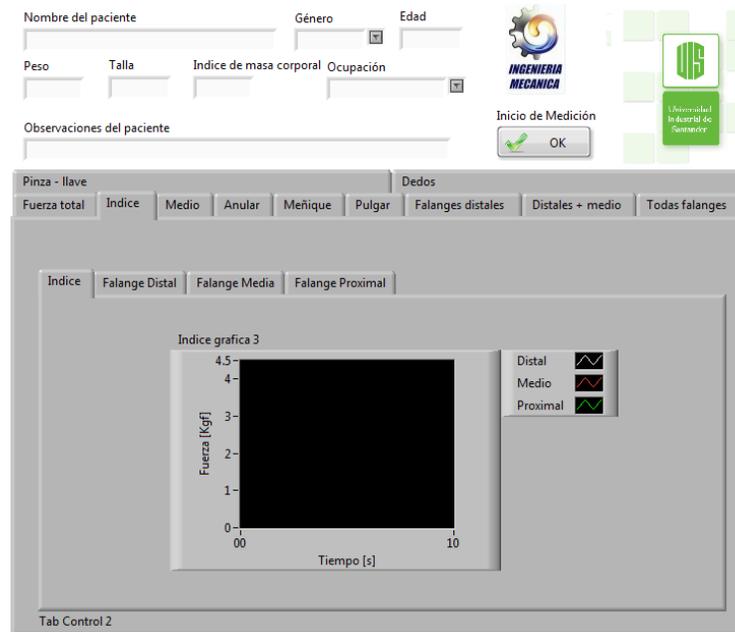
Al finalizar la secuencia el piñón de accionamiento deberá volver a su posición inicial, el piñón será posicionado con respecto a la lectura que se obtenga de un final de carrera. A su vez durante el recorrido de vuelta, deberá realizar el cierre de las compuertas ya abiertas.

7. INTERFAZ GRAFICA

Para la fácil lectura de las fuerzas obtenidas y de los datos del paciente se dispondrá de una interfaz gráfica en LabVIEW. Cada valor medido de fuerza dispondrá de una tabla de fuerza y tiempo de lectura.

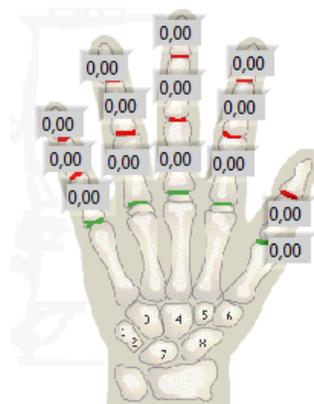
- Para la fuerza total será la lectura obtenida con el FC 23.
- Para el dedo (índice, medio anular y meñique) se obtendrán 4 graficas de los sensores Flexiforce:
 - Fuerza de la falange proximal.
 - Fuerza de la falange media.
 - Fuerza de la falange distal.
 - Fuerza total de cada dedo: sumatoria de las de la fuerza generada en las 3 falanges para cada dedo.
 - Fuerza de todas las falanges distales.
 - Fuerza en pinza, llave.
- Para el pulgar se obtendrá una gráfica a partir de las lecturas del Flexiforce.

Figura 87. Interfaz grafica de labview para lectura de sensores



La magnitud promedio de la fuerza medida será observada fácilmente en una gráfica de las falanges de todos los dedos.

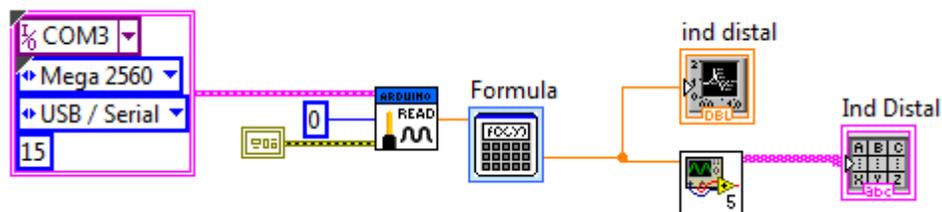
Figura 88. Magnitud de fuerzas medidas por el dispositivo



7.1 LECTURA DE LA SEÑAL

Las señales analógicas captadas por el Arduino para cada uno de los sensores, debe ser amplificada por una formula proveniente de la calibración de los sensores para mostrar la magnitud real que se está midiendo. Luego esta señal se gráfica y se tabulan los resultados. Cada gráfica y tabla al parar el programa se resetea.

Figura 89. Lectura de fuerzas con el Arduino



7.2 ALMACENAMIENTO DE DATOS

Para almacenar los datos de manera ordenada se dispone de la opción de exportar todos los resultados a un informe de Word que dispondrá del siguiente orden:

1. Datos del paciente: Nombre, género, edad, peso, talla, índice de masa corporal, ocupación y observaciones del paciente.
2. Fuerza total: Gráfica
3. Fuerza en el dedo índice: Gráfica de las 3 falanges en 1.
4. Fuerza en el dedo medio: Gráfica de las 3 falanges en 1.
5. Fuerza en el dedo meñique: Gráfica de las 3 falanges en 1.
6. Fuerza Pulgar: Gráfica
7. Fuerza de todas las falanges distales: Gráfica
8. Fuerza de todas las falanges distales y medias: Gráfica
9. Fuerza de los dedos: sumatoria de fuerzas de cada falange para cada dedo.

De igual manera se exportan los datos de las tablas en un formato Excel, con un dato de fecha/hora y cada una de las mediciones de cada sensor.

- **Placa base**

La placa base es el circuito que enlaza todos los componentes electrónicos con el Arduino, es el intermediario que contiene las conexiones y elementos necesarios para llegar a éstos. La placa base fue montada sobre una baquela.

Tabla 23. Elementos de la placa base.

Descripción	Cantidad	Referencia
Puente H	1	L293D
Amplificadores	7	MCP 6004
Amplificador	1	INA 128P
Relay	1	5 [V]
Resistencia Flexiforce	7	120 [Ω]
Resistencia Flexiforce	7	273 [Ω]
Resistencia Celda	1	1 [K Ω]
Resistencia Optocoplador	2	220 [Ω]
Resistencia Optocoplador	2	4,7 [K Ω]
Resistencia optocoplador	2	10 [K Ω]
Entradas de voltaje	2	5 [V]
Entrada de V Arduino	1	5 [V]
Pines para Flexiforce	24	Molex
Pines FC23 Celda de carga	4	Molex
Pines optocoplador	4	Molex
Pines Solenoides	4	Molex
Pines motores DC	4	Molex
Pines manejo Arduino	28	

8. MEDICIONES DE FUERZA CON EL DISPOSITIVO

Para la investigación sobre fuerza de agarre de la mano se usara en 10 pacientes, con las combinaciones de dedos faltantes más comunes.

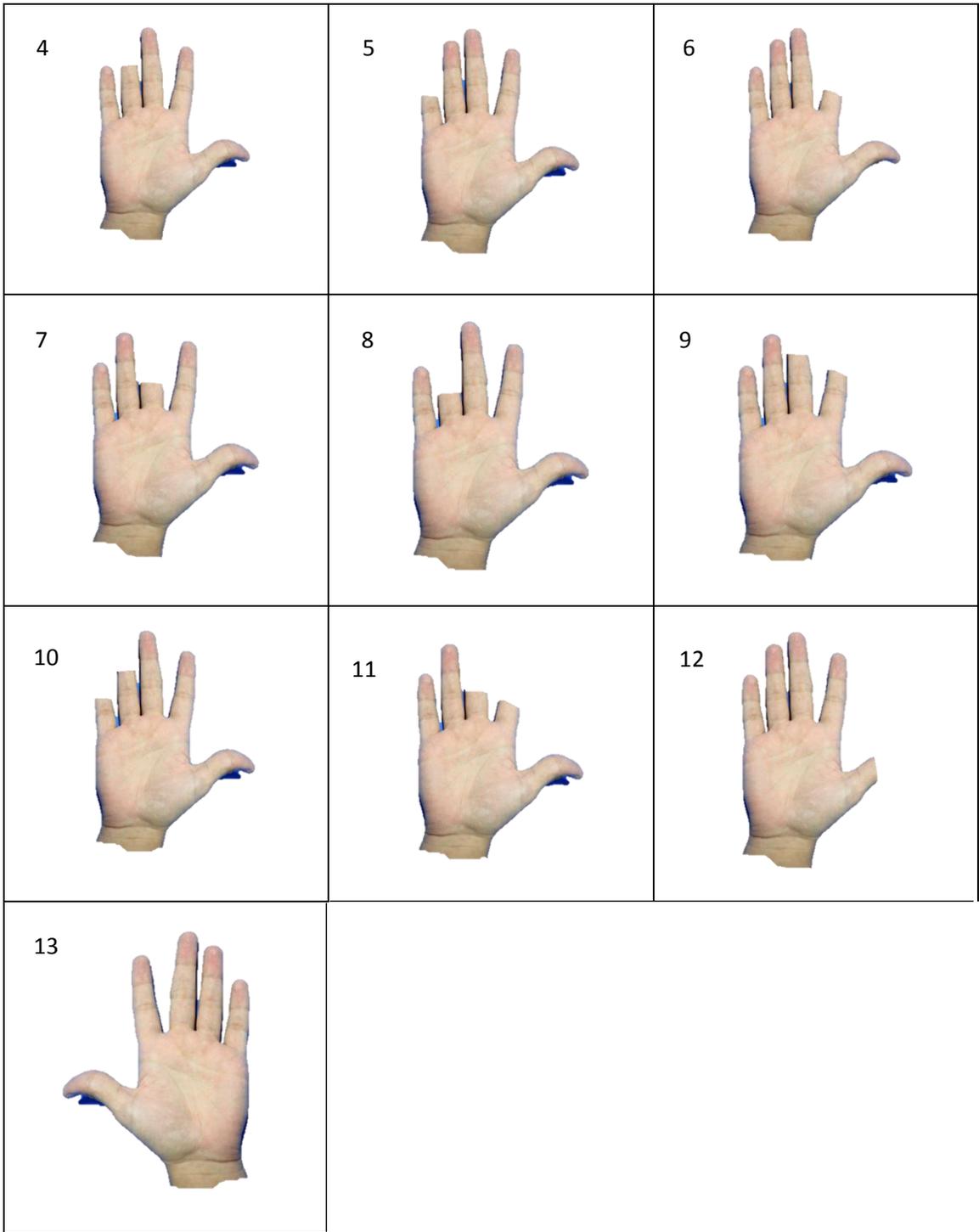
En la figura 90 las celdas rojas representan las falanges faltantes en el estudio. Las combinaciones se plantearon de acuerdo a lo nombrado anteriormente con referencia en Campbell^[2].

Figura 90. Combinaciones de pérdida de falange propuesta

COMBINACIONES	INDICE			MEDIO			ANULAR			MEÑIQUE			PULGAR
	DISTAL	MEDIA	PROXIMAL	DISTAL	MEDIA	PROXIMAL	DISTAL	MEDIA	PROXIMAL	DISTAL	MEDIA	PROXIMAL	
1	Mano derecha												
2	■												
3				■									
4							■						
5											■		
6	■	■											
7				■	■								
8							■	■					
9	■			■									
10							■				■		
11	■	■		■	■								
12													■
13	Mano izquierda												

Figura 91. Combinaciones de simulación de pérdidas de falanges.





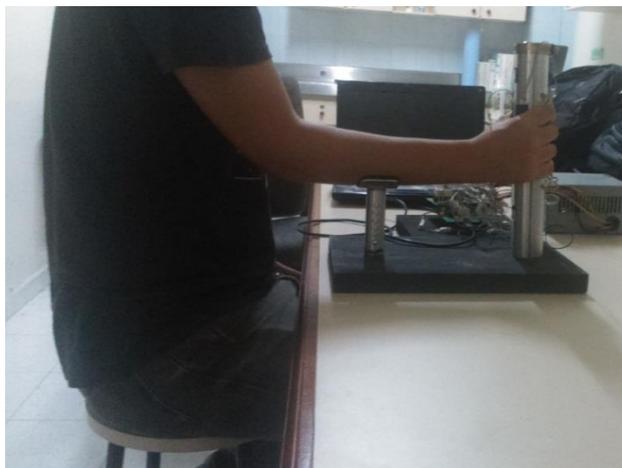
8.1 PROTOCOLO PARA EL AGARRE.

Para el estudio y toma de mediciones de fuerzas de agarre máximo se contó con una población 5 hombres y 5 mujeres mayores de 18 años con una estatura promedio en Colombia, los pacientes deben tener una longitud palmar inferior a 112 mm, sin lesiones musculares, amputaciones, problemas físicos en las manos o antebrazo. Los evaluados fueron instruidos en el uso del dispositivo de medición antes de las pruebas, además el evaluador verifica la correcta posición de los dígitos sobre los sensores.

Los sujetos fueron sentados en posición erguida en una silla con sus brazos en aducción, con los codos flexionados a 90° , y antebrazos neutros sobre el soporte del dispositivo. Los pacientes posicionan la palma de la mano y sus dedos en la superficie del dispositivo de medición y se ejerce el agarre máximo posible para cada evaluado, para cada combinación de simulación de pérdida de falanges se debe realizar una nueva prueba en base a indicaciones verbales.

Para validar los datos obtenidos en cada medición, el evaluador debe comparar las gráficas de fuerza vs tiempo del paciente con respecto a estudio previos realizados por otro autor.

Figura 92. Protocolo de medición



8.2 SUJETOS DE PRUEBA

Para las mediciones de fuerza se contaron con estudiantes de la facultad de salud con las siguientes características: 5 hombres

- 5 mujeres
- Mayores de 18 años
- Sedentarios
- Sin lesiones en miembros superiores
- Mano dominante derecha

Tabla 24. Medidas de las manos de los sujetos de prueba

PACIENTE D: derecha I: izquierda	GENERO (M, F)	EDAD (años)	MANO DOMINANTE (D, I)	PALMA [mm]	DEDO MEDIO [mm]			
					LONG TOTAL	LONG PROX	LONG MED	LONG DIST
1D	F	18	D	96,89	70,08	27,32	23,16	23,24
1I	F			99,29	70,51	23,49	22,5	22,28
2D	F	19	D	103,09	78,69	31,81	22,7	23,67
2I	F			103,08	79,26	29,6	23,97	24,46
3D	F	18	D	99,46	69,67	24,06	21,09	24,13
3I	F			96,75	69,38	22,94	21,53	25,2
4D	M	18	D	113,39	82,78	29,91	24,45	26,84
4I	M			107,89	81,24	26,12	25,1	27,74
5D	M	25	D	110,57	77,3	28,58	24,57	24,21
5I	M			110,63	80,32	23,42	30,69	25,95
6D	M	27	D	104,17	80,84	27,89	29,85	21,48
6I	M			102,81	79,22	28,35	23,4	25,95
7D	M	23	D	102,26	79,45	26,94	24,01	26,25
7I	M			101,45	79,42	26,19	26,86	26,51
8D	M	21	D	110	75,25	26,20	23,36	25,69

Los sujetos analizados presentan medidas antropométricas de la mano similares con el objetivo de coherencia en los resultados obtenidos.

8.3 ESTUDIOS DE VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS OBTENIDOS DE LOS DEDOS

Para el análisis de resultados se tomó como referencia el estudio de Kong et al^[5]. De este estudio se tomaron los datos de fuerza promedio de 24 personas mediante un guantes con sensores Flexiforce adheridos, dichos sensores son iguales a los utilizados en esta investigación. Los datos obtenidos por Kong son los siguientes.

Tabla 25. Fuerzas promedio de los dedos y porcentaje

Diámetro [mm]	fuerza total cada dedo [N]	Fuerzas promedio de los dedos y contribuciones porcentuales							
		Índice		Medio		Anular		Meñique	
		Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%
40	390,9	92,7	23,72	149,5	38,24	100,3	25,65	48,4	12,39
45	299,3	75,5	25,22	115,3	38,51	72,2	24,12	36,4	12,15

Fuente: Kong et al.

Tabla 26. Fuerzas promedio de las falanges y porcentaje

Diámetro [mm]	Fuerzas promedio de las falanges y contribuciones porcentuales							
	Distal		Medio		Proximal		Metacarpo	
	Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%
40	210,7	31,79	125	18,87	150,5	22,71	50,3	12,87
45	137,5	45,95	70,1	23,42	57,7	19,28	34	11,35

Fuente: Kong et al.

Para asemejar el estudio de Kong a los requerimientos de la presente investigación se omite la fuerza ejercida por el metacarpo debido a la falta de sensores en los metacarpianos.

A la fuerza total cada dedo [N] se le resta la fuerza [N] en el metacarpo, y se calcula los valores de fuerza [N] para todos los dedos con los mismos porcentajes de fuerza de la tabla 25

Tabla 27. Fuerza de los dedos sin metacarpo

Diámetro [mm]	Fuerza total cada dedo [N]	Fuerzas promedio de los dedos y contribuciones porcentuales sin metacarpo							
		Índice		Medio		Anular		Meñique	
		Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%	Fuerza [N]	%
40	340,6	80,79	23,72	130,2	38,24	87,36	25,65	42,20	12,39
45	265,3	66,90	25,22	102,16	38,51	63,99	24,12	32,23	12,15

En la tabla 28 se observa la variación de porcentaje de fuerza ejercidos por las falanges en el estudio original de Kong y el porcentaje de fuerza en falanges sin metacarpianos.

Tabla 28. Porcentaje de cada falange sin metacarpo

	Kong 2003				Sin metacarpo		
	Distal %	Medio %	Proximal %	Metacarpo %	Distal %	Medio %	Proximal %
Índice	38,74	17,14	20,1	24,02	50,987	22,558	26,454
Medio	42,39	24,36	20,82	12,43	48,407	27,818	23,775
Anular	41,79	25,15	19,27	13,78	48,475	29,173	22,3524
Meñique	40,52	24,75	13,77	20,96	51,265	31,313	17,421

Fuente: Kong- Autor

En la tabla 29 muestra las fuerzas que ejerce cada falange en cada dedo sin el metacarpo para cilindros de 40mm y 45mm.

Tabla 29. Fuerzas falanges para diámetros de 40 y 45 [cm]

Fuerzas estimadas Kong de cada falange							
40	Distal [N]	Medio [N]	Proximal [N]	45	Distal [N]	Medio [N]	Proximal[N]
Índice	41,193	18,225	21,372	Índice	34,115	15,094	17,7
Medio	63,048	36,231	30,966	Medio	49,456	28,420	24,290
Anular	42,349	25,487	19,528	Anular	31,019	18,668	14,303
Meñique	21,634	13,214	7,3519	Meñique	16,525	10,093	5,616

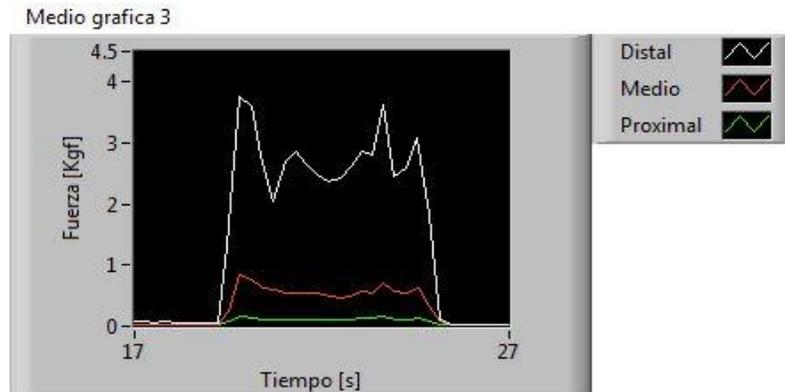
En la tabla 30 muestra el porcentaje de fuerzas que ejerce cada falange en cada dedo sin el metacarpo para cilindros de 40mm y 45mm.

Tabla 30. Porcentaje fuerzas falanges para diámetros de 40 y 45 [cm]

40	Distal [%]	Medio [%]	Proximal [%]	45	Distal [%]	Medio [%]	Proximal [%]
Índice	12,094	5,351	6,275	Índice	12,859	5,689	6,672
Medio	18,511	10,638	9,092	Medio	18,642	10,713	9,156
Anular	12,434	7,483	5,733	Anular	11,692	7,037	5,391
Meñique	6,352	3,880	2,159	Meñique	6,229	3,805	2,117

Como resultado de esta investigación se puede encontrar un patrón de comportamientos de fuerzas en los dedos.

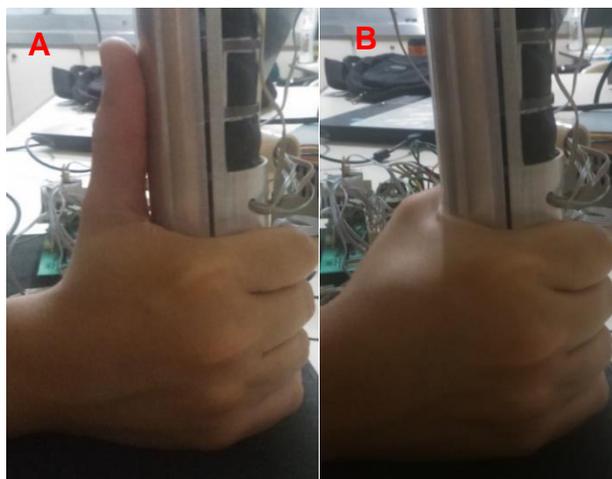
Figura 93. Patrón de comportamiento fuerzas de falanges



8.4 AGARRE MÁXIMO

Para la medición del agarre total del dispositivo por medio de la celda de carga FC 23, se busca estandarizar la posición de la mano en la cual se ejerce el máximo agarre posible, dando como resultado 2 posiciones: Pulgar arriba figura 94A, Pulgar abajo figura 94B.

Figura 94. Agarre máximo en 2 posiciones



- **Vectores de la fuerza de agarre**

La fuerza F_x es la fuerza ejercida por la articulación metacarpo falángica y por la articulación del dedo pulgar. La fuerza F_y es la fuerza ejercida por la articulación proximal del pulgar y la falange media de los dedos. Al sumar vectorialmente F_x y F_y se obtiene la fuerza máxima de agarre la cual es el resultado del agarre generado por las falanges medias, distales de los dedos y la palma de la mano.

Figura 95. Vectores de la fuerza de agarre

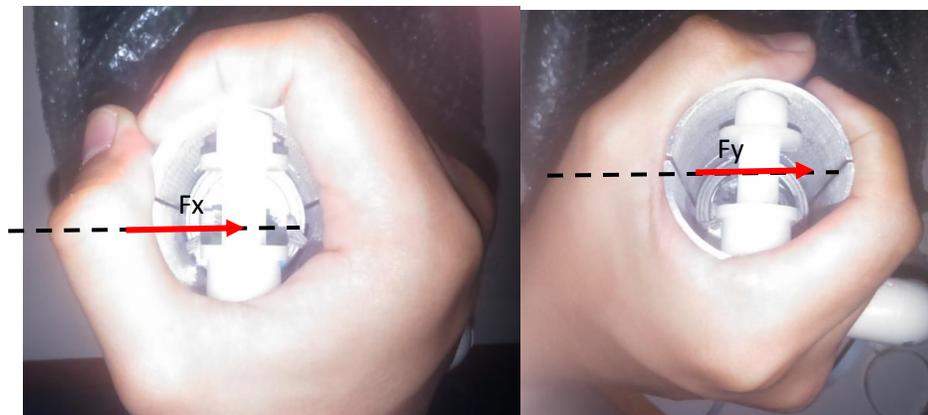
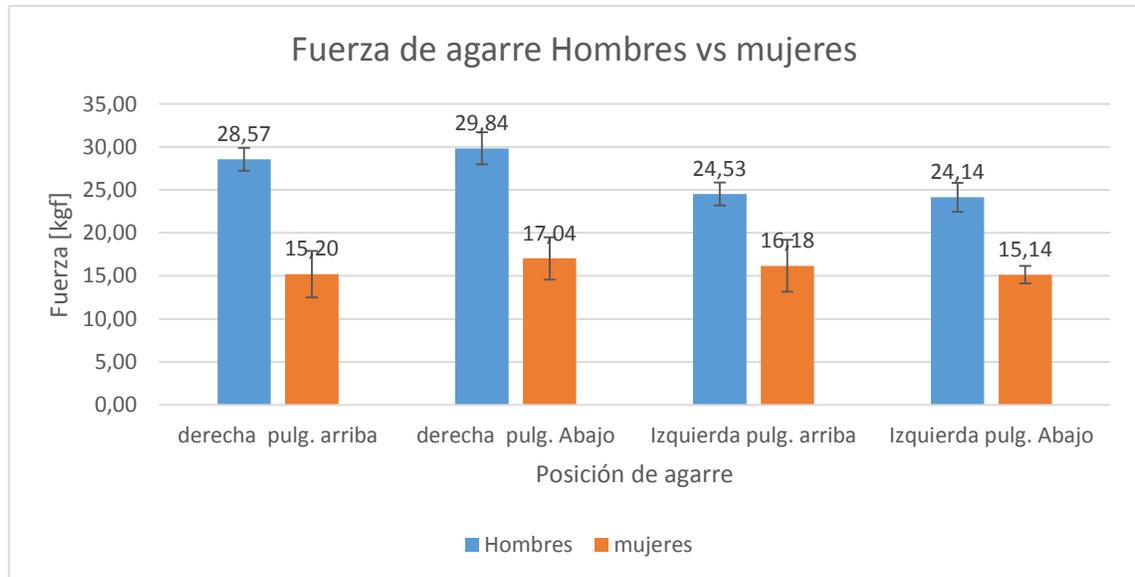


Tabla 31. Resultados obtenidos de fuerza de agarre

Paciente		Mano derecha					
Sexo		F_x [kgf]		F_y [kgf]		F [pulg] Arriba	F [pulg] Abajo
		Pulgar Arriba	Pulgar Abajo	Pulgar Arriba	Pulgar Abajo		
Hombre	1	21,655	23,237	12,050	14,040	24,782	27,149
	2	26,852	20,977	14,230	16,451	30,390	26,658
	3	29,112	25,497	12,389	15,327	31,639	29,749
	4	24,028	23,011	13,067	18,491	27,351	29,520
	5	24,706	30,807	14,536	18,830	28,665	36,106
					Promedio:	28,565	29,837
					Desv, estándar	2,67	3,77

Mujer	1	8,886	9,564	1,542	8,999	9,019	13,132
	2	16,570	16,005	9,790	14,875	19,246	21,850
	3	16,796	14,649	5,836	9,790	17,781	17,619
	4	14,988	10,129	13,519	19,056	20,184	21,581
	5	8,321	7,191	5,158	8,321	9,790	10,998
					Promedio:	15,204	17,036
					Desv. Est	5,37	4,9
Sexo	Mano Izquierda						
		Fx		Fy		F pulg. Arriba	F pulg. abajo
		Pulgar Arriba	Pulgar Abajo	Pulgar Arriba	Pulgar Abajo		
Hombre		18,830	21,203	11,213	12,650	21,916	24,690
	1	25,497	18,943	12,513	14,120	28,402	23,627
	2	19,621	13,293	11,937	13,067	22,967	18,640
	3	18,152	21,090	14,423	16,014	23,184	26,481
	4	21,768	21,994	14,562	16,120	26,190	27,269
	5				Promedio:	24,532	24,141
					Desv. Est.	2,68	3,39
Mujer	1	10,129	7,191	6,175	10,581	11,863	12,793
	2	15,974	10,513	16,351	13,135	22,859	16,824
	3	14,084	11,937	4,932	12,615	14,923	17,368
	4	15,214	8,999	15,779	12,389	21,919	15,312
	5	7,304	7,417	5,836	11,146	9,349	13,388
					Promedio	16,182	15,137
					Desv. Est.	6,009	2,025

Figura 96. Fuerza de agarre máximo para hombres y mujeres



8.5 VERIFICACIÓN DE RESULTADOS OBTENIDOS PARA FUERZA MÁXIMA DE AGARRE

Al ser un dispositivo de medición de agarre en una superficie cilíndrica no se puede comparar directamente con el dinamómetro Jamar debido a la posición que adopta la mano al ejercer la fuerza máxima, pero si se pueden comparar con estudios similares de agarre cilíndrico como lo propone Cally S. Edgren quien mide el agarre en 2 ejes ortogonales para proporcionar el valor puntual se efectúa una sumatoria de vectores. Para la medición usa cilindros de diferentes diámetros 2,54 cm 3,81 cm 5.08 cm 6.35 cm y 7.62 cm obteniendo los siguientes resultados.

Tabla 32. Agarre según Edran

Diámetro del cilindro						
Genero	Edad	3,81 [cm]		4,5 [cm] (interpolación)	5,08 [cm]	
		Promedio	Desv est.	Promedio	Promedio	Desv. est.
Mujer	24-30	192,1 N	37,9 N	181,45 N	172,5 N	39,6 N
	31-44	192,8 N	47,6 N	172,53 N	155,5 N	41,7 N
Hombre	20-29	331,9 N	31,5 N	305,71 N	283,7 N	34 N
	30-35	309,4 N	41,5 N	295,32 N	283,5 N	54,3 N

Fuente: Edgren 2004

De esta manera se demuestra que el sensor Fc 23 mide correctamente el agarre en 2 ejes de acción, validando sus resultados con otros estudios similares en agarre cilíndrico.

En la tabla 33 se observa la fuerza de agarre de personas latinoamericanas y estadounidenses, se presenta un % de error debido a la condición física de 2 poblaciones con diferencias en la altura promedio e índice de masa corporal.

Tabla 33. Validación de resultados para el agarre

	Presente investigación	Edgren 2004	% Error
Mujeres	17,036 kgf	18,496 kgf	7,896
Hombres	29,837 kgf	31,163 kgf	4,257

Tabla 34. Análisis de varianza para pulgar arriba tanto en hombres y mujeres.

ANÁLISIS DE VARIANZA						
Mano derecha hombres						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	47,76	5,00	9,55	1,35	0,36	4,39
Dentro de los grupos	42,39	6,00	7,07			
Total	90,15	11,00				
ANÁLISIS DE VARIANZA						
Mano derecha mujeres						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	206,04	5,00	41,21	16,22	0,00	4,39
Dentro de los grupos	15,25	6,00	2,54			
Total	221,29	11,00				
ANÁLISIS DE VARIANZA						
Mano izquierda hombres						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	44,67	5,00	8,93	1,75	0,26	4,39
Dentro de los grupos	30,70	6,00	5,12			
Total	75,38	11,00				
ANÁLISIS DE VARIANZA						
Mano izquierda mujeres						
<i>Origen de las variaciones</i>	<i>Suma de cuadrados</i>	<i>Grados de libertad</i>	<i>Promedio de los cuadrados</i>	<i>F</i>	<i>Probabilidad</i>	<i>Valor crítico para F</i>
Entre grupos	111,95	5,00	22,39	2,58	0,14	4,39
Dentro de los grupos	52,16	6,00	8,69			
Total	164,10	11,00				

Al realizar el análisis de varianza en Excel se encontró que solo para el agarre en la mano derecha para las mujeres es correcto afirmar que la fuerza ejercida por el pulgar abajo va a ser superior que la fuerza aplicada con pulgar arriba, ya que $F_{cal} > F_{tabla}$ o $F > F_{crítico}$ según tablas numéricamente el resultado es $16,22 > 4,39$.

8.6 ANÁLISIS COMPARATIVO PARA LA VALIDACIÓN DEL DISPOSITIVO ENTRE UN SUJETO CON DISCAPACIDAD Y UNA PERSONA SANA.

Para la validación del dispositivo se tomó como referencia una persona con falanges faltantes en la mano izquierda la cual fue comparada con 5 personas sanas que simularon las mismas perdidas en el dispositivo desarrollado.

El procedimiento de validación fue el siguiente:

1. Se tomaron muestras graficas de la mano dominante del sujeto con discapacidad a su vez las medidas dimensionales respectivas.
2. El sujeto no presenta las falanges distales y medio tanto del dedo anular y meñique.

Figura 97. Mano individuo con carencia de falanges.



Tabla 35. Tablas dimensiones de la mano con limitaciones.

PACIENTE	GENERO	EDAD	MANO DOMINANTE	PALMA [mm]	LONG D. MED [mm]	LONG PROX [mm]	LONG MED [mm]	LONG DIST [mm]
Amputado	M	23	Izquierda	103,11	74,32	29,69	20,77	22,93

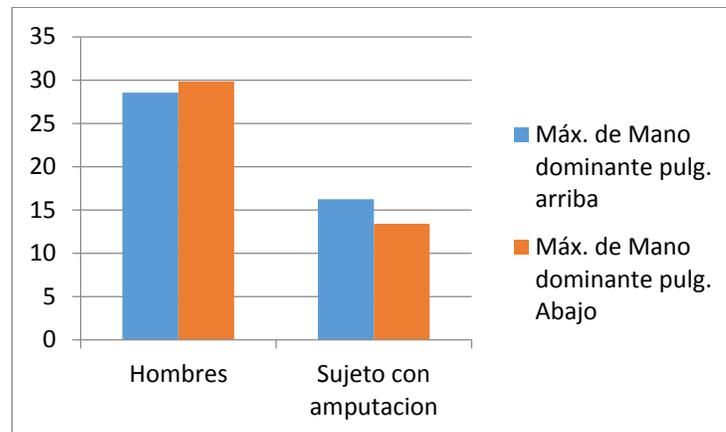
Figura 98. Agarre máximo del paciente sin falanges



Tabla 36. Agarre máximo del paciente sin falanges

Paciente	Mano dominante					
	Fx		Fy		F pulg. Arriba	F pulg. abajo
	Pulgar Arriba	Pulgar Abajo	Pulgar Arriba	Pulgar Abajo		
Sujeto con amputacion	16,231	12,615	0,299	4,593	16,234	13,425

Figura 99. Agarre maximo entre hombres promedio y sujeto con amputaciones



Se procedio a realizar una adquisicion de las fuerzas desarrolladas por las falanges del sujeto mediante el uso del dispositivo.

Figura 100. Agarre con sujeto de falanges faltantes.



Tabla 37. Fuerzas generadas por el sujeto en discapacidad en [Kgf].

Sujeto	Índ. Dis	Índ. Med	Índ. Prox	Suma índ	Med. Dis	Med. Med	Med. Prox	Suma Medi
Amputaciones	3,97	2,53	1,17	7,67	5,77	1,55	0,86	8,19

Lo siguiente fue tomar la población sin discapacidad y realizar la toma de medidas dimensionales y de fuerzas en la mano dominante.

Tabla 38. Fuerzas generadas por los sujetos sanos medidas en Kgf.

PAC.	Índ. Dis	Índ. Med	Índ. Prox	Suma índ	Med. Dis	Med. Med	Med. Prox	Suma Medi
1	3,30	0,89	0,70	4,88	3,13	0,64	1,83	5,59
2	3,13	2,11	0,94	6,18	1,46	1,12	0,81	3,38
3	1,68	1,56	0,97	4,22	2,41	0,37	1,53	4,32
4	2,42	1,43	0,44	4,30	2,88	1,29	1,13	5,29
5	1,43	0,17	0,46	2,05	2,44	1,13	2,46	6,04
Promedio	2,39	1,23	0,70	4,33	2,46	0,91	1,55	4,93

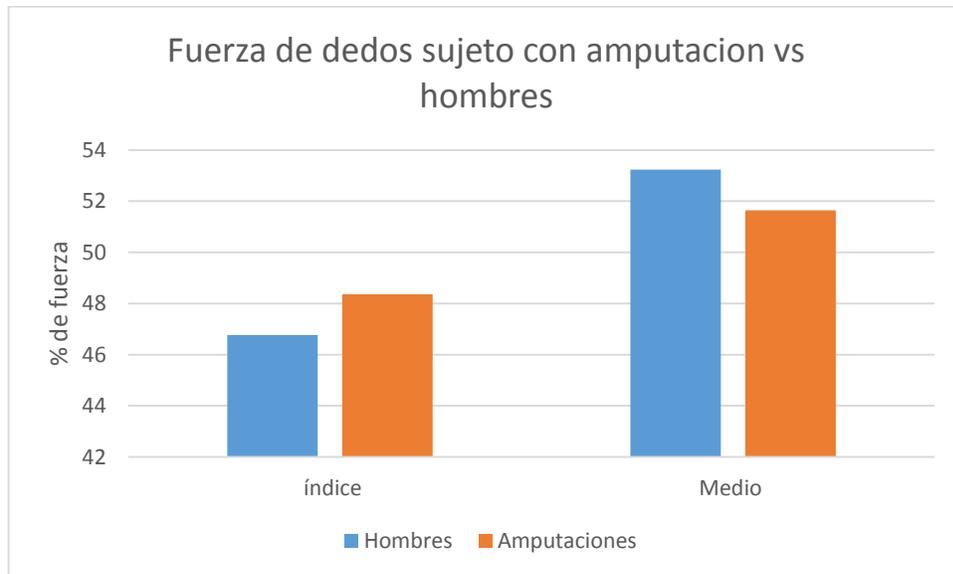
Tomando la sumatoria de las fuerzas ejercidas por los dedos medios e índice tanto para las personas sanas como para la persona de falanges faltantes se encontró que los porcentajes de fuerzas en cada dedo con respecto a la fuerza total son muy similares en discapacitado como en persona con falta de falange.

Tabla 39. Porcentajes de fuerza del dedo medio e índice para sujetos sanos y discapacitado.

Sujeto	Suma índ	Suma Medi	Índ + Med	% Índ	% Med
Discapacitado	7,67	8,19	15,86	48,36	51,64
Sanos	4,33	4,93	9,26	46,76	53,24

Gráficamente los datos obtenidos tanto de la población sana como del sujeto con discapacidad son los siguientes.

Figura 101. Graficas de comparación persona con discapacidad y el promedio de las fuerzas de los sujetos sin discapacidad.



Como se puede observar en los resultados el dispositivo tiene una capacidad de adquirir datos similares tanto en personas sanas como personas discapacitadas. Por lo que es correcto decir que las simulaciones planteadas son una buena aproximación a amputaciones reales.

8.7 FUERZA EN LAS FALANGES DE HOMBRES

Se cuenta con 5 hombres para realizar el análisis cuantitativo de las fuerzas generadas por las falanges y las combinaciones más comunes de pérdida de falanges. La siguiente tabla muestra el promedio de las fuerzas de los hombres en mano sana, 12 combinaciones de pérdida de falanges y mano izquierda

Tabla 40. Fuerza de falanges Hombre

COMBINACIONES	INDICE [kgf]				INDICE [N]
	INDICE DISTAL	INDICE MED	INDICE PROXIMAL	INDICE	
1	2,001	0,698	0,485	3,185	31,241
2	0,000	1,307	0,447	1,754	17,209
3	1,824	0,994	0,206	3,024	29,665
4	1,609	1,047	0,293	2,949	28,926
5	1,370	0,727	0,151	2,248	22,055
6	0,000	0,000	0,659	0,659	6,463
7	1,323	1,695	0,345	3,363	32,993
8	1,510	1,086	0,213	2,809	27,556
9	0,000	1,456	0,191	1,647	16,153
10	1,599	0,864	0,078	2,541	24,929
11	0,000	0,000	0,874	0,874	8,576
12	0,947	0,731	0,005	1,684	16,516
13	1,324	0,593	0,466	2,383	23,377

COMBINACIONES	MEDIO				
	MEDIO DISTAL	MEDIO MED	MEDIO PROXIMAL	MEDIO [Kgf]	MEDIO [N]
1	4,230±	1,633	2,534	8,398	82,382
2	3,011	2,199	2,562	7,772	76,241
3	0,000	1,815	0,646	2,462	24,150
4	2,518	1,524	1,298	5,340	52,385
5	2,962	1,782	1,396	6,140	60,237
6	2,292	1,732	2,076	6,100	59,837
7	0,000	0,000	0,337	0,337	3,308
8	2,245	1,689	1,438	5,372	52,697
9	0,000	1,688	1,021	2,709	26,575
10	2,666	1,479	1,100	5,245	51,450
11	0,000	0,000	0,443	0,443	4,350
12	2,707	2,420	0,958	6,084	59,686
13	2,616	1,118	1,928	5,662	55,542

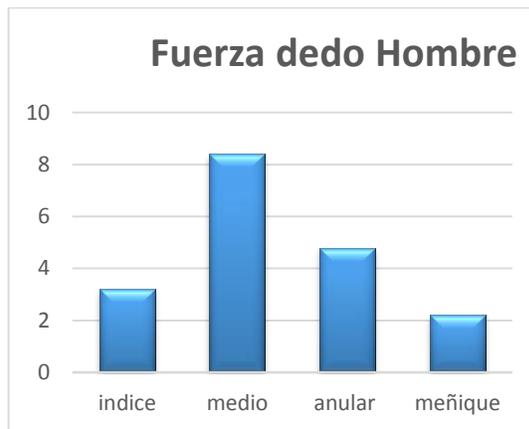
COMBINACIONES	ANULAR				
	ANULAR DISTAL	ANULAR MED	ANULAR PROXIMAL	ANULAR [Kgf]	ANULAR [N]
1	2,774	1,808	0,197	4,779	46,884
2	2,765	1,777	0,246	4,788	46,972
3	2,351	1,899	0,755	5,006	49,105
4	0,000	0,831	0,316	1,146	11,246
5	2,742	1,979	0,219	4,941	48,467
6	2,806	2,347	0,602	5,755	56,457
7	2,326	1,254	0,378	3,958	38,830
8	0,000	0,000	0,451	0,451	4,420
9	2,123	2,284	0,448	4,855	47,628
10	0,000	2,235	0,681	2,916	28,604
11	1,972	1,776	0,557	4,305	42,236
12	2,226	2,617	0,595	5,438	53,343
13	1,701	1,363	0,592	3,656	35,861

COMBINACIONES	MEÑIQUE				
	MEÑIQUE DISTAL	MEÑIQUE MED	MEÑIQUE PROXIMAL	MEÑIQUE [Kgf]	MEÑIQUE [N]
1	0,718	1,338	0,140	2,196	21,543
2	0,783	1,241	0,179	2,203	21,611
3	0,787	1,123	0,454	2,364	23,191
4	0,651	1,586	0,602	2,839	27,851
5	0,000	0,901	0,241	1,142	11,199
6	0,781	1,341	0,384	2,506	24,584
7	0,439	1,539	0,457	2,435	23,889
8	0,676	2,348	0,634	3,658	35,885
9	0,394	1,369	0,289	2,051	20,122
10	0,000	0,776	0,198	0,975	9,561
11	0,613	0,440	0,256	1,310	12,847
12	0,398	0,459	0,117	0,974	9,557
13	0,463	0,624	0,273	1,360	13,338

COMBINACIONES	PULGAR		Sumatoria fuerza de los dedos [kgf]	Sumatoria fuerza de los dedos [N]
	PULGAR [Kgf]	PULGAR [N]		
1	3,011	29,536	18,558	182,050
2	1,987	19,492	16,517	162,034
3	2,116	20,754	12,855	126,111
4	1,432	14,052	12,274	120,408
5	1,594	15,633	14,471	141,959
6	1,602	15,720	15,019	147,340
7	2,057	20,183	10,094	99,020
8	1,431	14,038	12,289	120,559
9	1,487	14,589	11,262	110,478
10	1,574	15,445	11,676	114,544
11	1,769	17,358	6,933	68,009
12	0,000	0,000	14,180	139,102
13	2,387	23,415	13,060	128,119

Fuerza de cada dedo= Falange Distal [kgf] + Falange Media [kgf] + Falange Proximal [kgf].

Figura 102. Fuerza de los dedos en hombres



Sumatoria fuerza de los dedos [kgf] = Índice [kgf] + Medio [kgf] + Anular [kgf],
Meñique [kgf]

Sumatoria fuerza de los dedos [kgf] en la combinación 1= Fuerza total de todas las falanges sin ninguna lesión (nivel de referencia)

% Fuerza de falange respecto a la fuerza total

$$= \frac{\text{Falange}}{\sum \text{Fuerza de los dedos comb. 1}} * 100$$

Figura 103. % fuerza de las falanges en el dedo medio para hombres

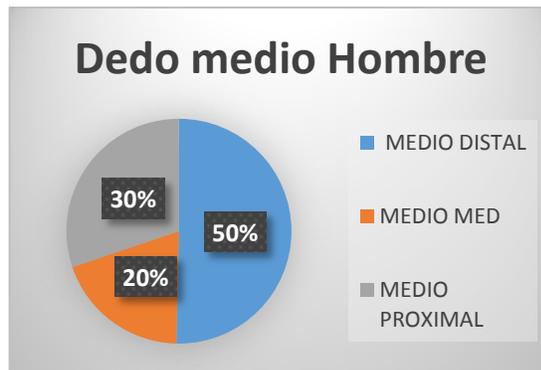


Figura 104. Variación de fuerza de los dedos y como se ve afectada por combinaciones de pérdidas de falanges Hombres

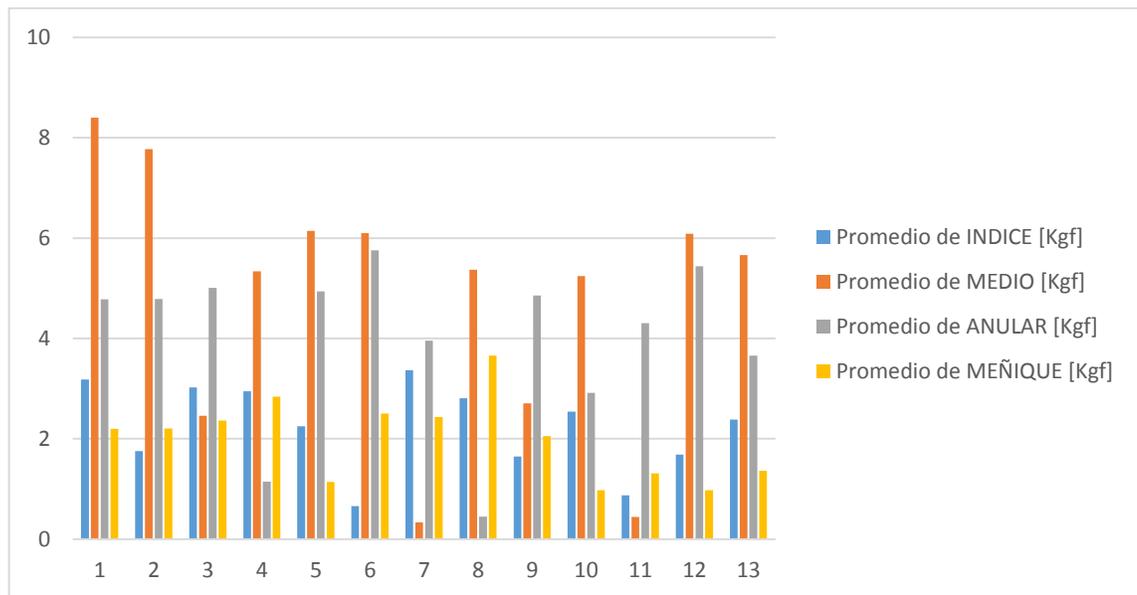
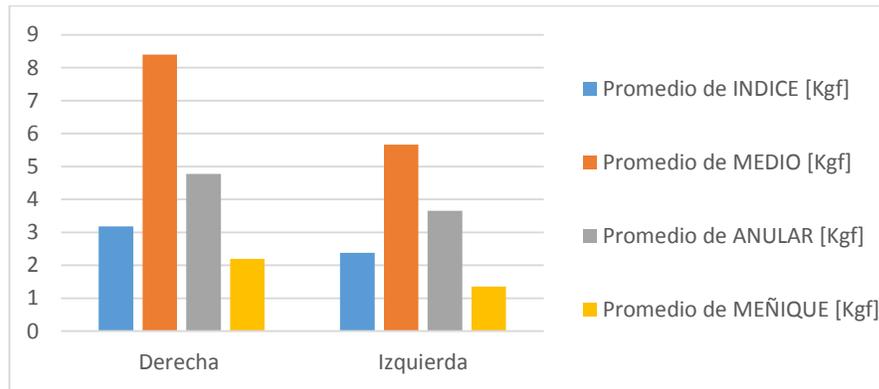


Figura 105. Mano derecha vs mano izquierda en hombres



La mano izquierda ejerce el 70,37 % de fuerza comparada con la mano dominante derecha.

Los resultados obtenidos deben ser validados con un estudio de otro autor, Kong calcula el % de fuerza que ejercen las falanges

Tabla 41. Resultados de % de cada falange de la presente investigacion vs resultados de otro autor

Dedos	Presente Investigación			Kong		
	Distal [%]	Medio [%]	Proximal [%]	Distal [%]	Medio [%]	Proximal [%]
Indice	10,785	3,763	2,612	12,094	5,351	6,275
Medio	22,796	8,800	13,657	18,511	10,638	9,092
Anular	14,949	9,740	1,064	12,434	7,483	5,733
Meñique	3,870	7,208	0,755	6,352	3,880	2,159

Con los datos obtenidos de la sumatoria de fuerza ejercida por las falanges de los hombres se generaron unas tablas de los cambios porcentuales para cada dedo con respecto a la fuerza generada por las falanges en un agarre completo. Se obtuvieron los siguientes resultados.

Los porcentajes se obtuvieron de acuerdo a la siguiente ecuación.

$$\% \text{ perdida de agarre amp. con respecto a la } T = 100 - \frac{(F_{\text{combinacion}} * 100)}{F_{\text{total}}}$$

Tabla 42. Cambio porcentual de cada combinación con respecto a fuerza total hombre.

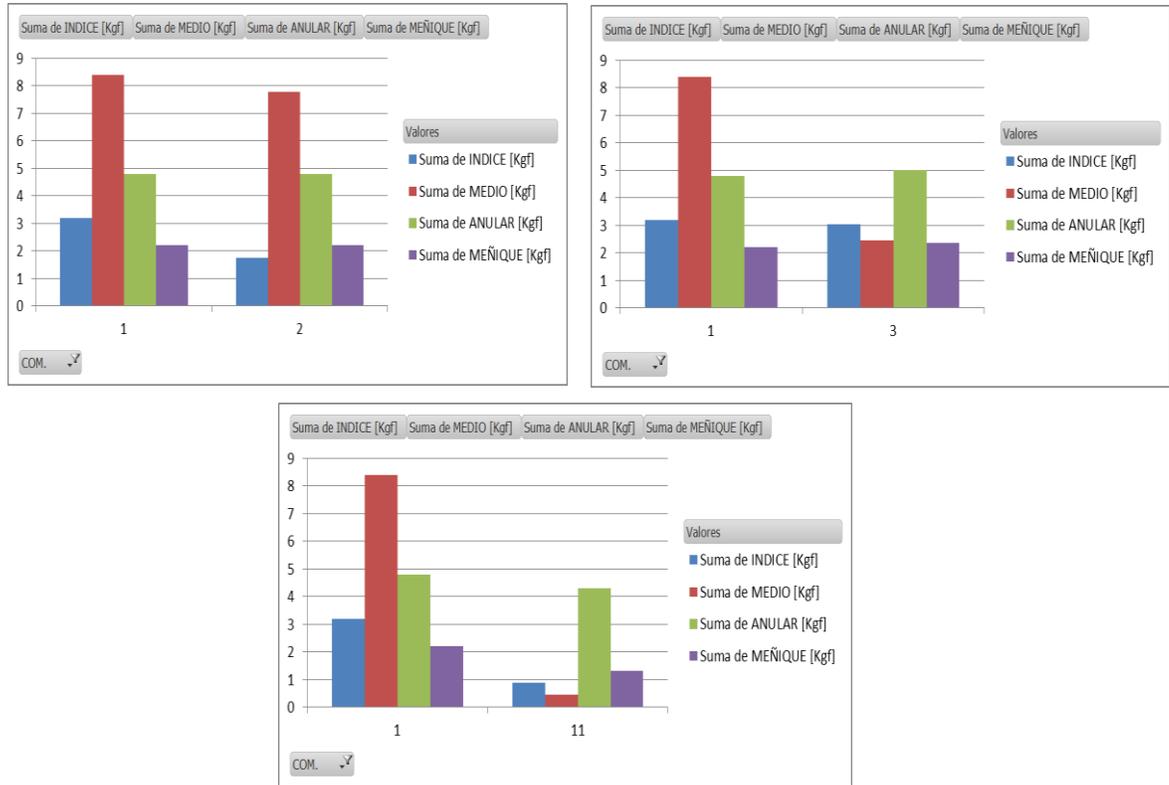
Combinación	Fuerza [kgf]	% perdida en comparación a 1
F_total=1	18,56	
2	16,52	10,99
3	12,86	30,73
4	12,27	33,86
5	14,47	22,02
6	15,02	19,07
7	10,09	45,61
8	12,29	33,78
9	11,26	39,31
10	11,68	37,08
11	6,93	62,64
12	14,18	23,59
13	13,06	29,62

Las diferencias porcentuales se calcularon con el objetivo de obtener el porcentaje de disminución de la fuerza como un dato paramétrico, tomando como referencia el menor cambio, el cambio promedio y el mayor cambio con el fin de generar una referencia gráfica donde se pueda ver las combinaciones que presentaron menor, mayor y la promedio.

Tabla 43. Cambio en la fuerza con respecto a la fuerza total para las amputaciones seleccionadas hombres.

COM	IND [Kgf]	%	MED [Kgf]	%	ANU [Kgf]	%	MEÑ [Kgf]	%
1	3,18		8,40		4,78		2,20	
2	1,75	44,92	7,77	7,45	4,79	-0,19	2,20	-0,32
3	3,02	5,04	2,46	70,69	5,01	-4,74	2,36	-7,65
11	0,87	72,55	0,44	94,72	4,31	9,91	1,31	40,36

Figura 106. Imágenes de combinaciones seleccionadas comparadas con la fuerza de falange total.



En las gráficas anteriores se observa el comportamiento de la suma de fuerzas de las falanges con respecto al dedo al que corresponden todas estas comparadas con respecto a la comparación uno.

8.7.1 Pérdida de fuerza por dedo para cada combinación con respecto a la fuerza total por dedos para hombres. A continuación se presenta la pérdida de fuerza por dedo para cada combinación, este porcentaje se calcula con respecto a la fuerza ejercida por los sujetos con sus falanges completas, fuerza que esta tabulada como número 1, esto con el fin de generar una tabla parametrizada a partir de los 5 sujetos de prueba.

Tabla 44. Tabla de porcentajes de pérdida para hombres

	INDICE [Kgf]	MEDIO [Kgf]	ANULAR [Kgf]	MEÑIQUE [Kgf]				
1	3,1846	8,3978	4,7792	2,196				
Porcentaje de pérdidas por dedo con respecto a la fuerza total								
	INDICE [Kgf]	%	MEDIO [Kgf]	%	ANULAR [Kgf]	%	MEÑIQUE [Kgf]	%
2	1,75	44,92	7,77	7,45	4,79	-0,19	2,20	-0,32
3	3,02	5,04	2,46	70,69	5,01	-4,74	2,36	-7,65
4	2,95	7,41	5,34	36,41	1,15	76,01	2,84	-29,28
5	2,25	29,40	6,14	26,88	4,94	-3,38	1,14	48,01
6	0,66	79,31	6,10	27,37	5,76	-20,42	2,51	-14,12
7	3,36	-5,61	0,34	95,98	3,96	17,18	2,44	-10,89
8	2,81	11,79	5,37	36,03	0,45	90,57	3,66	-66,58
9	1,65	48,29	2,71	67,74	4,86	-1,59	2,05	6,59
10	2,54	20,20	5,24	37,55	2,92	38,99	0,97	55,62
11	0,87	72,55	0,44	94,72	4,31	9,91	1,31	40,36
12	1,68	47,13	6,08	27,55	5,44	-13,78	0,97	55,64
13	2,38	25,17	5,66	32,58	3,66	23,51	1,36	38,09

Como se puede observar los porcentajes de perdida presentan altas variaciones como bajas para cada dedo, los porcentajes negativos son el producto de que el dedo fue cargado al evaluar alguna de las falanges, esto quiere decir que el dedo trato de suplir la perdida de fuerzas provocada por la emulación de una o más falanges.

8.8 FUERZA EN LAS FALANGES PARA MUJERES

Tabla 45. Fuerza de falanges Mujeres

COMBINACIONES	INDICE				
	INDICE DISTAL	INDICE MED	INDICE PROXIMAL	INDICE [Kgf]	INDICE [N]
1	1,167	0,560	0,143	1,870	18,347
2	0,000	0,695	0,101	0,795	7,801
3	1,036	0,680	0,140	1,857	18,219
4	1,206	0,662	0,144	2,012	19,736
5	1,045	0,387	0,150	1,583	15,525
6	0,000	0,000	0,622	0,622	6,106

INDICE					
COMBINACIONES	INDICE DISTAL	INDICE MED	INDICE PROXIMAL	INDICE [Kgf]	INDICE [N]
7	1,195	1,009	0,075	2,278	22,351
8	1,235	0,669	0,202	2,105	20,654
9	0,000	1,249	0,414	1,663	16,318
10	0,707	0,582	0,079	1,368	13,420
11	0,000	0,000	0,791	0,791	7,760
12	0,627	0,347	0,077	1,050	10,304
13	1,006	0,479	0,439	1,924	18,871

MEDIO					
COMBINACIONES	MEDIO DISTAL	MEDIO MED	MEDIO PROXIMAL	MEDIO [Kgf]	MEDIO [N]
1	2,205	1,197	0,968	4,371	42,876
2	1,603	1,453	0,764	3,820	37,476
3	0,000	1,636	0,395	2,031	19,926
4	1,722	1,086	0,818	3,626	35,567
5	1,881	1,154	0,701	3,736	36,646
6	1,589	1,649	0,723	3,961	38,861
7	0,000	0,000	0,463	0,463	4,538
8	1,870	1,085	0,899	3,854	37,812
9	0,000	2,963	0,867	3,830	37,576
10	1,777	1,631	0,880	4,288	42,065
11	0,000	0,000	1,063	1,063	10,432
12	1,621	1,808	0,520	3,949	38,740
13	2,394	1,059	0,269	3,722	36,517

COMBINACIONES	ANULAR				
	ANULAR DISTAL	ANULAR MED	ANULAR PROXIMAL	ANULAR [Kgf]	ANULAR [N]
1	2,126	0,901	0,138	3,165	31,053
2	2,358	0,857	0,075	3,290	32,277
3	1,028	2,008	0,419	3,454	33,886
4	0,000	0,757	0,076	0,833	8,174
5	1,830	1,069	0,060	2,959	29,026
6	1,687	1,294	0,285	3,266	32,039
7	1,502	1,334	0,198	3,033	29,756
8	0,000	0,000	0,212	0,212	2,082
9	1,162	1,248	0,027	2,437	23,907
10	0,000	1,873	0,300	2,174	21,323
11	1,414	1,161	0,065	2,640	25,896
12	1,919	1,562	0,179	3,659	35,897
13	1,733	0,688	0,135	2,556	25,074

COMBINACIONES	MEÑIQUE				
	MEÑIQUE DISTAL	MEÑIQUE MED	MEÑIQUE PROXIMAL	MEÑIQUE [Kgf]	MEÑIQUE [N]
1	0,837	0,211	0,124	1,172	11,497
2	0,629	0,560	0,125	1,315	12,896
3	0,492	0,813	0,175	1,480	14,523
4	0,646	0,733	0,112	1,491	14,623
5	0,000	0,252	0,144	0,396	3,881
6	0,538	0,946	0,163	1,646	16,149
7	0,491	1,037	0,173	1,700	16,677
8	0,547	0,645	0,121	1,314	12,886
9	0,338	0,178	0,103	0,619	6,072
10	0,000	0,469	0,157	0,627	6,149
11	0,163	0,683	0,102	0,948	9,302
12	0,212	0,551	0,112	0,875	8,588
13	0,355	1,068	0,193	1,615	15,843

COMBINACIONES	PULGAR		Sumatoria fuerza de los dedos [kgf]	Sumatoria fuerza de los dedos [N]
	PULGAR [Kgf]	PULGAR [N]		
1	1,837	18,021	10,578	103,772
2	1,084	10,636	9,220	90,450
3	0,912	8,943	8,823	86,554
4	1,391	13,642	7,961	78,099
5	0,906	8,892	8,673	85,078
6	1,254	12,300	9,496	93,156
7	0,749	7,344	7,474	73,322
8	1,677	16,447	7,486	73,434
9	1,102	10,809	8,550	83,874
10	0,525	5,154	8,456	82,957
11	0,741	7,267	5,442	53,390
12	0,000	0,000	9,534	93,529
13	0,263	2,584	9,817	96,305

Figura 107. Fuerza de los dedos en mujeres



Figura 108. % fuerza de las falanges en el dedo medio para mujeres

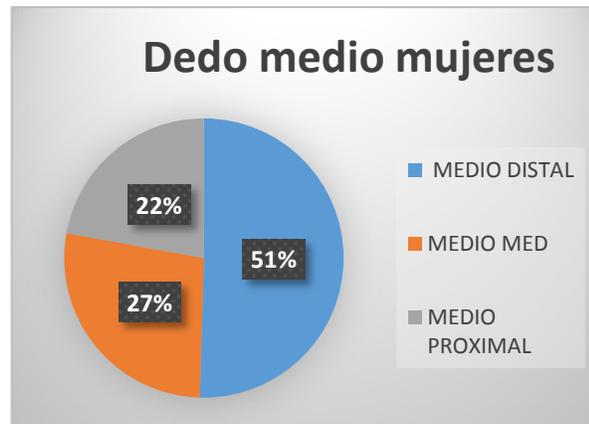


Figura 109. Variación de fuerza de los dedos y como se ve afectada por combinaciones de pérdidas de falanges mujeres

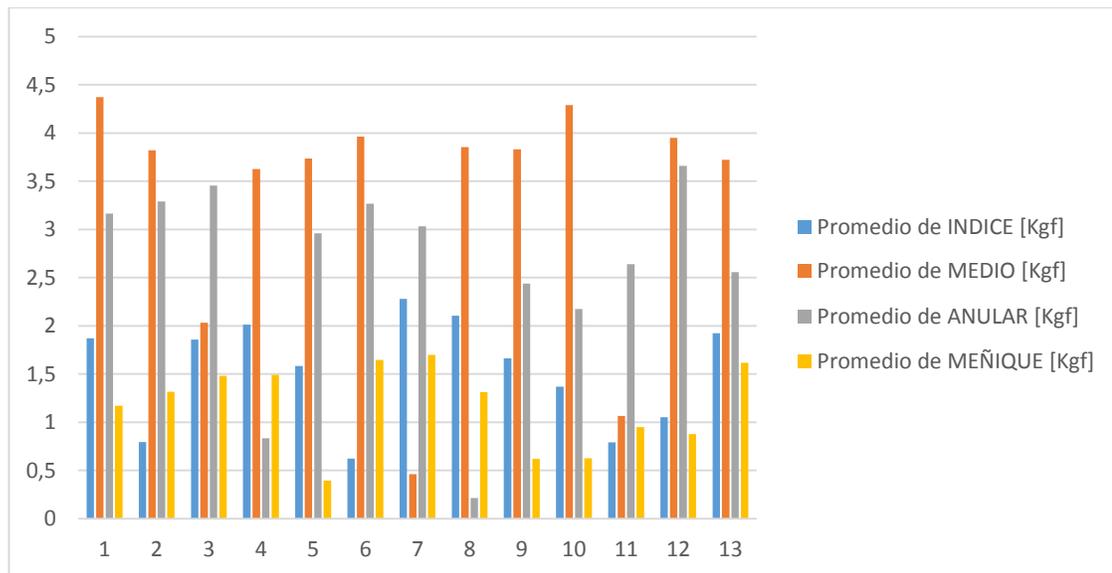


Figura 110. Mano derecha vs mano izquierda en Mujeres



Las mujeres en su mano izquierda tienen el 92,8 % de fuerza de la mano derecha. Al igual que para los hombres, para las mujeres se desarrolló el mismo procedimiento para determinar cuáles fueran las combinaciones de mayor, menor y la combinación promedio en las simulaciones generadas para el sexo femenino.

Tabla 46. Cambio porcentual de cada combinación con respecto a fuerza total mujer.

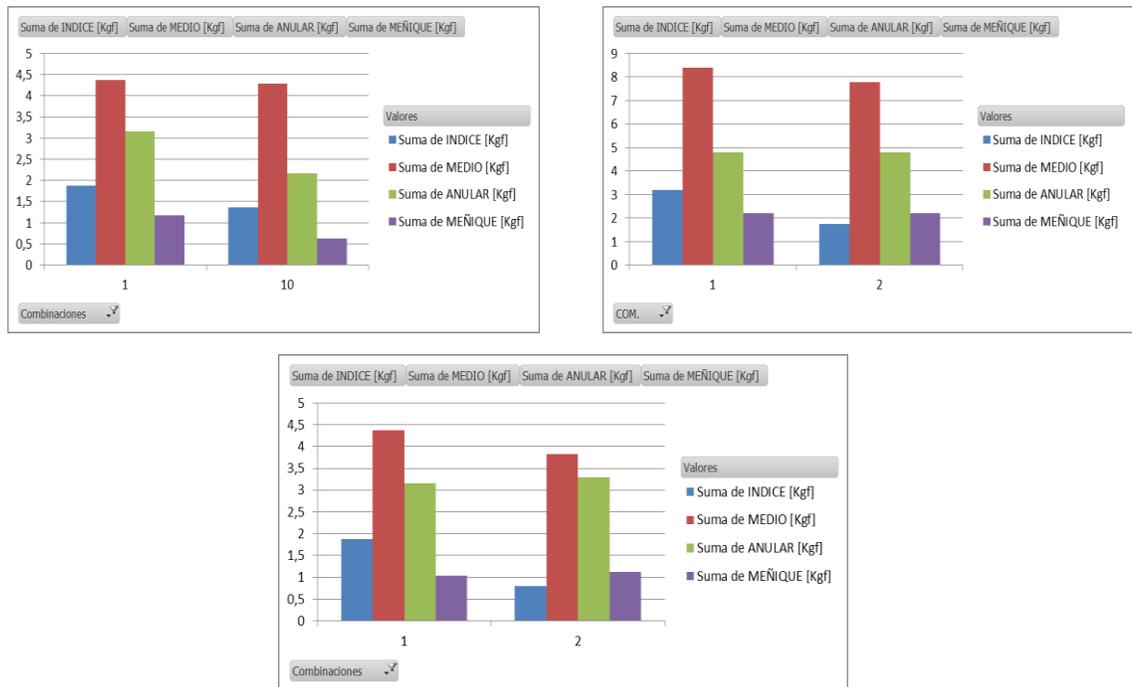
Combinación	Fuerza [kgf]	% perdida en comparación a 1
F_total=1	10,58	
2	9,22	12,84
3	8,82	16,59
4	7,96	24,74
5	8,67	18,01
6	9,50	10,23
7	7,47	29,34
8	7,49	29,24
9	8,55	19,18
10	8,46	20,06
11	5,44	48,55
12	9,53	9,87
13	9,82	7,20

Por lo tanto las combinaciones correspondientes al menor, mayor y cambio promedio son las 2, 11 y 10.

Tabla 47. Cambio en la fuerza con respecto a la fuerza total para las amputaciones seleccionadas mujeres

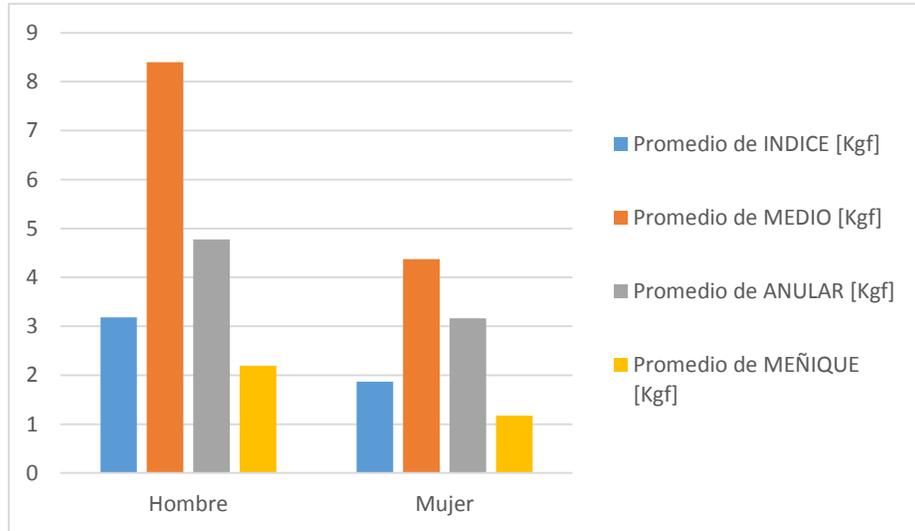
COMB	IND. [Kgf]	%	MED [Kgf]	%	ANU [Kgf]	%	MEÑ [Kgf]	%
1	1,87		4,37		3,17		1,17	
10	1,37	26,85	4,29	1,89	2,17	40,70	0,63	46,52
11	0,79	57,71	1,06	75,67	2,64	24,18	0,95	19,10
2	0,79	57,48	3,82	12,6	3,29	-3,94	1,128	-8,17

Figura 111. Graficas de las amputaciones a analizar con el agarre con falanges totales.



En las gráficas se ven las sumas de las falanges para cada dedo respectivamente.

Figura 112. Fuerza de falanges de hombres vs mujeres



- Para los hombres como en las mujeres el dedo que más ejerce fuerza es el dedo medio, seguido del dedo anular, índice y meñique
- Las mujeres tienen el 57 % de la fuerza de los hombres en sujetos de estudio

8.8.1 Pérdida de fuerza por dedo para cada combinación con respecto a la fuerza total por dedos para mujeres. Al igual que para hombres se presenta la pérdida de fuerza por dedo para cada combinación.

Tabla 48. Tabla parametrizada de porcentajes de perdida para mujeres

	ÍNDICE [Kgf]	MEDIO [Kgf]	ANULAR [Kgf]	MEÑIQUE [Kgf]				
1	1,8702	4,3706	3,1654	1,0428				
	INDICE [Kgf]	%	MEDIO [Kgf]	%	ANULAR [Kgf]	%	MEÑIQUE [Kgf]	%
2	0,80	57,48	3,82	12,59	3,29	-3,94	1,13	-8,17
3	1,86	0,70	2,03	53,53	3,45	-9,12	1,25	-20,23
4	2,01	-7,57	3,63	17,05	0,83	73,68	1,30	-24,91
5	1,58	15,38	3,74	14,53	2,96	6,53	0,29	71,77
6	0,62	66,72	3,96	9,36	3,27	-3,18	1,23	-17,66
7	2,28	-21,83	0,46	89,42	3,03	4,18	1,41	-35,65
8	2,11	-12,58	3,85	11,81	0,21	93,30	1,03	1,05
9	1,66	11,06	3,83	12,36	2,44	23,01	0,24	76,93
10	1,37	26,85	4,29	1,89	2,17	31,33	0,49	53,28
11	0,79	57,71	1,06	75,67	2,64	16,60	0,80	22,84
12	1,01	46,08	4,06	7,20	3,77	-19,00	0,60	42,77
13	2,24	-19,71	3,21	26,58	2,30	27,36	1,63	-56,77

Los resultados obtenidos presentan las mismas características que en los obtenidos en hombres con porcentajes positivos como negativos teniendo como argumentación la carga en los dedos por falta de falanges.

8.9 ANÁLISIS DE VARIANZA ENTRE LAS COMBINACIONES PROPUESTAS.

El conjunto de datos obtenidos al simular las amputaciones fue parametrizado con respecto a las fuerzas totales de cada sujeto en cada simulación, esto con el fin de obtener valores que fueran independientes de la capacidad de fuerza de cada sujeto y que pudieran representar la distribución de la fuerza por falange.

Para el cálculo de los parámetros se usó la siguiente ecuación.

$$P = \frac{F_f}{F_{Tf}}$$

Donde P =Parametro por falange, F_f = Fuerza de falange, F_{Tf} = Sumatoria de las fuerzas de las falanges.

Los parámetros obtenidos por cada paciente fueron sometidos a un tratamiento estadístico conocido como t student ya que este tipo de método permite trabajar con poblaciones pequeñas, específicamente a estos datos se les realizó un filtro de valores conocido como outliers que consiste en descartar valores de la muestra que son estáticamente inconsistentes con el resto de la muestra.

Los outliers se identifican de acuerdo a la técnica modificada de Thompson tau cuyos pasos a realizar son los siguientes.

- Calcular los valores promedio y desviaciones estándar de las muestras.
- Para cada punto se calcula el valor absoluto de la desviación y se divide entre la desviación estándar de la muestra.

$$\delta_i = \frac{|x_i - \bar{x}|}{s}$$

Donde x_i =parámetro correspondiente a cada falange, \bar{x} = media de la fuerza ejercida por falange del total de los pacientes, s =desviación estándar de la muestra por falanges.

- Por último es necesario comparar el valor calculado anteriormente con el valor modificado de Thompson t.

Tabla 49. Valores de Thompson modificado.

n	t
3	1,1511
4	1,425
5	1,5712
6	1,6563
7	1,7110
8	1,7491
9	1,777
10	1,7991

Fuente: <https://www.mne.psu.edu/me345/Lectures/Outliers.pdf>

Debido a que en el estudio se realizó la toma de datos con 5 paciente el tamaño de la muestra es 5 por los tanto $t = 1,5712$, lo que indica que solo serán tomados en el estudio los valores que cumplan la siguiente condición. $\frac{|x_i - \bar{x}|}{s} < 1,5712$

Después de realizar el tratamiento anteriormente nombrado a los valores obtenidos de los sujetos se obtuvieron las siguientes tablas tanto para hombres como para mujeres.

Tabla 50. Análisis de los valores parametrizados de las fuerzas ejercidas por las falanges y sus respectivas desviaciones estándar (hombres).

		INDICE				MEDIO			
COMBINACIONES		DISTAL	MED	PROXIMAL	suma med	DISTAL	MED	PROXIMAL	suma med
1		0,1185	0,0273	0,0130	0,1588	0,2261	0,0850	0,1343	0,4454
	Desvi. est.	0,0727	0,0083	0,0128	0,0939	0,0349	0,0735	0,0527	0,1611
2		0,0000	0,0788	0,0248	0,1036	0,1841	0,1332	0,1535	0,4707
	Desvi. est.	0,0000	0,0515	0,0224	0,0739	0,0297	0,0836	0,0364	0,1497
3		0,2078	0,0759	0,0156	0,2992	0,0000	0,1470	0,0494	0,1965
	Desvi. est.	0,0293	0,0137	0,0149	0,0579	0,0000	0,0792	0,0390	0,1181
4		0,1362	0,0742	0,0156	0,2260	0,1941	0,1187	0,1087	0,4215
	Desvi. est.	0,0561	0,0496	0,0106	0,1163	0,0895	0,0374	0,0459	0,1727
5		0,1044	0,0462	0,0105	0,1611	0,1960	0,1444	0,0801	0,4205
	Desvi. est.	0,0527	0,0260	0,0068	0,0854	0,0604	0,0225	0,0156	0,0985
6		0,0000	0,0000	0,0408	0,0408	0,1507	0,0907	0,1195	0,3609
	Desvi. est.	0,0000	0,0000	0,0153	0,0153	0,0469	0,0251	0,0144	0,0864
7		0,1360	0,1707	0,0243	0,3309	0,0000	0,0000	0,0242	0,0242
	Desvi. est.	0,0673	0,1478	0,0081	0,2231	0,0000	0,0000	0,0086	0,0086
8		0,1217	0,0809	0,0180	0,2207	0,1703	0,1258	0,1224	0,4185
	Desvi. est.	0,0538	0,0475	0,0123	0,1137	0,0726	0,0889	0,0330	0,1945
9		0,0000	0,1356	0,0089	0,1445	0,0000	0,1416	0,1014	0,2429
	Desvi. est.	0,0000	0,0858	0,0041	0,0899	0,0000	0,0426	0,1094	0,1519
10		0,1057	0,0745	0,0020	0,1822	0,2258	0,1218	0,0472	0,3947
	Desvi. est.	0,0593	0,0659	0,0024	0,1277	0,0558	0,0479	0,0389	0,1425
11		0,0000	0,0000	0,1404	0,1404	0,0000	0,0000	0,0548	0,0548
	Desvi. est.	0,0000	0,0000	0,0843	0,0843	0,0000	0,0000	0,0251	0,0251
12		0,0651	0,0514	0,0003	0,1168	0,1948	0,1378	0,0499	0,3825
	Desvi. est.	0,0169	0,0593	0,0005	0,0768	0,0042	0,0455	0,0312	0,0809
13		0,0693	0,0485	0,0331	0,1509	0,2051	0,0876	0,1344	0,4271
	Desvi. est.	0,0334	0,0249	0,0277	0,0860	0,1236	0,0469	0,1110	0,2815

	ANULAR				MEÑIQUE				PULGAR
	DISTAL	MED	PROXIMAL	suma med	DISTAL	MED	PROXIMAL	suma med	
1	0,1458	0,0553	0,0065	0,2075	0,0242	0,0517	0,0079	0,0838	0,1458
	0,0326	0,0346	0,0042	0,0714	0,0158	0,0194	0,0022	0,0373	0,1209
2	0,1683	0,1071	0,0080	0,2833	0,0481	0,0736	0,0092	0,1308	0,1178
	0,0164	0,0348	0,0057	0,0568	0,0350	0,0604	0,0030	0,0984	0,1823
3	0,1953	0,1081	0,0683	0,3718	0,0657	0,0576	0,0342	0,1576	0,2043
	0,0513	0,0638	0,0540	0,1691	0,0321	0,0610	0,0068	0,0999	0,2529
4	0,0000	0,0727	0,0247	0,0974	0,0343	0,1391	0,0504	0,2239	0,1019
	0,0000	0,0280	0,0205	0,0484	0,0289	0,0852	0,0156	0,1296	0,1502
5	0,2001	0,1357	0,0173	0,3531	0,0000	0,0560	0,0036	0,0596	0,0881
	0,0623	0,0670	0,0197	0,1490	0,0000	0,0462	0,0016	0,0478	0,1188
6	0,1896	0,1527	0,0239	0,3661	0,0366	0,0688	0,0264	0,1318	0,0998
	0,0252	0,0563	0,0232	0,1047	0,0159	0,0103	0,0079	0,0341	0,1180
7	0,2205	0,0754	0,0412	0,3372	0,0294	0,1468	0,0458	0,2220	0,1878
	0,0960	0,0556	0,0360	0,1876	0,0196	0,0939	0,0263	0,1398	0,2190
8	0,0000	0,0000	0,0266	0,0266	0,0515	0,2085	0,0477	0,3078	0,1260
	0,0000	0,0000	0,0061	0,0061	0,0421	0,0951	0,0058	0,1430	0,1648
9	0,1938	0,1961	0,0182	0,4081	0,0369	0,1123	0,0281	0,1773	0,1691
	0,0701	0,1341	0,0104	0,2145	0,0175	0,0780	0,0135	0,1090	0,2462
10	0,0000	0,2453	0,0309	0,2762	0,0000	0,0673	0,0050	0,0723	0,1372
	0,0000	0,0598	0,0261	0,0859	0,0000	0,0533	0,0049	0,0581	0,1566
11	0,3523	0,2210	0,0660	0,6393	0,0886	0,0621	0,0361	0,1867	0,3642
	0,0509	0,1458	0,0653	0,2620	0,0367	0,0269	0,0070	0,0706	0,4708
12	0,1403	0,1807	0,0421	0,3632	0,0272	0,0181	0,0085	0,0538	0,0000
	0,0228	0,0743	0,0276	0,1247	0,0206	0,0118	0,0052	0,0376	0,0000
13	0,1344	0,0974	0,0104	0,2422	0,0357	0,0433	0,0235	0,1024	0,2090
	0,1050	0,0575	0,0119	0,1744	0,0218	0,0317	0,0010	0,0545	0,0952

Tabla 51. Valores parametrizados de las fuerzas ejercidas por las falanges y sus respectivas desviaciones estándar (Mujeres).

		INDICE				MEDIO			
COMB.		DISTAL	MED	PROXIMAL	suma med	DISTAL	MED	PROXIMAL	suma med
1		0,1095	0,0516	0,0129	0,1741	0,2080	0,1289	0,1044	0,4413
	Desvi. est.	0,0183	0,0406	0,0158		0,0554	0,0127	0,0172	
2		0,0000	0,0625	0,0121	0,0746	0,1837	0,1289	0,0586	0,3711
	Desvi. est.	0,0000	0,0485	0,0017		0,0523	0,0911	0,0096	
3		0,0779	0,0353	0,0025	0,1158	0,0000	0,2250	0,0501	0,2751
	Desvi. est.	0,0204	0,0280	0,0032		0,0000	0,1330	0,0351	
4		0,1106	0,0413	0,0003	0,1522	0,2313	0,1628	0,1038	0,4979
	Desvi. est.	0,0337	0,0154	0,0008		0,0945	0,0338	0,0824	
5		0,1192	0,0178	0,0148	0,1518	0,2132	0,1312	0,0731	0,4175
	Desvi. est.	0,0520	0,0136	0,0206		0,0683	0,0453	0,0489	
6		0,0000	0,0000	0,0366	0,0366	0,1397	0,1915	0,0684	0,3997
	Desvi. est.	0,0000	0,0000	0,0198		0,0281	0,0215	0,0486	
7		0,1121	0,1250	0,0005	0,2377	0,0000	0,0000	0,0534	0,0534
	Desvi. est.	0,0354	0,0841	0,0015		0,0000	0,0000	0,0206	
8		0,1675	0,0401	0,0257	0,2332	0,2212	0,1312	0,0642	0,4165
	Desvi. est.	0,0488	0,0439	0,0357		0,0389	0,0859	0,0390	
9		0,0000	0,1349	0,0489	0,1838	0,0000	0,3887	0,1109	0,4996
	Desvi. est.	0,0000	0,0788	0,0301		0,0000	0,0240	0,0657	
10		0,0919	0,0706	0,0082	0,1708	0,2314	0,1335	0,0799	0,4448
	Desvi. est.	0,0470	0,0600	0,0124		0,1248	0,1024	0,0984	
11		0,0000	0,0000	0,1440	0,1440	0,0000	0,0000	0,1906	0,1906
	Desvi. est.	0,0000	0,0000	0,1102		0,0000	0,0000	0,1109	
12		0,0450	0,0292	0,0089	0,0831	0,1656	0,1800	0,0512	0,3969
	Desvi. est.	0,0319	0,0142	0,0035		0,0715	0,0065	0,0286	
13		0,1225	0,0445	0,0377	0,2047	0,2546	0,1064	0,0125	0,3736
	Desvi. est.	0,0215	0,0249	0,0386		0,0616	0,0521	0,0112	

	ANULAR				MEÑIQUE			
	DISTAL	MED	PROXIMAL	suma med	DISTAL	MED	PROXIMAL	suma med
1	0,1829	0,0856	0,0066	0,2751	0,0522	0,0185	0,0119	0,0826
	0,0287	0,0327	0,0029		0,0232	0,0128	0,0034	
2	0,2749	0,0852	0,0054	0,3656	0,0733	0,0413	0,0157	0,1304
	0,0979	0,0567	0,0043		0,0440	0,0295	0,0112	
3	0,1209	0,2125	0,0353	0,3688	0,0229	0,0660	0,0195	0,1084
	0,0412	0,0420	0,0361		0,0064	0,0695	0,0009	
4	0,0000	0,0863	0,0062	0,0925	0,0802	0,0986	0,0148	0,1936
	0,0000	0,0433	0,0049		0,0595	0,0826	0,0044	
5	0,2060	0,1464	0,0066	0,3590	0,0000	0,0289	0,0179	0,0468
	0,0838	0,1424	0,0057		0,0000	0,0156	0,0087	
6	0,1718	0,1068	0,0084	0,2871	0,0658	0,1150	0,0154	0,1962
	0,0611	0,0415	0,0049		0,0131	0,0629	0,0055	
7	0,1961	0,1821	0,0049	0,3830	0,0694	0,1648	0,0214	0,2556
	0,0738	0,0259	0,0064		0,0423	0,0997	0,0073	
8	0,0000	0,0000	0,0125	0,0125	0,0832	0,1011	0,0185	0,2028
	0,0000	0,0000	0,0032		0,0629	0,0918	0,0104	
9	0,1413	0,1349	0,0029	0,2792	0,0380	0,0185	0,0133	0,0698
	0,0241	0,0815	0,0053		0,0325	0,0103	0,0062	
10	0,0000	0,2371	0,0514	0,2885	0,0000	0,0711	0,0170	0,0881
	0,0000	0,0686	0,0709		0,0000	0,0471	0,0056	
11	0,2246	0,2046	0,0055	0,4346	0,0314	0,1302	0,0193	0,1808
	0,0405	0,1644	0,0077		0,0149	0,0932	0,0063	
12	0,2046	0,1276	0,0151	0,3473	0,0168	0,0462	0,0121	0,0750
	0,0506	0,0310	0,0037		0,0059	0,0124	0,0028	
13	0,1774	0,0644	0,0108	0,2526	0,0376	0,1126	0,0205	0,1707
	0,0442	0,0467	0,0027		0,0287	0,0227	0,0143	

Los datos parametrizados fueron analizados aplicando el método de Anova más adecuado para este tipo de datos de entrada.

El número de combinaciones se toma como la respectiva variable independiente o factor a estudiar los niveles, el número de repeticiones representa el número de pruebas hecha por tratamiento, se asume que no hay un ruido para el análisis Anova.

Por lo tanto el método que se aproxima a las características de los datos es el método experimento totalmente aleatorio.

Teniendo ya el método a aplicar lo siguiente es generar la tabla de datos en Excel y usar las herramientas estadísticas disponibles en el programa.

A continuación se muestran las tablas y sus respectivos valores obtenidos mediante un análisis Anova.

Tabla 52. Experimento totalmente aleatorio para los parámetros obtenidos.

Combinaciones hombres						
	c1	c2	c3	c4	c5	c6
paciente1	19,58	16,94	13,56	11,02	14,49	16,60
paciente2	22,05	16,70	7,77	15,55	17,96	16,83
paciente3	16,45	14,76	14,41	16,16	16,83	13,50
paciente4	22,54	20,88	18,55	11,02	15,36	18,01
paciente5	12,17	13,31	5,62	7,62	7,71	10,16

Combinaciones hombres						
c7	c8	c9	c10	c11	c12	c13
8,32	12,97	12,14	9,91	8,36	11,56	15,96
10,28	12,80	8,44	10,95	4,28	15,56	11,03
9,65	15,68	11,25	14,62	7,38	13,16	15,77
12,91	13,79	15,78	16,76	11,81	17,94	13,71
9,31	6,21	8,70	6,14	2,83	12,68	8,84

Combinaciones mujeres						
	c1	c2	c3	c4	c5	c6
paciente1	12,19	8,83	7,83	7,48	10,59	12,24
paciente2	13,08	11,30	7,94	10,06	7,91	12,41
paciente3	9,32	13,99	15,57	9,94	10,88	10,65
paciente4	12,74	7,61	9,70	7,71	9,73	8,74
paciente5	5,57	4,37	5,18	4,61	4,26	3,45

Combinaciones mujeres						
c7	c8	c9	c10	c11	c12	c13
6,77	5,93	7,70	9,28	5,18	7,74	8,87
11,08	10,22	11,84	10,21	6,24	8,26	10,69
9,31	6,75	10,08	12,12	5,35	12,98	12,82
7,79	10,42	7,71	7,15	6,16	12,07	11,37
2,43	4,12	5,42	2,62	4,29	6,62	5,34

Al definir el método y tener los datos lo siguiente es plantear las hipótesis de los resultados esperado en los análisis tanto en hombres como en mujeres.

Ho: con nivel de significancia de $\alpha = 0.05$, todas las combinaciones de amputaciones darán la misma capacidad de fuerza en la sumatoria de fuerzas de falanges.

H1: con nivel de significancia de $\alpha = 0.05$, por lo menos una de las combinaciones de amputaciones dará un resultado diferente en la sumatoria de fuerzas de falanges.

En software Excel arroja los siguientes resultados en el análisis Anova.

Tabla 53. Análisis de varianza de los parámetros generados en las falanges hombres y mujeres.

ANÁLISIS DE VARIANZA HOMBRES						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	514,80	12,00	42,90	3,41	0,00	1,94
Dentro de los grupos	654,39	52,00	12,58			
Total	1169,20	64,00				

ANÁLISIS DE VARIANZA MUJERES						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	104,34	12,00	8,70	0,95	0,51	1,94
Dentro de los grupos	475,16	52,00	9,14			
Total	579,51	64,00				

Como se puede observar en la tabla anterior el F calculado es mayor al F crítico en los hombres $3,41 < 1,94$ lo que indica que existe una diferencia significativa entre combinaciones, por el contrario en las mujeres no se encontró una diferencia significativa ya que el F calculado es menor al F crítico $0,95 < 1,94$. El resultado obtenido puede ser el producto de que anatómicamente el hombre ha desarrollado mayor capacidad que las mujeres en el agarre ya que las características genéticas entre hombres y mujeres no son semejantes, esto es debido al proceso evolutivo que han sufrido los dos géneros en trabajos relacionados con fuerza de agarre donde el hombre ha ejercido actividades donde se involucra fuerza de agarre, lo que representa que en este al perder una falange se genera un cambio brusco en su estabilidad y capacidad de agarrar.

8.10 BLOQUEO NERVIOSO

Es un procedimiento mediante el cual con el uso de un anestésico local se realiza la inhibición de la despolarización de la membrana celular de las fibras nerviosas. De manera adicional en la investigación con la finalidad de simular lesiones musculares

Elementos utilizados

- Litomicina con epinefrina

- Jeringas
- Elementos de aseo

Figura 113. Aplicación del medicamento para el bloqueo



Lesiones que se simulan con un bloqueo en la mano dominante (derecha):

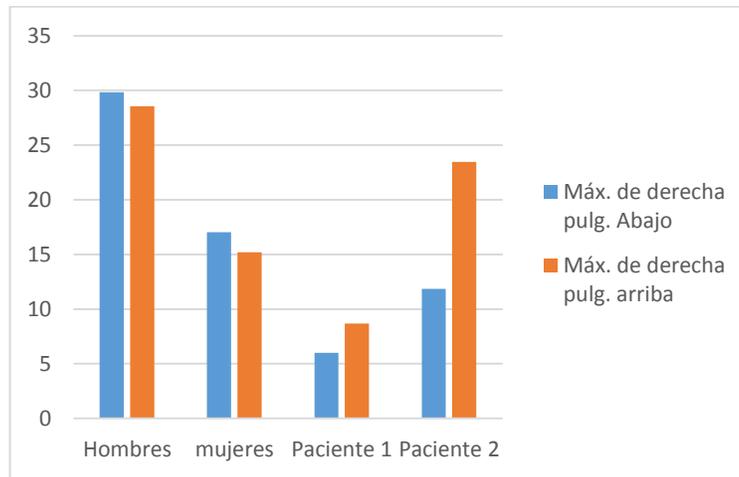
Paciente 1 femenino: nervio ulnar, Musculatura hipotenar, los músculos interóseos palmares y dorsales, el musculo aproximador del pulgar, y los músculos lumbricales correspondiente al dedo anular y mínimo, sensibilidad del aspecto medial de la palma y dorso de la mano.

Paciente 2 masculino: Musculatura de la región tenar, músculos lumbricales correspondientes al índice medio, sensitiva del aspecto lateral de la mano.

Tabla 54. Agarre con sujetos con bloqueo nervioso

Paciente	Mano derecha					
	Fx		Fy		F pulg. Arriba	F pulg. abajo
	Pulgar Arriba	Pulgar Abajo	Pulgar Arriba	Pulgar Abajo		
Paciente 1	7,643	4,819	4,141	3,576	8,693	6,001
Paciente 2	23,124	10,242	3,915	5,949	23,453	11,844

Figura 114. Agarre total de pacientes con bloqueo nervioso y personas sanas



- Para el paciente 1 (femenino) tiene una reducción en la fuerza pulgar arriba de 42,83 % respecto a mujeres sanas y 64,78 % en la fuerza de pulgar abajo.
- Para el paciente 2 (masculino) tiene una reducción en la fuerza pulgar arriba de 17,9 % respecto a hombres sanos y 60,3 % en la fuerza de pulgar abajo.

9. GASTOS

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS FUERZAS DE AGARRE DE LA MANO MEDIANTE UN DISPOSITIVO QUE SIMULA LAS LESIONES DE AMPUTACIONES DE FALANGES			
Sistema mecánico	Cantidad	Valor unitario	Valor
Estructura del dispositivo (compuertas, guías, cilindro exterior, soporte para celda de carga, soporte solenoides y motores)	1	\$ 300.000	\$ 300.000
Sistema de transmisión (tornillo, guías, soporte tornillos y guías)	1	\$ 15.000	\$ 15.000
Sistema eléctrico (motores)			
Motores DC	2	\$ 30.000	\$ 60.000
puente h lm293	1	\$ 7.000	\$ 7.000
Cables-resistencias y otros	-	\$ 50.000	\$ 50.000
Fuente de alimentación del circuito	1	\$ 30.000	\$ 30.000
Arduino mega 2560 o tarjeta de desarrollo similar	1	\$ 122.000	\$ 122.000
Solenoides 5 V	2	\$ 15.000	\$ 30.000
Relé 5 V	1	\$ 3.500	\$ 3.500
Sistema eléctrico (sensores)			
Sensores Flexiforce 301 25 lb	14	\$ 30.000	\$420.000
Sensor celda de carga 250 lb	1	\$250.000	\$250.000
Amplificadores operacionales (mcp6002 superficiales)	7	\$ 1.500	\$ 10.500
Amplificador operacional (ina128p)	1	\$ 20.000	\$20.000
Tarjeta para montaje de los	1	\$ 80.000	\$ 80.000

dispositivos electrónicos			
GASTOS GENERALES			
Papelería (Memorias, fotocopias, carpetas, empastes, etc.)	-		\$100.000
Mano de obra	-		\$ 300.000
Subtotal			\$1'808.000
Imprevistos (10 %)			\$180.800
Producción intelectual			\$4.000.000
TOTAL			\$5'988.800

10. CONCLUSIONES

- Se diseñó y se construyó un dispositivo de medición de fuerzas de agarre y fuerzas independientes para cada falange. Con una capacidad de soportar cargas de hasta 90 [Kgf], con posibilidad de ser usado en hombres y mujeres mayores de 18 años tanto diestros como izquierdos.
- Se diseñaron cuatro compuertas y sus respectivas guías de desplazamiento para el apoyo de los dedos, capaces de soportar la carga ejercida por los dedos, empleando las herramientas de computo “CAE”, como SolidWorks y ANSYS Workbench, para simular el comportamiento del sistema frente a las máximas condiciones de carga, los resultados obtenidos sirvieron para corroborar aspectos y dar confiabilidad en el diseño propuesto ya que mediante las pruebas a fuerza máxima no se observó deformaciones ni daños en el dispositivo.
- Se generaron tablas normalizadas, las cuales contienen la relación de fuerza de cada falange con respecto a la fuerza total generada por los cuatro dedos estudiados.
- Se seleccionaron componentes electrónicos como son los sensores de fuerza, los amplificadores para los mismos con la ayuda de información recopilada de la literatura adquirida durante el desarrollo del proyecto y además los elementos que conformaron el sistema de apertura de las compuertas para así lograr la correcta elaboración de la tarjeta electrónica.
- Se midió el agarre máximo en 2 ejes de acción obtenidos para 5 pacientes masculinos con un valor promedio de 29,837 [kgf] y 5 pacientes femeninos con un valor promedio de 17,036 [kgf] comparando y verificando los resultados similares con Edgren et al [4]

- Se realizó la validación del dispositivo con la ayuda de un paciente con falta de falanges con 48,36% de fuerza del índice y 51,64% de fuerza en el dedo medio, de igual manera se evaluaron 5 sujetos sanos que simulaban la misma discapacidad que el paciente, los resultados promedios obtenidos mostraron 46.76% de fuerza del dedo índice y 53,24% de fuerza en el dedo medio. El porcentaje de error fue 3,12% al simular pruebas de pérdida de falanges.
- Se observó que para el agarre máximo existe una diferencia en la fuerza de la mano derecha dominante de hombres en comparación a su mano izquierda en un 29,63%, en cambio el valor de disminución para mujeres es 7,2%
- Se comprobó que la mayor pérdida de fuerza en falanges con respecto a la fuerza generada por los dedos en un agarre completo se halla en el dedo medio, responsable del 45% de la fuerza de los 4 dedos en hombres y 41% de fuerza en mujeres, en las combinaciones 7 y 11 donde se simula la amputación del dedo medio a nivel de articulación media se observa una reducción de fuerza en un 45,61% y 62,64% respectivamente para hombres. Para las mujeres una reducción del 29,34% en la combinación 7 y 48,55% en la combinación 11.
- Se realizó un análisis estadístico (Anova) para la fuerza total de agarre generada por las falanges en cada paciente en todas las combinaciones, teniendo que para hombres existe una diferencia significativa en éstas, arrojando que el F calculado es mayor que el F crítico ($3,41 < 1,94$) por el contrario en la mujeres no se generó una diferencia significativa ya que ($0,95 < 1,94$) lo que puede ser argumentado debido a diferencias genéticas generadas por actividades que ha ejercido el hombre donde se involucra alta capacidad de agarre en comparación a las mujeres.

11. RECOMENDACIONES

- Para la correcta medida de las fuerzas ejercidas por las falanges se recomienda calibrar los sensores con su respectivo domo y posición en las compuertas antes de realizar estudios de investigaciones.
- Para la medición de la fuerza de agarre en la parte inferior del dispositivo de medición se recomienda extender el tubo longitudinalmente para mayor comodidad.
- Para la medición de fuerzas se recomienda usar el protocolo de agarre propuesto en la investigación.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] CAILLIET, Rene. Anatomía funcional del codo, la muñeca, la mano y los dedos. En: Anatomía funcional biomecánica. [s.l.], Marbán, 2006. p 165–168.
- [2] CAMPBELL. Amputación metacarpiana con o sin transposición digital. En: Cirugía ortopédica. 9 ed. Madrid, Harcourt Brace, 1998. p. 365-377.
- [3] CHUNG, Kevin C. Amputación. En: Reconstrucción de la mano y extremidad superior. Caracas, Amolca, 2011. p. 89-99.
- [4] EDGREN, Cally S, *et al.* Grip Force Vectors for Varying Handle Diameters and Hand Sizes. En: Human factors. Summer, 2004. vol. 46. no. 2, p. 244-251.
- [5] KONG, Yong-Ku y LOWE, Brian D. Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks. En: International Journal of Industrial Ergonomics. 8, junio, 2005. no. 35, p. 495–507.
- [6] MASTALERZ, Andrzej, *et al.* Maximal grip force during holding a cylindrical handle with different diameters. En: human movement. 2009. vol. 10. No. 1, p. 26-30.
- [7] MIRANDA MAYORDOMO, Manuel. Análisis dinamométrico de la mano: valores normativos en la población española. Memoria para optar al grado de doctor. Madrid. Universidad complutense de Madrid. 2011. 250 p.
- [8] NORDIN, Margareta y FRANKEL, Victor H. Biomecánica de la muñeca y de la mano. En: Biomecánica básica del sistema musculoesqueletico. 3 ed. Madrid, Mc Graw Hill, 2004. p 371.

[9] PARK, Shihyun. Biomechanical analysis of hand grip motion for optimal handle design using a cadaver model. Tesis en Ingeniería Industrial. U.S.A. The Pennsylvania State University. 2009. 150 p.

[10] ROMERO DAPUERTO, Carolina. Evaluación de la fuerza de puño en sujetos adultos sanos mayores de 20 años de la Región Metropolitana. Tesis para optar por el grado de Licenciado en kinesiología. Universidad de Chile. 2005. 52 p.

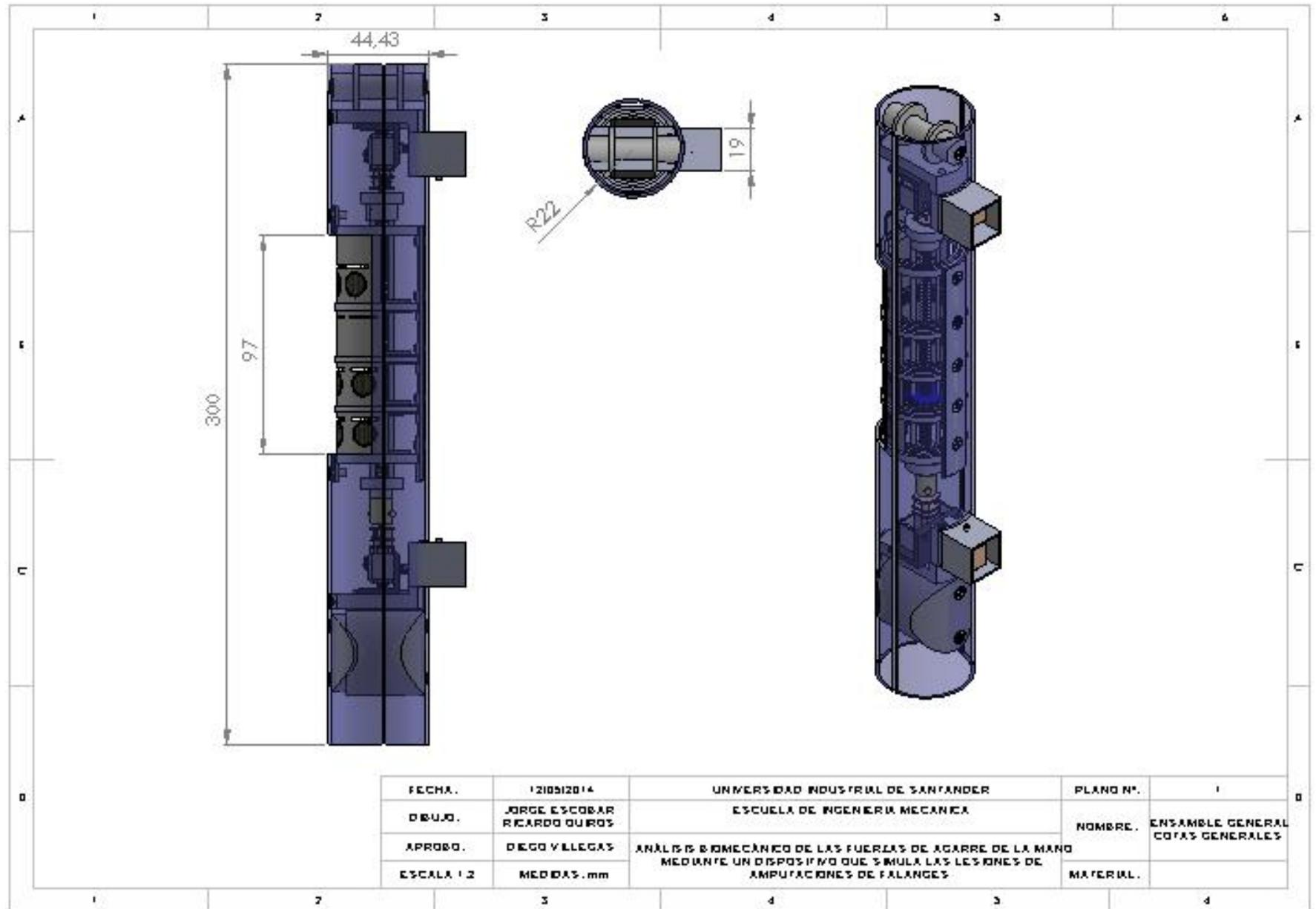
[11] ROSSI, Jérémy, *et al.* Characterisation of forces exerted by the entire hand during the power grip: effect of the handle diameter. En: Ergonomics. 24, Marzo, 2012. vol. 55, no. 6, p. 682-692.

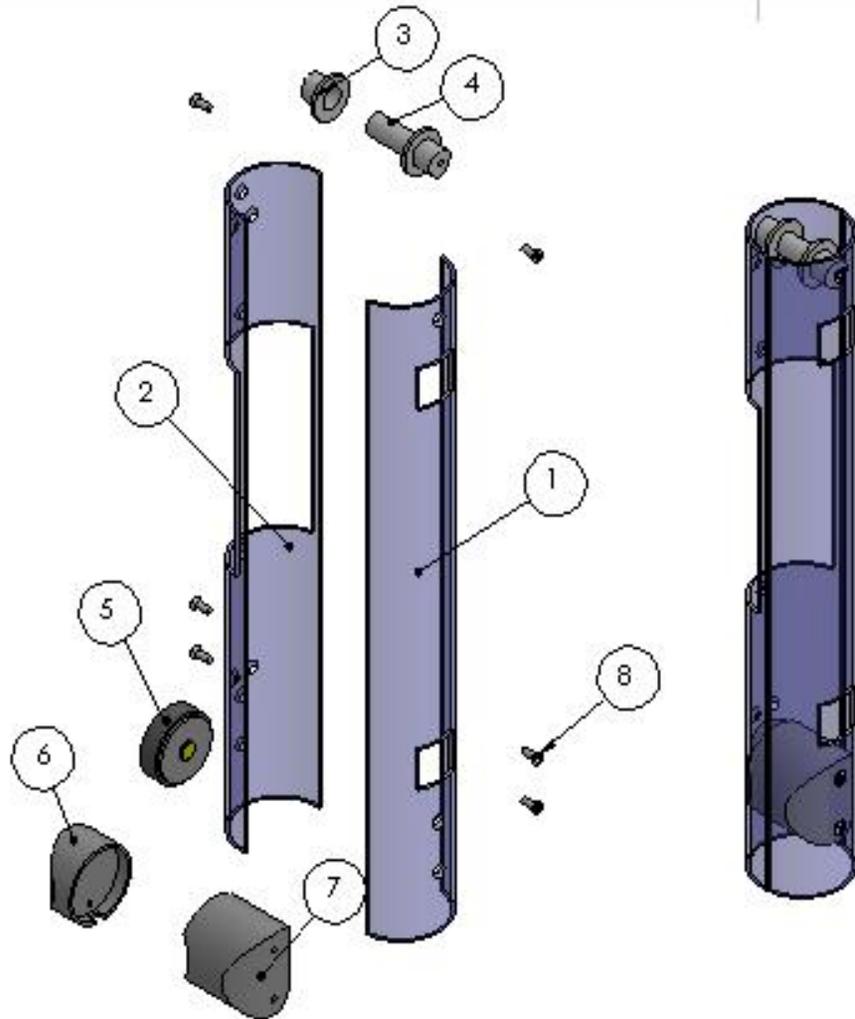
[12] STRICKLAND, James W y GRAHAM, Thomas J. Amputaciones. En: Técnica de cirugía ortopédica: mano. Madrid, Marbán, 2006. p. 3517-3544.

[13] VECCHI, Fabrizio, *et al.* Experimental Evaluation of Two Commercial Force Sensors for Applications in Biomechanics and Motor Control. En: 5th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society. Julio, 2000.

ANEXOS

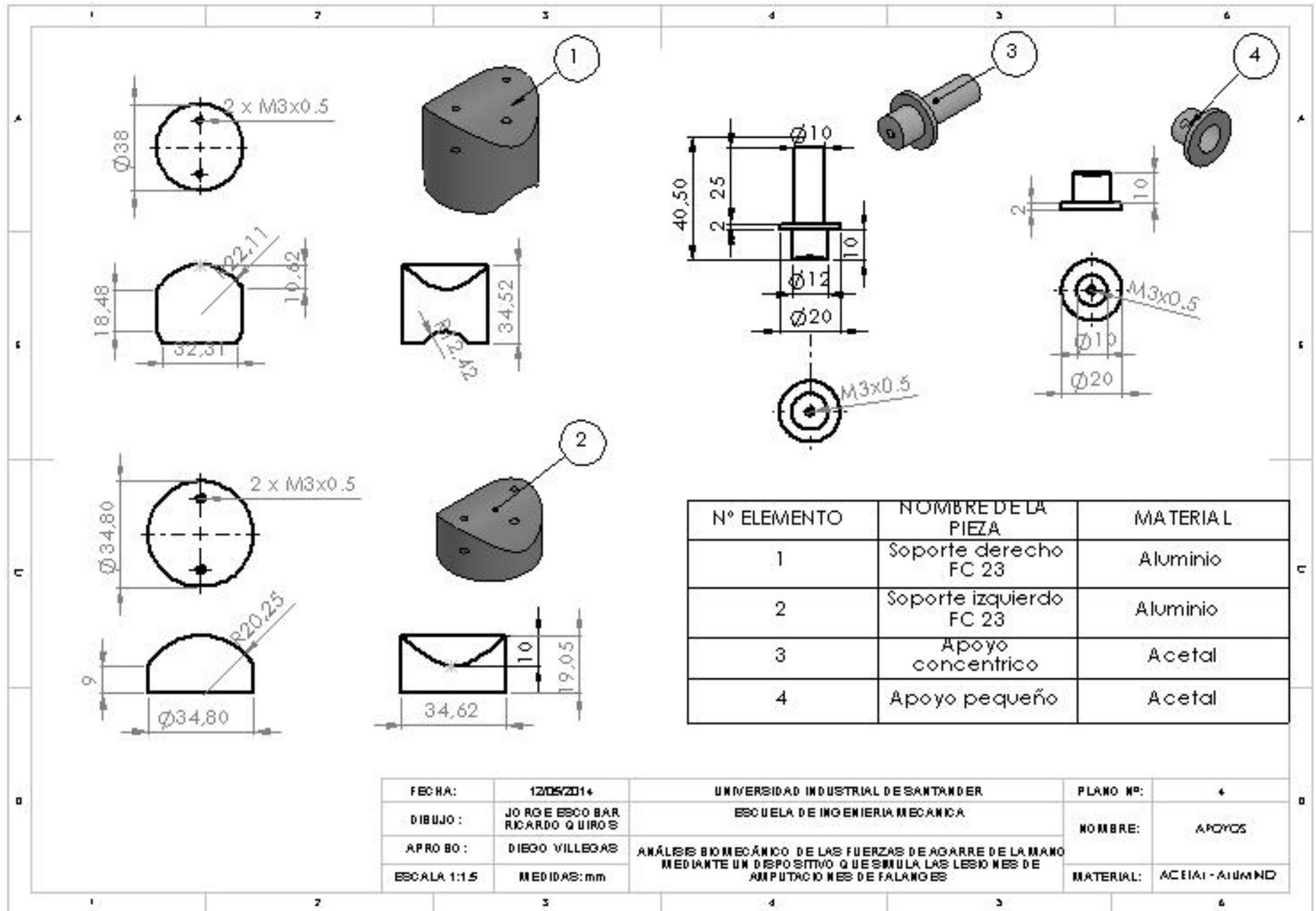
Anexo A. Planos

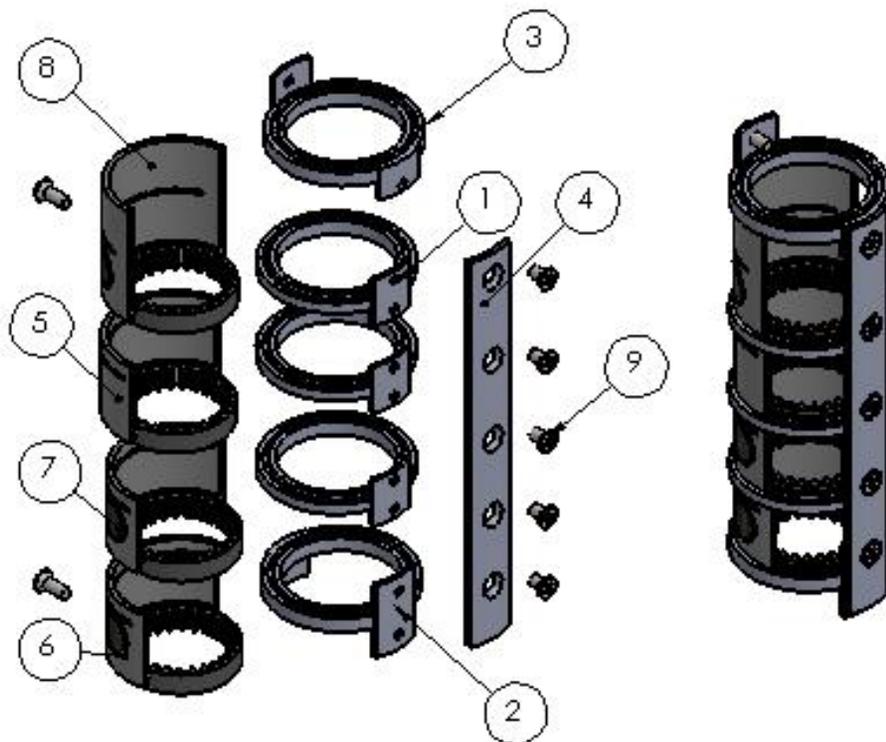




N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Carcasa móvil	1
2	Carcasa Fija	1
3	Apoyo pequeño	1
4	Apoyo concéntrico	1
5	Sensor fc23	1
6	Soporte izquierdo fc23	1
7	Soporte derecho fc23	1
8	Tornillo M3 x 0.5 x 8 ANSI	6

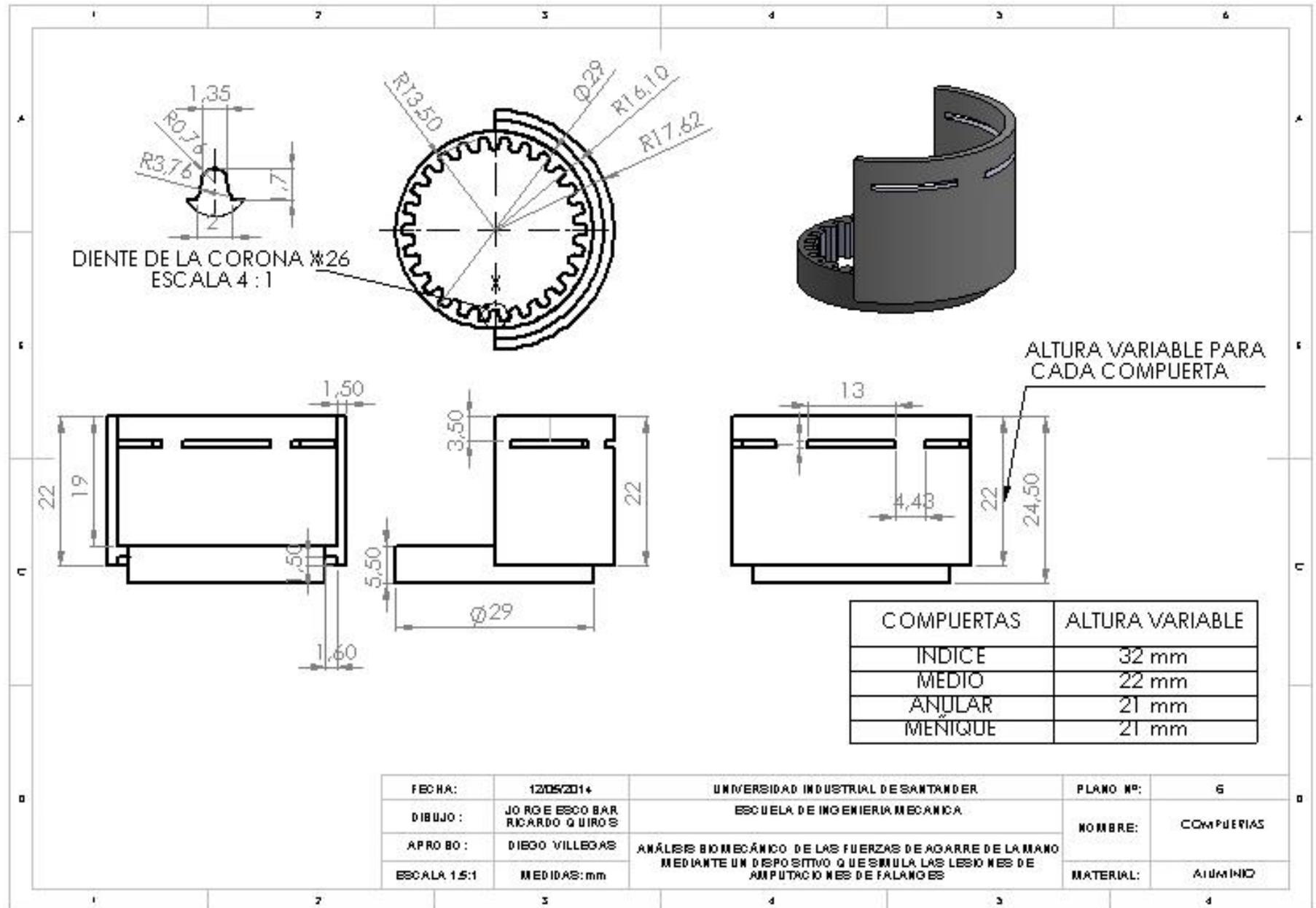
FECHA:	12/05/2014	UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	PLANO Nº:	Z
DIBUJO:	JORGE ESCOBAR RICARDO QUIROS	ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA	NOMBRE:	CARCASAS
APROBO:	DIEGO VILLEGAS	ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS FUERZAS DE AGARRE DE LA MANO MEDIANTE UN DISPOSITIVO QUE SIMULA LAS LESIONES DE AMPUTACIONES DE FALANGES	MATERIAL:	
ESCALA 1:2.5	MEDIDAS: mm			

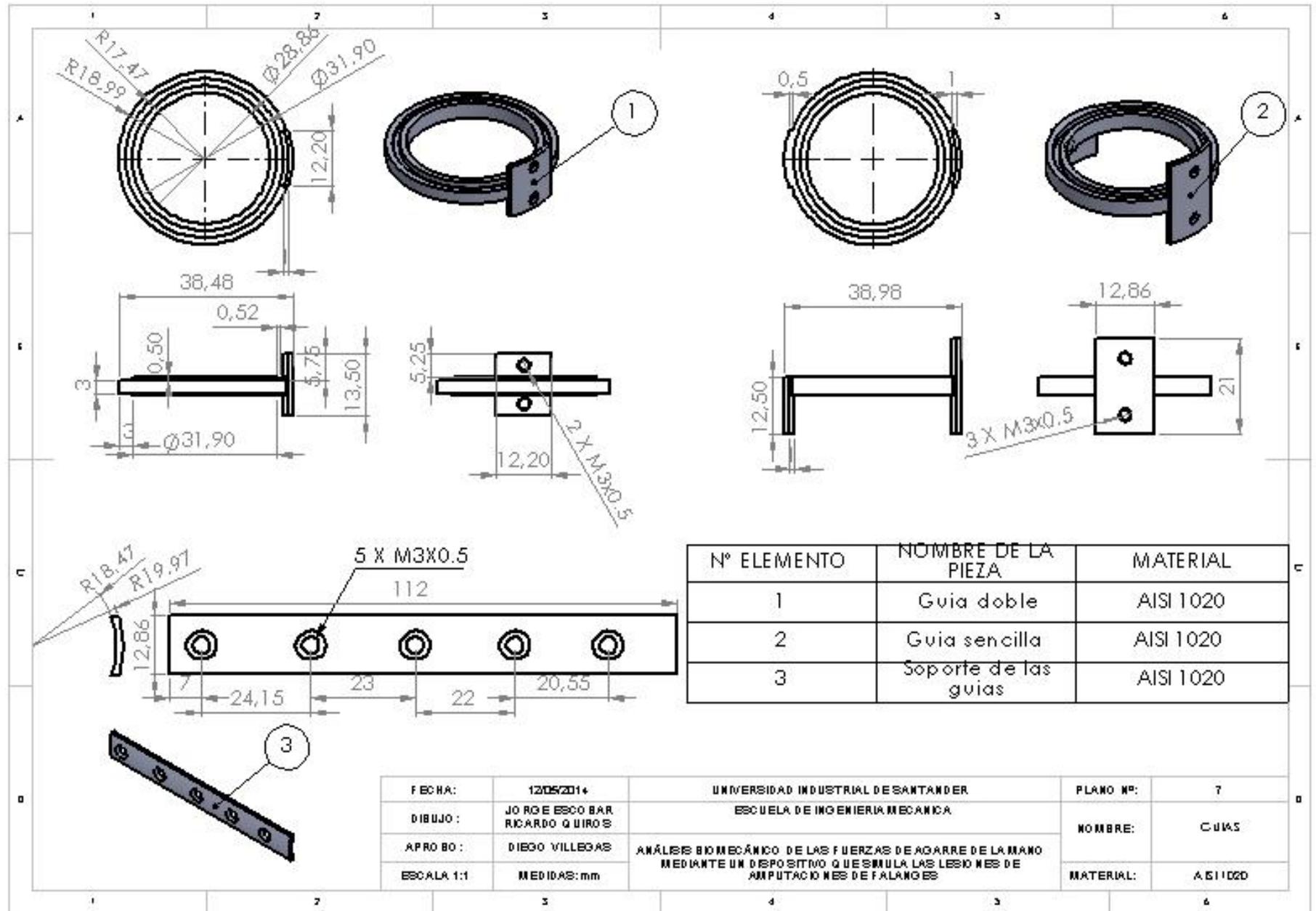


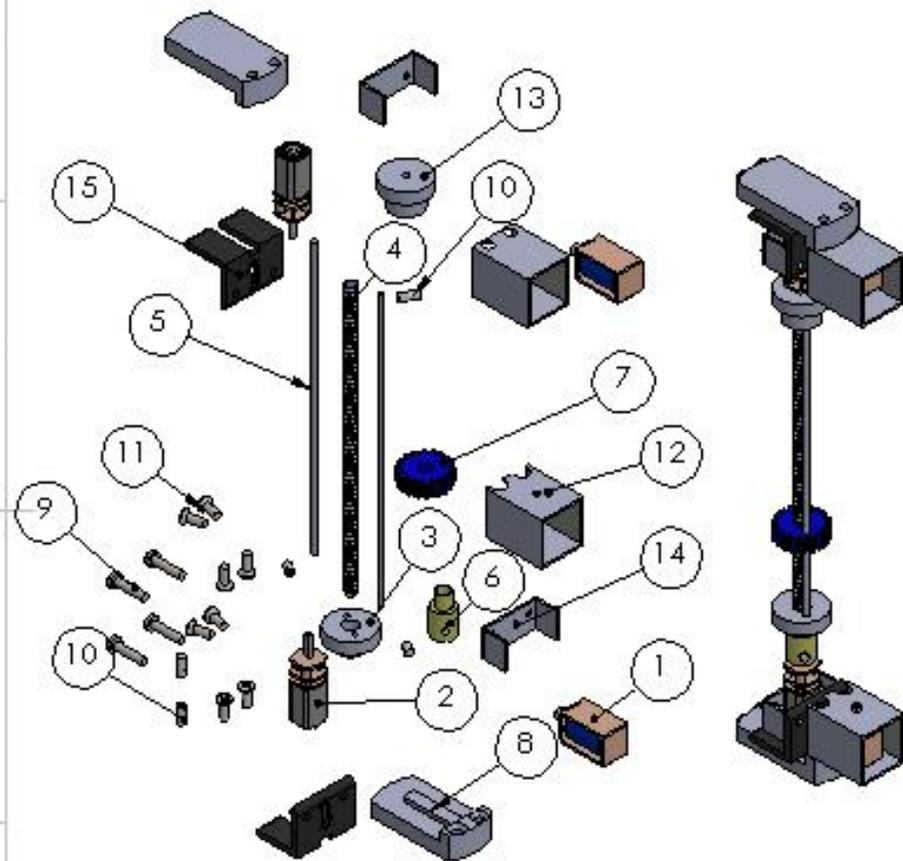


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Guia sencilla	3
2	Guia inferior	1
3	Guia Superior	1
4	Soporte	1
5	Compuerta dedo medio	1
6	Compuerta dedo meñique	1
7	Compuerta dedo anular	1
8	Compuerta dedo indice	1
9	Tornillo M3 x 0.5 x 5 ANSI	7

FECHA:	12/05/2014	UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	PLANO Nº:	5
DIBUJO:	JORGE ESCOBAR RICARDO QUIROS	ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA	NOMBRE:	SEIEMA COMPUERTAS
APROBÓ:	DIEGO VILLEGAS	ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS FUERZAS DE AGARRE DE LA MANO MEDIANTE UN DISPOSITIVO QUE SIMULA LAS LESIONES DE AMPUTACIONES DE FALANGES	MATERIAL:	
ESCALA 1:1.5	MEDIDAS: mm			

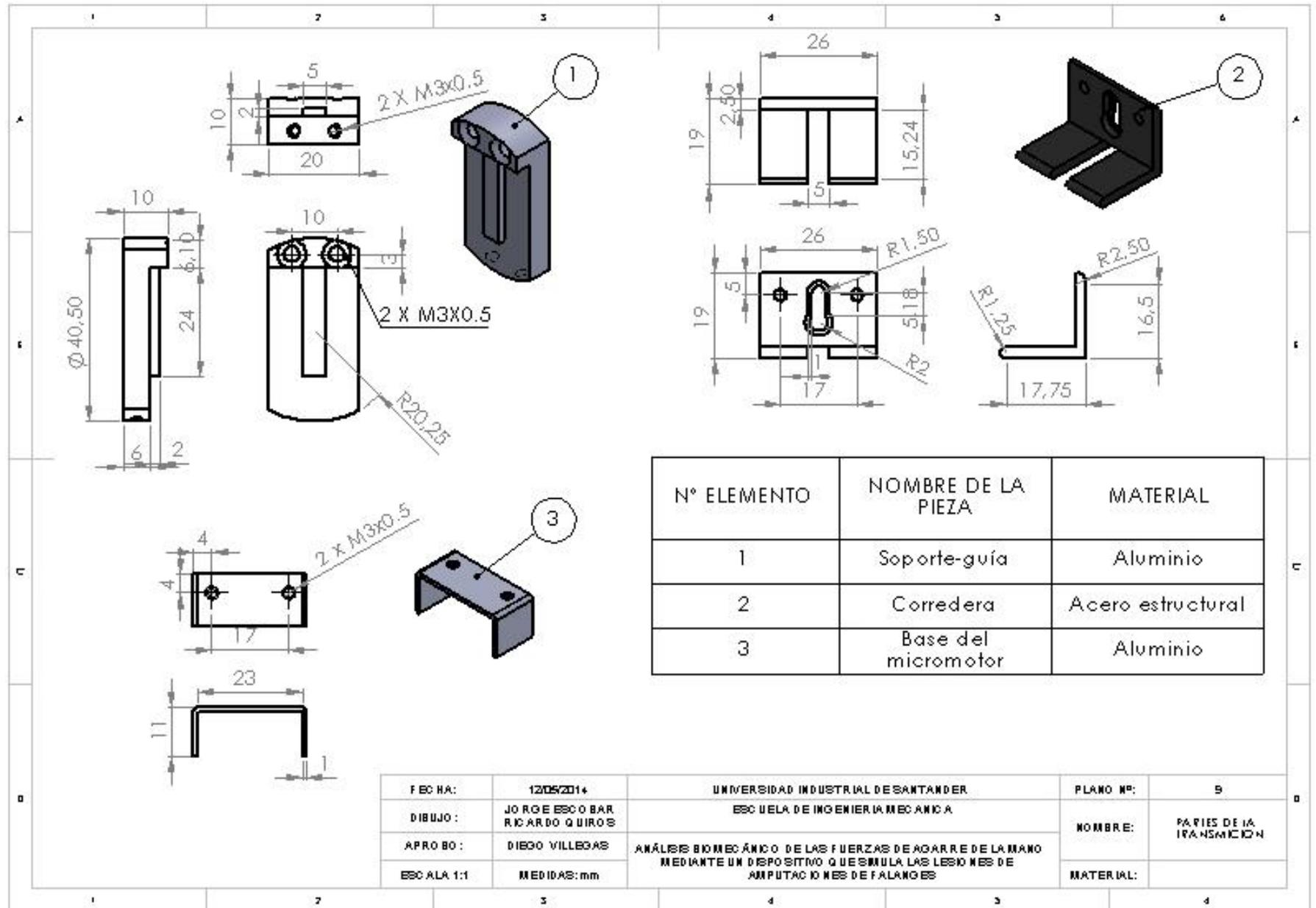






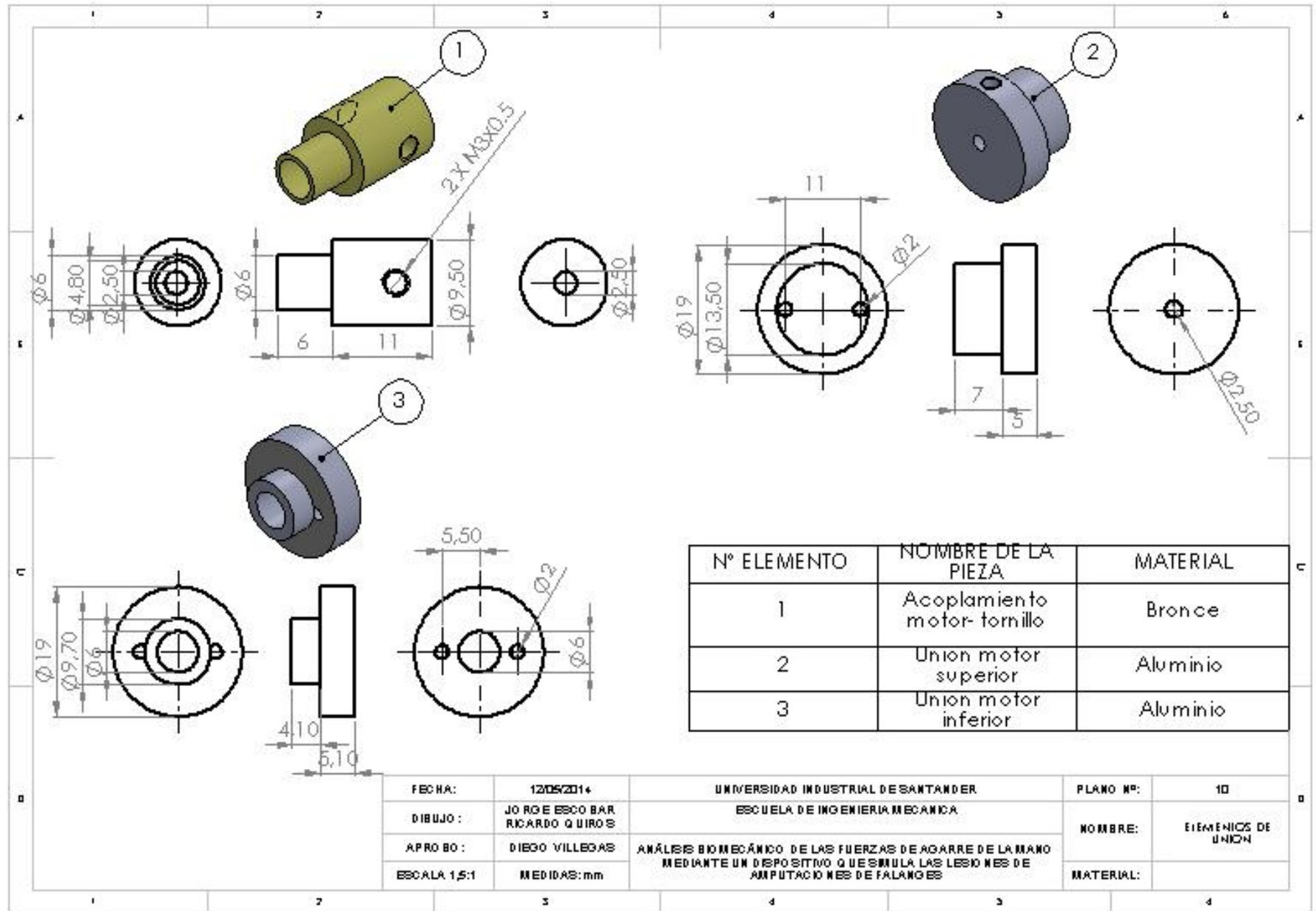
N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Solenoides	2
2	Motor-micromotor	2
3	Union motor inferior	1
4	Tornillo de desplazamiento	1
5	Varillas Guías	2
6	Acoplamiento motor-tornillo	1
7	Engrane 18 dientes	
8	Soportes y guía	2
9	B18.6.7M - M3 x 0.5 x 13 Type I Cross Recessed PHMS--13C	4
10	Tornillo de fijacion M3 x 0.5 x 8 ANSI	3
11	B18.6.7M - M3 x 0.5 x 8 Type I Cross Recessed FHMS--8C	8
12	Caja solenoides	2
13	Union motor superior	1
14	Base para micromotor	2
15	Corredera (union entre solenoides y motor)	2

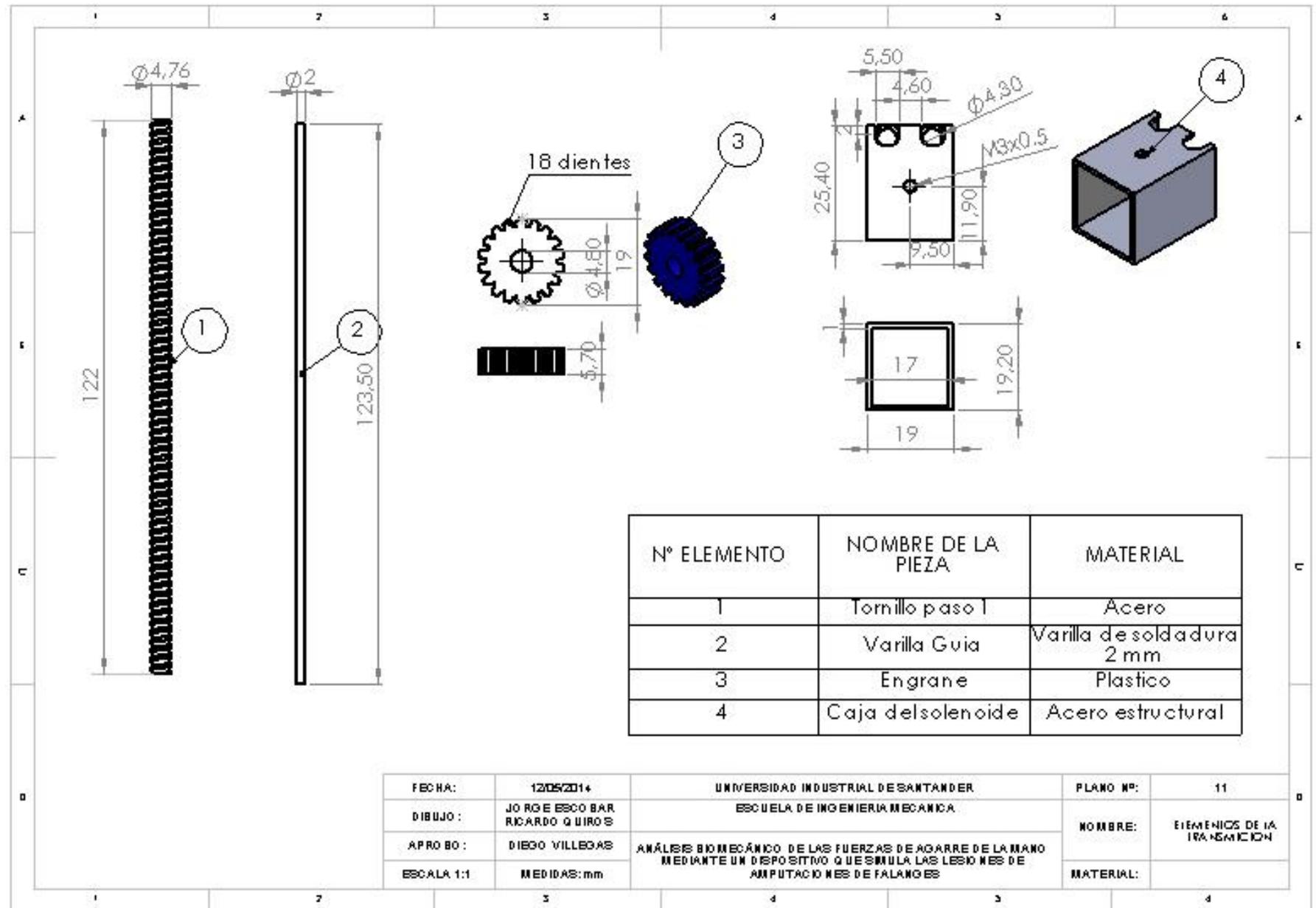
FECHA:	12/05/2014	UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	PLANO Nº:	8
DIBUJO:	JOSÉ ESCOBAR RICARDO QUIROGA	ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA	NOMBRE:	SIEMMA DE TRANSMISION
APROBADO:	DIEGO VILLEGAS	ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS FUERZAS DE AGARRE DE LA MANO MEDIANTE UN DISPOSITIVO QUE SIMULA LAS LESIONES DE AMPUTACIONES DE FALANGES	MATERIAL:	
ESCALA 1:2	MEDIDAS: mm			



N° ELEMENTO	NOMBRE DE LA PIEZA	MATERIAL
1	Soporte-guía	Aluminio
2	Corredera	Acero estructural
3	Base del micromotor	Aluminio

F E C H A:	12/05/2014	UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER	PLANO Nº:	9
DIBUJO:	JO RGE ESC O BAR, R I C A R D O Q U I R O S	ESC UELA DE INGENIERIA MEC ANICA	NOMBRE:	PARTES DE LA TRANSMISION
APRO BO:	DIEGO VILLEGAS	ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LAS FUERZAS DE AGARRE DE LA MANO MEDIANTE UN DISPOSITIVO QUE SIMULA LAS LESIONES DE AMPUTACIONES DE FALANGES	MATERIAL:	
ESC ALA 1:1	MEDIDAS: mm			





Anexo B. análisis de elementos finitos

El análisis de elementos finitos (FEA)

Es el modelado de productos y sistemas en un entorno virtual, con el propósito de encontrar y resolver potenciales (o actuales) problemas estructurales o de rendimiento. FEA es la aplicación práctica del método de elementos finitos (FEM), que es utilizado para modelar matemáticamente y resolver numéricamente problemas de complejas estructuras, fluidos y de multifísica. El software FEA puede ser utilizado en una amplia gama de industrias, pero es más comúnmente utilizado en las industrias aeronáutica, biomecánica y de automoción.

Uno de los modelos de elementos finitos (FE) cuenta con un sistema de puntos, llamados "nodos", que constituyen la forma del diseño. Conectados a estos nodos están los mismos elementos finitos que forman la malla de elementos finitos y contienen el material y las propiedades estructurales del modelo, la definición de cómo va a reaccionar a ciertas condiciones. La densidad de la malla de los elementos finitos puede variar a través del material, en función del cambio esperado en los niveles de estrés de un área en particular.

Para simular los efectos de los entornos reales de trabajo en la FEA, los distintos tipos de carga se pueden aplicar a la modelo de elementos finitos, incluyendo:

- nodal: fuerzas, momentos, los desplazamientos, velocidades, aceleraciones, temperatura y flujo de calor
- Elemental: carga distribuida, presión, temperatura y flujo de calor
- Las cargas de aceleración del cuerpo (la gravedad)

Beneficios de la FEA

- Predecir y mejorar el rendimiento y fiabilidad del producto
- Reducir la creación de prototipos físicos y pruebas
- Evaluar los diferentes diseños y materiales

- Optimizar el diseño y reducir el uso de materiales

El Método de los Elementos Finitos (FEM)

El método de los elementos finitos es un método de aproximación de problemas continuos,

El continuo se divide en un número finito de partes, “elementos”, cuyo comportamiento se especifica mediante un número finito de parámetros asociados a ciertos puntos característicos denominados “nodos”. Estos nodos son los puntos de unión de cada elemento con sus adyacentes.

La solución del sistema completo sigue las reglas de los problemas discretos. El sistema completo se forma por ensamblaje de los elementos. Las incógnitas del problema dejan de ser funciones matemáticas y pasan a ser el valor de estas funciones en los nodos. El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las adecuadas funciones de interpolación o funciones de forma.

Se basa en transformar un cuerpo de naturaleza continua en un modelo discreto aproximado, esta transformación se denomina discretización del modelo¹⁰.

Modelo de plasticidad de Von Mises

El criterio de flexibilidad se escribe de esta forma:

$$F = \sqrt{3}\bar{\sigma} - \sigma_Y = 0$$

Donde s es la tensión efectiva y s_Y es el límite elástico de las pruebas uniaxiales. El modelo von Mises se puede utilizar para describir el comportamiento de los metales. Al utilizar este modelo de material, debe considerarse lo siguiente: Se

^{10 7} Eduardo Frías Valero, departamento de ingeniería eléctrica. UPC. Aportaciones al estudio de las maquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de los elementos finitos. Tesis doctoral. Disponible en: <http://www.tdx.cat/bitstream/handle/10803/6294/06Efv06de23.pdf?sequence=6>

supone la existencia de plasticidad con una deformación unitaria pequeña cuando se utiliza un desplazamiento pequeño o grande y se crea una suposición de regla de flujo asociada.

Hay reglas de endurecimiento isotrópico y cinemático disponibles. Se implementa una combinación lineal de endurecimiento isotrópico y cinemático cuando tanto el radio como el centro de la superficie elástica en espacio desviatorio pueden variar con respecto al historial de carga.

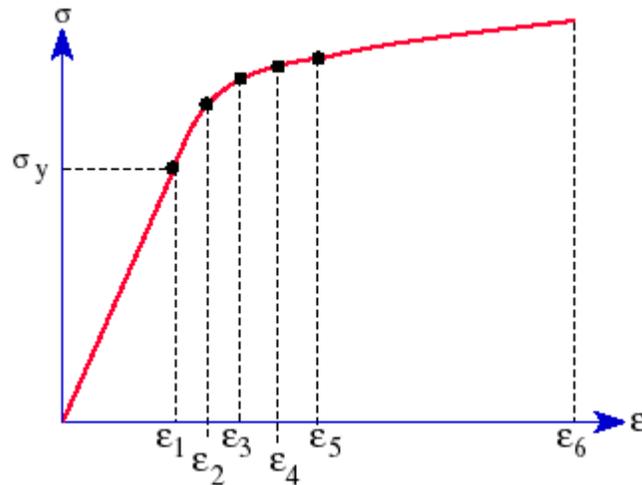
- El parámetro RK define la proporción de endurecimiento cinemático e isotrópico.
- Para endurecimiento isotrópico, el parámetro RK tiene el valor 0. El radio de la superficie elástica se expande pero su centro permanece fijo en espacio desviatorio.
- Para endurecimiento cinemático, el parámetro RK tiene el valor 1. El radio de la superficie elástica permanece constante mientras su centro se mueve en espacio desviatorio.
- Una bilineal o multilínea. Para la definición de la curva de tensión-deformación unitaria bilineal, se introducen las propiedades de material SIGYLD y ETAN en el cuadro de diálogo Material. Para la definición de la curva de tensión-deformación unitaria multilínea, debe definirse una curva de tensión-deformación unitaria.

Al definirse una curva de tensión-deformación unitaria, el primer punto de la curva debe ser el punto de flexibilidad del material. Las propiedades de material, como el módulo elástico (EX), el límite elástico (SIGYLD), etc. se tomarán de la curva de tensión-deformación unitaria cuando la misma se encuentre disponible y no de la tabla de propiedades de material, en el cuadro de diálogo Material. Sólo se tomará de la tabla el coeficiente de Poisson (NUXY)¹¹.

¹¹ [Solidworks. Disponible en:](#)

[http://help.solidworks.com/2010/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/Materials/Material_models/von_Mises_Plasticity_Model_\(Kinematic_Isotropic\).htm](http://help.solidworks.com/2010/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/Materials/Material_models/von_Mises_Plasticity_Model_(Kinematic_Isotropic).htm)

Figura 115. Curva de tensión-deformación unitaria típica de un material plástico



Fuente:[http://help.solidworks.com/2010/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/Materials/Material_models/von_Mises_Plasticity_Model_\(Kinematic_Isotropic\).htm](http://help.solidworks.com/2010/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/Materials/Material_models/von_Mises_Plasticity_Model_(Kinematic_Isotropic).htm)

Resumen de criterios de fallos

Los criterios de falla comúnmente usados en análisis estáticos y dinámicos se encuentran en la tabla¹².

¹² ⁹ Software Solidworks 2013: manual de ayuda solidWorks 2013

Tabla 55. Resumen los criterios de fallos utilizados para evaluar la seguridad de los diseños.

Criterio	Factor de seguridad	Tipo de material
Máxima tensión de von Mises	$\sigma_{\text{limit}} / \sigma_{\text{vonMises}}$	Dúctil
Tensión de cortadura máxima	$\sigma_{\text{limit}} / (2 * \tau_{\text{max}})$	Dúctil
Tensión de Mohr-Coulomb	<p>Si ($\sigma_1 > 0$ y $\sigma_3 > 0$) entonces ($\sigma_1 \geq \sigma_{\text{TensileLimit}}$)</p> <p>Si ($\sigma_1 < 0$ y $\sigma_3 < 0$) entonces ($\sigma_3 \geq -\sigma_{\text{CompressiveLimit}}$)</p> <p>Si ($\sigma_1 \geq 0$ y $\sigma_3 \leq 0$) entonces ($\sigma_1 / \sigma_{\text{TensileLimit}} + \sigma_3 / -\sigma_{\text{CompressiveLimit}} \geq 1$)</p>	Materiales frágiles con límites de tracción y compresión diferentes
Tensión normal máxima	$\sigma_{\text{limit}} / \sigma_1$	Frágil
Criterio de tensión máxima (compuestos)	$F.I. = \text{Max} \left(\frac{\sigma_1}{X_1}, \frac{\sigma_2}{X_2}, \left \frac{\sigma_{12}}{S_{12}} \right \right)$ <p>FDS = 1 / F.I.</p>	Frágil

Criterio de error de Tsai-Hill compuesto	$F.I. = \frac{\sigma_1^2}{X_1^2} - \frac{\sigma_1\sigma_2}{X_1^2} + \frac{\sigma_2^2}{X_2^2} + \frac{\tau_{12}^2}{S_{12}^2}$ $FDS = 1 / \text{SQRT} (F.I.)$	Frágil
Criterio de error de Tsai-Wu (compuestos)	$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 + F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_6\tau_{12} + F_{66}\tau_{12}^2 = 1$ $F_1 = \left(\frac{1}{X_1^T} - \frac{1}{X_1^C}\right), F_2 = \left(\frac{1}{X_2^T} - \frac{1}{X_2^C}\right), F_{12} = -\frac{1}{2} \sqrt{\frac{1}{X_1^T * X_1^C} * \frac{1}{X_2^T * X_2^C}},$ $F_{11} = \frac{1}{X_1^T X_1^C}, F_{22} = \frac{1}{X_2^T X_2^C}, F_6 = \left(\frac{1}{X_{12}^T} - \frac{1}{X_{12}^C}\right), F_{66} = \frac{1}{X_{12}^T * X_{12}^C}$	Frágil

