

MECÁNICA



TECNOLOGÍA



LOW COST



ACCESO



BIOACCESS

Tecnología del futuro



BIÓNICA



DISEÑO



INNOVACIÓN



INDUSTRIA

“DISEÑO DE PRÓTESIS EN 2D PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD DE MALFORMACIÓN O AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR”

CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN

2. OBJETIVO GENERAL

2.1 Objetivos específicos.

2.2 Requerimientos

3. PROBLEMÁTICA

4. INVESTIGACIÓN

4.1 POTENCIA DE LA TECNOLOGÍA APLICADA EN PRÓTESIS DE BRAZO

4.2 Biónica: Biomecánica y robótica aplicada.

4.3 Historia.

4.4 Las prótesis en el siglo XX.

4.5 Referentes (Investigaciones y desarrollos recientes).

4.6 Tipos de prótesis artificiales.

4.6.1 Prótesis mecánica.

4.6.2 Prótesis eléctricas.

4.6.3 Prótesis de mano neumáticas.

4.6.4 Prótesis Myo-eléctricas.

4.6.5 Prótesis Híbridas.

4.6.6 Uso de materiales inteligentes.

4.6.7 Producción de prótesis actualmente.

4.7 Modelos, prototipos y comprobaciones aplicadas.

4.7.1 Contestación muscular.

4.7.2 Depósito de tensión.

4.7.3 Esfuerzo de relajación.

4.7.4 CREEP (Esfuerzo retardante).

4.8 Modelos hechos en la Universidad el bosque.

4.8.1 Resumen de mecanismo.

4.8.2 Prótesis de brazo para personas amputadas.

4.8.3 Diseño y construcción de prototipo (funciones de pronación y supinación) para prótesis eléctrica).

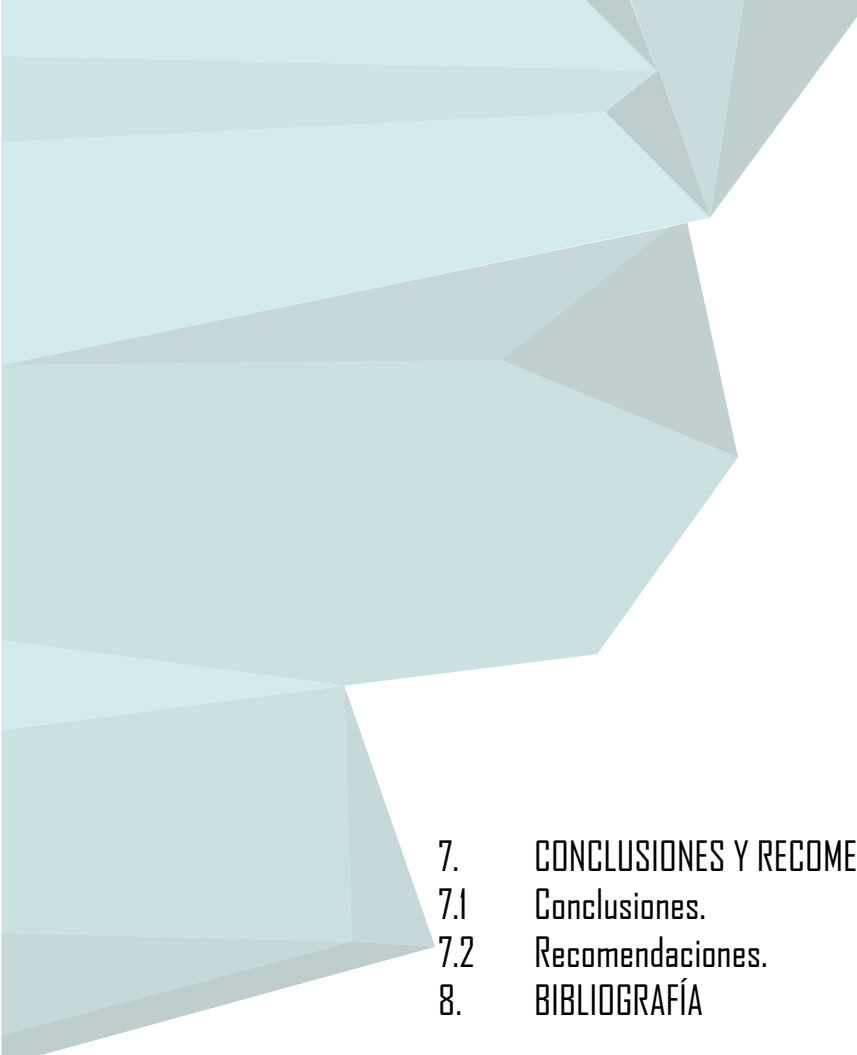
4.9 INVESTIGACIÓN DE USUARIO

4.9.1 Referentes anteriores

4.9.2 Propuesta

4.10 Conclusiones

- 5. DISEÑO CONCEPTUAL
 - 5.1 Identificación del problema.
 - 5.2 Definición del usuario.
 - 5.3 Especificaciones básicas de ingeniería.
 - 5.4 Diseño.
 - 5.4.1 Segmentación del problema.
 - 5.4.2 Referentes Externos.
 - 5.4.3 Referentes Internos.
 - 5.4.4 Conceptos importantes.
 - 5.5 Concepto general del diseño.
- 6. DISEÑO TEÓRICO
 - 6.1 Componentes.
 - 6.2 Acercamiento a materiales y técnicas de fabricación.
 - 6.3 Significado de componentes independientes.
 - 6.3.1 Dedos.
 - 6.3.2 Palma.
 - 6.3.3 Antebrazo.
 - 6.3.4 Codo.
 - 6.3.5 Brazo.
 - 6.4 Desarrollo de modelo.
 - 6.4.1 Dedos.
 - 6.4.2 Palma.
 - 6.4.3 Antebrazo.
 - 6.4.4 Codo.
 - 6.4.5 Brazo.
 - 6.5 Modelo mecánico.
 - 6.6 Análisis de resistencia.
 - 6.7 Análisis de función y desempeño.
 - 6.8 Valoración de prótesis en su fabricación.
 - 6.8.1 Falanges.
 - 6.8.2 Palma.
 - 6.8.3 Antebrazo.
 - 6.8.4 Sistemas de movimiento.
 - 6.8.5 Pasadores y/o uniones.
 - 6.9 Valoración de prótesis para ensamble.
 - 6.9.1 Sub-ensambles dedos.
 - 6.9.2 Actuadores.
 - 6.9.3 Antebrazo.
 - 6.9.4 Ensamble completo.
 - 6.10 Análisis de margen de error y posibles fallos.
 - 6.11 Valoración del diseño total.



7.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES
7.1	Conclusiones.
7.2	Recomendaciones.
8.	BIBLIOGRAFÍA

2. OBJETIVO GENERAL

MEJORAR LA CALIDAD DE VIDA DE NIÑOS Y NIÑAS DE ESTRATOS BAJOS, CON MALFORMACIÓN O AMPUTACIÓN POR DEBAJO DEL CODO.

2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Reducir costos de producción.
- Reducir tiempo de producción.
- Mejorar materiales de fabricación.

2.2 REQUERIMIENTOS

- Estimar el sistema de funcionamiento del brazo en extensión y flexión para crear un producto eficiente.
- Ejecutar diferentes análisis de fuerzas y velocidades que se encuentran cuando se realiza un movimiento de brazo.
- Contar los esfuerzos en el brazo para lograr determinar los materiales de fabricación.
- Proyectar y valorar la mejor elección de prótesis para su eficiencia y los materiales de fabricación.
- Desarrollar una prótesis con medidas antropométricas correspondientes.
- Estudiar los elementos de comportamiento que puede presentar la prótesis cuando se aplican cargas.
- Producir un manual de uso y mantenimiento.
- Producir planos para su fabricación en serie.
- Estimar financieramente el proyecto.

CONCLUSION DE INVESTIGACIÓN

Crear una experiencia que permita ayudar al proceso de rehabilitación y integración en la sociedad a partir de un elemento desarrollado con el fin de mejorar o reemplazar funciones básicas diarias que el usuario necesite.

3. PROBLEMÁTICA

Los tratamientos de rehabilitación para los pacientes incluyen aplicaciones de prótesis, que ofrezcan funcionalidad y den al paciente autonomía en tareas básicas. La variedad de dispositivos que se pueden encontrar varían entre ganchos, prótesis mecánicas o cosméticas, donde el factor importante de elección es el costo, incluso sin importar la funcionalidad.

La importancia del desarrollo de una prótesis inicia en permitir a un gran número de personas afectadas por amputación o malformidad, acceder a un dispositivo funcional para brindar autonomía, mejorando la calidad de vida, autoestima y probabilidad de acople en la sociedad como persona autónoma.

Otra perspectiva es que como el producto requiere diferentes tecnologías, sobre todo en fabricación y ensamble, se pretende determinar una estrategia de producción fácil y rápida teniendo en cuenta las necesidades económicas, creando una propuesta innovadora hacia el mercado. La estrategia hará reducir costos y aumentar el acceso a un diseño funcional, con mejor apariencia, beneficiando al usuario en su proceso de rehabilitación e incorporación en la sociedad.

INVESTIGACIÓN

El anexo estudio, está datado en las décadas de los años 80 y 90 en la ciudad de Bogotá por ser la capital del país, y por causa efecto es el lugar donde se realizan la mayoría de los procedimientos para amputación de miembro superior, consultando historias clínicas relacionadas, tomando en cuenta las siguientes instituciones:

- Fundación Pro-Cirugía Reconstructiva (CIREC)
- Hospital Militar
- Hospital San Juan de Dios

Estas entidades fueron seleccionadas teniendo en cuenta la cantidad de pacientes amputados que se atendieron, ya sea cirugía o rehabilitación.

Este estudio comprende el año 1987 hasta 1995, 675 casos tomando información de consultas por entidades:

- Fundación Pro-Cirugía Reconstructiva (CIREC) (94.96%)
- Hospital Militar (3.56%)
- Hospital San Juan de Dios (1.48%)

La información ya que es de hace 14 años, sirve para conocer la incidencia y frecuencia con la que ocurren amputaciones en el país, así mismo organizar las causas para llevar a cabo una amputación.

FRECUENCIA ANUAL

La siguiente tabla presenta la asignación anual de amputación de miembro superior teniendo en cuenta el número de pacientes aplicados.

AÑOS	No. PACIENTES	%
1987	88	13.04
1988	52	7.70
1989	84	12.44
1990	91	13.48
1991	71	10.51
1992	82	12.14
1993	78	11.55
1994	65	9.63
1995	64	9.48
TOTAL	675	100

TABLA No1 APPA (FUENTE: CORTES, Luis. Y NIÑO, Libardo. Estudio funcional del miembro superior. En: Universidad Nacional de Colombia. Bogotá (1996); p.200.)

EDAD

Se optaron 5 rangos de edad, de forma que la población tuviera las mismas características antropométricas y desarrollo:

- 0 a 5 años. Niños que están bajo supervisión o cuidado de un adulto.
- 6 a 15 años. Niños y/o adolescentes en edad escolar.
- 16 a 35 años. Adolescentes y/o adultos jóvenes.
- 36 a 60 años. Adultos.
- Más de 60 años. Adultos mayores y ancianos.

La siguiente tabla presenta en forma de cifras de amputación según el rango de edad.

EDAD	No. PACIENTES	%
0-5	97	14.37
6-15	51	7.55
16-35	366	54.22
36-60	141	20.89
Más de 60	20	2.97
Total	675	100

(FUENTE: CORTES, Luis. Y NIÑO, Libardo. Estudio funcional del miembro superior. En: Universidad Nacional de Colombia. Bogotá (1996); p.200.)

DISTRIBUCIÓN POR SEXO

En la siguiente tabla se muestran cifras partiendo desde el sexo vs la cantidad de amputaciones.

SEXO	No. PACIENTES	%
Femenino	127	18.82
Masculino	548	81.18
Total	675	100

CAUSAS DE AMPUTACIÓN

La mayoría de amputaciones de miembro superior se producen por causas laborales (golpes, quemaduras, etc.) comúnmente debido a distracción, o falta de seguridad industrial.

CAUSA	No. PACIENTES	%
Laboral	241	35.7
Violencia	119	17.63
Accidente de tránsito	82	12.15
Hereditario	82	12.15
Enfermedad	39	5.78
Otros	45	6.67
No especificado	67	9.92
Total	675	100

(FUENTE: CORTES, Luis. Y NIÑO, Libardo. Estudio funcional del miembro superior. En: Universidad Nacional de Colombia. Bogotá (1996); p.200.)

EFECTOS SECUNDARIOS A EVITAR

Llegar a desarrollar una prótesis con un diseño convencional en el mercado y que no tenga realmente un valor agregado diferencial.

LIMITES DEL PROYECTO

ECONÓMICO

DEFINICIÓN DEL USUARIO

El método para identificar las necesidades del usuario consiste en:

1. Recopilar datos.
2. Interpretar datos en cuestión de necesidades.
3. Segmentar necesidades por orden de relevancia:
 - Indispensable.
 - Necesario.
 - Deseable.
4. Fijar relevancia en las necesidades.
5. Valorar y establecer los resultados del proceso.

NECESIDADES DEL USUARIO

NECESARIAS

- Autonomía para actividades diarias.
- Excelente para actividades de rehabilitación e incorporación en la sociedad.
- Apariencia a la de una mano real.

INDISPENSABLES

- Agarre seguro y estable.
- Fácil de agarrar objetos.
- Fácil de quitar y poner.
- Acceder a diferentes opciones de agarre.
- Visibilidad de objetos de agarre.
- Minimizar acciones para alinear muñeca.
- Acceder a sostener objetos de diferentes formas.
- Imperecedero.
- Acceder a objetos de diferentes tamaños.
- Fuerza de agarre.
- Restablecimiento de fuerza de sujeción.
- Agarre de forma natural.
- Rápida liberación de agarre.
- Posibilidad de módulos intercambiables.
- Peso liviano.
- Baterías recargables.
- Mínimo de componentes.
- Fácil mantenimiento.
- No dañar objetos por presión de agarre.
- Mínimo impacto ambiental.

4. INVESTIGACIÓN

4.1 POTENCIA DE LA TECNOLOGÍA APLICADA EN PRÓTESIS DE BRAZO

Cuando se sustituyen miembros humanos por piezas no naturales ha sucedido desde hace más de dos mil años en la historia del hombre. En épocas antiguas el ser humano ha intentado reproducir las facultades del cuerpo, aun así, sin tener pérdida de los mismos, sino para realizar actividades que fueran aburridas, peligrosas o repetitivas.

La idea de crear un objeto que nunca sufre de los padecimientos del ser humano y está dispuesto a trabajar, enlazado a la necesidad de reemplazar miembros y así mismo a el trauma de la persona, ha generado a través de los años grandes inventos que puedan ser aplicados, dando mayores cualidades a el hombre.

Con la llegada de la revolución industrial, la tasa de accidentes y pérdida de miembros incremento drásticamente, creando dispositivos que reemplacen las cualidades humanas; ya a partir del siglo XX la tecnología hizo que las prótesis tuvieran un control del cual fueron afectadas debido a los limitantes de espacio y energía para generar su movimiento. En la actualidad gracias a la biónica podemos encontrar diseños similares en apariencia y con prestaciones cada vez más cercanas a las de una extremidad real.

4.2 Biónica: Biomecánica y robótica aplicada.

En muchos referentes futuristas podemos conocer que en muchas ocasiones los modelos robóticos en materia de prótesis son capaces de igualar y superar las cualidades de una mano humana real, pero que en la actualidad estamos lejos de permitir está tecnología en nuestro diario vivir y que sobre todo en nuestro país, el factor económico es el gran problema para tener acceso a estos avances.

Hoy en día podemos determinar que podemos encontrar todo tipo de tecnología tanto mecánica, como lo es transmisión de potencia, capacidad de movimientos y espacio para generar articulaciones, e infinidad de sensores y dispositivos que permitan a estos artefactos generar sensaciones como de diferenciar temperaturas, calcular la presión correcta en un objeto, hasta ejercer fuerzas sobre objetos.

La biomecánica se clasifica como la ciencia que se ocupa de las fuerzas y sus efectos, aplicados a sistema biológicos, y la biónica como el análisis real de los sistemas vivos.

Teniendo en cuenta estos significados podemos determinar y con ejemplos de vida, grandes maestros de la ciencia como Leonardo Da Vinci, que tenemos que estudiar las bases del funcionamiento de los seres vivos para aplicarlos en el diseño.

4.3 HISTORIA

La primera prótesis de miembro superior data del año 2000 a.C., de la cual fue encontrada en una momia de Egipto, unida al antebrazo por un cartucho adaptado. A partir de la aparición del hierro y su manejo, se creó piezas más resistentes que podían ser empleadas para cargar objetos pesados, como es el caso del general Marcus Sergius durante el 218-202 a.C. creando una mano de hierro con la cual portaba su espada.

1200 años después desarrollos no fueron muy notorios solo hasta el 1400 d.C. encontrando aplicaciones para prótesis tecnológicas en la fabricación de armaduras (Mano de Alt-Ruppin Fig. x), construida en hierro, con un dedo pulgar rígido opuesto a los demás dedos flexibles, siendo activados pasivamente de forma de trinquete y con una muñeca móvil.

A partir del siglo XVI la creación de mecanismos de prótesis crecieron sustancialmente con la participación del médico militar francés Ambroise Paré, desarrollando el primer brazo móvil con codo, con el nombre de Le petit Loraine, manejando mecanismos sencillos para la época; ésta lograba abrirse o cerrarse presionando, con una palanca por medio de la cual el brazo tenía libertad de flexión y extensión a nivel de codo. Al igual que mejorando su estética en cuero, creando tendencia en la aplicación de nuevos materiales.

En el siglo XIX consecuente al uso de cuero, polímeros naturales y madera, los resortes fueron pieza importante para crear mecanismos para los sistemas de transmisión de fuerza, sujeción y movilidad. Como referente Peter Bell hace el diseño el cual permite el cierre y apertura de los dedos, pero con la innovación de ser controlados por el tronco y el hombro dando origen a las prótesis autopropulsadas. Consecutivamente el Conde Baefort dio a conocer un brazo con flexión de codo que era activado por una palanca presionada contra el tórax, aprovechando el movimiento del hombro para hacer movimientos al codo y mano; contaba con un pulgar móvil hecho con un gancho muy parecido a los ganchos de hook.

ANÁLISIS DOFA

OPORTUNIDADES

1. Desarrollo tecnológico y innovación en productos.
2. Apertura a nuevas ideas.
3. Nuevos proyectos.

AMENAZAS

1. Competencia
2. Supervisión tecnológica.
3. Pérdida del producto.
4. Pérdida del trabajo en grupo.

FORTALEZAS

1. Estructura organizacional.
1. Lealtad al usuario.

CADENA DE VALOR

4. Competencia.
5. Cultura financiera.

ESTRATEGIAS FO

1. Desarrollo de nuevos productos de acuerdo con las necesidades del cliente.
2. Iniciar nuevos productos.
3. Trabajo en grupo con personas de diversos campos para ampliar acción.

ESTRATEGIAS FA

1. Diseñar programas para mantener lealtad del cliente
2. Preparar estrategias de mercado para impulsar la competencia.
3. Iniciar programas de evaluación de desempeño.

DEBILIDADES

1. Dependencia de la tecnología.
2. Desarrollo de sistemas.
3. Talento humano.
4. Dependencia de un proveedor.

ESTRATEGIAS DO

1. Iniciar desarrollos tecnológicos propios..
2. Aprovechar conocimientos de terceros para aprender sistemas.
3. Iniciar programas de capacitación.

ESTRATEGIAS DA

1. Iniciar programa D.I.
2. Diseñar y realizar un proyecto de talento humano.
3. Llegar a acuerdos con proveedores.

4.4 Las prótesis en el siglo XX.

Durante el siglo XX, el objetivo de que los amputados regresaran a la vida laboral, orientó en gran medida las innovaciones presentadas a lo largo de los años. Inicialmente el objetivo propuesto es alcanzado por el médico francés Gripoulleau, quien fabricó distintos accesorios que podían ser utilizados como unidad terminal, entre estos están: anillos, ganchos y diversos instrumentos, todos metálicos, que brindaban la capacidad de realizar trabajo de fuerza o de precisión. En el año 1912, Dorrance, en los Estados Unidos, desarrollo el Hook, que es una unidad terminal que permite abrir y cerrar activamente, mediante movimientos de la cintura escapular combinado con un tirante de goma. Casi al mismo tiempo en Alemania fue presentado el gancho Fischer, cuya principal ventaja consistía en la gran potencia de agarre, superior al Hook, y la diversidad de los dispositivos de agarre de prensión y sujeción de los objetos.

En Alemania se da el origen de las prótesis activadas por los músculos del muñón, nombre que se le da a la parte del brazo donde se presenta la amputación, gracias a Sauerbruch; quien logra idear la forma de comunicar y conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial. Lo anterior mediante una serie de varillas de marfil que pasan a través de túneles cutáneos, posibilitando a la prótesis ser movida en forma activa por medio de la contracción de ciertos músculos.

En 1946 inician los primeros sistemas de propulsión asistida, dando así origen a las prótesis eléctricas y neumáticas. Estos son los primeros intentos de recrear sistemas donde el movimiento es activado por algún tipo de agente externo al cuerpo.

Las prótesis con mando mioeléctrico tiene origen en Rusia, alrededor de los años 60. Esta opción protésica funciona con los pequeños potenciales eléctricos extraídos de las masas musculares del muñón, siendo conducidos y amplificados para energizar y obtener el movimiento de la misma. En los inicios de este sistema, los sistemas colocados en los antebrazos de algunos pacientes amputados conseguían ejercer fuerzas de prensión de hasta dos kilogramos fuerza.

Investigaciones y desarrollos recientes en materia de prótesis de miembro superior.

La mano humana realiza principalmente dos funciones; la prensión y el tacto, las cuales permiten al hombre convertir sus ideas en formas (movimientos, manipulación, etc.), adicionalmente la mano adiciona expresión a las palabras, como en los casos del escultor o de los sordomudos. El sentido del tacto desarrolla totalmente las capacidades de la mano, sin este sería imposible medir la fuerza prensora. Es importante mencionar que el dedo pulgar representa el miembro más importante de la mano, sin este la capacidad de la mano se reduce en cerca de un 40%.

Los tipos de prensión de mano (Figura 2.5) son de vital importancia, y las prótesis deben estar diseñadas en la dirección de cumplir principalmente esta función. En la siguiente ilustración se muestran cuatro de las formas básicas de prensión de la mano las cuales combinadas cumplen con todos los movimientos que la mano puede realizar, estas son:

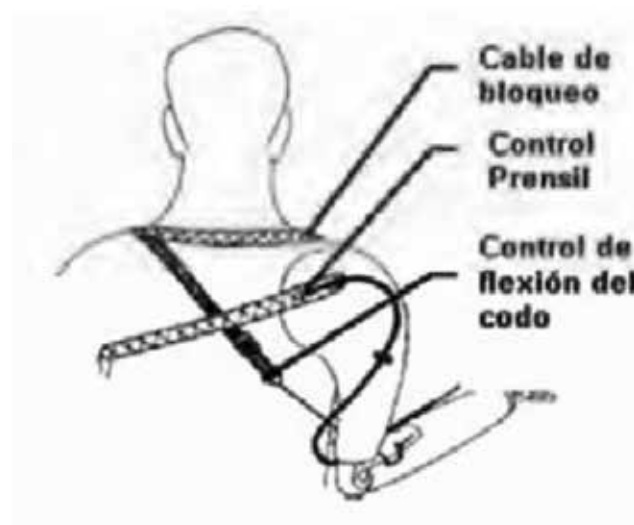
- * Prensión en punta fina, que se ejecuta con la punta de los dedos.
- * Prensión en puño, gruesa o en superficie.
- * Prensión de gancho.
- * Prensión tipo llave.

Prótesis mecánicas

Las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que se usan con la función de cierre o apertura voluntarios controlados por medio de un arnés el cual se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y parte también del brazo controlado por el usuario.

Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio de un arnés para la acción de abrir o cerrar, esta última se ejecuta con la relajación de los músculos gracias al sistema de resortes.

De esta manera es posible obtener una fuerza de prensión significativa. Estos elementos son recubiertos con un guante para hacerlos más estéticos. Sin embargo, solo pueden ser utilizados para el agarre de objetos relativamente grandes y redondos debido a que el guante limita el tamaño e impide la sujeción de objetos pequeños.



El tamaño de la prótesis y el número de ligaduras que se requiere dependiendo de la fuerza y el material de fabricación, varían de acuerdo a las necesidades de cada persona. Debido a que estas prótesis son accionadas por el cuerpo, es necesario que el usuario posea al menos un movimiento general de; expansión del pecho, depresión y elevación del hombro, abducción y aducción escapular y flexión glenohumeral.

Uso de materiales inteligentes en las prótesis.

En la actualidad el término inteligente se está utilizando como una definición válida para calificar y describir una serie de materiales que presentan la capacidad de cambiar sus propiedades físicas (rigidez, viscosidad, forma, color, etc.) en presencia de un estímulo concreto.

Para controlar dicha respuesta de una forma predeterminada, se diseñan mecanismos de control y selección de la respuesta. El tiempo de respuesta es corto y el sistema comienza a regresar a su estado inicial tan pronto el estímulo cesa

MATERIALES INTELIGENTES	
<i>Materiales con Memoria de forma</i>	<i>Aleaciones con memoria de forma: NiTi, CuAlTi, NiTiCu [17]</i>
	Polímeros con memoria de forma: SMP, Veriflex. [18]
	Cerámicas con memoria de Forma
	Aleaciones con memoria de forma ferromagnéticas [17]
<i>Materiales electro y magnetoactivos</i>	Materiales electro y magnetoreológicos
	Materiales piezoeléctricos
	Materiales electro y magneto restrictivos
<i>Materiales foto y cromo activos</i>	Fotoactivos
	Electroluminiscentes
	Fluorescentes
	Fosforescentes
	Cromo activos
	Foto cromáticos
	Termo cromáticos
	Electro cromáticos

Identificación del problema de diseño.

Los tratamientos de rehabilitación para los pacientes incluyen, en los casos donde las aplicaciones sean posibles, la utilización de prótesis que suministren algún tipo de funcionalidad y le otorgue al paciente algo de autonomía en tareas como vestirse o comer, por ejemplo.

La variedad de dispositivos con estas funciones varían desde ganchos, prótesis mecánicas o simplemente prótesis cosméticas, donde un componente importante a la hora de decidir cuál usar es el costo de la misma, incluso por encima de la funcionalidad y aunque las investigaciones sobre prótesis automáticas en Colombia son numerosas, adolecen de problemas tales como la falta de integración de las mismas con la industria, ya que en su gran mayoría, los prototipos desarrollados no pasan de ser ejercicios netamente académicos y no se les hace un estudio de factibilidad de manufactura también está el tiempo de desarrollo de la investigación y en especial el hecho de que tales investigaciones se realizan aisladas las unas de las otras y por grupos de investigación monodisciplinarios, donde solo se persigue un objetivo bien sea de carácter a veces mecánico o electrónico.

La importancia del desarrollo de una prótesis mioeléctrica radica en que esta permitirá a un sector significativo de la población afectada de amputación, acceder a un dispositivo funcional que les brindara autonomía, mejorará sustancialmente su calidad de vida, su autoestima y aumentará sus probabilidades de reinserción a la sociedad como una persona útil a la misma.

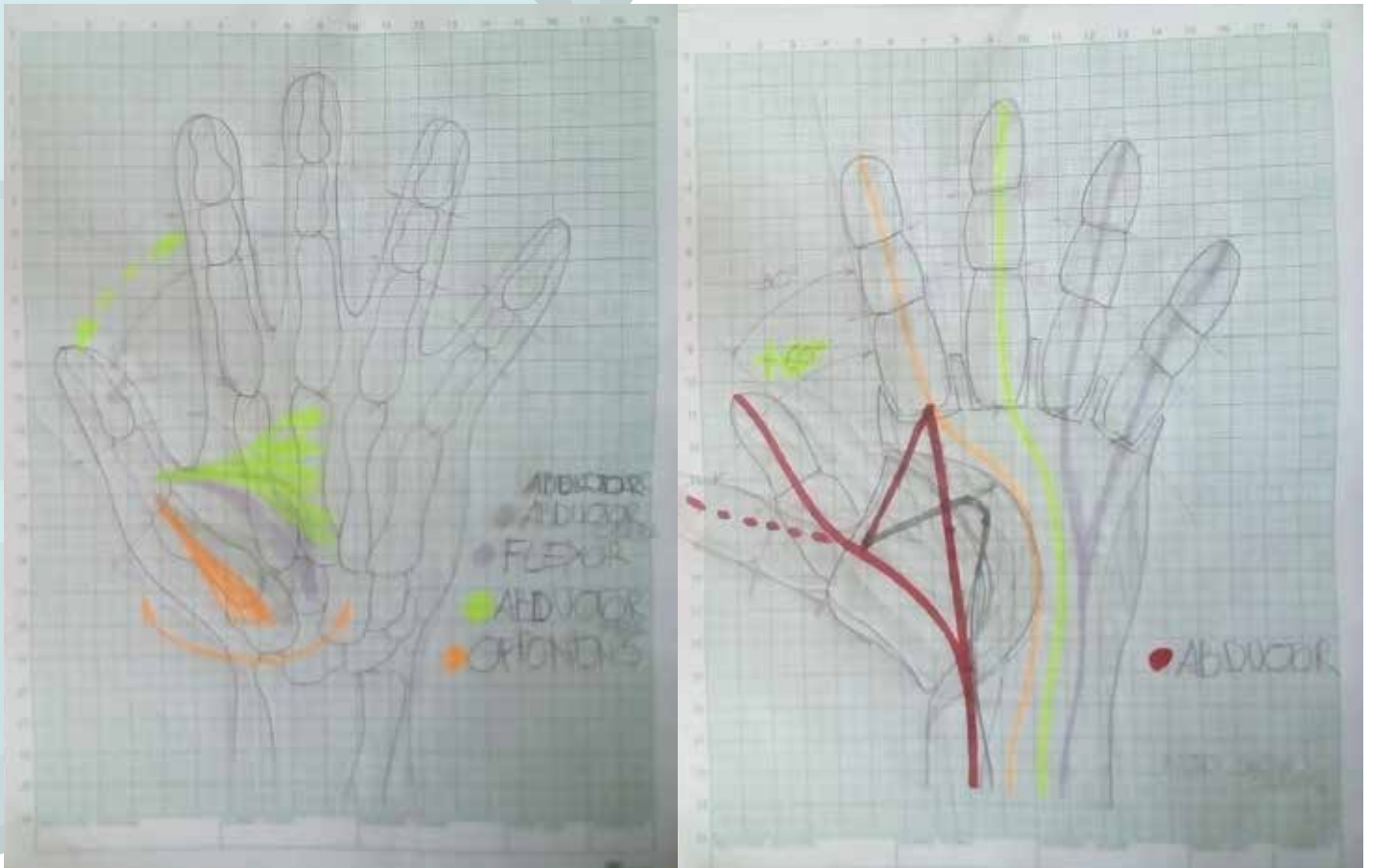
Especificaciones de diseño

Para determinar las especificaciones de ingeniería, se siguió la metodología sugerida por la cual consiste en:

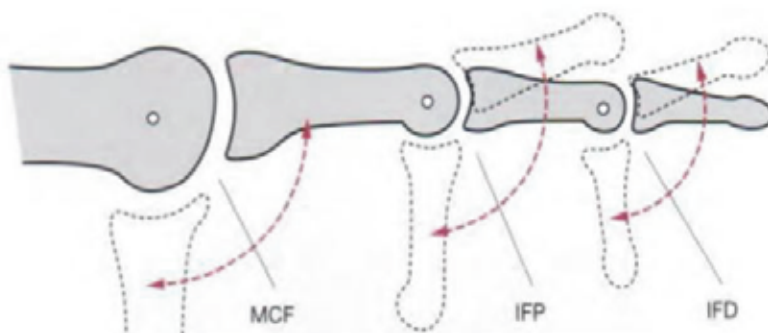
1. Elaborar una lista de métricas.
2. Recabar información de comparaciones con la competencia.
3. Establecer valores objetivos ideales y marginalmente aceptables.
4. Reflexionar en los resultados y el proceso.

Una vez evaluadas las restricciones técnicas reales, se deben hacer concesiones entre algunas de las características técnicas del producto.

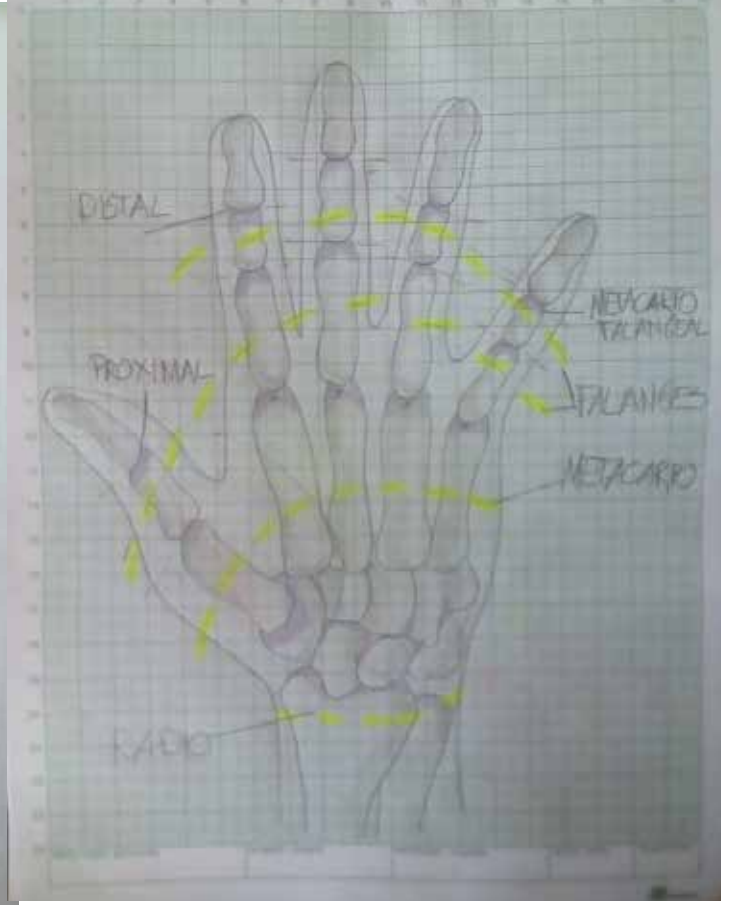
1	Dimensiones lineales de la mano (mm)
2	Dimensiones angulares de los movimientos de la mano (°)
3	Peso (gr)
4	Distribución de la fuerza de prensión en los dedos (N)
5	Duración de la Batería (Horas)
6	Vida Útil de la prótesis (Meses)
7	Intervalos de mantenimiento (Meses)
8	Apariencia Humana (Subj.)
9	Voltaje de Alimentación (Volt)
10	Corriente Nominal (Amp)
11	Fuerza de Sujeción en las Yemas de los dedos (N)

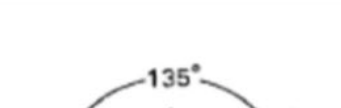


Falange Dedos	Largo				Ancho			Espesor		
	1ª Falange Proximal	2ª Falange Medial	3ª Falange Distal	Total	En la Unión con la palma	En la última falange	Promedio	En la unión con la palma	En la última falange	Promedio
Pulgar	37		31	68 (34)	19	15	17	20	11	15.5
Índice	32	26	18	76 (33)	16 (28)	13 (29)	14.5	13	11	12
Corazón	35	29	20	84 (32)	16 (26)	13 (27)	14.5	13	11	12
Anular	30	28	28	78 (31)	16 (24)	13 (25)	14.5	12	10	11
Meñique	25	20	17	62 (30)	14 (22)	11 (23)	12,5	11	9	10



IFD	Interfalangica distal (Distal -Medial)
IFP	Interfalangica Proximal (Medial-Proximal)



Flexion	60°	A partir de la línea media horizontal	
Extension	45°		
Pronación	73°	A partir de un eje vertical que pasa entre los dedos, con el puño cerrado sobre el eje	
Supinación	73°		

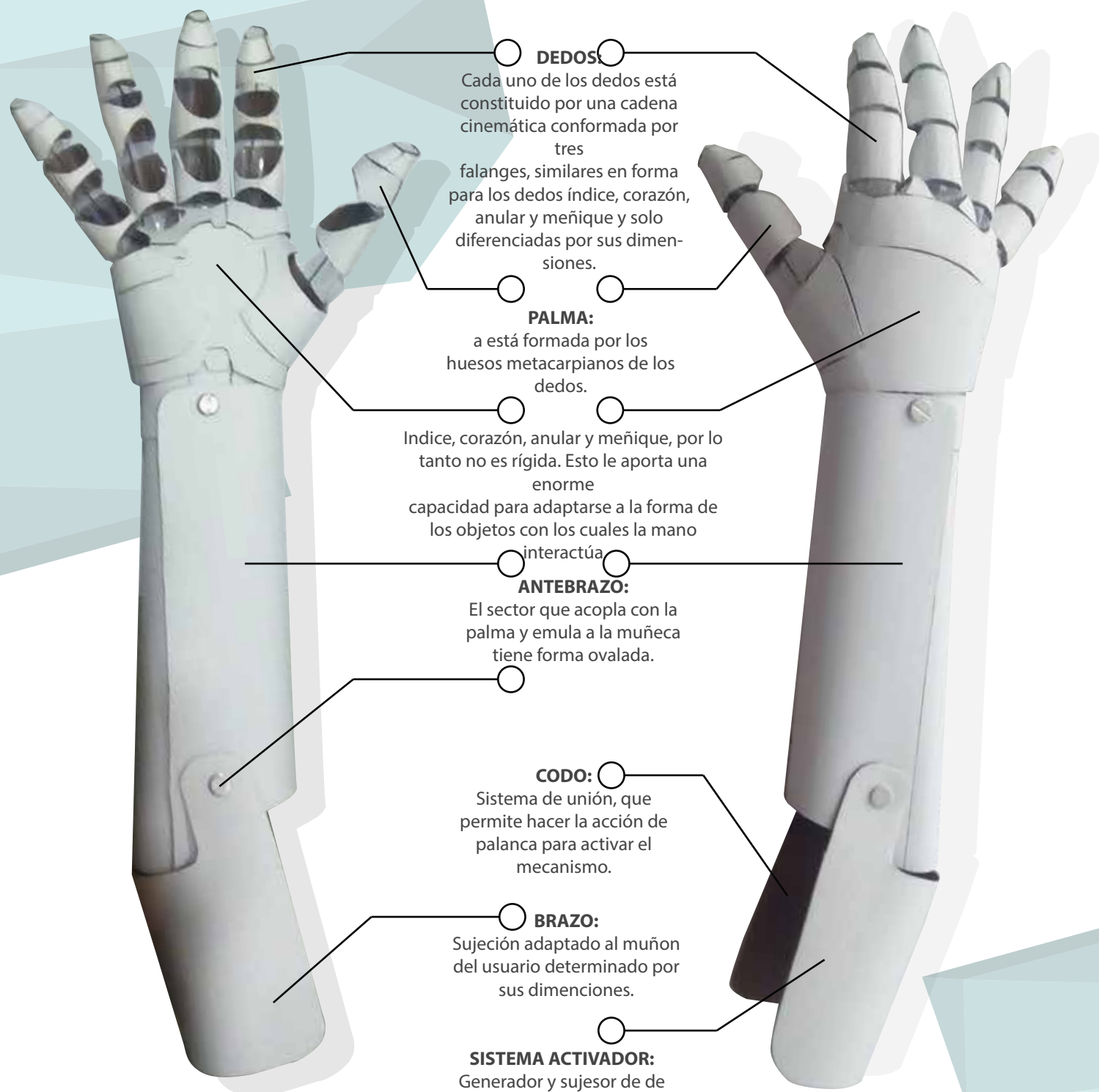
Flexión Distal-Medial 3ªFalange- 2ª Falange	90°	Los ángulos de flexión para los dedos, se tomaron iguales para los dedos, índice, corazón, anular y meñique. Se tomaron también respecto a una horizontal coincidente con el eje axial del dedo
Flexion Medial-Proximal 2ªFalange- 1ªFalange	110°-135°	
Flexión Proximal-Palma 1ªFalange-Palma	90°-110°	



Las prótesis de mano mecánicas son dispositivos que se usan con la función de cierre o apertura voluntarios controlados por medio de un arnés el cual se encuentra sujeto alrededor de los hombros, parte del pecho y parte también del brazo controlado por el usuario.

Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio de un arnés para la acción de abrir o cerrar, esta última se ejecuta con la relajación de los músculos gracias al sistema de resortes. De esta manera es posible obtener una fuerza de prensión significativa.





DEDOS:

Cada uno de los dedos está constituido por una cadena cinemática conformada por tres falanges, similares en forma para los dedos índice, corazón, anular y meñique y solo diferenciadas por sus dimensiones.

PALMA:

a está formada por los huesos metacarpianos de los dedos.

Índice, corazón, anular y meñique, por lo tanto no es rígida. Esto le aporta una enorme capacidad para adaptarse a la forma de los objetos con los cuales la mano interactúa

ANTEBRAZO:

El sector que acopla con la palma y emula a la muñeca tiene forma ovalada.

CODO:

Sistema de unión, que permite hacer la acción de palanca para activar el mecanismo.

BRAZO:

Sujeción adaptado al muñon del usuario determinado por sus dimensiones.

SISTEMA ACTIVADOR:

Generador y sujeción de de mecanismo interno.

BIBLIOGRAFIA

- [1] R. MONREAL GONZALES, "La mano, origen, evolución y su papel en la sociedad," Revista Cubana de Ortopedia, vol. 21, 2007.
- [2] C. W. GOFF, "Comparative Anthropology of Man's Hand," Clinical Orthopaedics, no. 13, 1959.
- [3] OTTOBOCK, «www.ottobock.com.co,» Septiembre 2009. [En línea]. Available: <http://www.ottobock.com.co>. [Último acceso: 14 Septiembre 2010].
- [4] J. M. DORADOR y P. RIOS, «Robotica y Protesis inteligentes,» Revista Digital Universitaria, vol. 6, nº 1, pp. 1-15, 15-15, 2004.
- [5] T. BIONICS., «Touch Bionics,» Julio 2004. [En línea]. Available: www.Touchbiomechanics.com. [Último acceso: Octubre 2010].
- [6] A. FREIVALDS, Biomechanics of the upper limbs, Boca Raton, Florida: CRC press, 2004, pp. 101-187.
- [7] L. M. H. PUGLISI, «Protesis Roboticas,» Revista del Departamento de Automatica e Informatica Industrial, pp. 1-2, 2006.
- [8] G. R. DUNLOP, «A distributed controller for the Canterbury hand,» de ICOM, International Conference on Mechatronics., London, 2003.
- [9] M. HARRIS y P. KYBERD, «Desing and development of a dextrous manipulator,» de ICOM, International Conference on Mechatronics, London, 2003.
- [10] M. BRISTOL, Vanguard, U.S. Department of Veteran Afair, Washinton, 2005.
- [11] I. J. A. FLORES, «Actualidad y tendencias en el diseño de protesis de miembro superior,» de Memorias del X Congreso Anual de la Sociedad Mexicana de Ingenieria Mecanica, Queretaro, 2004.
- [12] R. KUTZ, Standard HandBook of Biomedical Engineerind Desing, New York: McGraw Hill, 2003.
- [13] R. A. H. VITALI, Amputaciones y Protesis, Lodres: JIMS, 1996.
- [14] K. W. J. H. H. SAMUEL, Biomechanical Desing of a Powered ankle-foot prosthesis, Noordwijk:

- [15] K. NORTON, «A brief history of prosthetics,» In Motion, pp. 17-21, 2007.
- [16] L. D. RIOS, «Uso de materiales con memoria como actuadores en los dedos de una protesis de miembro superior,» Queretaro, 2004.
- [17] E. LOPEZ C, «Una Introduccion a la Aleaciones con Memoria de Forma,» Mexico, 2002.
- [18] P. L. D. A. M. R. ., LAFONT M, «Polimeros con Memoria de Forma en el desarrollo de dispositivos medicos,» Universidad Catolica del Peru, Cuzco, 2007.
- [19] GILBERSON R, Muscle Wires: Project Book, San Francisco, California: Mondo Tronics, 2000.
- [20] G. M. J. T. J. YANEZ, «Estudio del comportamiento de un fluido viscoelastico utilizando el modelo de Maxwell,» Revista Colombiana de Fisica, pp. 1014-1017, 2006.
- [21] H. PLAZA, «Propiedades viscoelasticas de materiales polimericos,» Santiago de Chile, 2002.
- [22] J. C. R. DEL RIO, «Modelo simple para la permeabilidad de un fluido viscoelastico,» Revista Mexicana de Fisica, 2003.
- [23] J. C. U. L. D. C. JAUREGUI, «Modelado Multidimensional de sistemas viscoelasticos,» Ingenieria Mecanica; Tecnologia y Desarrollo, pp. 6-12, 2005.
- [24] H. HILTON, «Generalized Viscoelastic, 1-DOF, Deterministic Nonlinear Oscillators,» Journal of Non-Linear Mechanics, pp. 1-22, 1999.
- [25] W. FLÜGGE, Viscoelasticity, Stanford: Blaisdell, publishing Company, 1976.
- [26] R. M. CRISTENSEN, Theory of viscoelasticity, New York: Dover publication inc., 2003.
- [27] G. R. BALART, «Modelo de Kelvin-Voigt de Comportamiento Viscoelástico,» de Modelo de Kelvin-Voigt de Comportamiento Viscoelástico, Valencia, 2008.
- [28] D. F. B. A. F. J. CANTO, «ESTIMATIVA DA FORÇA MUSCULAR RESULTANTE DOS FLEXORES,» Biomechanica, pp. 65-71, 2007.
- [29] J. M. F. M. A. ROSEN, «Performances of Hill-Type and Neural Network Muscle Models— Toward a Myosignal-Based Exoskeleton,» Computers and Biomedical Research, pp. 415-439, 2002.

MECÁNICA



TECNOLOGÍA



LOW COST



ACCESO



BIOACCESS

Tecnología del futuro



BIÓNICA



DISEÑO



INNOVACIÓN

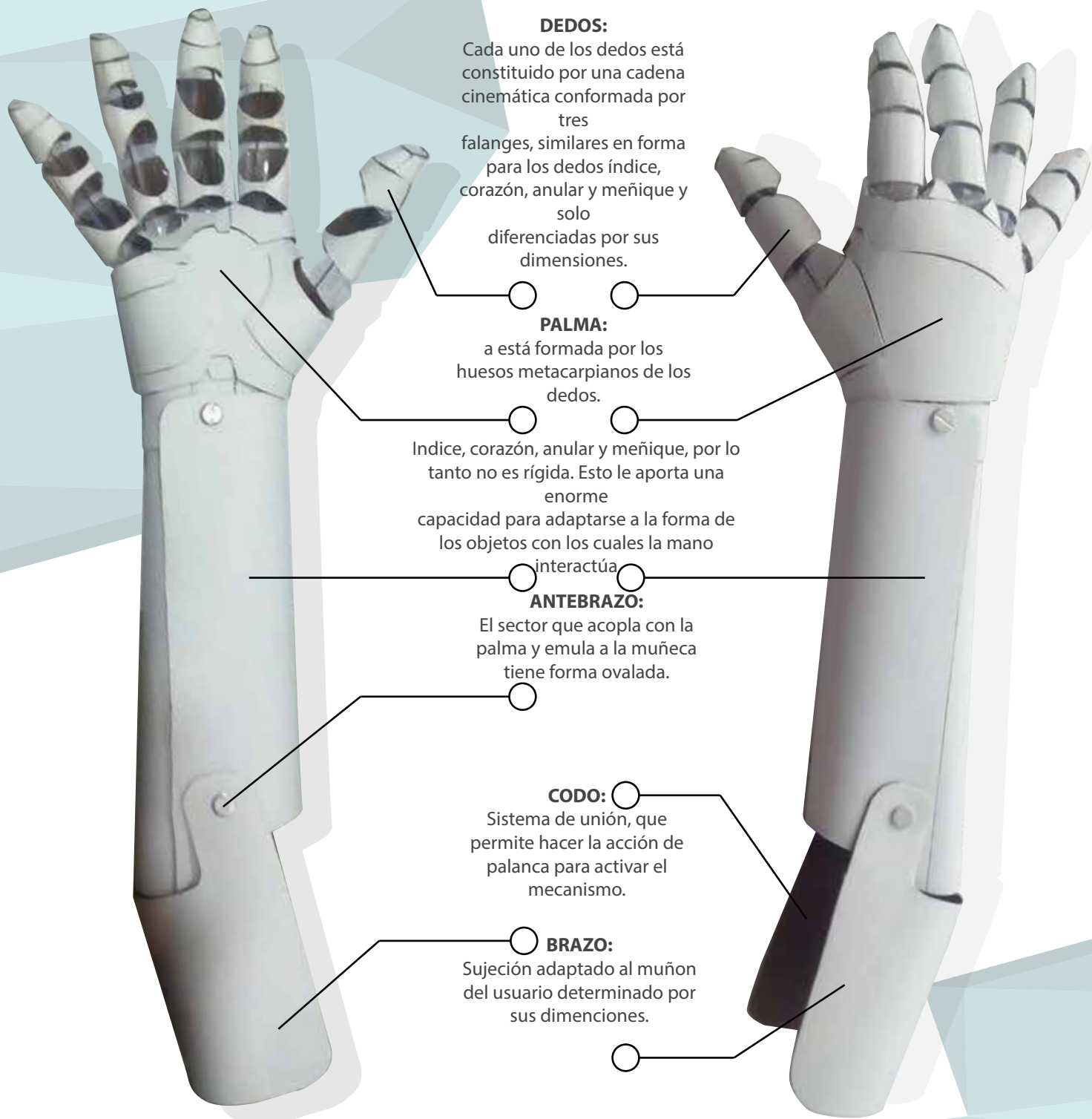


INDUSTRIA

**“DISEÑO DE PRÓTESIS EN 2D PARA PERSONAS CON DISCAPACIDAD DE MALFORMACIÓN O
AMPUTACIÓN DE MIEMBRO SUPERIOR”**

REINVINDICACIONES

1.- Diseño de prótesis en 2D que cuenta con componentes, Dedos, Palma, Antebrazo, Codo, Brazo y Sistema activador, compuesto de mecanismo interno. (1) Este dispositivo se caracteriza por el hecho de usar planos, armados (2) con la posibilidad adaptabilidad según la medida del usuario (3) y personalización (4), garantizando su uso funcional determinada según las necesidades del usuario (5), de tal modo, que se genere mayor posibilidad de acceso para adquirir el producto (6), reduciendo costo (7), tiempo de producción (8) y nuevo uso de materiales en la construcción de prótesis (9) sin perder ninguna cualidad y calidad que cualquier prótesis ofrece en el mercado (10).



DEDOS:

Cada uno de los dedos está constituido por una cadena cinemática conformada por tres falanges, similares en forma para los dedos índice, corazón, anular y meñique y solo diferenciadas por sus dimensiones.

PALMA:

a está formada por los huesos metacarpianos de los dedos.

Índice, corazón, anular y meñique, por lo tanto no es rígida. Esto le aporta una enorme capacidad para adaptarse a la forma de los objetos con los cuales la mano interactúa.

ANTEBRAZO:

El sector que acopla con la palma y emula a la muñeca tiene forma ovalada.

CODO:

Sistema de unión, que permite hacer la acción de palanca para activar el mecanismo.

BRAZO:

Sujeción adaptado al muñon del usuario determinado por sus dimensiones.

DESCRIPCIÓN

1.- Diseño de prótesis en 2D que cuenta con componentes, Dedos, Palma, Antebrazo, Codo, Brazo y Sistema activador, compuesto de mecanismo interno. (1) Este dispositivo se caracteriza por el hecho de usar planos, armados (2) con la posibilidad adaptabilidad según la medida del usuario (3) y personalización (4), garantizando su uso funcional determinada según las necesidades del usuario (5), de tal modo, que se genere mayor posibilidad de acceso para adquirir el producto (6), reduciendo costo (7), tiempo de producción (8) y nuevo uso de materiales en la construcción de prótesis (9) sin perder ninguna cualidad y calidad que cualquier prótesis ofrece en el mercado (10).