

Proyecto Final de Grado

Ingeniería en Materiales

# DISEÑO Y FABRICACIÓN DE EXOESQUELETOS ULTRALIVIANOS

Catalina Miranda

Mayo 2021

Director

Dr. Juan Ignacio Morán

Co-Director

Dr. Gastón Martín Francucci



Facultad de  
**Ingeniería**  
Universidad Nacional de Mar del Plata



I N T E R M A



RINFI se desarrolla en forma conjunta entre el INTEMA y la Biblioteca de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Mar del Plata.

Tiene como objetivo recopilar, organizar, gestionar, difundir y preservar documentos digitales en Ingeniería, Ciencia y Tecnología de Materiales y Ciencias Afines.

A través del Acceso Abierto, se pretende aumentar la visibilidad y el impacto de los resultados de la investigación, asumiendo las políticas y cumpliendo con los protocolos y estándares internacionales para la interoperabilidad entre repositorios



Esta obra está bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/).

Proyecto Final de Grado

Ingeniería en Materiales

# DISEÑO Y FABRICACIÓN DE EXOESQUELETOS ULTRALIVIANOS

Catalina Miranda

Mayo 2021

Director

Dr. Juan Ignacio Morán

Co-Director

Dr. Gastón Martín Francucci



Facultad de  
**Ingeniería**  
Universidad Nacional de Mar del Plata



I N T E R M A

## INDICE

<b>RESUMEN</b> .....	<b>5</b>
<b>CAPÍTULO 1: Introducción</b> .....	<b>6</b>
1.1 Sistemas de actuadores y sensores .....	8
1.2 Los exoesqueletos como solución a los problemas ergonómicos de la industria .....	11
1.3 Antecedentes de uso de exoesqueletos en la industria.....	13
1.4 El rol de los materiales en los exoesqueletos .....	15
<b>Objetivos</b> .....	<b>25</b>
Objetivos generales .....	25
Objetivos específicos.....	25
<b>Proceso de diseño</b> .....	<b>26</b>
<b>CAPÍTULO 2: Problemática y requerimientos de diseño</b> .....	<b>28</b>
2.1 Planteo de la problemática.....	28
2.1.1 El peso y el volumen de los dispositivos.....	28
2.1.2 La capacidad de adaptación del exoesqueleto al cuerpo del usuario .....	29
2.1.3 Los sistemas de sujeción del exoesqueleto al cuerpo de los usuarios.....	33
2.1.4 Los aspectos estéticos relacionados con el uso de exoesqueletos.....	34
2.2 Requerimientos de diseño.....	35
<b>CAPÍTULO 3: Material y técnica de procesamiento</b> .....	<b>38</b>
3.1 Selección del material.....	39
3.2 Selección de la técnica de procesamiento .....	41
3.2.1 Impresión 3D .....	41
3.2.2 Infusión por vacío con membranas.....	44
3.2.2.1 Defectos en las piezas .....	45
3.2.3 Requerimientos de fabricación .....	48
3.3 Caracterización del material compuesto .....	49

3.3.1 Espesor promedio por lámina .....	50
3.3.2 Propiedades mecánicas.....	51
3.3.2.1 Determinación de la fracción volumétrica de fibra.....	53
3.3.2.2 Micromecánica .....	54
3.3.2.3 Ensayo de tracción experimental .....	57
<b>CAPÍTULO 4: Diseño geométrico y biomecánico del componente.....</b>	<b>61</b>
4.1 Diseños preliminares.....	62
4.2 Diseño definitivo.....	64
4.2.1 Diseño de las medias cañas .....	65
4.2.2 Sistema de actuación y control .....	71
4.2.3 Carcasa .....	73
4.3 Estudio de movimiento .....	73
4.4 Prueba de concepto.....	74
4.5 Rediseño.....	78
<b>CAPÍTULO 5: Simulación numérica.....</b>	<b>81</b>
5.1 Descripción del modelo .....	81
5.1.1 Creación de la parte .....	81
5.1.2 Definición del material .....	82
5.1.3 Creación del laminado .....	83
5.1.4 Malla.....	84
5.1.5 Cargas y condiciones de contorno .....	85
5.1.6 Creación del Output.....	86
5.2 Post-procesamiento .....	86
<b>CAPÍTULO 6: Fabricación del exoesqueleto.....</b>	<b>90</b>
6.1 Impresión 3D .....	90
6.2 Infusión por vacío.....	92

6.2.1 Primera prueba preliminar .....	92
6.2.1.1 Etapa de Preformado .....	93
6.2.1.2 Etapa de Infusión .....	93
6.2.1.3 Defectos observados .....	95
6.2.2 Segunda prueba preliminar .....	96
6.2.2.1 Etapa de preformado tomando acciones correctivas.....	96
6.2.2.2 Etapa de infusión.....	97
6.2.2.3 Defectos observados.....	98
6.3 Prototipo definitivo .....	98
6.4 Proceso productivo.....	103
<b>CAPÍTULO 7: Proyecto de inversión de exoesqueletos activos de miembro superior.....</b>	<b>105</b>
7.1 Resumen ejecutivo.....	105
7.2 Antecedentes .....	106
7.3 Estudio de mercado.....	106
7.4 Ingeniería de la producción .....	108
7.4.1 Especificación de los equipos .....	109
7.4.2 Capacidad de la planta.....	110
7.5 Aspectos administrativos .....	110
7.5.1 Estructura organizacional.....	110
7.5.2 Impacto económico, social y ambiental .....	111
7.6 Evaluación económica .....	111
7.6.1 Inversión.....	112
7.6.2 Costos de producción.....	113
7.6.3 Precio de venta .....	114
7.6.4 Rentabilidad .....	115
7.6.5 Punto de equilibrio .....	115

7.6.7 Conclusión .....	116
<b>Conclusión .....</b>	<b>117</b>
Trabajo a futuro .....	119
<b>Anexo A .....</b>	<b>120</b>
<b>Anexo B.....</b>	<b>122</b>
B.1 Código para calcular la geometría de la media caña .....	123
B.2 Código VBA para la incorporación de las curvas en SolidWorks .....	124
<b>Anexo C .....</b>	<b>125</b>
<b>Referencias.....</b>	<b>127</b>

## RESUMEN

Con la finalidad de prevenir el desarrollo de enfermedades profesionales de índole musculoesquelética en trabajadores de ámbitos industriales, algunas industrias han implementado la utilización de exoesqueletos robóticos. Esencialmente, un exoesqueleto es una prótesis externa que se coloca sobre el cuerpo del operador y lo ayuda a realizar diferentes actividades.

Para promover una interacción eficaz entre el robot y el cuerpo humano, los exoesqueletos deben ser livianos y adaptarse al usuario. Sin embargo, debido a los altos costos asociados a la personalización, la mayoría de los diseños existentes no contemplan las variaciones anatómicas y biomecánicas de los operadores. En consecuencia, los dispositivos se perciben como incómodos e ineficientes, e incluso en algunos casos pueden llegar a inducir lesiones en los usuarios.

La problemática mencionada motivó el desarrollo de la presente tesis de grado, en la cual se propuso la utilización de materiales compuestos y de técnicas de procesamiento novedosas para diseñar y fabricar exoesqueletos de miembro superior de forma personalizada y económicamente asequible. A partir de un proceso de diseño adaptado al producto en cuestión, se logró crear un demostrador tecnológico con un grado de libertad. En términos generales, el exoesqueleto diseñado consistió en un armazón externo con un accionamiento eléctrico que permite movilizar el dispositivo en todo el rango natural de flexión/extensión de un brazo humano.

Asimismo, el trabajo presentado sentó las bases para identificar los aspectos críticos relacionados con el diseño y la fabricación de exoesqueletos robóticos de miembro superior, y estableció las características con las cuales deben contar los futuros diseños.

## CAPÍTULO 1: Introducción

Un exoesqueleto robótico es un mecanismo estructural externo que se coloca sobre el cuerpo de un usuario para aumentar, ayudar o mejorar sus movimientos y posturas<sup>1-3</sup>. El término está inspirado en la capacidad natural de ciertos animales de protegerse con una capa exterior dura y rígida<sup>4</sup>. Gracias a la existencia de articulaciones que se corresponden con las del cuerpo humano, el exoesqueleto trabaja en conjunto con los movimientos del operador<sup>5-7</sup>. Por tal motivo, se dice que la estructura es “vestida” por el humano o que el exoesqueleto es un “robot vestible”<sup>8</sup>.

El desarrollo de exoesqueletos robóticos comenzó en los años 60, pero fue recién en las últimas dos décadas cuando evolucionaron sustancialmente<sup>8-10</sup>. En un principio el único objetivo de los dispositivos era aumentar drásticamente la capacidad humana para aplicaciones militares, de movimiento de tierra y de manipulación de materiales<sup>11</sup>. En la actualidad, según su aplicación, se pueden distinguir tres tipos de exoesqueletos<sup>3 7 9 12</sup>:

- Los de rehabilitación, que acompañan los intentos de movimiento del usuario con el objetivo de proporcionarle ejercicio terapéutico;
- Los de asistencia para personas discapacitadas, que ayudan a los individuos a completar actividades de movimiento diario que no son capaces de completar por sí mismos;
- Los de aumento del rendimiento humano que incrementan las capacidades físicas de las personas sin discapacidad.

La tercera categoría tuvo un impulso importante gracias a la creación, en 2001, de un programa llamado “Exoesqueletos para aumento del rendimiento humano” (EHPA, del inglés *Exoskeletons for Human Performance Augmentation*), financiado por la Agencia de Proyectos de Investigación Avanzada de Defensa de Estados Unidos, que se centraba en la construcción de exoesqueletos para mejorar el rendimiento de los soldados durante el transporte de cargas<sup>6</sup>. En su momento se

invertieron 75 millones de dólares y se obtuvieron dos exoesqueletos que, a pesar de sus limitaciones, vale la pena mencionar <sup>13</sup>.

El primero es el *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*, más conocido como BLEEX (figura 1.1). Fue diseñado en la Universidad de Berkeley por Homayoon Kazerooni, uno de los pioneros en el desarrollo de exoesqueletos robóticos <sup>14 15</sup>. El modelo inicial se presentó en 2004, pesaba 28 kg y consistía en dos piernas motorizadas con un marco en el cual se podían agregar hasta 34 kg de carga <sup>16</sup>. Las desventajas eran su alto peso, la limitación al movimiento del usuario y el alto tiempo de reacción <sup>6 17</sup>.



Figura 1.1. Exoesqueleto BLEEX

El otro exoesqueleto que surgió del programa EHPA fue el Sarcos <sup>17</sup>. Según la información publicada, el dispositivo consistía en una estructura que se ajustaba en brazos y piernas y que podía soportar hasta 84 kg de forma autónoma <sup>6</sup>. La empresa Raytheon adquirió Sarcos en 2007 para fabricar una nueva generación de exoesqueletos llamados XOS (figura 1.2), que pesan aproximadamente 95 kg y tienen el objetivo de aumentar la fuerza humana en una proporción 17:1 de peso real a peso percibido <sup>15 17 18</sup>.



Figura 1.2. Exoesqueleto Raytheon XOS 2

Además de usarse en el entorno militar, los exoesqueletos de aumento del rendimiento humano pueden emplearse para ayudar a los trabajadores en ambientes industriales<sup>19</sup>. Con este objetivo, la idea no es otorgar una fuerza sobrehumana, sino minimizar la fatiga y el cansancio de los individuos durante la jornada laboral, y así evitar lesiones y ausencias<sup>20</sup>.

Los exoesqueletos también pueden clasificarse según la parte del cuerpo sobre la cual se colocan<sup>21</sup>. Pueden ser de miembro superior, inferior o de cuerpo entero<sup>1</sup>. El exoesqueleto BLEEX es de miembro inferior, mientras que el XOS es de cuerpo entero. En el caso de los exoesqueletos de miembro superior, se busca que el dispositivo soporte tanto el peso de los brazos del usuario como de las cargas generadas por sus movimientos y/o acciones durante las actividades que el mismo realice<sup>22</sup>. En esos casos, el trabajador siente el peso de la carga que manipula y puede juzgar sus movimientos, pero se reducen las cargas internas en articulaciones, músculos y tejidos blandos logrando de esta manera disminuir la incidencia de lesiones<sup>16</sup>.

## 1.1 Sistemas de actuadores y sensores

Independientemente de la función del exoesqueleto, el dispositivo puede tener dos tipos diferentes de actuación<sup>23 24</sup>. Existen los exoesqueletos activos, que cuentan con una fuente externa de energía<sup>3</sup>, y los pasivos, que utilizan materiales, resortes y amortiguadores que tienen la capacidad de almacenar energía cuando el usuario se moviliza<sup>25</sup>.

Ambos tipos de actuación presentan ventajas y desventajas. La principal ventaja de los diseños pasivos es que no requieren de vinculación a dispositivos de alimentación de energía y, por lo tanto, pueden diseñarse estructuras de bajo peso<sup>26</sup>. Por otro lado, el hecho de no poseer accionamiento externo permite la utilización del exoesqueleto de forma continua, sin interrupciones para recargar baterías o reemplazar motores, pero limita la carga que el usuario puede soportar sin lesionarse<sup>26</sup>.

La selección del tipo de fuente de energía depende principalmente de la aplicación<sup>8</sup>. Debido a que el efecto potencial en la reducción de cargas físicas es mayor para los exoesqueletos activos<sup>1</sup>, los

dispositivos de aumento de rendimiento humano normalmente contienen sistemas de actuación externos <sup>8</sup>. Existen tres tipos de accionamientos que se usan comúnmente en exoesqueletos: hidráulicos, neumáticos y eléctricos <sup>27</sup>.

Los accionamientos hidráulicos utilizan aceite presurizado y permiten alcanzar grandes cargas <sup>27</sup>. Por este motivo, los dispositivos que buscan aumentar drásticamente la capacidad humana, especialmente en aplicaciones militares, emplean actuadores hidráulicos <sup>7</sup>. Este es el caso de los dos exoesqueletos descritos anteriormente. El BLEEX utiliza actuación hidráulica lineal mientras que el Sarcos emplea actuación hidráulica rotativa <sup>6</sup>. Por otro lado, la actuación neumática tiene la ventaja de ser más liviana que la hidráulica <sup>27</sup>, pero la necesidad de contar con un generador de aire comprimido para su funcionamiento limita su aplicación en sistemas móviles <sup>7</sup>. Finalmente, la energía eléctrica ofrece otras ventajas como facilidad de manejo y buena capacidad de respuesta <sup>28</sup>. Los motores eléctricos generalmente se fijan en el eje de las articulaciones de la estructura mecánica, y utilizan baterías como fuente de energía, lo cual hace que el exoesqueleto pueda ser transportado fácilmente <sup>7 27</sup>. Las ventajas mencionadas anteriormente junto con la disponibilidad de baterías cada vez más eficientes, hacen que la actuación eléctrica sea la más utilizada hoy en día <sup>27</sup>.

Los exoesqueletos también cuentan con sistemas de control para detectar y procesar las intenciones de movimiento del usuario <sup>12</sup>. El humano debe ser consciente de las posibilidades de movimiento del robot y debe mantenerlo bajo su control en todo momento <sup>8</sup>. Desde este punto de vista, los exoesqueletos tienen una ventaja con respecto a los robots tradicionales autónomos porque pueden recaer sobre la inteligencia del usuario humano. Consecuentemente, los sistemas de control que requieren los exoesqueletos son muy diferentes de los que demandan los robots independientes <sup>29</sup>.

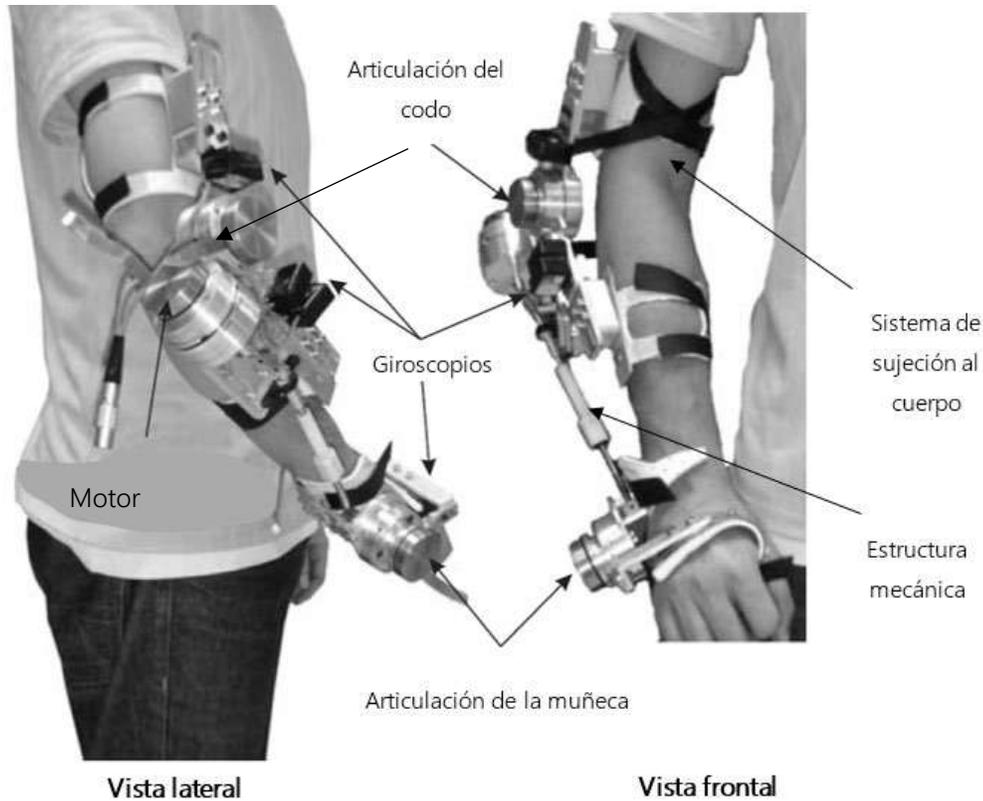
Con el objetivo de verificar que el rango de movimiento de la estructura robótica esté dentro de valores seguros y aceptables, la mayoría de los exoesqueletos contienen sensores de posición en las articulaciones <sup>7</sup>. No obstante, puesto que la unión física entre el usuario y el exoesqueleto no suele ser totalmente rígida, puede haber diferencias sustanciales entre los ángulos articulares del

dispositivo robótico y los del cuerpo <sup>7</sup>. También existen estrategias de control basadas en sensores de fuerza. Al igual que en el caso anterior tienen la desventaja de introducir un tiempo de latencia, que genera una desincronización entre las articulaciones robóticas y biológicas, que el usuario percibe como incomodidad o resistencia <sup>7 27</sup>. La forma más efectiva de controlar los movimientos del usuario es mediante mediciones de electro-miograma (EMG) <sup>27</sup>. La técnica consiste en colocar electrodos en los músculos que intervienen en el movimiento, detectar el impulso nervioso incipiente y, de esta forma, sincronizar el movimiento de la máquina y del usuario <sup>27</sup>.

Si bien las características de los exoesqueletos varían según cual sea su aplicación <sup>30</sup>, se pueden distinguir algunos aspectos que son similares en todos ellos <sup>7</sup>. En la figura 1.3 se observa un diseño de exoesqueleto activo de miembro superior con todas las partes que lo componen. Para suministrar el torque necesario en las articulaciones del codo y de la muñeca, este diseño utiliza un sistema de actuación eléctrico, consistente en un motor conectado a una batería. Los giroscopios forman parte del sistema de control, y se utilizan para medir, mantener y cambiar la orientación del exoesqueleto en el espacio.

La estructura mecánica es la interfaz física entre el usuario y el robot, y es la responsable de transmitir las cargas al ser humano de manera segura y confortable <sup>8</sup>. Utilizar un exoesqueleto implica colocar sobre el cuerpo una estructura ajena al mismo, la cual tiene un peso que inevitablemente incide sobre el sistema musculo-esquelético del operador <sup>31</sup>. Por tal motivo, en cualquier tipo de exoesqueleto, el peso debe ser lo más bajo posible <sup>8</sup>.

Idealmente, el usuario no debería sentir restricciones en sus patrones de movimiento al colocarse el dispositivo <sup>8 32</sup>. Debido que las articulaciones humanas tienen un mecanismo de acción complejo que combina rotación y deslizamiento <sup>17 33</sup>, frecuentemente aparecen fuentes de interacción no ergonómicas que limitan la utilización de este tipo de dispositivos <sup>8</sup>. En este sentido, los grados de libertad de las articulaciones de la estructura robótica, su rango de movimiento, torque y velocidad de rotación son aspectos cruciales en el desarrollo de un exoesqueleto <sup>2 23 29 34</sup>.



**Figura 1.3.** Partes que constituyen un exoesqueleto

Para asegurar comodidad y facilidad de uso, el diseño de la estructura mecánica debe contemplar la variabilidad en altura, peso y género del cuerpo humano de los usuarios <sup>8 35</sup>. Dichos requisitos implican que para lograr un desarrollo exitoso es necesario poseer un buen conocimiento de la biomecánica de las extremidades y de las variaciones anatómicas de los usuarios <sup>23</sup>.

Finalmente, los sistemas de sujeción sirven para asegurar un correcto posicionamiento del exoesqueleto durante su utilización <sup>36</sup>. Un buen sistema de sujeción hace que el exoesqueleto sea fácil de colocar, usar, ajustar, y remover <sup>8</sup>.

## 1.2 Los exoesqueletos como solución a los problemas ergonómicos de la industria

En Argentina, el 30% de los trabajadores de ámbitos industriales desarrollan trastornos musculoesqueléticos (TMEs) como consecuencia de posiciones forzadas, movimientos repetitivos y manipulación manual de cargas pesadas <sup>37-39</sup>. El término TME hace referencia a los daños que sufren

las personas en músculos, nervios, tendones, ligamentos, cartílagos, vasos sanguíneos, huesos y/o articulaciones de cualquier parte del cuerpo, cuando el esfuerzo supera las capacidades funcionales y estructurales del cuerpo <sup>40</sup>.

Sin embargo, los TMEs no solo afectan a la población laboral argentina. Los trastornos musculoesqueléticos son la principal causa de discapacidad laboral, ausencia por enfermedad y pérdida de productividad en los estados miembros de la Unión Europea (UE) <sup>41</sup>. Se estima que las bajas por TMEs en dichos países representan el 53% de las enfermedades laborales reportadas <sup>42</sup>. Por otra parte, en Estados Unidos (EEUU), el 30% de la totalidad de los casos reportados de enfermedades profesionales en el sector privado se deben a TMEs <sup>43</sup>.

Además de generar lesiones dolorosas en los trabajadores, los TMEs implican altos costos económicos, que pueden ser dos tipos: directos e indirectos <sup>22 41</sup>. Los directos incluyen la cobertura de la atención médica del trabajador lesionado y/o el pago de indemnizaciones, mientras que los indirectos comprenden pérdidas de productividad y calidad, y costos de contratación y reentrenamiento del reemplazo como consecuencia de la pérdida del recurso humano lesionado <sup>22 38 44 45</sup>. Los costos directos generalmente son cubiertos por las aseguradoras del riesgo del trabajo, pero los indirectos siempre son afrontados en su totalidad por la empresa.

Existen estudios que indican que las organizaciones que invierten de forma preventiva en tecnología para mejorar las condiciones laborales reciben beneficios financieros a largo plazo <sup>46</sup>. Por este motivo, las empresas que tienen alta incidencia de TMEs están continuamente buscando soluciones para mitigar sus efectos negativos, y de esta manera, reducir sus costos de producción <sup>47</sup>.

La completa automatización de las actividades mediante la incorporación de robots que no requieran de la actividad humana resolvería los problemas ergonómicos de las empresas <sup>1</sup>. Sin embargo, con la llegada de la Industria 4.0 (término utilizado para describir una cuarta revolución industrial) las empresas necesitan aumentar la flexibilidad de los procesos de producción para no

perder competitividad <sup>46</sup>. Esto es especialmente cierto en ambientes de trabajo dinámicos donde aún es necesaria la capacidad humana de observar y adoptar una decisión en pocos segundos <sup>1</sup>. De esta forma, existe una tendencia en la industria moderna hacia la incorporación de robots que colaboren con humanos, puesto que para asegurar la deseada flexibilidad, los trabajadores son un parámetro crítico de producción <sup>46 48</sup>.

### 1.3 Antecedentes de uso de exoesqueletos en la industria

Con el objetivo de mejorar las condiciones laborales, la utilización de exoesqueletos conlleva dos ventajas principales <sup>49</sup>. En primer lugar, es posible disminuir el esfuerzo físico que realizan los trabajadores y evitar sensaciones de agotamiento. El bienestar físico y mental de los trabajadores supone mejoras en la productividad y efectividad, y evita pérdidas económicas relacionadas con el incumplimiento de estándares de calidad o plazos de entrega. Por otro lado, la tecnología evita la sobrecarga del sistema musculo-esquelético reduciendo la cantidad de empleados con incapacidades laborales y lesiones, lo cual disminuye los costos de producción de las empresas.

En los últimos años, el interés hacia la incorporación de exoesqueletos para asistir a los trabajadores en la industria creció notablemente <sup>26 50</sup>. La planta de Ford de Valencia fue la primera del mundo en incorporar exoesqueletos en sus líneas de montaje (figura 1.4) <sup>25 51</sup>. Los exoesqueletos están fabricados con titanio y fibras de carbono, y ayudan a los operarios de la línea de montaje a movilizar cualquier artefacto que pese más de 3 kg. Gracias a la incorporación de exoesqueletos, la empresa ha



**Figura 1.4.** Exoesqueleto en la planta de Ford

logrado una reducción de la tasa de accidentes de empleados y un descenso del 90% en problemas ergonómicos con trabajadores que realizan movimientos repetitivos y tareas pesadas.<sup>51</sup>

Ford también implementó el uso de estos dispositivos en plantas estadounidenses<sup>52</sup>. Uno de los trabajadores de la planta comentó que le llevó varias semanas acostumbrarse al uso del dispositivo. Sin embargo, luego del período de adaptación no quería dejar de usar el dispositivo porque su nivel de energía al abandonar el trabajo resultaba mucho mayor al usar el exoesqueleto<sup>53</sup>.

Por otro lado, Telice, una empresa española especializada en la realización de trabajos e instalaciones en el sector ferrocarril, también realizó pruebas con este tipo de tecnología. El responsable de Innovación de la empresa comentó en una entrevista que la incorporación de exoesqueletos supuso una disminución de las lesiones y de las bajas laborales y, por consiguiente, de los costos de producción de la empresa. Si bien los resultados de las pruebas fueron muy satisfactorios, encontraron algunos aspectos que podrían mejorar en un futuro, relacionados con la compatibilidad y aparatosidad de algunos de los equipos<sup>54</sup>.

Otra empresa que lleva años buscando lograr una mejora en la ergonomía de sus establecimientos es Iveco, una de las compañías líderes en la fabricación de vehículos industriales medios y pesados como camiones o furgonetas. La empresa utiliza los exoesqueletos de una *start-up* suiza que permiten al operario realizar actividades en posiciones incómodas. Los objetivos de la empresa son conseguir mayor eficiencia, calidad y adaptabilidad en los procesos productivos<sup>54</sup>.

Incluso en el contexto de pandemia actual, originada a finales del año 2019 por el virus COVID-19, la tecnología encontró nuevas aplicaciones. La firma de delivery Hummingbird de China utilizó los exoesqueletos desarrollados por ULS Robotics de Shanghái para que los repartidores puedan incrementar la capacidad de carga hasta 50 kilos, y de esta forma cumplir con la alta demanda que hubo durante el aislamiento obligatorio<sup>55</sup>.

## 1.4 El rol de los materiales en los exoesqueletos

Los materiales que constituyen el marco del exoesqueleto influyen significativamente en el volumen, en el peso y en la comodidad <sup>7</sup>. Deben ser lo suficientemente rígidos y resistentes como para soportar el peso del usuario y de cualquier carga que el mismo transporte, y de los motores, actuadores, y baterías sin fracturarse <sup>7 8 10 56-58</sup>. Simultáneamente deben constituir una interfaz liviana y cómoda para el cuerpo del ser humano que lo utiliza <sup>59</sup>. Debido a todos estos requerimientos, la selección de un material adecuado para el marco rígido del exoesqueleto constituye una etapa crítica de diseño.

Los primeros dispositivos se fabricaron con materiales baratos y fáciles de moldear. Un ejemplo es el *Hardiman* (figura 1.5), creado a finales de la década de 1960 por la compañía General Electric en cooperación con investigadores de la Universidad de Cornell y con el apoyo financiero de la Oficina de Investigación Naval de Estados Unidos <sup>6</sup>. Consistía en una enorme máquina de acero de 680 kg y 30 grados de libertad, que incluía componentes para amplificar drásticamente la fuerza de los brazos y piernas del usuario <sup>11</sup>.



Figura 1.5. Exoesqueleto *Hardiman*

Con el paso del tiempo, la mayoría de los exoesqueletos con múltiples grados de libertad, tanto de miembro superior como inferior, se comenzaron a fabricar con materiales metálicos de alta rigidez y resistencia, pero menor peso; como aluminio, titanio, y sus respectivas aleaciones (figuras 1.6 y 1.7)

<sup>5 7 17 60 61</sup>. En algunos casos incluso se combinaron diferentes metales para reducir conjuntamente el peso y el costo del dispositivo <sup>62</sup>.

El objetivo de emplear materiales con altas propiedades específicas es minimizar el peso y el volumen del dispositivo porque cuanto mayor es el límite elástico del material, más pequeño puede ser el marco <sup>63</sup>. Comparando las figuras 1.6 y 1.7 con la figura 1.5, se observa cómo gracias a la selección de materiales más apropiados se lograron interfaces mecánicas menos voluminosas y más livianas.



**Figura 1.6.** Exoesqueleto FORTIS.



**Figura 1.7.** Armor Man 2 Man Gravity.

La fabricación de estructuras metálicas incluye varios métodos; como fundición, forja, mecanizado, extrusión, y comúnmente se debe usar más de uno para terminar una pieza <sup>64</sup>. La elección del método depende de varios factores. Entre los más importantes se encuentran las propiedades del metal, el tamaño y la forma de la pieza terminada y el costo <sup>64</sup>. Para la fabricación de los armazones de los exoesqueletos metálicos se suele utilizar fundición o mecanizado <sup>2 5 59 63 65 66</sup>.

El mecanizado es el proceso de conformado de metales más extendido en la industria de fabricación mecánica <sup>67</sup>. El mecanizado tradicional consiste en darle al material sus dimensiones finales empleando herramientas de corte que desbastan la pieza metálica hasta que adquiere la forma

deseada <sup>68-70</sup>. A pesar de ser de los procesos más antiguos, la inversión en este tipo de tecnología no ha decaído en el tiempo <sup>67 68 71</sup>.

La principal desventaja del mecanizado tradicional es la imposibilidad de fabricar piezas con geometría compleja <sup>66 72</sup>. Para alcanzar geometrías complejas, algunos desarrollos de exoesqueletos implican la utilización de mecanizado por control numérico por computadora (CNC) <sup>63 73</sup>. Si bien el costo del mecanizado CNC es muy alto permite obtener piezas complejas de manera automatizada, fácil y rápida, en comparación con otras técnicas de procesamiento de metales <sup>63</sup>. El mecanizado por CNC se utiliza con frecuencia en exoesqueletos a nivel comercial. Por ejemplo, la *start-up* holandesa Skelex fabrica exoesqueletos pasivos de miembro superior con fines industriales utilizando la técnica CNC <sup>73</sup>.

Como todo proceso sustractivo, el mecanizado, tanto el convencional como el CNC, inevitablemente desperdicia material en forma de virutas <sup>69</sup>. En muchos casos, las pérdidas de metal pueden representar hasta el 90% del costo de la materia prima <sup>63</sup>. Además, las velocidades de producción suelen ser bajas <sup>69</sup>.

Por otro lado, los procesos de fundición son ideales para fabricar componentes con geometrías complejas <sup>72</sup>. En estos procesos el material líquido se vierte en un molde que contiene una cavidad con la forma deseada de la pieza y luego se deja solidificar <sup>70</sup>. La fundición de metales presenta la desventaja de tener que fabricar un molde para llevar a cabo el procesamiento. Asimismo, se pueden encontrar desventajas en la estructura del material, como existencia de poros, y en la elección limitada de aleaciones que se pueden fundir <sup>72</sup>.

Al utilizar las técnicas mencionadas previamente, existen limitaciones a la personalización de los exoesqueletos debido a los altos costos de producción relacionados con ellas <sup>66</sup>. En el caso del maquinado, el costo de adquisición de una máquina de CNC para obtener geometrías adaptadas al usuario es muy alto, y en el de la fundición, la etapa de fabricación del molde no solo aumenta el

costo sino también el tiempo de producción y la pérdida de material, porque el molde no se puede reutilizar. Por estos motivos, con el objetivo de ajustarse al usuario, la mayoría de los diseños existentes a nivel comercial que utilizan materiales metálicos en su armazón diseñaron tecnologías ergonómicamente ajustables.

Actualmente, las nuevas tecnologías se centran en reducir el peso y aumentar la resistencia. Por esta razón, en los últimos años se ha visto un aumento en la cantidad de exoesqueletos fabricados con materiales compuestos de matriz polimérica termorrígida en ciertas zonas del armazón. Algunos ejemplos son los exoesqueletos de la empresa Ekso Bionics de Richmond, California (figura 1.8) y los exoesqueletos MATE, resultado de la cooperación entre la Scuola Superiore Sant'Anna de Italia y las empresas Comac y Ossur (figura 1.9) <sup>74 75</sup>.



Figura 1.8. Ekso Works con de fibra de carbono



Figura 1.9. Exoesqueleto MATE-XT

Un material compuesto es un sistema heterogéneo conformado por una matriz y un refuerzo, que son físicamente distinguibles, mecánicamente separables y completamente insolubles. La unión de los dos componentes resulta en propiedades superiores a la simple suma de las propiedades de cada uno de ellos <sup>76</sup>. En el caso de los exoesqueletos, la matriz suele ser de polímeros termorrígidos y el refuerzo de fibras de carbono.

En la fabricación de exoesqueletos con materiales compuestos habitualmente se recurre al apilamiento sucesivo de capas de fibras de carbono con diferentes orientaciones, conformando un

laminado <sup>77</sup>. Este proceso aumenta el espesor y el momento de inercia de la sección, e introduce variables de diseño que afectan al comportamiento mecánico del compuesto, como la cantidad de capas de refuerzo utilizadas y el espesor de cada una de ellas <sup>78</sup>.

En junio del año 2020 se lanzó al mercado un exoesqueleto fabricado completamente con fibras de carbono (figura 1.10). El dispositivo permite soportar hasta 28 kg amplificando activamente los movimientos del usuario y protegiendo la espalda baja de tensiones excesivas <sup>79</sup>. El dispositivo está orientado principalmente a las áreas de logística y transporte, que han estado bajo una enorme presión desde el inicio de la pandemia <sup>80</sup>.

A pesar de ser más caros que la mayoría de los metales, los compuestos basados en fibras de carbono se emplean para lograr un diseño más liviano <sup>7 17</sup>. Además, puesto que los compuestos de matriz polimérica se pueden moldear en formas complejas, una pieza fabricada con materiales compuestos puede reemplazar varias piezas metálicas que de otro modo tendrían que ensamblarse para lograr la misma función <sup>81</sup>. La reducción del recuento de piezas a menudo se traduce en ahorros de producción, ensamblaje e inventario que compensan el mayor costo del material compuesto <sup>77</sup>.

Los procesos de fabricación asociados a polímeros reforzados con fibras son muy diferentes de los procesos de fabricación de metales <sup>81</sup>. En general, requieren menos energía y menos presión <sup>81</sup>.

La técnica más simple y económica para fabricar materiales compuestos es el moldeo manual <sup>81</sup>. La técnica consiste en colocar las fibras secas sobre un molde previamente tratado con un desmoldante, para luego impregnar la resina líquida mediante el uso de rodillos o pinceles <sup>82</sup>. Los laminados se



**Figura 1.10.** Cuarta generación del exoesqueleto Cray X de German Bionic

dejan curar y se desmoldan<sup>83</sup>. A pesar de ser un proceso confiable, es muy lento y laborioso, y al utilizarse un molde abierto se emiten compuestos volátiles orgánicos que contaminan el ambiente y son tóxicos<sup>81 77</sup>. Por otro lado, la velocidad de producción y la calidad de la pieza fabricada dependen del laminador u operario.

Debido a la necesidad de aumentar las velocidades de producción y mejorar la reproducibilidad de los productos, la industria ha buscado procesos de fabricación más automatizados para reemplazar el moldeo manual<sup>81 83</sup>. Así surgieron las técnicas *Liquid Composite Molding* (LCM). El término LCM agrupa a las tecnologías de la fabricación que utilizan resinas termorrígidas y refuerzos continuos para fabricar compuestos a partir de la inyección de la resina líquida en un molde cerrado que contiene a los refuerzos secos<sup>84 85</sup>. Mediante estas técnicas se pueden obtener componentes con refuerzos continuos y elevados contenidos de fibras. Además, al utilizar un molde cerrado, las técnicas proveen un buen control de los gases volátiles dañinos generados por las resinas termorrígidas<sup>84 86 87</sup>.

Los procesos LCM se dividen en una serie de pasos. En primer lugar, se confecciona una preforma a partir del apilamiento de sucesivas capas de tejidos de refuerzo en las direcciones deseadas. Esta tarea se realiza normalmente sobre el molde, deformando cada capa manualmente para que copie la geometría del mismo. En otros casos, se dispone de un molde adicional para la tarea de preformado, y se adhieren las capas de tejidos entre sí con productos ligantes (típicamente aerosoles), para brindar resistencia a la preforma durante el manipuleo posterior. A continuación, se cierra el molde, se inyecta la resina que impregna las fibras y se deja curar el material. Dependiendo de las temperaturas utilizadas y de la cinética de curado de la resina, el proceso puede demorar minutos u horas. Luego del curado la pieza se desmolda<sup>84</sup>.

Según el tipo de molde, las presiones de inyección aplicadas, los mecanismos de mezclado de la resina y las materias primas involucradas se pueden distinguir variantes para los procesos LCM<sup>88</sup>. A grandes rasgos, las diferentes técnicas se pueden dividir en dos grupos: aquellos donde tanto el

molde como el contra molde son rígidos, y aquellos donde el molde es rígido y el contra molde es flexible<sup>87 85</sup>.

El proceso más utilizado dentro del primer grupo es *Resin Transfer Molding* (RTM)<sup>84 85</sup>. En el proceso RTM se alcanzan presiones de inyección entre 1 y 7 bares, por lo que se utilizan moldes rígidos y resistentes, comúnmente de acero o aluminio<sup>87</sup>. Por este motivo, la inversión inicial es elevada, y aumenta con el tamaño de la pieza<sup>88</sup>. Los moldes se cierran mediante prensas hidráulicas o neumáticas, o actuadores mecánicos como tornillos, pinzas de apriete, etc.<sup>87</sup>. Gracias a la utilización de moldes calefaccionados es posible acelerar el proceso de curado, y obtener una mayor velocidad de producción<sup>87</sup>.

En el segundo grupo se incluyen métodos como infusión por vacío y el proceso *Seemann Composites Resin Infusion Molding Process* (SCRIMP)<sup>84 85</sup>.

En el proceso de infusión por vacío se utiliza una bolsa plástica a modo de contra molde, la cual se sella con una cinta especial ("*tacky tape*") al molde rígido<sup>89</sup>. Las líneas de transporte de resina y los venteos (o líneas de vacío) se colocan estratégicamente en el molde, y mediante el uso de pinzas de apriete ("*clamps*") se abren y cierran según se requiera. Manteniendo las líneas de resina cerradas, se extrae el aire del interior del sistema mediante el uso de una bomba de vacío<sup>86</sup>. De esta forma, la bolsa comprime los refuerzos disminuyendo el espesor de la preforma y aumentando la fracción volumétrica de fibras<sup>90</sup>. Una vez que se alcanza el nivel de vacío deseado (generalmente el nivel máximo permitido por la capacidad de la bomba), se abren las líneas de resina y la diferencia de presión entre el recipiente de resina y el interior del molde (1 atm o menos, dependiendo de la capacidad de la bomba de vacío) impulsa la resina hacia el interior del molde, la cual fluye impregnando los refuerzos a su paso<sup>91</sup>.

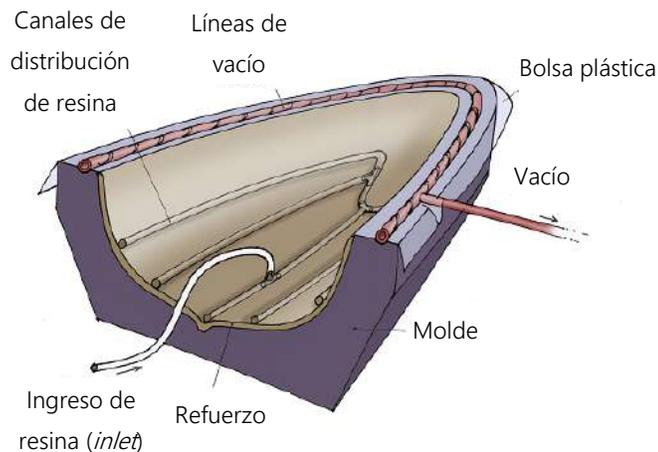
El espesor final de la pieza depende del balance de presiones dentro y fuera de la bolsa de acuerdo a la ecuación 1.1, donde  $P_A$  es la presión atmosférica,  $P_V$  es la presión de vacío (presión de aire

remanente dentro de la bolsa),  $P_R$  la presión de resina y  $P_C$  la presión de compactación soportada por el refuerzo. Debido a que la presión de resina presenta un gradiente lineal desde el punto de ingreso ( $P = 1 \text{ atm}$ ) hacia los venteos ( $P = 0$ ), existe un gradiente de espesores en el mismo sentido ya que la presión de compactación que soporta la preforma es menor cerca del "inlet" que en los venteos.

$$P_A = P_V + P_R + P_C \quad (1.1)$$

Para evitar que existan diferentes espesores y, por ende, diferentes fracciones volumétricas de fibra en la pieza final, se debe realizar una etapa de homogenización de espesores posterior al llenado y mientras la resina sigue en estado líquido <sup>87</sup>. Durante la etapa de homogenización la resina fluye desde las zonas de mayor presión hacia las de menor presión y es eventualmente drenada por los venteos <sup>87</sup>. De esta manera, el gradiente de presiones se va reduciendo y cuando la presión de resina se iguala en toda el área de la pieza, el espesor resulta homogéneo.

Luego de finalizada la etapa de homogenización, se deja curar la pieza sometida a alto vacío. Una vez que la resina cura, la pieza se desmolda, y los tubos y la bolsa plástica se desechan <sup>85</sup>. Un esquema de lo mencionado se observa en la figura 1.11.



**Figura 1.11.** Proceso de infusión por vacío

Para describir el flujo de resina durante la impregnación de la preforma se utiliza la Ley de Darcy, la cual se muestra en la ecuación 1.2, donde  $\bar{u}$  (m/s) es la "velocidad de Darcy" promediada en el volumen,  $\eta$  (Pa.s) es la viscosidad del fluido,  $\nabla P$  (Pa) es el gradiente de presión, y  $K$  (m<sup>2</sup>) es el tensor de permeabilidad de la preforma.

$$\bar{u} = -\frac{K}{\eta} \nabla P \quad (1.2)$$

Dado que en los procesos de infusión por vacío el gradiente de presión disponible está limitado a la presión atmosférica, la velocidad de flujo de la resina suele ser lenta. Esto no solo afecta la productividad, sino que también pone en riesgo la calidad de la pieza final porque puede ocurrir un curado prematuro de la resina que resulte en zonas sin impregnar o *short shots*<sup>87</sup>. Para superar este inconveniente, muchas veces se utiliza un medio de alta permeabilidad conocido como "*Flow media*" o medio de flujo, que consiste básicamente en una malla plástica. La malla disminuye significativamente el tiempo requerido para completar la infusión porque permite que la resina fluya rápidamente por la cara superior de la preforma y la impregnación de la misma se da mayormente en la dirección del espesor (se reduce drásticamente la distancia de impregnación). Al utilizar el medio de flujo, se requiere del uso de una tela conocida como *peel ply* que se coloca encima del refuerzo fibroso y debajo de la malla de flujo<sup>89</sup>. El *peel ply* no se adhiere a la pieza y una vez curada la resina se puede despegar, retirando la malla plástica y todos los demás materiales descartables. Esta variante es un proceso patentado y conocido como *Seemann Composites Resin Infusion Molding Process* (SCRIMP)<sup>92</sup>.

Las principales ventajas del proceso de infusión por vacío, con o sin el medio de flujo, son la baja inversión de capital inicial requerida, la posibilidad de inspeccionar visualmente la progresión del flujo en tiempo real y la posibilidad de producir estructuras de grandes tamaños<sup>85</sup>. Por otro lado, el proceso presenta ciertas desventajas: el acabado superficial del lado de la bolsa es de baja calidad, el proceso es laborioso y requiere gran cantidad de materiales descartables que agregan costos y desperdicios al proceso<sup>85 86 89</sup>.

En base a lo expuesto, los procesos de fabricación de materiales compuestos también requieren del uso de moldes, en algunos casos rígidos y costosos, y, por lo tanto, tampoco son adecuados para producir componentes de tamaños variables hechos a medida del usuario. En virtud de ello, con cualquiera de los métodos de procesamiento presentados fabricar productos adaptados a las necesidades anatómicas y biomecánicas del usuario final resulta altamente costoso <sup>60 63 66</sup>.

La imposibilidad de crear interfaces mecánicas personalizadas es un obstáculo significativo para la adopción generalizada de exoesqueletos <sup>35</sup>, porque cuando se trata de estructuras que interactúan con el cuerpo humano la forma es tan importante como la función <sup>93</sup>. Debido a que los cuerpos de los usuarios tienen diferentes alturas, formas y tamaños, el enfoque de talle único o regulable genera incomodidad y hace que los trabajadores rechacen el uso del dispositivo <sup>35</sup>.

Los problemas mencionados anteriormente se acentúan aún más cuando se trata de mujeres. Según informes del diario New York Times y la revista Forbes, hoy en día el 50,4% de los trabajadores son mujeres <sup>93</sup>. Históricamente, la tecnología robótica se ha asociado a ámbitos industriales con prevalencia de hombres y, por lo tanto, los criterios estudiados y utilizados para desarrollar nuevas tecnologías no contemplan las diferencias anatómicas entre los cuerpos de las mujeres y los hombres <sup>35</sup>. La inexistencia de enfoques personalizados excluye a las mujeres de los beneficios implícitos de los dispositivos <sup>93</sup>.

De esta forma, el desarrollo de materiales y técnicas de procesamiento que permitan la fabricación de exoesqueletos de manera personalizada y económica juega un rol esencial para hacerlos accesibles a una amplia variedad de usuarios. En este trabajo se propone la construcción de un exoesqueleto con técnicas de fabricación novedosas que permiten la personalización del dispositivo. Se plantea que el exoesqueleto tenga un único grado de libertad, correspondiente a la articulación del codo. Esta aproximación se realiza en la mayoría de las articulaciones de codo de los exoesqueletos encontrados en literatura <sup>2</sup>.

## Objetivos

### Objetivos generales

El objetivo general del presente proyecto es establecer las bases de diseño y fabricación para el desarrollo de exoesqueletos ultralivianos con aplicación en asistencia a la movilidad en entornos industriales.

### Objetivos específicos

Como objetivos específicos se plantean:

- Diseñar y fabricar un demostrador tecnológico consistente en un brazo robótico ultraliviano con un grado de libertad de movimiento que permita movilizar y/o sostener pesos considerables durante períodos de tiempo prolongados.
- Extender la capacidad de las personas para realizar tareas sin importar su condición física.
- Realizar el dimensionamiento y cálculo de los componentes del exoesqueleto mediante la aplicación de técnicas de diseño asistido por computadora (CAD) y simulación computacional por elementos finitos (FEM).
- Aplicar técnicas novedosas de procesamiento que permitirían fabricar estos componentes en forma personalizada.
- Analizar las limitaciones de las técnicas de fabricación y establecer las bases para adaptar los futuros diseños según las mismas.

## Proceso de diseño

El diseño ingenieril es el proceso de crear un sistema o componente para satisfacer determinadas necesidades <sup>94</sup>. Se trata de un proceso iterativo <sup>95</sup>, que no consiste únicamente en darle una geometría al producto, sino que involucra etapas previas de reconocimiento de problemas y objetivos, y etapas posteriores de fabricación y evaluación del producto <sup>96</sup>.

Con la finalidad de guiar a los diseñadores hacia un resultado satisfactorio, existe una tendencia creciente hacia la formalización del proceso de diseño <sup>94</sup>. Aunque existen varios métodos de diseño ingenieril, la mayoría de los enfoques sistematizados plantean una secuencia de cinco pasos a seguir para alcanzar un diseño exitoso <sup>94 97</sup>:

1. Definir el problema. Normalmente también contiene una lista de los requerimientos de diseño e información especial sobre la funcionalidad del producto.
2. Recolectar la información de diseño. Son las especificaciones que guían a los diseñadores para generar soluciones al problema planteado.
3. Generar múltiples soluciones.
4. Analizar y seleccionar una de las alternativas planteadas.
5. Implementar y evaluar la solución elegida.

A diferencia de otros productos de ingeniería, no existe un procedimiento específico comúnmente establecido para diseñar exoesqueletos <sup>98 99</sup>. Teniendo en cuenta los pasos mencionados anteriormente, la naturaleza del producto a desarrollar y los recursos disponibles al momento de la ejecución de este proyecto, se plantea un proceso de diseño como el de la figura 1.12.

En el capítulo 2 se analizan las características con las cuales deben contar los exoesqueletos, se formula el enunciado del problema de diseño y se plantean los requerimientos a contemplar en los capítulos posteriores. En el capítulo 3 se selecciona el material y la técnica de procesamiento para la

fabricación del exoesqueleto y se determinan sus propiedades mecánicas. En el capítulo 4 se realiza el dimensionamiento geométrico del exoesqueleto en sistemas CAD, y en el 5 se realiza un modelo de elementos finitos para predecir la falla del compuesto y determinar si la alternativa de diseño planteada soporta las condiciones de carga en operación. A grandes rasgos, el método de elementos finitos (FEM) es un método numérico que permite resolver ecuaciones diferenciales complejas mediante aproximaciones discretas<sup>100</sup>. El método consiste en subdividir el dominio del problema en numerosos elementos cuyo comportamiento se puede describir con ecuaciones relativamente simples<sup>101</sup>.

Luego del desarrollo del producto se realiza, en el último capítulo, un proyecto de inversión para analizar la posibilidad de insertarlo en el mercado argentino.

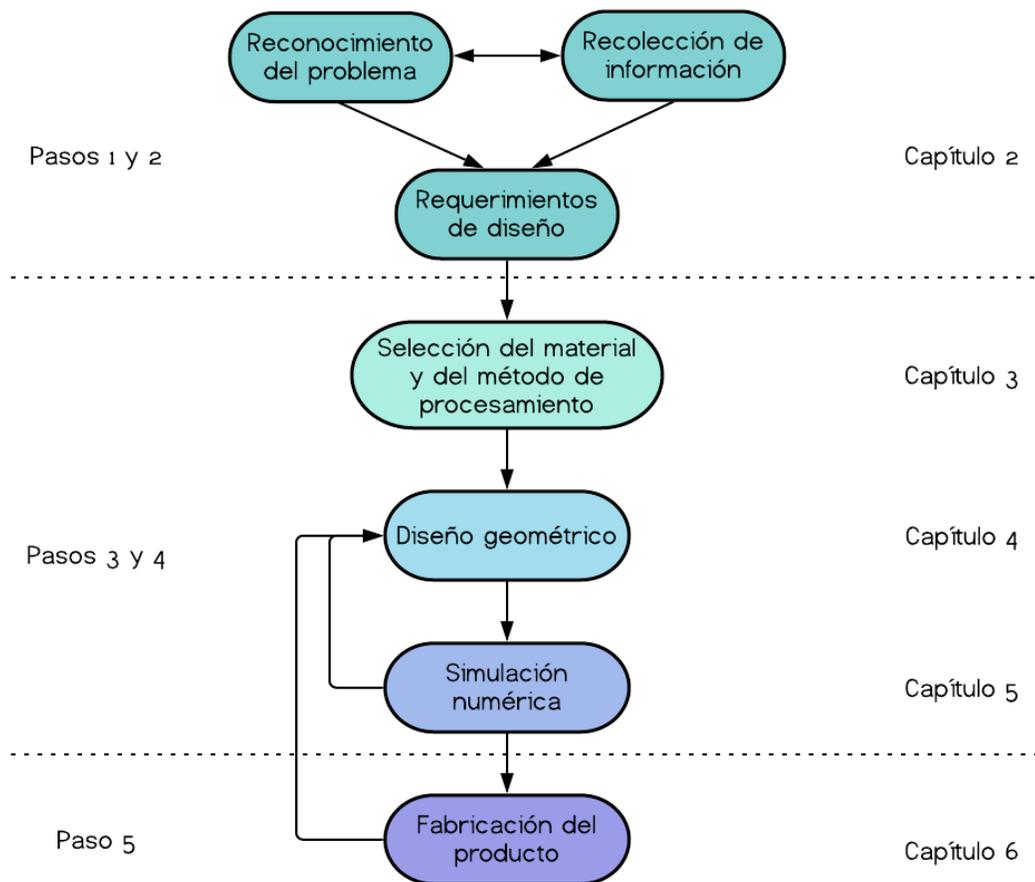


Figura 1.12. Proceso de diseño

## CAPÍTULO 2: Problemática y requerimientos de diseño

### 2.1 Planteo de la problemática

Para establecer el problema de diseño se realizó una revisión bibliográfica, a partir de la cual se identificaron los principales inconvenientes que existen actualmente con la fabricación y el uso de exoesqueletos robóticos. Si bien existen muchos desafíos a la hora de diseñar este tipo de dispositivos <sup>6</sup>, en base a la bibliografía consultada y a los objetivos planteados se seleccionaron los siguientes factores como los más relevantes para este diseño <sup>17 19 30 33 102 103</sup>:

1. El peso y el volumen de los dispositivos;
2. La capacidad de adaptación del exoesqueleto al cuerpo del usuario;
3. Los sistemas de sujeción al cuerpo humano;
4. Los aspectos estéticos y sociales relacionados con el uso de exoesqueletos.

A continuación, se describe cada uno de ellos.

#### 2.1.1 El peso y el volumen de los dispositivos

Históricamente, los principales obstáculos en el diseño de exoesqueletos activos han sido el peso, la actuación y la densidad de potencia <sup>7 10</sup>. Dado que el objetivo de los actuadores es proporcionar torque en las articulaciones humanas para poner en movimiento al conjunto exoesqueleto-usuario, normalmente interponen una cantidad significativa de peso e inercia en el sistema <sup>17</sup>. Lo mismo sucede con las baterías: el almacenamiento de mayor energía requiere mayor volumen, por lo que el peso introducido al sistema también aumenta <sup>7</sup>.

Con el avance de la tecnología, ha habido una demanda continua de dispositivos electrónicos portátiles de menor tamaño <sup>104</sup> y, afortunadamente, en las últimas décadas se desarrollaron actuadores y baterías mucho más livianos y poderosos que los usados en años anteriores <sup>7 17 105</sup>.

Estos desarrollos tecnológicos permitieron superar los primeros inconvenientes de la fabricación de exoesqueletos activos <sup>27</sup>.

Sin embargo, en 2013 Viteckova y col. <sup>106</sup> afirmaron que, a pesar de los grandes avances en el campo de las tecnologías robóticas, todavía existe la necesidad de desarrollar exoesqueletos ultralivianos. El peso combinado de la estructura rígida, de los motores, baterías y sensores puede causar malestar y aumentar inadvertidamente la carga sobre el sistema musculo-esquelético del usuario, pudiéndoles causar lesiones y/o fatiga haciendo que el uso a largo plazo del exoesqueleto sea especialmente difícil <sup>59 107</sup>. Aun sabiendo que el dispositivo puede mejorar su calidad de vida, los trabajadores suelen rechazar el producto si el alto peso dificulta sus movimientos o compromete su equilibrio <sup>108 109</sup>. Asimismo, la fabricación de estructuras livianas también sirve para disminuir la potencia necesaria para movilizar el componente <sup>56</sup>. Por estos motivos, además de utilizar actuadores y baterías lo más livianos posibles, es necesario diseñar armazones rígidos con materiales de bajo peso y de tamaño reducido <sup>33</sup>.

Aunque el peso es una variable muy importante en cualquier robot vestible, en el caso de los exoesqueletos parciales de tren superior, es el parámetro que cobra mayor importancia porque el tronco y el tren inferior tienen que soportar el peso de la estructura y mantener el equilibrio al mismo tiempo que realizan actividades manuales. Además, la mayoría de los exotrajés de tren superior se requieren en aplicaciones ambulatorias y portátiles, en las cuales es imprescindible que el dispositivo sea pequeño, liviano, compacto, y al mismo tiempo fácil de colocar, ajustar, usar y remover <sup>7 8</sup>. Estos requerimientos también imponen restricciones sobre el peso y el volumen que pueden tener las estructuras <sup>8</sup>.

### **2.1.2 La capacidad de adaptación del exoesqueleto al cuerpo del usuario**

La comodidad es el principal factor que limita el éxito a largo plazo de los robots vestibles <sup>110</sup>. En el caso particular de los exoesqueletos, varios estudios informaron quejas de los usuarios en relación

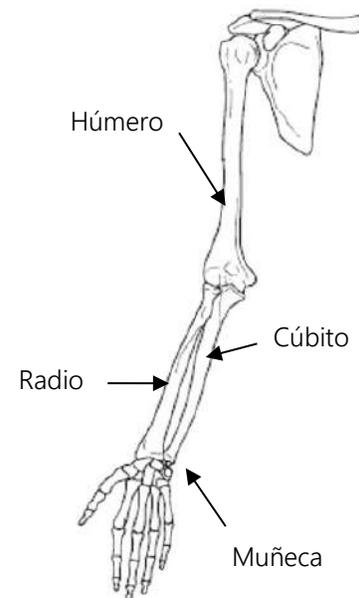
a la incomodidad que les generaron las interfaces mecánicas <sup>111</sup>. Cuando se les preguntó sobre su preferencia para usar el dispositivo, la mayoría afirmó no haber percibido una mejora real mientras que otros aseguraron que los sintieron incómodos y con un ajuste deficiente <sup>111-113</sup>.

La mitigación de la incomodidad se trata en la etapa de diseño mecánico mediante la adopción de una geometría conveniente para el usuario <sup>33 109</sup>, que permita que el robot realice las mismas trayectorias cartesianas que la extremidad que asiste sin hiperextenderla o movilizarla excesivamente <sup>10 12 59</sup>. De esta forma, el diseño del armazón rígido tiene un efecto muy significativo en el rendimiento general de un exoesqueleto robótico <sup>17 33 60 103</sup>. Para encontrar una geometría óptima se requiere analizar en profundidad la anatomía y la biomecánica del cuerpo humano <sup>2 66</sup>.

El cuerpo está constituido por huesos que se conectan entre sí mediante articulaciones, y forman lo que se conoce como sistema esquelético <sup>114 115</sup>. Según el tipo de material que las constituye, las articulaciones se clasifican en sinoviales, fibrosas o cartilaginosas <sup>116</sup>. Los huesos y articulaciones luego están cubiertos por tejidos blandos como músculos, grasa, piel, órganos, etc. <sup>117</sup>

El movimiento de una extremidad humana es un proceso complejo <sup>118</sup>, durante el cual los huesos se someten a considerables fuerzas internas, que se transmiten principalmente por medio de músculos y articulaciones, y fuerzas externas, que se transmiten a través de la piel y otros tejidos conectivos <sup>114</sup>. Considerado que en este trabajo se busca diseñar un exoesqueleto de miembro superior, se analizará únicamente la biomecánica del brazo.

El brazo es la región que se extiende desde el hombro hasta la punta de los dedos <sup>119</sup>. Incluye tres segmentos: el brazo (entre el hombro y el codo), el antebrazo (entre el codo y la muñeca) y la

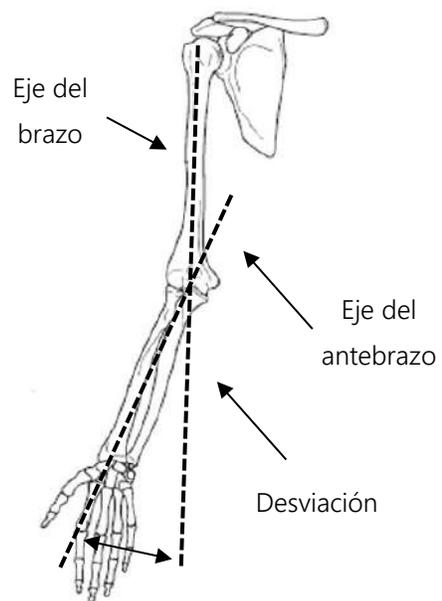


**Figura 2.1.** Huesos que componen un brazo humano

mano (entre la muñeca y los dedos) <sup>2</sup>. Las diferentes regiones están vinculadas entre sí por las articulaciones del hombro, del codo y de la muñeca <sup>8</sup>. En la figura 2.1 se ven los nombres de los huesos principales que constituyen el brazo humano.

La articulación del codo es una articulación sinovial con dos grados de libertad, que permite movimientos de flexión/extensión y pronación/supinación <sup>120</sup>. En el primer caso, funciona como bisagra entre el extremo distal del húmero y los extremos proximales del cúbito y radio <sup>121</sup>. La flexión es el movimiento que reduce el ángulo entre los huesos del brazo, mientras que la extensión es el movimiento que aumenta el ángulo entre ellos. El rango del movimiento de flexión/extensión puede variar como máximo entre 0° (brazo completamente extendido) y 146° (brazo completamente flexionado), aunque el rango de ángulos en las actividades diarias se encuentra entre 30° y 130° <sup>8</sup>. En el caso de la pronación/supinación del brazo, se alcanza una rotación máxima de 80° , que tiene como objetivo modificar la orientación de la palma de la mano <sup>8</sup>.

Una primera observación que surge del análisis de la anatomía del brazo humano es que la alineación entre el húmero y los huesos del antebrazo (cúbito y radio) no es lineal. En la figura 2.2 se observa dicha desviación, que puede variar entre 5 y 6° según la persona <sup>8</sup>. Esta particularidad anatómica del brazo hace que dos personas con dimensiones corporales, en principio similares, requieran un ajuste único para un funcionamiento óptimo del exoesqueleto <sup>33</sup>. Además de las diferencias en la orientación de los huesos, los humanos exhiben grandes diferencias de tamaño físico, tanto en longitud de huesos como en volumen y masa de los tejidos blandos que los recubren <sup>108 122</sup>. La amplia gama de variaciones anatómicas



**Figura 2.2.** Orientación de los huesos de un brazo humano

que exhibe el cuerpo humano hace que los métodos de fabricación en serie, con dimensiones estandarizadas, no sean adecuados para diseñar exoesqueletos que contemplan las necesidades específicas de los usuarios <sup>8 122</sup>.

Si el armazón del exoesqueleto no se adapta adecuadamente a las características anatómicas del usuario, los espacios entre la superficie interna del material y la piel crean un problema de desalineación <sup>8</sup>. Al desalinearse, el sistema se vuelve mecánicamente sobre restringido, provocando una fuerza tangencial no deseada en los lugares de unión y una fuerza interna excesiva, pudiendo causar daño y/o dislocación articular <sup>122</sup>. Además, cualquier desalineación, por mínima que sea, hace que el dispositivo sea muy incómodo y promueve lesiones <sup>33</sup>. Cuando las desalineaciones entre los ejes articulares humanos y los del exoesqueleto son del orden de algunos centímetros se llaman macro-desalineaciones, mientras que si son de menor magnitud se conocen como micro-desalineaciones <sup>8</sup>. Ambos tipos contribuyen a la incomodidad del usuario y pueden restringir el movimiento natural del brazo durante la utilización del exoesqueleto <sup>8</sup>.

Las macro-desalineaciones ocurren cuando se simplifica excesivamente la articulación del exoesqueleto, es decir, la articulación robótica tiene menos grados de libertad que la articulación humana <sup>122</sup>. Por otro lado, las micro-desalineaciones se generan cuando el centro de rotación articular del robot y de la persona no son coincidentes, y emergen incluso cuando el número de grados de libertad entre las dos estructuras es la misma <sup>8</sup>. El caso ideal, y prácticamente inalcanzable, se da cuando la alineación entre ambas articulaciones es perfecta. Debido a que las articulaciones están recubiertas con tejidos blandos, sus centros instantáneos de rotación no son visibles y son muy difíciles de medir <sup>122</sup>. Por este motivo, es difícil hacer coincidir ambas articulaciones de manera exacta <sup>8</sup>, y generalmente se da el caso donde el centro instantáneo de rotación del robot no es el mismo que el del humano <sup>122</sup>. Para mitigar el problema de las micro-desalineaciones, Schiele y van der Helm <sup>122</sup> sostienen que la estructura robótica tiene que ser capaz de proporcionar el mismo movimiento

cartesiano que las articulaciones humanas, pero no debe copiarla explícitamente. De esta forma, las desalineaciones no pueden afectar negativamente el movimiento o la comodidad del usuario.

Para abordar el desafío de la alineación suele ser necesario diseñar interfaces específicas para cada usuario <sup>17</sup>. Debido a las limitaciones tecnológicas y económicas planteadas en la sección 1.4 la personalización no es usualmente explorada <sup>66</sup>. Sin embargo, se han fabricado algunos prototipos con interfaces personalizadas mediante la utilización de fabricación aditiva <sup>17</sup>.

### 2.1.3 Los sistemas de sujeción del exoesqueleto al cuerpo de los usuarios

Los exoesqueletos se deben sujetar al cuerpo humano del operador de tal forma que se logre una transmisión de carga eficiente desde el robot hacia el usuario <sup>2</sup>. En la mayoría de los casos, los exoesqueletos se unen al cuerpo humano mediante correas ajustables, como se observa en la figura 2.3 <sup>23</sup>.



**Figura 2.3.** Exoesqueleto "Skelex"

Dado que el sistema esquelético humano está cubierto por tejidos blandos, la eficiencia en la transmisión de las cargas depende de la rigidez del contacto entre el cuerpo y el robot <sup>8</sup>. Los tejidos blandos son casi incompresibles y no homogéneos cuando se someten a una deformación importante, y consecuentemente son susceptibles a daños aun a bajas presiones <sup>59</sup>. Las correas de sujeción pueden ejercer una presión externa sobre las extremidades, resultando en una carga mecánica sobre tejidos blandos y dando como resultado lesiones por presión o formación de quistes

<sup>33 58</sup>. Por tal motivo, las sujeciones deben estar configuradas de forma de distribuir correctamente el torque de asistencia y aplicar la menor presión posible sobre el cuerpo del usuario <sup>33</sup>.

Existen dos riesgos principales al momento de incorporar un exoesqueleto al cuerpo humano. El primero es que se genere una presión excesiva en la piel y el segundo es que se disloque la estructura como consecuencia de deslizamientos entre los tejidos blandos y el dispositivo <sup>122</sup>. En el segundo caso existe la posibilidad de que se generen micro-desalineaciones <sup>122</sup>.

Normalmente se busca evitar que la presión ejercida sobre los tejidos blandos supere el nivel isquémico, que es el nivel al que los vasos capilares no pueden conducir la sangre y comprometen la integridad del tejido (aproximadamente 30 mmHg) <sup>123</sup>. Sin embargo, el riesgo de daño a los tejidos blandos no solo depende de la magnitud de la presión aplicada. También es función de su dirección, distribución, duración, frecuencia <sup>58</sup> y de las características propias del usuario, como el grosor, tono y rigidez de los tejidos blandos intervinientes <sup>124-126</sup>. Para controlar la presión ejercida por los sistemas de sujeción, algunos trabajos proponen insertar sensores de presión en el dispositivo <sup>19</sup>.

Para minimizar el daño, la estructura debería sujetarse al cuerpo a través de contornos compatibles con las necesidades anatómicas del individuo <sup>103</sup>.

#### **2.1.4 Los aspectos estéticos relacionados con el uso de exoesqueletos**

Si bien existen varios ámbitos en los cuales ya se ha implementado el uso de exoesqueletos, muchas de las limitaciones en su usabilidad tienen que ver con la percepción que los usuarios tienen del dispositivo <sup>30</sup>. En algunas empresas, los trabajadores han manifestado que los exoesqueletos no les gustaban antes de probarlos, aun sabiendo los beneficios que podían tener gracias a su uso <sup>54</sup>. Al igual que otras prótesis robóticas, los exoesqueletos podrían generar estigma social hacia la falta de habilidades físicas debido a la forma en que la sociedad percibe y juzga a sus usuarios <sup>30 127</sup>.

La percepción de usabilidad y comodidad que el usuario tiene del dispositivo influye significativamente en el éxito del producto <sup>128</sup>. Expertos en el área afirman que la aplicación de

exoesqueletos en ambientes industriales ya no es tanto un desafío tecnológico, sino un desafío social<sup>73</sup>. Resulta necesario convencer a la sociedad de que la tecnología es útil y que la deben aceptar como cualquier otro equipo de seguridad<sup>73</sup>. Por este motivo, los requisitos orientados a mejorar la aceptación del usuario representan un factor clave en el proceso de desarrollo de un exoesqueleto<sup>98</sup>. Para lograr una mayor aceptación del producto y aumentar su usabilidad es necesario abordar el aspecto estético<sup>10 108</sup>.

En este sentido resulta necesario definir la percepción visual, es decir, las formas, materiales, texturas y colores que resultan agradables para la sociedad, y se adaptan perceptivamente al usuario y su entorno<sup>108 129</sup>. Una forma de mejorar el aspecto estético de los robots, además de seleccionar geometrías y texturas agradables a los sentidos, es evitar que queden visibles los motores, actuadores, baterías y sensores.

## 2.2 Requerimientos de diseño

Los requerimientos de diseño son las características importantes que el diseño debe considerar para que el producto cumpla con el objetivo para el cual fue concebido<sup>94</sup>. Los problemas mencionados en las secciones anteriores remarcan la necesidad de realizar un diseño enfocado en el usuario, además de enfocado en los factores tecnológicos que constituyen al dispositivo<sup>9</sup>. Para lograr implementar el uso de exoesqueletos en la industria es fundamental encontrar una resolución cómoda, segura y atractiva a los problemas planteados en la sección 2.1, buscando mejorar la interacción humano-exotraje<sup>30 102</sup>.

Se va a enfocar el diseño en resolver los inconvenientes relacionados con el alto peso del dispositivo, el dimensionamiento del armazón y el mal ajuste de los sistemas de sujeción, al mismo tiempo que se busca un diseño estéticamente agradable. El enunciado del problema de diseño es el siguiente:

*“Establecer las bases de diseño y fabricación de un exoesqueleto de miembro superior de un grado de libertad para asistencia a trabajadores en ambientes industriales. Diseñar el dispositivo de forma tal que sea ultraliviano, se pueda adaptar fácilmente a cada usuario, se pueda sujetar sin generar daños en sus tejidos blandos, y que sea estéticamente agradable”.*

En base a los inconvenientes detectados y al enunciado del problema de diseño, en este trabajo se distinguieron los siguientes objetivos, los cuales no siguen ningún orden específico:

1. Seguridad
2. Comodidad
3. Adaptación al usuario
4. Bajo peso
5. Alta rigidez
6. Alta resistencia
7. Bajo volumen
8. Facilidad de transporte
9. Facilidad de colocación
10. Agradable al ojo
11. Partes internas cubiertas

Un método muy usado para visualizar fácilmente los requerimientos de diseño es el método del “árbol objetivo”<sup>94</sup>. Para aplicarlo es necesario ordenar los requerimientos planteados previamente en categorías según el nivel del objetivo. Con los requerimientos ordenados se procede al dibujo del árbol. En este caso, los objetivos se dividieron en 3 clases: funcionamiento, ergonomía y apariencia. El árbol se observa en la figura 2.4.

Dado que la fabricación rentable de estructuras de alto rendimiento adaptadas al usuario es el desafío tecnológico del presente proyecto, el producto que se plantea es personalizado.

La optimización del peso del dispositivo se centrará en el diseño de una estructura mecánica ultraliviana. Se dejará de lado la optimización del peso del sistema de actuación y de control, puesto que excede el alcance de un proyecto de Ingeniería en Materiales.

Con estos requerimientos en mente es posible comenzar con el diseño del exoesqueleto, siguiendo el proceso de diseño de la figura 1.12. Luego de la etapa de selección del material y de la técnica de procesamiento será posible agregar otra categoría de requerimientos, relacionada con las limitaciones del material y el proceso.

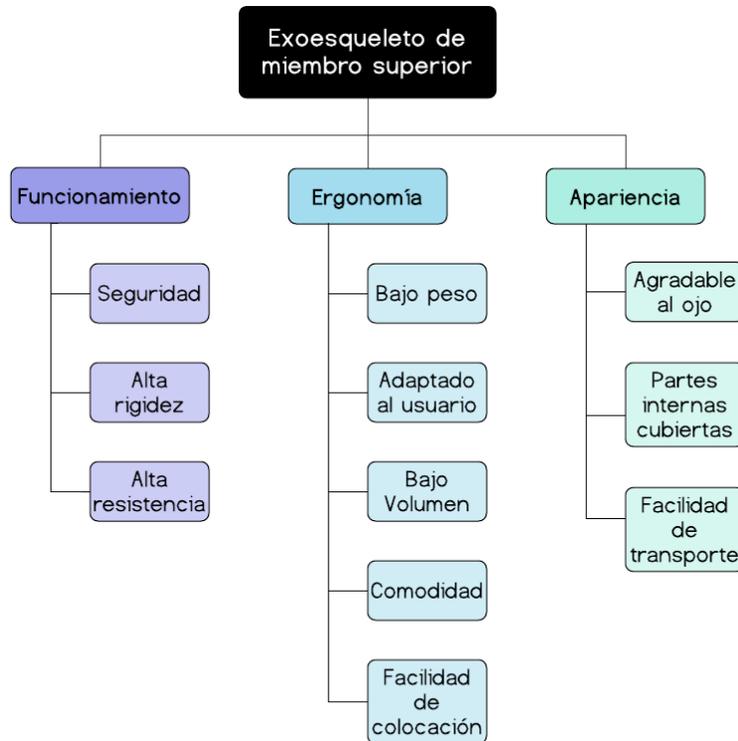
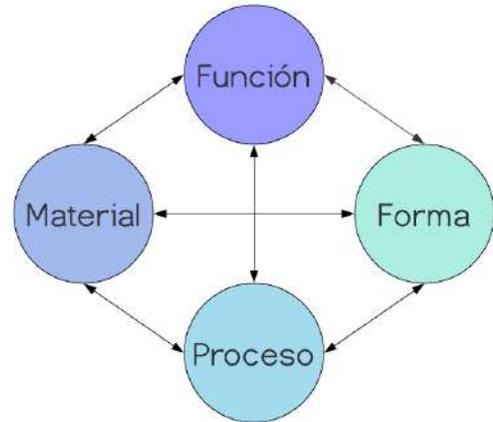


Figura 2.4. Requerimientos de diseño

### CAPÍTULO 3: Material y técnica de procesamiento

La selección del material y de la ruta de procesamiento es una parte crucial del proceso de diseño de un producto <sup>56 130</sup>. La relación entre el material, el procesamiento, la función y la geometría es bidireccional (figura 3.1) <sup>130 131</sup>. La especificación de la forma restringe la elección del material y el proceso; e igualmente la especificación del proceso limita la elección del material y las formas accesibles <sup>131</sup>. Asimismo, la función que debe cumplir el diseño influye en la elección del material, del proceso y de la forma, y viceversa.



**Figura 3.1.** Relación entre el material, el método de procesamiento, la función y la forma

Si bien las metodologías de diseño ingenieril generalmente plantean la selección del material luego de la etapa de diseño geométrico <sup>94 132</sup>, en este trabajo la selección del material y su método de procesamiento constituyen el punto de partida para la creación del exoesqueleto. Así, el diseño mecánico dimensionado del componente se realizará considerando las características del material y los requerimientos de las técnicas de procesamiento, los cuales se adicionarán al árbol objetivo presentado en el capítulo anterior (figura 2.4). La principal ventaja de este enfoque es la posibilidad de buscar soluciones a los problemas relacionados con el material y el proceso desde el inicio de la etapa de dimensionamiento, ahorrando tiempo de desarrollo de producto.

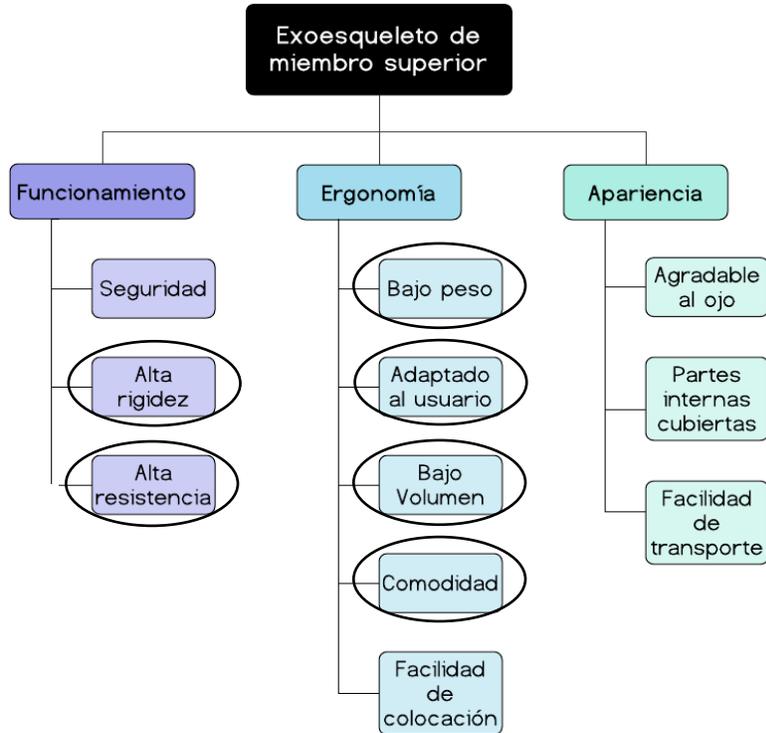


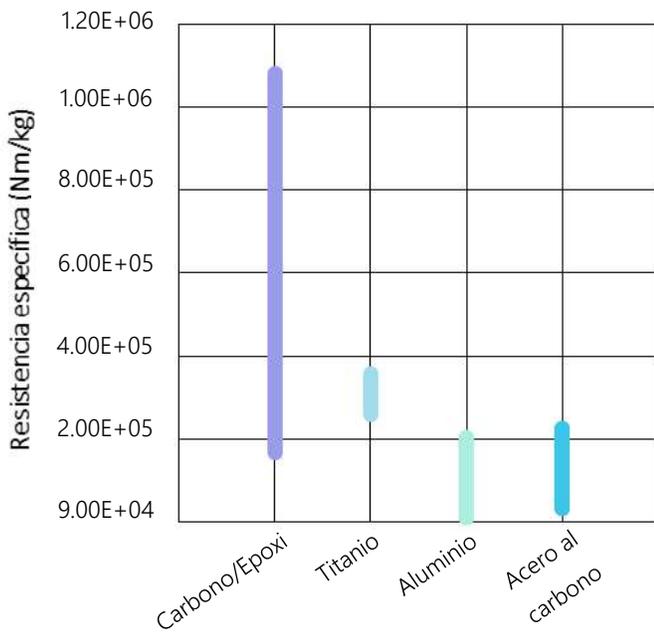
Figura 3.2. Requerimientos de diseño que se cumplen con la selección de un material y una técnica adecuados.

### 3.1 Selección del material

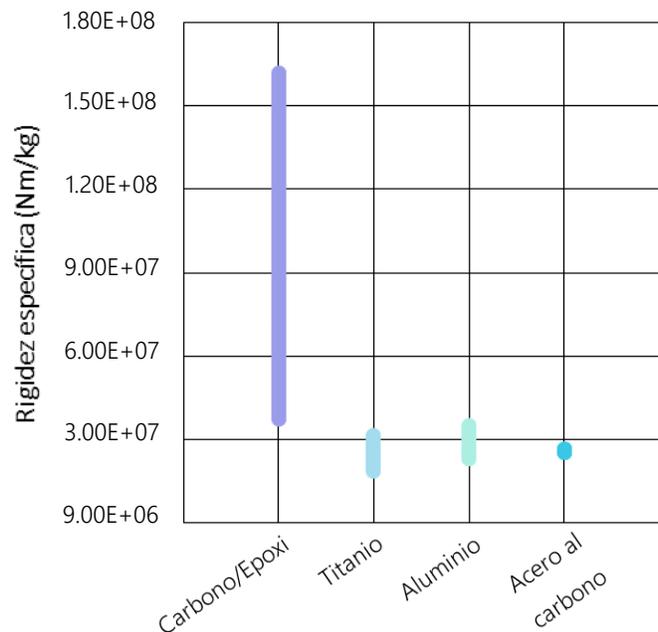
La obtención de una estructura de alta resistencia y rigidez y bajo peso depende, en gran medida, del material seleccionado. En las figuras 3.3 y 3.4 se comparan las propiedades mecánicas específicas de los diferentes materiales utilizados tradicionalmente en la fabricación de exoesqueletos robóticos, y en la Tabla 3.1 se encuentran sus rangos de densidad, resistencia y rigidez. Todos los valores fueron extraídos del *software* de selección de materiales *Cambridge Engineering Selector* (CES).

Tabla 3.1. Densidad, resistencia y rigidez de los materiales utilizados en exoesqueletos

Material	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Resistencia (MPa)	Rigidez (GPa)
Carbono/Epoxi	1480-1600	300 - 1600	60 – 240
Titanio	4360-4840	120 – 1240	90 - 137
Acero	7800-7900	250 - 1760	200 - 215
Aluminio	2520-2950	29 – 510	68 – 88



**Figura 3.3.** Resistencia específica de los materiales usados en exoesqueletos



**Figura 3.4.** Rigidez específica de los materiales usados en exoesqueletos

El material compuesto Carbono/Epoxi tiene propiedades específicas significativamente mayores que las de los metales comúnmente utilizados para la construcción de exoesqueletos. Además, como puede verse en las figuras 3.3 y 3.4, sus propiedades varían dentro de límites muy amplios. Esto se debe a que su comportamiento mecánico depende de una gran cantidad de factores<sup>133</sup>, entre los cuales se encuentran las propiedades de las fibras y matrices que los constituyen, y su geometría, distribución, orientación, fracción volumétrica y método de procesamiento<sup>77 78</sup>. Para obtener un componente con características que se adapten a los requerimientos de diseño, generalmente se buscan, mediante la utilización de ensayos experimentales y modelos computacionales de elementos finitos, combinaciones óptimas de todas las variables mencionadas anteriormente<sup>78</sup>.

Teniendo en cuenta que se plantea un producto personalizado, la posibilidad de modificar las propiedades mecánicas del material de forma sencilla sin alterar significativamente el proceso productivo es una ventaja fundamental de los materiales compuestos frente a los metales. Por ejemplo, puede modificarse la orientación de las capas y/o su cantidad para obtener una estructura

mecánica que soporte mayores cargas. De esta forma, el diseño del exoesqueleto puede particularizarse para diferentes aplicaciones, obteniendo una relación óptima entre el peso del dispositivo y su rendimiento mecánico.

Según los datos presentados, el material ideal para el diseño de un exoesqueleto con los requerimientos planteados es el compuesto Carbono/Epoxi.

### 3.2 Selección de la técnica de procesamiento

Los requerimientos de adaptación al usuario y comodidad exigen encontrar una ruta de procesamiento que permita diseñar cada exoesqueleto acorde a las necesidades anatómicas específicas del usuario. Sin embargo, según lo expuesto en la sección 1.4, las técnicas tradicionales de procesamiento de materiales compuestos dificultan la fabricación de piezas personalizadas debido a los altos costos y tiempos de procesamiento. Por este motivo, a continuación, se plantea la combinación de más de una técnica de fabricación para obtener piezas personalizadas de Carbono/Epoxi minimizando el desperdicio de material y el tiempo de fabricación.

#### 3.2.1 Impresión 3D

A la hora de seleccionar una técnica de procesamiento para productos personalizados es necesario analizar la facilidad con la que se puede modificar la geometría de las piezas sin alterar el esquema del proceso productivo<sup>66</sup>. Uno de los métodos que mejor se adapta a esta exigencia es la fabricación aditiva<sup>66 134 135</sup>.

La fabricación aditiva es el conjunto de tecnologías de la fabricación por las que un diseño digital en 3D se transforma en un objeto real mediante la unión de capas de material de forma controlada por una computadora<sup>134 136</sup>. La fabricación de las piezas se hace posible gracias al uso de impresoras, que existen en diferentes tamaños e imprimen con diversas técnicas<sup>137</sup>. El requisito indispensable para imprimir, además de contar con una impresora, es obtener un diseño en sistemas CAD de la

pieza<sup>135</sup>. El dibujo luego se transforma al formato STL (*standard tessellation language*), que consiste en una representación poliédrica de la superficie CAD, y se envía a la impresora para su procesamiento<sup>66</sup>. Posteriormente, la impresora traza cada capa de material en la placa de impresión siguiendo el diseño establecido hasta fabricar por completo la pieza<sup>138</sup>.

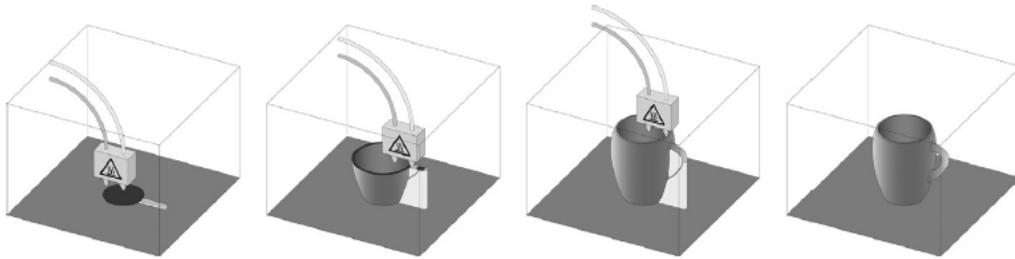
Al no requerirse de moldes ni matrices específicas, es posible crear objetos únicos con muy poco desperdicio de material<sup>136 137</sup>. Además, permite alcanzar geometrías complejas que no serían asequibles de manera tradicional con los métodos sustractivos<sup>66 135</sup>.

Otra ventaja de la manufactura aditiva es que permite fabricar las piezas *on demand*, es decir, cuando el cliente lo demanda. Esto contribuye a la flexibilidad del proceso productivo y es especialmente favorable en el caso de pequeñas empresas o *start-ups*, donde no es conveniente invertir el capital en stocks de productos que probablemente no se vendan rápidamente<sup>73</sup>. Por otro lado, la ventaja de invertir en una impresora 3D como parte del proceso productivo es que también se puede utilizar en la etapa de desarrollo del producto para la creación de prototipos<sup>137</sup>. Aunque el proceso de impresión es generalmente más lento que los métodos de fabricación sustractivos, los tiempos medios de prototipado durante el desarrollo del producto se ven disminuidos<sup>135</sup>.

Si bien existen varios principios de fabricación aditiva, la impresión 3D por extrusión de polímeros, también conocida como *Fused Deposition Modeling* (FDM) o *Plastic Jet Printing* (PJP)<sup>137</sup>, es el método más popular debido a su relativamente bajo costo y amplia cantidad de materiales que pueden ser procesados<sup>66</sup>.

El proceso FDM utiliza filamentos de material que se extruyen a través de una boquilla calentada y se depositan sobre la placa de impresión, dándole forma a la pieza progresivamente. Según su geometría, en algunos casos es necesario considerar estructuras de soporte para que el objeto no pierda estabilidad durante su fabricación<sup>66</sup>. En la figura 3.5 se muestra la impresión 3D por extrusión de una taza. La zona blanca que se observa alrededor de la manija es el material de soporte<sup>137</sup>, que

se retira fácilmente luego de la impresión <sup>137</sup>. Algunos equipos incluso pueden fabricar estructuras de soporte hidrosolubles mediante la incorporación de una segunda boquilla <sup>135 137</sup>.



**Figura 3.5.** Fabricación aditiva por extrusión de material.

El cubo de la figura 3.5, dentro del cual se imprime la taza, es el volumen disponible de impresión. Suele ocurrir que las dimensiones de la pieza a fabricar sean mayores que dicho volumen. En esos casos, se deben realizar particiones, imprimir cada parte por separado y luego ensamblarlas <sup>66</sup>.

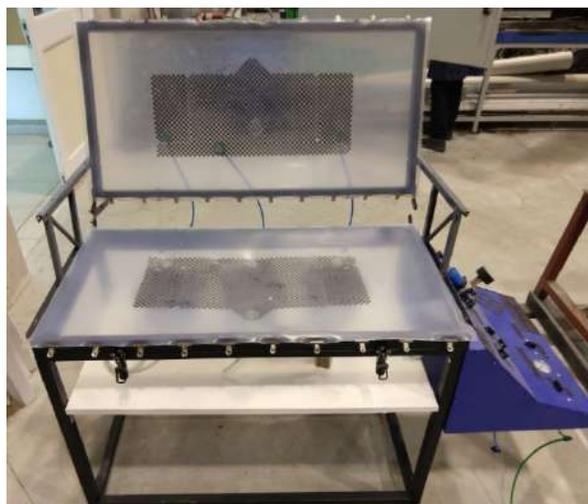
La combinación de la fabricación aditiva con datos anatómicos individuales de los usuarios permite la fabricación de dispositivos complejos y cómodos, sin costos excesivamente altos <sup>66 139</sup>. Sin embargo, el problema de la técnica es que no es apta para la fabricación de piezas con el desempeño mecánico requerido, debido a que no admite el uso de compuestos basados en fibras de carbono y resinas epoxi. Las impresoras 3D utilizan polímeros termoplásticos como PLA o ABS <sup>66</sup>, que carecen de las propiedades mecánicas que demanda una aplicación estructural <sup>135</sup>. Para superar este inconveniente, resulta necesario reforzar la estructura con el material seleccionado en la sección anterior.

Se propone recubrir el núcleo polimérico fabricado por impresión 3D con pieles del material compuesto. De esta manera, la geometría de las piezas estará ajustada a las dimensiones del usuario y las fibras de carbono otorgarán las propiedades mecánicas requeridas para la aplicación.

### 3.2.2 Infusión por vacío con membranas

Luego de la impresión 3D, la etapa posterior de laminación se realizará con un equipo como el de la figura 3.6, desarrollado por el grupo de Compuestos Estructurales Termorrígidos (CET) del Instituto de Investigaciones en Ciencia y Tecnología de Materiales (INTEMA)<sup>140</sup>, cuyo funcionamiento se basa en la técnica de infusión por vacío.

Con el objetivo de superar los inconvenientes que presentan las técnicas tradicionales de infusión por vacío, se crearon variantes con membranas elastoméricas flexibles para reemplazar las bolsas plásticas<sup>141-143</sup>. En el caso del proceso patentado por CET<sup>140</sup>, el dispositivo consiste en dos membranas elastoméricas unidas a marcos rígidos perimetrales, entre las cuales se coloca un núcleo envuelto en las telas de refuerzo secas. En este caso, los núcleos serán las piezas poliméricas impresas. Además de la pieza a laminar, se deben incorporar en el sistema los materiales típicos del proceso SCRIMP como *peel ply* y medio de flujo (por encima y por debajo de la pieza). Los marcos se cierran mediante ganchos de apriete, y la compresión entre las membranas elastoméricas genera un sello perimetral de manera rápida (evitando el uso de la cinta de sellado "*tacky tape*"). Luego, al aplicar vacío entre las membranas, éstas copiarán su forma, comprimiendo las telas de refuerzo



**Figura 3.6.** Equipo de infusión por vacío que se utilizará para la fabricación del exoesqueleto

contra el núcleo. Una vez que se extrae el aire del interior de las membranas, se realiza una infusión tradicional utilizando un puerto de resina y tres venteos moldeados en la membrana inferior.

### 3.2.2.1 Defectos en las piezas

Al igual que las demás técnicas de LCM, el proceso de infusión por membranas puede generar ciertos defectos en la pieza <sup>144</sup>. Para fabricar piezas con buenas propiedades mecánicas, es esencial conocer detalladamente los mecanismos de formación de defectos y sus formas de prevención <sup>144</sup>. En la figura 3.7 se indican los diferentes defectos que pueden aparecer en la pieza, que pueden tener origen en la preforma, en el flujo o en el curado de la resina <sup>87</sup>.

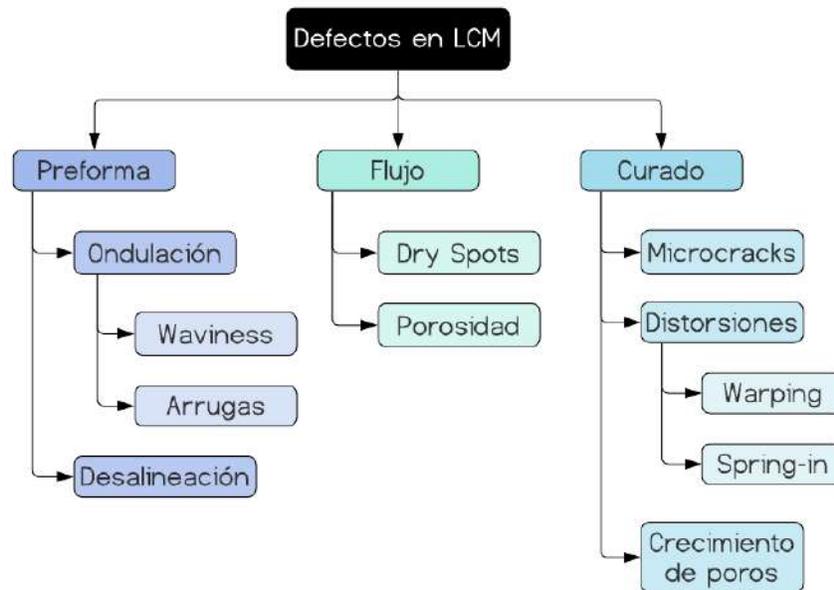


Figura 3.7. Defectos en LCM

En el caso del proceso de infusión por membranas, los defectos que tienen origen en las preformas, como las desalineaciones y las ondulaciones, se deben a la desviación de las fibras de su configuración prevista, como consecuencia de la colocación defectuosa de los tejidos en el núcleo respecto al diseño original <sup>87 144</sup>. Debido a que las propiedades mecánicas de los materiales compuestos dependen ampliamente de la dirección de las fibras, su rendimiento se ve significativamente influenciado por su alineación <sup>145</sup>. De esta forma, los defectos de desalineación

causan una reducción de las propiedades mecánicas respecto de las propiedades estimadas <sup>144</sup>. Si bien cierta distorsión en la arquitectura de los tejidos puede ser aceptable, porque es prácticamente imposible que todas las fibras de la pieza tengan una alineación perfecta <sup>146</sup>, si la preforma sufre un desplazamiento importante la severidad del defecto es mayor y normalmente se tiene que descartar el componente <sup>87</sup>. Cuanto más complejos son los diseños de las preformas, más difícil es alcanzar las propiedades idealizadas en la etapa de diseño.

Las ondulaciones se originan al colocar una preforma plana sobre una geometría de núcleo curvada. Cuando esto sucede, las fibras sufren movimientos relativos que las apartan de su posición ideal incluso antes de su impregnación <sup>144</sup>. Cuanto más compleja es la geometría y más abruptos son los radios de curvatura, más difícil es que la preforma copie exactamente la forma del núcleo <sup>144</sup>. Si la ondulación se da en el plano, el defecto se conoce como *waviness*, mientras que si se da fuera del plano se conoce como arrugas <sup>87</sup>. Las ondulaciones inducen estados tridimensionales de tensión que reducen significativamente las propiedades mecánicas de los materiales compuestos <sup>144</sup>.

Cuando el defecto tiene origen en el flujo pueden aparecer puntos secos (*dry spots*) y/o porosidad <sup>87</sup>. Ambos tipos de defecto consisten en zonas sin impregnar, pero difieren en tamaño: los *dry spots* varían entre unos pocos milímetros hasta el 60% del tamaño de la pieza, mientras que los poros suelen ser del orden de los micrones <sup>144</sup>. Los puntos secos se generan cuando la resina encuentra un camino preferencial para el flujo que le opone menor resistencia, por lo que se adelanta por ese camino dejando sin impregnar zonas aledañas <sup>87</sup>. Puede suceder cuando hay cambios en la permeabilidad local, defectos en la preforma o curado prematuro de la resina <sup>87</sup>. Por otro lado, la porosidad normalmente se origina como consecuencia de la existencia de aire en la resina líquida, que luego del curado queda atrapado <sup>144</sup>. También puede ocurrir debido a desbalances entre el macro y micro flujo de resina (entre las mechas de fibras y por dentro de ellas, respectivamente) o entradas de aire al sistema por un mal sellado entre las membranas <sup>87</sup>. La presencia de porosidad reduce las propiedades mecánicas de los compuestos, por lo que siempre se desea obtener un

laminado con la menor porosidad posible. La desgasificación de la resina antes de la infusión es una estrategia frecuentemente usada para reducir la concentración de gas y evitar la formación de poros

147 148

En el caso de los defectos inducidos por el curado, se pueden producir microfisuras, distorsiones y crecimiento de poros <sup>87</sup>. La generación de microfisuras ocurre cuando se desarrollan tensiones residuales en la pieza que superan la tensión de fluencia de la resina. Tales tensiones residuales pueden generarse por la contracción volumétrica de la resina durante el curado, expansión térmica diferencial entre las fibras y la matriz, o generación excesiva de energía térmica. Normalmente, las fisuras aparecen durante el enfriamiento y causan una disminución en la durabilidad porque facilitan el ingreso de agua y humedad <sup>87</sup>. Las distorsiones, como el *warpage* o *spring-in*, se generan una vez retirada la pieza del equipo como consecuencia de tensiones residuales. Estos defectos usualmente conllevan al descarte de la pieza debido a la pérdida de estabilidad dimensional respecto al diseño original <sup>87</sup>.

Finalmente, el crecimiento de poros ocurre si hay diluyentes, monómeros, humedad o aire disueltos en la formulación inicial de la resina que puedan formar burbujas gaseosas durante el aumento de temperatura que ocurre en el proceso de curado, las cuales crecen a medida que aumenta la generación de gas <sup>87</sup>.

Además de los defectos indicados en la figura 3.7, en el caso particular del proceso de infusión por membranas existe el riesgo de perder la condición de vacío debido al ingreso de aire al sistema por un sellado imperfecto. Esto no sólo ocasiona porosidad, sino que también reduce la presión de compactación efectiva generada por la presión atmosférica sobre la preforma, disminuyendo la fracción volumétrica de fibras resultante <sup>87</sup>.

### 3.2.3 Requerimientos de fabricación

La combinación de impresión 3D e infusión por vacío otorgan la flexibilidad necesaria en las etapas de diseño y fabricación como para obtener piezas personalizadas sin costos excesivamente altos. En base a las limitaciones de los métodos de procesamiento seleccionados, se agregó al árbol de requerimientos de diseño una cuarta categoría llamada "fabricación".

La inexistencia de bordes filosos o radios de curvatura abruptos facilitan la etapa de preparación de la preforma, que consiste en envolver al núcleo con los tejidos de carbono, y disminuyen la posibilidad de formación de defectos con origen en la preforma, como ondulaciones y desalineaciones. Por otro lado, el requerimiento de minimización de la complejidad de la geometría se refiere a que, aunque en principio es posible laminar piezas con geometrías complejas, simplificar las formas de los núcleos también disminuye la posibilidad de formación de defectos. Finalmente, si bien la creación de soportes para la etapa de impresión 3D suele ser inevitable, el requerimiento de

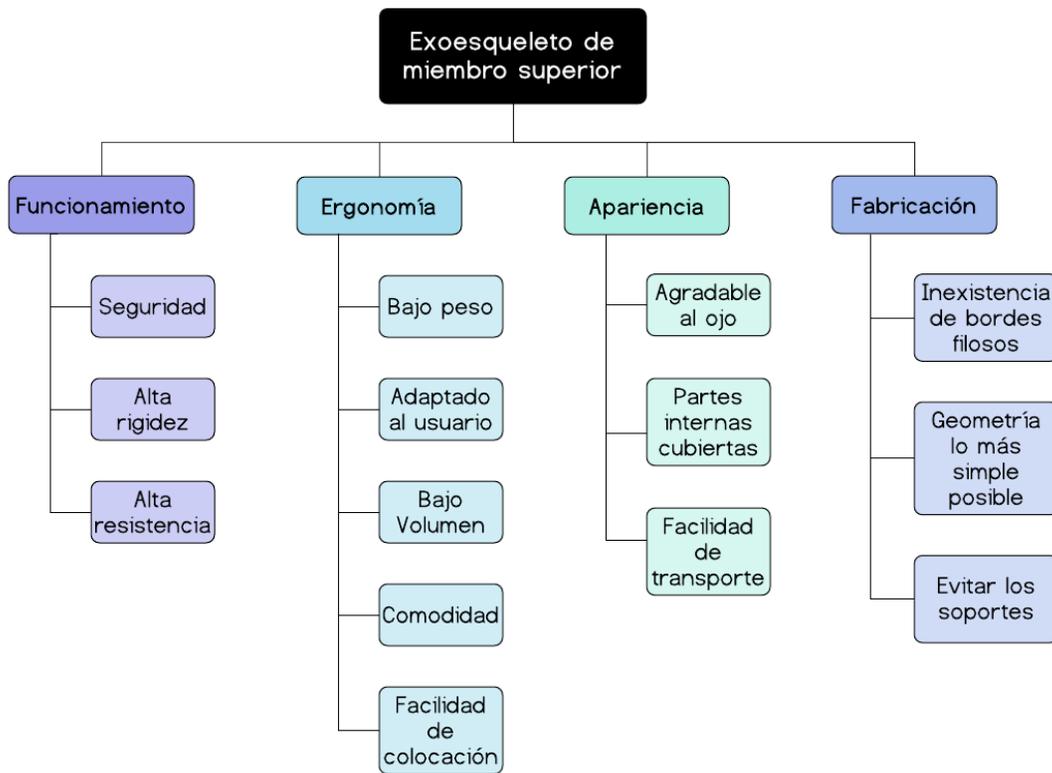


Figura 3.8. Requerimientos de diseño completos

evitar los soportes alude a la posibilidad de realizar diseños CAD que minimicen la cantidad de soportes necesarios durante el proceso. Considerando que no se cuenta con una impresora 3D con material hidrosoluble, no utilizar soportes permite agilizar el proceso productivo, porque disminuye el costo y el tiempo de producción.

Por disponibilidad, simplicidad y buen grado de copiado a geometrías complejas se utilizarán tejidos bidireccionales de carbono. La utilización de tejidos facilita la etapa de preformado y simplifica el proceso de infusión. En el caso de utilizar fibras unidireccionales, sería difícil lograr una correcta alineación de las fibras en la etapa de preformado, y existe una mayor posibilidad de formación de defectos. Además, para satisfacer los requerimientos del estado tensional, sería necesario agregar múltiples capas unidireccionales, complicando aún más la fabricación del dispositivo.

Cabe destacar que los requerimientos de fabricación que se distinguen en la figura 3.8 hacen referencia a las limitaciones de cada una de las técnicas por separado. Es probable que la combinación de los dos métodos de procesamiento seleccionados imponga otros requerimientos, que en esta etapa del desarrollo del proyecto son aún desconocidos. Para identificarlos se requieren de varias etapas de prueba y error donde se analicen los diferentes parámetros que hacen compatibles a las técnicas, y que permiten obtener piezas libres de defectos con buenas propiedades mecánicas. Este análisis se realiza en el capítulo 6.

### **3.3 Caracterización del material compuesto**

Teniendo en cuenta que la resistencia del material compuesto es significativamente mayor que la del polímero impreso, es posible ignorar la existencia del polímero termoplástico y asumir que las propiedades mecánicas de la estructura son las del compuesto Carbono/Epoxi.

En esta sección se utilizarán diferentes herramientas para calcular las propiedades mecánicas de una lámina de Carbono/Epoxi y el espesor de cada una de ellas en función de la cantidad total de capas del laminado. Los resultados se utilizarán en el capítulo 5 para la realización de un modelo por

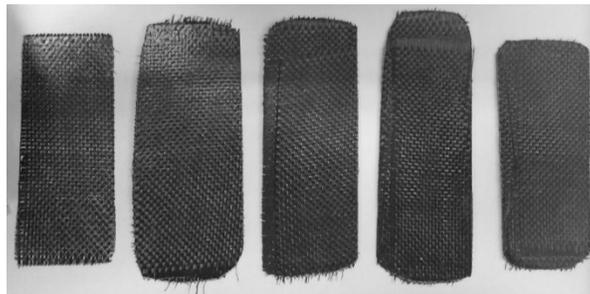
elementos finitos que permita predecir la falla del compuesto, y de esta forma, determinar la cantidad de capas de carbono necesarias para que la estructura soporte las cargas en servicio.

### 3.3.1 Espesor promedio por lámina

Los procesos de infusión por vacío, ya sea por la técnica convencional o por membranas, carecen de un contra molde rígido que fije un valor de espesor de la pieza a fabricar<sup>87 90</sup>. Por consiguiente, el espesor de la preforma y la fracción volumétrica de fibras que tendrá el laminado dependen del número de capas de refuerzo utilizadas y de la respuesta de la preforma a la compactación<sup>87 149 150</sup>.

En la etapa de compactación, la interpenetración entre las capas vecinas de refuerzo tiende a disminuir el espesor promedio por lámina al aumentar la cantidad de capas<sup>151</sup>. Este fenómeno se conoce como *nesting*, y hace que, para una misma presión de compactación, usando el mismo refuerzo y la misma resina, el espesor promedio por lámina varíe según la cantidad de capas de refuerzo utilizadas<sup>90 152</sup>. El conocimiento del espesor real del compuesto en función del número de capas es importante para un correcto cálculo y dimensionamiento de la pieza.

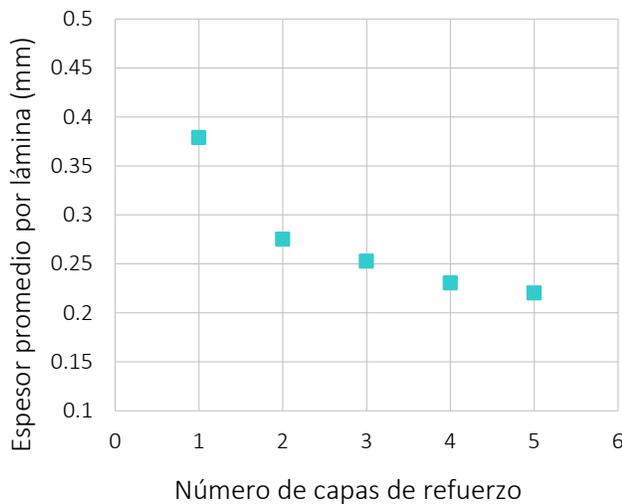
Para determinar el espesor promedio por lámina del material elegido se fabricaron placas con diferentes cantidades de capas de carbono bidireccional usando la técnica de infusión por vacío tradicional. Las preformas se impregnaron con resina epoxi y se midieron los espesores en diferentes posiciones de la placa. En la figura 3.9 se muestran las placas obtenidas y en la Tabla A1 del Anexo A los valores medidos.



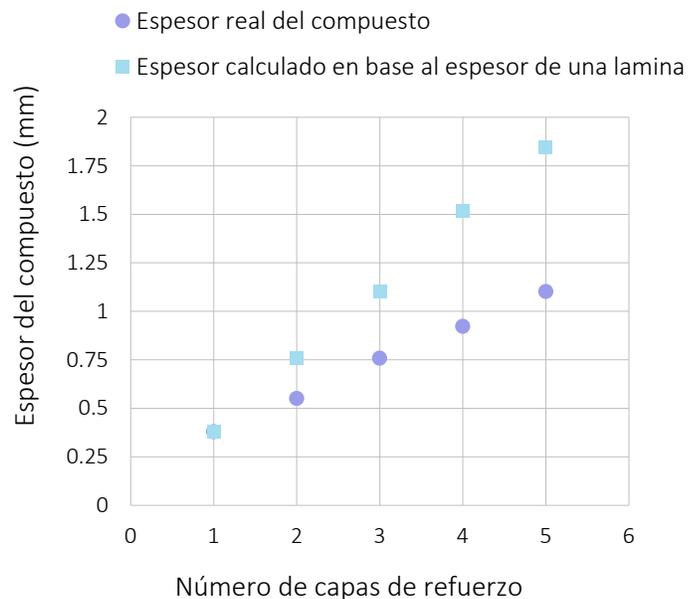
**Figura 3.9.** Placas con diferentes cantidades de capas de refuerzo. De izquierda a derecha: 1 capa, 2 capas, 3 capas, 4 capas, 5 capas.

En la figura 3.10 se graficó el espesor promedio por lámina en función del número de capas de refuerzo, que resulta luego de dividir el espesor promedio de la muestra por el número de capas utilizadas. Se observa una disminución del espesor de las capas al aumentar su cantidad hasta llegar a un valor límite igual 0.22. Esto significa que, al agregar mayor cantidad de capas, cada una de ellas proporciona un espesor igual a 0.22 mm en lugar de 0.38 mm que es el espesor de una única capa. Este fenómeno se corresponde con la información encontrada en literatura <sup>152</sup>.

En la figura 3.11 se graficó el espesor total del compuesto calculado en base a una sola capa y el espesor total medido en función del número de capas, poniendo en evidencia el error que implicaría el cálculo del espesor total usando únicamente el espesor de una capa de material.



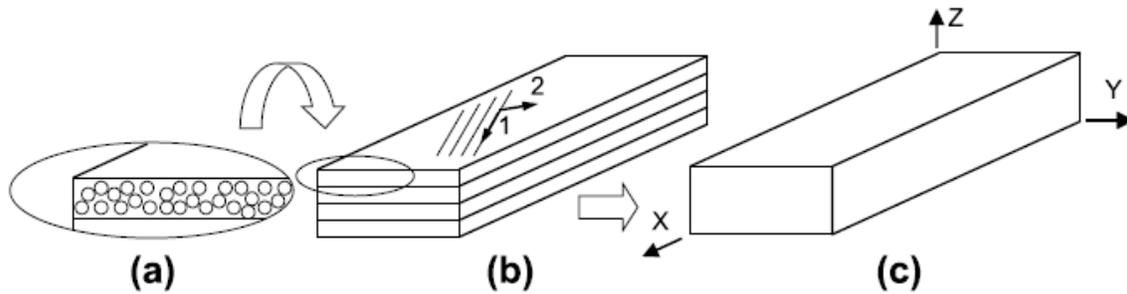
**Figura 3.10.** Espesor por lámina en función del número de capas de refuerzo



**Figura 3.11.** Espesor real del compuesto

### 3.3.2 Propiedades mecánicas

La naturaleza heterogénea de los materiales compuestos permite distinguir tres escalas diferentes de análisis: la microescala, la mesoescala y la macroescala <sup>133</sup> (figura 3.12).



**Figura 3.12.** Tres escalas de análisis: a) microescala, b) mesoescala o lámina y c) macroescala o laminado

En la microescala el material se supone heterogéneo y se distinguen las fases que lo componen <sup>78</sup>. Por el contrario, en la mesoescala se promedian las propiedades del refuerzo y de la matriz, y se estudian las propiedades de la lámina <sup>78</sup>. Finalmente, en la macroescala el laminado se analiza como una lámina homogénea equivalente, y lo que se estudia son las propiedades mecánicas del laminado completo <sup>133</sup>.

Si bien es incuestionable la necesidad de conocer fehacientemente las propiedades del material para realizar un buen diseño estructural, la determinación experimental de todas las variables involucradas en el diseño de materiales compuestos es tediosa, extensa y costosa <sup>78 133</sup> y, en la mayoría de los casos, no se encuentran datos en literatura para la combinación de fibra/matriz/proceso de interés <sup>77</sup>.

Una alternativa para disminuir la cantidad de experimentos necesarios es utilizar modelos micromecánicos que, a partir de las propiedades elásticas de los materiales constituyentes, predicen las propiedades elásticas del material compuesto en la mesoescala <sup>133</sup>. La ventaja de los modelos micromecánicos radica en la facilidad con la que se pueden obtener las propiedades de la fibra y de la matriz por separado, ya sea en bibliografía o mediante ensayos experimentales <sup>77</sup>. Luego, una vez que las propiedades de las láminas individuales son conocidas, las propiedades del laminado se consiguen a partir de la combinación de las propiedades de las láminas que lo conforman <sup>77</sup>.

La figura 3.13 muestra un esquema del proceso iterativo planteado para encontrar las propiedades de la lámina a partir de un modelo micromecánico y ensayos de tracción. Partiendo de las propiedades individuales de las fibras de carbono, de la resina epoxi y la fracción volumétrica de fibra establecida para el proceso de fabricación seleccionado se calcularán, usando un modelo micromecánico, las propiedades de una lámina de Carbono/Epoxi. Por otro lado, se fabricarán probetas con cinco capas de refuerzo por la técnica de fabricación seleccionada y se ensayarán en tracción. Con el fin de relacionar las

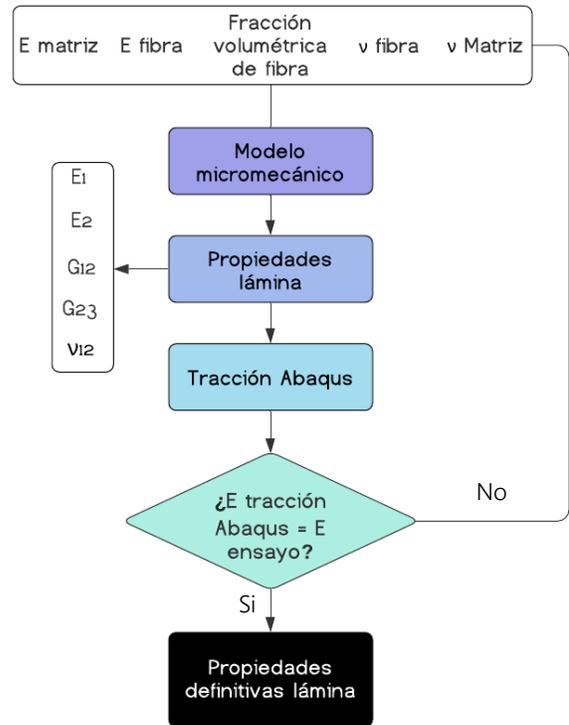


Figura 3.13. Proceso iterativo para calcular las propiedades de una lámina Carbono/Epoxi

se relacionar las propiedades en la escala micromecánica con las propiedades en la escala macromecánica, se modelará un ensayo de tracción en Abaqus, que tendrá como entrada los resultados obtenidos del modelo micromecánico y se realizarán ciclos iterativos hasta hacer coincidir la rigidez de la simulación con la medida experimentalmente.

### 3.3.2.1 Determinación de la fracción volumétrica de fibra

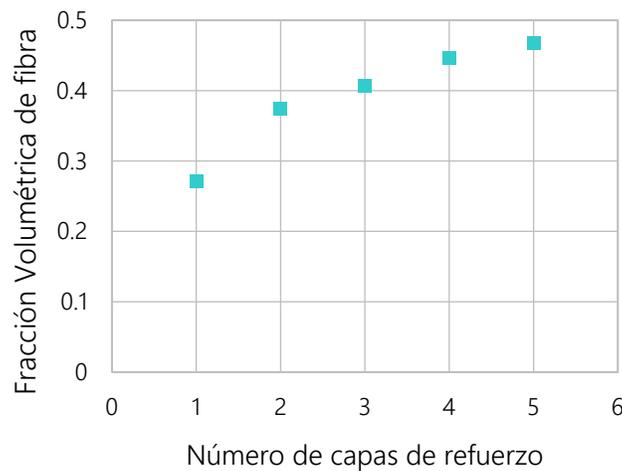
La fracción volumétrica de fibra de carbono en el compuesto puede determinarse a partir de la siguiente ecuación <sup>153</sup>:

$$V_f = \frac{n \delta_{sup}}{e \delta_{fibra}} \quad (3.1)$$

Donde  $n$  es la cantidad de capas de refuerzo,  $\delta_{sup}$  es la densidad superficial del tejido,  $e$  es el espesor del compuesto y  $\delta_{fibra}$  es la densidad de la fibra. Los datos de espesor en función del número de capas fueron presentados anteriormente. El valor de la densidad de la fibra se asume igual a 1.75

$\text{g/cm}^3$  y la densidad superficial del tejido se calcula como el cociente entre la masa de un recorte de tejido  $m_{\text{tejido}}$  y su área  $A$ <sup>154</sup>. Los valores de  $m_{\text{tejido}}$  y  $A$  se midieron experimentalmente, y la densidad superficial resultó igual a  $0.018 \pm 0.0019 \text{ g/cm}^2$ . Los detalles de las mediciones se encuentran en la tabla A2 del Anexo A.

En la figura 3.14 se muestran los resultados de aplicar la ecuación 3.1 a los valores de espesor y cantidad de capas calculados experimentalmente.



**Figura 3.14.** Fracción volumétrica de fibras en función del número de capas de refuerzo

Los resultados indican que las propiedades mecánicas del material compuesto varían al modificar la cantidad de capas. Esto significa que las propiedades individuales de las láminas no son iguales en todos los casos. Sin embargo, como en principio se prevé utilizar entre 2 y 4 capas de carbono para cada piel se asumirá que la fracción volumétrica de fibras es igual a 0.4, que es aproximadamente el valor promedio de  $V_f$  entre 2 y 4 capas.

### 3.3.2.2 Micromecánica

Los modelos micromecánicos asumen que un material heterogéneo en la microescala se puede representar con otro material equivalente, homogéneo y transversalmente ortotrópico, que posee cinco propiedades elásticas<sup>77 155</sup>:

- Módulo de elasticidad en la dirección de la fibra  $E_1$
- Módulo de elasticidad en la dirección perpendicular a la fibra  $E_2$
- Módulo de corte en el plano  $G_{12}$
- Módulo de corte fuera del plano  $G_{23}$
- Módulo de Poisson en el plano  $\nu_{12}$

El modelo seleccionado se utilizará para determinar las propiedades de una lámina de Carbono/Epoxi. El modelo plantea que las fibras y la matriz son isotrópicas; sus propiedades se pueden representar completamente el módulo de elasticidad  $E$  y el coeficiente de Poisson  $\nu$ <sup>77</sup>, los cuales se pueden extraer de bibliografía.

El material se modela con un elemento de volumen representativo (RVE) de dimensiones del orden de micrones, que representa al material en su conjunto (figura 3.15)<sup>77</sup>. La dimensión  $a_1$  se alinea con el eje  $x$ , que coincide con la dirección de la fibra; la  $a_2$  con el  $y$ ; y la

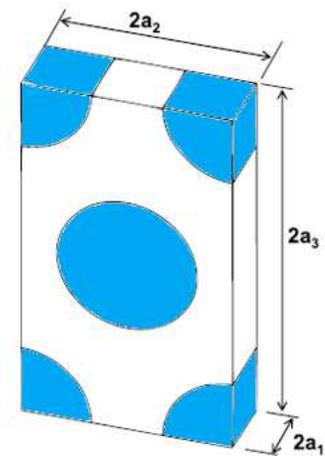


Figura 3.15. RVE con sus dimensiones

$a_3$  con el  $z$ . Las fibras se indican en color azul. La relación entre el volumen ocupado por las fibras, que depende del número de fibras que caben en el volumen de control y el radio de las mismas, y el volumen total de la celda representativa determina la fracción volumétrica de fibras del compuesto. En este caso la relación se seleccionó de forma tal de cumplir con  $V_f = 0.4$ .

El modelo considera que la lámina tiene un comportamiento transversalmente isotrópico, por lo que el tensor de rigidez  $C$  se puede expresar como:

$$C = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{12} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{23} & C_{22} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{22} - C_{23}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Para evaluar los componentes de la matriz, el RVE se somete a una deformación promedio  $\bar{\epsilon}$  y se aplican condiciones de contorno para asegurar la periodicidad del RVE. La descripción completa del modelo micromecánico empleado puede encontrarse en el capítulo 6 del libro *"Finite element Analysis of Composite Materials using Abaqus"* de Ever J. Barbero <sup>133</sup>.

Una vez que se conocen todos los componentes del tensor, las propiedades elásticas del material homogenizado se calculan utilizando las siguientes ecuaciones:

$$E_1 = C_{11} - \frac{2C_{12}^2}{C_{22} + C_{23}} \quad (3.3)$$

$$E_2 = \frac{[C_{11}(C_{22} + C_{23}) - 2C_{12}^2](C_{22} - C_{23})}{C_{11}C_{22} - C_{12}^2} \quad (3.4)$$

$$\nu_{12} = \frac{C_{12}}{(C_{22} + C_{23})} \quad (3.5)$$

$$\nu_{23} = \frac{[C_{11}C_{23} - 2C_{12}^2]}{C_{11}C_{22} - C_{12}^2} \quad (3.6)$$

$$G_{12} = C_{66} \quad (3.7)$$

$$G_{23} = C_{44} = \frac{1}{2}(C_{22} - C_{23}) = \frac{E_2}{2(1 + \nu_{23})} \quad (3.8)$$

En la tabla 3.2 se encuentran las propiedades de la fibra y matriz que se usarán como referencia para el modelo micromecánico planteado.

**Tabla 3.2.** Propiedades de la fibra y de la matriz

	Valor	Referencia
Módulo de la fibra $E_f$ (GPa)	140 – 448	156 157
Poisson de la fibra	0.2	81
Módulo de la matriz $E_m$ (GPa)	3 – 4.5	158
Poisson de la matriz	0.35	159

### 3.3.2.3 Ensayo de tracción experimental

Usando la técnica de infusión por vacío convencional, resina epoxi y cinco capas de tejido de carbono bidireccional se fabricó una placa cuadrada con lados iguales a 25 cm. A partir de la misma, se cortaron probetas de geometría rectangular de acuerdo a las dimensiones sugeridas por la norma ASTM D3039, que indica las consideraciones a tener en cuenta para medir propiedades bajo tracción de compuestos de matriz polimérica. Las probetas se cortaron en dirección transversal y longitudinal para analizar las propiedades en ambas direcciones <sup>160</sup>. Se agregaron tabs a los extremos de las probetas con el fin de prevenir su rotura prematura como producto de la fuerza de compresión de los agarres que genera un estado triaxial de tensiones en la zona de las mordazas. La rotura de la probeta en dicha zona hace que el resultado del ensayo no tenga validez, porque se estarían midiendo propiedades bajo un estado tensional más severo que tracción pura. En la tabla A3 del Anexo A se encuentran las dimensiones de todas las probetas.

Se realizaron ensayos de tracción uniaxial utilizando una máquina Instron 4467. Se registró el alargamiento entre dos puntos fijos de la probeta en función de la carga aplicada, que contempla el alargamiento del conjunto de elementos (probeta, mordazas, etc.). Para medir la deformación del material sin la influencia de los demás elementos y obtener un valor de rigidez representativo se utilizó un extensómetro con una longitud calibrada igual a 50.1 mm. En la figura 3.16 se observa la rotura de una de las probetas durante el ensayo.



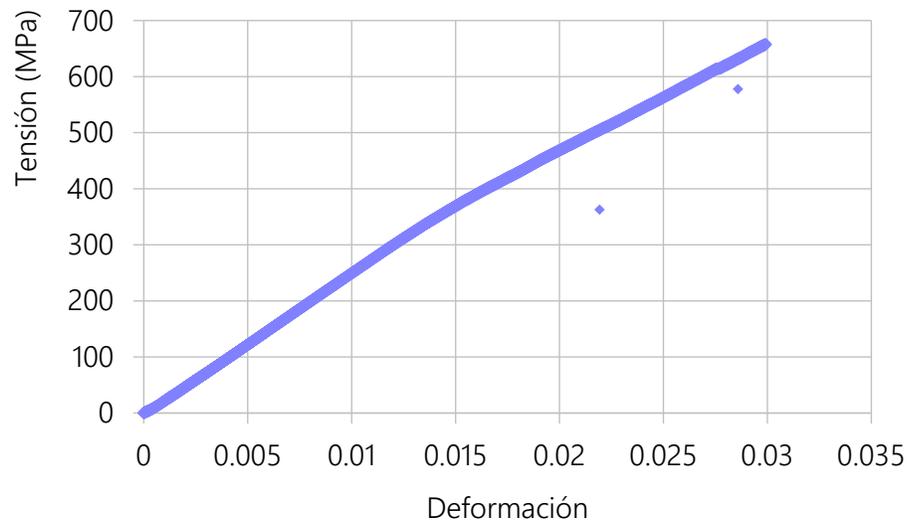
Figura 3.16. Ensayo de tracción

En base a los datos resultantes es posible calcular y graficar la tensión ingenieril  $\sigma$  en función de la deformación  $\varepsilon$ :

$$\sigma = \frac{P}{A_o} \quad (3.9)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_o} = \frac{L - L_o}{L_o} \quad (3.10)$$

Donde  $A_o$  es el área inicial transversal de la probeta en la sección calibrada,  $P$  es la carga aplicada,  $\Delta L$  es la extensión registrada por el extensómetro y  $L_o$  es la longitud calibrada. En la figura 3.17 se observa una de las curvas obtenidas, que corresponde a una de las probetas ensayadas en dirección transversal. Los demás gráficos se encuentran en el Anexo A.



**Figura 3.17.** Curva tensión vs. deformación de una de las probetas ensayadas

Se realizó la compensación por *toe*, eliminando los puntos al inicio que corresponden con el acomodamiento del tren de carga, y el módulo de Young se calculó como:

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} \quad (3.11)$$

Donde  $\Delta\sigma$  es la diferencia en la tensión aplicada entre el punto de 0.003 y 0.001 de deformación, y  $\Delta\varepsilon$  es 0.002<sup>160</sup>. Utilizando esta ecuación los módulos de Young se calcularon y se registraron en la Tabla 3.3.

**Tabla 3.3.** Resultados del ensayo de tracción

	Transversal			Longitudinal		
$\Delta\sigma$ [MPa]	49.3711	47.2955	51.5288	41.421461	45.66537	41.4278
$E$ [GPa]	24685.55	23647.75	25764.4	20710.7305	22832.685	20713.9
	<b>24.699 ± 1.058</b>			<b>21.419 ± 1.224</b>		

Utilizando el *software* de elementos finitos Abaqus, se creó una superficie con geometría rectangular sobre la cual se definió una secuencia de apilamiento de cinco capas de carbono, cada una de ellas con un espesor igual a 0.22 mm. Las propiedades elásticas de la lámina se definieron según los datos obtenidos del modelo micromecánico. Se aplicaron condiciones de contorno comparables con aquellas que se generan durante un ensayo de tracción, y se aplicó un desplazamiento en el extremo superior de la probeta. Finalmente, se calculó la fuerza de reacción en el extremo donde se aplicó el desplazamiento, y se obtuvo la tensión y deformación correspondientes.

El módulo de rigidez en la dirección de la fibra se calculó con el mismo criterio que en el ensayo experimental.

Cabe destacar que el modelo de elementos finitos no considera los defectos que se generan en la probeta durante la fabricación de las piezas, por lo cual es esperable que la rigidez experimental del compuesto sea menor que la obtenida en la simulación. Se asume que para el método de fabricación seleccionado hay una reducción de las propiedades mecánicas igual al 10%<sup>161</sup>.

Luego de la realización de varios ciclos iterativos, la rigidez medida en los ensayos de tracción coincidió con la resultante de la simulación cuando las propiedades de la fibra y de la matriz fueron las de la tabla 3.4:

**Tabla 3.4.** Propiedades de fibra y matriz

$E_f$	$\nu_f$	$E_m$	$\nu_m$
150 GPa	0.2	3 GPa	0.35

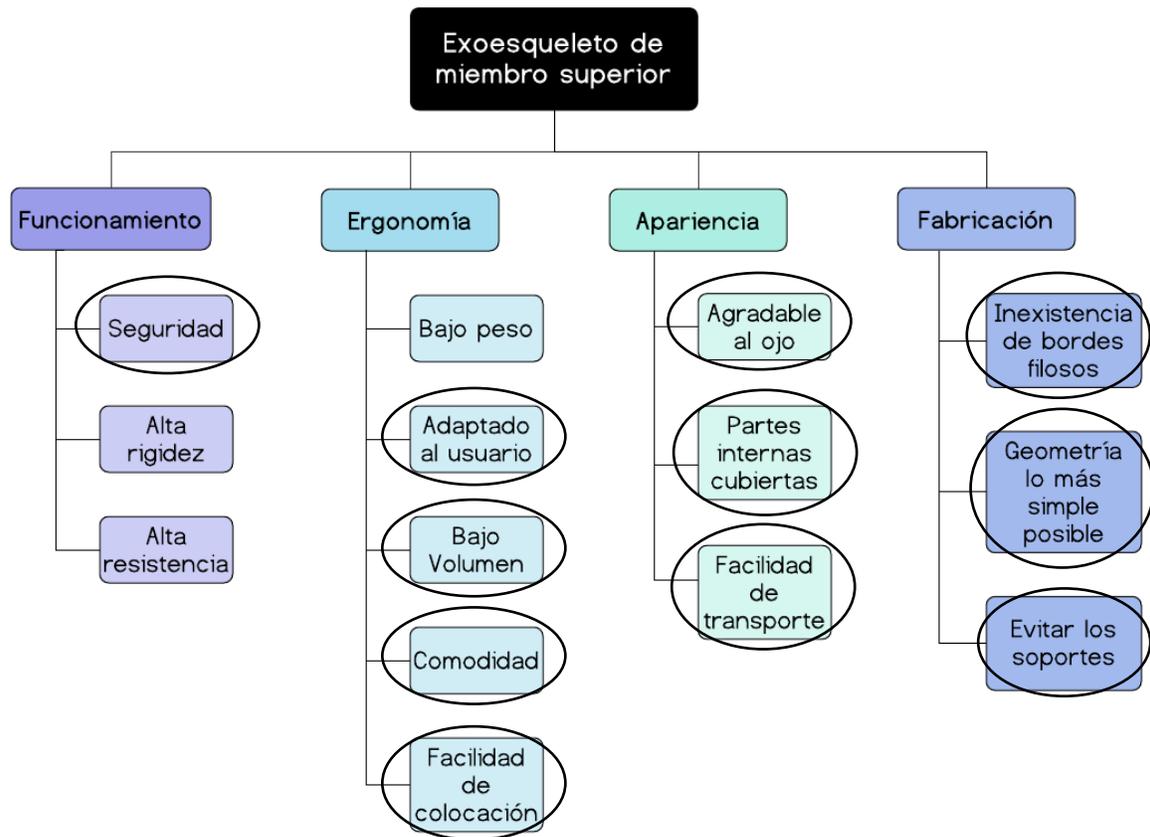
Con estos valores, las propiedades de la lámina son las que se presentan en la tabla 3.5. Se asumirá que, a pesar de la variación en la fracción volumétrica de fibras, las propiedades de las láminas son siempre las mismas.

**Tabla 3.5.** Propiedades elásticas de la lámina Carbono/Epoxi en GPa.

E1	E2	$\nu_{12}$	G12	G13	G23
57	6.79	0.28	2.30	2.30	2.49

## CAPÍTULO 4: Diseño geométrico y biomecánico del componente

En este capítulo se efectuará el diseño mecánico en sistemas CAD del brazo robótico. Además, se evaluará el comportamiento biomecánico y la existencia de posibles restricciones o interferencias durante el movimiento. En la figura 4.1 se observan los requerimientos de diseño que se abordarán a lo largo del presente capítulo.

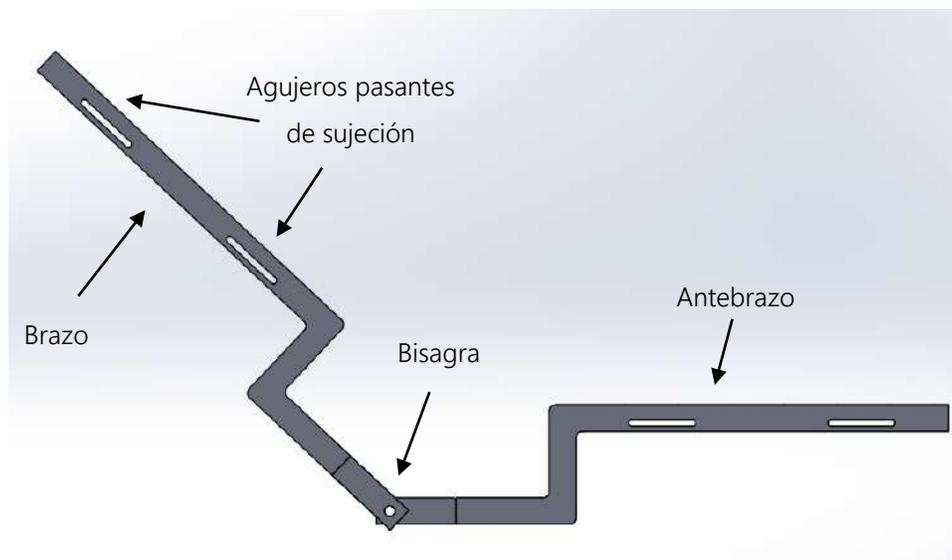


**Figura 4.1.** Requerimientos de diseño que se cumplen en la etapa de diseño mecánico.

A grandes rasgos, el exoesqueleto consistirá en dos piezas principales correspondientes a la zona humeral y al antebrazo, que estarán unidas por una articulación para acompañar el movimiento de flexión/extensión del codo. La articulación se diseñará de modo de permitir el movimiento en el rango natural del brazo. Antes de implementar la actuación y el control del dispositivo, se verificará que la estructura puramente mecánica asegure facilidad de uso y la comodidad del operador.

## 4.1 Diseños preliminares

En la mayoría de los casos, los exoesqueletos con diseños simples son más exitosos que los diseños sofisticados<sup>8</sup>. Por este motivo, la creación del dispositivo inició con un diseño CAD muy sencillo, consistente en dos vigas unidas mediante una bisagra. La longitud de las vigas se corresponde con la longitud del brazo y antebrazo del usuario utilizado como referencia para el diseño, y la bisagra se encuentra lo suficientemente alejada del codo como para evitar interferencias durante el movimiento. Además, se diseñaron dos agujeros rectangulares pasantes en dirección horizontal en cada pieza para sujetar la estructura a la parte externa del brazo del usuario mediante abrojos. En la figura 4.2 se observa el diseño CAD.



**Figura 4.2.** Diseño preliminar n°1

Con el fin de analizar el funcionamiento de la estructura, el diseño se imprimió en PLA y se colocó sobre el brazo del usuario. Se observó una sujeción muy deficiente, que ocasionó la inclinación de las vigas y la pérdida de alineación entre ellas. Consecuentemente, la bisagra sufrió un desplazamiento que la alejó considerablemente de su posición inicial. Dichos problemas se identificaron aún sin la incorporación de la fuente externa de energía, por lo cual resultó imprescindible mejorar el diseño.

En una segunda instancia se diseñó una estructura que, en lugar de colocarse únicamente del lado exterior del brazo, se coloca por debajo y lo envuelve. Con el objetivo de mejorar la sujeción y la interacción entre el exoesqueleto y el usuario, las vigas se transformaron en medias cañas de geometría circular. Para asegurar que la estructura no comprima los tejidos blandos y genere incomodidad, el diámetro de cada media caña se eligió igual al máximo perímetro del brazo y antebrazo del usuario, según corresponda. Por otro lado, la longitud se estimó como un 60% de la extensión de cada segmento del brazo. De esta forma, la longitud de las medias cañas es menor que la de las vigas del primer diseño.

Asimismo, se diseñó una articulación doble, es decir, las medias cañas se ensamblaron tanto del lado interno como externo del brazo. También se tuvo en cuenta que la etapa posterior de laminado aumentará el espesor de las piezas; para evitar futuras incompatibilidades entre ellas se dejaron espacios libres en la zona de la articulación. Finalmente, se diseñaron agujeros rectangulares pasantes en dirección vertical en los alrededores de la media caña para colocar fajas de ajuste al brazo del operador. En la figura 4.3 se observa el diseño CAD.

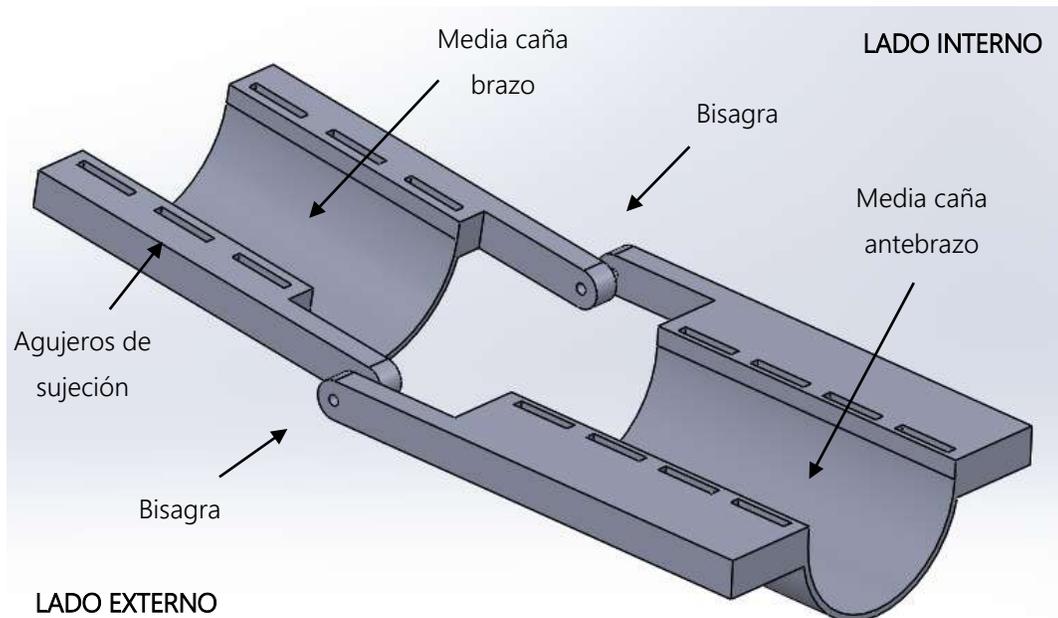
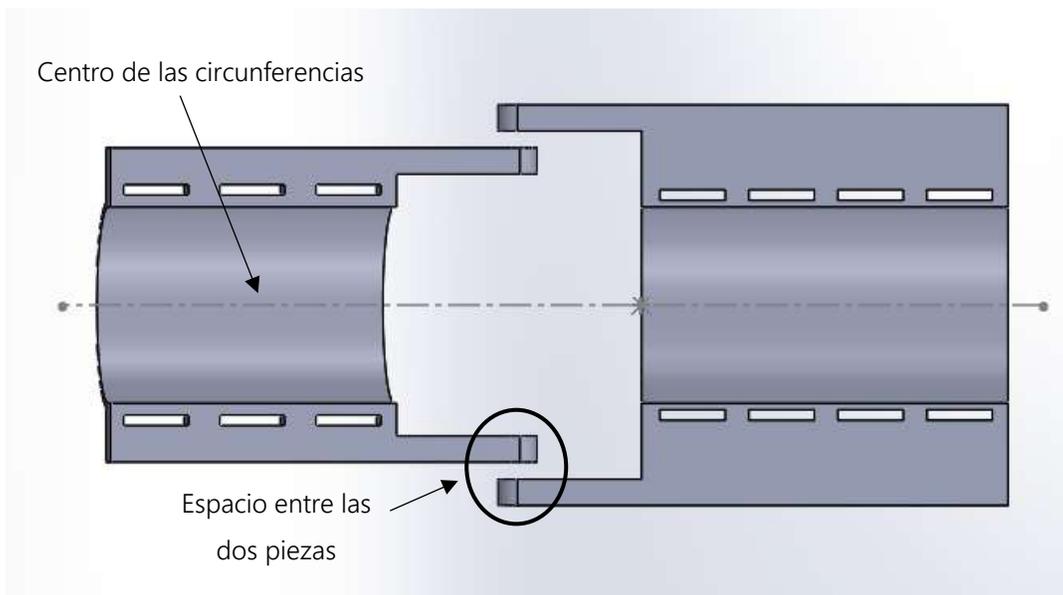


Figura 4.3. Diseño preliminar nº2

Como puede verse en la figura 4.4, la construcción de dos medias cañas con un mismo centro no permite copiar la inclinación natural del brazo humano mencionada en la sección 2.1.2. Al colocar la estructura sobre el usuario se observó una interferencia entre la bisagra y el codo. Además, se comprobó que los diámetros del brazo y del antebrazo no son uniformes en toda su longitud. A pesar de las desventajas mencionadas, la nueva orientación de los agujeros de sujeción mejoró notablemente el agarre del dispositivo.



**Figura 4.4.** Vista superior del diseño preliminar n°2

Ninguno de los diseños preliminares presentados cumple con los requerimientos de diseño planteados en la figura 4.1. Por tal motivo, el diseño de la estructura requirió de nuevas modificaciones.

## 4.2 Diseño definitivo

Para mejorar la calidad del diseño es necesario contar con datos más precisos de la anatomía de cada usuario. Si bien en literatura existen medidas antropométricas que contemplan los tamaños promedio de las diferentes partes del cuerpo<sup>108</sup>, estas mediciones no describen completamente su geometría tridimensional de la manera que lo requieren los diseños ergonómicos<sup>162-164</sup>.

Uno de los enfoques utilizados actualmente para diseñar productos ergonómicos y personalizados es la utilización de escáneres 3D, que permiten digitalizar la superficie del cuerpo humano obteniendo un conjunto de puntos que definen su contorno tridimensional <sup>103 165</sup>. Los datos escaneados se procesan en algún programa de diseño CAD y se obtiene una pieza adaptada a la geometría del usuario. Sin embargo, en el marco de este proyecto no se cuenta con un escáner 3D. Por lo tanto, se buscó alguna forma alternativa de representar la anatomía del brazo humano. En el nuevo diseño, se continuará con la idea de fabricar dos medias cañas ensambladas con una articulación de un grado de libertad, pero se mejorará su geometría.

#### 4.2.1 Diseño de las medias cañas

Los diseños preliminares permitieron identificar cuestiones importantes a considerar durante el diseño de las medias cañas. Se comprobó que la geometría del brazo no se puede describir correctamente con circunferencias de igual diámetro porque su perímetro no es uniforme en toda su extensión. También se verificó que es necesario contemplar la inclinación natural del brazo. Como siguiente aproximación se buscó construir ambas medias cañas a partir de la sucesión de elipses con radios similares a las dimensiones del brazo de un usuario tomado como referencia.

Para estimar la longitud de las medias cañas se midieron la longitud total del brazo y del antebrazo del usuario tomado como referencia y, al igual que en el diseño preliminar nº2, la longitud de las medias cañas se estimó en un 60% de la longitud del brazo y del antebrazo. Las medidas resultantes se observan en la Tabla 4.1.

**Tabla 4.1.** Medidas del brazo del usuario en cm.

Longitud brazo	Longitud de la media caña del brazo	Longitud antebrazo	Longitud de la media caña del antebrazo
18.4	11	23.3	14

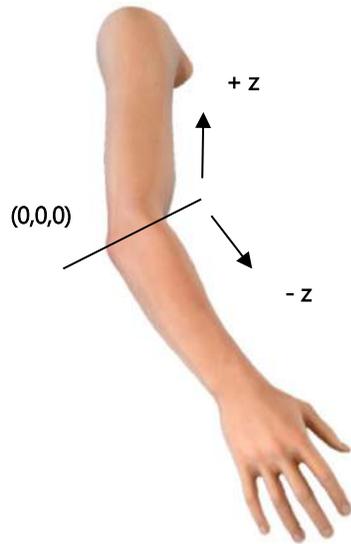


Figura 4.5. Sistema de referencia adoptado



Figura 4.6. Brazo del usuario sobre la hoja en blanco

Por conveniencia, se estableció que la posición del codo se corresponde con el origen de coordenadas (0,0,0) y que el brazo se extiende hacia valores positivos de z mientras que el antebrazo lo hace hacia valores negativos de z (figura 4.5). Las elipses se generan en el plano xy en diferentes posiciones de z y luego, a partir de ellas, se define la superficie de la media caña.

Para obtener los radios de las elipses se dibujó el contorno del brazo del usuario en una hoja (figura 4.6) y se marcaron zonas de medición del perímetro cada 1 cm, tanto en la piel como en la hoja. Sabiendo que el perímetro de una elipse se puede calcular de forma suficientemente precisa usando la ecuación Ramanujan II- Cantrell <sup>166</sup> (ecuaciones 4.1 y 4.2), los radios de las elipses del diseño CAD se pueden calcular en función del perímetro medido.

$$\text{perímetro} = \pi (a + b) \left( 1 + \frac{3H}{10 - \sqrt{4 - 3H}} + \left( \frac{4}{\pi} - \frac{14}{11} \right) H^{12} \right) \quad (4.1)$$

$$H = \left( \frac{a - b}{a + b} \right)^2 \quad (4.2)$$

Donde a y b son los semiejes de la elipse en dirección x e y, respectivamente. Para obtenerlos se estableció un proceso iterativo, en el cual se propusieron diferentes valores de a y b, y se verificó si

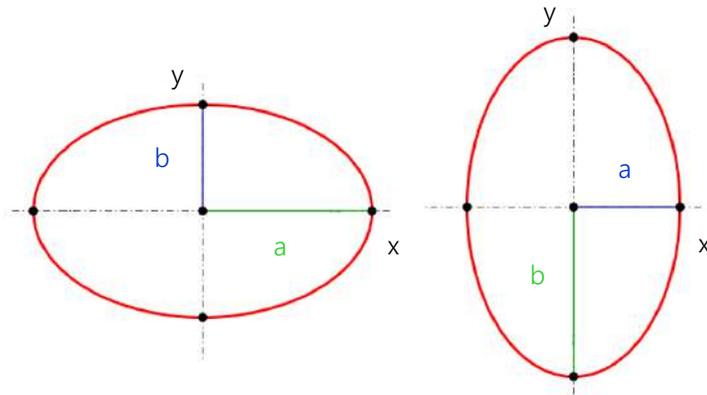


Figura 4.7. Elipses con perímetros y radios iguales

el perímetro calculado usando la ecuación 4.1 coincide con el perímetro del brazo medido. El inconveniente de este enfoque es que la solución no es unívoca porque los valores de  $a$  y  $b$  son intercambiables entre sí. Dos elipses con el mismo perímetro tienen los mismos radios, pero orientados en diferentes direcciones (figura 4.7). Para asegurar que la media caña entre en el brazo del usuario y elegir la elipse correcta, se midió el ancho del brazo en el eje  $x$  y se impuso la condición de que el semieje  $a$  sea mayor que la mitad del ancho medido.

Otro problema que surge al querer imitar la forma de un brazo con elipses es que, para lograr la inclinación natural del brazo, sus centros no pueden estar siempre en la misma posición. Por tal motivo, se midió la distancia desde el borde externo del brazo hasta el eje  $z$  del sistema de referencia planteado.

Por lo tanto, las variables que se deben medir son cuatro: el valor de  $z$  ( $z$ ), el perímetro en cada valor de  $z$  ( $p_z$ ), el ancho del brazo en cada punto de medición ( $a_z$ ) y la distancia desde el extremo

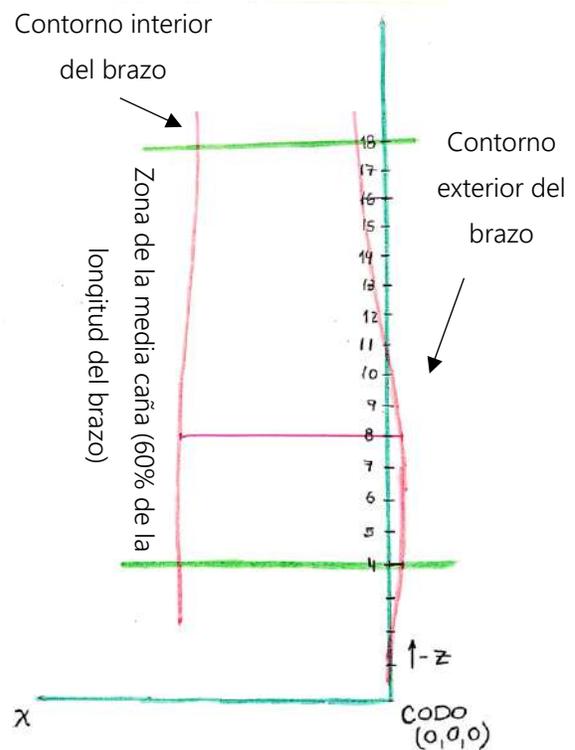
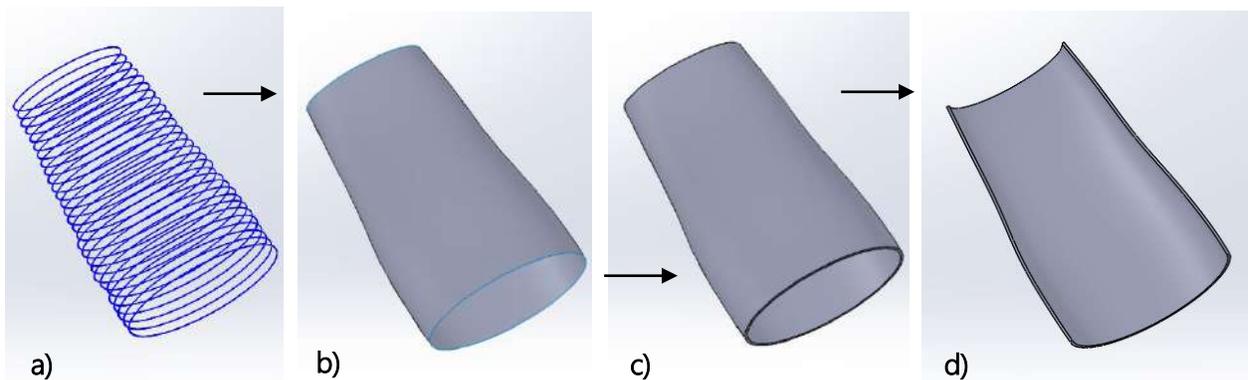


Figura 4.8. Sistema de referencia adoptado para el registro de las mediciones.

exterior al eje  $z$  ( $d_z$ ). La figura 4.8 muestra el procedimiento llevado a cabo para realizar dichas mediciones y la tabla B1 del anexo B muestra los resultados del usuario tomado como referencia.

Con el objetivo de que el procedimiento sirva para cualquier persona, se buscó establecer una forma automática de dibujar la geometría de la media caña a partir de las medidas mencionadas anteriormente. Para ello, implementó un script ad-hoc en MATLAB (Sección B.1 de Anexo B) que recibe los valores de la Tabla B1 y, mediante ciclos iterativos, calcula las coordenadas xyz de cada elipse. Los resultados primero se exportan desde MATLAB a Excel, y luego se insertan en SolidWorks usando una macro programada en VBA (Sección B.2 del Anexo).

Luego de realizar el procedimiento descrito, se obtienen curvas como las de la figura 4.9a. Luego se convierten en una superficie continua que se adapta notablemente al brazo del usuario. Posteriormente, se le da espesor a la superficie (en este caso de 1.5 mm) y se la transforma en un sólido tridimensional. Finalmente, para obtener la media caña, la geometría de la figura 4.9c se corta en el plano superior (xz).



**Figura 4.9.** Secuencia de operaciones para la obtención de la geometría del antebrazo.

Una vez obtenida la media caña del antebrazo se realizó el mismo procedimiento para diseñar la media caña del brazo. Con las dos piezas diseñadas se realizó un ensamble (figura 4.10), donde se visualiza el origen de coordenadas en la posición correspondiente al codo y las dos medias cañas colocadas en el lugar del brazo humano. Se observa que el diseño contempla la desviación de los huesos mencionada en la sección 2.1.2.

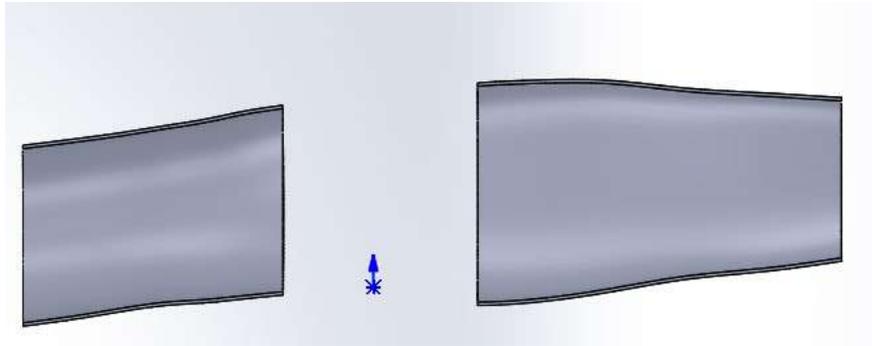


Figura 4.10. Vista superior de las medias cañas del brazo y del antebrazo

En la figura 4.11 se muestran las medias cañas del antebrazo de dos usuarios. Además de la diferencia en la longitud, los diseños poseen diferencias en los centros y en los radios de las elipses. Se observa cómo el procedimiento de diseño planteado permite obtener geometrías que reflejan las particularidades anatómicas de los usuarios.

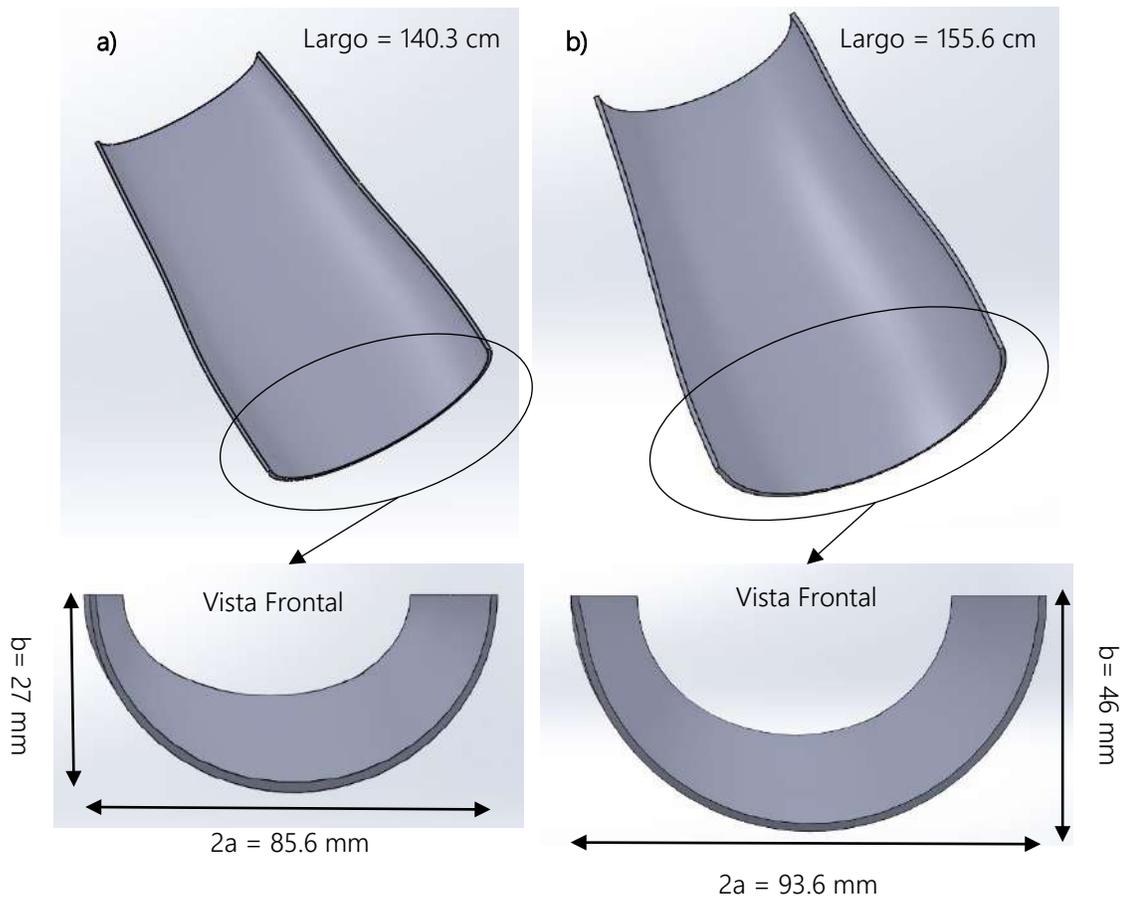


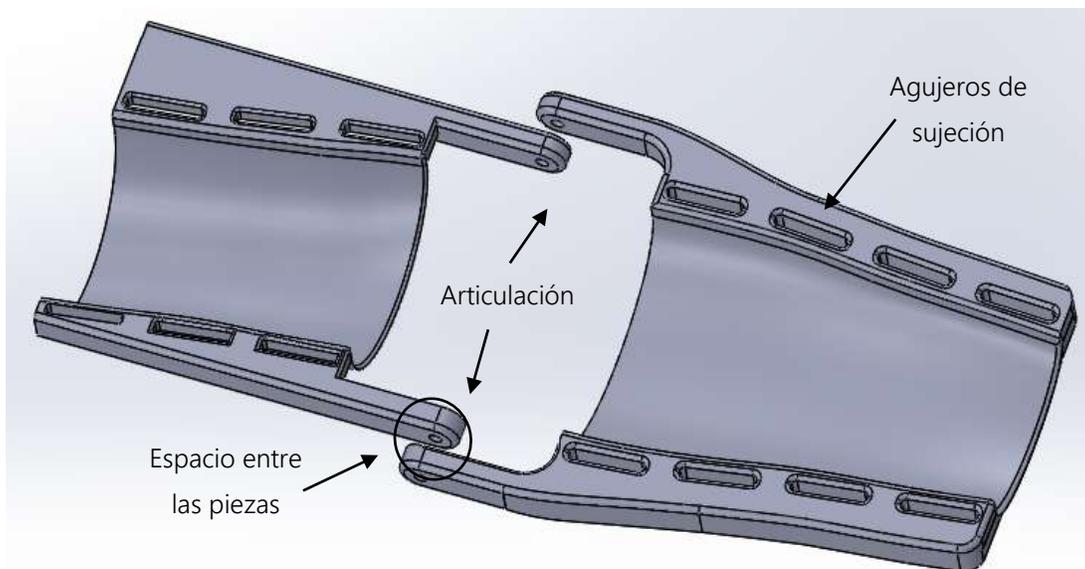
Figura 4.11. Medias cañas del antebrazo de dos usuarios diferentes con sus medidas

Llegado a este punto resta diseñar la articulación y la zona de sujeción de las mismas al cuerpo del usuario. Se propone tomar el diseño preliminar n°2 y adaptarlo a la nueva geometría elíptica.

El origen de coordenadas, marcado en la figura 4.10 con un punto azul, indica la posición en la que tiene que ir colocada la articulación para que no haya interferencias entre el hueso del codo y el exoesqueleto. Se plantea una articulación consistente en agujeros de 4 mm de diámetro a través de los cuales se introducen pernos que permiten el giro del dispositivo.

Por otro lado, se realizaron agujeros de sujeción iguales a los del diseño preliminar n°2, pero teniendo en cuenta la inclinación del brazo. De esta forma, los agujeros no son paralelos entre sí, sino que copian la curvatura de los extremos de las medias cañas. El diseño propuesto se encuentra en la figura 4.12.

Para cumplir con el requerimiento de inexistencia de bordes filosos, todos los extremos del brazo y antebrazo se suavizaron con radios de curvatura de dos mm. Al igual que en el diseño preliminar n°2 se tuvo en cuenta que la etapa posterior de laminado aumentará el espesor de las piezas, y se dejó un espacio entre ellas.



**Figura 4.12.** Diseño CAD sin el sistema de actuación

#### 4.2.2 Sistema de actuación y control

El próximo paso en el diseño es considerar el tipo de actuación y control que se implementarán en el dispositivo, y su forma de sujeción al exoesqueleto. Se propone utilizar un motor DC de 14.4V con un torque máximo de 50Nm. El motor se alimenta mediante baterías de litio-ion. Dispone de un mandril autoajustable para insertar el eje que transmitirá el momento (figura 4.13). Se propone colocarlo sobre la pieza del brazo.



**Figura 4.13.** Sistema de actuación y control del exoesqueleto

La dirección y la velocidad de rotación del motor se controlan mediante un módulo específico, que utiliza un arreglo de circuitos integrados para administrar tanto la diferencia de potencial que se aplica sobre el motor como la polaridad de la misma<sup>167</sup>. El sistema de control dispone de un botón para accionamiento gradual que puede montarse sobre un accesorio que utilizará el operador del exoesqueleto para activar el sistema.

El sistema de actuación seleccionado dispone de un torquímetro de zafe. Este tipo de dispositivos consisten en una regulación mecánica del máximo momento transmitido por el actuador al eje de rotación. Al alcanzar el torque máximo seleccionado, el motor se desacopla temporalmente del eje hasta que el torque se reduce. De esta manera, se satisface el requerimiento de seguridad planteado anteriormente.



**Figura 4.14.** Adaptador a 90°

El movimiento rotatorio se transmite a un eje rígido que debe acoplarse a la articulación del exoesqueleto para proporcionarle movimiento. Sin embargo, el eje se ubica en dirección paralela al eje z, y la articulación requiere de una transmisión del torque en dirección perpendicular a dicho eje. Por tal motivo, se requiere del uso de un adaptador a 90° que permita transmitir el movimiento desde el motor hacia la articulación. El adaptador seleccionado se muestra en la figura 4.14.

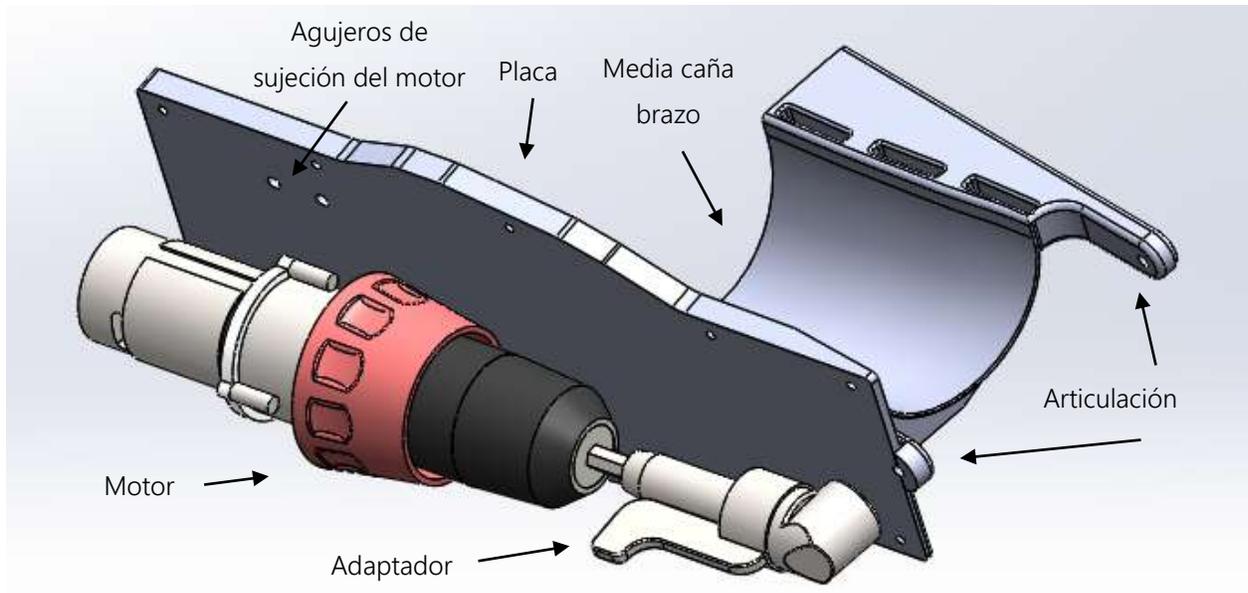


Figura 4.15. Piezas ensambladas

El adaptador no está fabricado con exactamente 90° de inclinación, lo cual dificulta el diseño de la zona de sujeción del motor. Para asegurar que las piezas del brazo y antebrazo puedan ser correctamente ensambladas luego

de su impresión respetando la alineación de los ejes, se tomaron las medidas del motor y del adaptador, se dibujaron en sistemas CAD, y a partir de ellas se definió la geometría definitiva de la zona de sujeción del motor, que requirió de la

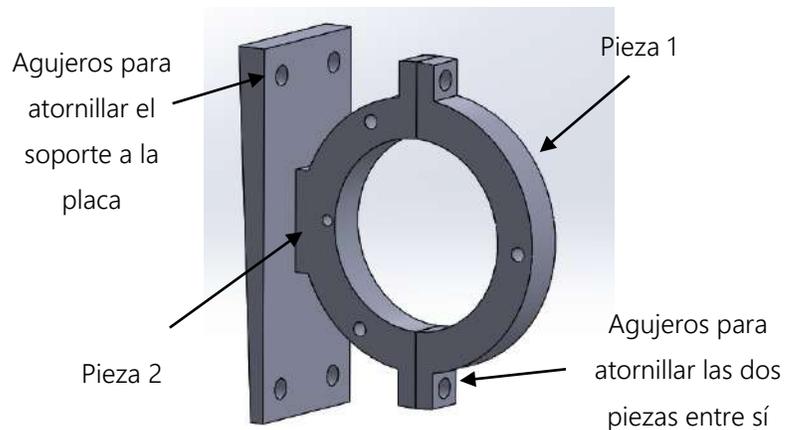
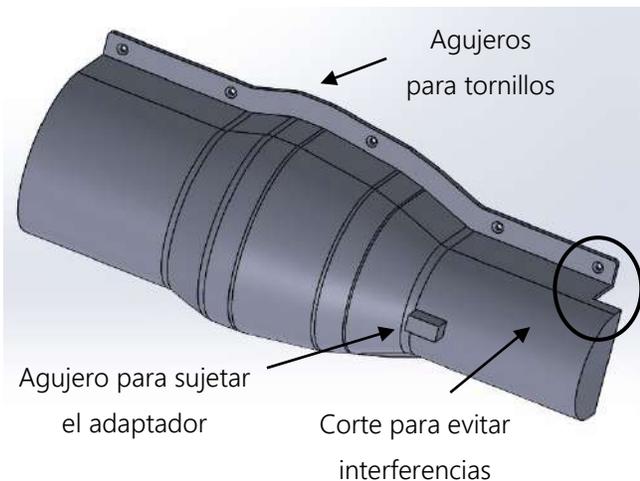


Figura 4.16. Soporte del motor a la placa

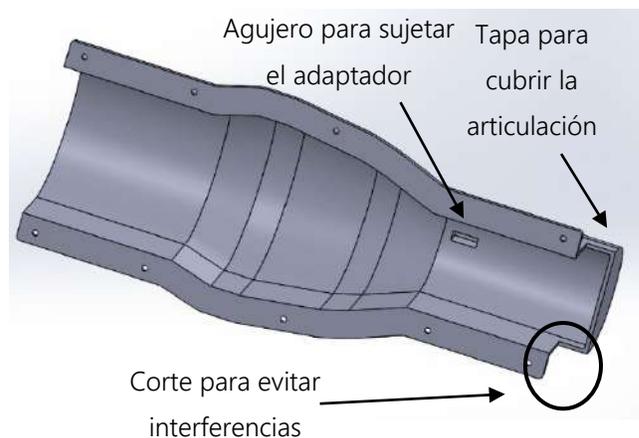
incorporación de una placa del lado exterior de la media caña del brazo (figura 4.15) con una inclinación aproximada de 10 grados. Finalmente, se realizaron agujeros pasantes sobre la placa para sujetar el motor a la estructura. Esto último requirió el diseño de un soporte tipo Omega a medida que también fue impreso en 3D (figura 4.16).

### 4.2.3 Carcasa

Para cumplir con los requerimientos estéticos se diseñó una carcasa que se coloca por encima del motor y del adaptador y mejora la apariencia del dispositivo. El diseño CAD de la carcasa se observa en las figuras 4.17 y 4.18. La geometría de la carcasa se realizó teniendo en cuenta el tamaño del motor buscando minimizar su volumen. Se dibujó con un espesor de 1.5 mm y se realizó un agujero en la zona del adaptador para poder fijarlo a la carcasa y evitar desplazamientos y/o rotaciones. Del lado de la articulación, es decir, del lado derecho de las figuras 4.17 y 4.18 se tapó la estructura para evitar que se vea el adaptador y la articulación.



**Figura 4.17.** Vista frontal de la carcasa que cubre la placa del brazo



**Figura 4.18.** Vista anterior de la carcasa que cubre la placa del brazo

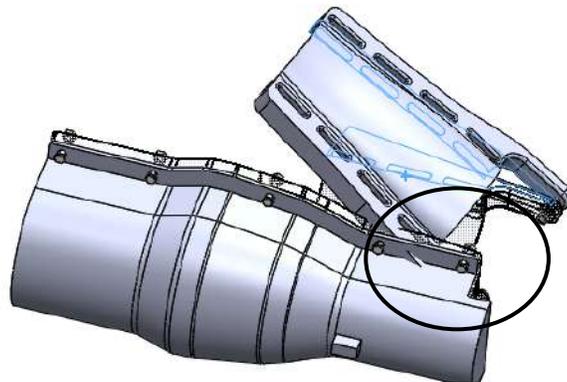
## 4.3 Estudio de movimiento

Con el fin de analizar la existencia de interferencias, se realizó un estudio de movimiento en SolidWorks. Se ensamblaron todos los componentes del exoesqueleto y, para simular el movimiento

de flexión/extensión, se incorporó un motor virtual que hace girar la pieza del antebrazo desde 0 hasta 180 grados (la posición angular a 0° equivale a brazo completamente extendido).

Se utilizó la herramienta de SolidWorks "*Interference detection*" para identificar zonas conflictivas del diseño con el exoesqueleto inmovilizado. Se detectó una zona de interferencia entre la palanca del adaptador y el agujero de la carcasa creado para sujetarla. La interferencia indica que se debe ensanchar el agujero para que la palanca pueda ingresar en el mismo.

El rango de flexión/extensión del antebrazo en las actividades diarias está comprendido entre 30° y 130°. Sin embargo, el diseño planteado únicamente permite el movimiento entre 0° y 115°. Por encima de los 115°, cuando el antebrazo se aproxima al brazo, aparecen interferencias entre el antebrazo, la carcasa y la placa (figura 4.19). Para eliminar la interferencia se debe agrandar el corte realizado en la tapa de la carcasa, y realizar el mismo corte en la placa. La profundidad del corte determinará el rango de movimiento del exoesqueleto.



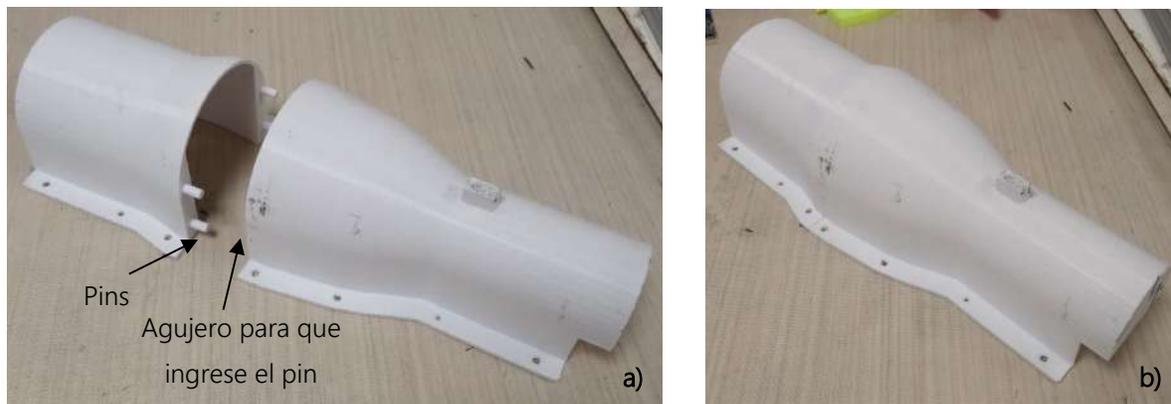
**Figura 4.19.** Interferencias entre las piezas cuando el ángulo entre el brazo y el antebrazo es igual a 30°

#### 4.4 Prueba de concepto

Con la finalidad de demostrar la funcionalidad del exoesqueleto, verificar si la estructura en su conjunto cumple con los requerimientos establecidos y detectar fallas, se imprimieron en PLA y ensamblaron todos los componentes del diseño definitivo.

Debido a que el tamaño de la cama de impresión 3D disponible es menor al tamaño de las piezas, en el caso de la carcasa y el brazo (que contiene la placa de sujeción) fue necesario efectuar particiones en los diseños CAD para poder imprimirlas. Las particiones se hicieron con *pins* de sujeción que permiten alinear fácilmente las piezas luego de la impresión.

En la figura 4.20 se observa la partición de la carcasa, que se realizó en la zona de mayor radio de la pieza para evitar la necesidad de la incorporación de soportes durante la impresión. Cada parte se imprimió por separado y luego se ensamblaron insertando los pins de una pieza en los agujeros de la otra. Si bien este procedimiento puede empeorar las propiedades mecánicas de la pieza, la etapa posterior de laminado se realiza con la pieza unida y, por lo tanto, se puede despreciar el efecto de la partición.



**Figura 4.20.** Carcasa: a) antes del ensamble y b) luego del ensamble

En la figura 4.21 se observa una de las piezas del brazo. Su impresión resultó difícil debido a la complejidad de la geometría y a la necesidad de agregar un soporte en el espacio entre el final de la placa y el inicio de la media caña. Aunque se pudo realizar, requirió de varios intentos y llevó más tiempo del esperado. Además, se observó que la complejidad de la geometría puede complicar la etapa de colocación de las pieles de material compuesto por la técnica de infusión. La dificultad del proceso de corte de los tejidos de refuerzo y la preparación de las preformas adaptadas a las piezas aumenta significativamente al aumentar la complejidad de la geometría de las piezas y, además, se corre el riesgo de que las membranas no copien correctamente la forma de la pieza. Por estos

motivos, se decidió separar la placa de la media caña. De esta forma, cada pieza se imprime y lamina por separado, y luego se atornillan. Este procedimiento garantiza una disminución del tiempo de fabricación y minimiza el riesgo de formación de defectos con origen en la preforma.

En las piezas del antebrazo y del brazo, se observó que la zona de la media caña resulta muy poco rígida debido al bajo espesor que se le dio a la superficie de las elipses durante el diseño CAD (1.5mm). Aunque la etapa posterior de laminado aumenta

notablemente las propiedades mecánicas de la pieza, la presión que ejerce la membrana durante el procesamiento puede deformar la media caña si su rigidez no es lo suficientemente alta como para soportar la presión. Por este motivo, se decidió aumentar el espesor de la media caña de ambas piezas a 3 mm.

La figura 4.22 muestra el prototipo de prueba completamente armado. Para sujetar el exoesqueleto al cuerpo se utilizaron abrojos. A pesar de los problemas identificados durante la impresión, el ensamble se pudo realizar correctamente. Todas las piezas quedaron alineadas en la posición deseada, la geometría de las medias cañas resultó acorde a las dimensiones del usuario y se pudo poner en funcionamiento el motor.

Se evidenció que la interferencia detectada en el estudio de movimiento en SolidWorks efectivamente aparece al movilizar el dispositivo. Por otro lado, se identificó una zona incómoda en la pieza del brazo, que interfiere con el cuerpo del usuario. Dicha zona se encuentra marcada con un círculo blanco en la figura 4.22. Además, se observó que hace falta una zona de sujeción del exoesqueleto al hombro del usuario, para evitar rotaciones del dispositivo.

A partir de los inconvenientes identificados, se rediseñarán las piezas del brazo y de la carcasa.



**Figura 4.21.** Brazo con el inserto metálico

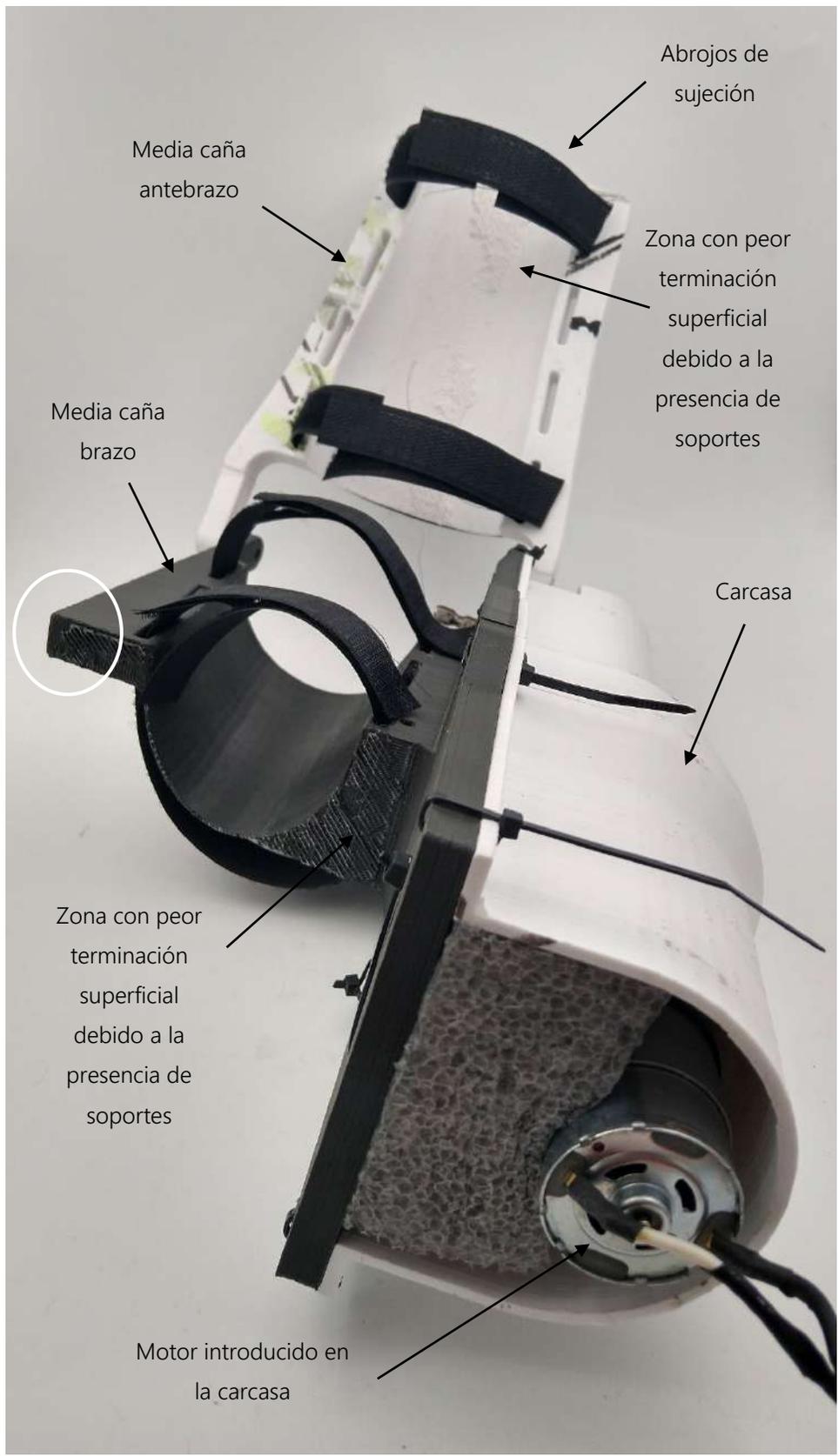
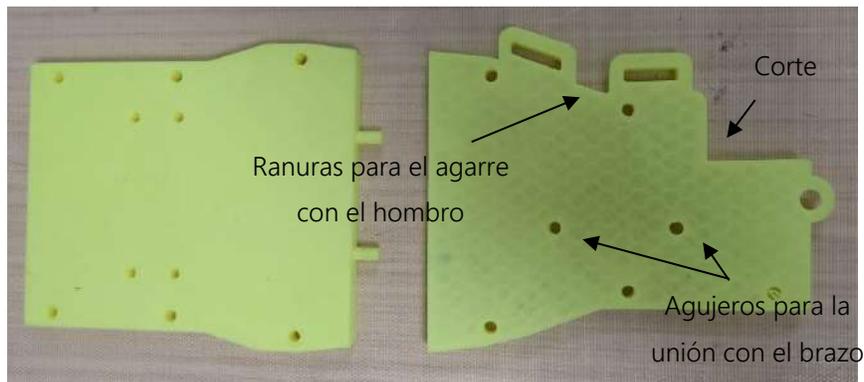


Figura 4.22. Primer prototipo completo de prueba

## 4.5 Rediseño

En primer lugar, se separó la placa de la media caña del brazo. Su nueva geometría se observa en la figura 4.23. Debido a sus grandes dimensiones, se tuvo que separar en dos partes. Se hicieron agujeros pasantes en la placa para atornillarla al brazo luego de la laminación, y también se agregaron dos ranuras en la zona superior para colocar una correa que se ate al hombro del usuario y evite rotaciones del dispositivo durante su uso. Se realizó un corte en la zona cercana a la articulación para asegurar el accionamiento del dispositivo en todo el rango natural de movimiento del brazo.



**Figura 4.23.** Placa de sujeción del motor

Las modificaciones realizadas en la pieza del brazo fueron el corte del material excedente del lado interno, debido a la incomodidad que le generaba al usuario, y la eliminación de uno de los agujeros de sujeción, debido a que no fue necesario utilizarlo durante la prueba de concepto (figura 4.24). Además, se hicieron agujeros pasantes del lado exterior de la pieza para permitir la sujeción a la placa mediante tornillos. El resto de las dimensiones se mantuvieron sin modificaciones.

Finalmente, se agrandó el agujero de la carcasa para permitir el movimiento del dispositivo en el rango todo el rango natural del brazo, y nuevamente se le realizó la misma partición (figura 4.25). En todas las particiones se volvieron a realizar pins para sujetar las piezas entre sí. También se expandió el agujero para sujetar el adaptador, y evitar la interferencia identificada en la sección 4.3.



Figura 4.24. Media caña del brazo



Figura 4.25. Carcasa con las dos partes unidas

En base a los diseños anteriores, el sistema completo se puede describir como un ensamble de diversos componentes que en conjunto permiten realizar la tarea requerida. En la figura 4.26 se observa un esquema con las diferentes partes del exoesqueleto.

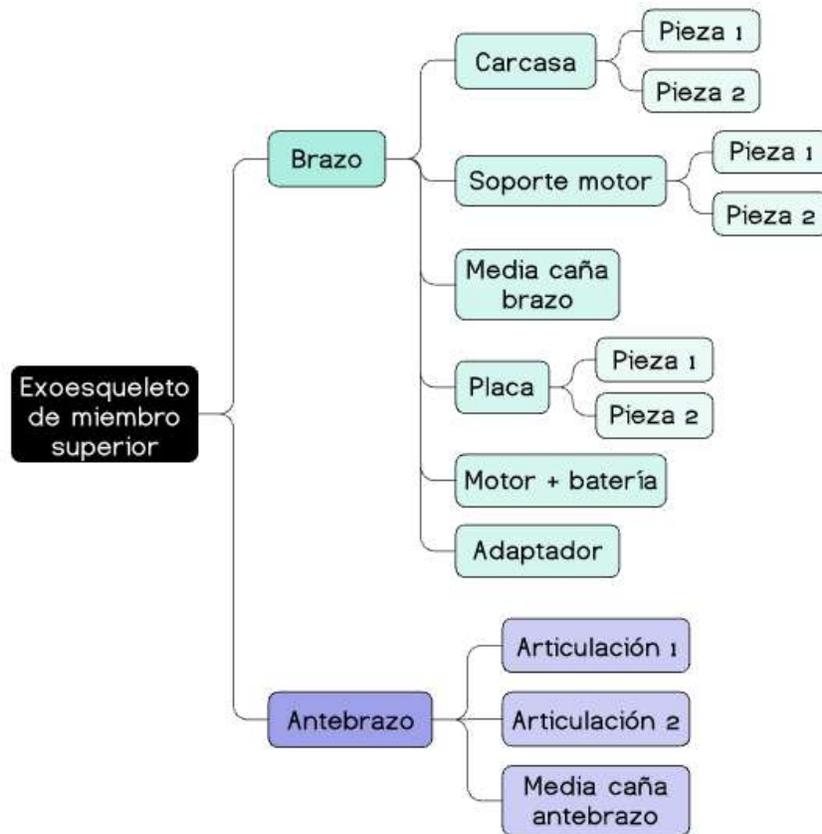


Figura 4.26. Componentes del exoesqueleto

El sistema en su totalidad se divide en dos grandes subconjuntos: la parte que se coloca sobre el brazo y la que se coloca sobre el antebrazo. A su vez, cada subconjunto se divide en varias piezas. El brazo tiene seis componentes: la carcasa, el soporte del sistema de actuación a la placa, la media caña, la placa de sujeción del motor, el sistema de actuación (motor y batería) y el adaptador. Por otro lado, el antebrazo se compone de tres piezas: las dos articulaciones y la media caña del brazo. Las tres partes se imprimen por separado, se ensamblan y luego se laminan todas juntas. Después de la fabricación de cada subconjunto, las dos partes se ensamblan a través de insertos metálicos en la articulación.

En la figura 4.27 se observa un *render* con el diseño definitivo que contempla las mejoras planteadas anteriormente. Se aplicó como material fibras de carbono en todas las piezas para observar la apariencia que tendrá el dispositivo luego de su fabricación.

La fabricación de todas las piezas y su ensamble para el armado del exoesqueleto se realiza en el capítulo 6.



**Figura 4.27.** Render del exoesqueleto

## CAPÍTULO 5: Simulación numérica

Con el fin de determinar la cantidad de capas de carbono necesarias para que la alternativa de diseño planteada soporte las cargas mecánicas en servicio, se implementó un modelo de elementos finitos en Abaqus 2017.

El modelo consiste en la pieza del antebrazo sometida a condiciones de contorno y de carga similares a las de servicio. Se decidió excluir a las demás piezas del análisis porque el antebrazo es el que recibe el torque del motor y está próximo a la carga que el usuario sostiene con su mano, mientras que las demás piezas (brazo, carcasa, placa, etc) no se someten a cargas significativas. El laminado se modeló con capas de refuerzo unidireccionales orientadas a  $0^\circ$  y  $90^\circ$ , y se aplicó el criterio de Hashin para la predicción de la falla del compuesto.

A continuación, se describe en detalle el armado del modelo y se analizan los resultados obtenidos.

### 5.1 Descripción del modelo

#### 5.1.1 Creación de la parte

Dado que las propiedades mecánicas del núcleo polimérico son despreciables frente a las del material compuesto, en el modelo solo es necesario definir las propiedades del laminado de Carbono/Epoxi sobre la geometría del núcleo. Para evitar la definición de las propiedades del núcleo se debe contar con un diseño CAD que contenga únicamente las superficies exteriores del antebrazo del diseño de la figura 4.27.

Para la creación de la nueva pieza también se utilizó SolidWorks, pero en lugar de emplear operaciones de sólido 3D se usaron operaciones de superficie. Consecuentemente, la pieza resultante es hueca (figura 5.1). La nueva geometría se importó en Abaqus en formato STEP con

unidades en mm (figura 5.2). Con el fin de simplificar la etapa de mallado, se ignoraron los redondeos realizados en los bordes de la geometría.

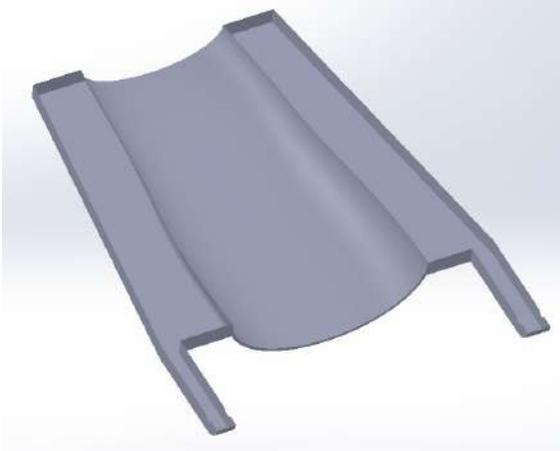


Figura 5.1. Diseño hueco de superficies en SolidWorks

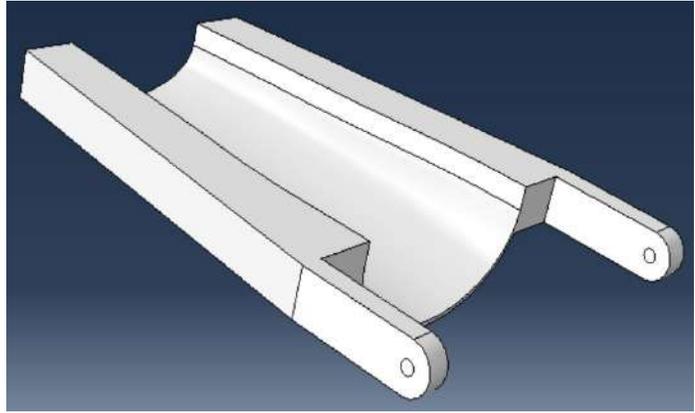


Figura 5.2. Geometría importada en Abaqus

### 5.1.2 Definición del material

Se definió un material llamado "EpoxiCarbono-HSN" con las propiedades elásticas presentadas en la sección 3.3.2. Para predecir la falla del compuesto se aplicó el criterio de Hashin, que propone cuatro modos separados de falla bajo un estado combinado de tensiones <sup>133 168</sup>:

- Falla de la fibra en tracción:  $I_{Fft}^2 = \left(\frac{\sigma_{11}}{X_T}\right)^2 + \alpha \left(\frac{\sigma_{12}}{S_L}\right)^2$
- Falla de la fibra en compresión:  $I_{Ffc}^2 = \left(\frac{\sigma_{11}}{X_C}\right)^2$
- Falla de la matriz en tracción:  $I_{Fmt}^2 = \left(\frac{\sigma_{22}}{Y_T}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{12}}{S_L}\right)^2$
- Falla de la fibra en compresión:  $I_{Fmc}^2 = \left(\frac{\sigma_{22}}{2S_T}\right)^2 + \left[\left(\frac{Y_C}{2S_T}\right)^2 - 1\right] \left(\frac{\sigma_{22}}{Y_C}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{12}}{S_L}\right)^2$

Donde los  $I_F$  son los índices de falla del compuesto en tracción ( $t$ ) o compresión ( $c$ ) de la matriz ( $m$ ) o de la fibra ( $f$ ), según indiquen los subíndices;  $\alpha$  es un coeficiente que determina la contribución del esfuerzo cortante al criterio de inicio de tracción de la fibra;  $\sigma_{11}$ ,  $\sigma_{12}$  y  $\sigma_{22}$  son los componentes del tensor de tensiones efectiva en la dirección de la fibra (1) o perpendicular a ella (2); y  $X_T$ ,  $X_C$ ,

$S_L$ ,  $S_T$ ,  $Y_T$ ,  $Y_C$  son los coeficientes de iniciación del criterio de Hashin.  $X_T$  denota la resistencia a la tracción longitudinal,  $X_C$  la resistencia a la compresión longitudinal,  $S_L$  la resistencia al corte longitudinal,  $S_T$  la resistencia al corte transversal,  $Y_T$  la resistencia a la tracción transversal y, finalmente,  $Y_C$  representa la resistencia a la compresión transversal <sup>133 168 169</sup>.

En Abaqus, la inclusión del criterio requiere de la definición de los coeficientes de iniciación en las propiedades del material. En la Tabla 5.1 se encuentran los valores ingresados al programa, que corresponden a un laminado de Epoxi/Carbono. Se utilizó  $\alpha = 0$ .

**Tabla 5.1.** Coeficientes de iniciación de Hashin en MPa

XT	XC	YT	YC	SL	ST
1400	1000	50	80	45	45

### 5.1.3 Creación del laminado

Durante la fabricación del exoesqueleto se recubrirá completamente el núcleo y, por consiguiente, se deben crear laminados en todas las caras de la pieza de la figura 5.2. En total se definieron 11 laminados, todos con la misma cantidad de capas de refuerzo. Cada uno de ellos se identificó con el nombre LPX, siendo X es el número de laminado.

Las propiedades del laminado se definieron en términos de la secuencia de apilamiento, especificando las propiedades mecánicas de cada lámina y su orientación. La secuencia de apilamiento siempre se definió en dirección perpendicular a la superficie. Se utilizaron elementos de shell continuos (SC8R).

Para simular la existencia de láminas bidireccionales, se crearon láminas del material "EpoxiCarbono-HSN" a  $0^\circ$  y  $90^\circ$  grados con la mitad del espesor calculado en la figura 3.10. Según la cantidad de capas especificadas en la secuencia se ingresaron diferentes espesores. Por ejemplo, para el caso de 5 capas de refuerzo, se definieron 10 capas de 0.11 mm cada una.

La figura 5.3 muestra la secuencia de apilamiento de un Lay-Up con cinco capas. Para facilitar la etapa de post-procesamiento, cada lámina se nombró en función de la orientación de las fibras y la posición en la pieza. Por ejemplo, "PLY1-LP1-0" hace referencia a la capa de refuerzo número 1 que se encuentra en el Lay-Up LP1 y tiene las fibras orientadas a 0°.

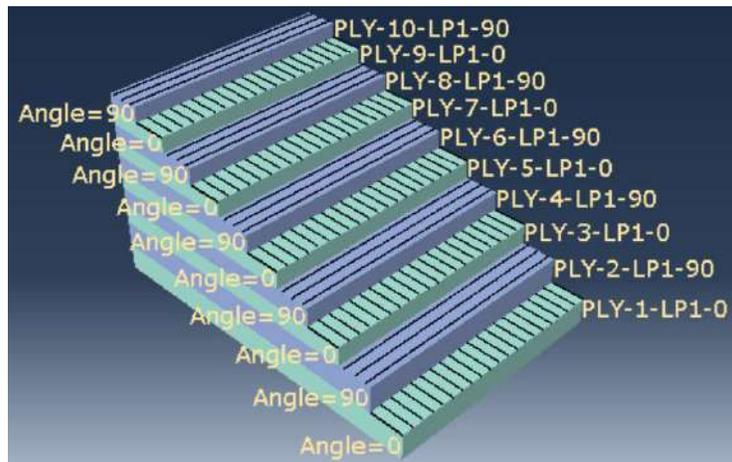


Figura 5.3. Secuencia de apilamiento

#### 5.1.4 Malla

Con el objetivo de mejorar la calidad de la malla, se realizaron particiones en la geometría de la figura 5.2, y se aplicaron diferentes técnicas de mallado. Las zonas con curvas, como la región elíptica de la media caña o la parte superior e inferior de las articulaciones se mallaron con la técnica de barrido, indicada con color amarillo en la figura 5.4. La zona

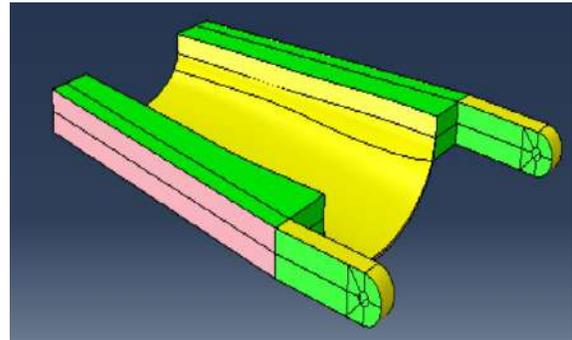


Figura 5.4. Particiones de la geometría

lateral de la articulación se malló con la técnica de mallado estructurado, indicada con color verde. Finalmente, en las caras laterales de la pieza se realizó un mallado libre, indicado en color rosa.

Sabiendo que la articulación es una de las zonas críticas de la pieza, para mejorar la calidad de la solución, en dicha zona se realizó un refinamiento del malla empleando elementos más pequeños.

Se asignaron elementos cuadrangulares a todas las regiones excepto al espesor de la media caña, donde fue necesario definir elementos triangulares para lograr la continuidad de la malla. La figura 5.5 muestra la malla obtenida.

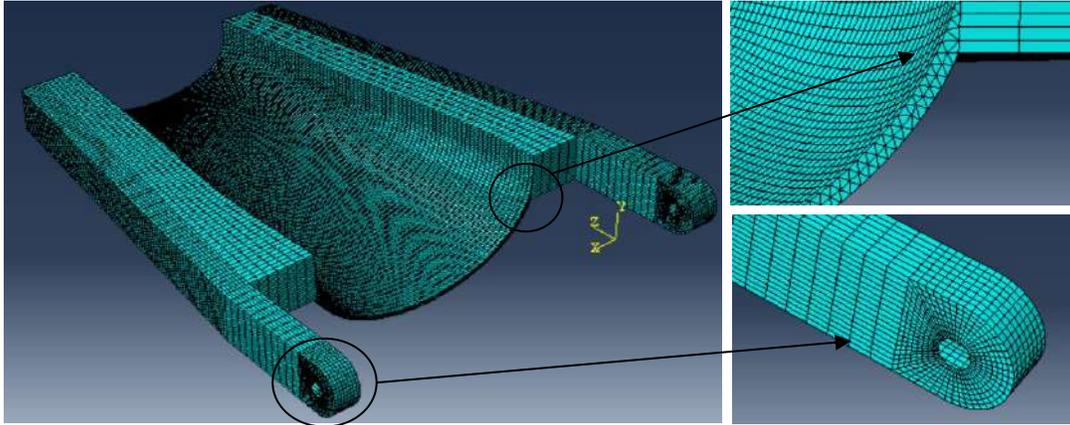


Figura 5.5. Malla resultante

### 5.1.5 Cargas y condiciones de contorno

En la figura 5.6 se observa la pieza sometida a las cargas y condiciones de contorno que mejor se asemejan a la situación en servicio. Se aplicó un momento en la zona de la articulación, que es el que hace girar al antebrazo. Con la finalidad de evitar el movimiento lateral de la pieza, se colocaron restricciones en el desplazamiento en los cinco grados de libertad remanentes en la articulación ( $U1=U2=U3=UR2=UR3=0$ ) y se creó un encastre en el otro extremo de la pieza para representar la resistencia del peso o masa a ser elevada por el operador.

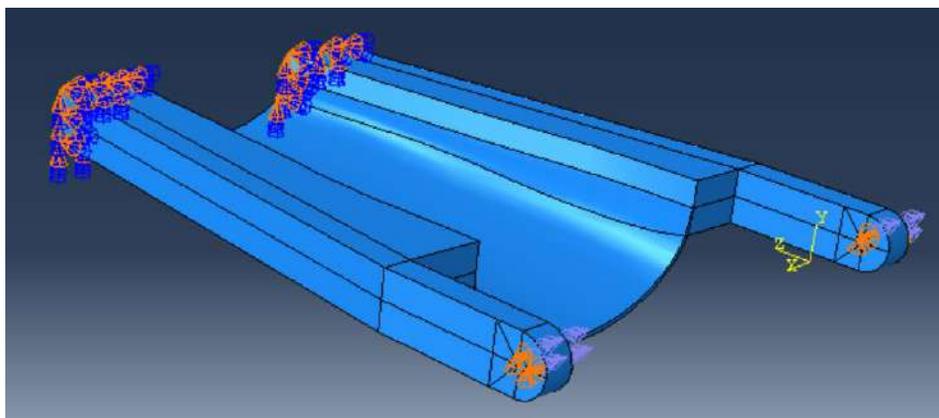


Figura 5.6. Carga y condiciones de contorno del modelo

### 5.1.6 Creación del Output

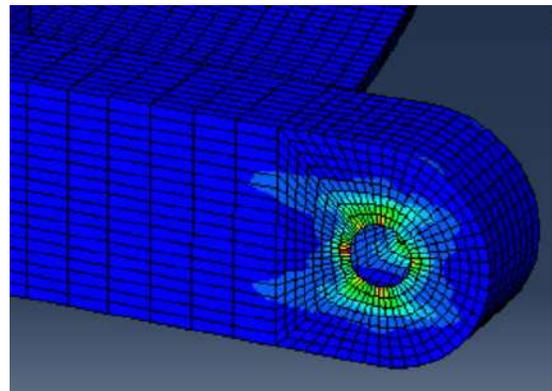
Se determinaron las siguientes variables en cada una de las capas que componen los Lay-Up:

- HSNFTCRT: valor máximo del criterio de inicio de tracción de la fibra;
- HSNFCCRT: valor máximo del criterio de inicio de compresión de la fibra;
- HSNMTCRT: valor máximo del criterio de inicio de tracción de la matriz;
- HSNMCCRT: valor máximo del criterio de inicio de compresión de la matriz;
- S: componentes de tensión.

Las cuatro variables de Hashin indican, mediante un valor numérico, si se ha satisfecho o no el criterio de iniciación de daño. Si el valor resultante es menor que 1 puede considerarse que no hay daño, mientras que si es superior, indica presencia de daño <sup>169</sup>. Finalmente, S permite identificar las zonas con mayor concentración de tensión, que son las zonas donde existe una mayor posibilidad de alcanzar la falla.

## 5.2 Post-procesamiento

El modelo se utilizó para determinar la carga máxima que soporta la pieza en servicio y analizar la cantidad de capas con las cuales es conveniente reforzar la pieza. Se aplicó el criterio de *first ply failure*, que supone que la falla del componente se produce cuando se observa la falla de cualquiera de las láminas en cualquier modo. El criterio es conservativo porque se sabe que los materiales compuestos son especialmente tolerantes al daño, retrasando la falla catastrófica del componente <sup>170</sup>. A pesar de ello, como criterio de diseño, se desea que no se produzca ningún tipo de daño en el material.



**Figura 5.7.** Concentración de tensiones alrededor de la articulación

En la figura 5.7 se observa la concentración de tensiones que se genera la zona de la articulación, donde se aplica el momento. Esto confirma que la articulación es una zona crítica en la cual existen posibilidades de que el material se dañe.

A partir de los resultados, se buscaron los elementos en los cuales se alcanzan los máximos índices de Hashin. Se observó que los elementos varían según cuál sea el índice analizado, pero siempre se encuentran alrededor de la articulación (figura 5.8).

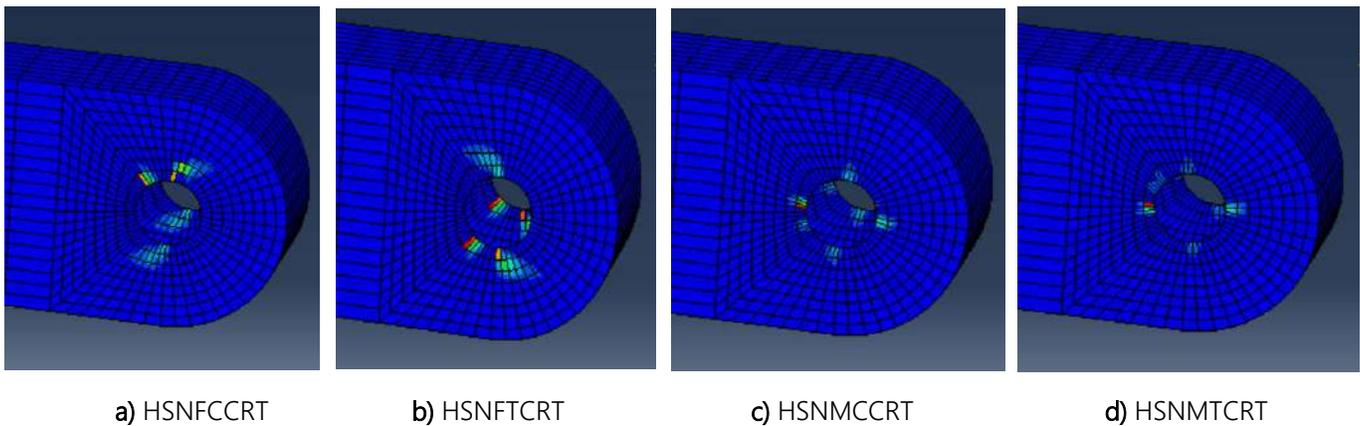


Figura 5.8. Índices de falla en la zona de la articulación

Una vez identificados los nodos críticos, se analizó su evolución a lo largo de las capas de refuerzo y se identificó la capa donde primero se alcanzó la falla. Las figuras 5.9 y 5.10 muestran cómo varían

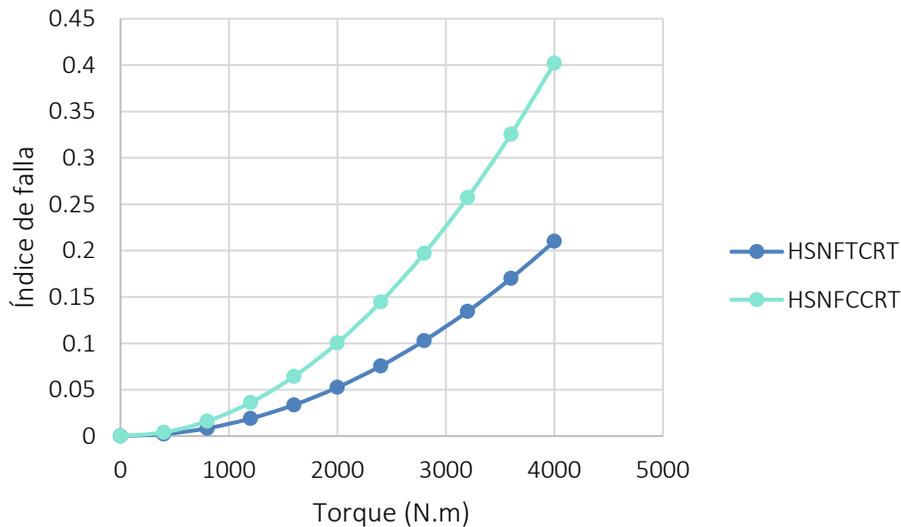
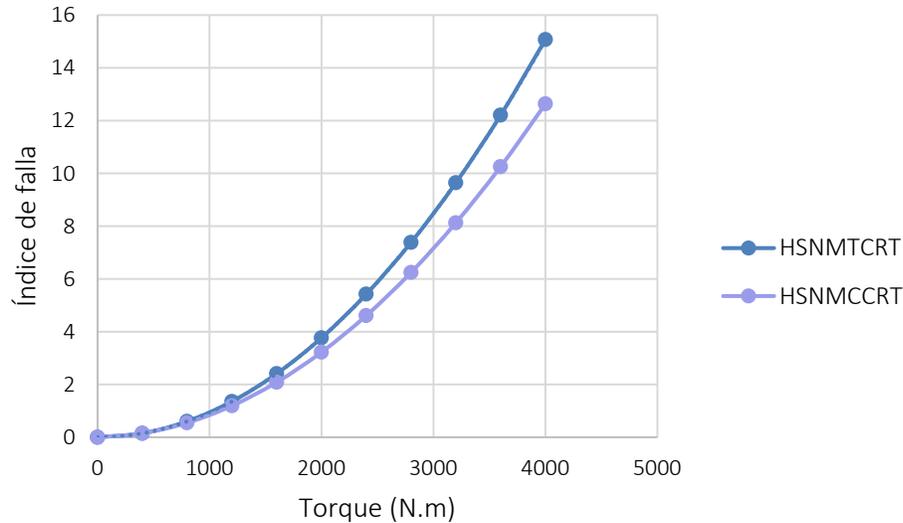


Figura 5.9. Índices de falla de la fibra



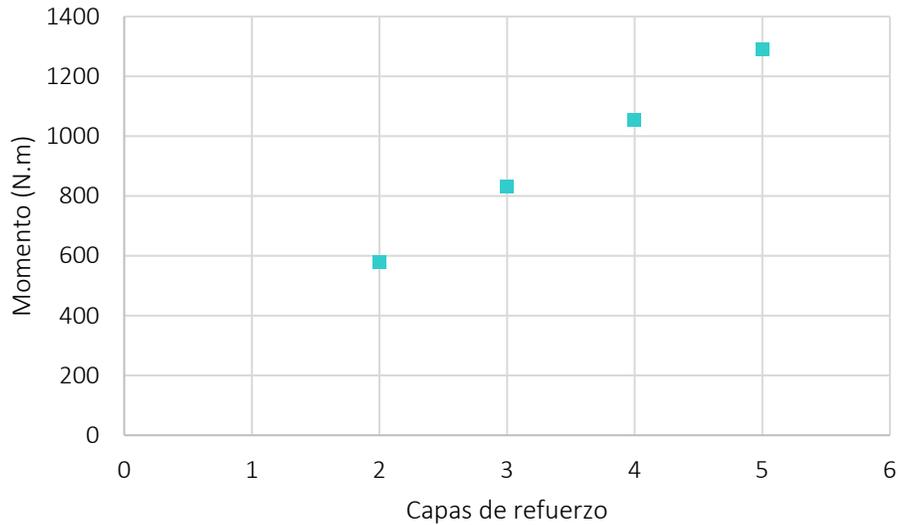
**Figura 5.10.** Índices de falla de la matriz

los índices de la capa más comprometida del nodo más crítico del sistema para un laminado con 4 capas de refuerzo.

Se observa que la falla de la matriz, tanto en compresión como en tracción, se alcanza mucho antes que la de la fibra. A 500 N.m ambos indicadores de la falla en la matriz son iguales a 1, mientras que a 5000 N.m aún no se observan fallas en la fibra. En base a los resultados, se estableció que la carga máxima que tolera un laminado de cuatro capas de refuerzo con las propiedades definidas en la sección 3.3.2 es 500 N.m. Este análisis también se realizó para laminados con 2, 3 y 5 capas de refuerzo, pero a modo de ejemplo únicamente se muestra en detalle el caso de 4 capas. En todos los casos se observó que la falla de la matriz se alcanza antes que la de la fibra.

La falla prematura de la matriz indica que, en la región crítica, el refuerzo en la dirección de la carga resulta insuficiente. Al diseñar componentes a partir de materiales compuestos es posible reforzar localmente las regiones más solicitadas con fibras orientadas de forma favorable, evitando este tipo de fenómenos. A pesar de ello, en este caso, se prefiere utilizar un tejido bidireccional para simplificar la etapa de fabricación. Por ende, la solución radica en variar el número de capas y no su orientación.

La figura 5.11 muestra la carga máxima que toleran los laminados con 2, 3, 4 y 5 capas de refuerzo. Debido a que en todos los casos se utilizaron las mismas orientaciones y las mismas propiedades de la lámina, el torque máximo crece de manera lineal con la cantidad de capas de refuerzo.



**Figura 5.11.** Carga máxima en función de la cantidad de capas de refuerzo

En base a los resultados presentados, la utilización de dos capas de refuerzo es suficiente para que el diseño soporte el torque proporcionado por el motor seleccionado. Por tal motivo, la construcción del demostrador tecnológico se realizará con dos capas. Mantener al mínimo la cantidad de capas de refuerzo permite abaratar costos y acelerar la producción, porque disminuye el tiempo de preformado.

Por otro lado, la utilización de materiales compuestos para la fabricación del exoesqueleto posee una ventaja fundamental para el caso de productos personalizados. Dado que la técnica de procesamiento seleccionada permite modificar libremente la cantidad de capas de refuerzo, es posible dimensionar el compuesto acorde a la aplicación específica del dispositivo.

## CAPÍTULO 6: Fabricación del exoesqueleto

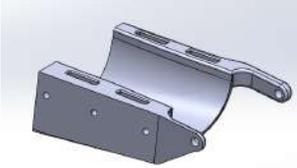
En este capítulo se llevará a cabo la fabricación del demostrador tecnológico del exoesqueleto diseñado. Previo a la fabricación completa del prototipo se realizaron varias pruebas para analizar la compatibilidad entre las dos técnicas de procesamiento seleccionadas e identificar los parámetros críticos para el éxito del proceso.

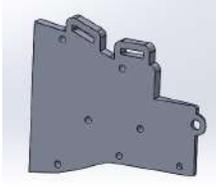
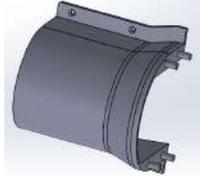
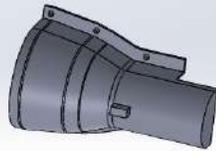
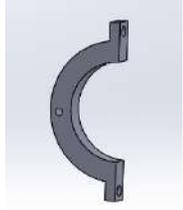
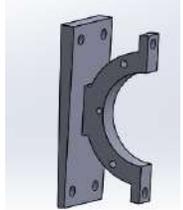
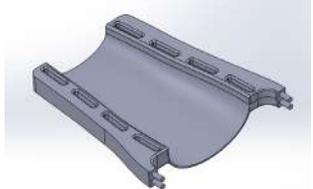
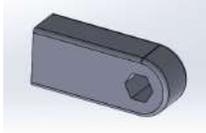
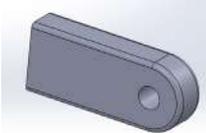
### 6.1 Impresión 3D

Las piezas se imprimieron en ácido poliláctico (PLA) usando impresión 3D por extrusión de polímeros. La impresión de todas las piezas requirió de aproximadamente 35 horas con el PLA a 200°C (su temperatura de fusión es 165°C <sup>171</sup>) y la cama calefaccionada a 60°C. Otro parámetro importante de la impresión 3D es la resolución, que influye directamente en la calidad del acabado superficial; aumentarla implica mayores tiempos de impresión, pero mejores terminaciones superficiales. Considerando que las piezas luego se recubren con carbono y no se necesita una gran calidad, se utilizó una resolución intermedia igual a 0.3 mm. Las regiones sólidas se imprimieron con un patrón de relleno regular y una densidad de 15%. Se utilizaron soportes tipo árbol que rodean la pieza proveyendo una base firme para depositar el polímero fundido en aquellas regiones que tienen ángulos mayores a 135°.

El detalle de todas las piezas que se imprimieron se encuentra en la Tabla 6.1. La estructura polimérica pesa en total 317.5 g.

**Tabla 6.1.** Detalle de todas las piezas que constituyen al exoesqueleto

Nº de pieza	Nombre de la pieza	Imagen	Peso (g)
1	Media caña brazo		65

2	Pieza 1 placa		40
3	Pieza 2 placa		55
4	Pieza 1 carcasa		60
5	Pieza 2 carcasa		40
6	Pieza 1 soporte		5
7	Pieza 2 soporte		8
8	Media caña antebrazo		40
9	Articulación 1 antebrazo		2
10	Articulación 2 antebrazo		2.5

En el caso de las piezas con particiones, luego de la impresión se requirió de una etapa de acondicionamiento de los agujeros para los pins, que quedaron tapados de polímero y no encastraron completamente. Con un taladro se agrandaron los agujeros y se unieron las piezas. Esta etapa aumenta levemente el tiempo de fabricación.

Las piezas de la Tabla 6.1 se laminaron todas excepto las dos partes del soporte (piezas nº6 y 7). Muchas de ellas debieron ser impresas más de una vez para poner a punto el proceso de laminación.

## 6.2 Infusión por vacío

### 6.2.1 Primera prueba preliminar

El proceso de infusión se divide en dos etapas: una primera etapa de preformado, en la cual se cortan las telas de refuerzo y se adaptan a la geometría del núcleo, y una segunda etapa de infusión, en la cual luego de colocar todos los materiales en el equipo se inyecta la resina. En la primera prueba preliminar se utilizaron las piezas del antebrazo ya ensambladas sin el aumento del espesor de la media caña (piezas nº8, 9 y 10) y la pieza 2 de la placa (pieza nº3).

Previo al corte de las preformas, se colocó el núcleo polimérico del antebrazo en el equipo de infusión y se aplicó vacío para verificar si las membranas se adaptan correctamente a la geometría del núcleo impreso (figura 6.1). Se observó que la presión de compactación es suficiente para copiar la forma del núcleo.



**Figura 6.1.** Pieza del antebrazo en el equipo de infusión con aplicación de vacío

### 6.2.1.1 Etapa de Preformado

Al momento de realizar la primera prueba no se contaba con los resultados del modelo numérico. Por tal motivo, se cortaron cuatro capas de carbono para cada lado de la pieza. En la figura 6.2 se encuentra la secuencia de armado de la preforma. En la figura 6.2a se observan las cinco capas que cubren la parte inferior del núcleo, en la 6.2b el núcleo colocado encima de la preforma y en la 6.2c las otras cinco capas que cubren la parte superior. Para evitar la formación de defectos durante la etapa de compactación, en ambas preformas se buscó amoldar manualmente el refuerzo a la geometría del núcleo. Se utilizó el spray adhesivo "EconoTac2" para adherir temporariamente las capas entre sí y evitar su desplazamiento durante la infusión. El objetivo del preformado es minimizar el riesgo de formación de defectos típicos de preforma mencionados en la sección 3.2.2.1 y los relacionados a un mal copiado de los núcleos por los tejidos al ser comprimidos por las membranas (fenómeno de "*bridging*" o "puenteo").



Figura 6.2. Etapa de preformado sobre la pieza del antebrazo

### 6.2.1.2 Etapa de Infusión

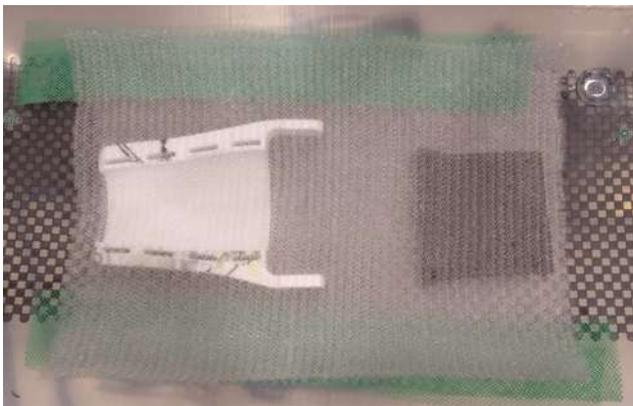
Después del preformado, se procedió a la colocación de las piezas en el equipo de laminación (figura 6.3). Se usaron mallas de flujo de dos tipos. El medio de color verde presenta mayor permeabilidad y es más rígido, por lo que se utilizó para crear canales de alimentación y de drenaje de resina. El

otro medio de flujo es transparente, menos rígido y, a diferencia del verde, se coloca por encima de las piezas porque su baja rigidez no dificulta el copiado de la geometría, como lo haría el verde en caso de colocarse en esa zona. Ambos medios de flujo se colocan por encima de las telas de refuerzo, que no se agregaron en la figura 6.3 para mejorar la visibilidad de las piezas, porque al ser negras, las preformas no permiten ver la posición de los núcleos. Entre el refuerzo y los medios de flujo se colocaron las telas de *peel ply*. Luego se aplicó vacío, se mezcló la resina y se realizó la infusión. Se utilizó una resina epoxi (DGEBA) modificada con un diluyente reactivo (Glicidil éter alifático de alcoholes C12-C14 – DLR001) para reducir su viscosidad a valores adecuados para la técnica de infusión por vacío (0.25-0.5 Pa.s). El diluyente reactivo se agregó en una proporción de 20% p/p, siendo un valor que no altera substancialmente la temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ) del producto final. La mezcla resina/diluyente se catalizó con una amina (trietilentetraamina) de manera de igualar el número de equivalentes ( $N_{eq}$ ) de grupos funcionales entre ambos reactivos, dando una proporción adecuada de 7:1 (Epoxi/diluyente:Amina).

$$N_{eq} \text{ mezcla } \frac{DGEBA}{DLR001} = 187.5 \frac{g}{eq}$$

$$N_{eq} \text{ amina} = 26.77 \frac{g}{eq}$$

Las piezas se dejaron curar a temperatura ambiente.



**Figura 6.3.** Núcleos y medios de flujo en el equipo de infusión por vacío.



**Figura 6.4.** Avance de la resina durante la infusión

La configuración de medios de flujo utilizados permitió un avance uniforme de la resina (figura 6.4), y la inyección se realizó en aproximadamente tres minutos con la bomba de vacío prendida. Sin embargo, dado que a temperatura ambiente la resina epoxi utilizada tarda varias horas en curar, no se pudieron desmoldar las piezas el mismo día de la infusión. Al final de la jornada fue necesario abandonar el lugar de trabajo y apagar la bomba.

Al volver al día siguiente a retirar las piezas se observó que, debido a pequeñas entradas de aire al sistema, se había perdido la estanqueidad y el nivel de vacío dentro de las membranas.

### 6.2.1.3 Defectos observados

En la figura 6.5 se observa la pieza del antebrazo laminada. Debido a la baja rigidez de la media caña, que ya había sido identificada en la prueba de concepto (sección 4.4), se obtuvo un aplanamiento muy significativo en esa zona, debido a que las membranas están fijadas a un marco perimetral rígido y, por lo tanto, al aplicar vacío y conformarse con la forma del núcleo éstas “tiran” desde un perímetro plano. Además, se observó que en los bordes con menor radio de curvatura la preforma no logró copiar la geometría del núcleo. Por otro lado, se observó que el laminado tiene un gran espesor y es muy rígido, lo cual sumado a un preformado deficiente como el descrito anteriormente, también podría estar dificultando el copiado perfecto de la geometría.



**Figura 6.5.** Pieza del antebrazo laminada, que corresponde a la unión de las piezas 8, 9 y 10.

En el caso de la placa, durante la etapa de preparación de la preforma no se realizó un copiado manual de la geometría con las telas de refuerzo, como en el caso del antebrazo. Como resultado, se observó que el refuerzo no se adaptó en absoluto a la geometría de la placa, quedando áreas sin recubrir (figura 6.6).



**Figura 6.6.** Pieza n°3

La primera prueba preliminar demostró que la etapa de preformado es clave para lograr que las fibras se adhieran y adapten al núcleo. Además, permitió comprobar que los núcleos que se utilicen en la infusión deben tener una rigidez suficiente como para soportar las tensiones generadas por las membranas al conformarse a su geometría desde un marco perimetral rígido, y a la diferencia de compresión isostática de una atmósfera que se genera durante el procesamiento.

## **6.2.2 Segunda prueba preliminar**

Con el objetivo de eliminar los defectos observados en la primera prueba, se imprimió la media caña del brazo (pieza n°1) y la placa de sujeción (piezas n°2 y 3), y se realizó nuevamente una infusión por vacío. En esta prueba se utilizó la pieza del brazo con 3 mm de espesor y una densidad de relleno de 30% para verificar si el aumento de rigidez contribuye a reducir la deformación de la pieza durante el procesamiento.

### **6.2.2.1 Etapa de preformado tomando acciones correctivas**

La gran libertad que existe a la hora de diseñar los núcleos en sistemas CAD es una complicación para la implementación de la infusión, porque debido a su gran rigidez el tejido de carbono no se

adapta fácilmente a las piezas. Por tal motivo, en lugar de simplemente cortar los tejidos con formas similares a las del núcleo y colocarlos sobre las piezas, se utilizó el mismo *spray* de la prueba preliminar anterior para adherir las capas de tejido a las piezas. Se realizaron los pliegues y cortes necesarios para que la preforma cubra todas las caras de las piezas, sin que queden excesos en los extremos. En esta prueba se usaron dos capas de refuerzo. Además, luego de la colocación de los tejidos sobre la pieza, el conjunto se colocó en el equipo de infusión y se aplicaron ciclos de compresión y descompresión antes de realizar la infusión, para favorecer los mecanismos de compactación en la preforma y mejorar el copiado de éstas a los núcleos <sup>152</sup>. En la figura 6.7 se observa el preformado realizado sobre la media caña del brazo.



Figura 6.7. Preformado sobre la media caña del brazo

#### 6.2.2.2 Etapa de infusión

Con el objetivo de acelerar el curado de la resina se colocaron bolsas con agua caliente por encima y por debajo de las membranas. Así, se logró acortar el ciclo de curado a dos horas y se pudo mantener la bomba encendida garantizando la condición de vacío durante todo el proceso de curado. Se utilizó la misma configuración de los medios de flujo y telas de *peel ply* por encima y por debajo de las piezas.

### 6.2.2.3 Defectos observados

Se confirmó que la mejora en el preformado cambia sustancialmente el copiado de las membranas (figura 6.8). Sin embargo, la aceleración del curado con temperatura provocó la deformación de las piezas. Dado que la  $T_g$  del PLA es  $55^{\circ}\text{C}$ <sup>171</sup>, y que probablemente las bolsas de agua hayan estado a mayor temperatura, el calor ablandó el polímero permitiendo que la presión del proceso lo deforme.



**Figura 6.8.** Buen copiado de la geometría, pero deformación del núcleo a raíz de la alta temperatura.

En este aspecto, se identifica un parámetro clave en la compatibilidad de ambas técnicas de procesamiento: la temperatura de transición vítrea del polímero termoplástico debe ser mayor que la temperatura necesaria para curar la resina.

En caso de usar PLA no se puede acelerar el curado y, por lo tanto, lo ideal es emplear polímeros termorrígidos con ciclos de curado cortos a baja temperatura, como la resina poliéster insaturada. Sin embargo, la resina poliéster tiene propiedades mecánicas inferiores que la epoxi, y no sería la más adecuada para una aplicación estructural. En tal caso, la solución es imprimir los núcleos con un polímero de mayor temperatura de transición vítrea, como el ABS, cuya  $T_g$  está entre  $108$  y  $109^{\circ}\text{C}$

<sup>172</sup>.

En el caso de la placa (piezas nº2 y 3 ensambladas) no se observaron defectos significativos en la pieza.

## 6.3 Prototipo definitivo

Dado que no fue posible eliminar la pérdida de aire del equipo, y que no se contaba con una calibración de la impresora para utilizar ABS, se realizó la laminación de todas las piezas con resina

poliéster (pre acelerada), la cual fue catalizada con peróxido de metil-etil-cetona (MEKP). Teniendo conocimiento del breve tiempo requerido para realizar la infusión (alrededor de tres minutos) y conociendo la limitación del equipo en conservar la estanqueidad del sistema, se formuló la resina para que cure en el menor tiempo posible. Se utilizó 2% v/v de MEKP, que es la cantidad máxima recomendada por el proveedor de la resina (mayores cantidades pueden causar defectos de curado como los mencionados en la sección 3.2.2.1). Para evitar defectos asociados por la deformación de los núcleos por ablandamiento causado por temperatura, se trabajó con la resina a temperatura ambiente (17°C) y se dejó curar a la misma temperatura. Esta formulación permitió disponer, a la temperatura mencionada, de un tiempo de trabajo de 30 minutos (hasta el punto de gel de la resina) y un tiempo de curado (hasta la vitrificación) de 90 minutos. Se utilizaron dos capas de refuerzo en todas las piezas.

En el caso de la carcasa, se decidió reemplazar la técnica de infusión por laminación manual para acortar el tiempo de procesamiento. Debido al gran tamaño de la carcasa, y a que no se dispone de más de un equipo de laminación, la fabricación por infusión agregaría un día más de laminación. Por el contrario, la laminación manual se puede realizar mientras las demás piezas se encuentran en el equipo curando, y se ahorra tiempo de fabricación. Además, dado que la carcasa no se somete a cargas significativas, no es necesario obtener propiedades mecánicas tan buenas como en las demás piezas.

El preformado se ejecutó de la misma manera que en la segunda prueba preliminar y la infusión se realizó nuevamente con la misma configuración de los medios de flujo y las telas de *peel ply*. Se laminaron las piezas del brazo y antebrazo en una misma infusión.

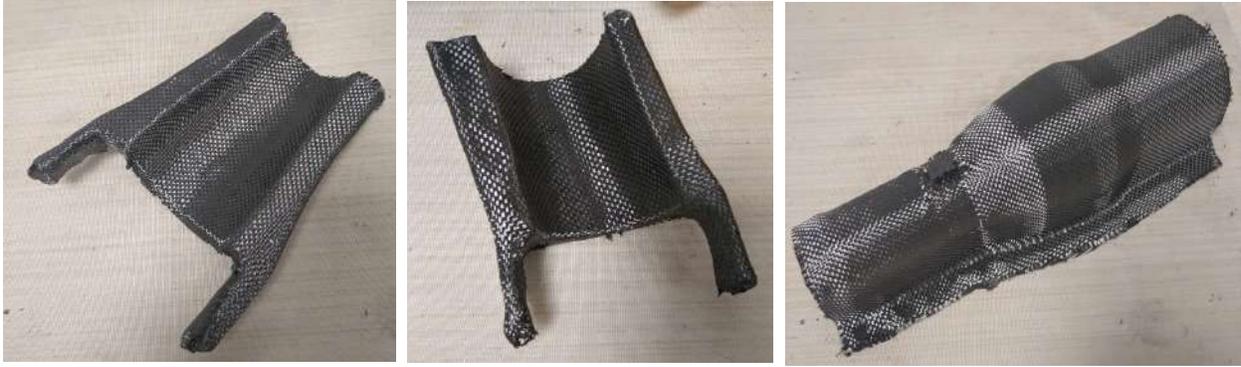


Figura 6.9. Etapa de preformado sobre los núcleos del prototipo definitivo

Al igual que todas las técnicas de fabricación de materiales compuestos, luego del curado de la resina se requieren etapas de maquinado y, en el caso del método de infusión por vacío entre membranas flexibles, procesos de mejoras de la terminación superficial para mejorar el aspecto de la pieza, ya que el *peel ply* imparte una fina textura a la misma. Se utilizó una sierra para eliminar los excesos más significativos de fibras y resina, y un dremel para emproljar los bordes. Finalmente, las piezas se lijaron y se pintaron con laca poliuretánica para lograr brillo en toda la superficie. En la figura 6.10a se observa la placa antes de la realización de las tareas de mecanizado, y en la figura 6.10b se observa cómo queda la pieza luego de emproljar los extremos.

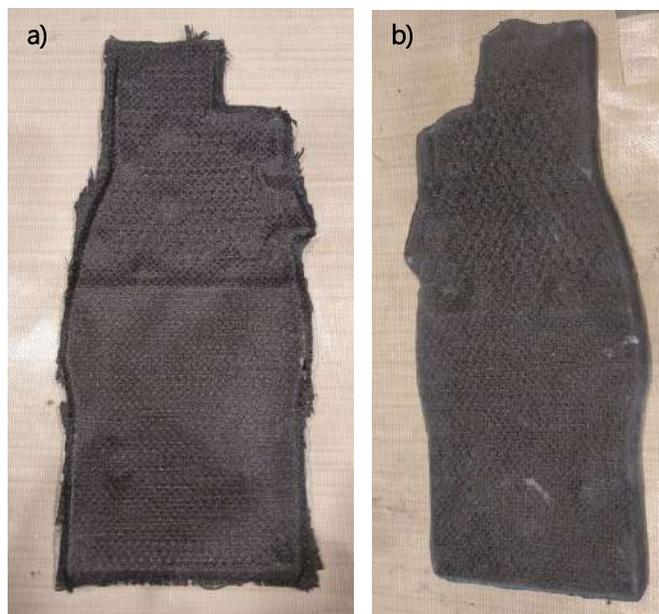


Figura 6.10. Placa (piezas nº2 y 3)

En la tabla 6.2 se muestran las piezas laminadas, junto con su peso.

**Tabla 6.2.** Detalle de todas las piezas que constituyen al exoesqueleto luego de la etapa de laminado

Nº de pieza	Nombre de la pieza	Imagen	Peso (g)
1	Media caña brazo		190
2 y 3	Placa		180
4 y 5	Carcasa		200
8, 9 y 10	Media caña antebrazo		170

Las piezas del soporte (nº 6 y 7) se imprimieron, pero no se laminaron. La interfaz mecánica del dispositivo en su totalidad, incluyendo los pernos de las articulaciones y las correas del sistema de sujeción, pesa en total 800 gramos. El sistema de actuación y control seleccionado pesa aproximadamente un kilo y medio.

En la figura 6.12 se observa el demostrador tecnológico fabricado.



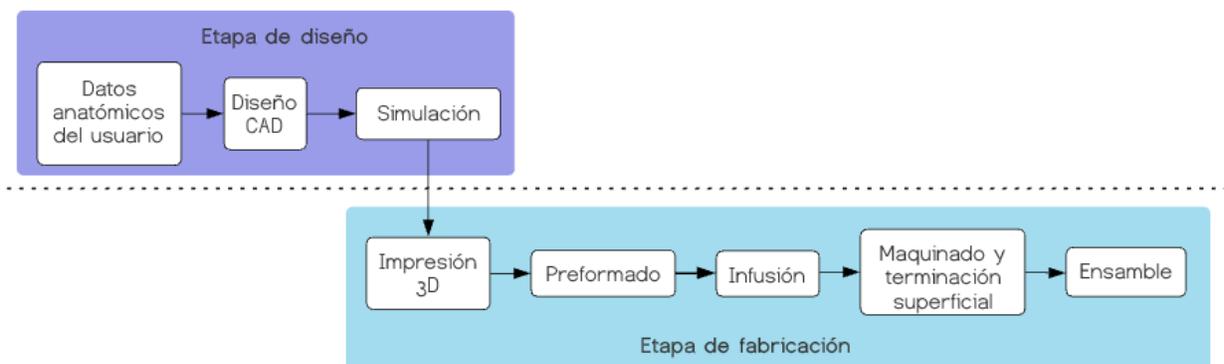
**Figura 8.** Demostrador tecnológico

## 6.4 Proceso productivo

Habiendo demostrado la compatibilidad entre las dos técnicas de procesamiento planteadas, para la fabricación completa de los exoesqueletos se plantea un proceso productivo como el de la figura 6.13. El mismo comienza con la toma de medidas del usuario. Luego se procede al tratamiento de los datos y al posterior diseño CAD de las medias cañas y demás componentes, con las dimensiones acordes a las del usuario. Como parte del proceso de diseño, después se procede al modelado numérico, para dimensionar el material compuesto. En esta etapa entra en juego la aplicación que se desea para el dispositivo. En función de ella será posible dimensionar el compuesto para que soporte las cargas en servicio. Dado que se trata de un producto personalizado, la etapa de diseño es parte del proceso productivo y se tiene que repetir para cada exoesqueleto.

Una vez finalizada la etapa de diseño, se procede a la impresión 3D de todas las piezas. Después se realiza el preformado, la infusión, las operaciones de maquinado y terminación superficial y finalmente el ensamblado.

Con respecto a los tiempos de fabricación, la etapa de diseño puede llevar dos días como máximo: uno para tomar las medidas y realizar los diseños CAD y otro para realizar el dimensionamiento del exoesqueleto. La impresión de todas las piezas con la impresora disponible llevó aproximadamente 35 horas. Teniendo en cuenta que dependiendo del usuario van a modificarse los tamaños de las



**Figura 6.13.** Proceso productivo para la fabricación de exoesqueletos personalizados

piezas, y por ende el tiempo de fabricación, se deben estimar por lo menos tres días de impresión. La etapa de preformado lleva un día completo, y la infusión otros dos, porque hay que hacer las piezas por separado en grupos de a dos. Finalmente, las operaciones de terminación llevan un día completo, y el ensamble lleva otro. Considerando que es posible comenzar con el preformado y la infusión de algunas de las piezas mientras otras se imprimen, es posible fabricar un exoesqueleto en 7 días aproximadamente.

La principal ventaja del proceso productivo establecido es que es fácilmente escalable con una inversión razonable. En caso de que surjan aumentos grandes en la demanda, la adquisición de una nueva impresora, otra estación de laminado y la contratación de operarios para el manejo de la maquinaria permitiría aumentar la producción.

## CAPÍTULO 7: Proyecto de inversión de exoesqueletos activos de miembro superior

### 7.1 Resumen ejecutivo

En el presente proyecto de inversión se realiza el análisis de rentabilidad para la producción y comercialización del exoesqueleto diseñado en los capítulos anteriores. Inicialmente, la distribución del producto se realizará en Argentina.

Se determinó que el mercado de exoesqueletos en Argentina es prácticamente inexistente y, por lo tanto, en la región no existen precios ni volúmenes de venta de referencia. En virtud de ello, la cantidad de exoesqueletos a producir y su precio de venta unitario se establecieron a partir de los costos de producción y del margen de utilidad deseado. El primer año se proyecta vender 120 exoesqueletos a \$200.000,00 cada uno y se planea aumentar el porcentaje de operación año a año, hasta llegar a vender 300 dispositivos en quinto y último año de vida del proyecto.

Se estimaron también la inversión total necesaria para instalar y poner en funcionamiento la planta productiva y los costos de producción. La inversión total necesaria será de \$4.660.000,00. La estructura de costos es alta en costos fijos, y se estima en \$830.000,00 para el primer año, aumentando a lo largo de los años al aumentar el porcentaje de operación de la planta.

El análisis de rentabilidad se realizó utilizando un método dinámico y otro estático. Como método dinámico se utilizó la Tasa Interna de Retorno (TIR), y se estableció una Tasa de Retorno Mínima Aceptable (TRMA) igual al 20%. El valor de TIR obtenido fue igual a 26%. Por otro lado, se utilizó el tiempo de repago como método estático, y se estimó el período de tiempo necesario para la recuperación del capital invertido. Realizando los cálculos correspondientes se obtuvo que el tiempo de repago es de aproximadamente 2.3 años. Combinando ambos métodos se determinó que el proyecto es rentable.

## 7.2 Antecedentes

El mercado global de exoesqueletos ha evolucionado sustancialmente desde la creación de los primeros prototipos hace más de 60 años <sup>173</sup>. En la actualidad, el sitio web [ExoskeletonReport.com](http://ExoskeletonReport.com) enumera al menos 40 empresas que se dedican a la comercialización, principalmente en Europa y Estados Unidos, de exoesqueletos con diversas aplicaciones <sup>74</sup>. Sin embargo, en Argentina existen pocos desarrollos, y la mayoría se centran principalmente en las áreas de rehabilitación y asistencia a personas discapacitadas <sup>174-177</sup>.

El proyecto surge como respuesta a la manifestación, y necesidad de resolución, de problemas de índole músculo-esquelética en las industrias, que aumentan los costos y disminuyen la productividad de las empresas. Los exoesqueletos resultantes de este trabajo estarán dirigidos a empresas que tengan empleados que realicen actividades que como consecuencia puedan generar trastornos músculo-esqueléticos (TMEs) en mano-brazo. Se constituirá una empresa de base tecnológica (EBT) para llevar la sociedad los resultados obtenidos en el marco de un proyecto académico.

## 7.3 Estudio de mercado

En 2019, la consultora Gran View Research valuó el mercado global de exoesqueletos en 626.3 millones de dólares (USD) y estimó un *Compound Annual Growth Rate* (CAGR) de 26.3% para el período 2016-2027. Según el informe presentado, los principales factores que contribuyen al crecimiento del mercado de exoesqueletos son la creciente prevalencia de accidentes cerebrovasculares, enfermedades en la médula espinal, lesiones relacionadas con traumas y el envejecimiento de la fuerza laboral <sup>173</sup>.

Del total del mercado, solo un 5% se invierte en Latinoamérica, y únicamente un 15% en exoesqueletos para aplicaciones industriales (figura 7.1). Aplicando los porcentajes al valor del mercado, resulta una inversión de 4.697.250 USD en Latinoamérica en exoesqueletos de asistencia a trabajadores en ambientes industriales.

Con el fin de evaluar el mercado de exoesqueletos en Argentina, es necesario conocer qué porcentaje representa nuestro país de la industria latinoamericana. Para ello, se extrajo información del ente nacional "Acero" <sup>178</sup> que muestra que la industria

Argentina representa aproximadamente el 30% de la industria latinoamericana. Se asume que este porcentaje impacta directamente sobre el valor del mercado de exoesqueletos en el país. De esta forma, se estima que Argentina posee una inversión anual de 1.409.175 USD en exoesqueletos. Sin embargo, debido a la situación actual inesperada de pandemia y de recesión económica esta aproximación está lejos de la realidad. Para mejorar la estimación, se estudió en mayor profundidad el mercado metalúrgico argentino entre 2019 y 2020.

En la edición del 29 de noviembre de 2019, el diario económico El Cronista publicó la visión de los directivos de las empresas siderúrgicas y metalúrgicas más importantes del país sobre la evolución del mercado <sup>179</sup>. Los directivos afirmaron que se esperaba una recesión económica para 2020 debido a la incertidumbre en torno a la negociación de la deuda externa. No obstante, la llegada de la pandemia acrecentó el receso económico que acechaba al sector. Según datos publicados por la

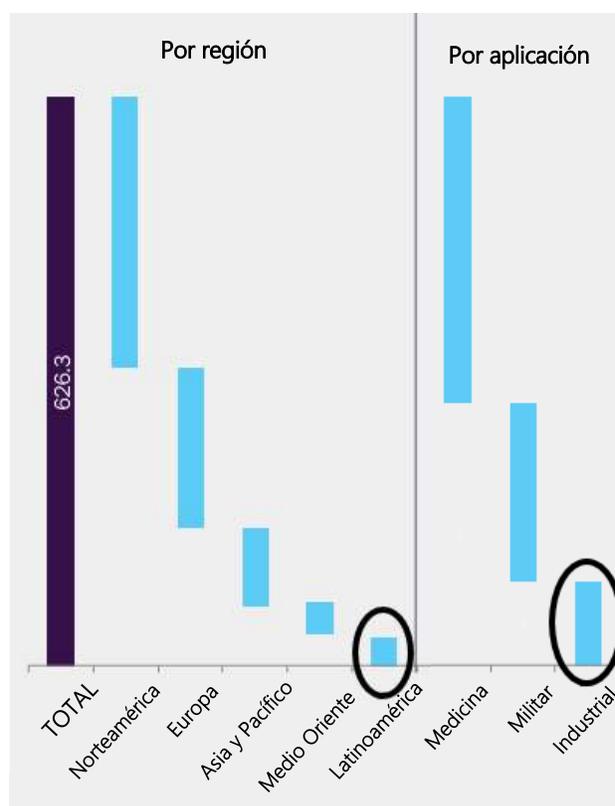


Figura 7.1. Mercado global de exoesqueletos según el informe de la consultora Grand View Research.

Cámara Argentina de Acero <sup>180</sup>, se puede estimar que el mercado argentino metalúrgico sufrió una baja en la inversión del 25% aproximadamente. De esta manera, restando este porcentaje a la inversión de 1.409.175 dólares, la inversión esperada para el 2021 en exoesqueletos en Argentina es de 1.056.881,25 dólares.

En 2019, el CEO del Grupo AcerlorMittal remarcó que para fomentar el desarrollo industrial son necesarias propuestas enfocadas en costos, competitividad, inversiones e inserción inteligente al mundo. El grupo cuenta con 2300 empleados, en 2018 tuvo una facturación de 958.6 millones de dólares y en 2019 invirtió 38 millones de dólares. Por otro lado, el presidente ejecutivo de Ternium, aclaró que las inversiones de la empresa se centrarán en políticas de seguridad e industria 4.0, manteniendo los programas dirigidos a la comunidad. Ternium cuenta con 5400 empleados, y en 2018 cerró el año con un resultado neto de 1662 millones de dólares <sup>181</sup>.

Estos datos indican que, en Argentina, solo dos segmentos metalúrgicos poseen un flujo de capital mayor a 2500 millones de dólares anuales, y solo se está invirtiendo el 0.05% de ese valor en exoesqueletos. Esto indica que hay un mercado que todavía no está definido y que se puede desarrollar.

Al tratarse de un mercado no desarrollado en el país, no existe un precio de referencia de la competencia para establecer el precio de venta del producto, ni una cantidad asociada a dicho precio. Por lo tanto, para determinar el precio de venta se tomarán como referencia y los costos de producción asociados a la construcción del exoesqueleto. Se buscará cubrir los costos fijos y variables con un margen de ganancias aceptable, buscando no superar el valor de los exoesqueletos en otras partes del mundo, donde el mercado sí está desarrollado.

## 7.4 Ingeniería de la producción

Los detalles del proceso productivo se encuentran en la sección 6.4. Sin embargo, en el marco del proyecto de inversión se proponen algunas modificaciones. En primer lugar, se plantea la adquisición

de un escáner 3D para mejorar la calidad de la toma de las medidas del usuario y facilitar la etapa de diseño CAD. También se plantea adquirir una impresora 3D con una cama de impresión más grande que evite la partición de las piezas, para agilizar tanto la etapa de diseño como la de fabricación, porque durante la creación del prototipo se encontró que los agujeros de los pins se tapan fácilmente y se requiere de una etapa de post-procesamiento luego de la impresión para poder unir las piezas.

#### 7.4.1 Especificación de los equipos

En la tabla 7.1 se observan las especificaciones de toda la maquinaria necesaria para el diseño y la fabricación de los exoesqueletos, junto con sus cantidades y precios de adquisición.

**Tabla 7.1.** Especificación de los equipos

Descripción	Cantidad	Precio individual (ARS)	Total (ARS)
Impresora 3d Industrial Creality Cr-3040 Pro	3	357.485,00	1.072.455,00
Equipo de laminación semi automatizado	3	373.121,36	1.119.364,08
Escáner 3D Sense Version 2 3D systems 20cm 2 Metros	1	131.500,00	131.500,00
Computadora Completa Oficina Intel Core I5 16gb 480gb Ssd	3	62.690,00	188.070,00
Monitor Led 22 Samsung F350 Full HD HDMI Gtia Oficial Pce	3	171.00,00	51.300,00
Sierra de Banco Makita 1500 W	1	87.880,58	87.880,58
Minitorno Dremel 4000 con 26 accesorios	2	11.330,00	22.660,00
Taladro de Fuerza Makita DS4012	2	28.621,40	57.242,80

## 7.4.2 Capacidad de la planta

Con el fin de aumentar la capacidad productiva de la planta, se adquirirán 3 impresoras 3D y 3 equipos de infusión. Dado que los equipos de infusión se fabricarán especialmente para la empresa, se solicitará la construcción de un equipo que permita la laminación de todas las piezas en un solo día. Sumando el tiempo del diseño, que también se puede realizar en un solo día, y el tiempo de ensamblaje y empaquetamiento, se concluye que se puede construir un exoesqueleto en 4 días. Teniendo en cuenta que las etapas son secuenciales, el segundo día ya se puede arrancar con la fabricación de otro exoesqueleto. De esta forma, contemplando la variabilidad en el tamaño de las piezas y posibles retrasos en la producción, en un mes de 30 días y trabajando al 100% de la capacidad de la planta se pueden producir 25 exoesqueletos.

## 7.5 Aspectos administrativos

### 7.5.1 Estructura organizacional

Se plantea una estructura organizacional con tres áreas: una de producción, que incluye las etapas de diseño y fabricación, otra de ventas y otra de administración. El organigrama se encuentra en la figura 7.2. Se planea contar con un empleado en el área de administración, dos en el de ventas y cuatro en el de producción. Dentro de asesoría externa se consideran servicios legales, contables y de marketing.

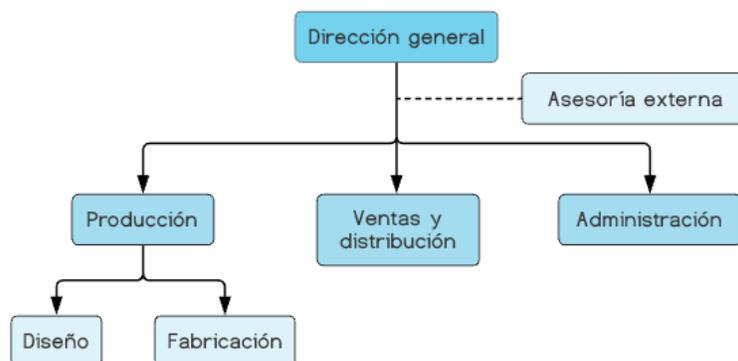


Figura 7.2. Organigrama

El área de administración será la encargada de contactarse con los proveedores y manejar los inventarios para contar con los insumos y materiales cuando sea necesario. Estos se tendrán individualizados por códigos para hacer más ágil la tarea de reposición cuando el stock esté por agotarse.

Los clientes podrán conocer y obtener información del producto ofrecido mediante publicidad que se realizará por una Pagina Web exclusiva de la empresa. Asimismo, el cliente podrá solicitar el producto por el sitio web o a través del departamento de ventas, que será el encargado de realizar los presupuestos. Se registrará la fecha de cotización y el material presupuestado. Toda la documentación vinculada a la compra será debidamente archivada. Como el producto es personalizado, se tendrá que realizar una entrevista para conocer las medidas de cada usuario.

Finalmente, el área de producción será la encargada de fabricar los exoesqueletos para que estén en condiciones de ser entregados a los clientes.

### **7.5.2 Impacto económico, social y ambiental**

El proyecto tiene como objetivo aportar soluciones laborales en el marco del concepto de Industria 4.0. Se tiene como finalidad reducir la incidencia de lesiones y ausencias laborales que disminuyen la productividad de las industrias. Asimismo, se busca fomentar industrias creativas con una mayor integración entre el ser humano y las máquinas, optimizando las actividades industriales para permitir un crecimiento en la productividad y en la calidad.

### **7.6 Evaluación económica**

El análisis económico fue realizado en conjunto con estudiantes de la Facultad de Ciencias Económicas y Sociales de la Universidad Nacional de Mar del Plata, durante la cursada de la materia optativa "Emprendimientos Tecnológicos" de la Facultad de Ingeniería.

### 7.6.1 Inversión

Para la realización del proceso productivo se necesitará contar con un local de aproximadamente 150 m<sup>2</sup>, que se dividirá en dos sectores: producción y administración. El sector de producción se encontrará a su vez subdividido en el sector de almacenamiento del material necesario y el taller donde se encontrarán las maquinarias. El área de administración contará con cuatro escritorios para desarrollar las actividades administrativas, de ventas y de diseño.

La planta funcionará en un espacio alquilado en la ciudad de Mar del Plata, por lo que en el análisis de inversión no se considera el costo de adquisición de terreno, de construcción por metro cuadrado, ni de impuestos a la propiedad. Sin embargo, se considera un componente destinado al armado del espacio de trabajo alquilado: compra de mesas, sillas, escritorios, artículos de librería, etc.

Dado que se trata de un proyecto tecnológico, se incluirá en la inversión un componente llamado "Inversión en actividades de I+D" que contempla los gastos realizados durante el desarrollo del producto. Incluye materiales, servicios recibidos de terceros o del propio personal, la depreciación de los bienes utilizados y otros costos directa o indirectamente atribuibles al proyecto.

En la compra de equipos principales se incluyen todos aquellos especificados en la sección 7.4.1, y su instalación se considera igual al 20% del valor total de compra. Se destina también una parte de la inversión a la cobertura de posibles contingencias y a gastos de puesta en marcha. Finalmente, se incluye un componente destinado a la creación de la página web de la empresa.

Por otro lado, la inversión en capital de trabajo se estima como el 10% de la inversión fija total.

En la tabla 7.2 se encuentran los componentes de la inversión y sus valores.

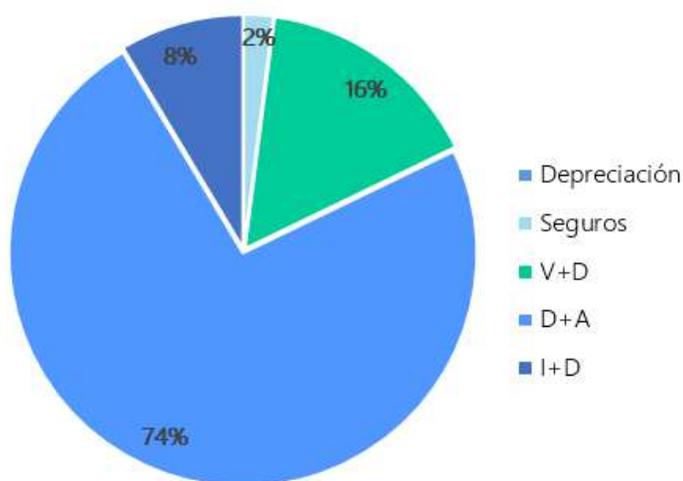
**Tabla 7.2.** Inversión total del proyecto en pesos argentinos

<b>Armado del espacio de trabajo</b>	\$500.000,00
<b>Inversión en actividades de I+D</b>	\$608.269,25
<b>Compra de equipos principales</b>	\$2.736.588,38

Instalación de equipos	\$547.317,67
Gastos de puesta en marcha	\$100.000,00
Contingencias	\$100.000,00
Página Web	\$200.000,00
Inversión Fija	\$4.244.857,63
Inversión en Capital de Trabajo	\$414.985,76
<b>Inversión Total</b>	<b>\$4.659.843,39</b>

### 7.6.2 Costos de producción

Los costos fijos contemplan el alquiler del espacio de trabajo, los seguros, los costos de dirección y administración (D+A), la depreciación de los bienes, los costos de ventas y distribución (V+D), y los de investigación y desarrollo (I+D). Para el cálculo de la depreciación se aplicó el método de línea recta y se estimó un valor residual igual al 20% de la inversión fija. Dentro de los gastos de administración y dirección se incluyeron los honorarios de los asesores legales y contables, los gastos bancarios y de mantenimiento de las oficinas. Los costos fijos son iguales a \$508.300,00 por mes, y su distribución se observa en la figura 7.3.



**Figura 7.3.** Distribución de los costos fijos

Los costos variables se calculan al punto de operación del primer año, e incluyen el costo de los materiales e insumos necesarios para la construcción de los exoesqueletos, los salarios de los operarios que intervienen directamente en la manufactura del producto, el costo de empaque, los servicios y el mantenimiento de la maquinaria. Los costos variables en el punto de operación del primer año son iguales a \$321.300,00 por mes.

El costo de mantenimiento anual se estima como el 5% de la inversión fija. Los costos de suministros se estiman como el 20% de la mano de obra directa. En la figura 7.4 se observa la distribución de cada uno de estos costos

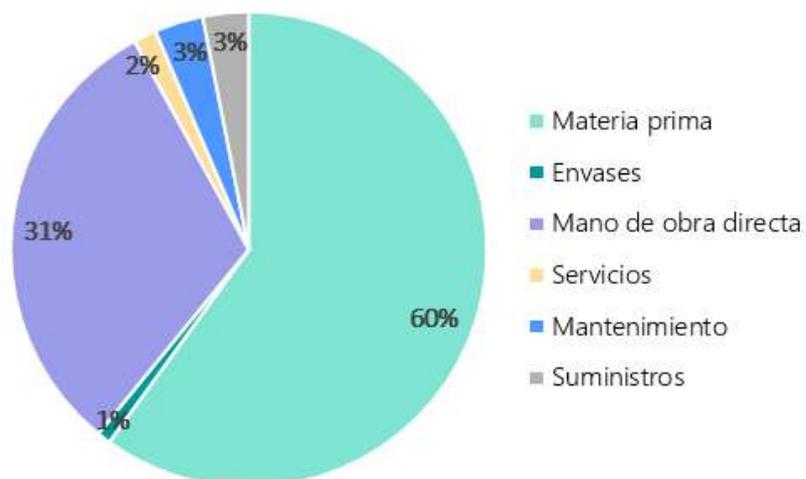


Figura 7.4. Distribución de los costos variables

En las tablas C1 y C2 del anexo se encuentra el detalle de cada uno de los costos fijos y variables.

### 7.6.3 Precio de venta

Se utilizará el mecanismo de precio fijo: todos los exoesqueletos, independientemente del tamaño, van a tener el mismo precio de venta. El precio se fijó en base al costo estimado de producción, considerando la construcción de diez unidades por mes y estableciendo un margen de utilidad de un 250%. Al incrementar las unidades vendidas en los años siguientes, la utilidad por venta se verá ampliamente favorecida. Según estos criterios el precio de venta de un exoesqueleto es de

\$200.000,00 pesos argentinos. Teniendo en cuenta que los precios de exoesqueletos de miembro superior para aplicaciones industriales oscilan entre 4000 y 6500 USD en Estados Unidos y Europa, que son las regiones con mayor desarrollo del mercado, se considera que el valor es razonable <sup>53</sup>.

#### 7.6.4 Rentabilidad

Para realizar el análisis de rentabilidad se utilizaron dos métodos: uno dinámico y otro estático. Como método dinámico se utilizó la Tasa Interna de Retorno (TIR), y como método estático el tiempo de repago, que sirve para estimar el período de tiempo necesario para la recuperación del capital invertido. Debido a la alta volatilidad y a las altas tasas del riesgo país, con el fin de maximizar el valor generado por el proyecto en el contexto actual se fijó una Tasa de Retorno Mínima Aceptable de (TRMA) del 20%. Se estableció una vida útil de 5 años para el proyecto.

Se proyecta trabajar a diferentes puntos de operación a lo largo de la vida útil del proyecto, hasta llegar a la máxima capacidad productiva el último año (tabla 7.3).

**Tabla 7.3.** Puntos de operación estimados para el cálculo de la rentabilidad

Punto de operación (%)	40	60	60	80	100
Cantidad de exoesqueletos por mes	10	15	15	20	25

El análisis de rentabilidad resulta en una TIR igual al 26% y un tiempo de repago igual a 2.3 años. Dado que la TIR es mayor a la TRMA adoptada, y que el tiempo de repago es menor a la mitad de la vida útil del proyecto, se concluye que la inversión para la instalación y puesta en marcha de una empresa que fabrique exoesqueletos en la ciudad de Mar del Plata es aconsejable.

#### 7.6.5 Punto de equilibrio

El punto de equilibrio es el punto de actividad en el cual los ingresos por ventas del producto son equivalentes a los egresos, es decir, a los costos totales de producción. En este punto la empresa no tiene ni ganancias ni pérdidas monetarias.

En este proyecto se aplicará el modelo lineal de punto de equilibrio, que considera únicamente los ingresos por ventas de la empresa como consecuencia de la comercialización del producto fabricado. Cualquier otra actividad económica se desprecia.

En la figura 7.5 se presenta la carta económica de producción de la empresa. El punto de equilibrio es la intersección entre la curva de ingreso por ventas y los costos totales. Todos los valores presentados están dados en \$/año. Se asumieron 12 meses de producción por año. El beneficio neto antes de impuestos se calculó como la resta entre los ingresos por ventas y los costos totales de producción. Para el beneficio neto se asumió un impuesto a las ganancias del 35%.

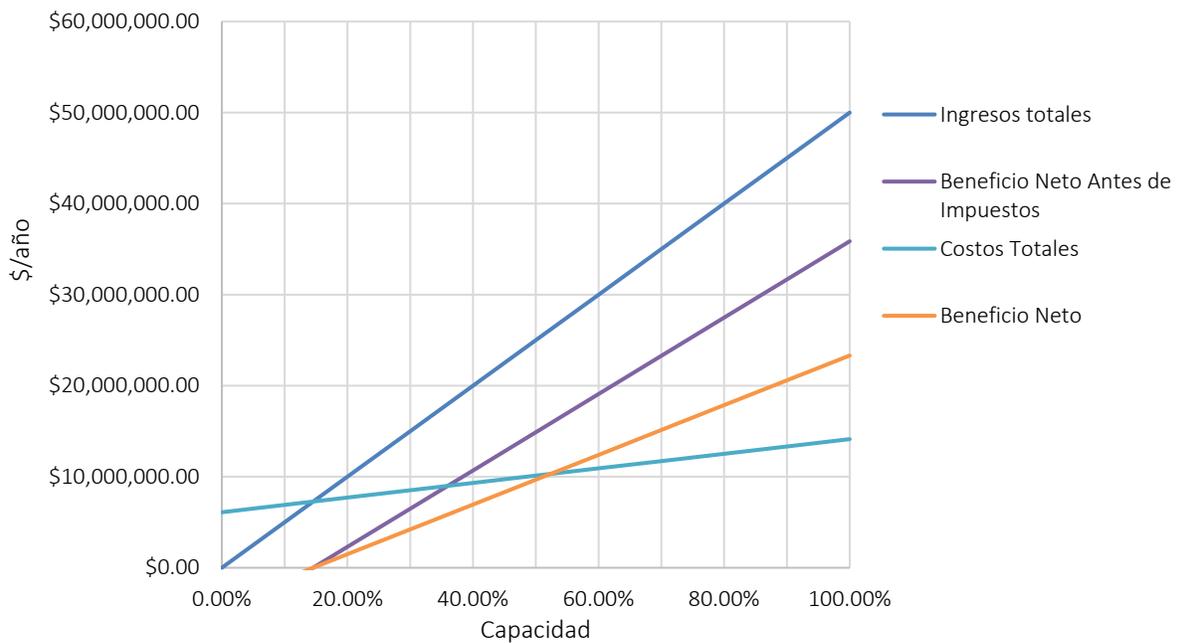


Figura 7.5. Carta económica de producción de la empresa

Se observa que el punto de equilibrio se encuentra alrededor del 13% de la capacidad productiva. De esta forma, desde el primer año se trabaja por encima del punto de equilibrio y se obtienen ganancias.

### 7.6.7 Conclusión

En base a los resultados del análisis económico se puede afirmar que el proyecto es rentable.

## Conclusión

A partir de la adopción de un proceso ideado específicamente para este proyecto se logró diseñar y fabricar el demostrador tecnológico de un exoesqueleto de miembro superior con un grado de libertad. A lo largo del proyecto se abordaron todos los requerimientos de diseño planteados inicialmente, que permitieron darle forma al producto hasta llegar al prototipo definitivo presentado en el capítulo 6. Se realizó una prueba de concepto y se comprobó que el diseño planteado funciona correctamente.

Se estableció que los materiales compuestos de resina epoxi reforzados con fibras de carbono bidireccionales son los más apropiados para fabricar un exoesqueleto con los requerimientos planteados. Sin embargo, debido a la imposibilidad de resolver pérdidas de aire en el equipo de infusión y de imprimir las piezas en ABS, el demostrador tecnológico se fabricó con resina poliéster insaturada y fibras de carbono.

Con el fin de caracterizar el material seleccionado y dimensionar el compuesto se realizaron análisis micromecánicos por elementos finitos y ensayos experimentales. Para lograr un diseño cómodo y adaptado al usuario, se exploró la posibilidad de combinar dos técnicas de fabricación: impresión 3D e infusión por vacío con membranas flexibles.

Con impresión 3D se obtuvieron piezas a la medida del usuario, que se recubrieron con pieles de material compuesto de alto desempeño mecánico mediante el uso de un dispositivo innovador basado en la técnica de infusión por vacío. De esta manera, la geometría de las piezas se ajustó a las dimensiones del usuario y las pieles de compuesto otorgaron las propiedades mecánicas requeridas para la aplicación. El enfoque planteado permitió obtener un exoesqueleto personalizado y ultraliviano.

Además, se observó que la utilización de materiales compuestos tiene una ventaja fundamental para el caso de productos personalizados porque permite modificar libremente la cantidad de capas de

refuerzo, y así tolerar diferentes condiciones en servicio. De esta forma, es posible adaptar el exoesqueleto no solo al cuerpo del usuario sino también a la actividad que este realiza. Por simplicidad a la hora de fabricar el producto, únicamente se contemplaron la cantidad de capas de carbono y no se modificó su orientación, que siempre estuvo fija a 0 y 90°, porque se usaron tejidos bidireccionales. Sería posible incluso reforzar específicamente las regiones más solicitadas con tejido unidireccional orientado adecuadamente para mejorar aún más el desempeño y reducir el peso total.

Como parte de la fabricación del producto se realizaron diferentes pruebas para verificar la compatibilidad de las técnicas de procesamiento seleccionadas. Al iniciar el proyecto, se evaluó exitosamente el curado de la resina epoxi a temperatura ambiente, pero las condiciones de trabajo en el taller fueron distintas a las estimadas inicialmente. Al aplicar temperatura para favorecer el curado, se superó la  $T_g$  del PLA y los núcleos se deformaron. Con el fin de obtener un demostrador tecnológico, se decidió reemplazar la resina por poliéster insaturado. Por otro lado, el núcleo tiene que tener la rigidez suficiente como para soportar la diferencia de compresión isostática de una atmósfera que se genera durante el procesamiento y la tensión que generan las membranas al tirar del perímetro plano. También se demostró que la etapa de preformado es clave para lograr que los tejidos se adhieran y adapten al núcleo.

Finalmente, luego de la construcción del dispositivo se realizó un proyecto de inversión para analizar la posibilidad de insertar el producto en el mercado argentino. Se determinó que la instalación de una planta productiva en la ciudad de Mar del Plata es rentable.

## Trabajo a futuro

La construcción del primer demostrador tecnológico evidenció algunos aspectos importantes a considerar en los próximos prototipos.

En primer lugar, se planea optimizar el proceso de impresión 3D de las piezas. Es necesario realizar un estudio de las distintas variables de proceso. Deben optimizarse las geometrías tanto de las piezas como de los soportes para minimizar el material desechado y evitar el daño por extracción de los mismos. Se planea estudiar los requerimientos mecánicos del núcleo para soportar la presión de compactación. En este sentido, es posible cambiar tanto el material de impresión (ABS, PETG, Nylon, etc) como densificar la región de relleno. Asimismo, se prevé la utilización de soportes solubles basados en filamentos de polivinil alcohol (PVA).

Por otro lado, se plantea mejorar el sistema de actuación y control, el cual es un aspecto que, debido a las limitaciones de un proyecto final de grado de la carrera de Ingeniería en Materiales, no fue explorado en profundidad en esta oportunidad. El proyecto contempla desde el inicio la utilización de sensores de electro-miograma (EMG) y un sistema de control basado en placas de adquisición y control autónomas (*Single Board Computers*) tipo Arduino. El sistema sería capaz de monitorear los impulsos nerviosos que llegan a los músculos del brazo. Este impulso sería procesado por la placa de control y se activaría el actuador con la intensidad y dirección requerida.

También se plantea mejorar el diseño del sistema de sujeción y la realización de ensayos mecánicos en flexión de las piezas fabricadas siguiendo las recomendaciones de la norma ASTM D7250/D7250M – 20, que indica las recomendaciones para determinar la rigidez a la flexión y al corte de una viga sándwich.

Finalmente, se propone continuar con el desarrollo del exoesqueleto correspondiente a la articulación del hombro, la cual contempla numerosos grados de libertad. De esta forma, se podría completar un exoesqueleto de miembro superior.

## Anexo A

Tabla A1. Espesores promedio en mm de las placas fabricadas

.Número de capas	Espesores (mm)						Espesor promedio	Espesor promedio por lámina
1	0.356	0.36	0.379	0.354	0.47	0.355	0.379	0.379
2	0.528	0.539	0.5503	0.586	0.564	0.535	0.550	0.275
3	0.774	0.753	0.753	0.785	0.752	0.759	0.758	0.253
4	0.926	0.883	0.941	0.967	0.887	0.926	0.922	0.230
5	1.1	1.094	1.092	1.107	1.118	1.098	1.102	0.220

Tabla A2. Densidad de los recortes de tejido de carbono bidireccional

$m_{tejido} (g)$	$A_{tejido} (cm)$	$\delta_{sup} (g/cm^2)$
0.3	5x3.5=17.5	0.017
0.4	3x8=24	0.016
1.6	10.5x7.5=78.75	0.020
1.2	8x7=56	0.021
1	7x7.5=52.5	0.019
1.1	9x6=54	0.020

Tabla A3. Dimensiones de las probetas ensayadas bajo tracción

	Probetas cortadas a lo largo				Probetas cortadas a lo ancho			
	Ancho		Espesor		Ancho		Espesor	
P1	12.83	12.87	1.35	1.34	12.87	12.95	1.13	1.15
	12.77		1.29		13		1.13	
	13		1.38		13		1.2	
P2	11.83	11.53	1.15	1.15	12.93	12.90	1.15	1.11
	11.65		1.14		12.83		1.08	
	11.1		1.17		12.95		1.11	
P3	12.25	12.37	1.2	1.17	13.06	13.01	1.16	1.14
	12.43		1.14		12.93		1.12	

	12.33		1.17		13.05		1.15	
<b>P4</b>	12.47	12.35	1.14	1.15	12.6	12.88	1.19	1.14
	12.28		1.14		13.03		1.11	
	12.3		1.17		13.01		1.13	
<b>P5</b>	12.77	13.07	1.16	1.14	12.8	12.74	1.15	1.14
	13.08		1.1		12.9		1.13	
	13.37		1.16		12.53		1.14	

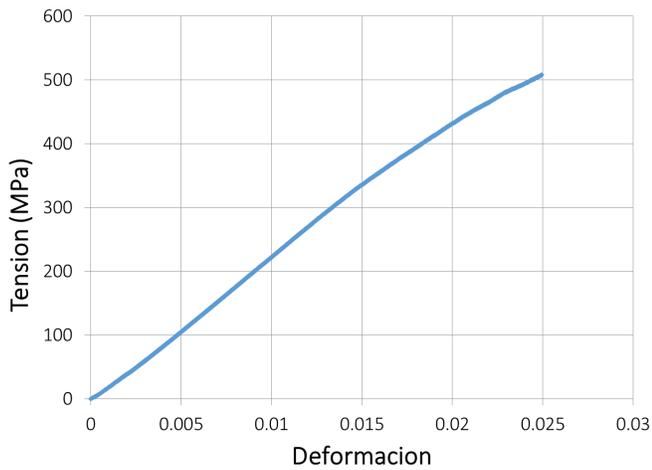


Figura A1. Probeta n°1 cortada en dirección longitudinal

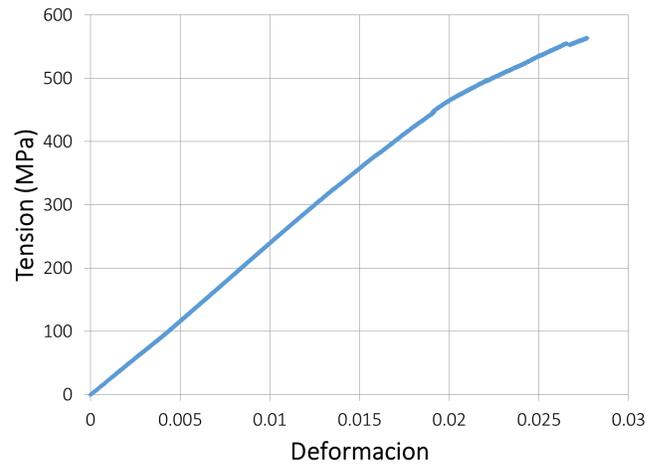


Figura A2. Probeta n°2 cortada en dirección longitudinal

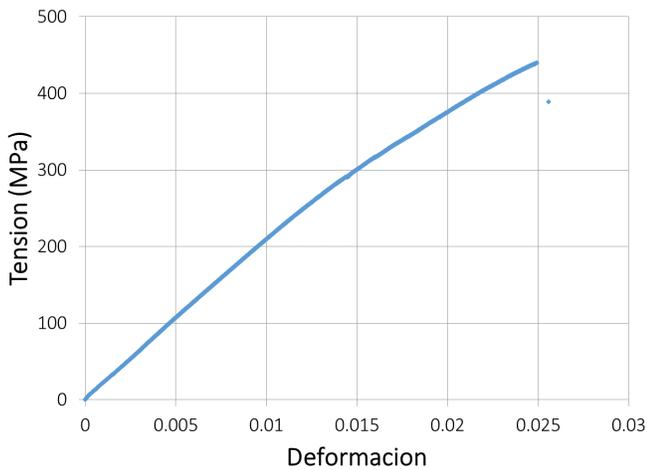


Figura A3. Probeta n°3 cortada en dirección longitudinal

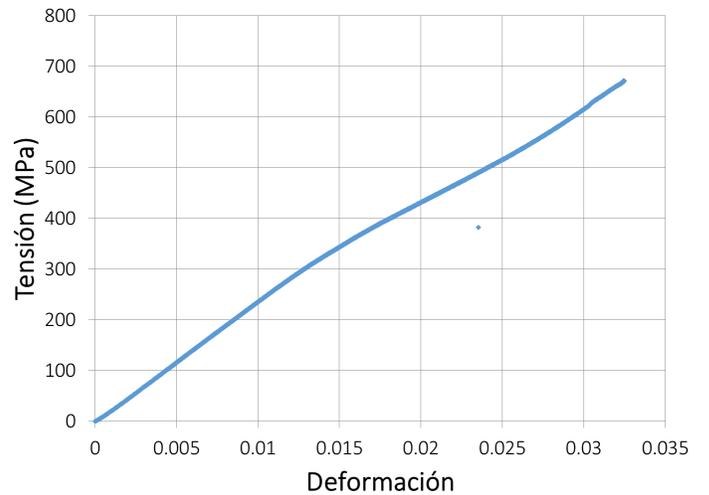


Figura A4. Probeta n°2 cortada en dirección transversal

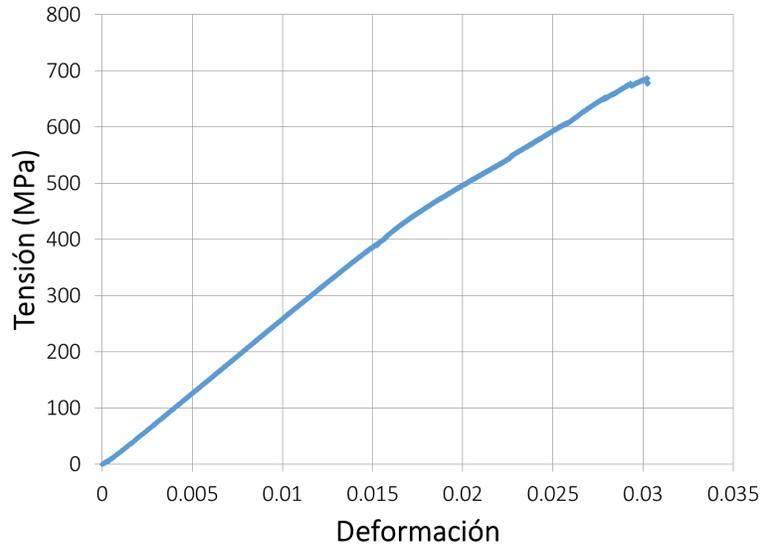


Figura A5. Probeta n°3 cortada en dirección transversal

## Anexo B

Tabla B1. Medidas en cm del antebrazo del usuario tomado como referencia para el diseño del prototipo

Antebrazo			
z	Perímetro	Distancia	Ancho mínimo
4	21.5	-0.6	8.3
5	21.3	-0.5	8.3
6	20.9	-0.5	8.3
7	20.5	-0.4	8.2
8	19.9	-0.3	8.1
9	19.5	-0.1	7.9
10	18.4	0	7.6
11	17.9	0.2	7.4
12	17.2	0.4	7.1
13	16.6	0.5	7
14	15.7	0.6	6.8
15	15.5	0.7	6.6
16	14.7	0.8	6.4
17	14.5	1	6.2
18	14.5	1.1	6

## B.1 Código para calcular la geometría de la media caña

Los valores introducidos son los correspondientes al antebrazo del usuario.

```

m=21; %es la cantidad de posiciones en z, valores medidos en cm, depende de
la longitud del brazo

%importación de los datos de Excel
filename='Medidas antebrazo.xlsx';
sheet=1;
xlRange='A3:D31'; %el rango se modifica según la cantidad de datos
analizados
num = xlsread(filename,sheet,xlRange); %las medidas se guardan en una matriz

n=1; %contador de columnas para resultados
e=-2; %contador para columnas en las coordenadas

for u=1:m
    i=1;
    for b=1:0.01:10 %b es el semieje vertical
        for a=1:0.01:10 %a es el semieje horizontal
            H=(a-b)/(a+b)^2;
            perimetro=pi*(a+b)*(1+(3*H/(10+sqrt(4-3*H))))+((4/pi)-
(14/11))*H^12));

            if abs(num(u,2)-perimetro)<0.03 && perimetro>=num(u,2) &&
(abs(a-(num(u,4)/2))<=0.03) && a>=(num(u,4)/2) %la primera
condición da relación entre los perímetros, la segunda
condición es para que entre en el ancho del brazo
                Resultados(i,n)=a; %valor de a
                Resultados(i,n+1)=b; %valor de b
                Resultados(i,n+2)=perimetro;
                i=i+1;
            end

        end

        g=i-1; %cantidad de respuestas posibles
    end

for t=1:g
    Coord=zeros(1,1); %Resultados=zeros(100,100);
    e=e+3; %e es el contador para columnas
    adef=Resultados(t,n);
    bdef=Resultados(t,n+1);
    %Ahora escribo las coordenadas
    h=adef+num(u,3); %centro en x
    k=0; %centro en y
    %valores de x
    filas=0;
    iter=0;

    for i=-10:0.05:25

```

```

filas=filas+1;
C(filas,e)=i;          %valores de y
C(filas,e+1)=sqrt((bdef^2)-(((C(filas,e)-
h)^2)*(bdef^2))/(adef^2))+k; %valores positivos
C(filas,e+2)=-sqrt((bdef^2)-(((C(filas,e)-
h)^2)*(bdef^2))/(adef^2))+k; %valores negativos
%contador para las coordenadas finales

if abs(imag(C(filas,e+1)))<=0.001
    iter=iter+1;
    Coord(iter,1)=real(C(filas,e)); %valor de x en la primer
columna
    Coord(iter,2)=real(C(filas,e+1)); %valor de y positivo
    Coord(iter,3)=real(C(filas,e+2)); %valor de y negativo
end

end

s=size(Coord);
len=s(1,1);

for i=1:len
    j=i-1;
    Coordfinales(i,e)=Coord(i,1)*10; %valor de x
    Coordfinales(len*2-1-j,e)=Coord(i,1)*10; %valor de x repetido
    Coordfinales(i,e+1)=Coord(i,2)*10; %valor de y positivo
    Coordfinales(len*2-1-j,e+1)=Coord(i,3)*10; %valor de y negativo
    Coordfinales(i,e+2)=num(u,1)*10; %coordenadas de z en mm
    Coordfinales(len*2-1-j,e+2)=num(u,1)*10;
end
    Coordfinales(len*2,e)=1000000;
end
n=n+3; %n es el contador para resultados
end

```

## B.2 Código VBA para la incorporación de las curvas en SolidWorks

```
Option Explicit
```

```
Sub ImportarCurvas()
```

```

Dim swDoc As SldWorks.ModelDoc
Dim swApp As SldWorks.SldWorks
Dim boolstatus As Boolean
Dim logstatus As Integer
Dim longwarnings As Integer
Dim Excel As Object
Dim i As Integer
Dim j As Integer
Dim xpt As Double
Dim ypt As Double
Dim zpt As Double

```

```

Set Excel = GetObject(, "Excel.Application")
Set swApp = CreateObject("Sldworks.Application")
swApp.Visible = True

Set swDoc = swApp.ActiveDoc

For j = 2 To 85 Step 3
    swDoc.InsertCurveFileBegin
    i = 2
    Do While Excel.Cells(i, j).Text <> 1000000
        swDoc.InsertCurveFilePoint Cells(i, j).Value / 1000, Cells(i, j +
        1).Value / 1000, Cells(i, j + 2).Value / 1000
        i = i + 1
    Loop
    swDoc.InsertCurveFileEnd
Next j

End Sub

```

## Anexo C

**Tabla C1.** Costos variables calculados al punto de operación del primer año

Descripción	Precio unitario	Cantidad	Total (ARS)
Polímero impresión 3D (por kg)	1.300,00	10 kg	13.000,00
Fibras de carbono (por m <sup>2</sup> )	4.100,00	10 m2	41.000,00
Resina (por kg)	2.675,00	10 kg	26.750,00
Adaptador	2.000,00	10	20.000,00
Placa arduino	2.344,75	10	23.447,50
Motor	4.689,50	10	46.905,00
Batería	2.000,00	10	20.000,00
Straps	40,00	40	1.600,00
Envases	3.000,00	10	30.000,00
Mano de Obra directa	50.000,00	2	100.000,00
Luz	-	-	5.000,00
Mantenimiento (5% de la inversión fija dividido 12 meses)	-	-	17.291,07
Suministros (20% Mano de obra directa)	-	-	10.000,00

Tabla C2. Costos fijos

Descripción	Precio unitario	Cantidad	Total
Depreciación línea recta	-	-	65.281,78
Seguro de mercadería	1	3.000,00	3.000,00
Seguros del personal	1	3.000,00	3.000,00
Seguros a la propiedad	1	3.000,00	3.000,00
Honorarios marketing	1	20.000,00	20.000,00
Envío productos	1	5.000,00	5.000,00
Empleado Ventas	1	45.000,00	45.000,00
Emprendedores	3	60.000,00	180.000,00
Empleado administrativo	1	45.000,00	45.000,00
Honorarios abogados	1	20.000,00	20.000,00
Honorarios contadores	1	20.000,00	20.000,00
WiFi oficinas	1	3.000,00	3.000,00
Otros Gastos oficinas	1	5.000,00	5.000,00
Servicios oficinas	1	5.000,00	5.000,00
Alquiler inmueble	1	50.000,00	50.000,00
Gastos bancarios	1	10.000,00	10.000,00
Alarma	1	5.000,00	5.000,00
Limpieza	1	5.000,00	5.000,00
Materiales de prueba	1	40.000,00	40.000,00
Ensayos	1	8.000,00	8.000,00

## Referencias

1. De Looze, M. P., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S. & O'Sullivan, L. W. Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics* **59**, 671–681 (2016).
2. Gull, M. A., Bai, S. & Bak, T. A review on design of upper limb exoskeletons. *Robotics* **9**, 1–35 (2020).
3. Lowe, B. D., Billotte, W. G. & Peterson, D. R. ASTM F48 Formation and Standards for Industrial Exoskeletons and Exosuits. *IJSE Trans. Occup. Ergon. Hum. factors* **7**, 17 (2019).
4. Oxford. Exoskeletons. Available at: <https://www.oxfordlearnersdictionaries.com/definition/english/exoskeleton?q=exoskeletons>. (Accessed: 16th April 2021)
5. Perry, J. C., Rosen, J. & Burns, S. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME Trans. Mechatronics* **12**, 408–417 (2007).
6. Dollar, A. M. & Herr, H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. *IEEE Trans. Robot.* **24**, 144–158 (2008).
7. Ferris, D. P., Schlink, B. R. & Young, A. J. *Robotics: Exoskeletons. Encyclopedia of Biomedical Engineering* (Elsevier Inc., 2019). doi:10.1016/b978-0-12-801238-3.99906-9
8. Pons, J. L. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons.pdf*.
9. Ármannsdóttir, A. L. *et al.* Assessing the Involvement of Users During Development of Lower Limb Wearable Robotic Exoskeletons: A Survey Study. *Hum. Factors* **62**, 351–364 (2020).
10. Schnieders, T. M. & Stone, R. T. Current Work in the Human-Machine Interface for Ergonomic Intervention with Exoskeletons. *Int. J. Robot. Appl. Technol.* **5**, 1–19 (2017).
11. Ralph .S, M. *Handyman to Hardiman.* (1967).
12. Arslan, Y. Z., Karabulut, D. & Popovic, M. B. Exoskeletons , Exomusculatures , Exosuits : Dynamic Modeling and Simulation. in (2019).
13. Exoskeleton. Available at: <https://science.howstuffworks.com/exoskeleton.htm>.
14. Kazerooni, H. Human- Robot Interaction via the Transfer of Power and Information Signals. (1990). doi:<https://doi.org/10.1109/21.52555>
15. Popovic, M. B. *Biomechanics and Robotics.* (Pan Standford, 2013).
16. Kazerooni, H. Human augmentation and exoskeleton systems in Berkeley. *Int. J. Humanoid Robot.* **4**, 575–605 (2007).
17. Agarwal, P. & Deshpande, A. D. *Exoskeletons. Human Performance Optimization* (2019).

doi:10.1093/oso/9780190455132.003.0011

18. Raytheon XOS 2 Exoskeleton, Second-Generation Robotics Suit. Available at: <https://www.army-technology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeleton-us/>. (Accessed: 8th April 2021)
19. Gorgey, A. S., Holmes, H. & Vamc, M. Robotic exoskeletons: The current pros and cons. **9**, 112–119 (2018).
20. Exoesqueleto: El futuro de los EPI en trabajos industriales. Available at: <https://www.costaoesteindustrial.com/2018/04/28/exoesqueleto-el-futuro-del-epi-en-los-trabajos-industriales/>. (Accessed: 27th January 2021)
21. Aggogeri, F., Mikolajczyk, T. & O’Kane, J. Robotics for rehabilitation of hand movement in stroke survivors. *Adv. Mech. Eng.* **11**, 1–14 (2019).
22. McFarland, T. & Fischer, S. Considerations for Industrial Use: A Systematic Review of the Impact of Active and Passive Upper Limb Exoskeletons on Physical Exposures. *IJSE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **7**, 322–347 (2019).
23. Cenciarini, M. & Dollar, A. M. Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons. *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.* 10–14 (2011). doi:10.1109/ICORR.2011.5975366
24. Stirling, L., Siu, H. C., Jones, E. & Duda, K. Human factors considerations for enabling functional use of exosystems in operational environments. *IEEE Syst. J.* **13**, 1072–1083 (2019).
25. Bances, E., Schneider, U., Siegert, J. & Bauernhansl, T. Exoskeletons towards industrie 4.0: Benefits and challenges of the IoT communication architecture. *Procedia Manuf.* **42**, 49–56 (2020).
26. El exoesqueleto. Available at: <https://harmonicdrive.de/es/glosario/el-exoesqueleto>. (Accessed: 8th April 2021)
27. Avis d’expert: tout savoir sur le fonctionnement des exoesquelettes. Available at: <https://www.industrie-techno.com/article/avis-d-expert-tout-savoir-sur-le-fonctionnement-des-exoesquelettes.53257>. (Accessed: 2nd February 2021)
28. R. A. R. C. Gopura & Kiguchi, K. Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots. (2009). doi:10.1103/PhysRevLett.25.478
29. Ferris, D. P. The exoskeletons are here. *J. Neuroeng. Rehabil.* **6**, 6–9 (2009).
30. Pietrantoni, L. *et al.* Usability of Exosystems: A Review. *13th Biannu. Conf. Ital. SIGCHI Chapter* (2019).
31. Del Ferraro, S., Falcone, T., Ranavolo, A. & Molinaro, V. The effects of upper-body exoskeletons on human metabolic cost and thermal response during work tasks—a systematic review. *Int. J. Environ. Res. Public Health* **17**, 1–25 (2020).
32. Kazerooni, H. The Berkeley Lowe Extremity Exoskeleton. (2006).

33. Wang, J. *et al.* Comfort-Centered Design of a Lightweight and Backdrivable Knee Exoskeleton. *IEEE Robot. Autom. Lett.* **3**, 4265–4272 (2018).
34. Eskandari, F., Nodoushan, M. N., Arshi, A. R. & Motlagh, F. N. Designing a 12 DoF lower extremity exoskeleton based on the gait kinematics data. *2015 22nd Iran. Conf. Biomed. Eng. ICBME 2015* 358–362 (2016). doi:10.1109/ICBME.2015.7404170
35. Søråa, R. A. & Fosch-Villaronga, E. Exoskeletons for all: The interplay between exoskeletons, inclusion, gender, and intersectionality. *Paladyn* **11**, 217–227 (2020).
36. Rocon, E., Ruiz, A. F., Pons, J. L., Belda-Lois, J. M. & Sánchez-Lacuesta, J. J. Rehabilitation robotics: A wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.* **2005**, 2271–2276 (2005).
37. ¿Qué son los riesgos ergonómicos? (2021). Available at: <https://www.cenea.eu/riesgos-ergonomicos>. (Accessed: 25th January 2021)
38. Musculoskeletal disorders. Available at: <https://www.cdc.gov/workplacehealthpromotion/health-strategies/musculoskeletal-disorders/index.html>. (Accessed: 27th January 2021)
39. Informe provisorio de enfermedades profesionales - 1er trimestre 2019.pdf.
40. How to prevent musculoskeletal disorders. (2012). Available at: <https://www.cdc.gov/niosh/docs/2012-120>. (Accessed: 27th January 2021)
41. Salud, A. E. para la seguridad y la. Los trastornos musculoesqueléticos de origen laboral en los Estados miembros de la Unión Europea: inventario de factores socioeconómicos. *Facts* **1**, 9–12 (2000).
42. Eurogip. *Prévention de la désinsertion professionnelle et maintien dans l'emploi Exemple dans 4 pays européens: Allemagne, Danemark, Autriche, Suède.* (2021).
43. Injuries, Illnesses and Fatalities. Available at: <https://www.bls.gov/iif/oshwc/case/msds.htm>. (Accessed: 27th January 2021)
44. Prevalia, S. Riesgos ergonómicos y medidas preventivas en las empresas lideradas por jóvenes empresarios. *Madrid Jóvenes Empres. Aje* **1**, 1–24 (2013).
45. Haning, S. L. & Schwerha, D. J. Women and Exoskeletons : Design and its Effect on Fit and Comfort. 67–72 (2019).
46. Ippolito, D., Constantinescu, C. & Riedel, O. Holistic planning and optimization of human-centred workplaces with integrated Exoskeleton technology. *Procedia CIRP* **88**, 214–217 (2020).
47. Smets, M. A Field Evaluation of Arm-Support Exoskeletons for Overhead Work Applications in Automotive Assembly. *IJSE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **7**, 192–198 (2019).
48. Verzijl, D. *et al.* *Industrie 4.0: Smart Manufacturing for the future.* (2014).

49. El uso de exoesqueletos para mejorar la ergonomía está cerca. Available at: <https://prevencionautorizada.com/el-uso-de-exoesqueletos-para-mejorar-la-ergonomia-esta-cerca/>. (Accessed: 10th April 2021)
50. Ferraro, V. & Ugur, S. Designing wearable technologies through a user centered approach. *DPP/11 - Des. Pleasurable Prod. Interfaces, Proc.* (2011). doi:10.1145/2347504.2347510
51. La planta de Ford de Valencia es la primera del mundo en integrar exoesqueletos en sus líneas de montaje. (2018). Available at: <https://www.ford.com.ar/acerca-de-ford/novedades/2018/planta-ford-valencia-exoesqueletos-lineas-de-montaje/>. (Accessed: 25th January 2021)
52. Manufacturing workers become more than human with exoskeletons. Available at: <https://www.machinedesign.com/mechanical-motion-systems/article/21836235/manufacturing-workers-become-more-than-human-with-exoskeletons>. (Accessed: 10th February 2021)
53. Lauren Goode. Are exoskeletons the future of physical labor? (2017). Available at: <https://www.theverge.com/2017/12/5/16726004/verge-next-level-season-two-industrial-exoskeletons-ford-ekso-suitx>. (Accessed: 8th April 2021)
54. Exoesqueletos en fábricas españolas. Available at: <https://www.xataka.com/robotica-e-ia/como-se-estan-usando-exoesqueletos-fabricas-espanolas>. (Accessed: 25th January 2021)
55. ULS Robotics. Available at: <https://www.ulsrobotics.com/en/h-col-101.html>. (Accessed: 10th July 2021)
56. Najam, H. & Unal, R. Material selection for knee exoskeleton frame. (2019).
57. Kerns, J. The rise of the exoskeletons. *Machine Design* **87**, 30–35 (2015).
58. Kermavnar, T., O'Sullivan, K. J., Casey, V., de Eyto, A. & O'Sullivan, L. W. Circumferential tissue compression at the lower limb during walking, and its effect on discomfort, pain and tissue oxygenation: Application to soft exoskeleton design. *Appl. Ergon.* **86**, (2020).
59. Jansen, J., Richardson, B., Pin, F., Lind, R. & Birdwell, J. Exoskeleton for Soldier Enhancement Systems Feasibility Study. *Power* 41 (2000). doi:10.2172/885757
60. Young, A. J. & Ferris, D. P. State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **25**, 171–182 (2017).
61. Rahman, M. H., Saad, M., Kenné, J. P. & Archambault, P. S. Modeling and development of an exoskeleton robot for rehabilitation of wrist movements. *IEEE/ASME Int. Conf. Adv. Intell. Mechatronics, AIM* 25–30 (2010). doi:10.1109/AIM.2010.5695839
62. Kazerooni, H. The human power amplifier technology at the University of California, Berkeley. *Rob. Auton. Syst.* **19**, 179–187 (1996).
63. Pina, D. S., Fernandes, A. A., Jorge, R. N. & Gabriel, J. Designing the mechanical frame of an active exoskeleton for gait assistance. *Adv. Mech. Eng.* **10**, 1–8 (2018).

64. Jr., W. D. C. *Materials Science and Engineering - An Introduction. Journal of Materials Science* (John Wiley & Sons, 2007). doi:10.1007/BF01184995
65. Witte, K. A., Zhang, J., Jackson, R. W. & Collins, S. H. Design of Two Lightweight, HighBandwidth Torque-Controlled Ankle Design of Two Lightweight , High-Bandwidth Torque-Controlled Ankle Exoskeletons. (2015). doi:10.1109/ICRA.2015.7139347
66. Alqahtani, M. S., Al-Tamimi, A., Almeida, H., Cooper, G. & Bartolo, P. A review on the use of additive manufacturing to produce lower limb orthoses. *Prog. Addit. Manuf.* **5**, 85–94 (2020).
67. Childs, T., Maekawa, K., Obikawa, T. & Yamane, Y. *Metal Machining: Theory and Applications*. (200AD).
68. Kumar, K., Kalita, H., Zindani, D. & Davim, J. P. *Materials and Manufacturing Processes. Materials and Manufacturing Processes* **23**, (Springer, 2019).
69. Handbook, M. T., Processes, M., Press, I. & Engineers, M. Machining processes and machine tools. *Handbook, Mach. Technol. Process. Mach. Press. Ind. Eng. Manuf.* 50–76 (2005).
70. Suriyani, D. & Halin, C. Metal Processing. (2018).
71. Arrazola, P. J., Özel, T., Umbrello, D., Davies, M. & Jawahir, I. S. Recent advances in modelling of metal machining processes. *CIRP Ann. - Manuf. Technol.* **62**, 695–718 (2013).
72. Kleiner, M., Geiger, M. & Klaus, A. Manufacturing of lightweight components by metal forming. *CIRP Ann. - Manuf. Technol.* **52**, 521–542 (2003).
73. 3D Hubs. Available at: <https://www.3dhubs.com/blog/skelex-exoskeletons-manufactured-on-demand>. (Accessed: 9th February 2021)
74. Gardiner, G. Composites in exoskeletons. (2016). Available at: <https://www.compositesworld.com/articles/composites-in-exoskeletons>. (Accessed: 10th February 2021)
75. Report, E. MATE-XT Exoskeleton. (2020). Available at: <https://exoskeletonreport.com/product/mate-xt/>. (Accessed: 15th April 2021)
76. Haruna, V. N. *et al.* Prospects and challenges of composites in a developing country. *ARPJ. Eng. Appl. Sci.* **9**, 1069–1075 (2014).
77. Barbero, E. J. *Introduction to Composite Materials Design, Third Edition. Introduction to Composite Materials Design, Third Edition* (CRC Press, 2017). doi:10.1201/9781315296494
78. Pérez, M. A. & Sánchez, M. Fundamentos de la mecánica de los materiales compuestos. in *Aplicaciones avanzadas de los materiales compuestos en la obra civil y la edificación* 19–50 (2014). doi:10.3926/oms.200
79. Exoskeleton made of carbon fiber: Technology leader German Bionic unveils new power suit. (2020).

- Available at: <https://www.germanbionic.com/en/press/exoskeleton-made-of-carbon-fiber/>. (Accessed: 23rd March 2021)
80. Hoodin, K. Carbon Fiber Exoskeleton Protects Workers and Boosts Productivity. (2020). Available at: <http://compositesmanufacturingmagazine.com/2020/06/carbon-fiber-exoskeleton-protects-workers-and-boosts-productivity/>. (Accessed: 23rd March 2021)
  81. Mallick, P. K. *Fiber-reinforced composites: Materials, manufacturing, and design, third edition. Fiber-Reinforced Composites: Materials, Manufacturing, and Design, Third Edition* (2007).
  82. Wet/Hand Lay-up. Available at: <https://netcomposites.com/guide/manufacturing/wet-hand-lay-up/>. (Accessed: 24th March 2021)
  83. Ngo, T.-D. Introduction to Composite Materials. in *Composite and Nanocomposite Materials-From Knowledge to Industrial Applications* (2020).
  84. Mitschang, P. & Hildebrandt, K. Polymer and composite moulding technologies for automotive applications. *Adv. Mater. Automot. Eng.* 210–229 (2012). doi:10.1533/9780857095466.210
  85. Advani, S. G. & Sozer, E. M. *Process modeling of composite manufacturing*. (CRC Press, 2012).
  86. Govignon, Q., Bickerton, S. & Kelly, P. A. Experimental investigation into the post-filling stage of the resin infusion process. *J. Compos. Mater.* **47**, 1479–1492 (2013).
  87. *Apunte de Clase Técnicas LCM - Cátedra de Procesamiento de Materiales Compuestos*. (2020).
  88. Bickerton, S., Govignon, Q. & Kelly, P. *Resin infusion/liquid composite moulding (LCM) of advanced fibre-reinforced polymer (FRP). Advanced Fibre-Reinforced Polymer (FRP) Composites for Structural Applications* (2013). doi:10.1533/9780857098641.2.155
  89. Yenilmez, B., Senan, M. & Murat Sozer, E. Variation of part thickness and compaction pressure in vacuum infusion process. *Compos. Sci. Technol.* **69**, 1710–1719 (2009).
  90. Chen, B. & Chou, T. W. Compaction of woven-fabric preforms: Nesting and multi-layer deformation. *Compos. Sci. Technol.* **60**, 2223–2231 (2000).
  91. Modi, D., Correia, N., Johnson, M. & Long, A. Active control of the vacuum infusion process. (2007). doi:10.1016/j.compositesa.2006.11.012
  92. Seemann, W. H. United States Patent ( 19 ). (1990).
  93. Marino, M. Ushering in a New Era of Exoskeletons Designed for Women. (2020). Available at: <https://exoskeletonreport.com/2020/03/ushering-in-a-new-era-of-exoskeletons-designed-for-women/>. (Accessed: 16th April 2021)
  94. Haik, Y. & Shahin, T. M. *Engineering Design Process. Journal of Chemical Information and Modeling* **53**, (Cengage Learning, 2011).

95. Ashby, M. F. *Materials selection in mechanical design*. (2016).
96. ABET Definition of Design. Available at: <http://www.me.unlv.edu/Undergraduate/coursenotes/meg497/ABETdefinition.htm>. (Accessed: 19th February 2021)
97. Khandani, S. *Engineering Design Process*. 1–24 (2005).
98. Souza, R. S., Sanfilippo, F., Silva, J. R. & Cordero, A. F. Modular exoskeleton design: Requirement engineering with KAOS. *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics 2016-July*, 978–983 (2016).
99. Neuroscience, H. *et al.* Robotic exoskeletons : a perspective for the rehabilitation of arm coordination in stroke patients. **8**, 1–13 (2014).
100. Bhangare, S. L. & Pathak, P. M. Finite element method: Some modelling issues. *J. Vibroengineering* **10**, 170–175 (2008).
101. Finite Element Modeling. Available at: <http://blog.spatial.com/finite-element-modeling>. (Accessed: 16th April 2021)
102. Wesson, R. D. & Su, H. The trouble with exoskeletons. **27**, 23–24 (2018).
103. Herr, H. Exoskeletons and orthoses: Classification, design challenges and future directions. *J. Neuroeng. Rehabil.* **6**, 1–9 (2009).
104. Ali, H. Bionic Exoskeleton: History, Development and the Future. *IOSR J. Mech. Civ. Eng.* **2014**, 58–62 (2014).
105. Ferris, D. P., Sawicki, G. S. & Daley, M. A. A Physiologist’s perspective on robotic exoskeletons for human locomotion. *Int. J. Humanoid Robot.* **4**, 507–528 (2007).
106. Viteckova, S., Kutilek, P. & Jirina, M. Wearable lower limb robotics: A review. *Biocybern. Biomed. Eng.* **33**, 96–105 (2013).
107. Murata, T. *et al.* Development of Powered Exoskeleton for Heavy Work - Coexistence of Robot’s Power and People’s Dexterity –. *Mitsubishi Heavy Ind. Tech. Rev.* **53**, 75–81 (2016).
108. Gemperle, F., Kasabach, C., Stivoric, J., Bauer, M. & Martin, R. Design for wearability. **12**,
109. Canina, M., Ferraro, V. & Signaroli, J. Wearability in the development of protection system for lower limb. *5th Ed. Int. Work. Wearable, ....* (2008).
110. Levesque, L., Pardoel, S. & Doumit, M. Experimental comfort assesment of an active exoskeleton interface. (2017).
111. Rashedi, E., Kim, S., Nussbaum, M. A. & Agnew, M. J. Ergonomic evaluation of a wearable assistive device for overhead work. *Ergonomics* **57**, 1864–1874 (2014).

112. Theurel, J., Desbrosses, K., Roux, T. & Savescu, A. Physiological consequences of using an upper limb exoskeleton during manual handling tasks. *Appl. Ergon.* **67**, 211–217 (2018).
113. Weston, E. B., Alizadeh, M., Knapik, G. G., Wang, X. & Marras, W. S. Biomechanical evaluation of exoskeleton use on loading of the lumbar spine. *Appl. Ergon.* **68**, 101–108 (2018).
114. Viceconti, M. & Human, V. P. *Multiscale Modeling of the Skeletal System*. (Cambridge University Press, 2012).
115. Corra, F. Skeletal system 1: the anatomy and physiology of bones. *Nurs. Times* **116(2)**, 38–42 (2020).
116. Joints and Skeletal Movement. Available at: <https://opentextbc.ca/biology/chapter/19-3-joints-and-skeletal-movement/>. (Accessed: 11th March 2021)
117. Soft Tissue Types and Examples. Available at: <https://www.verywellhealth.com/soft-tissue-and-your-back-pain-297226>. (Accessed: 11th March 2021)
118. Analyse du mouvement d'un bras du corps humain sous diverses sollicitations. (2010).
119. Muscles of the upper arm. Available at: <https://teachmeanatomy.info/upper-limb/muscles/upper-arm/>. (Accessed: 11th March 2021)
120. Copaci, D. *et al.* Wearable elbow exoskeleton actuated with shape memory alloy. *Biosyst. Biorobotics* **15**, 477–481 (2017).
121. Anglin, C. & Wyss, U. P. Review of arm motion analyses. **214**, 541–555
122. Schiele, A. & Van Der Helm, F. C. T. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **14**, 456–469 (2006).
123. Landis, E. M. Micro-Injection Studies of Capillary Permeability. *Am. J. Physiol. Content* **82**, 217–238 (1927).
124. Oomens, C. W. J., Loerakker, S. & Bader, D. L. The importance of internal strain as opposed to interface pressure in the prevention of pressure related deep tissue injury. *J. Tissue Viability* **19**, 35–42 (2010).
125. Sangeorzan, B. J., Harrington, R. M., Wyss, C. R., Czerniecki, J. M. & Matsen, F. A. Circulatory and mechanical response of skin to loading. *J. Orthop. Res.* **7**, 425–431 (1989).
126. Tamez-Duque, J. *et al.* Real-time strap pressure sensor system for powered exoskeletons. *Sensors (Switzerland)* **15**, 4550–4563 (2015).
127. Jarrase, N., Maestrutti, M., Morel, G. & Roby-Brami, A. Robotic Prosthetics. *IEEE Technol. Soc. Mag.* 71–79 (2015).
128. Hensel, R. & Keil, M. Subjective Evaluation of a Passive Industrial Exoskeleton for Lower-back Support: A Field Study in the Automotive Sector. *IJSE Trans. Occup. Ergon. Hum. Factors* **7**, 213–221 (2019).
129. Baniqued, P. D. E., Baldovino, R. G. & Bugtai, N. T. Design considerations in manufacturing cost-effective

- robotic exoskeletons for upper extremity rehabilitation. *8th Int. Conf. Humanoid, Nanotechnology, Inf. Technol. Commun. Control. Environ. Manag. HNICEM 2015* 10–15 (2016). doi:10.1109/HNICEM.2015.7393198
130. Krishnakumar, K. Material and Processes Selection in Conceptual Design Material and Processes Selection in Conceptual. (2013).
  131. Ashby. *Materials Selection in Mechanical Design*. (2011).
  132. Johnson, R. C. *Mechanical Design Synthesis*. (Krieger Publishing Company, 1978).
  133. Barbero, E. J. *Finite element analysis of composite materials using Abaqus*. (CRC Press, 2013).
  134. Boizas, G. M. *Introducción a la Fabricación Aditiva*. (2018).
  135. Berchon, M. & Luyt, B. *L'impression 3D*. (Eyrolles, 2014).
  136. Al-maliki, J. Q. & Al-maliki, A. J. Q. International Journal of Advances in Computer Science and Technology The Processes and Technologies of 3D Printing. *Int. J. Adv. Comput. Sci. Technol.* **4**, 161–165 (2015).
  137. LaMonica, M. Additive manufacturing. in *Technology Review* **116**, 58–59 (2014).
  138. Specialized, P. & Manufacturing, S. Domain Group 3D Printing Workshop Notes. *Ministry for Education and Employment* 1–14 (2013).
  139. Liu, P., Huang, S. H., Mokasdar, A., Zhou, H. & Hou, L. The impact of additive manufacturing in the aircraft spare parts supply chain: Supply chain operation reference (scor) model based analysis. *Prod. Plan. Control* **25**, 1169–1181 (2014).
  140. Francucci, G. Bolsa de Vacío para Fabricar Piezas de Material Compuesto por Infusión. (2017).
  141. Caron, M. C. REUSABLE VACUUM BAG AND METHODS OFITS USE. **1**, 10–13 (2005).
  142. Caron, M. C. Reusable Vacuum Bag. (2004).
  143. James, D. G. MOLDED WACUUM BAG FOR DEBULKING AND AUTOCLAVING LAMINATES OF COMPLEX SHAPES. (1989).
  144. Hamidi, Y. K. & Altan, M. C. Process induced defects in liquid molding processes of composites. *Int. Polym. Process.* **32**, 527–544 (2017).
  145. Yujun Li, Bertram Stier, Brett Bednarczyk, Jaan-Willem Simon, S. R. The effect of fiber misalignment on the homogenized properties of unidirectional fiber reinforced composites. *Mech. Mater.* 261–274 (2016). doi:10.1016/j.mechmat.2015.10.002
  146. Barwick, S. C. & Papathanasiou, T. D. Identification of fiber misalignment in continuous fiber composites. *Polym. Compos.* **24**, 475–486 (2003).

147. Lundström, T. S. Measurement of void collapse during resin transfer moulding. *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.* **28**, 201–214 (1997).
148. Afendi, M., Banks, W. M. & Kirkwood, D. Bubble free resin for infusion process. *Compos. Part A Appl. Sci. Manuf.* **36**, 739–746 (2005).
149. Francucci, G., Rodríguez, E. S. & Vázquez, A. Experimental study of the compaction response of jute fabrics in liquid composite molding processes. *J. Compos. Mater.* **46**, 155–167 (2012).
150. Francucci, G., Vázquez, A. & Rodríguez, E. S. Key differences on the compaction response of natural and glass fiber preforms in liquid composite molding. *Text. Res. J.* **82**, 1774–1785 (2012).
151. Breilind, O. Effect of layer nesting on compression loaded 2D woven textile composites.
152. Chen, B., Lang, E. J. & Chou, T. W. Experimental and theoretical studies of fabric compaction behavior in resin transfer molding. *Mater. Sci. Eng. A* **317**, 188–196 (2001).
153. Francucci, G., Palmer, S. & Hall, W. External compaction pressure over vacuum-bagged composite parts: Effect on the quality of flax fiber/epoxy laminates. *J. Compos. Mater.* **52**, 3–15 (2018).
154. Minus, M. L. & Kumar, S. The processing, properties, and structure of carbon fibers. *Jom* **57**, 52–58 (2005).
155. Morton, N. Design and Manufacture of an Advanced Composite Acknowledgements : (2010).
156. *ASM Handbook Volume 21 Composites*. (2001). doi:10.1016/B978-0-08-101871-2.00006-0
157. Johnson, D. J. Structure/property relationships in carbon fibres. **286**, (1987).
158. Yamini, S. & Young, R. J. The mechanical properties of epoxy resins. *J. Mater. Sci.* **15**, 1814–1822 (1980).
159. Yamini, S. & Young, R. J. Comments on 'Effect of environment on stability of cracking in brittle polymers'. *J. Mater. Sci.* **13**, 2287–2289 (1978).
160. Standards, A. D. Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials. **35**, 36–38 (1995).
161. Selmi, A. Void Effect on Carbon Fiber Epoxy Composites. 179–183 (2014). doi:10.15242/ie.e0514613
162. Luximon, Y., Ball, R. M. & Chow, E. H. C. A design and evaluation tool using 3D head templates. *Comput. Aided. Des. Appl.* **13**, 153–161 (2016).
163. Huston, R. L. The Measure of Man and Woman – Human Factors in Design Alvin R. Tilley, Henry Dreyfuss Associates 1993, 96 pages, \$60.00 New York: Whitney Library of Design, Watson-Guption ISBN 0-8230-3031-8. *Ergon. Des. Q. Hum. Factors Appl.* **2**, 37–39 (1994).
164. Roscoe, J. & Roscoe, J. Anthropometric Tables. *The Baganda* 493–522 (2011). doi:10.1017/cbo9781139051071.019

165. Goyanes, A., Det-Amornrat, U., Wang, J., Basit, A. W. & Gaisford, S. 3D scanning and 3D printing as innovative technologies for fabricating personalized topical drug delivery systems. *J. Control. Release* **234**, 41–48 (2016).
166. Sýkora, S. Approximations of Ellipse Perimeters and of the Complete Elliptic Integral E(x). Review of known formulae. 21–22 (2005). doi:10.3247/SL1Math05.004
167. Cordless Control Reverse Lithium Battery. Available at: <https://www.amazon.com/Cordless-Control-Reverse-Lithium-Battery/dp/B075LC7FR9>.
168. Hashin, Z. Failure criteria for unidirectional fiber composites. *J. Appl. Mech. Trans. ASME* **47**, 329–334 (1980).
169. Abaqus Docs MIT Damage initiation for fiber-reinforced composites. Available at: <https://abaqus-docs.mit.edu/2017/English/SIMACAEMATRefMap/simamat-c-damageinitfibercomposite.htm>. (Accessed: 21st May 2021)
170. De Aroujo, M., Hong, H. & Panguero, R. Composite mechanics. *Ind. Fabr. Prod. Rev.* **87**, 28 (2002).
171. Farah, S., Anderson, D. G. & Langer, R. Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review. *Adv. Drug Deliv. Rev.* **107**, 367–392 (2016).
172. Overview of materials for Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS). Available at: <http://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=3a8afcddac864d4b8f58d40570d2e5aa&cck=1>. (Accessed: 7th May 2021)
173. Grand View Research - Exoskeleton Market Size, Share & Trends Analysis Report By Type (Mobile, Stationary), By Drive Type, By Enduse (Healthcare, Military, Industrial), And Segment Forecasts; 2018.
174. Crean el primer exoesqueleto para chicos con atrofia muscular espinal. (2016). Available at: <https://tn.com.ar/salud/familia/2016/06/09/crean-el-primer-exoesqueleto-para-chicos-con-atrofia-muscular-espinal/>. (Accessed: 20th April 2021)
175. El INTI presentó exoesqueletos robotizados de bajo costo. (2019). Available at: <https://tn.com.ar/salud/noticias/2019/11/19/el-inti-presento-exoesqueletos-robotizados-de-bajo-costo/>. (Accessed: 20th April 2021)
176. Argentinos crearon un exoesqueleto de bajo costo para volver a caminar. Available at: <https://www.elfederal.com.ar/argentinos-crearon-un-exoesqueleto-de-bajo-costo-para-volver-a-caminar/>. (Accessed: 20th April 2021)
177. Mendoza pionera en tecnologías de rehabilitación. (2019). Available at: <https://www.mendoza.gov.ar/prensa/mendoza-pionera-en-tecnologias-de-rehabilitacion/>. (Accessed: 20th April 2021)
178. *América Latina en cifras 2020*.

179. Visión 2020: Siderurgia y metalurgia. *Cámara Argentina del Acero* (2019). Available at: <http://www.acero.org.ar/vision-2020-siderurgia-y-metalurgia/>.
180. Cámara Argentina del Acero. Available at: [acero.org.ar](http://www.acero.org.ar). (Accessed: 21st May 2021)
181. Ternium incrementó sus ganancias un 62% en 2018. *El Cronista* (2019). Available at: <https://www.cronista.com/apertura-negocio/empresas/Ternium-incremento-sus-ganancias-un-62-en-2018-20190220-0004.html>. (Accessed: 21st May 2021)