



**Proyecto Final de
Ingeniería Industrial**

**CREACIÓN DE UNA PLATAFORMA
TECNOLÓGICA PARA LA
INVESTIGACIÓN Y PRODUCCIÓN DE
PRÓTESIS DE BRAZO Y MANO EN LA
REPÚBLICA ARGENTINA**

Autores: Darío Spanier
Gastón Pinto

Tutor: Ing. Rifat Lelic

*A nuestro compañero de estudios y amigo Ignacio DiMaggio, con quien compartimos parte
de este camino y extrañaremos por siempre.*

RESUMEN EJECUTIVO

La idea central del presente trabajo es proponer una modalidad bajo la cual se logre desarrollar tecnología de punta en el área del diseño y fabricación de prótesis de brazo y mano de última generación, en el ámbito de la República Argentina.

La prótesis, como herramienta para reemplazar un miembro amputado de un ser humano, no es un concepto nuevo. Sin embargo, la evolución tecnológica a lo largo de la historia, y especialmente durante la última década, ha dado lugar a nuevos desarrollos que impactaron de manera radical en este campo.

Los avances en las áreas de la robótica y la biónica permiten hoy que los pacientes que hayan perdido un brazo, una mano, o una pierna, puedan reemplazarlos por dispositivos prostéticos prácticamente sin perder funcionalidad, y en algunos casos particulares, inclusive pudiendo adquirir capacidades superiores a las naturales.

Las prótesis mioeléctricas de mano y brazo basan su funcionamiento en el reconocimiento de impulsos eléctricos provenientes de otros músculos mediante sensores sobre la piel, amplificándose estas señales y traduciéndose en movimientos mecánicos en un brazo o una mano robótica.

A partir de esta observación, surge la inquietud de analizar si este tipo de herramientas revolucionarias están disponibles para todo el que las necesite o simplemente para la pequeña porción que tenga la posibilidad económica de adquirirlas.

De esta inquietud, nace la motivación para el presente trabajo, cuyo objetivo principal es crear una plataforma tecnológica en Argentina que permita acercar dichos avances a la mayor cantidad de pacientes que lo requieran como sea posible.

Para esto, en dicha plataforma se diseñarán y producirán prótesis de última generación y se contará con un área especialmente dedicada a la investigación y desarrollo, pudiendo así mejorar el producto en forma gradual y continua.

Esto ayudará a alcanzar, no sólo un avance en la calidad de las prótesis ya existentes, sino también una mejora en la calidad de vida del ciudadano argentino que precise este tipo de herramienta, gracias a la posibilidad de adquirir tecnología avanzada a un costo significativamente menor respecto del actual para productos similares importados.

Más allá del análisis de factibilidad económica, el cual debe ser tenido en cuenta, la idea es concientizar que los avances tecnológicos deben utilizarse para que la calidad de vida del hombre sea cada vez mejor, y poder hacer una diferencia para la gente que realmente lo necesita.

Alcance del Proyecto

Para un análisis completo de la problemática y la puesta en práctica del proyecto se requiere de una enorme cantidad de recursos, no solamente económicos, sino que de tiempo y capital humano altamente especializado. Este trabajo apunta a comprender la factibilidad de la implementación de una plataforma tecnológica para el desarrollo y producción de prótesis de brazos y manos, sin llegar hasta los últimos detalles del desarrollo del producto ni de su proceso productivo, para poder comprenderla de forma general.

Se realizará un análisis económico-financiero superficial, para comprender a grandes rasgos la factibilidad comercial. Para un estudio más preciso y detallado, se debe realizar un análisis más exhaustivo.

Motivación estratégica y beneficios esperados

La motivación estratégica del trabajo se basa en el retraso que existe en la República Argentina en el sector de prótesis de brazos y manos, en comparación con el desarrollo observable en otros países.

Es por ello que este proyecto busca sentar las bases para la creación de una plataforma tecnológica que logre diseñar y producir prótesis de brazos y manos de alto valor agregado, en base a diseños innovadores y de alta tecnología en el territorio nacional.

Enfocando hacia ese objetivo se estará colaborando en varios aspectos, como ser:

- Se contribuirá al proceso de sustitución de importaciones vigente en la actualidad, dado a que gran parte de las prótesis de brazos y manos de alto valor agregado que hoy se comercializan en el país, son importadas, sin siquiera de esta forma contar con la última tecnología disponible.
- Se podrá no solo abastecer al mercado interno mejorando la calidad de las prótesis y la calidad de vida de quienes las precisen, sino que puede esto transformarse en un sector que exporte al mundo tecnología en prótesis.
- Se contribuirá a generar empleo y a capacitar recursos humanos de alta especialización.
- Se alcanzarán sinergias relevantes en base a acuerdos con el gobierno, universidades y entidades médicas, como clínicas y centros de rehabilitación.

Se analizará, en primer lugar, la historia y evolución de las prótesis en general, para luego describir el estado de la tecnología y los últimos avances en el país y en el mundo. Luego se procederá al propio análisis del proyecto y su factibilidad económico-financiera.

Palabras clave: prótesis, prótesis de miembros superiores, prótesis de brazo, prótesis de mano, prótesis mioeléctrica, brazo mioeléctrico, mano mioeléctrica, TMR (Targeted Muscle Reinnervation), biónica, robótica, mecatrónica, Argentina, plataforma tecnológica, proyecto de inversión.

EXECUTIVE SUMMARY

The central idea of this paper is to propose a method for developing technology in the area of design and manufacture of state of the art prosthetic arms and hands in Argentina.

The prosthesis as a tool to replace a limb of a human amputee is not a new concept. However, technological developments throughout history, and especially during the last decade, led to new developments that impacted dramatically in this field.

Improvements in the areas of robotics and bionics, today allow patients who have lost an arm, hand, or leg, to replace them with prosthetic devices with virtually no loss of functionality, and in some particular cases, even acquiring higher than natural skills.

The myoelectric prosthetic hand and arm base their operation in the recognition of electrical impulses in other muscles by sensors on the skin, amplifying these signals and resulting in mechanical movements of an arm or a robotic hand.

This observation gives place to the concern to analyze whether such revolutionary tools are available to all who need them or just the small portion that has the economic means to acquire them.

The motivation for this study is born from this concern. It's main objective is to create a technological platform in Argentina to allow bringing those improvements to as many patients in need as possible.

In the pursuit of this, in the platform, state of the art prostheses will be designed and produced and it will count with an area specially dedicated to research and development for the gradual and continuous improvement of the product.

This will help to achieve, not only an improvement in the quality of existing prostheses, but also to improve the quality of life of the Argentine citizen that needs this type of tool, thanks to the possibility of acquiring advanced technology at a cost significantly lower than the current one for similar imported products.

Beyond the economic feasibility analysis, which must be taken into account, the idea is to raise awareness that technological improvements should be used to make men's quality of life better, and to make a difference for people who really need it.

Project Scope

For a complete analysis of the problem and the implementation of the project, a huge amount of resources are needed, not only economical, but also time and highly specialized human resources. This work aims to understand the feasibility of implementing a technological platform for the development and manufacture of prosthetic arms and hands, without reaching the final details of product development or production processes, in order to understand it in general.

A simple economical and financial analysis will be made to understand broadly the commercial feasibility. For a more precise and detailed analysis, further studies must be performed.

Strategic motivation and expected benefits

The strategic motivation of this work is based on the delay that is observed in Argentina in the field of prosthetic arms and hands, compared with the development seen in other countries.

That is why this project seeks to lay the groundwork for the creation of a technological platform that achieves designing and producing prosthetic arms and hands with high added value, based on innovative designs and high technology.

Looking towards that goal, collaboration in various aspects will be achieved, such as:

- It will contribute to the current import substitution process, given that much of the prosthetic arms and hands of high added value now being sold in the country are imported, not even thus having the latest available technology.
- It can not only supply the domestic market by improving the quality of the prosthesis and the quality of life of those who need them, but it can also turn into a sector that exports to the world technology in prosthetics.
- It will help creating jobs and train highly skilled human resources.
- Synergies will be achieved based on relevant agreements with the government, universities and medical institutions such as clinics and rehabilitation centers.

In a first instance, the history and development of prostheses in general will be analyzed, followed by a description of the current state of technology and the latest developments in the country and the world. Finally an analysis of the project itself and its economical and financial feasibility will be made.

Key words: prosthesis, upper limb prosthesis, prosthetic arm, prosthetic hand, myoelectric prosthesis, myoelectric arm, myoelectric hand, TMR (Targeted Muscle Reinnervation), bionics, robotics, mechatronics, Argentina, technologic platform, investment project.

Agradecimientos

A nuestras familias, que nos brindaron su apoyo incondicional durante nuestros años de estudio, sin el cual este trabajo no sería hoy una realidad.

A nuestros amigos del ITBA, que hicieron de esta experiencia un conjunto de recuerdos inborrables.

Tabla de contenidos

CAPÍTULO 1: EVOLUCIÓN E HISTORIA DEL MUNDO DE LAS PRÓTESIS	15
1.1 Introducción	15
1.2 Definición de prótesis	15
1.3 Evolución histórica de las prótesis.....	15
1.3.1 Los primeros antecedentes de prótesis.....	15
1.3.2 Primeras prótesis articuladas	17
1.3.3 Prótesis en tiempos modernos.....	19
1.3.4 Las prótesis en la actualidad.....	20
1.4 Clasificaciones de las prótesis	20
1.4.1 Prótesis no robotizadas	22
1.4.2 Prótesis robotizadas	22
CAPÍTULO 2: TECNOLOGÍA Y PERSPECTIVAS EN EL CAMPO DE LAS PRÓTESIS.....	23
2.1 La robótica aplicada al ser humano: biónica.....	23
2.2 Tipos de prótesis superiores	23
2.2.1 Prótesis estéticas	24
2.2.2 Prótesis mecánicas	25
2.2.3 Prótesis mioeléctricas.....	26
2.3 Descripción de producto modelo	27
2.3.1 Codo-Antebrazo ErgoArm.....	27
2.3.1.1 Piezas que conforman la prótesis.....	29
2.3.2 Mano mioeléctrica.....	32
2.3.2.1 SensorHand Speed.....	32
2.4 Estado de la tecnología en el mundo.....	33
2.4.1 Dynamic Arm (Otto Bock).....	33
2.4.2 I-LIMB Hand	33
2.4.3 El futuro inmediato.....	34
2.5 Antecedentes en Argentina.....	36
2.5.1 Antecedentes en Tucumán.....	37
2.5.2 Antecedentes en Córdoba	37
CAPÍTULO 3: CONTEXTO Y MERCADO.....	39
3.1 Análisis del contexto.....	39
3.1.1 Escenario político y legal	39
3.1.2 Normativas legales relacionadas a la importación	39
3.1.3 Normativa ambiental.....	40
3.1.4 Escenario económico.....	40
3.1.4.1 Variación del tipo de cambio	40
3.1.4.2 Variación del Índice de Precios al Consumidor (IPC)	41
3.1.5 Escenario tecnológico.....	41
3.1.6 Análisis del sector industrial	41

3.1.6.1 Competidores directos.....	41
3.1.6.2 Competidores potenciales.....	42
3.1.6.3 Productos sustitutos.....	42
3.1.6.4 Clientes.....	42
3.1.6.5 Proveedores.....	43
3.2 DEMANDA.....	43
3.2.1 El mercado mundial de prótesis.....	43
3.2.2 El mercado argentino de prótesis.....	44
CAPÍTULO 4: DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO.....	47
4.1 Visión y Misión.....	47
4.2 Locación.....	47
4.3 Descripción funcional.....	47
4.3.1 Estructura de la organización.....	47
4.4 Tiempos estimados y ciclo de vida.....	48
4.5 Ciclo de vida del producto.....	50
4.5.1 Desarrollo.....	50
4.5.2 Introducción.....	50
4.5.3 Crecimiento.....	50
4.5.4 Madurez.....	51
4.6 Financiación del proyecto.....	51
4.6.1 ANR 800 – Desarrollo Tecnológico – versión 2012.....	51
4.7 Matriz F.O.D.A.....	52
CAPÍTULO 5: ANÁLISIS ECONÓMICO-FINANCIERO.....	55
5.1 ESTUDIO ECONÓMICO.....	55
5.1.1 Inversión inicial.....	55
5.1.1.1 Activos.....	55
5.1.1.2 Capacidad productiva e inversiones futuras.....	56
5.1.2 Política comercial del proyecto.....	56
5.1.3 Estructura de costos del proyecto.....	56
5.1.4 Unidades estimadas a comercializar.....	57
5.1.5 Supuestos de las proyecciones.....	57
5.1.6 Salarios y estructura corporativa.....	58
5.1.7 Gastos de comercialización.....	59
5.1.8 Costo de mercadería vendida.....	59
5.1.9 Bienes sujetos a amortización.....	60
5.1.10 Otros gastos.....	60
5.1.11 Impuestos.....	60
5.1.12 Cuadro de resultados.....	61
5.2 ESTUDIO FINANCIERO.....	61
5.2.1 Tasa de descuento del proyecto.....	61

5.2.2 Cash Flow proyectado	62
5.2.3 Evaluación del proyecto	64
5.2.3.1 VAN.....	64
5.2.3.2 Periodo de recupero	64
5.2.3.3 Periodo de recupero descontado	65
5.2.3.4 TIR (Tasa Interna de Retorno)	65
CONCLUSIÓN	67
El futuro	68
Bibliografía	71
Anexos.....	73

CAPÍTULO 1: EVOLUCIÓN E HISTORIA DEL MUNDO DE LAS PRÓTESIS

1.1 Introducción

Previo a analizar el proyecto en sí mismo, es preciso conocer en detalle cómo es que la tecnología ha avanzado en tal sentido a lo largo del tiempo. Así será posible contar con una perspectiva histórica sobre la cuestión y ver hacia dónde se dirigieron los avances en el pasado, lo que sirve de guía para entender por dónde el ser humano está tratando de avanzar en dicho sector.

En primer lugar se definirá qué es una prótesis, para recién luego dar lugar a una explicación sobre cómo ellas han avanzado en el pasado de la humanidad.

1.2 Definición de prótesis

En cuanto al origen de la palabra prótesis, la misma surge del antiguo idioma griego, formada por “prós” (πρός) y thé-sis (θέσις). El término “pros” hacía referencia a “además, por añadidura, junto a” y el término “thé-sis” significaba “yo pongo”, en sentido de posición.

El diccionario de La Real Academia Española, establece que se debe entender por prótesis a *“todo aquel procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él; ó como el aparato o dispositivo destinado a esta reparación”*.¹

Ya en tiempos más modernos el desarrollo de las prótesis ha cobrado un grado de importancia muy relevante y es así que en la actualidad y bajo la órbita médica, se entiende por tal término a toda extensión de tipo artificial que actúe como reemplazo de algún miembro faltante en el cuerpo de un individuo.

En la actualidad, bajo los avances y aportes de la robótica, informática y otros campos incipientes, se podría redefinir una prótesis como un objeto de origen artificial, utilizado para llevar adelante un función específica de una parte faltante del cuerpo de un ser vivo, tendiendo la disminución de capacidades naturales del usuario al mínimo.

Queda en evidencia que el concepto de prótesis fue y seguirá siendo redefinido, por la evolución misma de la tecnología disponible. Por esta razón, los avances e investigaciones tendientes a optimizar estas herramientas, han dejado de ser competencia exclusiva del campo de la medicina, para dar lugar casi prioritario al aporte de otras disciplinas.

Es interesante observar cómo a pesar de miles de años de evolución tecnológica (exceptuando los avances más recientes), no se registraron grandes progresos en la concepción de las prótesis.

1.3 Evolución histórica de las prótesis

1.3.1 Los primeros antecedentes de prótesis

En general, la bibliografía y escritos que se han ocupado de estudiar la historia del ser humano en cuanto al uso de estas herramientas en la antigüedad, destacan que en los

¹ Esta definición se encuentra en el sitio web oficial de la Real Academia Española: www.rae.es

tiempos de los fenicios ya se aplicaban intentos de diversas prótesis; en este caso se trataba de prótesis dentarias, muchas de ellas realizadas en base a oro y metales de similar textura que se utilizaban en esos tiempos. Estos avances datan aproximadamente del siglo X antes de Cristo.²

Según se pudo encontrar en bibliografía consultada para la elaboración del presente trabajo fue la civilización egipcia la que, según lo que al día de hoy se conoce, fue precursora en el desarrollo de diversos tipos de prótesis. En cuanto a prótesis de extremidades, por lo general se hacían utilizando materiales naturales de origen fibroso para adaptarse de la mejor forma posible a los movimientos a los que se sometían y así ayudar a que éstas resulten lo más cómodas posible para el usuario.

Resulta impactante ver la creatividad humana en los tiempos de las civilizaciones antiguas, las que ya hacían uso de su inventiva para lograr desarrollar de algún modo y con los instrumentos y materiales disponibles en esos tiempos, algún tipo de reemplazo de un miembro perdido.

Así, se puede ver en la figura 1.1, lo que al día de hoy representa la más antigua prótesis hallada. Ésta se encontró en excavaciones realizadas en la zona de un antiguo asentamiento egipcio y data de aproximadamente mil años antes de Cristo. Se observa el detalle con el que ya se trabajaba la prótesis del dedo gordo del pie.



Figura 1.1. Prótesis más antigua de la época egipcia.

Fuente: Amigos de la Egiptología, (2007), Documento publicado en la siguiente página web:

<http://www.egiptologia.com/noticias/1-ultimas-noticias-sobre-egipto/2294-descubren-en-egipto-la-protesis-mas-antigua-del-mundo.html>

En tiempos de los romanos, una vez más, los horrores de la guerra trajeron un avance médico. Sergius Silus, quien combatió en la Segunda Guerra Púnica (218-201 a.C.) en Cartago, al perder una mano, obtuvo una falsa, hecha de hierro. Más famoso es el caso de la pierna falsa de Capua, en Italia central. Este hallazgo arqueológico reveló un esqueleto del año 300 a.C. con una pierna de madera recubierta con una sábana de bronce. En la parte superior, la que se debió pegar al muslo, la prótesis era cóncava y se cree que en la base tenía un pie falso tallado en madera. Se puede ver la antigua prótesis en la figura 1.2.

² Labodent, (2012), "Datos históricos sobre la prótesis dental", sitio web Labodent, entrada de diciembre del año 2010, consultado el 15/1/2012, <http://www.protesisdentaljc.com/historiadental.htm>



Figura 1.2. Pierna falsa de capúa

Fuente: <http://estrella-ana-maria.blogspot.com.ar/2011/02/las-primeras-protesis-funcionales-de.html>

1.3.2 Primeras prótesis articuladas

Entrando ya en historia más reciente, en 1505, Gotz Von Berlichingen, un caballero imperial franco, luego de que un tiro de cañón le arrancara la mano derecha, ordenó que se le construyera una mano de hierro articulada para poder sujetar su espada. Los dedos y la muñeca de esta mano podían ser flexionados y extendidos pasivamente. La figura 1.3 muestra un esquema de dicha prótesis.

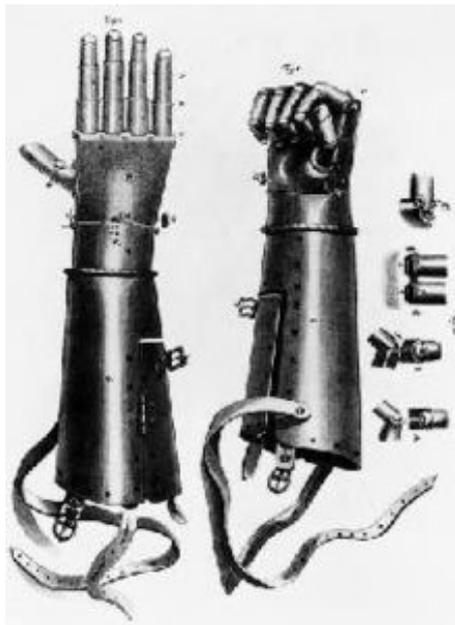


Figura 1.3. La "mano de hierro" de Götz von Berlichingen.

Fuente: http://es.wikipedia.org/wiki/Götz_von_Berlichingen

Ambrosio Paré, el cirujano de mayor prominencia del siglo XVI, fue quien ideó el primer brazo artificial móvil. Si bien no existen fotografías, se encontraron bosquejos de su obra como la expuesta en la figura 1.4. Los dedos de la prótesis podían abrirse o cerrarse presionando o haciendo tracción.

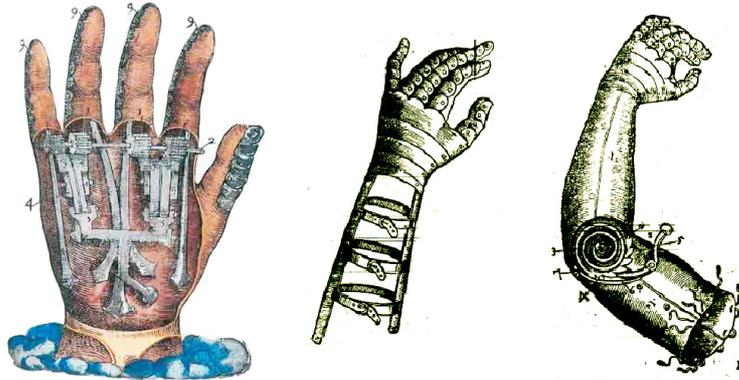


Figura 1.4. Bosquejos encontrados en la obra de Ambrosio Paré.

Fuente: <http://noentraparaexamen.blogspot.com.ar/2011/06/de-artilugios-artefactos-engranages-y.html>

Ya más adelantados en el tiempo, para comienzos del siglo XIX, otros inventores comenzaban a diseñar nuevas alternativas. Tal es el caso de Peter Beil, quien confeccionó una prótesis que para la época constituyó un avance más que significativo. Con su invento lograba emular el movimiento de una parte del cuerpo real. Logró abrir y cerrar los dedos de la prótesis por medio del movimiento del tronco y el hombro. Si bien dicha movilidad era prácticamente nula si se la compara con lo que se logra en la actualidad, su invención dejó ver el potencial que había en el campo del desarrollo de nuevas prótesis.

En 1844 el escultor holandés Van Petersen aplicó el sistema de Peter Beil a una prótesis de miembro superior para conseguir la flexo-extensión a nivel del codo.

En 1860, después de la guerra de Crimea, las prótesis de miembro superior experimentaron un nuevo y gran impulso gracias a los esfuerzos del conde Von Beaufort. Él aprovechaba también el hombro contra lateral como fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano. Von Beaufort inventó también una mano con pulgar móvil utilizando un gancho dividido sagitalmente similar a los actuales garfios Hook.

En 1856 Gripoulleau, médico francés, se dedicó a la fabricación de piezas intercambiables como ganchos, anillos, etc. para facilitar la reincorporación de los amputados a sus antiguas ocupaciones.

En la figura 1.5, se puede ver un modelo de prótesis como el que se diseñaba en esa época.



Figura 1.5. Prótesis de brazo de fines del siglo XIX y principios del XX.

Fuente: Bernardi Natalia, (2010), *Manos robóticas*, Documento publicado y disponible en el sitio web:
<http://manosroboticas.blogspot.com.ar/2010/09/evolucion-de-las-protesis.html>

1.3.3 Prótesis en tiempos modernos

Grandes avances se visualizaron tras la finalización de la primera y segunda guerra mundial, en particular con esta última, donde la tecnología permitió mejoras más que relevantes y la nueva era de la computación estaba dando sus primeros pasos.

Se generó una gran preocupación en aquellos países que habían participado en las guerras, en particular en los Estados Unidos, en cuanto a mejorar la calidad de vida de los soldados que habían sido heridos en combate. Se buscó de esta forma, no sólo reemplazar un miembro del cuerpo, sino que también mejorar la movilidad y facilitar la vida cotidiana. Es por esto que en general los mayores avances en este campo, están ligados a las fuerzas armadas, especialmente la de Estados Unidos, por la cantidad de soldados involucrados en las sucesivas guerras en las que se vio dicho país involucrado. Para citar un ejemplo, sólo durante la Guerra Civil Norteamericana (1861 - 1865) se practicaron 30.000 amputaciones.

Las prótesis de brazos modernas datan de principios del siglo XX. Éstas tenían forma de gancho, el cual podía ser cerrado o abierto encogiendo los hombros y mediante una cuerda que pasaba por la espalda del usuario.

Actualmente, las prótesis con forma de gancho han sido mejoradas en apariencia a través de moldes de mano hechos de plástico y con una estética casi realista. Sin embargo, estas prótesis no mejoran la capacidad del usuario para controlarlas y realizar tareas más sofisticadas.

Estas prótesis de brazo tienen como mucho tres grados de libertad: se puede abrir y cerrar el gancho, se puede extender y retraer el codo, y con los modelos más sofisticados se puede rotar la muñeca. Aun así, esos movimientos sencillos requieren de entrenamiento, concentración y esfuerzo, lo cual resulta en un movimiento que no es fluido ni preciso. Esto contrasta con un brazo humano que tiene más de 25 grados de libertad y por lo tanto una

mayor destreza, además de contar por supuesto con el sentido del tacto.

1.3.4 Las prótesis en la actualidad

Hacer una prótesis robótica de una calidad aceptable requiere de un enorme esfuerzo, no solo en el campo de la mecatrónica sino también en neurociencia, ingeniería eléctrica, ciencias cognitivas, procesamiento de señales, diseño de baterías y ciencias del comportamiento.

Observando el estado actual en que se encuentran las prótesis, se vislumbra que las más modernas han logrado reducir significativamente su peso, lo cual facilita no sólo su uso y colocación en el paciente sino que además permite una limpieza y un mantenimiento más ordenado y sencillo a lo largo del tiempo.

Gran parte de ello obedece a las grandes innovaciones que existieron en las últimas décadas en torno a la aplicación de materiales, como ser el aluminio, los polímeros y otro tipo de compuestos en base a carbono.

Otro punto importante a destacar es que no sólo se han alcanzado resultados excelentes en cuanto a movilidad, sino además en cuanto a diseño y estética, siendo muy difícil en algunos casos lograr diferenciar entre un verdadero órgano y una prótesis.

Por otro lado, se está incorporando, cada vez con mejores resultados, la retroalimentación al usuario, es decir, la posibilidad de permitirle al mismo contacto con el ambiente, devolviéndole la capacidad de tener sensaciones.

Realizando una amplia lectura de la evolución histórica de las prótesis en el mundo, se hizo evidente otro fenómeno, la apertura en cuanto al tipo y alcance de las mismas. Hoy en día, además de las más típicas como las de pies y manos, existen nuevos desarrollos que llegan a reemplazar válvulas del corazón y órganos muy variados y pequeños.

Esto es de gran relevancia para el presente trabajo ya que los descubrimientos que están aportando varias disciplinas como ser la neurociencia o la nanotecnología, han ampliado sustancialmente las perspectivas futuras en el campo de las prótesis humanas.

1.4 Clasificaciones de las prótesis

Existen diversas clasificaciones (Figura 1.6), algunas de las cuales se describirán a continuación.

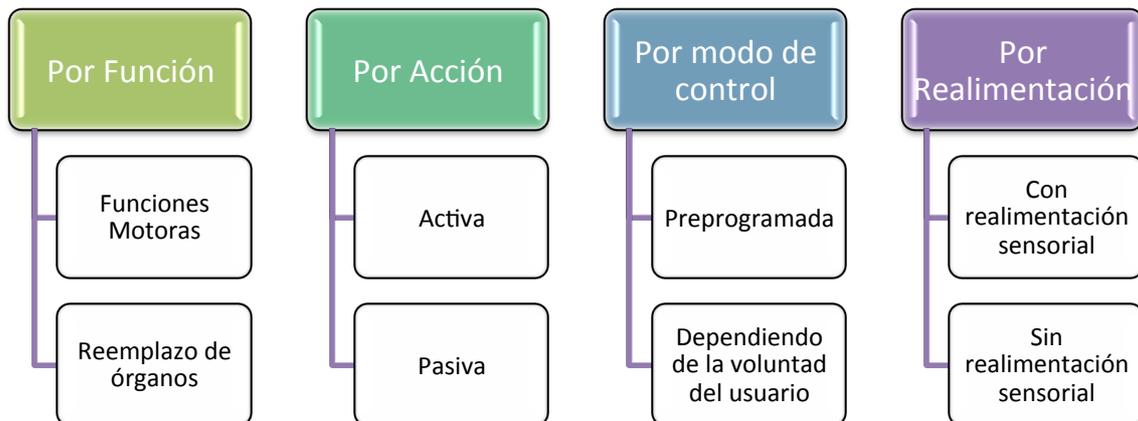


Figura 1.6. Diversas clasificaciones de las prótesis.

Fuente: Gráfico de elaboración propia en base a información lograda en Puglisi Lisandro, (2011), Prótesis robóticas, Documento publicado en el sitio web.

http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis%20roboticas.pdf

Considerando la función que realizan y dado la importancia de ellas, se pueden hacer una gran distinción entre las prótesis motoras del resto de las demás. Dentro de las prótesis motoras, se puede hablar de prótesis de miembros superiores (hombros, brazos, manos) y prótesis de miembros inferiores (cadera, piernas, pies).

Desde el punto de vista de la acción, se pueden clasificar como prótesis pasivas o activas. Es decir, si poseen un elemento que requiere de energía adicional para realizar su acción o no, como por ejemplo un motor. En contraparte, una prótesis pasiva no posee elementos activos. Por lo general, las prótesis pasivas de locomoción están basadas en el empleo de resortes.

Respecto al modo de control, se puede considerar aquellas prótesis que son accionadas mediante el uso de interruptores o comandos preprogramados, o aquellas que responden a la voluntad humana empleando alguna señal biológica (Electromiografía, Electroencefalografía, etc).

También se pueden clasificar en aquellas que tienen la capacidad de proveer al usuario retroalimentación de sensaciones o no, como ser tacto, sensación de frío o calor, etc.

Otra clasificación más global y que aplica muy bien a la gran diversidad de prótesis que se pueden encontrar en la actualidad, diferencia entre aquellas que son robotizadas y las que no lo son.

1.4.1 Prótesis no robotizadas

Al ver el amplio espectro de prótesis que se utilizan en la actualidad, se vislumbra que la mayor parte de ellas obedecen a este tipo. Parte de su fundamentación responde inicialmente a su bajo costo frente a las robotizadas, logrando así una mayor penetración en el mercado de quienes las necesitan.

En cuanto a la operatividad, este tipo de prótesis funciona en base a una fuerza inicial que el individuo o usuario ejerce en coordinación con otras partes de su cuerpo alcanzando así una movilidad que le permite, aunque sea en parte, reemplazar un miembro que ya no tiene o que perdió parcialmente. El típico caso sería la mano estilo gancho que reemplaza al uso del órgano no presente tal cual se ve en la Figura 1.7. Este tipo de prótesis ayuda a recrear movimientos básicos, otorgando así mayor movilidad cotidiana al sujeto usuario.



Figura 1.7. Prótesis No Robotizadas

Fuente: Puglisi Lisandro, (2011), Prótesis robóticas, Documento publicado en el sitio web.
http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis%20roboticas.pdf

1.4.2 Prótesis robotizadas

Se observa que el desarrollo en el campo de prótesis tuvo una aceleración sustancial a partir de los grandes avances en la disciplina de la robótica aplicada. Ello se puso en fuerte evidencia desde la década del ochenta hasta nuestros días según destacan expertos en ese sector.

Aquí, ya se trata de prótesis que cuentan con el uso no sólo de tecnología moderna, sino que requieren de una fuente de energía dentro de sí. A ello se le debe añadir que las más modernas incluyen diversos tipos de sensores, lo que le da a su usuario un mayor nivel de confort, alcanzando una mayor cantidad de grados de libertad de movimientos e incluso empezando a recuperar sensaciones en las prótesis de última generación.

Habiendo concluido el presente capítulo y observado rápidamente la evolución que tuvo el mundo de las prótesis, se pasará a tratar a lo largo del siguiente lo relativo a los avances tecnológicos y las perspectivas que éstos ofrecen en el campo de las prótesis humanas. En particular se tratará el caso de las prótesis de brazos y manos, principal foco de atención del presente trabajo.

CAPÍTULO 2: TECNOLOGÍA Y PERSPECTIVAS EN EL CAMPO DE LAS PRÓTESIS

2.1 La robótica aplicada al ser humano: biónica

En la década de los años 1970s se popularizaron las series de televisión “El hombre nuclear” y “La mujer biónica”, en las que los protagonistas habían perdido algunos de sus miembros y éstos fueron sustituidos por elementos artificiales que les permitían tener poderes sobrehumanos, tales como una gran fuerza y velocidad, o visión y oído con mucho mayor alcance que el de cualquier ser humano. Sin embargo, las prótesis reales para las personas que han sufrido la pérdida de una extremidad aún no han alcanzado los sueños manifestados en dichas series televisivas.

La biónica es, de acuerdo a una definición dada en 1960 por Jack Steele, de la U.S. Air Force, el análisis del funcionamiento real de los sistemas vivos y, una vez descubiertos sus secretos, materializarlos en los aparatos. Esta definición nos podría indicar que el primer ingeniero biónico fue Leonardo Da Vinci, quien estudió los principios de funcionamiento de los seres vivos para aplicarlos en el diseño de máquinas.

Dado que las prótesis se utilizan para sustituir la extremidad perdida de una persona, los principios de funcionamiento que se deben estudiar para reproducirlos son precisamente los que tiene dicha extremidad, por lo que el diseño de prótesis es inherentemente una actividad de la ingeniería biónica.

Existen varias configuraciones de robots, de acuerdo al tipo de movimientos que pueden realizar. Los robots industriales más atractivos y que más se conocen son los que simulan los movimientos de un brazo humano, por lo que se los conoce como “brazos articulados”, y sus aplicaciones son muy amplias debido a la facilidad que tienen para realizar movimientos complicados.

El brazo mecánico constituye la parte física que vemos del robot, es decir, el conjunto de mecanismos y motores que forman el brazo. El brazo está controlado por medio de una computadora que mueve cada una de las articulaciones para llevar la mano del robot a los lugares deseados.

El robot cuenta con sensores que le indican a la computadora el estado del brazo mecánico, indicándole la posición de las articulaciones.

La unidad de potencia externa suministra de energía a los actuadores del robot. El órgano terminal es la herramienta que se fija al brazo para desarrollar una tarea específica.

El trasladar un manipulador industrial al uso directo por una persona para sustituir un miembro que le ha sido amputado no es sencillo. Aunque los principios de funcionamiento sean muy parecidos, hay que considerar aspectos adicionales, tales como el peso, el suministro de energía y la apariencia.

Durante este capítulo se estudiarán algunos ejemplos de mayor avance en el intento de lograr llevar un brazo robótico al cuerpo de un ser humano.

2.2 Tipos de prótesis superiores

Existen básicamente 3 tipos de prótesis superiores. Estas son, de menor a mayor complejidad técnica, las estéticas, las mecánicas y las mioeléctricas.

En Argentina se comercializan actualmente las dos primeras y una versión simplificada de la mioeléctrica.

La proporción en que se distribuyen en nuestro país es aproximadamente de 60% estéticas, 35% mecánicas y 5% mioeléctricas. Uno de los focos del presente estudio es aumentar este último porcentaje (el de las mioeléctricas), desarrollando esta tecnología localmente y haciéndola más accesible para el común de la población.

A continuación se describirá brevemente cada una de ellas, con el objetivo de entender su grado de complejidad, para luego explicar el modelo que se desea fabricar en la plataforma tecnológica que se planea desarrollar.

2.2.1 Prótesis estéticas

La restauración cosmética o reproducción del brazo o la mano es una opción protésica muy popular.

Las prótesis estéticas son esculturas plásticas (y otros materiales) que simulan partes del cuerpo; sirven para cubrir las partes faltantes y lograr un equilibrio, tanto físico como estético. Esto ayuda a la persona a poder integrarse de nuevo en su entorno social, familiar y laboral.

Las prótesis son fabricadas con elastómeros de la familia de los silanos. Estos materiales, a diferencia de otros plásticos, tienen como base cadenas de silicio en vez de cadenas de carbón, lo que hace que los silanos no se disuelvan en solventes orgánicos convencionales como las acetonas, alcoholes, gasolina y grasas.

Además, al no contener carbón en su estructura son muy resistentes a altas temperaturas. Son materiales con buenas propiedades elásticas y con buena resistencia a la ruptura.

Las prótesis se pueden sujetar de diversas formas y esto dependerá de cada caso en particular. La forma más frecuente es por medio de succión; al colocar la prótesis en el muñón se forma un ligero vacío entre el plástico y la piel manteniéndola en su posición, sin riesgo de que ésta se suelte durante su uso diario o al dar la mano a otra persona.

Las prótesis estéticas logran un alto grado de similitud con la apariencia de la parte amputada, ya que cada prótesis está hecha a la medida de cada persona, tomando en cuenta la tonalidad de piel, textura, lunares, manchas y uñas. La unión de la prótesis con el cuerpo se hace de tal forma que no se note.

En la siguiente figura se puede ver un ejemplo de este tipo de prótesis.



Figura 2.1. Prótesis estética.

Fuente: http://www.manosydedos.com/index_home_es.html

2.2.2 Prótesis mecánicas

La persona que va a usar una prótesis debe sentirse a gusto con ella y estéticamente verse bien para los demás; así podrá integrarse adecuadamente a su entorno social, laboral y familiar.

Sin embargo, además de enfocarse a lo estético, se procura también devolver alguna de las funciones con mecanismos para articular las falanges de la mano y poder efectuar tareas simples.

Estos mecanismos son fabricados con las dimensiones y requerimientos de cada individuo con materiales muy resistentes y ligeros como son el Titanio, Nitinol, fibra de carbono y Acetal.

Las manos mecánicas se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés que se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario.

Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y estos movimientos se efectúan con la relajación o contracción del músculo. En la figura 2.2 se pueden ver los elementos en un esquema.

Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética; sin embargo se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños.

El tamaño de la prótesis y el número de ligas que se requiera dependiendo de la fuerza y el material para su fabricación varían de acuerdo a las necesidades de cada persona.

Dado que estas prótesis son accionadas por el cuerpo, es necesario que el usuario posea al menos un movimiento general de: expansión del pecho, depresión y elevación del hombro, abducción y aducción escapular y flexión glenohumeral.

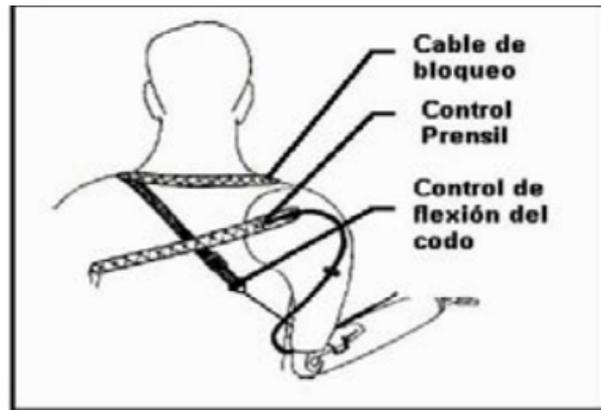


Figura 2.2. Prótesis mecánica.

Fuentes: http://www.manosydedos.com/index_home_es.html

2.2.3 Prótesis mioeléctricas

Las prótesis de brazo con control mioeléctrico cuentan con fuerza ajena a la del cuerpo humano. Mío viene de la palabra griega “mys”, lo que significa “músculo”.

Estas prótesis son hoy en día el tipo de miembro artificial con más alto grado de rehabilitación. Sintetizan el mejor aspecto estético, tienen gran fuerza y velocidad de prensión, así como muchas posibilidades de combinación y ampliación.

El control mioeléctrico se basa en el concepto de que siempre que un músculo en el cuerpo se contrae o se flexiona, se produce una pequeña señal eléctrica (EMG o electromiografía) que es creada por la interacción química en el cuerpo. Estas señales son aprovechadas para controlar los componentes protésicos eléctricamente accionados. Dicha señal es muy pequeña (5 a 20 μV). Para poner esto en perspectiva, una bombilla eléctrica típica usa 110 a 120 voltios, de forma que esta señal es un millón de veces más pequeña que la tensión requerida para alimentar una de éstas.

El uso de sensores llamados electrodos que entran en contacto con la superficie de la piel, permite registrar la señal EMG. Una vez registrada, se amplifica y es procesada después por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento y funcionalidad.

Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requiere que el usuario flexione sus músculos para operarla, a diferencia de las prótesis accionadas por el cuerpo que requieren el movimiento general del mismo.

Una prótesis controlada en forma mioeléctrica también elimina el arnés de sujeción usando una de las dos siguientes técnicas: bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión.

Tienen como desventaja que necesitan un sistema de batería que requiere mantenimiento para su recarga y descarga, además de desecharla y reemplazarla eventualmente.

Debido al peso del sistema de batería y de los motores eléctricos, las prótesis accionadas por electricidad tienden a ser más pesadas que otras opciones protésicas. Una prótesis accionada por electricidad proporciona un mayor nivel de tecnología, pero a un mayor costo. Se puede ver un esquema de sus componentes en la figura 2.3.

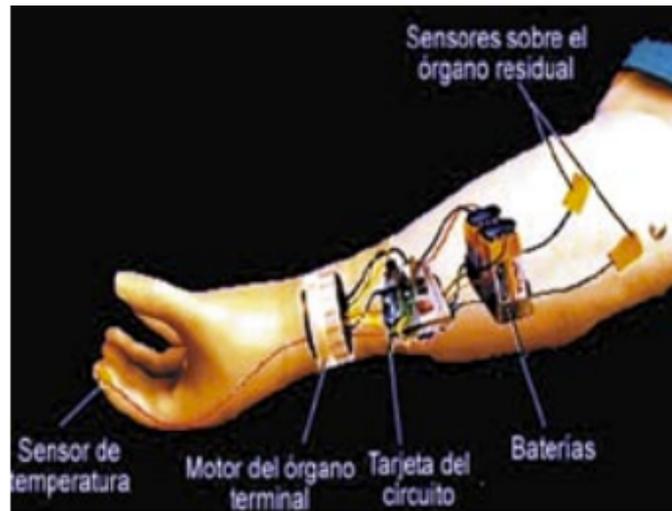


Figura 2.3. Prótesis mioeléctrica.

Fuente: http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf

2.3 Descripción de producto modelo

Aquí se explicarán las características de un producto en particular, con el objetivo de comprender su funcionamiento, sus partes y sus respectivos procesos productivos. Esto ayudará a comprender las necesidades para su producción y será de ayuda para el dimensionamiento de las instalaciones.

De todas maneras se aclara que el proyecto apunta a desarrollar nuevas tecnologías y procesos, por lo que en la siguiente parte del trabajo se hace foco en un modelo de prótesis solamente a título informativo y para su uso como base de estudio.

Por otra parte, representa el modelo de prótesis más avanzado que se consigue hoy en nuestro país. Se trata de una prótesis híbrida, que consta principalmente de elementos mioeléctricos, pero también de algunos mecánicos.

En primer lugar se exponen las piezas del sistema codo-antebrazo, y luego las manos.

2.3.1 Codo-Antebrazo ErgoArm

El sistema de codo-antebrazo más avanzado que se puede obtener en Argentina es el ErgoArm, patentado por la firma alemana Otto Bock.

Existen 4 modelos, desde el más básico 12K41 ErgoArm, hasta el más complejo 12K50 ErgoArm Electronic plus, que tiene el mayor grado de componentes electrónicos.



Figura 2.4. Estructura central de la prótesis de brazo y mano mioeléctrica ErgoArm Electronic plus.
Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

En la figura 2.4 se observa el sistema de codo-antebrazo armado en su totalidad. Su funcionamiento es prácticamente el de un brazo mioeléctrico, con excepción del sistema de arnés para el movimiento de flexión del codo.

El resto de los movimientos, es decir los inherentes a muñeca y mano, se realizan por medio de la transmisión de señales mioeléctricas, es decir contracciones musculares, que se transmiten en señales eléctricas, que generan el movimiento.

Tiene una cubierta de plástico del antebrazo cuya longitud es de 305 mm, siendo su circunferencia de unos 260 mm. Posee un codo de material plástico y de color de piel caucásica aunque cada prótesis se customiza para cada individuo en particular.

Los cables de los electrodos y la batería se conectan a la parte cubierta del codo. Dado que no existen cables externos, se mejora la estética y se incrementa la durabilidad de la prótesis.

2.3.1.1 Piezas que conforman la prótesis

Adaptador para el codo de la prótesis



Figura 2.5

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

Esta pieza sirve para el montaje del codo de la prótesis y consta de un anillo laminado.

Pieza de alineación de la prótesis

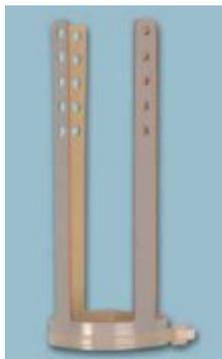


Figura 2.6

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

Sirve, como su nombre lo indica, para alinear la prótesis. Adicionalmente se utiliza como prótesis interina durante el proceso de rehabilitación del individuo.

Abrazadera



Figura 2.7

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

Se utiliza en complemento con la pieza de alineación.

Set de conexión de abrazadera



Figura 2.8

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

Se utiliza para conectar el componente de codo, a la banda elástica del arnés. Se trata de un perforador de rotación, 10 conectores de plástico, y 10 roscas de adaptación.

Carcaza



Figura 2.9

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

Se trata del recubrimiento externo, que le da a la prótesis aspecto más estético además de protección para el sistema interno.

Balance de antebrazo automático (AFB: Automatic Forearm Balance)



Figura 2.10

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

La unidad AFB acumula la energía que se libera cuando el brazo se extiende, para que la misma se pueda reutilizar permitiendo un suave movimiento de flexión, emulando el movimiento natural del cuerpo.

Placa y circuito de cables



Figura 2.11

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

Se trata del conjunto de cables que ayudará a conectar cada una de las fases de la prótesis, controlados por el mecanismo de inteligencia que está dado por una placa muy pequeña.

En la figura 2.12 se exponen fotos del resto de piezas que conforman al total de la prótesis propuesta. Adicionalmente se presentan las piezas de muñeca necesarios para conectar el sistema antebrazo-codo con una mano mioeléctrica.

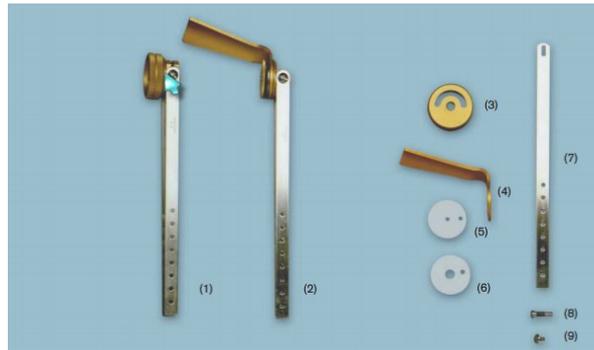


Figura 2.12. Piezas complementarias de la prótesis de brazos y manos.
Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

2.3.2 Mano mioeléctrica

El sistema de codo-antebrazo se debe luego conectar a una mano mioeléctrica. Las de uso más general, que combinan funcionalidad avanzada y comodidad, son las que en la firma Otto Bock llaman Manos Electrónicas de Sistema. Existen diversas variedades disponibles de diferentes tamaños y opciones de integración.

Consiste en el mecanismo, el sistema interior de la mano y la funda cosmética a la que se le puede dar color individualmente con los marcadores especiales y apropiados para crear un aspecto más natural.

2.3.2.1 SensorHand Speed

La mano que se adapta mejor a ser combinada con un sistema de codo como el ErgoArm, es la SensorHand Speed, también de la mencionada firma alemana Otto Bock.

Con una velocidad de apertura/cierre de 300 mm por segundo, y una señal de procesamiento EMG aumentada, tiene un muy alto potencial de rendimiento. Posee sensores que permiten que los objetos que se están sosteniendo, no resbalen al controlar y cambiar la fuerza de agarre cuando se necesita. Reconoce cuando un objeto que se está agarrando empieza a deslizarse y automáticamente aumenta la fuerza de agarre para evitar que se caiga. En la siguiente figura se ve un esquema de sus componentes.

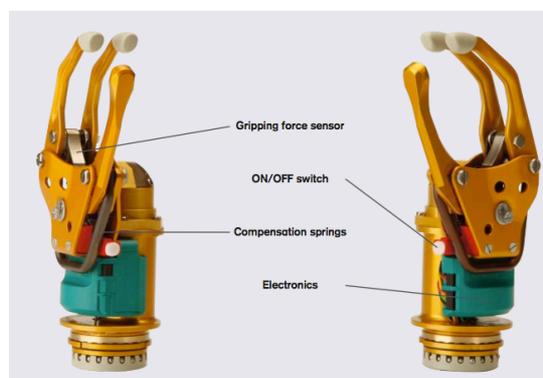


Figura 2.13. Sensor Hand Speed.

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646k3_gb.pdf

2.4 Estado de la tecnología en el mundo

Tanto en lo referente a sistemas de codo-antebrazo, como en manos, existe en el mundo tecnología superior a la que se comercializa hoy en el país. A continuación se describirán dos productos, que se encuentran a la vanguardia de lo que se puede obtener hoy en el mercado de prótesis de brazos y manos a nivel mundial. En el proyecto se apunta a, mediante la unidad de investigación y desarrollo, alcanzar y superar las prestaciones obtenidas con dichos productos.

2.4.1 Dynamic Arm (Otto Bock)

Este modelo de codo-antebrazo de la firma alemana es el más avanzado que se encuentra disponible hoy en el mercado mundial.

La gran diferencia respecto al anteriormente descrito ErgoArm, es que el Dynamic Arm no utiliza articulación de codo con cable de tracción, sino que tiene propulsión eléctrica, lo que lo convierte en una prótesis 100% mioeléctrica.

Mediante esta prótesis, se logra un comportamiento muy similar al natural del músculo humano, ya que responde automáticamente a variaciones en el peso de la carga, y al mismo tiempo a las señales musculares del individuo. Soporta hasta una carga de hasta 6 kg, es decir 6 veces el peso de la prótesis. Su aspecto es el de la siguiente figura.



Figura 2.14. Dynamic Arm.

Fuente: http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/646D120-GB-01-0810.pdf

2.4.2 I-LIMB Hand

La mano i-LIMB Hand, desarrollada por la firma escocesa Touch Bionics, es el primer dispositivo protésico del mercado con cinco dedos impulsados individualmente.

Esta mano de sustitución tiene el aspecto y actúa como una mano humana real por lo que supone un avance generacional en los campos de la biónica y de la asistencia a pacientes.

La mano i-LIMB se desarrolló utilizando técnicas de ingeniería mecánica de vanguardia y está fabricada con plásticos de alta resistencia. El resultado es un dispositivo protésico de última generación que es ligero, resistente y muy atractivo, tanto para pacientes como para profesionales sanitarios.

La mano i-LIMB está controlada por un sistema muy intuitivo que utiliza controles mioeléctricos (impulso muscular) de dos entradas tradicionales para abrir y cerrar los dedos

como lo hace una mano real. Los controles mioeléctricos utilizan el impulso eléctrico generado por los músculos de la parte restante de la extremidad del paciente. Este impulso se recoge en los electrodos que están en contacto con la superficie de la piel.

La construcción modular de la mano i-LIMB implica que cada dedo impulsado individualmente se puede quitar rápidamente con tan solo soltar un tornillo. Esto simplifica significativamente el mantenimiento. Tradicionalmente los dispositivos se tenían que enviar al fabricante y con frecuencia el paciente se quedaba sin la mano durante semanas.

En la figura 2.15, se ve la mano en cuestión en acción.

En la plataforma tecnológica que se desarrollará, se buscará fabricar una mano de características similares, que además sea adaptable a funcionar en conjunto con el sistema de codo-antebrazo.



Figura 2.15. La I-LIMB hand en acción.

Fuente:

<http://www.ortopediacanamares.com/index.php?producto=1579359§ion=catalogo&pagina=producto&idoma=es>

2.4.3 El futuro inmediato

La técnica TMR (Targeted Muscle Reinnervation), parece ser el próximo avance significativo en materia de prótesis mioeléctricas. Consiste en conectar mediante cirugía los nervios residuales del miembro amputado, en un músculo intacto que no se utilice en la vida cotidiana, por ejemplo el pectoral. De esta manera, cuando el paciente piense en, por ejemplo, mover un dedo de la mano amputada, una pequeña área del músculo del pecho se contraerá. Mediante sensores conectados a los nervios residuales, esta contracción por medio de las señales mioeléctricas generará el movimiento deseado en la prótesis.

Por medio de este principio, es que se está logrando también devolver al paciente las sensaciones de los miembros amputados.

Este tipo de intervenciones se han comenzado a realizar bajo el formato de prueba piloto con excelentes resultados, aunque aún no se han popularizado. El precursor de ella es el Dr. Todd Kuiken.³

Se puede encontrar más detalle sobre esta técnica, en el artículo de la AMA (American Medicine Asociación) en el anexo, en la página 73.

³ Médico especialista en rehabilitación y medicina física y doctorado en ingeniería biomédica. Es director del Centro de Medicina Biónica y del Departamento de Amputados del Instituto de Rehabilitación de Chicago.

En el laboratorio de investigación y desarrollo se planea tener contacto con reconocidos cirujanos para que los modelos estén preparados para adeptarse esta técnica.

DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency) es la agencia estadounidense que depende del Departamento de Defensa de EEUU, encargada de desarrollar nuevas tecnologías a ser utilizadas en el ejército. Están desarrollando una prótesis que también permita realizar movimientos con el pensamiento. La diferencia con la TMR, es que en este caso los electrodos se deben conectar directamente al cerebro, por lo que se eliminaría el músculo que se debía contraer como intermediario de las señales mioeléctricas. Aún no han realizado pruebas exitosas, pero según se conoce se está muy cerca de lograr. En el anexo se puede leer un artículo acerca de este modelo, en la página 83.

Por otro lado, ingenieros biomédicos en pregrado, de la Universidad de Ryerson en Toronto, Canadá, han desarrollado una prótesis de brazo también controlada por el cerebro. Aunque este brazo robótico no es el primero del mundo ni el que tiene la tecnología más avanzada, podría muy bien ser el más seguro y más barato. Eso es porque, a diferencia de las prótesis tradicionales que contienen sofisticados componentes electrónicos y mecánicos, el brazo artificial movilizado por músculos (AMO por sus siglas en inglés), está hecho principalmente de simples bombas y válvulas neumáticas y un tanque de aire comprimido para crear movimiento. Esto ha permitido que la prótesis se desarrollara con apenas una cuarta parte del costo de una prótesis tradicional.

Además, a diferencia de la cirugía de reinervación (TMR) para modificar el trazado de los nervios principales, que es invasiva y costosa y requiere de semanas de entrenamiento, el brazo AMO utiliza las señales del cerebro medidas con un dispositivo que se lleva en la cabeza conectado a una computadora que controla el sistema neumático del brazo. En la siguiente figura se ve una foto de este revolucionario brazo, y en el anexo se puede encontrar un artículo con mayor detalle, en la página 85.

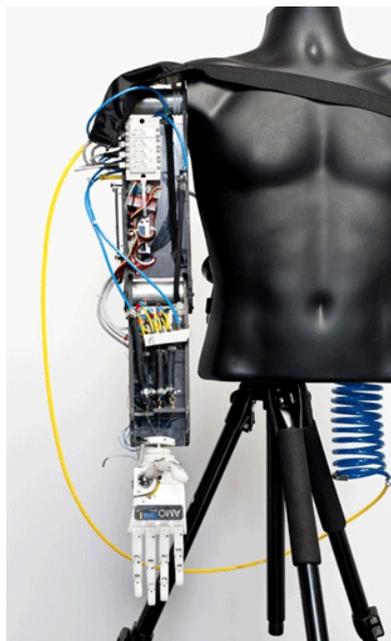


Figura 2.16. Brazo AMO diseñado por ingenieros biomédicos en pregrado, de la Universidad de Ryerson en Toronto, Canadá.

En el proyecto, se deben seguir muy de cerca estos avances para aplicar la tecnología disponible más eficiente.

Por último, se presenta el caso de la mano robótica más avanzada que se conoce en la actualidad. Un equipo de investigadores del Institute of Robotics and Mechatronics del German Aerospace Center (DLR) han desarrollado una mano robótica, que además de asemejarse prácticamente en su totalidad a una mano humana en cuanto a su capacidad de movimientos, el diseño de DLR incorpora tendones con niveles variables de rigidez. Al cambiar la tensión en sus tendones, la mano puede absorber shocks de alto impacto, como al ser golpeada por un bate de béisbol. Además de su flexibilidad impresionante, la mano tiene 19 grados de libertad y puede ejercer hasta 30 newtons de fuerza con la punta de sus dedos. Se ve una imagen de la mano en la figura 2.17 y en el anexo se puede leer un artículo con más detalle acerca de este producto en la página 88.

Si bien esta mano está pensada para ser utilizada por robots, se debe continuar investigando para analizar incorporar sus principios de funcionamiento a las prótesis, en pos de lograr un producto que logre cubrir cada vez mejor las necesidades del usuario, e incluso eventualmente superarlas.

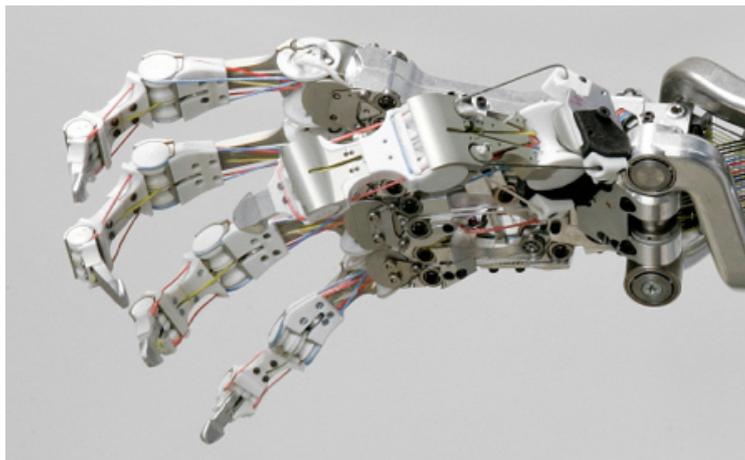


Figura 2.17. Mano robótica DLR.

Como se expuso, existen importantes avances tecnológicos, que aún no han sido incorporados en forma habitual a las prótesis. En la plataforma tecnológica se trabajará para seguir investigando dichos avances, y eventualmente lograr que el paciente pueda disfrutar de un producto que le permita mantener o incluso mejorar su calidad de vida.

2.5 Antecedentes en Argentina

En la República Argentina, gracias al trabajo y talento de estudiantes de ingeniería electrónica, se han construido prototipos con características similares a las prótesis mioeléctricas que se describieron anteriormente, aunque con movimientos un poco más básicos.

Sin embargo, no se ha invertido en investigación y desarrollo para lograr modelos más avanzados. Mediante la creación de la plataforma tecnológica, se buscará reclutar a quienes ya han logrado avances en el campo, y brindarles los recursos necesarios para fabricar en su totalidad modelos avanzados de última generación. A continuación se describirán los antecedentes mencionados.

2.5.1 Antecedentes en Tucumán

Los ingenieros Víctor Daniel Guzmán y Francisco Gomez López como proyecto final de la carrera de Ingeniería Electrónica que cursaron en la Universidad Tecnológica Nacional Regional de Tucumán, desarrollaron en forma íntegra una prótesis de antebrazo y mano mioeléctrica, de muy buen rendimiento.

Desde el aspecto funcional, no hay diferencia con respecto a otras prótesis del mercado y permite los movimientos básicos de apertura y cierre de mano. La prótesis de los tucumanos se destaca porque los materiales utilizados son básicos y locales.

Los tucumanos son los ganadores del Premio Innovar del 2009, en la categoría producto innovador. La prótesis se puede ver en la siguiente figura.

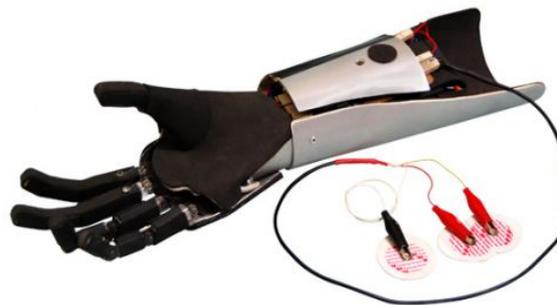


Figura 2.18. Prótesis mioeléctrica fabricada por estudiantes tucumanos.
<http://www.innovar.gob.ar/blog/in-blog/innovar/ganadores-2009-protesis-mioelectrica>

2.5.2 Antecedentes en Córdoba

Con tan sólo 20 años de edad y cursando la carrera de Ingeniería Biomédica en la Universidad Nacional de Córdoba, Eden Díaz Nocera desarrolló un prototipo de mano mioeléctrica, similar a la desarrollada por los tucumanos, en el sentido que permite los movimientos básicos de apertura y cierre de la mano.

La diferencia principal, es que diseñó el dispositivo de forma tal que tiene un motor individual para cada dedo, para que eventualmente se puedan controlar en forma independiente.

Por sus características, el proyecto de Nocera ganó el premio Innovar 2011 en la categoría "Robótica". La mano ortopédica está completamente hecha con materiales que se consiguen en el país.⁴

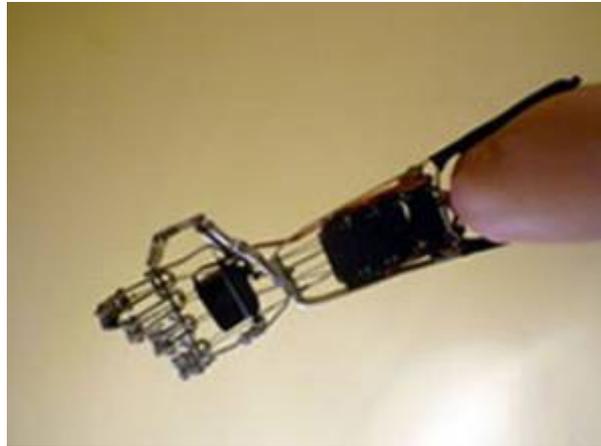


Figura 2.19. Prótesis mieléctrica diseñada por Edén Díaz Nocera, estudiante cordobés.

Fuente:

<http://www.eldiariodelarepublica.com/tecnologia/Un-joven-argentino-desarrollo-una-protesis-de-mano-con-musculos-20111201-0018.html>

⁴ Video de entrevista al estudiante cordobés mostrando la prótesis:
<http://www.youtube.com/watch?v=DUZwRB0bYNU&feature=youtu.be>

CAPÍTULO 3: CONTEXTO Y MERCADO

3.1 Análisis del contexto

3.1.1 Escenario político y legal

En el caso argentino se desarrolló a lo largo de la primera década del siglo XXI un proceso de crecimiento importante, ello no sólo en relación a la economía sino en la consolidación del sistema democrático que había tenido serias fracturas a fines del siglo XX a partir de una crisis de gran profundidad.

Ya desde el año 2008 en adelante según destacan relevantes analistas políticos, el escenario fue cambiando. Según lo relata Rosendo Fraga desde su consultora Nueva Mayoría, *“el país está viviendo desde el año 2008 un deterioro político que se traducirá en un cambio de clima y que traerá mayor choque entre las autoridades y la sociedad como consecuencia de varios años de desajustes en el área económica y un descuido social evidente”*.⁵

Gran cantidad de evidencia empírica sostiene la afirmación vertida por Fraga, pudiéndose esperar clima de mayor complejidad para la Argentina de los próximos años.

En cuanto a lo que se observa en el ámbito legal, se vislumbra que la falta de cumplimiento de reglas de largo plazo implica una dificultad para la atracción de inversiones, sobre todo de países extranjeros que no están al tanto de las vicisitudes locales.

Es interesante destacar los resultados que arrojó un estudio acerca del desarrollo de largo plazo que alcanza un país y los factores que permiten dicho objetivo.

En un análisis de largo plazo el autor Ian Bremmer, sostiene en su obra *“La curva J”*, que la historia global muestra que los países que han logrado crecer sostenidamente lo hicieron en base a la conformación de reglas de juego sostenibles en el tiempo así como de un alto grado de libertad.⁶

Si bien estas no son las condiciones de nuestro país en la actualidad, esta situación no implica un impedimento directo para el presente proyecto, aunque sí una amenaza, como para cualquier otro proyecto que se desarrolle en Argentina.

3.1.2 Normativas legales relacionadas a la importación

Este es un aspecto no menor en la Argentina actual. Se pueden citar casos como el de la imposición de barreras arancelarias o incluso de prohibiciones totales para la importación de ciertos productos.

⁵ Fraga Rosendo, 2012, Consultora Nueva Mayoría, Artículo publicado en su informe semanal del mes de Junio del año 2012, Publicado y disponible en: <http://www.nuevamayoria.com/>

⁶ Bremmer Ian, 2007, *La curva J*, Editorial El Ateneo, Argentina.

Desde hace más de un año que la Argentina ha establecido normativas muy duras para las importaciones. Estas trabas son coherentes con la política de proteccionismo imperante y la idea de alcanzar una sustitución de importaciones.

El presente proyecto es coherente con esta coyuntura, ya que contribuye al crecimiento de la industria nacional.

3.1.3 Normativa ambiental

En este sentido, existen leyes y convenios internacionales relacionados con la conciencia y el cuidado del medioambiente, cuyo cumplimiento impacta económicamente en las empresas y consumidores.

A modo de ejemplo, se destaca que a lo largo de la última década han surgido nuevas leyes ambientales con peso en lo económico, como la de energías renovables en 2007, la de fomento de biocombustibles en 2006 o la de presupuestos mínimos en 2002. Se ve así que la Argentina se va adaptando a la normativa global, proceso que se estima continuará en dicha senda en los próximos años.

Este proyecto se desarrollará en línea con las normativas vigentes.

3.1.4 Escenario económico

La economía argentina atravesó una recuperación desde el año 2002 en adelante. A continuación se analizarán brevemente las variables principales de la misma, para entender el contexto actual.

3.1.4.1 Variación del tipo de cambio

En el caso Argentino, la historia confirma la importancia del tipo de cambio en cuanto a su impacto en la economía. Su relevancia se basa en la competitividad que trae aparejada frente a otras economías, pero la constante depreciación del peso tiene como efecto además, un grado de inflación muy por encima de la media en la región.

Medidas políticas establecidas en los últimos meses impusieron trabas para la compra-venta de divisas extranjeras, dando lugar a un mercado paralelo cada día mas establecido, con precios que difieren en mas de 30% a los oficiales.

Esto agrega un grado de complejidad al contexto, que hace que la población, que históricamente ahorró en dólares, vea reducidos sus ingresos en dicha moneda y su poder adquisitivo, dado el aumento de precios que se genera como efecto secundario de estas medidas.

Por otro lado, en nuestro país, se destaca el alto grado de dolarización de la economía local, ya que gran parte de la producción se basa en insumos importados. En base al contexto actual de trabas a las importaciones, en el presente proyecto se buscará la menor dependencia posible de dichos insumos, manteniendo así los costos en moneda local.

En base al escenario descripto, vale señalar que las fluctuaciones en la cotización del dólar estadounidense son relevantes y deben entonces considerarse tanto la situación actual como las perspectivas futuras de la misma en cuanto a su impacto para un proyecto de inversión.

Así se destaca que la cotización del dólar americano para el mes de enero del año 2008 se encontraba en el orden de los 3.00 \$/USD, en el mes de agosto del mismo año la cotización ascendía a 4.04 \$/USD, y en la actualidad, al día 3 de agosto del año 2012 la misma asciende a 4.60 \$/USD.⁷ Si se toma, en base a lo expresado anteriormente, la cotización del dólar paralelo, al día de referencia en 6,30 \$/USD aproximadamente, se observa una depreciación en 4 años de casi un 50%.

En conclusión, la dependencia al tipo de cambio es inevitable, y la evolución de dicha variable es incierta, por lo que se deben mitigar los riesgos parcialmente, con insumos del mercado local, y con un alto porcentaje de ventas en el mercado de exportación.

3.1.4.2 Variación del Índice de Precios al Consumidor (IPC)

Partiendo de las publicaciones periódicas que efectúa sobre la economía el Instituto de Estadísticas y Censos (INDEC) de la República Argentina, el índice de precios al consumidor (IPC) muestra una inflación del orden del 11% anual.

Sin embargo, existe una divergencia entre lo que publica el INDEC y lo que se observa en la economía real, reflejada por datos de consultoras privadas, en donde el nivel de precios anual estimado para el presente año 2012 es de entre el 25 y el 30%. Esta es el nivel de inflación que se debe tomar para estimar las proyecciones en el estudio de factibilidad del proyecto.

3.1.5 Escenario tecnológico

Argentina se destaca por tener profesionales con mucha iniciativa, capacidad, y creatividad. Sin embargo, no cuentan con la estructura y el apoyo para materializar en proyectos sustentables, las ideas e investigaciones que surgen de forma aislada.

En el presente proyecto, se buscará nuclear a dichos profesionales, para poder explotar su potencial, en pos de un desarrollo organizado y estructurado, logrando así capitalizar esta capacidad no aprovechada en la actualidad.

3.1.6 Análisis del sector industrial

3.1.6.1 Competidores directos

En cuanto a los competidores, existen hoy varias firmas pequeñas que comercializan productos importados, sin agregarle mayor valor a los mismos. Es decir, se importan las piezas, y se ensamblan en el país. A modo de ejemplo, la Ortopedia Alemana, ofrece entre sus productos la I-Limb Hand, de Touch Bionics, y en la empresa Osteolife, se puede adquirir

⁷ Tipo de cambio vendedor del Banco de la Nación Argentina.

el codo-antebrazo Ergo-Arm, de Otto Bock. Sin embargo, no existen productos de calidad comparable, que se fabriquen en Argentina.

Si bien se han llevado a cabo desarrollos aislados para fabricar prototipos en el país, estos esfuerzos no se han traducido en proyectos concretos. Como se mencionó, se invitará a los profesionales con antecedentes de haber realizado avances en el sector en el país, a participar activamente en el presente proyecto. Por ejemplo a los mencionados casos de estudiantes Cordobeses y Tucumanos, quienes se espera que aporten su know how y experiencia.

Como ventajas comparativas respecto a los mencionados competidores, se pueden mencionar la difícil situación para la importación en Argentina, y por otro lado el menor precio al que se comercializarán los productos, fabricados en el país con un menor costo.

3.1.6.2 Competidores potenciales

En la actualidad no se observa la posibilidad de competencia en el segmento que se va a abarcar en el presente proyecto. Por un lado, ello se justifica en torno a que la presencia de restricciones a la importación dificultan la comercialización rentable de los productos en cuestión. Por otro lado, no se vislumbra que la competencia potencial extranjera instale una planta productora en el país, dada la falta de seguridad jurídica y condiciones de desconfianza para invertir en Argentina en la actualidad.

3.1.6.3 Productos sustitutos

Las prótesis mioeléctricas, son productos de mucho valor agregado, alta calidad y extensa funcionalidad para el paciente. Los productos sustitutos son los otros tipos de prótesis superiores (mecánicas y estéticas), que presentan menos funcionalidades, aunque a un precio más accesible.

Mediante la creación de la presente plataforma tecnológica, se busca disminuir la brecha de precio que existe hoy entre la prótesis mioeléctrica y la mecánica, logrando de esta manera que el mercado potencial, se incline cada vez más a obtener las primeras, en lugar de sustituirlas por las de menor precio y menor funcionalidad.

3.1.6.4 Clientes

Se apunta a abastecer el mercado actual de prótesis mioeléctricas, y a tomar una porción del mercado de prótesis mecánicas, dado que la brecha de precio que existe hoy entre ambos tipos de prótesis se verá significativamente disminuida.

Cabe aclarar que no se tratará en forma directa con los pacientes, sino que se comercializarán los productos por medio de clínicas, ortopedias y similares.

Por otro lado, se hará un acuerdo con el centro de rehabilitación Amputados Argentina, al que se suministrará una cantidad de prótesis por año, que estarán parcialmente subvencionadas por el Gobierno Nacional.

En principio se apunta a cubrir el mercado local, y ampliar el espectro exportando.

3.1.6.5 Proveedores

La mayor parte de las piezas/componentes del producto final serán de producción propia. Para poder fabricarlas, se recurrirá a proveedores locales de productos tales como cables de diferentes calibres y espesores, acero quirúrgico, aluminio, plaquetas, tuercas, tornillos, plásticos, etc.

3.2 DEMANDA

3.2.1 El mercado mundial de prótesis

En el mundo hay aproximadamente 3 millones de amputaciones por año de todo tipo, según el National Limb Loss Information Center (NLLIC). De estas, el 20% corresponde a amputaciones de miembros superiores (manos y brazos). Es decir que el mercado potencial de prótesis de miembros superiores a nivel mundial, sin mayores consideraciones, es de 600.000 unidades por año.

En la siguiente figura se observa la cantidad de amputaciones de miembros superiores anuales en el mundo, Estados Unidos y Argentina.

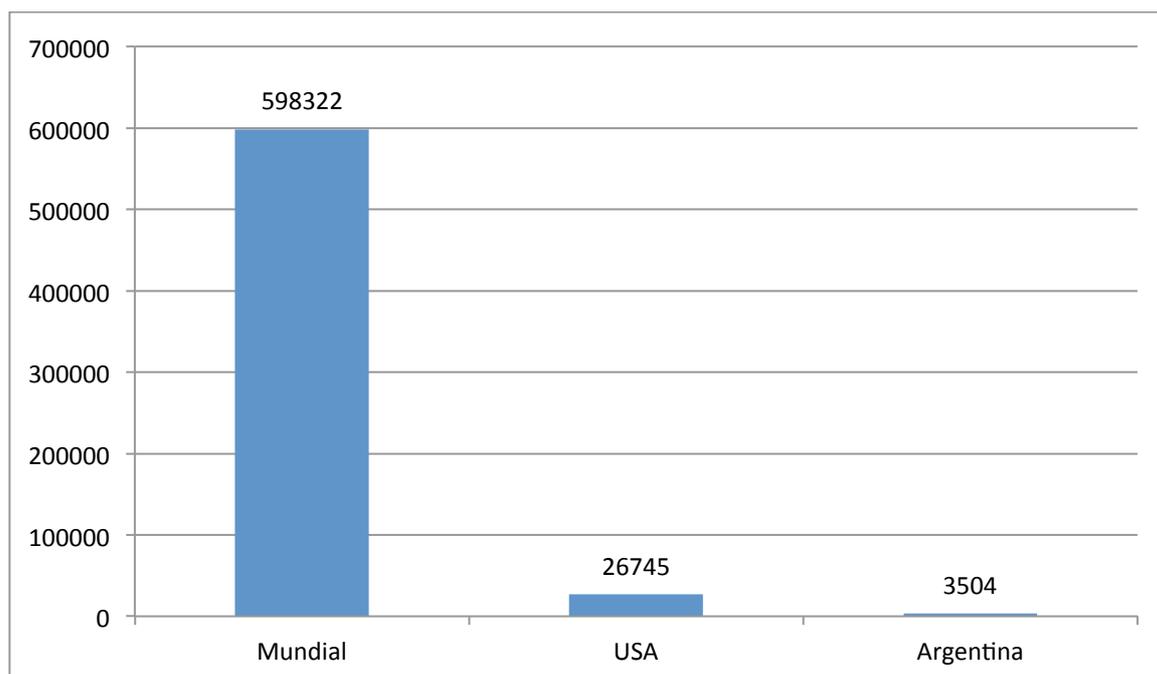


Figura 3.1: Estadísticas mundiales de prótesis superiores – Amputaciones anuales
Gráfico de elaboración propia realizado en base a información obtenida en la siguientes direcciones de internet: http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/stats.html y en la dirección web siguiente:
http://www.amputee-coalition.org/fact_sheets/amp_stats_cause.pdf

Un punto a destacar es que no todas las amputaciones efectuadas en el mundo son luego tratadas con algún tipo de prótesis. En tal sentido, sí existe una diferencia en este

punto respecto a lo que sucede en las economías desarrolladas y lo observado en otras economías como la Argentina.

Mientras que en los Estados Unidos el porcentual de prótesis por amputación es del 37%, en el mundo dicha proporción asciende a 20%, y en el caso de la República Argentina es del 19%.⁸

En base a estas estadísticas, de las 600.000 amputaciones por año que se producen en el mundo, aproximadamente 120.000 son tratadas con prótesis.

Según Nicolás Bertini, quién comercializa y ensambla prótesis para la firma Osteolife, éste número en Argentina se compone de la siguiente manera: 65% de prótesis estéticas, 30% mecánicas y 5% mioeléctricas.

Extrapolando estas proporciones al mundo, el mercado se compone de 78.000, 36.000, y 6.000 por año respectivamente.

Se espera captar un 1,6% del mercado mundial de prótesis mioeléctricas (100 unidades), y 0,14% de quienes hasta hoy se inclinarían por prótesis mecánicas (50 unidades), lo que se traduce en 150 unidades en el mercado de exportación para el primer año.

3.2.2 El mercado argentino de prótesis

En Argentina, tomando la misma cantidad de amputaciones por año que en el mundo, este número asciende a unas 17.500 anuales⁹, de las cuales 3.500 (20%) corresponden a amputaciones de miembros superiores.

Un 19% de éstos pacientes amputados, recurren a prótesis de algún tipo, como se mencionó anteriormente.

Es decir, que se comercializan en total unas 663 unidades anuales.

En las siguientes figuras se observan las proporciones mencionadas, y las cantidades en unidades.

⁸ Datos obtenidos de informe de Biomed (2003): http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/stats.html y de entrevista con Nicolás Bertini, de Osteolife, y estimando la mundial con el PBI per cápita.

⁹ Esto surge de tomar la cantidad de amputaciones por año en el mundo (600.000) y la proporción de la población argentina en el mundo. Fue corroborado por Nicolás Bertini, de Osteolife.



Figura 3.2. Porcentual de prótesis según tipo en la República Argentina.
Fuente: Entrevista con Nicolás Bertini, de Osteolife

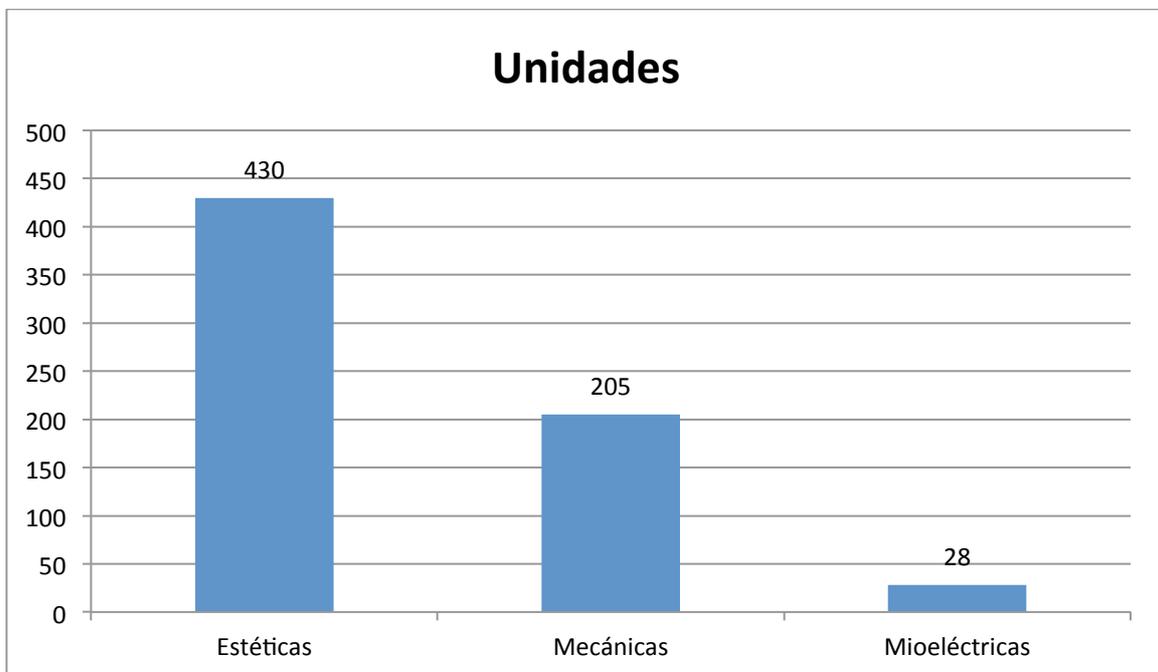


Figura 3.3. Ventas anuales de prótesis de manos y brazos en Argentina, en unidades.
Fuente: Consulta en el Ministerio de Salud de la República Argentina personalmente en el mes de julio del año 2012.

Al observarse el reducido tamaño del mercado argentino de prótesis mioeléctricas de mano y brazo, se entiende por qué el presente proyecto no se limita a la provisión tan sólo local, sino que se enfoca también en satisfacer parte del mercado externo.

Mediante la plataforma tecnológica, en el primer año, se espera abastecer la mitad de las prótesis mioeléctricas que se comercializan en la actualidad (es decir, 14 unidades), pero además tomar un 18% de los pacientes que hoy adquieren prótesis mecánicas (36 unidades), es decir un total de 50 unidades en el primer año.

Para satisfacer la demanda de las 36 unidades mencionadas, y en pos de cumplir el objetivo del proyecto de lograr que pacientes que hasta hoy no tenían acceso a prótesis mioeléctricas puedan adquirirlas, es que se cerrará el mencionado acuerdo con Amputados Argentina, quienes adquirirán dicha cantidad de unidades anuales, subvencionadas en un 50% por el gobierno nacional.

Sumando las unidades anuales que se espera vender en el mercado local e internacional, se fabricarán en total unas 200 prótesis durante el primer año.

Este número puede incrementarse aún más, en la medida en que pacientes que ya poseen prótesis mecánicas, o mioeléctricas de menores prestaciones, puedan acceder a productos de mayor tecnología a menor costo, como los que se desarrollarán en la plataforma tecnológica.

En la siguiente figura se observa el precio en dólares aproximado en el mercado actual de prótesis en Argentina.



Figura 3.4. Precios de las prótesis que se comercializan en la República Argentina por tipo.

Fuente: Gráfico propio elaborado en base a consultas efectuadas en empresas que se dedican a la comercialización de prótesis en la República Argentina. Consultas efectuadas entre el mes de mayo y junio del año 2012.

CAPÍTULO 4: DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

4.1 Visión y Misión

Visión: Mejorar la calidad de vida de la población amputada, tanto en Argentina como en otros países, y contribuir en la generación de recursos especializados e innovación tecnológica en el sector.

Misión: Crear una plataforma tecnológica, en donde se produzcan prótesis de brazos y manos de última generación, permitiendo reducir los costos de fabricación, y facilitando el acceso a dichos productos a una mayor porción del mercado que los necesita. Asimismo, crear una comunidad de especialistas que darán lugar a nuevas innovaciones generando un lazo retroalimentador.

4.2 Locación

El emprendimiento se llevará adelante en el parque industrial de Pilar, sitio en donde se juntan varios beneficios desde el punto de vista logístico y se presenta una ecuación costo – beneficio muy positiva en base a la baja sustancial del valor de la tierra junto a otras ventajas que serán enunciadas por separado.

4.3 Descripción funcional

El proyecto contempla la construcción de un complejo dentro del Parque Industrial de Pilar. El predio se dividirá en 3 áreas básicas:

- Producción: el área de fabricación propiamente dicha. Incluye depósito para insumos, línea de producción, depósito de producto terminado y expedición.
- Investigación y desarrollo: el laboratorio donde los profesionales podrán experimentar con materiales, procesos, y nuevas tecnologías, para realizar avances significativos en la funcionalidad del producto, así como optimizar los procesos productivos. Se analizará constantemente los avances en la materia alrededor del mundo, y se trabajará en conjunto con otros centros tecnológicos y universidades en forma sinérgica.
- Administración: oficinas para el personal administrativo, comercial, gerencia, recursos humanos, etc.

4.3.1 Estructura de la organización

Departamento de Producción

- *Sistemas*: Estará a cargo del desarrollo de software, tanto interno para administración de la organización, como software de apoyo para los productos que se confeccionen. Realizará también todo tipo de soporte interno, y externo de posventa.

- *Planta:* Area responsable de la producción propiamente dicha.
- *Servicios:* Se trata aquí de dar un servicio de asesoramiento a las clínicas o distribuidores de las clínicas. Esta área de la empresa se ocupará de brindar todas las herramientas necesarias, para que a cada paciente se le pueda ofrecer un servicio customizado, ya que cada prótesis debe ser adaptada a la fisionomía de cada usuario.

Departamento de Administración

- *Comercialización:* será responsable principalmente de la captación de clientes, nacionales e internacionales. Para esto tendrá a su cargo las tareas de publicidad, promoción, charlas informativas en las clínicas, así como la determinación de las políticas de precios.
- *Contaduría y Finanzas:* tendrá el objetivo de llevar adelante y confeccionar balances, cuadros de resultados, flujos de fondos, etc. También tendrá a cargo las gestiones de pagos, cobros y compras, entre otras funciones.
- *Área de Recursos Humanos:* será un área clave, ya que de ésta dependerá el reclutamiento de los profesionales más idóneos del país, quienes serán los responsables de llevar a cabo los avances significativos que se esperan. Se estará en permanente contacto con las universidades técnicas, para reclutar doctorandos que agreguen valor al proyecto, contribuyendo además a su desarrollo profesional, para ser luego aplicado en otras ramas de la tecnología y/o medicina.

4.4 Tiempos estimados y ciclo de vida

La puesta en marcha del proyecto se llevará a cabo en 12 meses, los que se subdividirán en 4 fases a saber:

Fase I: Planificación del proyecto:

Aquí las tareas que se considerarán son las siguientes:

- Definición del objetivo del proyecto.
- Definición de procesos, estructura y dimensionamiento técnico.
- Determinación del capital necesario para la puesta en marcha, presupuestación y análisis financiero.
- Desarrollo del plan de acción de modo de llevar adelante la puesta a punto de la organización, definición de los tiempos de los servicios y dimensionamiento de los planteles requeridos.
- Definición del plan de comercialización y políticas de pricing.

Fase II: Búsqueda y desarrollo de recursos:

- *Infraestructura:* en este caso se comenzará con el armado central de la plataforma y las diferentes áreas en el centro administrativo y productivo de Pilar tal cual se expuso en párrafos previos. Al mismo tiempo, se trabajará en seguir los lineamientos para alcanzar eventualmente la certificación ISO 13485, que es la norma específica de calidad para productos sanitarios. Esta certificación ayudará a lograr reconocimiento tanto a nivel local como en el resto de los países donde se pretende acaparar mercado.
- *Aspectos Comerciales:* durante la etapa de implementación técnica, hasta que la planta esté lista para comenzar la producción, el equipo comercial empezará a generar vínculos estratégicos en pos del desarrollo de nuevos mercados.
- *Recursos humanos:* el proyecto contempla contar con un director o gerente general, un gerente por departamento (Producción, Investigación y Desarrollo y Administración), y jefes de área. A continuación se observa el organigrama planificado:



Figura 4.1. Organigrama tentativo del proyecto.

Fase III: Fase pre-operativa del proyecto:

- Con antelación a la apertura y puesta en marcha de las operaciones de la empresa, se harán simulaciones de cada una de las funciones a llevar adelante y se capacitará al personal tanto técnico como comercial. Se determinarán los objetivos de cada área y departamento y se confeccionarán todos los manuales de procedimientos.
- Se continuará con el proceso de comercialización y generación de clientes.

Fase IV: Pruebas piloto y comienzo de la producción

- Se comenzará a fabricar los primeros modelos, realizando algunas pruebas para ajustar los últimos detalles. Gracias al aporte que se espera obtener de los

recursos humanos especializados con experiencia en el armado de dispositivos similares, la tarea de diseño del proceso productivo se verá simplificada. Esta fase se subdivide en 2 etapas:

- **Etapa 1 de producción:**
Inicialmente se comenzará con la producción de un modelo codo-antebrazo, tomando como base el Ergo-Arm, de la firma Otto Bock, la I-Limb hand, de Touch Bionics, y los desarrollos de los recursos humanos especializados. Las primeras prótesis que se fabriquen tendrán las características de dichos modelos.

- **Etapa 2 de producción:**
Paralelamente al inicio de la producción de la Etapa 1, se espera continuar con el desarrollo del producto mediante el área de I+D. De esta manera, una vez aprobada una nueva mejora en el producto, se implementará en producción. Se trabajará bajo esta modalidad, buscando un entorno dinámico para estar permanentemente en un proceso de mejora.

4.5 Ciclo de vida del producto

4.5.1 Desarrollo

Aquí es donde se piensa y se planifica el proyecto en cada una de sus fases. Desde el plan de negocios hasta su lanzamiento. Esta etapa concuerda con la previamente descripta. Durará alrededor de 12 meses.

4.5.2 Introducción

Se lanzan las prótesis al mercado, intensificando la inversión en publicidad y promoción para lograr captar clientes y expansión, lo cual en el sector se hace mediante visitas a centros especializados en amputaciones, clínicas, hospitales y otras entidades afines.

Se estima que la duración de la etapa será de un año. Se trabajará con los objetivos principales de alcanzar un correcto posicionamiento, captación de clientes, y optimización del producto y proceso productivo.

Se comenzará a trabajar en los lineamientos para certificar la ISO 13485.

4.5.3 Crecimiento

Desde el segundo al cuarto año, se intentará captar la mayor cantidad de clientes, ello se irá traduciendo en mejores ingresos y menores costos a su vez, al adquirir mayor

experiencia y know-how del negocio, así como una mayor escala de producción. En este punto se alcanza y se supera el punto de equilibrio.

4.5.4 Madurez

A medida que se empieza a saturar el mercado se pretende lograr crecer en el largo plazo mediante la innovación permanente y la presencia en los mercados internacionales.

4.6 Financiación del proyecto

La financiación del presente proyecto se efectuará en base al aporte de capitales privados y una pequeña parte a partir de la modalidad de ANR (Aportes no reembolsables). Los ANR están destinados a cofinanciar proyectos de innovación tecnológica realizados por micro, pequeñas y medianas empresas a través de subvenciones que cubren un porcentaje del costo del proyecto. La empresa beneficiaria deberá aportar el porcentaje restante.

En el país este tipo de proyectos son administrados por la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica¹⁰, que depende del Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva.

Existen distintos tipos de ANR. El que aplica en este caso es el ANR 800, que se detalla a continuación.

4.6.1 ANR 800 – Desarrollo Tecnológico – versión 2012

Los sujetos beneficiarios serán firmas Pymes. Según lo estipula el mismo ANR, el objetivo último es lograr en el tiempo un mejoramiento de las estructuras productivas y alcanzar así mayor innovación y capacidad de avance en tecnologías que al día de hoy no están en la Argentina o están en fase de inicio.

La modalidad utilizada es la de otorgar subvenciones no reintegrables para el desarrollo de tecnologías piloto o diseño de prototipos. Este último caso será el que se aplicará para el presente proyecto ya que se trata de diseñar un prototipo argentino de prótesis mioeléctricas de mano y brazo.

En cuanto a esta financiación, se define un equivalente a los 800.000 pesos, implicando según lo estipulado un máximo del 50% del total del costo del proyecto. La empresa, claro está, deberá aportar el resto del dinero como se expresó con antelación.

Según estadísticas del FONTAR (Fondo Tecnológico Argentino), en el período 2003-2010, la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica aprobó 4.183 proyectos a través de los diferentes instrumentos implementados por el FONTAR, por un monto total superior a los 1.344 millones de pesos.¹¹

Una condición es que los proyectos deben efectuarse en el plazo de 36 meses, lo cual está dentro de lo planificado para el que aquí se expone.

¹⁰ www.agencia.gov.ar

¹¹ <http://www.agencia.gov.ar/spip.php?article42>

4.7 Matriz F.O.D.A

Como resumen del análisis del contexto, el mercado y las características del proyecto, se presenta a continuación la matriz FODA.

Fortalezas

- **Financiamiento:** gracias a los ANR, parte de la financiación sería “gratuita”, mejorando la rentabilidad final.
- **Profesionales de alta calidad:** en el país existen muchos especialistas altamente capacitados, que no cuentan hoy con proyectos de este tipo para desarrollar su potencial.
- **Bajos costos:** se apunta a trabajar con insumos nacionales y procesos productivos eficientes, pudiendo así lograr un producto de bajo costo.
- **Interés nacional:** siendo un proyecto que apunta a mejorar la calidad de vida de las personas, generar empleo y desarrollar la industria tecnológica nacional, se obtendrá apoyo de sectores clave, entre ellos el gubernamental.
- **Mejora continua:** en base al sector de investigación y desarrollo, se obtendrán constantemente mejoras, tanto en la calidad y prestaciones del producto, como en el proceso productivo.

Debilidades

- **Curva de aprendizaje:** dado el bajo know how respecto a los procesos productivos inherentes al presente proyecto, se deberán desarrollar nuevas tecnologías y procesos desde sus fases iniciales, lo que se traduce en un largo período de aprendizaje. Este efecto se espera mitigar con la incorporación de los mencionados profesionales con experiencia.
- **Baja calidad de maquinaria y materias primas:** si bien se buscarán proveedores que permitan obtener la mejor calidad posible, por lo general la industria nacional está por debajo de los estándares internacionales en este tipo de productos. De todas maneras, muchos de los proveedores, también tendrán su curva de aprendizaje, y se irá mejorando paulatinamente la calidad de los insumos.
- **Baja demanda en volumen:** tanto a nivel nacional como internacional, la demanda intrínseca de prótesis de brazos de última generación, en unidades, es aún muy baja, lo que impacta directamente en el costo unitario por el prorrateo de costos fijos.

Oportunidades

- Restricción de las importaciones en la República Argentina: existe una reducción de la competencia internacional, que en este caso representa prácticamente la totalidad del mercado actual, lo que supone un entorno altamente favorable para el desarrollo de la industria interna.
- Demanda insatisfecha y altos precios: debido a los altos precios de comercialización de los productos en cuestión, la mayor parte de la demanda no tiene acceso a los mismos, por lo que se puede tomar una porción del mercado, que en la actualidad está cubierta por productos de menor funcionalidad, o directamente no cubierta.
- Baja diversidad de oferta: en la actualidad este tipo de productos se pueden obtener únicamente de fabricantes extranjeros (que además son pocos), no existiendo alternativas locales, comparables en calidad y prestaciones.
- Exportación a Latinoamérica: la mayoría de los países de la región, se encuentran en una situación similar a la argentina en cuanto a demanda insatisfecha, baja diversidad de oferta, y altos precios en los respectivos mercados locales, generándose así una oportunidad para ingresar en dichos mercados.
- Diferencia cambiaria para la exportación: las variables económicas actuales indican una alta probabilidad de devaluación del peso, lo que eventualmente favorecería la situación en cuanto a costos y competitividad internacional.

Amenazas

- Contexto económico: Los niveles actuales de inflación podrían traducirse en una desaceleración del consumo local. Por otro lado, el retraso en el tipo de cambio, genera menor competitividad en la exportación. De todas formas se debe dejar en claro que el producto en cuestión tiene una baja elasticidad frente a estas variables, ya que se trata de un mercado específico de valor agregado y relativo a la salud y calidad de vida.
- Contexto político: existe un alto grado de incertidumbre, ya que las medidas tomadas en los últimos meses, no establecen reglas claras a largo plazo. Por otro lado, existe un muy bajo nivel de seguridad jurídica.
- Competencia: existe la posibilidad de que ingresen nuevos jugadores al mercado, aunque las barreras de entrada son altas, tanto por las actuales leyes proteccionistas como por el alto grado de complejidad de la industria.

CAPÍTULO 5: ANÁLISIS ECONÓMICO-FINANCIERO

5.1 ESTUDIO ECONÓMICO

5.1.1 Inversión inicial

5.1.1.1 Activos

- Inmueble: se planea adquirir un predio con una estructura que contará con 500 metros cuadrados cubiertos inicialmente, el cual contempla un sector de investigación y desarrollo así como sector de oficinas, estimándose un precio final de \$3.600.000.¹² Este valor incluye la estructura así como todo otro gasto relativo que implique la obtención de las instalaciones terminadas. Se estima que una obra de esta envergadura demora unos siete meses en finalizarse.
- Muebles y Útiles: en este caso se trata del total de bienes muebles y útiles que el proyecto precisa para iniciar sus actividades. Incluye escritorios, sillas, mesas, mesadas. No incluye material específico vinculado para el sector de investigación y desarrollo, el cual se compartirá en un punto por separado, así como las inversiones en computadoras y otros. El total de esta inversión se estima en \$103.500.
- Computadoras: inicialmente se adquirirán 10 computadoras completas más un servidor con impresoras. Según se pudo consultar en la firma Dell dichos equipos de última generación alcanzan un valor de \$95.500.
- Licencias de software: \$35.000 (consultada en Microsoft de argentina y resto de compañías necesarias)
- Rodados (3): valor de \$68.000 cada uno, obteniéndose un total de \$204.000.¹³
- Maquinaria específica y demás elementos afines para el sector de producción: en este caso se consultó a Felipe Kopelowicz.¹⁴ El motivo por el que se consulta a esta fuente, radica en que en todas sus plantas se utiliza maquinaria desarrollada y producida por especialistas propios de las firmas. En base a un análisis para este caso específico, que incluyó interconsultas con empleados de empresas de producción afines a la que se presenta en este trabajo, sus especialistas estimaron un costo de desarrollo de \$6.500.000. Con esta inversión, se espera una capacidad productiva máxima de 400 unidades por año. Se aclara que el estudio detallado de la maquinaria específica excede el alcance del presente trabajo.
- De manera complementaria se estima que los gastos de organización (gastos de constitución de sociedad así como inscripción tributaria, sellados y honorarios de asesoramiento) alcanzan los \$14.500.¹⁵

¹² Costo estimados en base a consulta con el arquitecto de la UBA Santiago Craia, especialista en el armado de plataformas para la industria dentro del parque industrial pilar.

¹³ Se corresponde con tres utilitarios de la firma Fiat. Al ser utilitarios se pueden amortizar en su totalidad en el impuesto a las ganancias. Precios consultados en la concesionaria FIAT Autonovo, en: <http://www.autonovo.com.ar/>

¹⁴ CEO y dueño de la productora de elásticos Kopelco y de la firma productora de preservativos Tulipán.

¹⁵ Consultado en la Consultora Tributaria y Financiera DSL Consulting.

Inversión total: \$10.416.000

5.1.1.2 Capacidad productiva e inversiones futuras

Al momento de llevar adelante un proyecto como el presente es importante tener en cuenta la capacidad instalada de la inversión, ello en base a que se deben considerar las limitaciones y aquellos niveles productivos en que se requerirán mayores inversiones.

Como se expuso anteriormente, la capacidad productiva inicialmente es de 400 unidades por año. Es así que al momento de sobrepasar dicho nivel de producción, se requerirá una inversión adicional de un 30% de la inicial, es decir \$ 1.950.000, pudiendo así duplicar la capacidad productiva.

Dado que esta inversión se hará, en base a las estimaciones, al 6to año del proyecto, es decir en el 2018, se debe considerar una inversión en dicho momento de \$4.219.488, según la inflación proyectada que se detallará más adelante.

5.1.2 Política comercial del proyecto

Las prótesis se comercializarán inicialmente a \$50.000. Con este precio se espera poder captar la parte deseada del mercado de prótesis mecánicas, ampliando la demanda de mioeléctricas.

De esta manera también se potenciará el efecto de reemplazo de quienes ya tengan prótesis mecánicas o mioeléctricas de menores prestaciones.

El hecho de efectuar el mencionado acuerdo con Amputados Argentina fijando una cantidad de unidades anuales a proveer, dotará al proyecto de la posibilidad de contar con un flujo de dinero mensual que facilite la provisión de materiales.

5.1.3 Estructura de costos del proyecto

En la siguiente figura se muestra la estructura de costos, como porcentaje de las ventas, que presentará el proyecto al año 1. Como se explicará más adelante, algunos de estos porcentajes surgen de estándares de la industria y otros a base de cálculo.

Ventas	100.0%
Costo de Ventas	45.0%
Resultado Bruto	55.0%
Sueldos y Jornales	32.8%
Gtos. Comercialización	14.0%
Amortizaciones	8.0%
Otros Gastos	5.0%
BAII (EBIT)	-4.8%

Figura 5.1. Estructura de costos del proyecto.

5.1.4 Unidades estimadas a comercializar

La producción y comercialización anual esperada para los primeros 10 años se comparte a continuación en la figura 5.2.

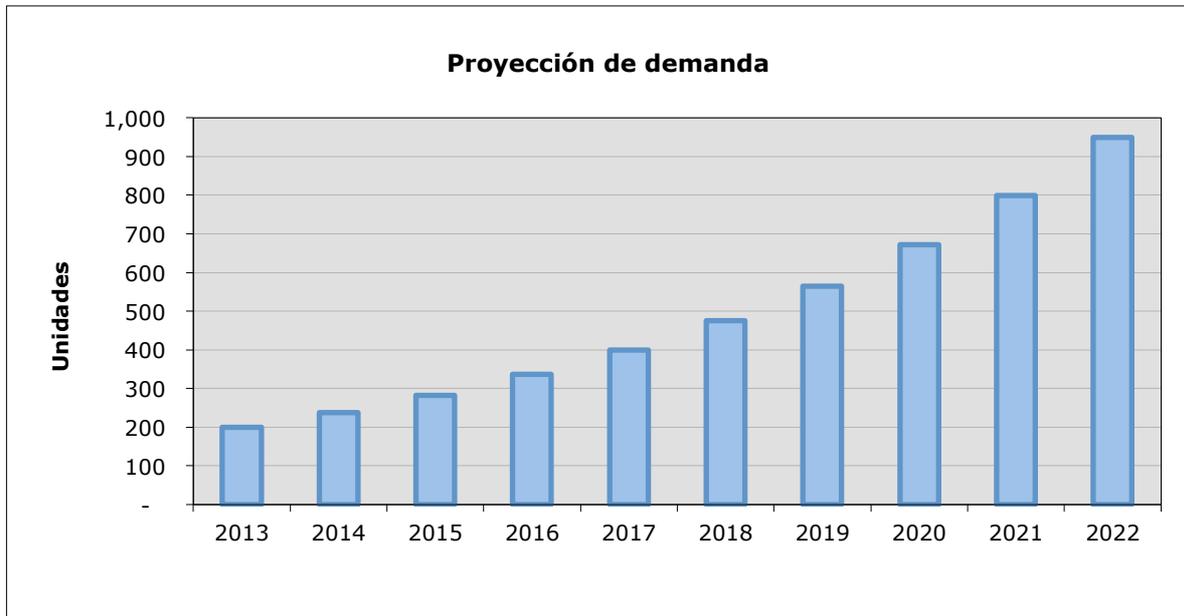


Figura 5.2. Evolución en la producción y comercialización anual de prótesis del proyecto.

Se proyecta un crecimiento en producción y venta de unidades de un 19% anual a lo largo de los primeros 10 años.

De esta manera se puede ver que para el año 2017 la empresa tendrá el 100% de su capacidad instalada cubierta y allí se efectuarán inversiones que facilitarán duplicarla y así satisfacer a un mercado que tiene mucho por crecer en cuanto al reemplazo de obsoletas prótesis estéticas y mecánicas por mioeléctricas.

Una vez concluidos los primeros 10 años del proyecto, es probable que se requieran nuevas inversiones, en función de la demanda y de las innovaciones en materiales y procesos productivos.

5.1.5 Supuestos de las proyecciones

Como se explicó anteriormente, durante el primer año se espera comercializar unas 200 unidades, de las cuales el 25% corresponden al mercado local, y el 75% al de exportación.

El aumento en el nivel de ventas se justifica con un aumento en la producción y comercialización, así como en el incremento en el nivel de precios. En referencia a este último, el aumento anual según cada periodo es el siguiente: partiendo del año 2013 donde las prótesis se comercializarán en \$50.000, su precio se incrementará: 2014: +25%, 2015:+20%, 2016:+15% y de allí en adelante a un ritmo del 12% anual.

Dichos supuestos inflacionarios son coherentes con proyecciones que dan consultoras privadas como ser M&S Consultores así como informes de la Universidad Di Tella.

En el siguiente gráfico se observa la evolución de las ventas, expresadas en pesos:

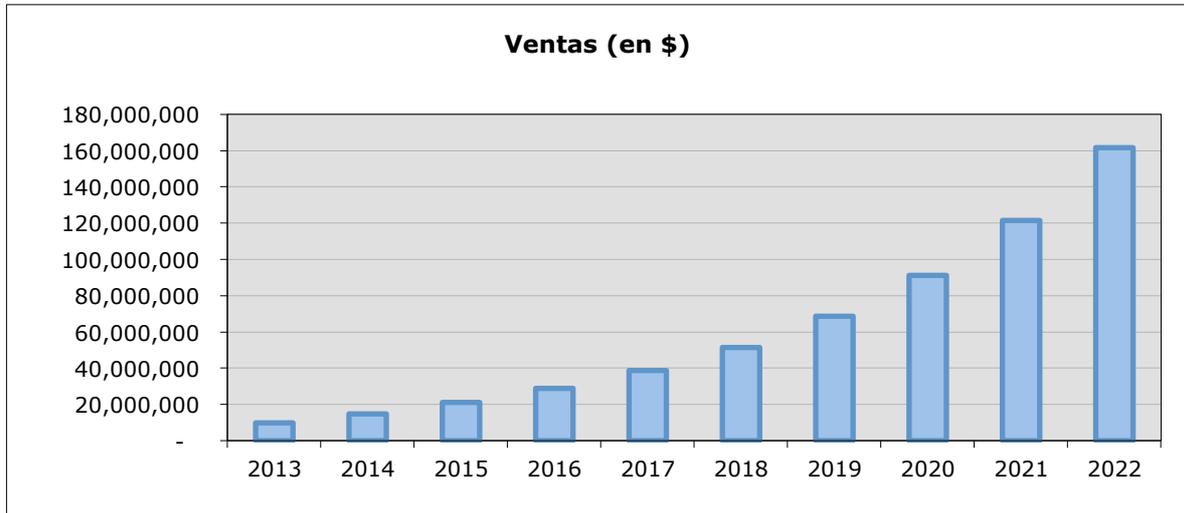


Figura 5.3. Ventas futuras expresadas en pesos.

5.1.6 Salarios y estructura corporativa

Durante los primeros 5 años la estructura del emprendimiento contará con los puestos que se observan en la siguiente tabla. Se puede ver la cantidad de empleados por puesto y su respectivo salario inicial, que incluye cargas sociales, SAC y demás tributos al empleo.

Puesto	Cant.	Salario mensual	Total Anual
Gerente General	1	32,000	416,000
Gte de Producción	1	22,000	286,000
Gte de I+D	1	22,000	286,000
Gte de Administración	1	20,000	260,000
Jefe de Planta	1	15,000	195,000
Jefe de Sistemas	1	15,000	195,000
Jefe de Servicios	1	13,000	169,000
Jefe de Comercialización	1	13,000	169,000
Jefe de Contaduría	1	10,000	130,000
Jefe de RRHH	1	12,000	156,000
Operarios de Planta	4	9,000	468,000
Empleados de Sistemas	1	9,000	117,000
Empleados de Servicios	1	9,000	117,000
Empleados de Comercialización	2	8,000	208,000
Empleados de contaduría	1	8,000	104,000
TOTAL	19		3,276,000

Figura 5.4. Salarios y cantidad de empleados.

A partir del 2018, año en que se planea la inversión en infraestructura, se añadirán a la estructura:

- Planta: 2 operarios
- Sistemas: 1 empleado
- Servicios: 1 empleado
- Comercialización: 1 empleado

Los salarios se proyectan según la inflación, de la misma forma que los precios, es decir 2014: +25%, 2015:+20%, 2016:+15% y de allí en adelante a un ritmo del 12% anual.

5.1.7 Gastos de comercialización

En base a proyectos en la misma industria, al igual que ocurre con otros sectores de tecnología y salud, los gastos comerciales alcanzarán el 14% del nivel de ventas.¹⁶

Estos gastos incluyen comisiones, viajes, gastos de representación, publicidad y promoción, entre otros.

5.1.8 Costo de mercadería vendida

El CMV para este proyecto asciende al 45% del total de ventas. Dicho porcentaje se fundamenta en la investigación de estructuras de costos de proyectos similares y de otro

¹⁶ Dato corroborado por Nicolás Bertini, de Osteolife.

tipo de industrias tecnológicas aplicadas a la salud, así como de analizar el costo de los componentes que formarán parte del producto final.

De esta manera, el costo directo unitario de una prótesis es de aproximadamente \$22.500.¹⁷

Se estima que el mismo mantendrá la misma evolución que las ventas. Esto se fundamenta en torno a que se tiene una visión conservadora del proyecto. De todas formas, la lógica indica que los costos deberían bajar, en base al logro de una mayor eficiencia en el proceso productivo, lo que significaría un mayor beneficio al proyecto.

5.1.9 Bienes sujetos a amortización

- Inmueble: se amortiza en 50 años (Amortización anual \$72.000).
- Muebles y Útiles (decoración y demás bienes muebles menores descriptos con antelación): amortización en 5 años, anualmente \$20.700.
- Computadoras: se amortizan en un plazo de 3 años, anualmente \$31.833.
- Licencias de software: se amortizan en un plazo de 10 años, anualmente \$3.500.
- Rodados: se amortizan en un plazo de 5 años. El importe de amortización anual es de \$40.800.
- Maquinaria para la producción y afines: Se amortizan en 10 años por un importe anual de \$650.000.

A partir del año 2018 en adelante, se añadirá la suma de \$421.949 en concepto de amortización de la inversión adicional que se hará para seguir ampliando la producción.¹⁸

5.1.10 Otros gastos

Estos son del 5% del total de las. Aquí se incluyen gastos de energía, seguridad, limpieza y otros que surjan de la operatoria habitual de este tipo de emprendimiento.

5.1.11 Impuestos

Se consideran Ingresos brutos por 3%, que es lo correspondiente a la categoría de Fabricación de equipo médico y quirúrgico y de aparatos ortopédicos.

Se considera el impuesto a las ganancias por 35%.

Con respecto al IVA, para los efectos del presente trabajo, el estudio del débito y crédito fiscal queda fuera del alcance del mismo.

¹⁷ Dato corroborado por Adén Díaz Nocera, estudiante de la Universidad Nacional de Córdoba. Ganador del Premio Innovar 2011, en la categoría de Robótica, por el desarrollo de un prototipo de prótesis mioeléctrica con materiales hechos en el país.

¹⁸ Se corresponde al valor de \$4.219.488 que se estima será el valor de dichos bienes en el año respectivo dividido 10 años, plazo en que se amortizarán los mismos.

5.1.12 Cuadro de resultados

En base al análisis económico expuesto, se obtiene el cuadro de resultados proyectado a 10 años del emprendimiento, el cual se observa en la figura 5.5. Se puede apreciar también, en mayor tamaño en el anexo, página 93.

Est. de Resultados	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022
Ventas	10,000,000	14,862,500	21,205,815	28,995,771	38,613,089	51,420,278	68,475,355	91,187,261	121,432,252	161,708,902
Costo de Ventas	4,500,000	6,688,125	9,542,617	13,048,097	17,375,890	23,139,125	30,813,910	41,034,268	54,644,513	72,769,006
Resultado Bruto	5,500,000	8,174,375	11,663,198	15,947,674	21,237,199	28,281,153	37,661,445	50,152,994	66,787,739	88,939,896
Sueldos y Jornales	3,276,000	4,095,000	4,914,000	5,651,100	6,329,232	9,845,472	11,026,929	12,350,160	13,832,179	15,492,041
Gtos. Comercialización	1,400,000	2,080,750	2,968,814	4,059,408	5,405,832	7,198,839	9,586,550	12,766,217	17,000,515	22,639,246
Amortizaciones	805,967	791,467	791,467	759,800	759,800	1,161,049	1,161,049	1,161,049	1,161,049	1,161,049
Otros Gastos	500,000	743,125	1,060,291	1,449,789	1,930,654	2,571,014	3,423,768	4,559,363	6,071,613	8,085,445
BAII (EBIT)	(481,967)	464,033	1,928,627	4,027,578	6,811,680	7,504,779	12,463,151	19,316,205	28,722,383	41,562,115
IIIBB	300,000	445,875	636,174	869,873	1,158,393	1,542,608	2,054,261	2,735,618	3,642,968	4,851,267
Impuesto a las ganancias	-	6,355	452,358	1,105,197	1,978,651	2,086,760	3,643,111	5,803,206	8,777,795	12,848,797
Ingreso Neto	(781,967)	11,803	840,094	2,052,508	3,674,637	3,875,411	6,765,778	10,777,382	16,301,620	23,862,051
% sobre Ventas	-8%	0%	4%	7%	10%	8%	10%	12%	13%	15%
Dividendos	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ganancias Retenidas	(781,967)	11,803	840,094	2,052,508	3,674,637	3,875,411	6,765,778	10,777,382	16,301,620	23,862,051

Figura 5.5. Estado de Resultados proyectado a 10 años.

5.2 ESTUDIO FINANCIERO

El hecho de proyectar el estado de resultados a 10 años responde a la metodología elegida para evaluar el proyecto. Así, se adopta el modo de dos fases del autor Dumrauf Guillermo.¹⁹

Se estima que habrá una etapa inicial de gran crecimiento para luego alcanzar una fase estable donde el factor de crecimiento a perpetuidad (g), esté en el orden del 5% anual. Se trata de una tasa coherente con la proyección que se estima tendrá el sector.

5.2.1 Tasa de descuento del proyecto

En relación a la tasa de descuento que se utiliza, la misma surge de aplicar el modelo CAPM (Capital Asset Pricing Model). En el mismo se expresa que la tasa que un accionista le exige a un proyecto se calcula del siguiente modo.²⁰

$$Ke = rf + \text{Beta} \times (rm - rf)$$

Siendo:

- Ke: la tasa que un inversor le exige a la empresa donde invertirá o dicho de otra forma, el costo del capital propio.
- Beta: es la sensibilidad de los retornos de la firma a los movimientos del mercado en su conjunto. Al no cotizar la misma en bolsa, y no poder obtener el beta estadístico,

¹⁹ Dumrauf Guillermo, 2010, *Finanzas Corporativas*, Editorial Alfaomega, Argentina.

²⁰ Dumrauf Guillermo, 2010, *Finanzas Corporativas*, Editorial Alfaomega, Argentina.

se adopta un beta aproximado por su industria en la Argentina que se estima en 1.80, según diversos estudios como ser el de los autores Pereiro y Galli.²¹

- Rm: se trata del retorno medio del mercado a largo plazo. En base a lo que expresan Pereiro y Galli (2000), dicho factor es del 12%.
- Rf: representa la tasa libre de riesgo. El mercado considera que esta se refleja en el rendimiento de los bonos de EEUU a 30 años, siendo la misma a la fecha actual (julio, 2012) del 2.72%.²²

La tasa Ke quedaría conformada de la siguiente forma:

$$Ke = 0.0272 + 1.80 \times (0.12 - 0.0272) = 19\%$$

Luego de consultar a un especialista²³ acerca de la tasa de descuento a utilizar en un proyecto de estas características, se decide agregar una prima del 10%, justificada en el contexto de riesgo actual. Vale destacar que según lo consultado, este sistema para fijar la tasa de descuento no se utiliza en la práctica profesional.

De esta forma, la tasa a considerar para descontar los flujos de fondos es del 29%.

Debe quedar en claro que la tasa WACC (costo promedio ponderado del capital) aquí no se aplica en base a que el proyecto se financia con capital propio y no con deuda, por lo que la tasa que aplica al proyecto es la Ke antes mencionada.

5.2.2 Cash Flow proyectado

En la figura 5.6 se muestra el flujo de fondos. Se puede observar también en mayor tamaño en el anexo, página 94.

	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022
EBIT		(481,967)	464,033	1,928,627	4,027,578	6,811,680	7,504,779	12,463,151	19,316,205	28,722,383	41,562,115
Amortizaciones		805,967	791,467	791,467	759,800	759,800	1,161,049	1,161,049	1,161,049	1,161,049	1,161,049
Impuestos		-	445,875	636,174	869,873	1,158,393	1,542,608	2,054,261	2,735,618	3,642,968	4,851,267
Inversiones (CAPEX)	10,416,000	-	-	-	-	-	4,219,488	-	-	-	-
FF Operativo	(10,416,000)	324,000	809,625	2,083,919	3,917,504	6,413,087	2,903,732	11,569,939	17,741,636	26,240,464	37,871,897
ANR	800,000	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
FF Capital	800,000	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
FF Neto	(9,616,000)	324,000	809,625	2,083,919	3,917,504	6,413,087	2,903,732	11,569,939	17,741,636	26,240,464	37,871,897
FF Acumulado	(9,616,000)	(9,292,000)	(8,482,375)	(6,398,456)	(2,480,952)	3,932,136	6,835,867	18,405,806	36,147,442	62,387,906	100,259,803

Figura 5.6. Cash Flow Proyectado.

Como se expresó anteriormente, al tratarse el presente de un proyecto de capital propio y al no tener costo el aporte que se obtiene de los ANR, se tomará en cuenta que la

²¹ Pereiro, L. y Galli, M., 2000, *La Determinación del Costo del Capital en la Valuación de Empresas de Capital Cerrado: una Guía Práctica*, Documento publicado en: http://cashflow88.com/decisiones/Pereiro_encuesta.pdf

²² www.bloomberg.com

²³ Entrevista con Nicolás Sujoy, Country Manager en Argentina para Advent International Corporation, fondo dedicado a Private Equity.

inversión inicial requerida para el proyecto asciende a los \$9.616.000, que surge de restar \$800.000 (ANR) a los \$10.416.000 de inversión inicial requerida.

En la figura 5.7 se muestra el descuento de los flujos de fondos incluida la perpetuidad. El concepto de perpetuidad refleja los flujos que la firma obtendrá a partir de finalizar la primera fase de evaluación explícita. Según lo estima Dumrauf (2010) la fórmula para su cálculo es la siguiente.²⁴

$$\text{Perpetuidad: } \frac{\text{Ultimo Cash Flow} \times (1+g)}{\text{Tasa de Descuento} - g}$$

Donde “g” representa la tasa de crecimiento perpetuo, que se estima en 5%.

En el caso del proyecto:

$$\text{Perpetuidad: } \frac{37.871.897 \times (1 + 0,05)}{(0,29 - 0,05)} = \$165.689.548$$

Es así que el descuento de los flujos de fondos queda configurado del siguiente modo (figura 5.7). Se puede observar en mayor tamaño en el anexo, página 95:

	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022
CASH FLOW	(9.616.000)	324.000	809.625	2.083.919	3.917.504	6.413.087	2.903.732	11.569.939	17.741.636	26.240.464	37.871.897
Perpetuidad al año 2022											165.689.548
Cash Flow a descontar	(9.616.000)	324.000	809.625	2.083.919	3.917.504	6.413.087	2.903.732	11.569.939	17.741.636	26.240.464	203.561.445
Factor de descuento	1,00	1,29	1,66	2,15	2,77	3,57	4,61	5,94	7,67	9,89	12,76
Flujos descontados	(9.616.000)	251.163	486.524	970.760	1.414.655	1.795.224	630.113	1.946.270	2.313.535	2.652.553	15.951.386

Figura 5.7. Descuento de Flujos.

En las figuras 5.8 y 5.9 se pueden ver gráficos que reflejan la evolución del flujo de fondos y el flujo de fondos acumulado respectivamente. En este último, se puede visualizar claramente el momento que se cumple el período de repago, promediando el año 2017.

²⁴ <http://www.dumraufnet.com.ar/spanish/ppt/caveats1.pdf>

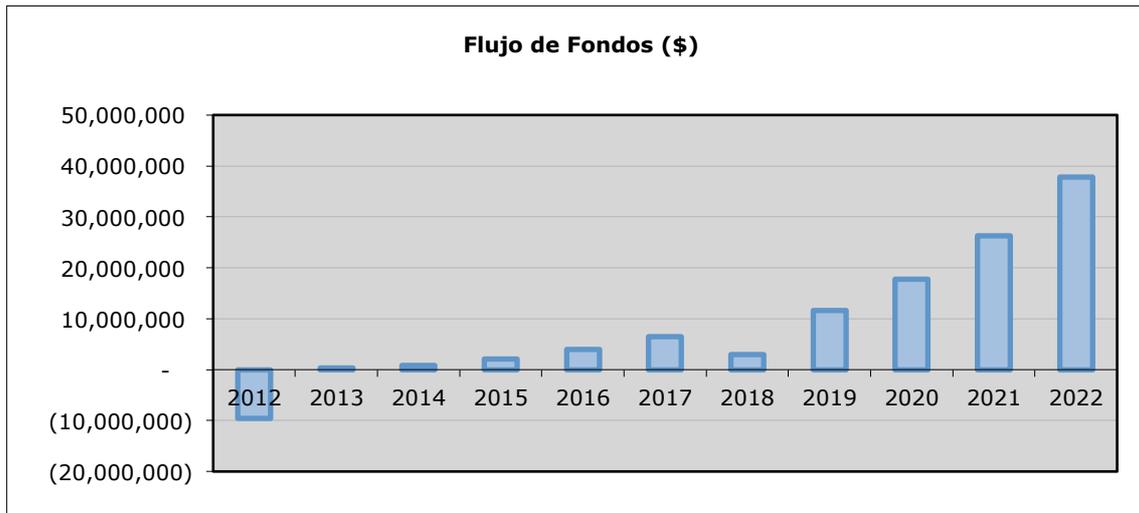


Figura 5.8. Flujo de Fondos.

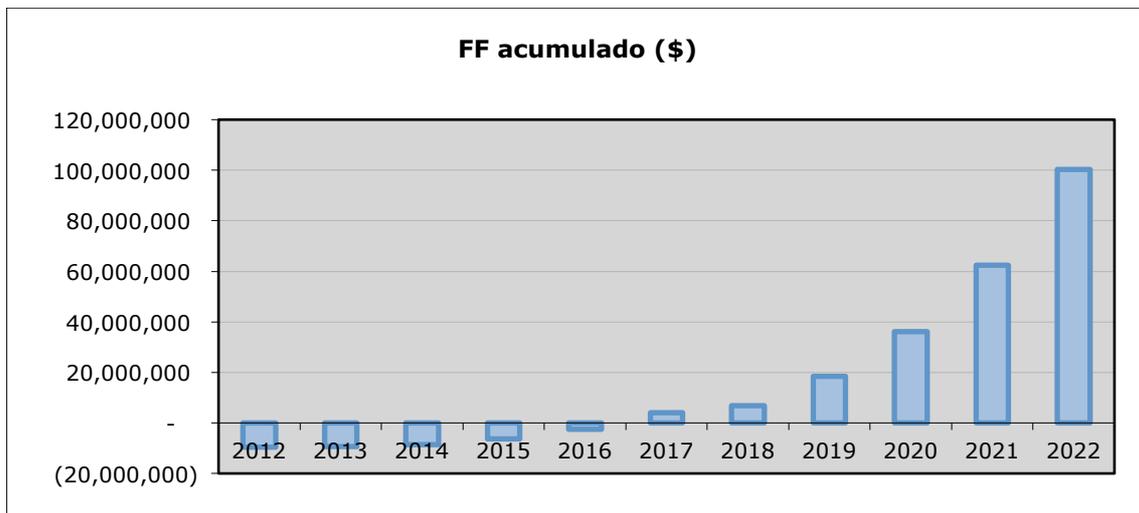


Figura 5.9. Flujo de fondos acumulado.

5.2.3 Evaluación del proyecto

5.2.3.1 VAN

Se puede ver que, considerando una inversión de \$9.616.000, el VAN (Valor Actual Neto) del proyecto es positivo ya que la sumatoria de los flujos de fondos descontados da como resultado un monto de \$18.796.182.

5.2.3.2 Período de recupero

El periodo de repago indica en qué plazo se recupera la inversión realizada. Se calcula a partir de los flujos de fondos que recibirá el proyecto, pero sin tener en cuenta el valor tiempo del dinero o la tasa que se le exige al mismo. En el caso del presente proyecto, el

período de repago es de 4,39 años, es decir que alrededor de la mitad del 5to año, se estaría recuperando la inversión inicial.

5.2.3.3 Periodo de recupero descontado

A diferencia del anterior este es más real ya que contempla el valor tiempo del dinero. En el caso del presente proyecto, dicho valor es del 29%, tasa a la cual se descuentan los flujos de fondos.

El periodo de recupero descontado del proyecto arroja un lapso de 7,92 años, es decir que sobre el final del 8vo año se estaría recuperando la inversión real.

5.2.3.4 TIR (Tasa Interna de Retorno)

La TIR muestra la tasa de retorno del proyecto, en este caso bajo el supuesto de reinversión de los flujos a la tasa de descuento (29%). En el caso del presente proyecto dicha tasa es del 44%, superior a la tasa de descuento del 29% indicando así que el proyecto es viable.

Como conclusión se puede observar que las variables consideradas para analizar la viabilidad del proyecto, desde el punto de vista tanto económico como financiero, son positivas. El periodo de recupero así como el periodo de recupero descontado, no muestran plazos excesivamente optimistas, pero sí razonables. A ello se le debe añadir que tanto el VAN como la TIR reafirman la viabilidad teórica del proyecto.

CONCLUSIÓN

El presente proyecto nace a raíz de la identificación de un problema. Una deficiencia en el mercado que no permite el acceso a prótesis de última generación a la gran mayoría de los pacientes que las requieren.

A lo largo de los años las prótesis han reflejado el desarrollo de toda una sociedad. Se ha evolucionado desde la antigüedad en donde cumplían funciones muy básicas, hasta la actualidad, en donde en algunos casos particulares, presentan mejor funcionalidad que el propio cuerpo humano.

En pleno siglo XXI las nuevas tecnologías permitieron dar un salto cualitativo pero no cuantitativo. Es decir que si bien estas tecnologías existen y continúan en permanente desarrollo, no se han podido trasladar a la gran mayoría de pacientes que las precisan, principalmente debido a sus elevados costos.

Así es como surge el presente proyecto, con el objetivo principal de suministrar un modelo de prótesis que se encuentre a la vanguardia de lo que permite hoy la tecnología, a la mayor cantidad posible de pacientes que sufran amputaciones de brazos y manos.

Para esto es que se decide instalar una plataforma tecnológica, en donde se puedan fabricar prótesis mioeléctricas de alta calidad y amplias funcionalidades, además de permanecer a la vanguardia mediante constante investigación y desarrollo técnico.

Los avances de la robótica permiten hoy fabricar estas herramientas que brindan al usuario la posibilidad de, a pesar de haber sufrido la pérdida de un miembro, realizar diversas actividades de su vida cotidiana, lo que representa una mejora significativa en su calidad de vida.

En este proyecto no se establece como variable principal la económica, sino que se busca permitir la reinserción en la sociedad de personas que realmente lo necesitan.

Dado que los costos de producción son relativamente elevados, no será posible alcanzar a cubrir la demanda de todo el sector que las requiere. Sin embargo, bajando dichos costos con producción propia, buscando permanentemente eficientizar el proceso productivo y haciendo un esfuerzo constante en investigación y desarrollo, en el presente proyecto se busca lograr, no solo cubrir el mercado actual de prótesis mioeléctricas en el país, sino también ampliar el espectro, permitiendo que pacientes que hasta hoy no podían adquirirlas y se inclinaban por otro tipo de prótesis de menores prestaciones, puedan tener acceso a éstas. Esto se justifica no sólo en la disminución de la brecha de precios entre la prótesis mioeléctrica y la mecánica, sino también en la generación de acuerdos con entes gubernamentales, que mediante subvenciones facilitarían la distribución de estos bienes.

Durante el análisis del mercado, se observó que la demanda actual en Argentina de los productos que se fabricarán es considerablemente baja, lo que lleva a incorporar la variable de exportación para mantener una rentabilidad que haga factible el sustento del proyecto. Muchos mercados en el mundo se encuentran en situaciones similares a la Argentina, en especial en países latinoamericanos, en donde no existe desarrollo de este tipo de tecnologías, y los precios de productos importados son aún muy altos.

En nuestro país, se destaca la iniciativa de estudiantes e investigadores, que sin ningún apoyo económico, han logrado fabricar prototipos de gran calidad, aunque ninguno

de ellos ha llegado al mercado. Se espera capitalizar este conocimiento desarrollado, incorporando a la organización estos recursos humanos que representan sin dudas un alto valor agregado.

El proyecto es congruente con la coyuntura política actual de nuestro país, en cuanto al fomento de la industria nacional y la sustitución de importaciones, así como en el apoyo a los emprendimientos tecnológicos, como lo demuestra el otorgamiento de ANR (aportes no reembolsables) para este tipo de desarrollos.

El emprendimiento logra ser responsable socialmente, ya que se busca disminuir drásticamente el precio de la prótesis a un promedio de \$50.000 por unidad en comparación a los \$180.000 en los que actualmente se comercializa una prótesis mioeléctrica en la Argentina.

Se busca demostrar que es posible hacer un bien social sin dejar de ser lucrativo para el capital privado.

Finalmente, se observa que el proyecto presenta resultados favorables en los estudios económico-financieros y por lo tanto es viable en dichos aspectos.

El futuro

Se están observando en el mundo avances muy significativos en diversos campos de la ciencia y la tecnología, que llevan a un replanteo de cómo continuará la evolución del ser humano como especie y como sociedad.

Los avances en áreas como la neurociencia, la genética, la nanotecnología, la robótica y la biónica, hacen pensar que en un futuro más cercano de lo que muchos se imaginan, la evolución del hombre dejará de seguir las leyes naturales que en su momento planteó Darwin.

Procesos como la clonación o manipulación del ADN a partir del mapeo del genoma humano, demuestran que las capacidades del hombre del futuro, están mucho más ligadas a la evolución de la tecnología que a un proceso de selección natural.

El desarrollo de las prótesis no está exento de este proceso. Al día de hoy, el reemplazo de un miembro perdido, no se realiza simplemente con una herramienta que cubra ciertas necesidades básicas, sino que se busca mejorar las capacidades naturales. Un claro ejemplo de esto, se puede encontrar en el velocista sudafricano Oscar Pistorius, quien con sus piernas prostéticas de fibra de carbono, es capaz de competir de igual a igual con los mejores del mundo, habiendo participado en el presente año nada más y nada menos que en los Juegos Olímpicos (ver artículo en el anexo en la página 91). Y como si este hecho no fuera suficientemente sorprendente, dicha igualdad de condiciones es relativa, ya que la participación de dicho atleta es cuestionada por la mayoría del resto de los competidores y de la prensa internacional, argumentando que Pistorius tiene una ventaja competitiva con sus piernas prostéticas, que le permiten correr con mayor velocidad que sus oponentes. Es decir que un individuo que ha perdido sus piernas, no se considera discapacitado, sino que sobrecapacitado.

No falta mucho para que las prótesis se llamen de esa manera sólo por una cuestión histórica, dado que en la actualidad ya existe la tecnología para generar órganos humanos en un laboratorio. Por ejemplo, a comienzos del presente año, se llevó a cabo el primer trasplante de traquea, 100% generada en laboratorio, en base a las células madre del paciente.

Siguiendo esta línea de razonamiento, no resulta descabellado pensar que en un futuro no tan lejano, el reemplazo de una extremidad u órgano del cuerpo será algo deseable, ya que las prótesis no sólo cumplirán con las mismas prestaciones naturales, sino que implicarán mayores capacidades.

Todo esto lleva a la reflexión de que es imprescindible entender el estado de evolución de la ciencia, sus aplicaciones y consecuencias. En primera instancia, daría la sensación que estos avances significarán mejoras sustanciales en la calidad de vida del hombre. Sin embargo, se debe analizar quién o quienes tendrán acceso a dichos avances. Es decir, si esta revolución tecnológica será para todos, o por el contrario, sólo puedan acceder quienes tengan los recursos económicos para hacerlo, generándose una brecha social y económica cada vez más grande.

El mundo actual está regido por la ley del beneficio económico, la ley de ganar mas en menos tiempo, sin detenerse a analizar las consecuencias que estamos generando.

La sociedad se está comenzando a ver forzada a tomar conciencia de los efectos de este estilo de vida, tanto a nivel social como económico y ecológico, lo que comienza a gestar un cambio de paradigmas y una revolución de conciencia.

Es nuestra intención ser parte de este cambio y poder aportar a nuestra sociedad, desde nuestra humilde posición, un poco de conciencia, y si es posible, un poco de acción.

Bibliografía

Las páginas web aquí citadas, fueron visitadas entre los meses de febrero y agosto del año 2012.

- Amigos de la Egiptología, 2007, Documento publicado en la siguiente página web: <http://www.egiptologia.com/noticias/1-ultimas-noticias-sobre-egipto/2294-descubren-en-egipto-la-protesis-mas-antigua-del-mundo.html>
- Bernardi, N., 2010. Manos robóticas, Documento publicado y disponible en el sitio web: <http://manosroboticas.blogspot.com.ar/2010/09/evolucion-de-las-protesis.html>
- Galo Soler, I., 2010. "Nanotecnología: El desafío del siglo XXI". Editorial Eudeba. Argentina. ISBN: 9789502316888
- Labodent, 2012. "Datos históricos sobre la prótesis dental", sitio web Labodent, entrada de diciembre del año 2010, consultado el 15/1/2012, <http://www.protesisdentaljc.com/historiadental.htm>
- Puglisi L., 2011. Prótesis robóticas, Documento publicado en el sitio web. http://www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis%20roboticas.pdf
- Reyes, J., 2005. Evolución artificial y robótica autónoma. 256 páginas. Editorial Alfaomega. ISBN: 970151095X
- James, Peter y Thorpe, Nick. Ancient Inventions/Wikipedia/roman_empire.net
- Amputee coalition: Organización estadounidense dedicada a mejorar la calidad de vida de personas que hayan sufrido amputaciones y sus familias.
 - http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.pdf
 - http://www.amputee-coalition.org/fact_sheets/amp_stats_cause.pdfhttp://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2003_Groups/Hand_Prosthetics/stats.html
- Dianceht: compañía mexicana dedicada a la fabricación de prótesis de manos, principalmente estéticas.
 - http://www.manosydedos.com/index_home_es.html
- Tecnología Mexicana de Rehabilitación, Prostética, Anaplastología y Camuflaje: Firma dedicada a la investigación continua y formación de recursos humanos en materia de rehabilitación estética y funcional.
 - <http://www.protesis.es.tl/Pr%F3tesis-de-Extremidades.htm>
- Revista Unam: Revista Universitaria mexicana.
 - http://www.revista.unam.mx/vol.6/num1/art01/art01_enero.pdf
- Otto Bock: Firma alemana especialista en prótesis de manos y brazos.

- Prótesis Mioeléctricas:
http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/6874.html
- Ergo Arm:
http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/6904.html
- Dinamic Arm
http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/6905.html
- PDF acerca del Dynamic Arm:
http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/646D120-GB-01-0810.pdf
- Mano electrónica de sistema:
http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/6955.html?id=teaser2#teaser2
- Sensor Hand Speed:
http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_es/hs.xsl/6953.html
- PDF sobre manos mioeléctricas:
http://www.ottobock.com/cps/rde/xbcr/ob_com_es/im_646d321_gb_myohand_variplus_speed.pdf
- Touch Bionics: firma escocesa especialista en prótesis de manos. Creadores de la I-Limb Hand.
 - <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/>
 - PDF acerca de la I-LIMB hand:
<http://www.andade.es/fotos/articulos/documentos/2009628131550.pdf>
- Página del Dr. Carlos Arce G: especialista peruano en prótesis mioeléctricas:
<http://www.arcesw.com/pms1.htm>
- Rehabilitación y medicina física: blog que contiene artículos de actualidad acerca de avances en el campo de las prótesis y otros.
 - <http://rehabilitacionymedicinafisica.blogspot.com.ar/>
- Target Muscle Reinnervation for real-time myoelectric control of multifunction artificial arms: artículo publicado en el 2009 por la American Medical Association.
 - <http://www.scribd.com/doc/12181168/Targeted-Muscle-Reinnervation-for-Realtime-Myoelectric-Control-of-Multifunction-Artificial-Arms>

Anexos

Artículo 1: Targeted Muscle Reinnervation for Real-time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms

Targeted Muscle Reinnervation for Real-time Myoelectric Control of Multifunction Artificial Arms

Todd A. Kuiken, MD, PhD

Guanglin Li, PhD

Blair A. Lock, MS

Robert D. Lipschutz, CP

Laura A. Miller, CP, PhD

Kathy A. Subblefield, OTR

Kevin B. Englehart, PhD

THE LOSS OF ONE OR BOTH ARMS is a major disability that profoundly limits the everyday capabilities and interactions of individuals with upper-limb amputation. Currently available prostheses do not adequately restore the function of an individual's arm and hand. The most commonly used prostheses are body-powered. These devices capture remaining shoulder motion with a harness and transfer this movement through a cable to operate the hand, wrist, or elbow. With this control method, only 1 joint can be operated at a time. Myoelectric prostheses use the electromyogram (EMG) signals (the electrical signals generated during muscle contraction) from residual limb muscles to control motorized arm joints.

Current control strategies use the amplitudes of the EMG signals from 1 or 2 remaining muscles to sequentially operate each function in the prosthesis.¹ For example, the biceps and triceps muscles are used by an individual with transhumeral amputa-

Context Improving the function of prosthetic arms remains a challenge, because access to the neural-control information for the arm is lost during amputation. A surgical technique called targeted muscle reinnervation (TMR) transfers residual arm nerves to alternative muscle sites. After reinnervation, these target muscles produce electromyogram (EMG) signals on the surface of the skin that can be measured and used to control prosthetic arms.

Objective To assess the performance of patients with upper-limb amputation who had undergone TMR surgery, using a pattern-recognition algorithm to decode EMG signals and control prosthetic-arm motions.

Design, Setting, and Participants Study conducted between January 2007 and January 2008 at the Rehabilitation Institute of Chicago among 5 patients with shoulder-disarticulation or transhumeral amputations who underwent TMR surgery between February 2002 and October 2006 and 5 control participants without amputation. Surface EMG signals were recorded from all participants and decoded using a pattern-recognition algorithm. The decoding program controlled the movement of a virtual prosthetic arm. All participants were instructed to perform various arm movements, and their abilities to control the virtual prosthetic arm were measured. In addition, TMR patients used the same control system to operate advanced arm prosthesis prototypes.

Main Outcome Measure Performance metrics measured during virtual arm movements included motion selection time, motion completion time, and motion completion ("success") rate.

Results The TMR patients were able to repeatedly perform 10 different elbow, wrist, and hand motions with the virtual prosthetic arm. For these patients, the mean motion selection and motion completion times for elbow and wrist movements were 0.22 seconds (SD, 0.09) and 1.79 seconds (SD, 0.14), respectively. These times were 0.06 seconds and 0.21 seconds longer than the mean times for control participants. For TMR patients, the mean motion selection and motion completion times for hand-grasp patterns were 0.38 seconds (SD, 0.12) and 1.54 seconds (SD, 0.27), respectively. These patients successfully completed a mean of 96.3% (SD, 3.8) of elbow and wrist movements and 86.9% (SD, 13.9) of hand movements within 5 seconds, compared with 100% (SD, 0) and 96.7% (SD, 4.7) completed by controls. Three of the patients were able to demonstrate the use of this control system in advanced prostheses, including motorized shoulders, elbows, wrists, and hands.

Conclusion These results suggest that reinnervated muscles can produce sufficient EMG information for real-time control of advanced artificial arms.

JAMA. 2009;301(2):619-628

www.jama.com

Author Affiliations: Neural Engineering Center for Artificial Limbs, Rehabilitation Institute of Chicago, Chicago, Ill; Drs Kuiken, Li, and Miller; Blair A. Lock and Lipschutz, and Ms Subblefield; Departments of Physical Medicine and Rehabilitation (Drs Kuiken, Li, and Miller) and Biomedical Engineering, Northwestern University, Chicago, Ill; Dr Kuiken; and Institute of

Biomedical Engineering, University of New Brunswick, Fredericton, New Brunswick, Canada (Dr Englehart).
Corresponding Author: Todd A. Kuiken, MD, PhD, Neural Engineering Center for Artificial Limbs, Rehabilitation Institute of Chicago, 340 E Superior St, Room 1309, Chicago, Ill 60611 (tkuiken@northwestern.edu).

For editorial comment see p 670.

REAL-TIME MYOELECTRIC CONTROL OF ARTIFICIAL ARMS

tion to control the elbow, wrist, and hand. The user must trigger a "mode switch" to sequentially select which of these devices is to be actuated. This type of operation is not intuitive, because the residual muscles control physiologically unrelated movements. The use of currently available arm prostheses is cumbersome and slow for individuals with transhumeral or shoulder-disarticulation amputations, whose disability is most severe.^{2,8}

We have developed a new surgical technique, called targeted muscle reinnervation (TMR), to improve con-

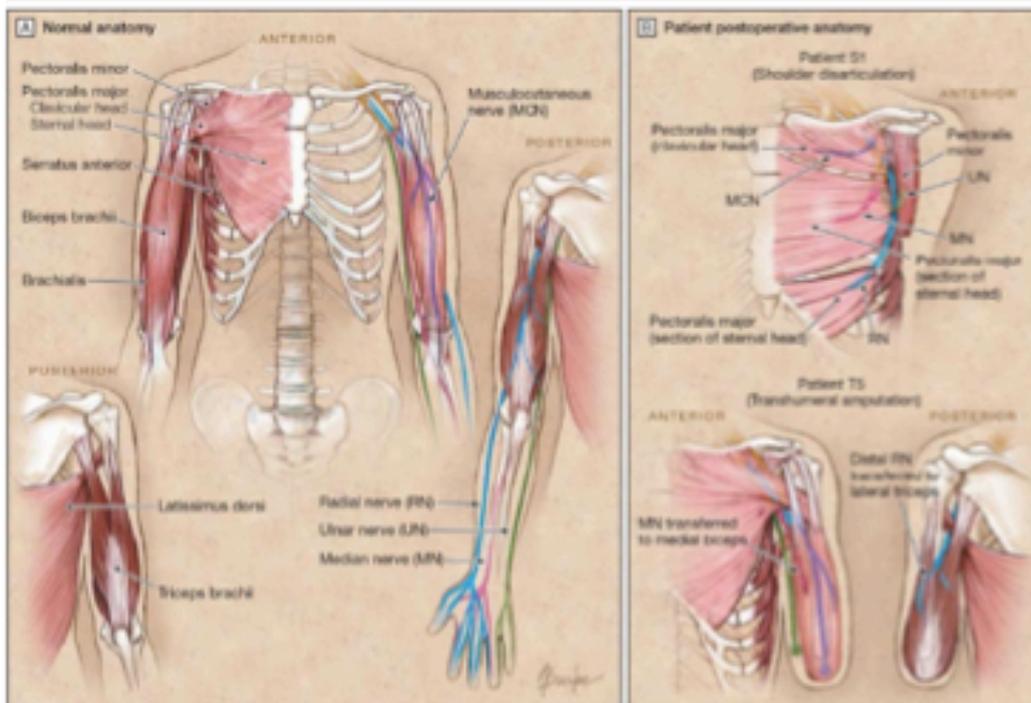
trol of myoelectric prostheses.⁹⁻¹⁴ With TMR, remaining arm nerves are transferred to residual chest or upper-arm muscles that are no longer biomechanically functional due to loss of the limb (FIGURE 1). Once reinnervated, these muscles serve as biological amplifiers of motor commands from the transferred arm nerves and provide physiologically appropriate EMG signals for control of the elbow, wrist, and hand. The TMR technique has been successfully performed in patients with transhumeral and shoulder-disarticulation amputations

and has markedly improved their functional use of prostheses.^{10,12,15}

Using a simple control method based only on the amplitude of EMG signals from reinnervated muscles, patients who have undergone TMR surgery can intuitively and simultaneously control opening and closing of the hand as well as extension and flexion of the elbow.

Further investigation has shown that TMR provides a rich source of motor control information. Electrode arrays were used to record EMG signals as patients who had undergone TMR sur-

Figure 1. Normal Anatomy and Examples of Targeted Muscle Reinnervation (TMR)



The goal of TMR surgery is to create new surface electromyogram (EMG) signals that can be used to control a reoriented prosthetic arm. This is accomplished by transferring arm nerves remaining after arm amputation to residual (target) chest or upper arm muscles. A, Normal muscular anatomy and innervation of the major muscles of the chest, shoulder, back, and arm. B, Examples of TMR surgery for patients with shoulder-disarticulation (S) and transhumeral (T) amputation. The surgical approach for each patient differs depending on the remaining anatomy after amputation. Nerves innervating target muscles are cut, and nerves from the amputated arm are transferred to these muscles. In patient S1, the pectoralis major muscle was divided into 3 functional regions (oleocranial head and 2 sternal head sections), and the pectoralis minor was moved to the lateral chest wall to serve as another muscle region for the 4 major arm nerves. In patient T5, the median nerve was transferred to the medial biceps, leaving the lateral biceps to provide EMG signals for elbow flexion. The distal radial nerve was transferred to the lateral biceps muscle, leaving the long head of the biceps to provide EMG signals for elbow extension.

gery attempted 16 different motions involving the elbow, wrist, thumb, and fingers. The patterns produced by the combined EMG signals during the performance of different movements were used by a computer to create a "classifier." The classifier was then used to decipher which motion was being performed based on the current pattern of EMG signals. This strategy is called "pattern recognition." Analysis of the data revealed that the intended motions could be classified with a mean classification accuracy of 95%.^{15,20} However, it is unknown whether reinnervated muscles can stably and accurately provide myoelectric signals for real-time control of multifunction prostheses. Real-time performance metrics are required to examine the clinical robustness and accuracy of myoelectric prosthetic control with TMR.

This study assessed the real-time control of multifunction prostheses based on TMR combined with a pattern-recognition algorithm. Performance metrics (motion selection time, motion completion time, and motion completion rate) were quantified by training and testing with a virtual multifunction prosthesis. This study also provided a qualitative assessment of ability to operate advanced experimental upper-limb prostheses.

METHODS

This study was conducted with 5 patients who had undergone TMR surgery 11 to 70 months prior to testing. For comparison, 5 control participants without amputation were also included. This study was approved by the Northwestern University institutional review board and conducted between January 2007 and January 2008 at the Rehabilitation Institute of Chicago. All participants provided written informed consent and provided permissions for publication of videos and photographs for scientific and educational purposes.

Five of the 6 individuals with shoulder-disarticulation or transhumeral

amputation who had undergone TMR surgery in collaboration with the Rehabilitation Institute of Chicago agreed to participate in this study. Three of these participants had shoulder-disarticulation amputations. Patient S1 was a 54-year-old man who underwent bilateral shoulder-disarticulation amputations in May 2001 following high-voltage electrical injuries to both arms. During TMR surgery performed in February 2002, his residual musculocutaneous, median, radial, and ulnar nerves were transferred to the pectoralis major and pectoralis minor muscles (Figure 1B).^{10,21,27} Patient S2 was a 24-year-old woman who underwent left shoulder-disarticulation (very short residual humerus) amputation in May 2005 following a motor vehicle collision. During TMR surgery performed in August 2005, the musculocutaneous, median, radial, and ulnar nerves were transferred to portions of the pectoralis major and serratus anterior muscles.¹¹ Patient S3 was a 37-year-old man who underwent right shoulder-disarticulation amputation in February 2005 following electrical burns. During TMR surgery, performed in July 2006, the musculocutaneous, median, radial, and ulnar nerves were transferred to the pectoralis major, pectoralis minor, and latissimus muscles.

Two patients with transhumeral amputations also participated in the study. Patient T4 was a 50-year-old man who underwent right transhumeral amputation in April 2004 following a motor vehicle collision. During TMR surgery performed in January 2005, the median nerve was transferred to the medial biceps, and the distal radial nerve was transferred to the brachialis muscle.¹⁷ Patient T5 was a 38-year-old woman who underwent left transhumeral amputation in April 2006, also following a motor vehicle collision. During TMR surgery performed in October 2006, the median nerve was transferred to the medial biceps, and the distal radial nerve was transferred to the lateral triceps (Figure 1B).

For comparison, 5 healthy control participants without amputation (3 men and 2 women, aged 20 to 45 years) also participated in the study. These control participants were chosen to represent both sexes and had an age range similar to that of the TMR patients.

EMG Data Collection

For each patient who underwent TMR surgery, 12 self-adhesive bipolar EMG electrodes were placed on the skin over the reinnervated muscles. Four electrodes were placed at sites chosen previously through clinical evaluation to control the patients' prostheses.^{10,12} The 8 additional sites were determined by an electrode-placement optimization algorithm,²⁸ which sought to maximize the classification accuracy for different movements. For control participants, 12 electrodes were used to record EMG signals from physiologically appropriate muscles in the arm and hand. One electrode was placed over the biceps muscle and a second over the triceps muscle; 6 were placed around the proximal forearm; 1 was placed on the dorsal side of the wrist; and 3 were placed on the hand (medial and lateral thenar eminence and hypothenar eminence). The EMG signals were amplified and band-pass filtered from 5 to 400 Hz. Data were sampled at 1 kHz by an analog-to-digital converter (USB-1616FS; Measurement Computing Corp, Norton, Massachusetts) and processed in real time on a desktop computer using Matlab version 7.3.0.367 (The Mathworks, Natick, Massachusetts).

Classifier Training and Testing

The 11 motion classes were elbow flexion, elbow extension, wrist flexion, wrist extension, wrist pronation, wrist supination, hand opening, 3 types of hand grasps, and no movement. Patients who had undergone TMR surgery were allowed to try 5 different hand-grasp patterns: 3-jaw chuck, fine pinch, key grip, power grip, and tool grip (FIGURE 2). Each patient chose 3 of these grips based on relative ease and

REAL-TIME MYOELECTRIC CONTROL OF ARTIFICIAL ARMS

reliability of control. For control participants, the 3 grasps were 3-jaw chuck, fine pinch, and tool grip; these were the 3 grasps most commonly chosen by the TMR patients.

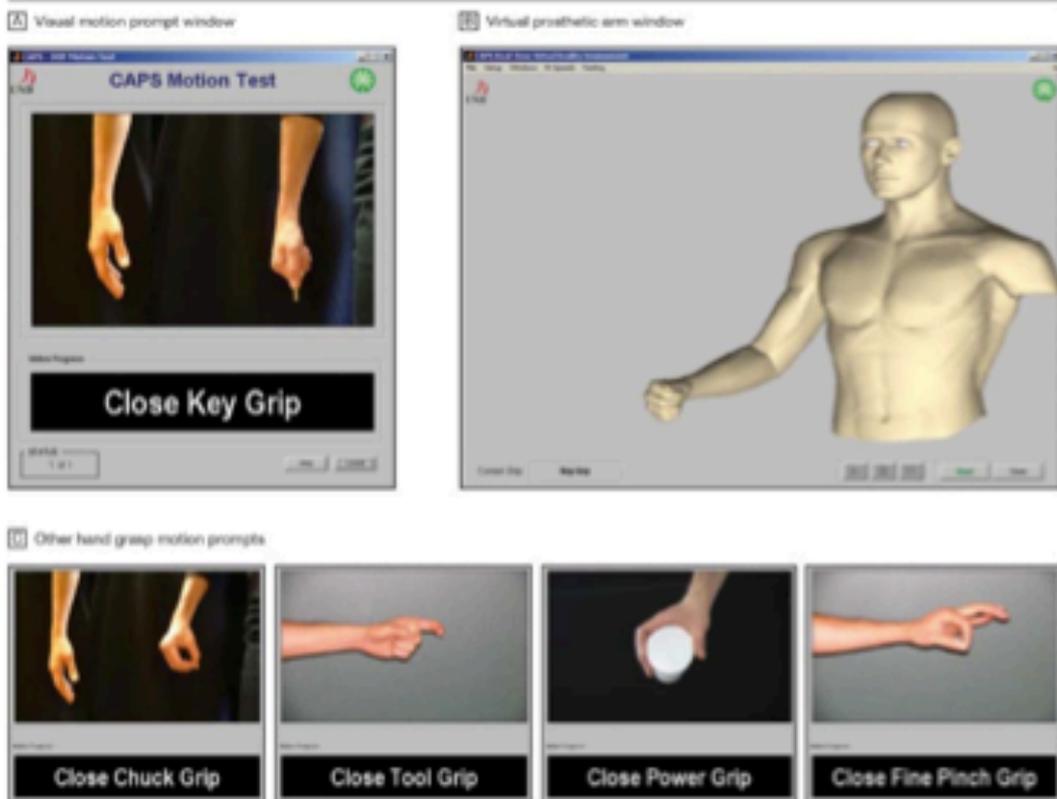
Demonstrations of each movement were displayed in random order on a computer screen (Figure 2). For each movement, all participants were instructed to follow the demonstration of the movement and to perform the movement with a comfortable and consistent level of effort. The prompt was displayed with a countdown during the rest time between trials to give patients time to prepare.

Electromyogram data were collected in 8 consecutive trials. In each trial, each motion was repeated twice and held for 4 seconds, producing 8 seconds of EMG recordings per motion. There was a 3-second time interval between motions in the 4 even-numbered trials. A variable rest time of 0 to 3 seconds was used in the 4 odd-numbered trials in an attempt to keep the participants engaged and enhance the classifier's robustness. Electromyogram data from the 8 trials were split into 2 groups: the 4 odd-numbered trials were combined and used to create the classifier; the 4 even-

numbered trials were combined and used to test the classifier.

The pattern-recognition algorithm used in this study was implemented as follows: EMG recordings were segmented into a series of 150-ms analysis windows with 50 ms of overlap, resulting in a new classification every 100 ms. Four time-domain features^{31,32} were extracted from EMG signals in each analysis window. The combined features from the even-numbered trials were used to create a linear discriminant analysis classifier.^{31,32,33} This classifier was then used to classify the combined features from the testing set. The classification accu-

Figure 2. Computer interface Used in Classifier Training and Virtual Prosthesis Testing



Representative screen captures from the Control Algorithms for Prosthetics System (CAPS) (University of New Brunswick, Fredericton, New Brunswick, Canada/ Rehabilitation Institute of Chicago, Chicago, Illinois).

racy for each movement was the percentage of total analysis windows for that class that were correctly classified. The overall classification accuracy was the average of these values for all 11 movements. The linear discriminant analysis classifier was then used in real time to classify features extracted from real-time EMG signals, produce a new prediction of the motion class every 100 ms, and control a virtual-reality arm or a physical prosthesis, as described below. Computational time for each analysis window was less than 3 ms.

Virtual Prosthesis Control

Experiments with a virtual prosthesis were performed immediately after classifier training. All participants were instructed to follow visual prompts for each movement, and a virtual arm that responded to the classifier output was displayed on the screen (Figure 2). Once the participants correctly selected the desired movement, they were asked to maintain it until the virtual arm completed the movement. The time of movement onset was identified as the time of the last “no movement” classification (Figure 3). Each of the 10 motions was randomly presented 3 times in a trial, and the trials were repeated 6 times for a total of 180 movements (72 hand-grasp motions and 108 elbow and wrist motions). These data were used to evaluate the speed and consistency of control using real-time pattern recognition.

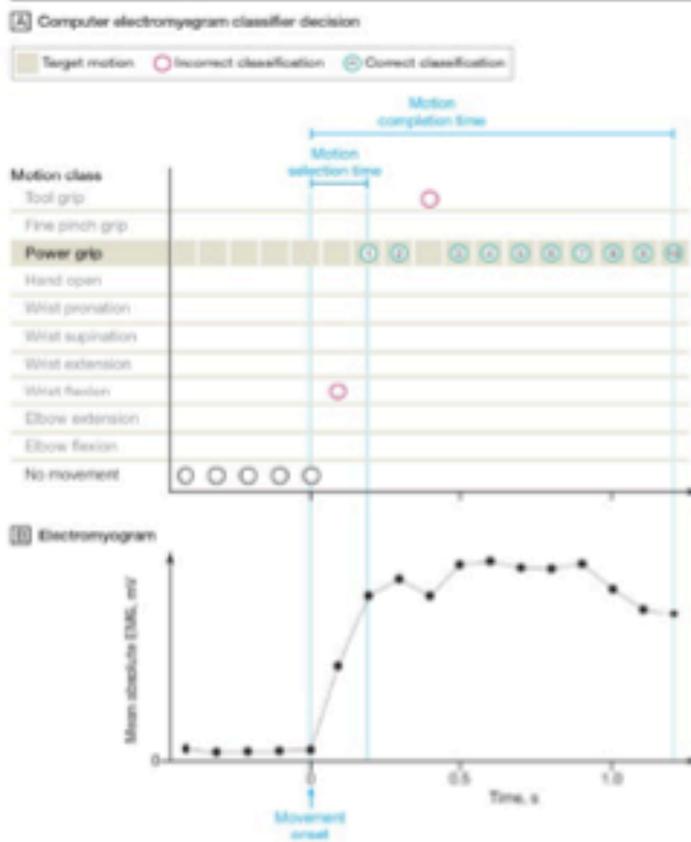
The performance metrics used to assess virtual prosthesis control were motion selection time, motion completion time, and motion completion (“success”) rate. The motion selection time was the time taken to correctly select a target motion and was defined as the time from movement onset to the first correct classification (Figure 3). This quantity measures how quickly motor commands can be translated into correct motion predictions.

The motion completion time was defined as the time from movement onset to the 10th correct classification (which represented the full range of

motion for any movement) (Figure 3). The fastest possible speed to complete any motion was 1 second, corresponding to 10 consecutive correct classifications, with new classifications occurring every 100 ms. If the correct class was not selected within a 5-second time limit, the movement was considered a failure.

The motion completion rate was the percentage of successfully completed motions out of the total attempted motions (72 attempted motions for the hand, 108 attempted motions for the elbow and wrist) within the time limit. Because the motion selection and motion completion data for each participant were highly skewed, the median

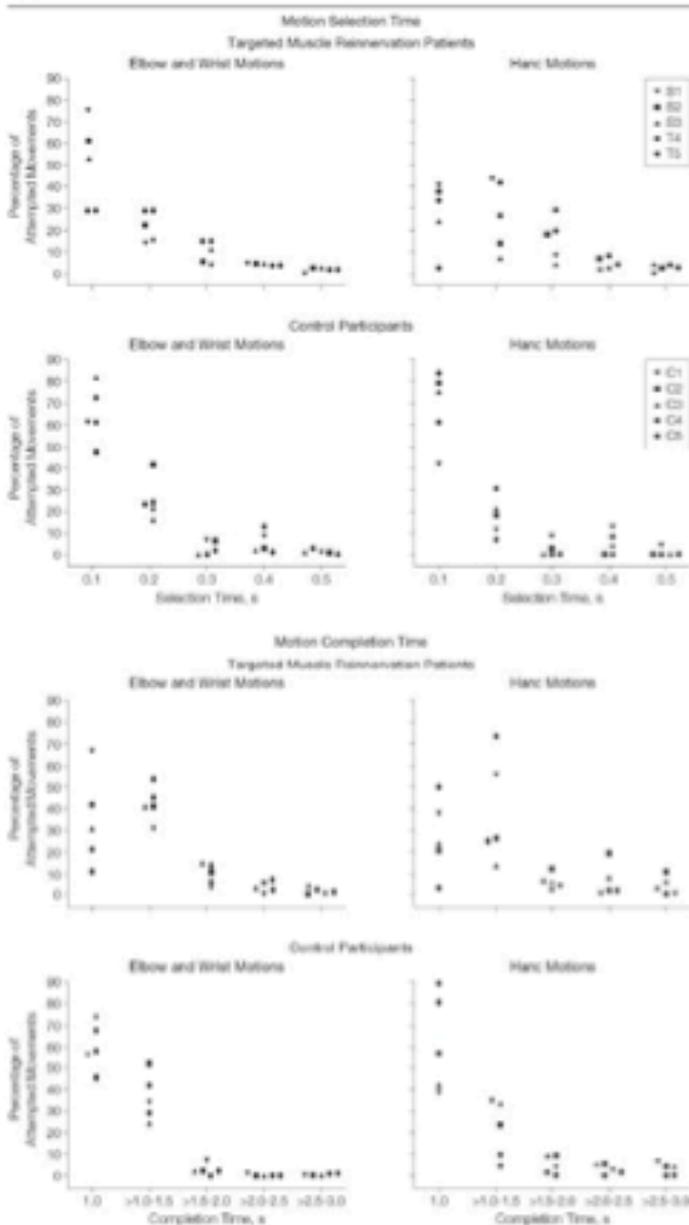
Figure 3. Example of Electromyogram (EMG) Pattern Classification and Virtual Prosthetic Arm Performance Metrics.



Example of the time course of EMG pattern classifications in response to the prompt to perform a power grip motion. The classifier made a motion prediction every 100 ms (A, circles). The participant starts from a “no movement” rest state, indicated by the low amplitude of the mean absolute EMG level (B). As the participant attempts the movement, the EMG signal increases, and the classification decision changes. In this example, 2 incorrect classification decisions (red circles) are made before the 10 correct decisions (green circles) are completed. Motion selection time is defined as the time from the last “no movement” classification to the first correct classification of the intended motion. Motion completion time is defined as the time from the last “no movement” classification until the 10th correct classification of the intended motion.

REAL-TIME MYOELECTRIC CONTROL OF ARTIFICIAL ARMS

Figure 4. Motion Selection and Motion Completion Times



Calculated from all completed movements, with a limit of 5 seconds. S1-S3 indicate patients with shoulder-disarticulation amputation; T4 and T5, patients with transhumeral amputation; C1-C5, controls.

value for all 6 arm movements (elbow and wrist) and all 4 hand movements (hand open and 3 hand grasps) were calculated for each participant, and these values were averaged across the 5 patients who had undergone TMR and the 5 control participants.

Preliminary research demonstrated that hand-grasp patterns were more difficult to perform than elbow and wrist movements. Therefore, the control scheme for hand grasps was modified. A hand grasp could only be selected when the hand was fully open. Once a grasp was selected, any hand grasp pattern would close the hand in the initially selected grasp. However, if the initial hand-grasp pattern selected was incorrect, the patient would have to fully open the hand and try again.

Physical Prosthesis Control

Three of the patients who had undergone TMR surgery were able to test advanced upper arm prosthesis prototypes developed under the Defense Advanced Research Project Agency's Revolutionizing Prosthetics program. Video of this initial testing is presented as supplemental information available at <http://www.jama.com>.

The Johns Hopkins University Applied Physics Laboratory and collaborators developed a prosthetic arm with 7 degrees of freedom that was tested with patient S1 in January 2007. Patient S1 controlled flexion and extension of the motorized shoulder by using residual shoulder motion to operate a mechanical rocker switch. A motorized humeral rotator was controlled with EMG signals from the residual deltoid and latissimus dorsi muscles. Powered elbow flexion/extension, wrist pronation/supination, wrist flexion/extension, and a hand that allowed 3-jaw chuck and lateral pinch grip were controlled with EMG signals from reinnervated muscles and the pattern recognition algorithm.

DEKA Integrated Solutions Corporation and collaborators developed a prosthetic arm system with 10 degrees of freedom that was tested with patients S1, S2, and T5 in May, June,

REAL-TIME MYOELECTRIC CONTROL OF ARTIFICIAL ARMS

and July 2007, respectively. A shoulder controller operated with residual shoulder movement allowed patients with shoulder-disarticulation amputation to simultaneously operate shoulder flexion/extension and abduction/adduction. Humeral rotation was controlled with EMG signals from the latissimus dorsi and deltoid muscles. The powered elbow, wrist, and hand were controlled with pattern recognition of EMG signals recorded over reinnervated muscles. For patient T5, the humeral rotator was controlled with a switch, while the elbow, wrist, and hand were controlled with pattern recognition of EMG signals recorded over reinnervated muscles. The DEKA hand had multiple motors and was able to form a variety of hand-grasp patterns, including those shown in Figure 2.

Surface electrodes were either self-adhesive or built into the patients' prosthetic sockets. The arm systems were trained at the beginning of each session with a short pattern-recognition protocol similar to the one described above. Training and testing with the prostheses occurred over a 2-week period for each patient. Sessions generally lasted 2 to 3 hours, with one session in the morning and one in the afternoon.

RESULTS

Virtual Prosthesis Testing

The mean classification accuracy was 88% (SD, 7%) for patients who had undergone TMR surgery and 97% (SD, 7%) for control participants.

The majority of movements were selected quickly, with motion selection times less than 0.3 seconds (FIGURE 4). The mean motion selection times for elbow and wrist movements (elbow flexion/extension, wrist rotation, and wrist flexion/extension) were 0.22 seconds (SD, 0.06) for TMR patients and 0.16 seconds (SD, 0.03) for control participants (TABLE). The mean motion completion rate for elbow and wrist movements was high (96.3% [SD, 3.8%] for TMR patients and 100% [SD, 0%] for control participants). For TMR patients,

Table. Performance Metrics for Virtual Prosthesis Testing Protocol With a 3.0-Second Time Limit

Performance Metric	Mean (SD)	
	TMR Patients (n = 5)	Control Participants (n = 5)
Motion selection time, s		
Elbow and wrist ^a	0.22 (0.06)	0.16 (0.03)
Hand grasp ^b	0.38 (0.12)	0.17 (0.03)
Motion completion time, s		
Elbow and wrist ^a	1.29 (0.15)	1.08 (0.05)
Hand grasp ^b	1.54 (0.27)	1.26 (0.18)
Motion completion rate, %		
Elbow and wrist ^a	96.3 (3.8)	100 (0)
Hand grasp ^b	86.0 (13.9)	96.7 (4.7)

Abbreviation: TMR, targeted muscle reinnervation.
^aFor 108 attempted elbow and wrist movements.
^bFor 72 attempted hand grasps.

the selection of the appropriate hand-grasp patterns took longer and had, on average, a 9.4% lower success rate than wrist and elbow movements (TABLE). For control participants, the mean motion selection time for hand grasps was similar to that of elbow and wrist movements (TABLE). The motion completion rate for hand grasps was slightly (3.3%) lower (TABLE).

The movements performed by TMR patients as well as control participants were also completed quickly, consistent with the high classification rates (FIGURE 4). The fastest possible motion completion time was 1 second, representing perfect classification of the intended movement. The mean motion completion times for elbow and wrist movements were 1.29 seconds (SD, 0.15) for TMR patients and 1.08 seconds (SD, 0.05) for control participants. For both groups, hand grasps took longer to complete than arm movements; the mean motion completion times for hand grasps were 1.54 seconds (SD, 0.27) for TMR patients and 1.26 seconds (SD, 0.18) for control participants.

The mean motion completion rates within a 3-second time limit were 94.1% (of 108 elbow and wrist movements) and 80.3% (of 72 hand grasps) for TMR patients and 99.6% (of 108 elbow and wrist movements) and 93.6% (of 72 hand grasps) for control participants (FIGURE 5). The motion completion rate for hand grasps was lower for 2 of the 3 TMR patients. The motion comple-

tion rate increased as the time limit was increased up to approximately 2 seconds and then began to plateau; the maximum motion completion rate was generally reached by 6 seconds.

Real-Time Control of Advanced Prosthetic Arm Systems

Building on the virtual-arm training experience, 3 patients who had undergone TMR surgery were able to demonstrate control of physical arm systems (interactive eFigures available at <http://www.jama.com>). All 3 patients were able to perform basic operations using pattern-recognition control on the first day of testing. Over a 2-week trial period, their proficiency improved with practice, systems debugging, and minor systems improvements.

The patients were able to operate all functions of the prosthetic arm prototypes. Control of arm and hand movements using pattern-recognition of EMG signals from reinnervated muscles provided the ability for intuitive, sequential control of the elbow, wrist, and hand. The patients with shoulder-disarticulation amputation were able to simultaneously operate the shoulder and arm. Patients generally performed 1 motion at a time and would occasionally operate 2 joints simultaneously for reaching tasks.

The joints on these prostheses were capable of relatively high speeds. The speed range was customized to each patient, because the patients preferred to operate the arms at slower speeds to allow more

REAL-TIME MYOELECTRIC CONTROL OF ARTIFICIAL ARMS

accurate control. This control is demonstrated by patient S1 catching checkers rolling across a table, patient S2 stirring a spoon in a cup, and patient T5 moving small blocks (see interactive eFigures at <http://www.jama.com>).

The powered-shoulder systems markedly increased the work space of the prostheses. Motorized shoulder flexion allowed the patients with shoulder-disarticulation amputation to reach above their heads. Motorized shoulder flexion also allowed these patients to have a deeper work space, as demonstrated by patient S2 performing reaching motions over a table (FIGURE 6). Humeral rotation and shoulder abduction widened the work space for all patients and

facilitated reaching to the midline for bimanual tasks. The powered wrist served mostly to preposition a functional wrist angle and facilitate better hand operation. The increased number of powered joints also allowed more precise orientation of the hand in space. For example, a ring could be moved across a geometric wire (Figure 6B).

Many different hand grasps were possible with the DEKA arm system; patients were able to attempt 3-jaw chuck, lateral pinch, fine pinch, power grasp, and tool grip. Patients varied in their abilities to control different grasps: one patient could reliably control 4 hand-grasp patterns, another could control up to 3, and the third could reliably con-

trol 2. Training with a smaller number of hand grasps improved performance. Choosing different hand-grasp patterns was also more difficult than operating the wrist or elbow motions, consistent with the virtual data presented above. The different grasps facilitated different functional activities. For example, the power grip allowed a firm grasp of a hammer, and the fine pinch enabled picking up small objects (Figure 6A).

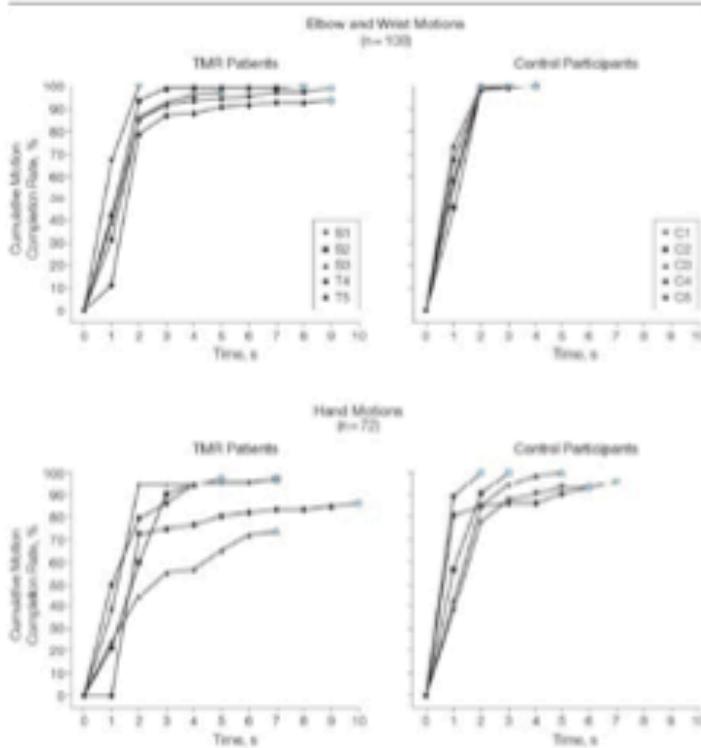
COMMENT

This study presents experiments on real-time control of highly articulated artificial arms in patients with targeted muscle reinnervation—a novel neural-machine interface. In this study, we demonstrated that a pattern-recognition algorithm can be used to decode surface EMG data from reinnervated muscles and provide intuitive control of powered elbows, wrists, and hands.

The quantification of outcomes is always a challenge with respect to arm function. Studies of EMG pattern recognition generally report classification accuracies found with able-bodied participants. The accuracies are generally in the range of 90% to 100% regardless of the classification algorithm chosen, demonstrating a ceiling effect. However, classification accuracy is a limited metric of control function. For instance, Lock et al were unable to demonstrate a high correlation between pattern classification accuracy and simple performance testing.²² In our study, classification accuracy for patients who had undergone TMR surgery was lower than that for control participants. The values measured here were similar to previously reported data from our laboratory and from other investigations using pattern recognition of EMG signals to classify intended movements.^{14,20,21} However, classification accuracy is not a dynamic estimation of performance but rather only the averaged accuracy of being able to hold a motion for several seconds.

In this study, we developed a protocol to assess the control of a virtual arm. We believe that this protocol is more

Figure 5. Motion Completion Rates



Data markers shown in blue indicate maximal completion rate achieved by each individual. TMR indicates targeted muscle reinnervation. S1-S3 indicates patients with shoulder-disarticulation amputation, T4 and T5, patients with transhumeral amputation. C1-C5, controls.

REAL-TIME MYOELECTRIC CONTROL OF ARTIFICIAL ARMS

challenging and allows measurement of more insightful performance parameters. The data from control participants performing the same tests are presented as a reference and represent the performance possible with a more complete EMG data set. Our protocol allows the quantification of several key performance metrics. The motion selection time is the speed at which the user can access a function in the prosthesis. Faster is clearly better, but what is good enough? Farrell et al found that participants did not appreciate a time delay of less than 100 ms,²² and others have advocated that a delay of up to 300 to 400 ms is acceptable.^{20,21,23} Thus the motion selection times of TMR patients for arm function are quite good (≤ 220 ms), and the motion selection time for hand grasps is perhaps marginal at 380 ms. It should be noted that this delay is not due to computational processing, which takes only a few milliseconds. The motion selection time delay is intrinsic to EMG control, because it represents the need for sufficient data to accumulate before an accurate decision can be made.

The motion completion time is a measure of speed of use. We set a normalized gain so that a task could be completed in 1 second, which correlates to a reasonable speed for prosthesis function of 90% to 120%. Here we see that the TMR patients did quite well compared with the control participants. Perhaps the most important metric was the motion completion rate, which represents a measure of robustness. A very high success rate is needed to allow adequate function and prevent user frustration. One patient had excellent completion rates of 99% for the elbow and wrist and 96% for the hand grasps; this was comparable to the rates for the control participants. Two other patients had difficulty performing multiple hand-grasping functions. In general, the success rates for elbow and wrist functions were high, but the success rates for controlling multiple hand grasps were much lower, demonstrating that this is more challenging for some individuals.

Quantifying operation of a virtual arm allowed measurement of some useful metrics in the laboratory. However, the ultimate goal is for amputees to operate more dexterous prosthetic arms. Controlling a real prosthesis introduces many practical challenges, such as stability of EMG signal recording, interference from muscles controlling remaining joints, and the effects of tissue loading and arm dynamics.²⁴

As part of this program of the Defense Advanced Research Projects Agency, we

had the opportunity to conduct initial testing of advanced prosthetic arms with 3 patients in our study. The arms were operated using practical control schemes, including pattern recognition control using EMG signals from reinnervated muscles, conventional myoelectric technology, and custom powered-shoulder controllers. Each patient was able to gain some mastery of the systems in the first day of testing. Within 2 weeks they were all able to demonstrate encouraging control of these complex devices.

Figure 6. Examples of Patients Using Experimental Advanced Prosthetic Arm Systems



A, Patient T5 shown picking up a plastic bottle cap with a fine pinch grip. B, Patient S1 shown moving a ring across a geometric wire. C, Patient S2 shown reaching out to set down a tissue box. Patient T5 has a transhumeral amputation, patients S1 and S2 have shoulder-disarticulation amputations.

Our training and testing periods were brief. Improvement in control and function would be expected with more practice. Simultaneous operation of all shoulder motions and 1 arm movement was demonstrated. However, patients would use simultaneous operation of only 2 joints for reaching tasks and usually operated only 1 motion at a time. This is likely owing to the cognitive burden of operating such a complex device.

The lack of sensory feedback is an obstacle for controlling such complex devices. Patients currently must rely on visual feedback. Improved sensory feedback, especially proprioception, will be critical to the long-term goal of neural integration and more natural control of complex prosthetic arms.

These early trials demonstrate the feasibility of using TMR to control complex multifunction prostheses. Additional research and development need to be conducted before field trials can be performed. Improving EMG signal recording repeatability and stability are required to minimize or eliminate daily classifier training. Work is ongoing to develop more robust surface EMG recording systems and prosthetic interfaces. Implantable EMG systems eliminate some of the surface EMG recording problems and may provide more stable systems.²³ Adaptive pattern-recognition algorithms also may improve the stability of control with extended use. Various existing hierarchical control schemes may be more robust for some patients; customization of control hierarchy is an accepted practice in modern prosthetics.

The prosthetic arms tested in this study performed very well as early prototypes. Further improvements are needed and have been planned, including reducing the size and weight and increasing the robustness of these advanced prostheses.

Author Contributions: Drs Kukken and Li had full access to all the data in the study and take equal responsibility for the integrity of the data and the accuracy of the data analysis. Study concept and design: Kukken, Li, Lock, Lipschutz, Miller, Stubblefield, Englehart.

Acquisition of data: Li, Lock, Lipschutz, Miller, Stubblefield. Analysis and interpretation of data: Li, Kukken, Lock. Drafting of the manuscript: Kukken, Li. Critical revision of the manuscript for important intellectual content: Kukken, Li, Lock, Lipschutz, Miller, Stubblefield, Englehart. Statistical analysis: Li. Obtained funding: Kukken. Administrative, technical, or material support: Kukken, Li, Lock. Study supervision: Kukken.

Financial Disclosures: None reported.

Funding/Support: This study was supported by the Defense Advanced Research Projects Agency, Army Research Office, DEKA Integrated Solution Corp Prime contract W911NF-06-C-001, the National Institute of Child Health and Human Development grant R01 HD-043137, JHU-APL-DARPA contract 908090 under Prime Contract N66001-06-C-8006R01 HD-044796, and National Institute of Child Health and Human Development grant R01 HD-043137.

Role of the Sponsors: The study sponsors had no role in the design or conduct of the study; the collection, management, analysis, or interpretation of the data; or the preparation of the manuscript. The Defense Advanced Research Projects Agency did require approval of all manuscripts associated with the Revolutionizing Prosthetics program.

Additional Information: Supplemental videos are available at <http://www.jama.com>.

Additional Contributions: We thank the patients for their permission to include their information. We thank the engineering teams at Johns Hopkins University and DEKA Integrated Solution Corp for the development of the advanced prostheses and the collaborative work to implement these systems with patients undergoing targeted muscle reinnervation. We also thank Aimee Schultz, MS (Neural Engineering Center for Artificial Limbs, Rehabilitation Institute), for assistance with the preparation of this manuscript. Ms Schultz received no extra compensation for her contributions.

REFERENCES

1. Seay HB. Trends in upper-extremity prosthetic development. In: Bowler HL, Michael RW, eds. *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles*. 2nd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopedic Surgeons; 1992.
2. Parker PA, Scott RH. Myoelectric control of prostheses. *Crit Rev Biomed Eng*. 1986;13(4):283-316.
3. Hodgins B, Parker P, Scott RH. A new strategy for multifunction myoelectric control. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1993;40(1):82-94.
4. Huang Y, Englehart K, Hodgins B, Chan AHC. A Gaussian mixture model based classification scheme for myoelectric control of powered upper limb prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2005;52(11):1804-1811.
5. Ayltoye AB, Weir RJ. A heuristic fuzzy logic approach to EMG pattern recognition for multifunctional prosthetic control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2005;13(3):280-291.
6. Eklöv DI. A peripheral-nerve information transducer for amputees: long-term multichannel recordings from rabbit peripheral nerves. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1986;33(2):203-214.
7. Strange KJ, Hoffer JA. Restoration of use of paralyzed limb muscles using sensory nerve signals for state control of leg-assisted walking. *IEEE Trans Rehabil Eng*. 1999;7(3):289-300.
8. Branner A, Stein RB, Fernandez E, Aoyagi Y,

Normann RA. Long-term stimulation and recording with a penetrating microelectrode array in cat sciatic nerve. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2004;51(1):146-157.

9. Kukken TA. Consideration of nerve-muscle grafts to improve the control of artificial arms. *Technol Disabil*. 2003;15:105-111.

10. Kukken TA, Dumanian CA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA. The use of targeted muscle reinnervation for improved myoelectric prosthetic control in a bilateral shoulder disarticulation amputee. *Prosthet Orthot Int*. 2004;28(3):245-253.

11. Hgawa J, Kukken TA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, Dumanian CA. Improved myoelectric prosthetic control accomplished using multiple nerve transfers. *Plast Reconstr Surg*. 2006;118(7):1573-1578.

12. Kukken T. Targeted reinnervation for improved prosthetic function. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2006;17(1):1-13.

13. Kukken TA, Miller LA, Lipschutz RD, et al. Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study. *Lancet*. 2007;369(9599):371-380.

14. O'Phaighneary RD, Dumanian CA, Lipschutz RD, Miller LA, Stubblefield KA, Kukken TA. Targeted reinnervation to improve prosthetic control in bi-humeral amputees: a report of three cases. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(2):399-400.

15. Zhou P, Lowery M, Englehart K, Haggrow L, Dewald JPA, Kukken TA. Decoding a new neural-machine interface for control of artificial limbs. *J Neurophysiol*. 2007;98(5):2974-2982.

16. Huang H, Zhou P, Li G, Kukken TA. An analysis of EMG electrode configuration for targeted muscle reinnervation based neural machine interface. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2008;16(1):37-45.

17. Kukken TA, Marasco PD, Lock BA, et al. Reduction of cutaneous sensation from the hand to the chest skin of human amputees with targeted reinnervation. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2007;104(40):20064-20068.

18. Duda RO, Hart PE, Stork D. *Pattern Classification*. 2nd ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons; 2000.

19. Lock BA, Englehart K, Hodgins B. Real-time myoelectric control in a virtual environment to relate ability vs. accuracy. Presented at: Myoelectric Control Symposium, August 15-19, 2005, Fredericton, New Brunswick, Canada.

20. Englehart K, Hodgins B. A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2003;50(7):848-854.

21. Englehart K, Hodgins B, Chan AD. Continuous multifunction myoelectric control using pattern recognition. *Technol Disabil*. 2003;15(2):95-103.

22. Farrell TR. Multifunctional Prosthetic Control: The Effect of Targeting Surface vs. Intramuscular Electrodes on Classification Accuracy, and Effect of Controller Delay on Prosthetic Performance (dissertation). Evanston, IL: Northwestern University; 2007.

23. Hoffner G, Zuchow W, Jans CG. The electromyogram (EMG) as a control signal for functional neuromuscular stimulation: I. autoregressive modeling as a means of EMG signature discrimination. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1988;35(6):230-237.

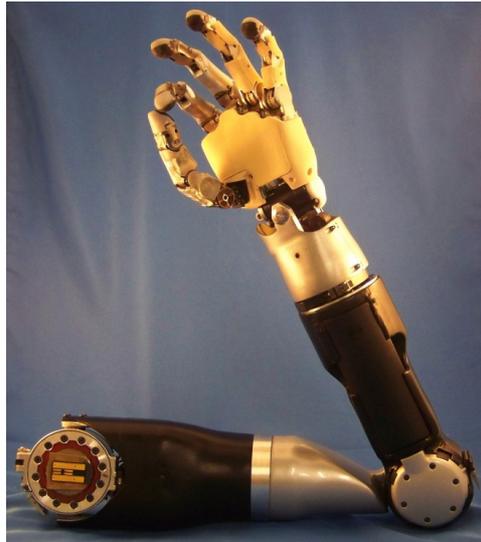
24. Farina D. Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exec Sport Sci Rev*. 2006;34(3):121-127.

25. Wies ER, Toyk PR, DeNichele C, Kukken TA. Implantable myoelectric sensors (imes) for upper-extremity prosthetic control: preliminary work. Presented at: Proceedings of the 25th SSIEM Anniversary International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), September 17-21, 2003, Cancun, Mexico.

Artículo 2: Human Trials Next for Darpa's Mind-Controlled Artificial Arm

Human Trials Next for Darpa's Mind-Controlled Artificial Arm

• By Katie Drummond | Email Author July 15, 2010 | 3:29 pm | Categories: Science!



Pentagon-backed scientists are getting ready to test thought-controlled prosthetic arms on human subjects, by rewiring their brains to fully integrate the artificial limbs.

Already in recent years, we've seen very lifelike artificial arms, monkeys nibbling bananas with mind-controlled robotic limbs and even humans whose muscle fibers have been wired to prosthetic devices. But this is the first time human brains will be opened up, implanted with a neural interface and then used to operate an artificial limb.

It's a giant step that'll transform the devices, which were little more than hooks and cables only 50 years ago. And the progress is courtesy of Darpa, the Pentagon's far-out R&D agency, who've been sponsoring brain-controlled replacement limbs as part of their Revolutionizing Prosthetics Program.

A team of scientists at Johns Hopkins, behind much of Darpa's prosthetic progress thus far, have received a \$34.5 million contract from the agency to manage the next stages of the project. Researchers will test the Modular Prosthetic Limb (MPL) on a human. The test subject's thoughts will control the arm, which "offers 22 degrees of motion, including independent movement of each finger," provides feedback that essentially restores a sense of touch, and weighs around 9 pounds. That's about the same weight as a human arm.

The prosthetic will rely on micro-arrays, implanted into the brain, that record signals and transmit them to the device. It's a similar design to that of the freaky monkey mind-control experiments, which have been ongoing at the University of Pittsburgh since at least 2004.

Within two years, Johns Hopkins scientists plan to test the prosthetic in five patients. And those researchers, alongside a Darpa-funded consortium from Caltech, University of Pittsburgh, University of Utah and the University of Chicago, also hope to expand prosthetic abilities to incorporate pressure and touch.

“The goal is to enable the user to more effectively control movements to perform everyday tasks, such as picking up and holding a cup of coffee,” Michael McLoughlin, the project's program manager, says.

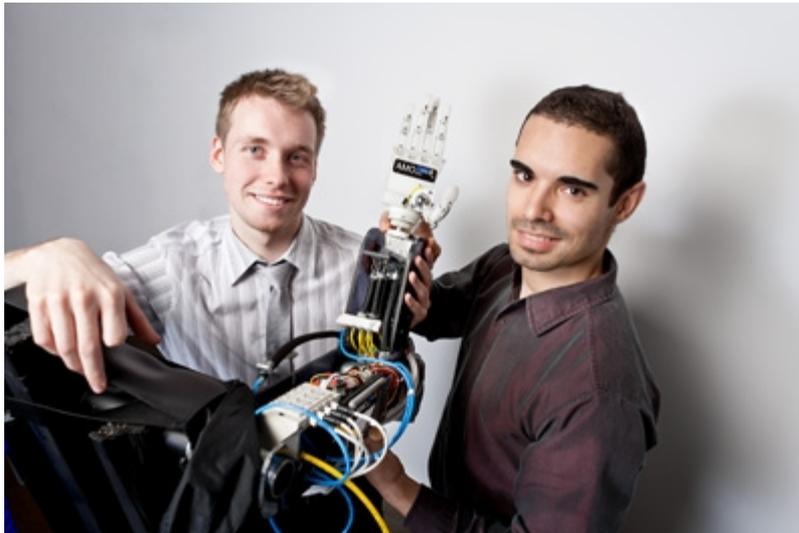
In other words, prosthetic arms that are remarkably similar to the real thing. But the long-term caliber of the MPL arm remains an open question. Just three months ago, Darpa launched a new program to overcome several problems with neuro-prosthetic models — most notably, the two-year lifespan of those implanted neural recording devices.

Fuente (extraída en agosto 2012): <http://www.wired.com/dangerroom/2010/07/human-trials-ahead-for-darpas-mind-controlled-artificial-arm/#ixzz0vWyCPyIA>

Artículo 3: Ryerson students invent breakthrough brain-controlled prosthetic arm

Ryerson students invent breakthrough brain-controlled prosthetic arm

March 29, 2011



Ryerson biomedical engineering students Michal Prywata and Thiago Caires' prosthetic arm is controlled by brain signals, which is a first in medical prosthetics. Two Ryerson University undergraduate biomedical engineering students are changing the world of medical prosthetics with a newly developed prosthetic arm that is controlled by brain signals. The Artificial Muscle-Operated (AMO) Arm not only enables amputees more range of movement as compared to other prosthetic arms but it allows amputees to avoid invasive surgeries and could potentially save hundreds of thousands of dollars. The AMO Arm is controlled by the user's brain signals and is powered by 'artificial muscles' - simple pneumatic pumps and valves - to create movements. In contrast, traditional prosthetic limbs – which typically offer more limited movements – rely on intricate and expensive electrical and mechanical components.

Developed by third-year student Thiago Caires and second-year student Michal Prywata, the AMO Arm is controlled by the brain and uses compressed air as the main source of power. The digital device makes use of signals in the brain that continue to fire even after a limb is amputated. Users wear a head-set that senses a signal – for example, the thought “up” – and sends it wirelessly to a miniature computer in the arm. The computer then compares the signal to others in a database. The resulting information is sent to the pneumatic system, which in turn, activates the arm to create the correct movement. Simulating the expansion and contraction of real muscles, the system makes use of compressed air from a small, refillable tank in the user's pocket. The artificial muscle system created by Caires and Prywata is a first in the field of prosthetics and they continue to work on perfecting their system. For example, the pair is working on a design to fit the tank into the arm itself.

Since the device does not include microelectronics and motors, it costs one-quarter of other functional prosthetic arms, which can run users more than \$80,000, depending on the complexity of the prosthesis. Other prosthetic arms with a similar degree of control require patients to undergo a complex muscle re-innervation surgery – a complicated procedure that costs about \$300,000 and is not available in Canada and not covered by the provincial health plan. As the AMO Arm is non-invasive, the period of adjustment for new users is drastically decreased. While traditional prosthetics may require weeks of learning and training, basic function with the AMO Arm can be mastered in mere minutes.

“In just ten minutes of practising, a person can pick up the mind-control aspect of the technology,” says Prywata. Moreover, he says, the AMO Arm will not only benefit amputees, but could also be used as an assistive device on wheelchairs, enabling users to reach things with greater ease. The technology could also be used by the military to facilitate remote operations and in situations requiring robotics.

The initial concept for the AMO Arm was developed shortly after Caires and Prywata met at a Ryerson Engineering open house in fall 2009. Each showcased different projects and were impressed with the other's work. It took a year to develop the software program for the AMO Arm while the actual prototype was created during a marathon 72-hour design session.

Caires and Prywata's invention went on to win first prize at the 2011 Ryerson Engineering Competition, and took home first-place awards for innovative design and social awareness at the Ontario Engineering Competition in February. The wins at the provincial level qualified Caires and Prywata for the Canadian Engineering Competition, which was held earlier this month in Montreal. There, the AMO Arm placed second in the innovative design category.

Caires and Prywata are working to move each finger on the AMO Arm individually. “Independent finger movements require many more sensors,” Caires says. “For example, while not impossible, it's still quite difficult to grab a key and unlock a door.”

In the future, the pair would also like the AMO Arm to sense different materials (e.g., an egg versus a full bottle of water) and adjust the force used proportionately. They have already developed an innovative concept for capacitive sensing which detects different materials prior to contact. The students also have plans to develop an adaptive system, one that will progressively “learn” from a user's movements and carry them out seamlessly.

Although they are still students, Prywata and Caires are moving ahead on the commercialization of their innovations. They have formed their own company, Bionik Laboratories Inc. (www.bioniklabs.com), and are currently seeking three patents for the AMO Arm and their other technologies. Their recent acceptance into Ryerson's home of innovation and commercialization: the Digital Media Zone (DMZ) will help them in achieving these goals.

Gaining residency in the DMZ (www.ryerson.ca/dmz) was a key move for their business which, while still quite recent, has already yielded positive results. “We were really impressed with the DMZ space initially, but didn't know about all the resources at our disposal and the exposure it would afford us until we got here. The first day we arrived, we were meeting people, including CEOs and within a week we were

shooting a piece for the Discovery Channel.” says Prywata.

Through their time at the DMZ, Bionik is hoping to build their business and create partnerships and connections with organizations such as the Ministry of Research and Innovation (MRI) and MaRS, which fund medical research and development. “Our backgrounds are not business, so we have been learning quickly from the people around us at the DMZ.”

Ryerson University is Canada's leader in innovative, career-oriented education and a university clearly on the move. With a mission to serve societal need, and a long-standing commitment to engaging its community, Ryerson offers more than 100 undergraduate and graduate programs. Distinctly urban, culturally diverse and inclusive, the university is home to 28,000 students, including 2,000 master's and PhD students, nearly 2,700 tenured and tenure-track faculty and staff, and more than 130,000 alumni worldwide. Research at Ryerson is on a trajectory of success and growth: externally funded research has doubled in the past four years. The G. Raymond Chang School of Continuing Education is Canada's leading provider of university-based adult education. For more information, visit www.ryerson.ca

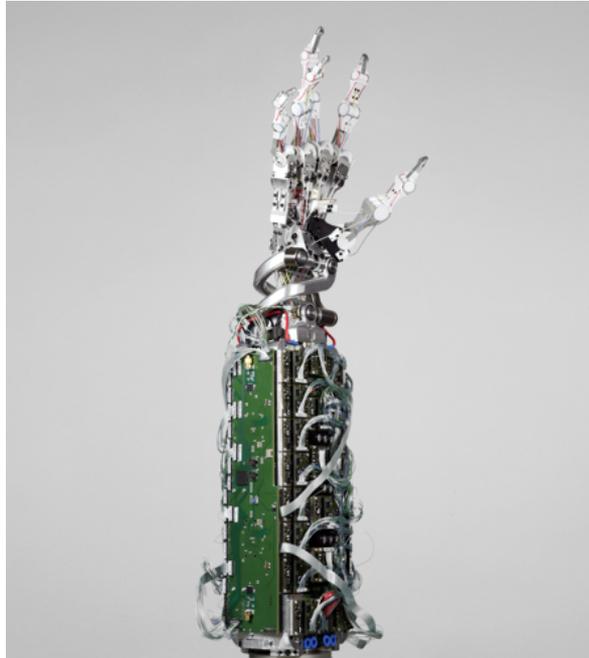
Fuente (extraída agosto 2012):

http://www.ryerson.ca/news/media/General_Public/20110329_RN_CairesPr.html

Artículo 4: Building a Super Robust Robot Hand

Building a Super Robust Robot Hand

ERICO GUIZZO / TUE, JANUARY 25, 2011



German researchers have built an anthropomorphic robot hand that can endure collisions with hard objects and even strikes from a hammer without breaking into pieces.

In designing the new hand system, researchers at the Institute of Robotics and Mechatronics, part of the German Aerospace Center (DLR), focused on robustness.

They may have just built the toughest robot hand yet.

The DLR hand has the shape and size of a human hand, with five articulated fingers powered by a web of 38 tendons, each connected to an individual motor on the forearm.

The main capability that makes the DLR hand different from other robot hands is that it can control its stiffness. The motors can tension the tendons, allowing the hand to absorb violent shocks. In one test, the researchers hit the hand with a baseball bat—a 66 G impact. The hand survived.

The DLR team didn't want to build an anatomically correct copy of a human hand, as other teams have. They wanted a hand that can *perform* like a human hand both in terms of dexterity and resilience.

The hand has a total of 19 degrees of freedom, or only one less than the real thing, and it can move the fingers independently to grasp varied objects. The fingers can exert a force of up to 30 newtons at the fingertips, which makes this hand also one of the strongest ever built.

Another key element in the DLR design is a spring mechanism connected to each tendon. These springs [photo left] give the tendons, which are made from a super strong synthetic fiber called Dyneema, more elasticity, allowing the fingers to absorb and release energy, like our own hands do. This capability is key for achieving

robustness and for mimicking the kinematic, dynamic, and force properties of the human hand.

During normal operation, the finger joints can turn at about 500 degrees per second. By tensioning the springs, and then releasing their energy to produce extra torque, the joint speed can reach 2000 degrees per second. This means that this robot hand can do something few others, if any, can: snap its fingers.

Why build such a super strong hand?

Markus Grebenstein, the hand's lead designer, says that existing robot hands built with rigid parts, despite their Terminator-tough looks, are relatively fragile. Even small collisions, with forces of a few tens of newtons, can dislodge joints and tear fingers apart.

"If every time a robot bumps its hand, the hand gets damaged, we'll have a big problem deploying service robots in the real world," Grebenstein says.

To change its stiffness, the DLR hand uses an approach known as antagonistic actuation. The joints of each finger [photo below] are driven by two tendons, each attached to one motor. When the motors turn in the same direction, the joint moves; when they turn in opposite directions, the joint stiffens.

Other hands, such as the Shadow hand designed in the U.K., also use antagonistic actuation. But the Shadow uses pneumatic artificial muscles, which have limitations in how much they can vary their stiffness.

Before developing the new hand, Grebenstein designed the hand of another advanced robot, the humanoid Justin. He says that in one experiment they would throw heavy balls and have Justin try to catch them. "The impact would strain the joints beyond their limits and kill the fingers," he says.

The new hand can catch a ball thrown from several meters away. The actuation and spring mechanisms are capable of absorbing the kinetic energy without structural damages.

But the hand can't always be in a stiff mode. To do manipulation tasks that require accuracy, it's better to have a hand with *low* stiffness. By adjusting the tendon motors, the DLR hand can do just that.

To operate the hand, the researchers use special sensor gloves or simply send grasping commands. The control system is based on monitoring the joint angles. It doesn't need to do impedance control, Grebenstein says, because the hand has compliance within the mechanics.

To detect whether an object is soft and must be handled more gently, the hand measures force by keeping track of the elongation of the spring mechanisms.

"In terms of grasping and dexterity, we're quite close to the human hand," he says, adding that the new hand is "miles ahead" of Justin's hands.

About 13 people have worked on the hand, and Grebenstein insists it's hard to estimate the cost of the project. But he says that the hardware for one hand would cost between 70,000 and 100,000 euros.

The researchers are now building a complete two-arm torso called the DLR Hand Arm System. Their plan is to study innovative grasping and manipulation strategies, including bimanual manipulations.

Grebenstein hopes that their new approach to hand design will help advance the field of service robots. He says that current robot hardware has limited new developments, because it's costly and researchers can't afford to do experiments that might damage them.

"The problem is," he says, "you can't learn without experimenting."

*Creación de una plataforma tecnológica para la investigación y
producción de prótesis de brazo y mano en Argentina*

Fuente: <http://spectrum.ieee.org/automaton/robotics/humanoids/dlr-super-robust-robot-hand>

Artículo 5: La consagración de Pistorius en los Juegos Olímpicos de Londres 2012

La consagración de Pistorius en los Juegos Olímpicos de Londres 2012

El atleta sudafricano eclipsó ayer a figuras como Michael Phelps y Usain Bolt, al correr la clasificación de los 400 metros. Pese a sus prótesis en las dos piernas, consiguió una invitación para competir en los Juegos Olímpicos y cautivó la atención del público.

Por **Federico Giammaría**, enviado especial a Londres

04/08/2012

23:24



Kate Silvers es la asistente personal de **Oscar Pistorius**. Se encarga de ayudar al sudafricano y de llevar, en **un bolso especial**, las **prótesis que usa el atleta** para correr los 400 metros. Ayer, en la zona mixta, y después del histórico momento que había vivido el Estadio Olímpico, lo custodiaba como un ángel guardián. Como su máxima protección. Mientras, todos querían saber qué sentía el corredor después de haber hecho historia.

A Pistorius podrían haberlo dejado ahí para siempre. Lleno de preguntas ante tanto periodista desesperado por tener sus palabras. El rostro de Oscar era una sonrisa inmensa, que ni siquiera dejaba de aparecer para responder sobre sus sensaciones. Había hecho algo grande: **es el primer atleta paralímpico que corre en unos Juegos Olímpicos.** Amputado de ambas piernas (se desplaza con las prótesis), logró no sólo ser parte sino clasificarse a las semifinales de su prueba.

Fue un momento intenso el que se vivió en los Juegos ayer. Quizá, no tenga parangón en la historia. El público vio ingresar a Pistorius a la pista y explotó. Fue una mezcla de homenaje, aliento y reconocimiento a un atleta que ha superado su discapacidad nada menos que convirtiéndose en corredor.

Dura vida la de Pistorius. Le amputaron las piernas cuando apenas tenía 11 meses por una malformación genética. Sus papás, Henke y Sheila, debieron tomar la decisión porque el bebé corría riesgo de vida. Sin embargo, se propuso tener una vida normal y por eso trabajó hasta llegar a ser atleta. “Se entrenó conmigo durante seis meses antes de que me diera cuenta de que no tenía piernas”, contó su entrenador Jannie Brooks. “Cuando empezó era el comienzo del invierno y los chicos venían siempre con pantalones largos. Y Oscar tenía exactamente la misma velocidad que los otros, nunca puso una excusa para evitar un ejercicio, lo hizo todo bien”, agregó.

Ayer, después de haber peleado para que el Comité Olímpico Internacional lo dejara participar (le dieron una invitación especial, con la condición de que usara las mismas prótesis que en los paralímpicos), pudo correr en Londres. Ni Michael Phelps ni Usain Bolt tardaron tanto en recorrer la zona de prensa. Pistorius era la estrella de los Juegos; un poco por su calidad deportiva, otro por el morbo y especialmente, por el esfuerzo y la perseverancia que ha mostrado toda su vida. Su imagen, en ese cuerpo que parece un cyborg (organismo cibernético) en zancos, fue mostrada en las pantallas de un Estadio que, literalmente, se rindió ante su presencia.

El dominicano Luquellín Santos, campeón mundial júnior, fue el único que lo pudo vencer con un tiempo de 45s04, seguido del sudafricano que además hizo su mejor marca del año (45s44). “Es algo excelente lo que acabo de vivir, lo admiro mucho a Pistorius. Porque aunque no tenga sus extremidades pudo hacer una marca excelente”, decía ayer. Corrieron a la par en los últimos 100 metros y ambos aflojaron sólo cuando se dieron cuenta de que la clasificación era un hecho.

Pistorius pudo concretar el sueño que no fue en Beijing 2008. La Asociación Internacional de Federaciones de Atletismo (laaf, en inglés) no lo había dejado participar porque existía la idea de que sus prótesis –fabricadas por una empresa llamada Ossur– le daban una ayuda “extra”. Debí someterse a unas pruebas que determinarían si era así, algo que para el doctor Peter Brüggemann estaba comprobado: Oscar tenía un 25 por ciento de ventaja con respecto al resto.

El sudafricano apeló sobre aquel fallo en el Tribunal Arbitral del Deporte, logró que aquel estudio no fuese tomado en cuenta y quedó listo para clasificarse a unos Juegos. Para China no le alcanzó, pero para Londres finalmente sí.

Fuente (extraído en agosto 2012): <http://mundod.lavoz.com.ar/atletismo/la-consagracion-de-pistorius-en-los-juegos-olimpicos-de-londres-2012>

Estado de Resultados proyectado a 10 años

Est. de Resultados	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022
Ventas	10,000,000	14,862,500	21,205,815	28,995,771	38,613,089	51,420,278	68,475,355	91,187,261	121,432,252	161,708,902
Costo de Ventas	4,500,000	6,688,125	9,542,617	13,048,097	17,375,890	23,139,125	30,813,910	41,034,268	54,644,513	72,769,006
Resultado Bruto	5,500,000	8,174,375	11,663,198	15,947,674	21,237,199	28,281,153	37,661,445	50,152,994	66,787,739	88,939,896
Sueldos y Jornales	3,276,000	4,095,000	4,914,000	5,651,100	6,329,232	9,845,472	11,026,929	12,350,160	13,832,179	15,492,041
Gtos. Comercialización	1,400,000	2,080,750	2,968,814	4,059,408	5,405,832	7,198,839	9,586,550	12,766,217	17,000,515	22,639,246
Amortizaciones	805,967	791,467	791,467	759,800	759,800	1,161,049	1,161,049	1,161,049	1,161,049	1,161,049
Otros Gastos	500,000	743,125	1,060,291	1,449,789	1,930,654	2,571,014	3,423,768	4,559,363	6,071,613	8,085,445
BAII (EBIT)	(481,967)	464,033	1,928,627	4,027,578	6,811,680	7,504,779	12,463,151	19,316,205	28,722,383	41,562,115
IIBB	300,000	445,875	636,174	869,873	1,158,393	1,542,608	2,054,261	2,735,618	3,642,968	4,851,267
Impuesto a las ganancias	-	6,355	452,358	1,105,197	1,978,651	2,086,760	3,643,111	5,803,206	8,777,795	12,848,797
Ingreso Neto	(781,967)	11,803	840,094	2,052,508	3,674,637	3,875,411	6,765,778	10,777,382	16,301,620	23,862,051
% sobre Ventas	-8%	0%	4%	7%	10%	8%	10%	12%	13%	15%
Dividendos	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ganancias Retenidas	(781,967)	11,803	840,094	2,052,508	3,674,637	3,875,411	6,765,778	10,777,382	16,301,620	23,862,051

Flujo de fondos proyectado a 10 años

	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022
EBIT		(481,967)	464,033	1,928,627	4,027,578	6,811,680	7,504,779	12,463,151	19,316,205	28,722,383	41,562,115
Amortizaciones		805,967	791,467	791,467	759,800	759,800	1,161,049	1,161,049	1,161,049	1,161,049	1,161,049
Impuestos		-	445,875	636,174	869,873	1,158,393	1,542,608	2,054,261	2,735,618	3,642,968	4,851,267
Inversiones (CAPEX)	10,416,000	-	-	-	-	-	4,219,488	-	-	-	-
FF Operativo	(10,416,000)	324,000	809,625	2,083,919	3,917,504	6,413,087	2,903,732	11,569,939	17,741,636	26,240,464	37,871,897
ANR	800,000	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
FF Capital	800,000	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
FF Neto	(9,616,000)	324,000	809,625	2,083,919	3,917,504	6,413,087	2,903,732	11,569,939	17,741,636	26,240,464	37,871,897
FF Acumulado	(9,616,000)	(9,292,000)	(8,482,375)	(6,398,456)	(2,480,952)	3,932,136	6,835,867	18,405,806	36,147,442	62,387,906	100,259,803

Descuento de los fondos

	2012	2013	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022
CASH FLOW											
Perpetuidad al año 2022	(9,616,000)	324,000	809,625	2,083,919	3,917,504	6,413,087	2,903,732	11,569,939	17,741,636	26,240,464	37,871,897
Cash Flow a descontar	(9,616,000)	324,000	809,625	2,083,919	3,917,504	6,413,087	2,903,732	11,569,939	17,741,636	26,240,464	165,689,548
Factor de descuento	1,00	1,29	1,66	2,15	2,77	3,57	4,61	5,94	7,67	9,89	12,76
Flujos descontados	(9,616,000)	251,163	486,524	970,760	1,414,655	1,795,224	630,113	1,946,270	2,313,535	2,652,553	15,951,386