

LA ROBÓTICA EN LA DISCAPACIDAD. DESARROLLO DE LA PRÓTESIS DIESTRA DE EXTREMIDAD INFERIOR MANUS-HAND.

R. Ceres, J. L. Pons, L. Calderón y J. Moreno

*Grupo de Bioingeniería
Instituto de Automática Industrial- CSIC
Arganda del Rey (Madrid)*

Resumen: La discapacidad y el envejecimiento plantean a las sociedades actuales una serie de necesidades que deben ser cubiertas con soluciones personales y colectivas adecuadas para mantener un mínimo bienestar. Actualmente está aceptado el papel primordial de la ciencia y la tecnología como pilares para la mejora de las actividades humanas y la autonomía personal (“Assistive Technologies” o Tecnologías de Rehabilitación o de Apoyo). La robótica en este sentido comienza a jugar un rol fundamental en las diferentes actividades del hombre y muy especialmente en lo relacionado con la movilidad y la manipulación.

En este trabajo, se analizan de forma general estos sistemas robóticos de apoyo y su relación con el usuario. A continuación se presenta, como resultado de un proyecto europeo (MANUS-HAND) el diseño y el desarrollo de una prótesis de mano de alta movilidad, modular y con efectos de realimentación, todo ello con el fin de ofrecer nuevas posibilidades de reintegración social y profesional a personas con amputaciones.

El trabajo plantea enfoques complementarios; por una parte, el sistema de control está basado en el empleo de señales mioeléctricas, adaptadas a la capacidad residual de cada usuario; los movimientos de los dedos están coordinados según cuatro modos globales de agarre, potenciados con la realimentación sobre el amputado mediante sensores de fuerza y salida por vibración, cubriendo así un 90% de las habilidades naturales de manipulación. Desde el punto de vista mecánico se ha desarrollado de una estructura específica con tres dedos activos en flexo-extensión y pronosupinación de muñeca, incluyendo para ello diferentes tipos de actuadores (motores DC y ultrasónico) gobernados con un solo canal EMG y estando todo ello controlado por una arquitectura electrónica distribuida y jerarquizada.

Una plataforma de entrenamiento y de evaluación de las capacidades de cada usuario completa el sistema, permitiendo así personalizar la prótesis al adaptar los parámetros de la misma a las capacidades residuales y mioeléctricas del amputado.

El sistema ha sido probado siguiendo un protocolo ad hoc con amputados, demostrando la validez de los conceptos desarrollados en el proyecto. *Copyright © 2008 CEA-IFAC*

Palabras Clave: Prótesis, robótica, discapacidad, rehabilitación.

1. INTRODUCCIÓN

Las limitaciones de la actividad humana como consecuencia de diferentes tipos de deficiencias

específicas o de las asociadas comúnmente al envejecimiento están siendo objeto de una respuesta social creciente. Esto se debe por una parte a las importantes cifras de población afectada y por otra a

una mayor sensibilidad y disposición de recursos para estos fines.

En la actualidad está universalmente admitido que la ciencia y la tecnología constituyen uno de los pilares para el sostenimiento de los sistemas de atención social a estas personas, tanto a nivel individual como colectivo. Efectivamente, el desarrollo de una serie de disciplinas tales como la electrónica, la informática, los nuevos sensores y actuadores y la robótica, están permitiendo concebir y elaborar todo un conjunto de soluciones tecnológicas para paliar estas deficiencias y conseguir un mayor grado de autonomía personal.

Así se ha venido configurando un cuerpo de doctrina que tradicionalmente se ha denominado tecnologías de rehabilitación y que en cierto modo ha sido asimilado a procesos temporales de recuperación funcional y en cierto contexto médico. A raíz del estudio HEART (AA.VV., 1994), en un movimiento de extensión hacia contextos de mayor consideración del entorno social, en ciertos sectores ha evolucionado a las llamadas “Assistive Technologies”, que en castellano se ha asimilado en buena medida por “Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad” o simplemente Tecnologías de Apoyo.

2. DÉFICIT, ACTIVIDADES Y MODOS DE COMPENSACIÓN FUNCIONAL. SUSTITUCIÓN Y POTENCIACIÓN

Las limitaciones que generan discapacidad pueden ser carencias o disfunciones de órganos o sistemas corporales que impiden desarrollar normalmente las diferentes tareas que engloban las actividades humanas ya sean laborales, sociales o de índole personal (alimentación, aseo, esparcimiento...). Estas deficiencias pueden ser por su origen físicas, sensoriales o neurológicas, generando otras manifestaciones por acciones concomitantes.

Los dispositivos de compensación funcional que se desarrollan vienen a mejorar o sustituir las carencias parciales o totales del órgano en cuestión. Así tendremos dispositivos de acción potenciadora (muleta, lentes ópticas) o bien sustitutiva o alternativa (bastón de ciego). Desde el punto de vista del grado de interrelación con el usuario, se pueden distinguir tres tipos de ayudas técnicas: personales, generales y ambientales. Los primeros son dispositivos, adaptados y ligados a la persona (prótesis de extremidad inferior), mientras que los generales, aunque pueden presentar diversas configuraciones son intercambiables y no están asociados a una persona en particular; es el caso de los andadores o de las sillas de ruedas. Finalmente los elementos ambientales forman parte del entorno y son utilizados por numerosas personas incluso al mismo tiempo (indicadores acústicos interactivos, semáforos, localizadores).

Partiendo en buena medida de la Norma UNE ISO-EN 9999 se distinguen diferentes tipos de dispositivos atendiendo a la naturaleza de funciones a compensar. A continuación enumeran estas funciones, apuntando ciertas técnicas utilizadas:

- Orientación. Autolocalización, detección e indicación de obstáculos, metas y caminos (GPS, sistemas inerciales, detectores locales por IR, US, RF).
- Percepción. Prótesis auditivas, SSV (sistemas sustitutivos de la visión), dispositivos acústico-táctiles alternativos.
- Comunicación, relación y cognición. Lenguajes sintéticos y pictográficos (Bliss, PIC) gestionados por computador, editores predictivos, líneas Braille-PC, entrenadores cognitivos (Gradior).
- Adaptación de entorno. Elementos de control de entorno (domésticos, personales) y de vigilancia, comunicación y asistencia local o remota.
- Movilidad, y
- Manipulación.

Estas dos últimas funciones se analizan a continuación.

3. SISTEMAS ROBÓTICOS PERSONALES DE MOVILIDAD Y MANIPULACIÓN.

Si bien las técnicas indicadas en los primeros puntos anteriores hacen uso de estrategias activas de percepción, planificación de trayectorias, IA y otras propias de la robótica, sin embargo se distinguen dos funciones personales muy ligadas al movimiento, que por su propia naturaleza y la de los dispositivos artificiales que requieren, se puede afirmar que forman parte del mundo de la robótica; estas funciones son la movilidad y la manipulación.

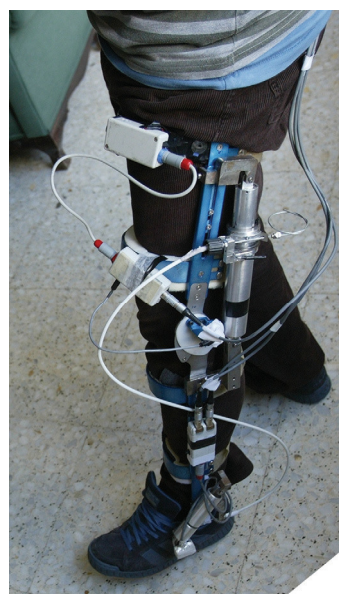


Figura 1. Ortesis GAIT.

3.1. Movilidad.

En el mundo de la discapacidad, los problemas de movilidad tienen una etiología muy diversa. Así, ciertos colectivos presentan disfunciones sensoriales (deficientes visuales) que pueden afectar gravemente a la movilidad por problemas de captación y orientación espacial. Otros colectivos presentan

limitaciones físicas por problemas osearticulares, musculoesqueléticos (poliomelitis) o amputaciones de extremidades inferiores. Finalmente es importante también señalar los trastornos del sistema nervioso central (parálisis cerebral) o las enfermedades neurodegenerativas (esclerosis múltiple) que inciden muy negativamente en la movilidad.

Los problemas apuntados son diversos y por lo tanto también los sistemas robóticos de apoyo. Tal como se ha señalado anteriormente hacemos una distinción entre dispositivos personales y generales.

Los primeros hacen referencia a todo el conjunto de ortoprótesis, en los que podemos a su vez diferenciar dos grupos, los sustitutivos y los potenciadores. Dentro de los segundos podemos mencionar las ortésis o exoesqueletos que pueden estar dotados de sensores (inerciales, FSR), de actuadores (motores, muelles, dispositivos fluídicos) y de elementos de control, y tienen por finalidad la mejora de la funcionalidad de la extremidad inferior tanto en soporte como en el desarrollo del propio movimiento de marcha, haciendo uso de técnicas robóticas (Moreno et al., 2006). Como dispositivos sustitutivos se señalan las prótesis de extremidad inferior, que plantean problemas afines a las de extremidad superior y que se tratarán en apartados posteriores.

Como dispositivos generales de movilidad se indican toda una serie de vehículos específicos para determinadas patologías (Ceres et al., 2005), ciertos andadores instrumentados como el GUIDO, el PAMAID o el ASAS (Ceres et al., 2004) y sobre todo las sillas de ruedas que constituyen un verdadero paradigma de estudio. Efectivamente, dejando a un lado ciertos aspectos de interés (ergonomía, rendimiento...), en el campo de la robótica numerosos grupos de investigación han centrado sus trabajos en la optimización de sillas de ruedas eléctricas ya que presentan un conjunto de problemas afines a los robots móviles, si bien existen unas peculiaridades importantes. Por esta similitud, se ha convenido denominar ARW (Autonomous Robotics Wheelchairs) a estos sistemas implementando tanto estrategias de apoyo a la navegación con localización, detección e identificación de entornos y obstáculos (IR, US, láser, cámaras) como planificación y control de trayectorias así como arquitecturas dedicadas y, de forma especial, interfases hombre-máquina de carácter específico. Entre los trabajos llevados a cabo podemos citar los proyectos OMNI, SIAMO, VAHM, Tetranauta, SENARIO y otros (Tzafestas, 2001).

3.2. Manipulación.

En cuanto a la manipulación, existe como en los casos anteriores el concepto de manipulación asistida bajo el que se han construido brazos robóticos reubicables como el HANDY o el ASIBOT (Jardon, 2006), o bien autotransportados en sillas de ruedas como el FRIEND, el RAPTOR o el KARES. Se trata de brazos manipuladores de estructuras de tipo angular que han sido diseñados para realizar tareas de alimentación, aseo y otras de la vida diaria.

Como en el apartado de movilidad, la manipulación abarca igualmente las ortesis de brazo-mano, normalmente con estructuras pasivas para estabilización de movimientos espáticos o atáxicos o bien activas por ejemplo para reducción de los diferentes tipos de temblor (Rocon et al., 2006).

Por último, para personas que han sufrido una amputación, tenemos las prótesis de miembro superior, más complejas en general que las de miembro inferior al tener en este caso un mayor número de grados de libertad. Por otra parte, la realimentación cinetésica, se complementa en este caso con la táctil, las sensaciones térmicas y la visual. Todo ello plantea problemas de captación, de control compartido usuario-computador y de desarrollo de estructuras antropomorfas con actuadores integrados de alta eficiencia. Estos y otros problemas han sido abordados en el desarrollo de la prótesis que se presenta en los siguientes apartados.

4. DESARROLLO DE LA PRÓTESIS DIESTRA MANUS-HAND.

El desarrollo que se describe a continuación ha sido fruto de los trabajos de investigación llevados a cabo en el proyecto con título Modular Anthropomorphous User-Adaptable Hand Prosthesis with Enhanced Mobility and Force Feedback (MANUS), financiado por la Comisión Europea (Telematics ref. DE-4205) en el que el Grupo de Bioingeniería del IAI-CSIC ha actuado como socio coordinador.

4.1. Objetivos y antecedentes.

El objetivo del proyecto es el diseño y la realización de una prótesis de mano multifuncional gobernada por el usuario con comandos de alto nivel, de fácil aprendizaje y uso, a partir de señales EMG del miembro residual o de otros músculos. La prótesis incorpora control de fuerza en el agarre y su realimentación al usuario.

El objetivo último de la prótesis es dotar a personas con amputaciones de mano y antebrazo de un dispositivo manipulador de mayores prestaciones y operatividad que los existentes actualmente de forma que les permita una mayor autonomía y una mejor integración social y laboral.

El diseño de manos robóticas diestras es un área multidisciplinar que contempla aspectos de diseño mecánico, integración sensorial, desarrollo de actuadores eficientes y con gran densidad de fuerza y potencia, y control e interacción hombre-máquina. La protésica es por excelencia el campo de aplicación de la robótica de manos diestras. Dada la complejidad funcional y anatómica del miembro que ha de sustituir el dispositivo protésico, es esencial una aproximación bioinspirada.

Figura 2. Modos básicos de prensión.

Uno de los primeros trabajos que sistemáticamente analizó y clasificó funcionalmente los tipos de prensión se debe a Schelesinger, (Schelesinger, 1919), que clasificó los tipos de agarre en agarres cilíndricos, de precisión, de gancho, con las yemas, esféricos y laterales, véase la figura 2. Otros autores, p.e. Napier, (Napier, 1956), clasificaron la prensión de acuerdo a que ésta fuera de potencia o de precisión. En cualquier caso, el hecho distintivo que permite al humano gran destreza en la manipulación es la posibilidad de realizar con el pulgar una combinación de movimientos de flexión-extensión y oposición-no oposición. Cuando el pulgar está en oposición se pueden conseguir agarres de potencia y precisión. Cuando el pulgar no está en oposición se pueden realizar agarres laterales y de gancho.

Estas consideraciones han dado lugar a dispositivos protésicos comerciales que implementan agarres de potencia y precisión. Los dedos no están articulados en las distintas falanges y generan agarres con contactos puntuales que solamente son estables y funcionales con grandes esfuerzos de contacto. El control del agarre por parte del usuario se realiza en lazo abierto y se implementan estrategias que permiten mitigar la falta de adaptación cinemática al objeto durante el agarre. En este sentido, Kyberd et al., (Kyberd y Chappel, 1993), introdujeron la estimación del deslizamiento en el agarre a partir de sensores de efecto Hall como entrada para agentes que implementan reflejos de bajo nivel para estabilizar el agarre.

Un aspecto fundamental para la obtención de una mayor destreza en la manipulación es la integración de un mayor número de grados de libertad. Esto nos lleva a la necesidad de integrar un elevado número de actuadores compactos, miniaturizados y con gran densidad de potencia. En el proyecto Manus se ha trabajado en la inclusión de nuevos actuadores a partir de SMAs, (Pons et al., 1998), (Thronsen, 1996), (Soares, 1997) y actuadores ultrasónicos, (Pons et al. 2000), entre otros.

Desde el punto de vista de la interacción entre el usuario y la prótesis, el control se ha fundamentado en electromiografía, EMG. En términos prácticos, el número máximo de canales de control está limitado a dos conjuntos de electrodos EMG. Para extender la capacidad del canal de mando se ha acudido a técnicas de reconocimiento de patrones, (Herberts et

al., 1073), (Almstrm y Herberts, 1975) que permiten incrementar el número de canales de control.

4.2 Diseño conceptual.

El proyecto MANUS desarrolló, de acuerdo a un análisis previo de necesidades del usuario, el concepto de una prótesis robótica multifuncional de miembro superior con las siguientes características:

- La cinemática de la mano cubre un amplio espectro de modos de prensión, tanto aquellos que requieren oposición del pulgar, p. e. precisión y potencia, como los que no la requieren, p. e. lateral y gancho.
- El concepto cinemático es compatible con el empleo de un reducido número de actuadores para permitir una solución compacta de tamaño y peso reducido.
- La interacción entre usuario y prótesis es bidireccional, el usuario forma parte del lazo de control del sistema. Esta interacción debe implementarse a partir de canales naturales para facilitar el aprendizaje y uso del sistema por parte del usuario.
- El sistema es capaz de controlar de forma autónoma posibles perturbaciones durante el agarre, p. e. deslizamiento entre mano y objeto.

4.3 Configuración cinemática. Sistema de actuación

Se ha desarrollado una mano robótica con diez articulaciones de las cuales tres son activadas de forma independiente. Se ha seguido por tanto un diseño en el que se emplean mecanismos pasivos para acoplar el movimiento rotacional de un conjunto de articulaciones. Se distinguen tres mecanismos independientes: los dedos, el pulgar y la muñeca. La figura 3 muestra esquemáticamente la distribución de articulaciones y el agrupamiento de las mismas en los tres mecanismos.

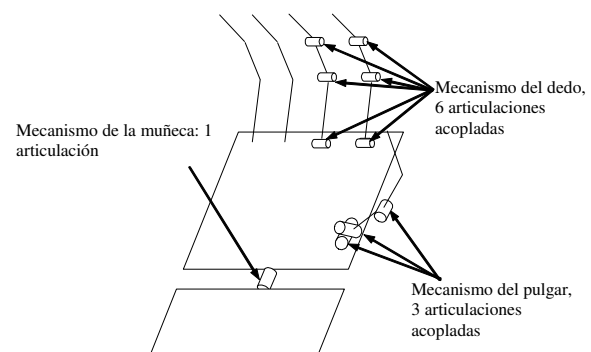


Figura 3. Esquema global de la estructura cinemática de MANUS-HAND.

El *mecanismo de los dedos* involucra las seis articulaciones de flexión de los dedos índice y corazón. La estructura cinemática propuesta limita la movilidad de los dedos si se compara con los patrones anatómicos. Los dedos no cuentan con el movimiento de abducción-aducción y el

acoplamiento pasivo entre las diferentes articulaciones de flexión impone patrones de presión específicos y preconcebidos.

Este último aspecto puede limitar la capacidad de la mano robótica de adaptarse a la morfología de los objetos a agarrar. Con el fin de minimizar este efecto, se procedió a analizar los patrones cinemáticos normalmente empleados en los diferentes modos de agarre. Se observó que el movimiento de flexión de los dedos sigue aproximadamente un patrón en el que existe una relación 1 a 1,2 entre el giro en una

articulación y el de su vecina inmediatamente proximal.

El mecanismo de acoplamiento entre estas seis articulaciones consiste en un acoplamiento mediante cables cruzados para cada dos articulaciones contiguas en la estructura cinemática de cada dedo y un acoplamiento rígido mediante engranajes entre los dedos índice y corazón. La estructura cinemática de cada uno de estos dedos está esquemáticamente representada en la figura 4.

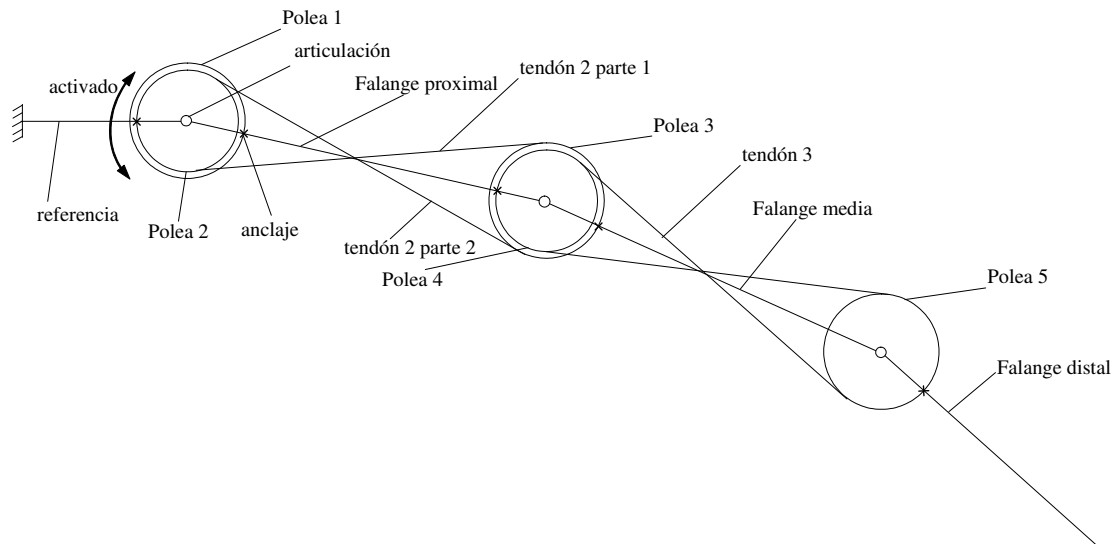


Figura 4. Esquema del acoplamiento por cables cruzados de las falanges del dedo.

El *mecanismo del pulgar* es el más complejo en la estructura cinemática de la mano robótica. El mecanismo proporciona los dos movimientos fisiológicos del pulgar, es decir, flexión-extensión y oposición, mediante un único accionamiento.

La solución propuesta es un mecanismo intermitente de Ginebra. Se trata de un mecanismo que permite realizar de forma cíclica un desplazamiento combinado en dos planos. Partiendo del pulgar en posición de agarre lateral se obtienen, mediante giro

del motor, los siguientes movimientos: 1) un movimiento combinado de extensión y oposición, hasta la zona de agarre en gancho, 2) un movimiento de extensión hasta la zona neutral (que corresponde a la mano en posición de reposo), 3) un movimiento combinado de oposición y de flexión hasta la zona de agarre de potencia y, 4) un movimiento de flexión hasta completar un agarre de precisión. La figura 5 muestra el esquema cíclico del mecanismo de Ginebra y el movimiento resultante en los dos planos.

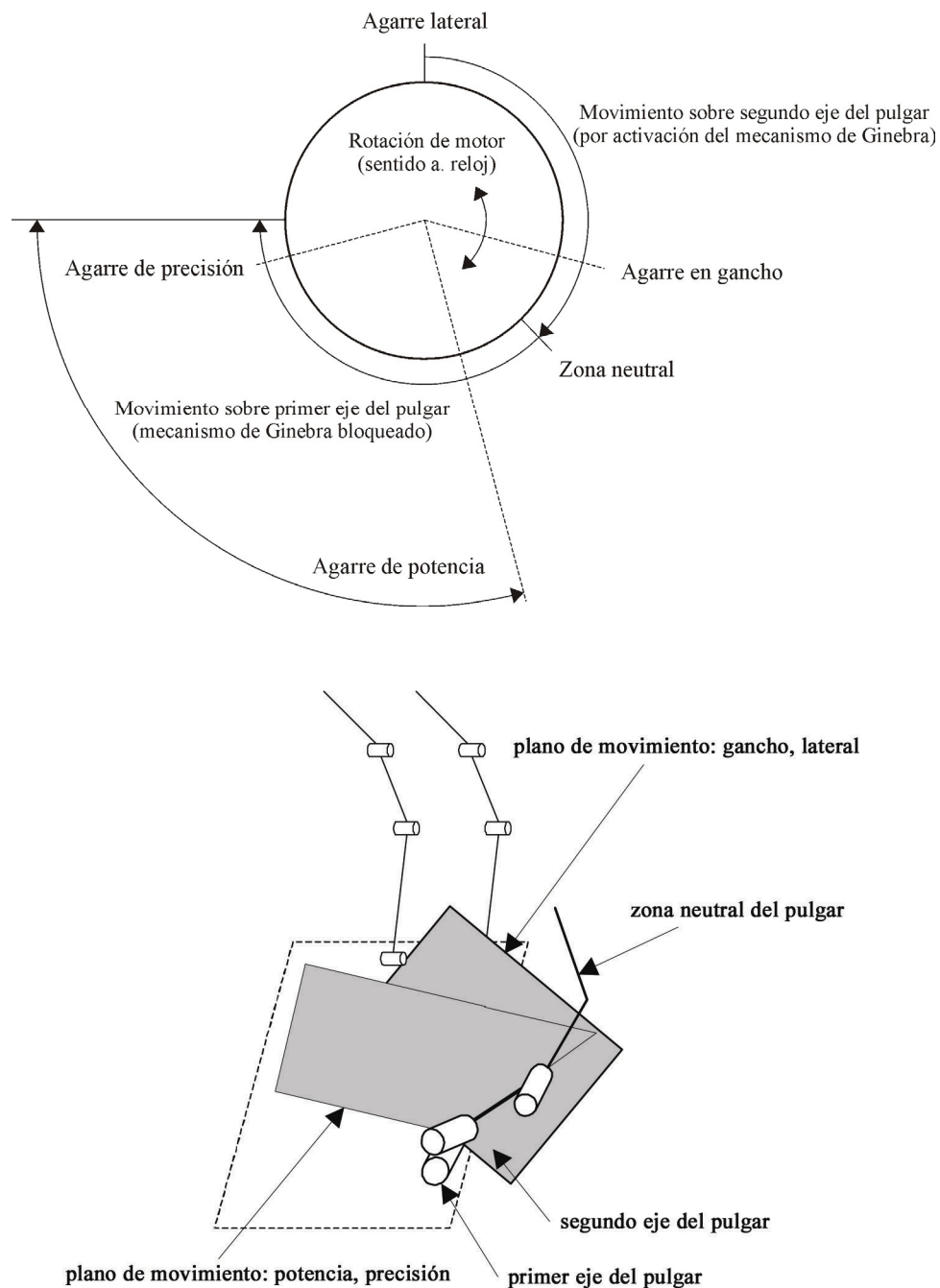


Figura 5. Movimiento cíclico del mecanismo de Ginebra (a) y correspondientes planos del movimiento resultante (b).

El *mecanismo de pronación-supinación del antebrazo* está concentrado en una articulación de rotación simple en la muñeca. La característica relevante y novedosa de esta articulación, es que para permitir la adaptación de la prótesis a niveles de amputación transradial distal (amputaciones próximas a la muñeca), se ha empleado como actuador un motor piezoeléctrico (ultrasónico) plano que permite resolver la muñeca en un espacio muy reducido.

Por lo que respecta al resto de los mecanismos, la actuación está fundamentada en motores electromagnéticos DC en combinación con etapas de reducción integradas. Los actuadores en los casos de

los mecanismos de los dedos y del pulgar se encuentran ubicados en la palma.

4.4. Interfaz de usuario.

El control global de la prótesis (selección de un tipo de agarre y un grado de fuerza determinados) está a cargo del usuario, aunque el control local del agarre se ejecuta de forma autónoma.

Uno de los retos en el control de manos robóticas diestras es la generación de comandos de control. Las señales electromiográficas EMG que el organismo genera en los procesos de contracción muscular constituyen una de las vías más naturales de mando. Para ello se utilizan las señales EMG residuales del muñón u otros músculos próximos (Han et al., 2000).

Estas señales EMG, adquiridas mediante electrodos de superficie, se caracterizan por presentar un espectro en frecuencia entre 20 y 300 Hz y unos niveles de tensión que, dependiendo del músculo y de la intensidad de la contracción pueden llegar a 5 mv. Las señales EMG son muy ruidosas y cuentan con componentes debidas a señales cardíacas ECG, ruido de red (50/60 Hz) y artefactos por problemas de contacto. Por todo ello se recurre a la medidas bipolares mediante dos electrodos activos y uno de referencia. Es común el empleo de filtros paso banda y “notch” para rechazo de componentes de la red.

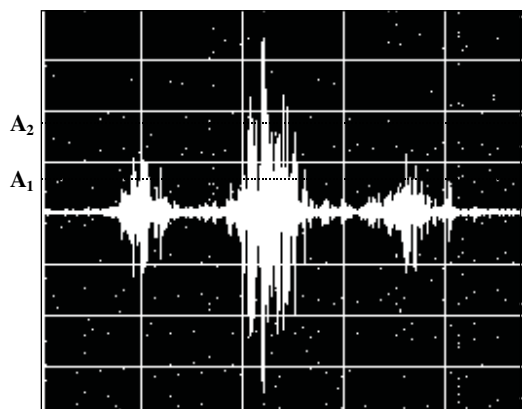


Figura 6. Comando “121” mediante señales EMG

La lógica de mando de EMG desarrollada para el control de Manus presenta un alta eficacia ya que mediante un solo canal se generan los 18 comandos que el sistema requiere para el control de los múltiples modos de agarre disponibles. Esta lógica tiene comandos reservados para funciones como la calibración, el paro o error.

El lenguaje de comunicación se basa en la definición de una lógica ternaria con palabras de tres “bits”: tres niveles de intensidad de contracción muscular, prefijados y personalizados, se asocian a otros tantos estados 0, 1 y 2. Cada comando será por tanto una sucesión de tres contracciones ligeramente espaciadas. Así tendremos p.e. “211” para agarre en modo 1 con fuerza de 0 a 250 gr hasta parada o “100” para paro. Algunos comandos están reservados para movimientos combinados predefinidos, p.e. agarre lateral (de una llave) y giro por pronación de la muñeca.

4.5. Arquitectura de control.

El conjunto electromecánico de prótesis y su control introduce ciertos aspectos innovadores (Pons et al., 2004). Como partes principales comprende mano, muñeca y encaje o zócalo, esta última específica para cada usuario adaptándose a la morfología del muñón (Figura 7). Sobre este se colocarán los electrodos del sensor EMG y sobre el mismo muñón o en su proximidad el elemento de realimentación de fuerza. Este dispositivo informa al usuario del nivel de fuerza de agarre mediante una vibración modulada en frecuencia.

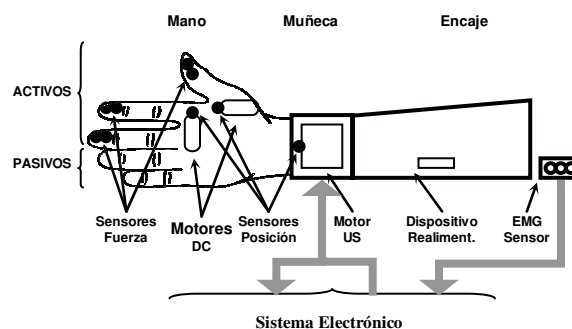


Figura 7. Partes y elementos de la prótesis

Sobre las yemas de los dedos activos (pulgar, índice y corazón) se han incorporado sensores de fuerza desarrollados ad hoc. El principio básico se fundamenta en un sensor de efecto Hall colocado sobre la extremidad fija del dedo que mide la inducción de campo magnético de un imán permanente. El imán está dispuesto sobre la yema que a su vez está separada del dedo (y por tanto del sensor de efecto Hall) por un resorte. La variación de esta separación en función de la fuerza aplicada en la yema resulta en una señal que convenientemente linealizada permite estimar la fuerza de agarre. La respuesta, tensión/distancia/fuerza es prácticamente lineal sin efectos considerables de histéresis y con una sensibilidad, tras amplificación, en torno a 2 mv/g.

Es preciso hacer referencia también a los sensores lineales de posición. Igualmente han sido desarrollados expresamente para minimizar su tamaño, empleando sensores de efecto Hall e imanes. Esto ha permitido establecer, además del lazo de fuerza, un control de posición de los motores de los dedos. El esquema de control de los dedos corresponde al de la figura 8. En el caso de la muñeca solo existe el lazo de control de posición.

Figura 8. Esquema de control de los dedos activos

En lo referente a la arquitectura electrónica de control, se ha optado por una estructura jerarquizada (figura 9). Básicamente las tareas se distribuyen en control local y central.

El primero se refiere al control de posición y fuerza en los dos grupos de dedos (pulgar e índice-corazón) y de posición en la muñeca. Para cada uno de estos tres subsistemas se dedica un procesador específico (PIC16C76) que ejecutará los programas de medida de los sensores (frecuencia de muestreo: 10 kHz), y control de los motores por PWM con mediación de los correspondientes circuitos de potencia MOSFET.

En el nodo central se sitúa el procesador general (PIC17C756) que tiene por función principal tratar y clasificar las señales EMG para la generación de los comandos correspondientes. Por otra parte, este microcontrolador se comunicará por un bus I2C con los tres controladores locales suministrándoles órdenes de movimiento y recibiendo el estado de cada articulación para tomar las acciones encomendadas y hacer una presentación sintética al usuario mediante leds e indicaciones acústicas en su caso.

Figura 9. Arquitectura de jerarquizada de medida y control

El conjunto está alimentado por diferentes tensiones (DC/DC) y a su vez por dos baterías de 6v que han sido objeto de estudio en cuanto a eficiencia energética. Inicialmente se han seleccionado baterías de Ni-Cd, si bien se espera incorporar de ión-Li por estar indicadas además para uso médico. La capacidad nominal es de 580 mAh, logrando una autonomía de dos a cuatro horas de funcionamiento normal, lo que se considera suficiente para realizar las pruebas de validación.

4.6. Resultados:

Para la fase de pruebas, y como paso previo para el aprendizaje del usuario, se desarrolló una plataforma virtual de entrenamiento y de evaluación de las capacidades de cada usuario, permitiendo así personalizar la prótesis al adaptar los parámetros de la misma a las capacidades residuales y mioeléctricas del amputado (Figura 10).

El sistema ha sido probado siguiendo un protocolo ad hoc con un conjunto total de quince amputados de los centros CRMF y Flieman Hospital. El peso de la prótesis se considera admisible (1.2 Kg), teniendo unas dimensiones algo mayores en un 20% del miembro humano.

El protocolo de experimentación comprendió la siguiente serie de pasos:

1. Explicación del sistema y de la lógica ternaria de control.
2. Adaptación de los electrodos EMG y calibración del sistema. La calibración comprende la medida y modelado del nivel

base de ruido y la personalización de los niveles A1 y A2 para el control EMG.

3. Aprendizaje de comandos básicos mediante el empleo de la plataforma virtual.
4. Selección de comandos más fácilmente ejecutables para cada sujeto y asignación de agarres.
5. Generación de agarres y movimientos de manipulación con el sistema adaptado al usuario (figura 10).

Los tiempos de generación de cada comando oscilan entre 0.4 y 2.5 s, según la destreza de la persona (tiempo de aprendizaje: 1-1.5 horas). El agarre, en un tiempo de 1.2 s., alcanza a un nivel máximo de fuerza de 60 N., demostrando una buena operatividad así como la validez de los conceptos desarrollados en el proyecto, si bien hay una serie de aspectos ergonómicos, cosméticos y de autonomía a mejorar.

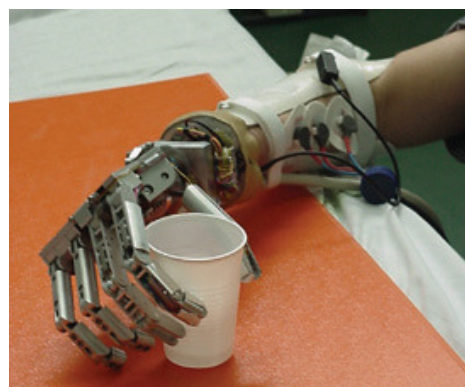


Figura 10. Pruebas de la prótesis MANUS-HAND

5. CONCLUSIONES

Dentro de las tecnologías de Apoyo o de Rehabilitación, la robótica juega un papel de primer orden como soporte de soluciones avanzadas para la compensación funcional humana. El desarrollo de esta prótesis ha constituido una experiencia

interesante permitiendo profundizar en el área de las prótesis robóticas y elaborar propuestas innovadoras en ciertos aspectos. Uno de ellos es la configuración cinemática versátil, compacta y sencilla y otro la arquitectura distribuida y robusta, que cubre las necesidades de control de posición y fuerza.

El interfaz de hombre-máquina es muy eficiente ya que, con los modos globales de control y el elevado número de comandos disponibles requiere un solo canal EMG para cubrir una buena parte de las habilidades de manipulación natural, tal como han demostrado las pruebas realizadas.

REFERENCIAS

- AA.VV., Horizontal European Activities in Rehabilitation Technology. Swedish Handicap Institute. 1994.
- Almstrm C., Herberts P., Clinical Applications of a Multifunctional Hand Prosthesis, Proceedings of the 5th International Symposium on External Control of Human Extremities, ETAN, Dubrovnik, Yugoslavia, 1975.
- Ceres R., J. L. Pons, L. Calderón, A. R. Jiménez, L. Azevedo, A robotic vehicle for assisted mobility of disabled children, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine Nov-Dic 2005.
- Ceres R., Pons J.L., Calderón L., Mesonero D., Jimenez A.R., Sanchez F., Abizanda P., Saro B., Bonivardo G. Andador activo para la rehabilitación y el mantenimiento de la movilidad natural, III Congreso Iberoamericano de tecnologías de apoyo a la discapacidad. Iberdiscap 2004
- Han J., Song W., Kim J., Bang W., Lee H. Zenn Bien Z., New EMG Pattern Recognition based on Soft Computing Techniques and its Applications to Control of a Rehabilitation Robotic Arm, Proc. Of 6th International Conference on Soft Computing IIZUKA 2000, Izuka, Japón, Oct 2000
- Herberts P., Almstrm C., Kadefors R., Lawrence P.D, Hand Prosthesis Control via Myoelectric Patterns, Acta Orthopaedica scandinavia, Vol. 44, pp. 389-409, 1973
- Jardon A. Metodología de diseño de robots asistenciales. Aplicación al robot portátil ASIBOT. Tesis doctoral. Univ. Carlos III. 2006.
- Kyberd P.J., Chappel P.H., A force sensor for automatic manipulation based on the Hall effect, Meas. Sci. Technol., Vol. 4, pp. 281-287, 1993.
- Moreno J.C., Rocon E., Ruiz A., Brunetti F., Pons J.L., Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs: application on leg orthoses, Journal of Sensors & Actuators B, 118-, pp. 333-337, 2006.
- Napier J.R., The prehensile movements of the human hand, Journal of Bone and Joint Surgery, 38B(4), pp. 902-913, 1956.
- Pons J.L., Rodríguez H., Ceres R., Van Moorleghem W., Reynaerts D., Study of SMA Actuation to Develop a Modular, User-adaptable Hand Prosthesis, Actuator'98, pp. 95-104, Bremen, Germany, 1998.
- Pons J.L., Rodríguez H., Duarte A., Luyckx I., Reynaerts D., Ceres R., Van Brussel H., High torque ultrasonic motors for hand prosthetics: current status and trends, Actuator'2000, pp. 285-288, Bremen, Germany, 2000.
- Pons J.L., Rocon E., Ceres R., Reynaerts D., Saro B., Levin S., Van Moorleghem W., The MANUS-HAND dextrous robotics upper limb prosthesis: mechanical and manipulation aspects, Autonomous Robots-16-2004.
- Rocon E., Andrade A.O., Pons J.L., Kyberd P., Nasuto S.J., EMD: A novel technique for the study of tremor time series, Medical & Biological Engineering & Computing, 44-7, pp. 569-582, 2006.
- Schlesinger G., Der mechanische aufbau der knöchelglieder, Borchardt et al. (eds.), Ersatzglieder und Arbeitshilfen für Kriegsbeschädigte und Unfallverletzte, Springer, pp. 361-699, 1919.
- Soares A., Shape Memory Alloy Actuators for upper limb prosthesis, PhD thesis, Edinburgh University, 1997.
- Thronsdn J.I., Characterisation of Shape Memory Alloys for use as an Actuator, Masters thesis, Oxford University, 1996.
- Tzafestas S., Research on Autonomous Robotic Wheelchairs in Europe. IEEE Robotics & Automation Magazine, March, 2001.