

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Departamento de Automática y Sistemas Computacionales



TRABAJO DE DIPLOMA

**“Robots en aplicaciones médicas.
Estado actual y perspectivas.”**

Autor: Dairon Gutiérrez Amaro

Tutor: Dr.C. Eduardo Izaguirre Castellanos

Santa Clara

2013

“Año 55 de la Revolución ”

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Departamento de Automática y Sistemas Computacionales



TRABAJO DE DIPLOMA

“Robots en aplicaciones médicas.

Estado actual y perspectivas.”

Autor: Dairon Gutiérrez Amaro

Email: dairon@uclv.edu.cu

Tutor: Dr.C. Eduardo Izaguirre Castellanos

Dpto. de Automática, Facultad de Ing. Eléctrica, UCLV.

Email: izaguirre@uclv.edu.cu

Consultante:

Santa Clara

2013

“Año 55 de la Revolución ”



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería en Automática, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Autor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

El éxito no se logra solo con cualidades especiales. Es sobre todo un trabajo de constancia, de método y de organización.

J.P. Sergent

DEDICATORIA

A las personas que más quiero en la vida: mi madre María Elena, mis abuelos Teresa y Manolo y mi hermano Luis Dayan.

A la memoria de mis abuelas Eneida e Hildelisa, que aunque no se encuentran físicamente, siempre estarán en mi corazón.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo de diploma finaliza mi desempeño como estudiante, -una etapa muy importante e inolvidable de mi vida-, que se ha caracterizado por el esfuerzo, la entrega y la perseverancia. Durante todo este tiempo, -la mayor parte de mi existencia-, no han sido pocas las personas que me han brindado su apoyo y conocimientos, influyendo positivamente en mi formación como futuro profesional, a todas ellas le agradezco profundamente y discúlpenme algunas por no mencionarlas a continuación:

A mis compañeras de estudio Leisis López y Ana Elena Juvier, les quiero agradecer en primer lugar, por su ayuda constante y desinteresada durante estos últimos cinco años en los que he transitado por varios momentos duros.

A mi tutor Eduardo Izaguirre, por brindarme su excepcional conocimiento, ayuda y orientación para la realización de este trabajo.

A todos mis profesores de la UCLV, por contribuir a mi formación como profesional.

A toda mi familia, esa que ha estado siempre conmigo, por todo su cariño e incondicional apoyo, en especial a mi tío José Manuel, cuyo presente ha sido esencial durante estos últimos años, y a mi tía abuela Elena, por toda su ayuda y estar pendiente de mí desde que nací.

A Luis, por su excepcional contribución a mi vida en todo el transcurso de los últimos 20 años.

TAREA TÉCNICA

Revisión de las fuentes bibliográficas especializadas con el tema objeto de investigación.

Análisis de funcionalidades, ventajas y desventajas, etc. de los robots de acuerdo al ámbito de aplicación en el contexto de las aplicaciones de robótica médica

Evaluación de las estrategias y esquemas de control de posición, trayectoria y fuerza, que aparecen asociadas al empleo de los robots en función de la aplicación médica en cuestión.

Evaluación de las particularidades más importantes relacionadas con los lazos de control existentes en las aplicaciones médicas robóticas (requisitos del lazo, prestaciones, exigencias, normativas).

Estudio de las particularidades relacionadas con los sistemas sensoriales y actuadores empleados en los robots que se utilizan en las aplicaciones médicas.

Identificación de posibles usos de los robots en el campo de la medicina en nuestro país, con posibilidades concretas de aplicación en este importante sector.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

En la actualidad, los sistemas robóticos para aplicaciones médicas gozan de un considerable potencial de crecimiento y aceptación. Aunque esta tecnología es privativa de países desarrollados, en Cuba se cuentan con antecedentes y fuerza técnica calificada, para llevar a cabo líneas de investigación en este importante campo.

En este trabajo, se realiza una recopilación de información relacionada con la robótica en aplicaciones médicas, enfatizándose en los requerimientos, características, ejemplos, fundamentos básicos y problemáticas asociadas al control, así como en los sistemas sensoriales, actuadores y aplicaciones generales de estos dispositivos. De esta manera, la presente investigación constituye un importante paso en la evaluación de las perspectivas de aplicación de la robótica médica en el contexto de Cuba, además de asistir como fuente de información para el desarrollo de futuras líneas de investigación en esta esfera del conocimiento.

El informe está organizado en tres capítulos, el primero aborda el marco teórico de la robótica médica; el segundo está dirigido al control, sistemas sensoriales y actuadores empleados en este tipo de aplicaciones y finalmente, el tercer capítulo incursiona en las posibilidades de empleo y aplicación en Cuba a partir de condiciones concretas, destacándose potencialidades para la implementación de sistemas robóticos de rehabilitación.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA.....	iv
RESUMEN	v
TABLA DE CONTENIDOS	vi
GLOSARIO	ix
INTRODUCCIÓN.....	1
Organización del informe	5
CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO DE LA ROBÓTICA EN APLICACIONES MÉDICAS.....	6
1.1 Actualidad de la robótica médica.	6
1.2 Requisitos fundamentales de un robot para aplicaciones médicas.	7
1.3 Sistemas robóticos en el campo de la medicina.....	10
1.3.1 Cirugía.	10
1.3.1.1 Neurocirugía.....	11
1.3.1.2 Cirugía ortopédica.....	12
1.3.1.3 Laparoscopia general.	14

1.3.2	Procedimientos percutáneos.	17
1.3.3	Cateterización vascular.	18
1.3.4	Radiocirugía.	19
1.3.5	Endoscopia robótica.	20
1.3.6	Ecografía robótica.	21
1.3.7	Sistemas asistenciales.	22
1.3.8	Rehabilitación y entrenamiento.	25
1.4	Consideraciones generales de robots en aplicaciones médicas.	26
1.5	Conclusiones parciales.	29
CAPÍTULO 2. CONTROL DE ROBOTS EN APLICACIONES MÉDICAS.		30
2.1	Sistemas de control en robótica médica.	30
2.1.1	Control de posición y velocidad.	31
2.1.2	Control de fuerza.	33
2.1.2.1	Métodos clásicos de control de fuerza.	34
2.1.2.2	Control híbrido de posición/fuerza.	35
2.1.2.3	Compliance control.	37
2.1.2.4	Control de impedancia.	40
2.2	Aplicaciones robóticas con control de fuerza.	42
2.3	Métodos de control en teleoperación.	49
2.4	Modelos de propagación de fuerzas para aplicaciones en MIRS.	52
2.4.1	Modelo de propagación de fuerzas en el interior del instrumento.	52
2.4.2	Modelo de propagación de fuerzas en el exterior del instrumento.	53
2.5	Sistemas sensoriales de robots para aplicaciones médicas.	53
2.6	Actuadores para aplicaciones robóticas en medicina.	60

2.7 Conclusiones parciales.....	65
CAPÍTULO 3. PERSPECTIVAS DEL EMPLEO DE LA ROBÓTICA MÉDICA EN CUBA.....	67
3.1 Robótica médica en Cuba.	67
3.2 Posibilidades de la robótica médica en Cuba. Análisis económico.....	72
3.3 Conclusiones parciales.....	73
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	75
Conclusiones	75
Recomendaciones	76
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	78
ANEXOS	89
Anexo I Comercialización de las ventas de los robots de servicio.....	89
Anexo II Datos generales de robots médicos.....	90

GLOSARIO

Movilidad o grados de libertad: Número de coordenadas independientes necesarias para definir la posición del mecanismo.

Eslabón: Cuerpo rígido que posee por lo menos dos nodos que son puntos de unión con otros eslabones.

Cinemática: Rama de la mecánica que estudia los movimientos de los cuerpos, con independencia de las fuerzas que lo producen.

Cadena cinemática: Ensamblaje de eslabones y juntas interconectados de modo que produzcan un movimiento controlado en respuesta a un movimiento suministrado.

Configuraciones del robot: Diferentes formas en que pueden combinarse los cuerpos rígidos y articulaciones que forman parte de una cadena cinemática del robot, formando una determinada arquitectura en el espacio de trabajo del robot.

Configuración singular: Posición límite donde el mecanismo gana o pierde grados de libertad, lo que hace al mecanismo no controlable en estas posiciones.

Junta cinemática o Articulación: Punto de unión entre dos o más eslabones, la cual permite algún movimiento entre los eslabones conectados.

Efecto final o plataforma móvil: Último eslabón de un manipulador, diseñado para realizar una tarea específica.

Espacio de trabajo: Conjunto de posiciones y orientaciones que pueden ser alcanzadas por el efecto final del robot.

Coordenadas articulares: Ángulos de cada uno de los actuadores rotacionales (motores eléctricos). Son los ángulos que pueden ser controlados para lograr el posicionamiento de la plataforma móvil.

Teleoperación: conjunto de tecnologías que comprenden la operación o gobierno a distancia de un dispositivo por un ser humano. Por tanto, teleoperar es la acción que realiza un ser humano de operar o gobernar a distancia un dispositivo; mientras que un sistema de

teleoperación será aquel que permita teleoperar un dispositivo, que se denominará dispositivo teleoperado.

Telerrobótica: conjunto de tecnologías que comprenden la monitorización y reprogramación a distancia de un robot por un ser humano. Se hablará entonces de la teleoperación de un robot, que se denominará telerrobot o robot teleoperado.

Realidad virtual: situación o circunstancia que se da cuando un ser humano tiene la sensación de encontrarse en un lugar distinto de donde físicamente está gracias a la información generada exclusivamente por un computador. El entorno que se genera, y en el que el operador se encuentra inmerso se denomina entorno virtual, y la situación de estar en él, también se conoce como presencia virtual.

INTRODUCCIÓN

La robótica, es la unión de conocimientos teóricos y prácticos con el fin de construir sistemas mecánicos articulados capaces de tomar decisiones en beneficio del hombre, ya sea a nivel industrial o en otras áreas, que permita la sustitución del trabajo humano por robots (Fu et al., 1987). Esta ciencia de investigación, estudio y tecnología de los robots, combina diversas disciplinas como son la mecánica, la electrónica, la informática, la inteligencia artificial y la ingeniería de control, que todas en continua evolución, permiten prever a los científicos la disponibilidad, en pocos años, de robots dotados de una gran flexibilidad y capacidad de adaptación al entorno.

En la actualidad se conocen varias definiciones para el término robot, en este trabajo se empleará como concepto de robot: “mecanismo articulado multifuncional diseñado para mover materiales, piezas, herramientas o dispositivos especiales, mediante movimientos variados, programados para la ejecución de distintas tareas”. Estos pueden clasificarse de acuerdo a la composición de su estructura cinemática en tres categorías: robots series, paralelos e híbridos (Simaan, 1999), (Tsai, 1999).

Generalmente, muchos procedimientos en la medicina, se caracterizan por ser intensivos y repetitivos, con altos grados de precisión y exactitud, muy apropiados para ser llevados a cabo con la ayuda de robots. En este contexto, se puede afirmar que la relación directa del sistema robótico con el personal humano (médico o paciente), condiciona las prestaciones de diseño en los lazos de control de movimiento y/o fuerza, así como los requisitos de comportamiento asociados a los mismos; donde el desarrollo de los modelos del robot, la implementación de adecuadas estrategias y esquemas de control, además de apropiados sistemas sensoriales y actuadores, constituyen aspectos a tener en cuenta por parte de investigadores y diseñadores.

Durante los últimos años, a pesar del impacto negativo de la recesión económica global en el mercado de las aplicaciones robóticas, aquellas destinadas a las esferas de los servicios médicos, han experimentado un incremento considerable y se ha fomentado el desarrollo de numerosas e innovadoras investigaciones por parte de especialistas e ingenieros en todo el mundo. Esto se atribuye, al aumento en los avances de tecnología y al mayor crecimiento de la población que necesita de estos servicios de salud (IFR-Statistical-Department, 2013).

Los mayores productores de sistemas robóticos para aplicaciones médicas pertenecen a los países desarrollados, en particular a instituciones y compañías norteamericanas, constituyendo un mercado difícilmente accesible para el país, debido a los efectos del bloqueo económico; a ello se suma, el elevado costo de adquisición de este tipo de robots, cuyos precios pueden llegar a alcanzar hasta millones de dólares por unidad, en dependencia de la aplicación (Service-Robotics-Market, 2013).

Es de destacar, que actualmente el mayor porcentaje de aplicaciones robóticas en la medicina se encuentran destinadas al campo de la cirugía, donde el robot puede actuar de manera activa, semiactiva y pasiva (Simaan, 1999), estando dirigida la tendencia actual a la forma de operación semiactiva, destacándose los procedimientos de manipulación remota (Beasley, 2012).

En el caso particular de la cirugía, Cuba no está exenta de las ventajas que aporta la robótica médica, y de la necesidad de su empleo, pues gracias a los servicios del sistema de salud gratuito, se realizan a diario miles de intervenciones quirúrgicas a lo largo y ancho de nuestro país, por lo que sin dudas se identifica un amplio potencial de aplicación de esta novedosa tecnología.

En particular, en la especialidad de medicina física y rehabilitación, también llamada fisioterapia, estas máquinas cinemáticas como también se les conoce, son diseñadas para asistir el proceso de recuperación de todas (o partes) de las habilidades físico-motoras de un paciente, que posee una determinada discapacidad física o daño músculo-esquelético. En este caso, los robots reducen notablemente la carga física del terapeuta, mejoran la eficacia del tratamiento y aumentan productividad del fisioterapeuta. Adicionalmente, la terapia recuperativa asistida por robots posibilita aumentar las dosis de la terapia, y provee motivación adicional a los pacientes a la hora de ejecutar determinados ejercicios, sobre

todo cuando se emplean interfaces gráficas interactivas de usuario. Debido a la disponibilidad de sensores y facilidades computacionales, se puede incorporar como valores agregados a la aplicación, el manejo y procesamiento de datos, la evaluación computarizada de la evolución del paciente, reportes gráficos, etc.

En nuestro país existe un gran número de salas de rehabilitación, distribuidas en todos los municipios del territorio nacional, donde a diario asisten cientos de pacientes. A ello se suma, el incremento de la población geriátrica en Cuba, que incide en la demanda de las necesidades de rehabilitación. Por otro lado, a nivel mundial, el costo total estimado de los procedimientos de rehabilitación, superan los gastos de cirugía.

Todo lo anterior, implica la factibilidad de efectuar investigaciones, dirigidas al empleo de la robótica para aplicaciones médicas en Cuba y su posible extensión a otros países con los cuales se mantiene colaboración en este sector, como los que integran la ALBA; por lo que resulta muy conveniente, la explotación del potencial científico con que cuenta el país.

Es por ello, que se justifica desde el punto de vista científico, el desarrollo de una investigación dirigida a organizar y recopilar información relativa al empleo de los sistemas robóticos y su funcionalidad en el contexto de las aplicaciones médicas, haciendo hincapié en los esquemas y estrategias de control, los sistemas sensoriales, los actuadores y demás aspectos que pudieran ser de interés a la hora de introducir su posible empleo en nuestro país.

Como antecedentes nacionales, se pueden mencionar las investigaciones que ha venido desarrollando en los últimos años (Rubio et al., 2009), (Izaguirre et al., 2011b), (Izaguirre et al., 2011a), el Grupo de Automática, Robótica y Percepción (GARP) de la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas (UCLV), en conjunto con el Centro de Investigación y Desarrollo de Simuladores (SIMPRO), sobre robots paralelos de dos y tres grados de libertad (g.d.l) accionados por cilindros neumáticos, obteniéndose resultados investigativos concretos, que se pudieran proyectar al desarrollo de robots para aplicaciones médicas. También resulta importante destacar, el prototipo robótico para la rehabilitación del miembro superior de los pacientes afectados por una disfunción motora, desarrollado por el Centro de Biofísica Médica de la Universidad de Oriente. Otro antecedente adicional,

constituye la participación en un Proyecto de la red CYTED de Robótica Médica, del grupo GARP y SIMPRO con otras entidades internacionales.

En dicho contexto, este trabajo de investigación pretende incursionar en las posibilidades del empleo en nuestro país de los robots en aplicaciones médicas, logrando integrar los conocimientos adquiridos en este campo y consecuentemente, extender los logros investigativos hasta el momento consolidados en el control y modelado de robots paralelos, -anteriormente mencionados-, a esta importante esfera de aplicación con un alto impacto en la sanidad.

De lo anterior, se determina como **problema científico**: la inexistencia en Cuba de un conocimiento sistematizado significativo en el campo de aplicación de la robótica en la esfera de la medicina. Se desea en este sentido, el desarrollo de propuestas sobre posibles líneas futuras de investigación, que se puedan iniciar para la explotación de los robots en aplicaciones médicas concretas, particularmente en nuestro país.

Por consiguiente, el presente proyecto de investigación se enmarca dentro del **objeto de investigación** relacionado con la robótica en aplicaciones médicas, formulándose la siguiente:

Hipótesis de investigación: Es posible sistematizar el conocimiento en relación a las aplicaciones médicas de la robótica, a partir de lo cual se pueda evaluar las posibilidades en la investigación y desarrollo de los mismos en este campo, de manera particular en Cuba.

Por lo tanto, se propone como **objetivo general**: Sistematizar el conocimiento en relación a los robots y su funcionalidad en el contexto de las aplicaciones médicas.

Como **objetivos específicos** se establecen los siguientes:

- Analizar los fundamentos teóricos relacionados con los aspectos y temáticas más relevantes en relación con el tema objeto de investigación.
- Evaluar los principales esquemas de control en función de la aplicación médica concreta, haciendo hincapié de manera particular en aspectos tales como: requisitos del lazo, prestaciones, exigencias, normativas, etc.
- Evaluar las exigencias y características de los sistemas sensoriales y actuadores empleados en los robots que se utilizan en las aplicaciones médicas.

- Valorar la aplicabilidad de la robótica en el campo de la medicina, con posibilidades concretas de aplicación en Cuba.

Organización del informe

El siguiente informe se divide en introducción, tres capítulos, conclusiones, recomendaciones, bibliografía y anexos.

En el primer capítulo: se aborda el marco teórico relacionado con la robótica en el campo de las aplicaciones médicas, prestando especial atención a los requerimientos, características, ejemplos, fundamentos básicos y problemáticas asociadas al empleo de estos dispositivos.

En el segundo capítulo: se realiza una evaluación de los sistemas de control, sistemas sensoriales y actuadores, empleados en los robots para aplicaciones médicas, incursionado en los principales lazos de regulación que se implementan en función de la aplicación, así como en las estrategias de control más empleadas, entre otras temáticas.

En el tercer capítulo: se realiza una valoración de la aplicabilidad de la robótica en el campo de la medicina en Cuba, así como de los antecedentes que en este campo existen. Finalmente se evalúan las posibilidades concretas de proyección en el desarrollo de sistemas robóticos para la rehabilitación médica.

CAPÍTULO 1. MARCO TEÓRICO DE LA ROBÓTICA EN APLICACIONES MÉDICAS.

En este capítulo, se aborda en los aspectos relativos a la robótica en el campo de las aplicaciones médicas, enfatizándose en los requerimientos, características, ejemplos, fundamentos básicos y problemáticas asociadas al empleo de estos dispositivos. Adicionalmente se incursiona en los conceptos fundamentales en esta esfera del conocimiento, disponiendo de los basamentos teóricos para asimilar los aspectos que serán tratados en capítulos siguientes.

1.1 Actualidad de la robótica médica.

Si bien la fase de contracción económica en la que se encuentra hoy el mundo y principalmente los países desarrollados, le pasó factura al mercado global de la robótica sobre todo durante el año 2009, el sector de la robótica médica, continuó siendo prácticamente el mismo durante ese período y hoy continúa en ascenso, esto se atribuye, al aumento en los avances de tecnología, y al mayor crecimiento de la población que necesita estos servicios de salud. Las ventas de robots para servicios médicos en 2011 se incrementaron a 1,051 unidades, lo que representó un aumento de 13 % comparadas con el 2010, constituyendo así una porción de 11 % del total de unidades vendidas de los robots de servicios, aquellos que,- según la Federación Internacional de Robótica 'IFR'-, trabajan de manera parcial o totalmente autónoma, desarrollando servicios útiles para el bienestar de los humanos y equipos, pueden ser móviles y con capacidad de manipulación. Las aplicaciones más importantes se encuentran en la cirugía asistida y terapias con 994 unidades vendidas en 2011, 14% más que en 2010. El costo total de las ventas de robots médicos disminuyó ligeramente a 1347 millones de dólares americanos (USD),

representando un 38% del valor de ventas totales de los robots profesionales de servicio. Los robots médicos de servicio son los más costosos, con un precio promedio por unidad cerca del millón de USD, incluyendo accesorios y servicios. Por consiguiente, muchos de los proveedores de robots para aplicaciones médicas también proporcionan contratos de arrendamiento para sus productos. Se estima que el mercado global para robots médicos y equipamiento para cirugías asistidas por computadoras para el año 2016 sea aproximadamente de 3600 millones de USD, con una tasa de crecimiento anual compuesto (CAGR) de 11.1% entre 2011 y 2016; aunque algunos especialistas no se muestran tan optimistas con estas cifras, de todas formas se espera que la innovación del producto controle el crecimiento en años venideros.

Los EE.UU representan el mayor mercado regional en todo el mundo, como fue declarado por el nuevo informe de la investigación de mercado en la robótica médica (Global Industry Analysts, 2013), sin embargo, Asia-Pacífico presenta el crecimiento más rápido de un mercado regional para la robótica médica mundial, representando un CAGR cercano al 12%. Las empresas de mayor incidencia del mercado en este sector incluyen a las compañías: Accuray Inc., Epson Robots, Hansen Medical Inc., Health Robotics S.r.l., Intuitive Surgical Inc., MAKO Surgical Corp., ProSurgics, Mazor Surgical Robotics Ltd., Robosoft, Robotic Systems and Technologies Inc., Integrated Surgical Inc., Titan Medical Inc., Tmsuk Inc., Engineering Services, entre otras (Service-Robotics-Market, 2013).

Actualmente, las instituciones académicas están enfocadas en robots médicos en vías de desarrollo, que puedan comunicarse eficazmente y cumplir con todos los requisitos establecidos en diferentes regulaciones u organismos gubernamentales para la robótica en aplicaciones médicas, y así contribuir a mayores índices de sanidad y confort de los pacientes.

1.2 Requisitos fundamentales de un robot para aplicaciones médicas.

El presente epígrafe se limita solamente a la formulación de los principales requerimientos de la robótica para su empleo en aplicaciones médicas. Esta sección no tiene en cuenta los requisitos adquisición de datos y sistemas de registros o el sistema de pre-operatoria basado en computadora. Algunos de los requisitos se presentan en (Khodabandehloo et al., 1996) y

se encuentran implícitos en (Simaan, 1999). Con el fin de asegurar el éxito de un robot médico, deben cumplirse cuatro requisitos fundamentales.

El primer requisito y más importante es la seguridad, integrada por los siguientes criterios:

1) Control eficaz: El robot debe permitir, en todas sus configuraciones, el control efectivo de la herramienta con la velocidad y las fuerzas asociadas a los regímenes de control establecidos.

2) Área de trabajo limitada: El robot debe tener un espacio de trabajo limitado con el fin de evitar colisiones peligrosas entre las partes móviles y el personal médico o el paciente.

3) Fuerzas limitadas o retroalimentación de fuerza: En aplicaciones donde el robot está activo en la realización de procedimientos quirúrgicos o de otra índole, que incluyan tareas táctiles, la fuerza aplicada por la herramienta debe ser limitada. Alternativamente, en aplicaciones en las que el robot actúa como un esclavo, el mismo debe transmitir una máxima cantidad de datos sensoriales al cirujano o al personal competente acerca de las fuerzas ejercidas sobre la herramienta. Este requisito es esencial, por ejemplo, en el proceso de corte de huesos donde se requieren diferentes niveles de fuerza en las distintas etapas del corte (Harris et al., 1997b).

4) Inmunidad contra interferencias magnéticas y eléctricas de otros instrumentos y equipamientos, en especial quirúrgicos.

5) Opción de control completo: En aplicaciones en las que el robot realiza tareas automatizadas, el programa de control debe permitir que el cirujano, en cualquier fase de la tarea, pueda interrumpir el proceso de ejecución automática y asumir el control manual.

6) Características de seguridad ante fallos: Los sistemas más fiables fallarán inevitablemente en algún momento de su servicio. Partiendo de esta premisa el robot debe ser compatible con un modo a prueba de fallos. Esto incluye el mantener la posición de la herramienta cuando la fuente de alimentación se interrumpe, limitando la velocidad e incluso la fuerza del elemento terminal cuando el programa de control falla.

7) Comportamiento seguro cerca de las configuraciones singulares: La planificación de trayectoria del robot debe evitar pasar cerca de las configuraciones singulares. Sin embargo, en los casos en que el robot actúa como un esclavo, el cirujano puede manipular el mismo

en las cercanías o incluso en configuraciones singulares. Por lo tanto, la arquitectura del robot debe proporcionar señales de aviso para el cirujano de que se acerca a una singularidad.

El segundo requisito asociado a un robot médico es la compactación en tamaño y ligereza, esto asegura que el robot no consuma una gran cantidad de espacio esencial, por ejemplo en el área relativamente limitada de una sala de operaciones y además facilita la reubicación del robot en diferentes posiciones para diferentes tareas.

El tercer requisito es el funcionamiento simple o la fácil operatividad, con el fin de mejorar la curva de aprendizaje de los nuevos cirujanos.

El último, pero no menos importante, es el requisito para una fácil esterilización. Este requisito es crítico, sobre todo en cirugía ya que cualquier herramienta en el quirófano, debe estar esterilizada o cubierta con paños estériles a fin de evitar infecciones.

A modo de resumen se presenta en la figura 1, los requisitos fundamentales asociados a un robot médico.

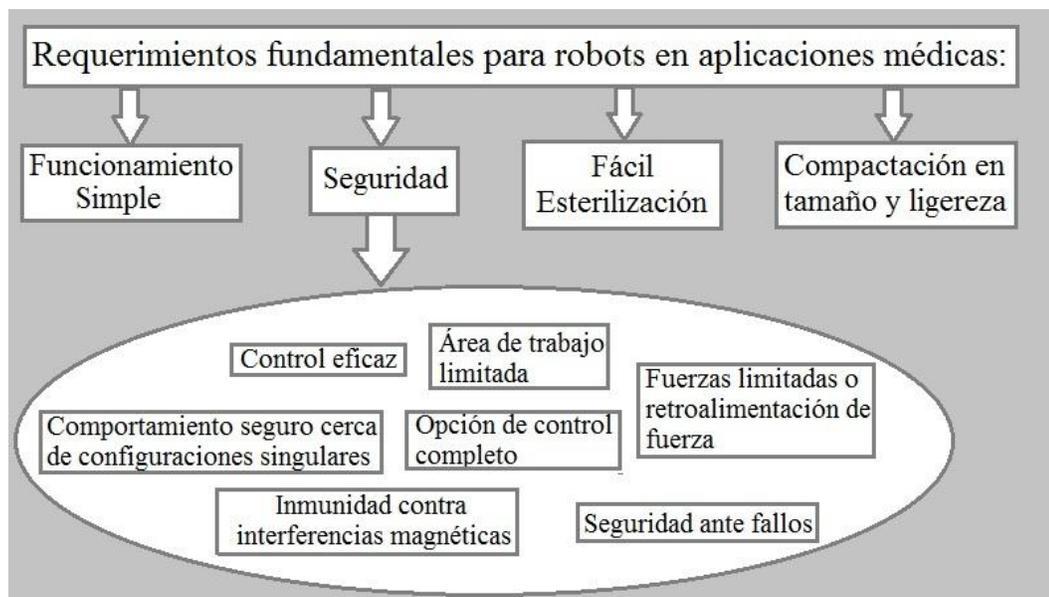


Fig. 1: Requerimientos fundamentales para robots en aplicaciones médicas.

1.3 Sistemas robóticos en el campo de la medicina.

La gran variedad de sistemas robóticos para aplicaciones médicas que han surgido en el transcurso de los años hasta los momentos actuales, se clasifican en: robots para asistir al personal médico en tareas de diagnóstico, terapia, exploración y cirugía, entre otras; y robots para asistir a las personas en el mejoramiento de su calidad de vida, mediante terapias clínicas de rehabilitación neuromotoras, entrenamientos físicos e incremento de su independencia personal, para aquellas con discapacidades. A continuación, se exponen ejemplos relevantes de estos mecanismos en diferentes contextos de la medicina.

1.3.1 Cirugía.

La cirugía robótica o cirugía robotizada comprende la realización de cirugía utilizando robots y es una nueva tendencia en la medicina actual, que tiene como objetivo dotar al cirujano de una alta precisión y accesibilidad, brindadas por estos mecanismos. La introducción de un asistente robótico como parte integrante de la matriz de la herramienta quirúrgica, proporciona al cirujano varias ventajas; entre ellas la descarga de las tareas de rutina, el aumento de la exactitud en el posicionamiento de los instrumentos, la selección precisa de la zona de corte, además de la reducción del número de asistentes humanos en la sala de operaciones y con ello la disminución de temblores, fatiga o factores psicológicos, que afectan negativamente al personal en la realización de una operación y en adición a ello, el poder trabajar a distancia. Por otra parte, le posibilita al paciente, beneficiarse con incisiones de menor tamaño, pérdidas sanguíneas reducidas, disminución del dolor y del tiempo de recuperación.

Existen tres enfoques principales para la cirugía asistida por robots (Simaan, 1999), estos son:

- El enfoque de *ejecución activa*, en donde el robot realiza activamente los procedimientos quirúrgicos tales como corte de hueso y trituración como en el trabajo presentado por (Kazanzides et al., 1995) donde un robot serie se usa en el fresado del hueso fémur para el implante en una prótesis de rodilla y el caso de un robot paralelo (plataforma de Stewart) que se utiliza para la cirugía de cadera.(Brandt et al., 1997).
- El enfoque de *ejecución semi-activa*, donde el robot se utiliza como una herramienta de ayuda durante la cirugía, para tareas tales como: la orientación exacta de las incisiones

quirúrgicas sin llegar a realizarlos y el sostén de la herramienta quirúrgica, mientras que el cirujano mueve la herramienta, para impedir que el mismo se mueva fuera de las regiones deseadas. Ejemplos de este enfoque se presentan en (Harris et al., 1997b), (Ho et al., 1995) y (Kienzle III et al., 1996) en la cirugía de reemplazo total de rodilla. Otros sistemas soportan ambos tipos de enfoques (activos y semi-activos) (Brandt et al., 1997).

- El enfoque *ejecución pasiva*, en cual el robot es simplemente una herramienta movida directamente por el cirujano en el modo de manipulación remota como en (Grace et al., 1993) y (Jensen et al., 1994) que utiliza un robot paralelo de seis grados de libertad en el campo de la cirugía oftalmológica.

1.3.1.1 Neurocirugía.

La neurocirugía es la especialidad médica que se encarga del manejo quirúrgico de determinadas patologías del sistema nervioso central, periférico y vegetativo, incluyendo sus estructuras vasculares. Generalmente estos procedimientos quirúrgicos, consisten en acceder a un objetivo cubierto por tejidos muy delicados, una actividad que se beneficia de la capacidad de los robots para realizar movimientos precisos y exactos sobre la base de imágenes médicas (Najarian et al., 2011). La primera neurocirugía robótica fue en 1985, donde el robot PUMA 560 fue utilizado para insertar una aguja en una biopsia cerebral utilizando como guía un tomógrafo computarizado (Kwoh et al., 1988), este sistema era capaz de mover un objeto y colocarlo en cualquier orientación deseada; siendo el concepto básico múltiararticulado del PUMA la base de la mayoría de los robots actuales. En 1991, el robot Minerva (Universidad de Lausanne, Suiza) fue diseñado para dirigir herramientas dentro del cerebro bajo la guía de una tomografía computarizada (TC) de tiempo real (Glauser et al., 1995). Los robots para neurocirugía disponibles en la actualidad, exhiben un propósito similar al de los sistemas históricos, con posicionamiento y orientación de las cánulas u otras herramientas guiadas por imágenes.

El NeuroMate diseñado para la estimulación cerebral profunda, electroencefalografía estéreo-táctica, estimulación magnética transcraneal, radiocirugía, neuroendoscopia y biopsia, presenta precisiones sub-milimétricas para una configuración basada en tramas y seguimiento por infrarrojos (Li et al., 2002).

En el sistema robótico Pathfinder, el cirujano especifica un objetivo y la trayectoria en una imagen preoperatoria médica, y las guías del robot con el instrumento en la posición deseada con una precisión sub-milimétrica (Deacon et al., 2010). Los registros usados del robot incluyen guías de agujas para biopsias y de ejercicios para realizar orificios de trepanación (Brodie and Eljamel, 2011).

El Renaissance (Renacimiento) de Mazor Robotics está diseñado para la cirugía de la columna vertebral y cerebrales (Joskowicz et al., 2011). El dispositivo consta de un robot del tamaño de una lata de refresco, que se puede montar directamente sobre la columna vertebral y proporciona una herramienta de orientación basada en software de planificación para los diversos procedimientos, incluyendo las correcciones de deformidad, biopsias, cirugías mínimamente invasivas y procedimientos de colocación de electrodos. El Renaissance incluye como complemento (add-on) un fluoroscopio para los brazos existentes denominados C-arms, que ofrecen imágenes en 3D para la verificación intraoperatoria de la colocación del implante y de la ubicación de la herramienta (Devito et al., 2010).

1.3.1.2 Cirugía ortopédica.

El beneficio esperado de la asistencia del robot en ortopedia es la exacta y precisa resección ósea (Yang et al., 2010), (Lang et al., 2011). A través de una buena resección ósea, los sistemas robóticos pueden mejorar la alineación de implante con el hueso y aumentar el área de contacto entre ambos, mejorando la funcionalidad y longevidad del implante. Los robots ortopédicos hasta ahora se han dirigido para reemplazos o repavimentación en la cadera y la rodilla (con la excepción del Renaissance y su uso en la columna vertebral).

La asistencia robótica inicial para la ortopedia llegó a través de Robodoc, usado por primera vez en 1992 para el reemplazo total de cadera. Robodoc ha recibido la Marca CE 1996, y la aprobación de la FDA para el reemplazo total de cadera en 1998 y reemplazo total de rodilla 2009, (Schulz et al., 2007). Este robot se usa en conjunto con OrthoDoc, un planificador quirúrgico, con el cual el cirujano planea el fresado o la compresión de hueso que está basado sobre TC preoperatorio, luego el robot realiza automáticamente el fresado en función del plan quirúrgico. Debido a los movimientos autónomos en este tipo de robots, se crearon preocupaciones sobre la seguridad del paciente y el doctor; para resolver esta

problemática, Robodoc incorpora un sistema de detección de fuerzas en todos los ejes, así como un sensor de fuerza de seis ejes en la muñeca.

El CASPAR (Computer Assisted Surgical Planning and Robotics) fue otro sistema robótico para la cirugía de rodilla y cadera, que realizaba automáticamente la perforación y el fresado de hueso desde un plan preoperatorio basado en datos de TC, (Beasley, 2012).

El brazo robótico RIO es utilizado para la implantación de componentes en las rodillas y la artroplastia femoral (Pearle et al., 2010). Como parte de la tendencia de prescindir de robots con movimientos autónomos, ambos el RIO y el cirujano sostienen la herramienta quirúrgica, que se mueve sobre el sitio quirúrgico. El brazo está diseñado con baja fricción y poca inercia, de modo que el cirujano puede mover fácilmente la herramienta (Rosen et al., 2011), aspecto muy útil en el entrenamiento quirúrgico.

El robot iBlock se monta directamente en el hueso, para impedir cualquier movimiento relativo entre el robot y el hueso; y se alinea una guía de corte que el cirujano utiliza para realizar manualmente cortes planos sobre la base de un plan preoperatorio (Plaskos et al., 2005). Su empleo reduce el tiempo quirúrgico y el aumento de precisión de corte en comparación con la navegación a mano alzada del bloque de cortes (Koulalis et al., 2010).

Por su parte, el robot Navio PFS no requiere una exploración de TC para reemplazo del cóndilo en la rodilla, sino que utiliza planificación intraoperatoria (Brisson, 2008). Durante el procedimiento se le realiza seguimiento a la herramienta de perforación, y la broca es retraída cuando barrena el volumen de corte previsto.

El Stanmore Sculptor (figura 2) es un sistema sinérgico similar al RIO, con restricciones activas para mantener al cirujano en el espacio de trabajo previsto y además incorpora el modelo 3D en la interfaz de la planificación quirúrgica de implante, para garantizar una preparación adecuada de la superficie del hueso (Yen and Davies, 2010).



Fig. 2: Sistema robótico Stanmore Sculptor.

1.3.1.3 Laparoscopia general.

La Laparoscopia, -también conocida como cirugía mínimamente invasiva-, es una técnica diagnóstica y terapéutica basada en sistemas de visión y manipulación especiales introducidos en la cavidad pélvica-abdominal a través de incisiones puntiformes habitualmente entre 0,5 y 1,5 centímetros (Harrell and Heniford, 2005). Esta práctica, reduce significativamente el trauma de los pacientes en comparación con los tradicionales procedimientos “abiertos” o laparotomía, en los que el cirujano accede directamente al sitio quirúrgico; minimizando así la morbilidad y la duración de la estancia hospitalaria, pero a costa de una mayor complejidad en la tarea médica (Dogangil et al., 2010).

La asistencia robótica para cirugía de tejidos blandos se llevó a cabo por primera vez en 1988 utilizando un robot industrial para eliminar activamente tejido blando durante la resección transuretral de la próstata (Davies, 2000). Posteriormente la experiencia proporcionó el impulso para un sistema de investigación “Probot”, con el mismo propósito (Harris et al., 1997a).

Los sistemas comerciales robóticos para la laparoscopia comenzaron en 1993 para el soporte de endoscopios (Ballantyne, 2002). En 1995, Computer Motion combinado dos brazos robóticos para sujeción de herramientas con Aesop crea el sistema Zeus (Sung and Gill, 2001). Técnicamente, el Zeus (figura 3) no es un robot, ya que no sigue movimientos programables, sino que es un telemanipulador remoto asistido por ordenador con brazos robóticos interactivos. Para mejorar la precisión en el movimiento de la herramienta, los

filtros del Zeus eliminan el temblor de mano, y pueden realizar grandes movimientos de mano a escala por el cirujano y movimientos precisos por la herramienta. En 2003, Intuitive Surgical Inc. y Computer Motion se fusionaron, llevando a cabo la interrupción del Zeus. Este sistema se usó en la Operación Lindbergh, la primera cirugía realizada con el cirujano y el paciente separados por una distancia de varios miles kilómetros (Marescaux et al., 2001).



Fig. 3: Sistema robótico Zeus.

El sistema “Da Vinci” (figura 4) desarrollado por Intuitive Surgical Inc., es similar al Zeus, pero con mayores mejoras tecnológicas, consiste en un sistema teleoperado, en el que el cirujano manipula los controles del instrumento en una consola y en los brazos robóticos se refleja esa manipulación con movimientos a escala y reducción del temblor. Se utiliza comúnmente para la prostatectomía radical, aunque está autorizado para distintos procedimientos de laparoscopia general (Bodner et al., 2004). El “Da Vinci” es el único robot quirúrgico con más de mil sistemas instalados en todo el mundo y ha sido vendido en cuatro modelos hasta ahora: Norma (1999), S (2006), Si (2009), y Si-e (2010) (Shah and Abaza, 2011), cuya evolución se ha enfocado cada vez más en una mejor visualización, refinación de los controladores de instrumentos, ergonomía y facilidad para el cirujano en su entrada al sistema, pero ha contribuido al aumento de su elevado costo inicial y por tanto a la reducción del acceso de los pacientes. Los modelos SI y SI-e permiten además el uso de una consola dual para la formación y la colaboración médicas en tiempo real (Jeong et al., 2012). Adicionalmente, si se cuenta con una consola de los dos modelos más recientes, se puede implementar el producto complementario “Da Vinci Skills Simulator”, que practica operaciones en un entorno virtual (Lerner et al., 2010). El Intuitive Surgical Inc. ha

desarrollado además la plataforma Single-Site para el modelo Si, que pasa dos herramientas semirrígidas y el endoscopio a través de un único puerto multicanal, reduciendo el número de incisiones pero impidiendo la articulación EndoWrist (Kroh et al., 2011).



Fig. 4: Sistema robótico Da Vinci.

El robot FreeHand es un soporte de endoscopio de nueva generación desarrollado por Freehand 2010 Ltd., en 2009. El brazo es más compacto, fácil de instalar, y más barato que su predecesor el EndoAssist. Además, el movimiento del endoscopio es controlado por suaves movimientos de cabeza realizados por el cirujano, que se rastrea con un sistema óptico (Beasley, 2012).

La compañía SOFAR S.p.A ha desarrollado el Telelap ALF-X (figura 5), un sistema robótico quirúrgico de cuatro brazos, para competir con el Da Vinci, hasta ahora probado exitosamente con animales. El robot utiliza seguimiento óptico para controlar la vista endoscópica y permitir a la activación de los diversos instrumentos. En comparación con el Da Vinci, el sistema mueve la base de los manipuladores fuera de la cama alrededor de 80 cm (Stark et al., 2012).



Fig. 5: Sistema robótico Telelap ALFX.

1.3.2 Procedimientos percutáneos.

Los procedimientos percutáneos sin catéteres emplean agujas, cánulas y sondas para biopsias, drenajes, administración de fármacos, y destrucción de tumores. La orientación precisa durante la ejecución de estas rutinas, se ve afectada por desplazamientos de tejidos blandos, que se producen debido a la respiración del paciente, los cambios en la postura o las fuerzas de los tejidos ejercidas durante la inserción. Debido a que el modelado de tejidos es excesivamente complejo, se emplean imágenes tridimensionales intraoperatorias para el correcto direccionamiento de la herramienta hacia el objetivo (DiMaio and Salcudean, 2003).

Un ejemplo de este tipo de sistemas, constituye el brazo robótico InnoMotion (Melzer et al., 2008), que fue diseñado para trabajar dentro de un tomógrafo computarizado o de una máquina para resonancia magnética, (Li et al., 2011). El brazo (figura 6) es accionado neumáticamente y la captación de las articulaciones es a través de encoders compatibles con resonancia magnética (Zangos et al., 2011).



Fig. 6: Sistema robótico InnoMotion.

El robot CT-BOT (LSIIT, Strasbourg), 2005 es un sistema paralelo tele-operado de 5 grados de libertad, que incorpora 2 g.d.l adicionales para el sistema esclavo de inserción de aguja, realiza técnicas mínimamente invasivas propias de radiología intervencionista vía percutánea, presenta actuadores piezoeléctricos y sistema de imagen de tomografía computarizada para el objetivo y la compensación de movimientos fisiológicos (Maurin et al., 2006).

1.3.3 Cateterización vascular.

La cateterización vascular se utiliza para diagnosticar y tratar diversas enfermedades cardíacas y de vasos sanguíneos, incluyendo las mediciones directas de presión, las biopsias, así como la ablación de la fibrilación auricular. Entre los posibles beneficios del uso de catéteres robóticos dirigibles se encuentra la reducción de las fuerzas ejercidas sobre la vasculatura (arreglos de vasos sanguíneos) por la punta del catéter, el aumento de precisión en la posición del catéter y la teleoperación.

El Sensei X (figura 7), utiliza dos vainas o tubos proteccionistas dirigibles, una dentro de la otra, para crear un apretado radio de curvatura (Riga et al., 2009) y son dirigidas a través de un sistema de poleas operado remotamente. El sensor de fuerzas IntelliSense permite la estimación constante de las fuerzas de contacto, que se comunican visualmente, así como a través de una retroalimentación vibratoria a la mano del cirujano en el " joystick 3D".



Fig. 7: Sistema robótico InnoMotion

El robot Niobe, es un sistema para la navegación magnética remota, en el que se utiliza un campo magnético para guiar la punta del catéter. El campo magnético es generado por dos imanes permanentes contenidos en carcasas o cubiertas en cualquier lado de una mesa para fluoroscopia (figura 8). El cirujano manipula un joystick para especificar la orientación deseada de la punta del catéter, provocando variar las orientaciones de los imanes bajo el control por ordenador, y controlando de este modo el campo magnético. Un segundo joystick controla el avance o retracción del catéter (Chun et al., 2007).



Fig. 8: Sistema robótico Niobe.

1.3.4 Radiocirugía.

La radiocirugía es como se denomina el procedimiento médico de radioterapia en que se administran haces finos de radiación ionizante hacia el paciente, generados en unidades de mega-voltaje, mediante múltiples campos convergentes y conformados, con lo cual se consigue irradiar dosis elevadas y localizadas con precisión, en una área o estructura anatómica específica, evitando la administración de dosis tóxicas a los tejidos adyacentes, actualmente es muy común para el tratamiento de tumores (Schulz and Agazaryan, 2011).

El CyberKnife (figura 9), es un sistema de radiocirugía sin marco que consiste en un brazo robótico que sostiene un acelerador lineal, una mesa robótica de pacientes con seis g.d.l. llamada RoboCouch y un sistema de imágenes de rayos X que puede tomar imágenes en tiempo real en dos orientaciones ortogonales al mismo tiempo, que se compara con una TC (Gagnon et al., 2009). En tareas que requieren gran precisión, donde los objetivos se desplazan levemente debido a movimientos del paciente, como la respiración, donde el sistema sincrónico opcional puede rastrear ópticamente la superficie del tejido y predecir el movimiento del objetivo, facilitando la toma de acciones correctivas (Hoogeman et al., 2009).



Fig. 9: Sistema robótico CyberKnife.

El Novalis con TrueBeam STx (figura 10), es también un sistema sin marcos con un acelerador lineal, pero con colimadores micro-multiláminas para la conformación del haz (Chang et al., 2011). El sistema de suministro incluye también como del haz de TC y el paciente se coloca en posición en la parte superior de un sofá robótico de seis grados de libertad. Las principales diferencias entre el Cyberknife y el Novalis son que la fuente de radiación Cyberknife tiene más g.d.l para ser orientada en torno al paciente, mientras que el Novalis puede moldear al haz de radiación y reducir la dosis fuera del campo radiado (Abacioglu, 2012).



Fig. 10: Sistema robótico Novalis con TrueBeam STx.

1.3.5 Endoscopia robótica.

La endoscopia es una técnica diagnóstica de exploración visual de una cavidad o conducto del organismo, que se utiliza sobre todo en medicina y se encuentra generalizada en el mundo, aunque su uso mediante robots solo es propio de algunas instituciones pertenecientes a países con altos índices de desarrollo. Los Endo robots, como se les conoce, son sistemas de tamaños reducidos que operan y navegan dentro del cuerpo humano, para realizar determinadas tareas endoscópicas, pero se prevé que en el futuro próximo sean capaces de efectuar funciones adicionales.

El Pisa Intestinal Worm (figura 11), es un sistema mini-robótico multifuncional para proyectos endoscópicos, especialmente para la colonoscopia, donde resulta muy útil en la detección del cáncer de colon y otras enfermedades. El mecanismo, como su nombre lo indica tiene forma de gusano, con 90 mm de largo y 18 mm de diámetro, y presenta tres modos de locomoción (Cepolina and Michelini, 2004).

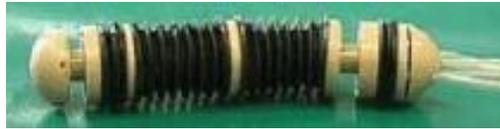


Fig. 11: Sistema mini-robótico Pisa Intestinal Worm.

El VIKY de EndoControl, es un robot endoscópico ligero para mantener y mover el endoscopio según los órdenes del cirujano, típicamente en operaciones digestivas, urológicas y ginecológicas. Contiene varios sistemas de control intuitivos de usuario como control de voz, de pie y el instrumento innovador que rastrea el sistema, que garantizan la estabilidad y presión en los movimientos de endoscopia durante el desarrollo de la actividad quirúrgica (EndoControl, 2012).

1.3.6 Ecografía robótica.

La ecografía, ultrasonografía o ecosonografía, es un procedimiento de imagenología que emplea los ecos de una emisión de ultrasonidos dirigida sobre un cuerpo u objeto como fuente de datos para formar una imagen de los órganos o masas internas con fines de diagnóstico. Actualmente, se usa con mucha frecuencia para visualizar fetos en formación y su empleo está extendido en todos los países, pero solo en algunas instituciones médicas de punta, estos procedimientos son llevados a cabo por robots.

El Hippocrate (Pierrot et al., 1999), es un sistema robótico para realizar exámenes de ultrasonido y puede ser utilizado en el tratamiento de enfermedades cardiovasculares. El sistema funciona en dos modos, uno para el aprendizaje, y uno para la medición (o automático). El primer prototipo del robot era un robot industrial, pero posteriormente, la compañía SINTERS desarrolló el sistema robótico Hipócrates de seis g.d.l (figura 12), de tipo antropomorfo, suspendida sobre la cama del paciente.

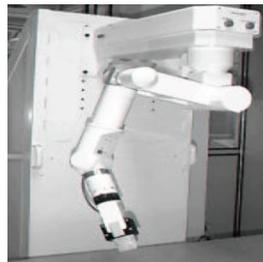


Fig. 12: Sistema robótico Hippocrate.

El robot Salcudean (figura 13), es un sistema tele-operado con un manipulador esclavo 6 g.d.l. que le permite al operador posicionar eficazmente la sonda para ultrasonido, evitando que el especialista esté en posiciones incómodas durante mucho tiempo, resultando idóneo para exámenes en la arteria carótida. Inicialmente, era controlado mediante una palanca de mando, pero en la actualidad esa función es asumida por un ratón y se estima que en un futuro cercano, este dispositivo sea háptico. La mayor parte de su peso y su motor están situados en su base, el brazo es ligero y equilibrado, que son los elementos positivos del dispositivo de seguridad (Salcudean et al., 1999).



Fig. 13: Sistema robótico Salcudean

El SYRTECH (Gourdon et al., 1999a), es un sistema robótico de tele-ecografía para aplicaciones cardiacas. Se compone de una estación maestra que recibe las imágenes ultrasónicas remotas, transmitidas por la esclava que manipula la posición de la sonda. El sistema fue validado por escáneres cardiacos y se ha empleado en la realización de pruebas utilizando comunicación vía satélite. El diseño mecánico fue construido especialmente para reproducir los movimientos de rotación realizados durante el examen de ultrasonido del corazón. Una nueva arquitectura del robot fue diseñada desde el primer prototipo, resultando en un robot esclavo pre-industrial con 4dof llamado Teresa (Courregès et al., 2001).

1.3.7 Sistemas asistenciales.

Los sistemas robóticos para asistencia están diseñados para permitir mayor autonomía a las personas discapacitadas, -entre ellas los ancianos-, posibilitando así el mejoramiento de la calidad de vida del paciente y cubriendo un amplio rango de las tareas cotidianas, dentro de ellos se incluyen prótesis y exoesqueletos modernos. En 1992, el Handy 1, se convirtió en el primer robot de asistencia comercial, el cual interactuaba con diferentes bandejas según

la tarea y era controlado por un interruptor de entrada para seleccionar la acción deseada (Topping and Smith, 1999).

El Neater Eater un dispositivo modular que lleva cucharadas de comida de un plato a la boca de una persona, y se puede controlar manualmente o por medio de interruptores de la cabeza o el pie (figura 14). Los sistemas más generales cuentan con brazos de muchos g.d.l., tal como el Exact Dynamics' iARM, un brazo robótico con una pinza de dos dedos, que se adhiere a sillas de ruedas eléctricas y puede ser controlado a través teclado, joystick o botón (Beasley, 2012).



Fig. 14: Sistema robótico Neater Eater.

El Smart Walker GUIDO (figura 15), desarrollado por Haptica, Dublin y Univ. Polytech, Madrid es un sistema que permite la translación de personas con pérdidas del equilibrio u otras dificultades para caminar. Posibilita el apoyo de peso físico del usuario y es dirigido por este, con la ayuda para evitar los obstáculos (Rodríguez-Losada et al., 2010).



Fig. 15: Sistema robótico Smart Walker GUIDO.

El Care-O-Bot® 3 (figura 16), es un robot móvil con un brazo manipulador altamente flexible de siete g.d.l., que acerca comidas y bebidas, responde a la voz y tiene comunicación con servicios asistenciales y ciudadanos, además de monitorización de constantes vitales y gestión de alarmas médicas (Graf and Reiser, 2011).



Fig. 16: Sistema robótico Care-O-Bot® 3.

El HelpMate es un sistema robótico de transportación de materiales diseñado para hospitales o instituciones médicas de alto nivel en países del primer mundo (figura 17). Este robot es autónomo con visión ultrasónica e infrarroja, que le permite evadir obstáculos y recorrer todos los vestíbulos del centro dónde se encuentren, siguiendo un mapa histórico en su memoria. Elimina tareas monótonas y de escasa motivación como el transporte de historiales médicos, muestras de análisis, alimentos para los pacientes, entre otras (Advanced-Technology-Program, 2005).



Fig. 17: Sistema robótico HelpMate.

En la actualidad, existen diversas prótesis controladas por microprocesador sobre todo para la rodilla y la mano. Por ejemplo, la actual generación de prótesis de rodilla es la C-leg, que está diseñada para ajustar automáticamente la dinámica de la fase de balanceo y mejorar la estabilidad durante la fase de apoyo mediante el control de la flexión de la rodilla (Seymour et al., 2007). Un patrón de prótesis de mano es la I-limb Ultrahand por Touch Bionics, la primera comercialmente disponible con cinco dígitos propulsados individualmente y controlados a través de señales bioeléctricas generadas por los músculos en la porción restante de la extremidad del paciente (Otr et al., 2010).

Para los usuarios de sillas de ruedas, el ReWalk es un exoesqueleto de asistencia, que permite a los usuarios estar de pie, caminar y subir escaleras. Este sistema se dirige a través de un control remoto montado en la muñeca y un sensor de detección de la postura (Low, 2011).

1.3.8 Rehabilitación y entrenamiento.

Los sistemas de rehabilitación pueden ser similares a los sistemas de asistencia, pero están diseñados para facilitar la recuperación mediante la entrega de terapia y medición del progreso del paciente, a menudo después de una apoplejía (Hillman, 2004). Los robots reducen notablemente la carga física del terapeuta, así como mejoran la eficacia y productividad del tratamiento. Adicionalmente, la terapia recuperativa asistida por robots posibilitará evaluar las dosis de la terapia, proveyendo motivación psíquica. Las dificultades para robots de rehabilitación en desarrollo y sus posibles usos futuros son investigados por (Ceccarelli, 2011).

El Mobility System, es un dispositivo robótico portátil que mueve el brazo del paciente en respuesta a sus señales musculares, creando así retroalimentación para facilitar la reeducación del músculo (Beasley, 2012).

El InMotion es un brazo robótico que mueve, guía o perturba el brazo del paciente dentro de un área de trabajo plana, mientras que graba movimientos, velocidades y fuerzas para evaluar el progreso (Waldner et al., 2008).

El ARM Guide (Assisted Rehabilitation and Measurement Guide), es un robot con un solo actuador, para evaluar y tratar la lesión en el brazo del paciente después de un golpe, contrayendo y tratando de alcanzar movimientos lineales, que pueden ser orientados dentro de planos verticales u horizontales (Reinkensmeyer et al., 2000).

El RiceWrist (figura 18), es sistema de estructura paralela que constituye una modificación del exoesqueleto MAHI (Gupta and O'Malley, 2006) que une con MIME y mantiene una variedad de modos de la interacción que el terapeuta puede seleccionar para el paciente. Este sistema permite la reproducción de la mayor parte del área de trabajo de la muñeca y el antebrazo humano, además posibilita fuerzas isotrópicas y altos niveles de torque a la salida, requeridos durante el entrenamiento o la rehabilitación (Gupta et al., 2008).

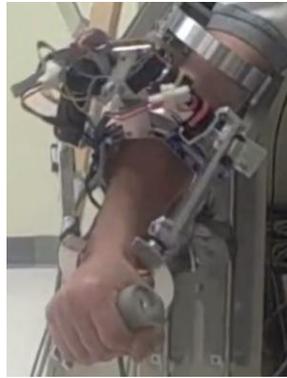


Fig. 18: Sistema robótico RiceWrist.

En el sistema Lokomat (figura 19), el paciente queda suspendido en un arnés sobre una cinta de marcha y sus piernas son recubiertas y movidas,- de acuerdo las órdenes del sistema de control-, por la ortosis robotizada. Se basa en el hecho de que la marcha responde a un patrón repetitivo en el que intervienen cerebro y espina vertebral y consigue que el sistema nervioso entrene a otras neuronas para esta acción, sustituyendo a las dañadas; y posibilitando la recuperación del andar (RIC, 2013).



Fig. 19: Sistema robótico Lokomat.

1.4 Consideraciones generales de robots en aplicaciones médicas.

El desarrollo y aplicación de los sistemas robóticos en el campo de la medicina, implica una alta eficiencia, seguridad y exacto posicionamiento del elemento terminal del robot, independientemente de su arquitectura (serie o paralela). Por consiguiente las exigencias cinemáticas y dinámicas, no solo en el modelado, sino también en el comportamiento de tales sistemas, resultan altamente rigurosas.

El diseño, construcción y control de estos robots, requiere de significativos esfuerzos encaminados a cumplir con las especificaciones de comportamiento, exactitud y seguridad;

donde las áreas de mayor aplicación se encuentran en las esferas de cirugía, de rehabilitación y de asistencia.

En el contexto de las aplicaciones médicas (de manera distinta al contexto industrial), los robots se emplean en conjunto con interfaces de usuario que proveen imágenes médicas en tiempo real de la ubicación del elemento terminal del robot, lo cual sirve de guía al usuario (retroalimentación visual).

En el campo quirúrgico, los robots generalmente trabajan en un entorno muy limitado, donde comúnmente se accede mediante pequeñas incisiones efectuadas en los pacientes (mínimo acceso). Aquí los lazos de control del robot deben garantizar, no solo un preciso posicionamiento del sistema, sino también un adecuado manejo de la herramienta médica, con retroalimentación táctil de fuerza o torque, por lo que se asocian sistemas sensoriales que garanticen cumplir con estas funcionalidades.

Por su parte, en la robótica de rehabilitación los sistemas se diseñan para ayudar a los pacientes en el desarrollo de una fuerza o movimiento, siendo programados acorde con las necesidades, restricciones y especificaciones asociadas al proceso de rehabilitación de cada individuo. Para ello existen dos formas básicas de tratamiento: el pasivo y el activo; donde el control de torque/fuerza, posicionamiento/velocidad y seguimiento de trayectoria, tanto en el espacio articular como en el cartesiano, constituyen los requisitos más exigidos a los lazos de control; en muchos casos incorporándose sistemas sensoriales para garantizar la retroalimentación de fuerza (force-feedback) y posicionamiento espacial. Este tipo de robótica permite combinar una serie de capacidades, entre ellas las sensoriales, motoras y cognitivas.

De las dos arquitecturas de robots, es decir, aquellos en serie y en paralelo, cuyas principales diferencias se muestran en la Tabla 1, la que más cumple con los requisitos fundamentales para aplicaciones médicas es la arquitectura paralela. En contraste con la voluminosa arquitectura serial, las estructuras paralelas son compactas y ligeras, por lo que simplifican la reubicación del robot en la sala de operaciones u otras áreas dentro de la institución, ahorran espacio necesario, y permiten la fácil esterilización, cubriendo el robot con una cortina cerrada.

El volumen de trabajo relativamente pequeño de los robots paralelos,- aquellos cuya estructura mecánica, que enlaza a la base fija con el elemento terminal, está compuesta por dos o más cadenas cinemáticas cerradas (Merlet, 2006b)-, es considerado una desventaja en las aplicaciones industriales, sin embargo, esta condición puede introducir un importante elemento de seguridad en el contexto médico. Los robots paralelos proporcionan precisión con un precio bajo si se les compara con robots seriales con el nivel de precisión similar, sin olvidar que algunos niveles de precisión no se pueden conseguir con los robots serie. Además, los robots paralelos se comportan seguramente cerca de la singularidad. Cuando el robot traza un camino hacia una configuración singular, las fuerzas requeridas desde los actuadores alcanzan valores elevados. Consecuentemente, el control de la corriente eléctrica de los motores del actuador, da una advertencia fiable que prohíbe acercarse configuraciones singulares. En los robots seriales, las configuraciones singulares son asociadas con valores muy altos de velocidades articulares y esto introduce un elemento peligroso (Izaguirre, 2012).

Tabla 1: Diferencias principales entre los robots series y paralelos.

Descripción	Robot Serie	Robot Paralelo
Modelado Dinámico	Laborioso, complejo	Muy laborioso y complejo
Cadenas Cinemáticas	Abiertas	Cerradas
Espacio de Trabajo	Amplio	Reducido
Error Articular	Acumulativo	Promedio
Relación Peso-Carga	Buena	Excelente
Estructura Mecánica	Simple	Compleja
Cinemática Directa	Fácil, solución única	Difícil, múltiples soluciones
Cinemática Inversa	Difícil, múltiples soluciones	Fácil, solución única
Singularidades	Pierde movilidad	Pierde/gana movilidad
Inercia	Alta	Baja

En la actualidad, los robots para aplicaciones médicas se encuentran bien establecidos dentro de los robots de servicio en el mundo, con un considerable potencial de crecimiento

y aceptación por parte de la población, pero su diseño y empleo exigen el cumplimiento de requisitos establecidos que garanticen la seguridad, la sanidad y el confort, tanto de los pacientes como del personal médico u operarios.

Basado en los argumentos anteriores, se puede concluir, que aunque la mayoría de los sistemas mencionados en este capítulo utilizan la arquitectura serie, los sistemas con arquitectura paralela constituyen una alternativa prometedora en la medicina, donde se explotan sus más prominentes capacidades.

1.5 Conclusiones parciales.

Luego de efectuar una minuciosa búsqueda bibliográfica acerca de los principales sistemas robóticos en el contexto de las aplicaciones médicas, se arriban a las siguientes conclusiones:

Los sistemas robóticos actuales en el campo de la medicina, se encuentran aplicados en su mayoría en la esfera de la cirugía, seguida por las aplicaciones en distintos tipos de terapias.

Las ventajas de los robots en el campo de la medicina son innegables, destacándose la disminución del tiempo quirúrgico, el aumento de la precisión en el posicionamiento de los instrumentos, mejor accesibilidad al paciente y eficacia de los tratamientos de rehabilitación.

Las aplicaciones de los robots de servicios en el campo de la medicina, están determinadas por especificaciones de operación y requisitos de comportamiento muy exigentes, así como requieren de un estricto autorizo de organismos e instituciones internacionales, para su comercialización y uso.

Es imprescindible considerar en el diseño de los lazos de control, sistemas sensoriales, y posibles interfaces H-M asociadas a este tipo de aplicaciones, las necesidades, exigencias y requisitos que impone este tipo de aplicación, lo cual demanda un buen dominio de conocimientos por parte de los diseñadores de los aspectos antes mencionados.

CAPÍTULO 2. CONTROL DE ROBOTS EN APLICACIONES MÉDICAS.

En este capítulo se realiza una evaluación de los sistemas de control, sistemas sensoriales y actuadores, empleados en los robots para aplicaciones médicas, incursionado en los principales lazos de regulación que se implementan en función de la aplicación, así como en las estrategias de control más empleadas, entre otras temáticas.

2.1 Sistemas de control en robótica médica.

En sentido general se puede afirmar que los robots médicos desarrollan su trabajo fundamentalmente en tres tipos de ambientes: quirúrgico, rehabilitación y asistencial; siendo una característica importante la relación directa del sistema robótico con el personal humano (personal médico o paciente). Obviamente, esta característica condiciona las prestaciones de diseño en los lazos de control y los requisitos de comportamiento asociados a los mismos.

Por ejemplo, no resulta necesaria la misma precisión en el posicionamiento de un robot en un ambiente quirúrgico que en un ambiente de rehabilitación física, tampoco resultan similares las interfaces hombre-máquina, ni las exigencias de seguridad y fiabilidad.

Dentro de este amplio contexto se pueden identificar tres clasificaciones de esquemas de control, agrupados en control de posición, de velocidad, y de fuerza o torque, los cuales indistintamente se encuentran reportados en la literatura en esquemas articulares y cartesianos.

2.1.1 Control de posición y velocidad.

El objetivo del control de posición es garantizar que las variables articulares o espaciales del robot alcancen un posicionamiento preciso, con un mínimo de error respecto al valor de posición deseada, lo cual puede ser especificado tanto en el espacio articular como en el cartesiano, por lo que debe cumplirse respectivamente:

$$e_q(t) = q_d(t) - q(t) \cong 0; \quad e_x(t) = x_d(t) - x(t) \cong 0 \quad (1)$$

Siendo: e_q y e_x , los errores articular y cartesiano; q y q_d , las posiciones actual y deseada en el espacio articular; así como x y x_d , las posiciones actual y deseada en el espacio cartesiano, respectivamente.

Cuando además de garantizar la posición deseada, se necesita que el robot mantenga control sobre la velocidad del movimiento, resulta necesario controlar no solo la posición (articular o espacial), sino también su derivada, es decir, la velocidad.

Resulta muy común en aplicaciones médicas, que el control de movimiento del robot, incorpore ambas variables: posición y velocidad, cumpliéndose en este caso que como $q_d(t) \cong q(t)$ y $x_d(t) \cong x(t)$, entonces $\dot{q}_d(t) \cong \dot{q}(t)$ y $\dot{x}_d(t) \cong \dot{x}(t)$, donde \dot{q} , \dot{q}_d , \dot{x}_d , \dot{x} son las derivadas de las posiciones (articulares o cartesianas) antes mencionadas, es decir, las velocidades.

El sistema de estructura paralela RiceWrist,- aludido en el capítulo anterior-, por citar algún ejemplo, emplea entre otros, el control de posición y velocidad para rehabilitar la muñeca del paciente, implementando un controlador proporcional derivativo (PD) en el espacio articular y haciendo uso de la cinemática inversa para la conversión de los comandos cartesianos. En la figura 20, se puede apreciar el esquema control empleado, donde J es el Jacobiano del robot y u es la señal de mando del controlador.

De manera general la ley de control a implementar en el controlador puede variar en dependencia de las especificaciones exigidas para la aplicación, estableciéndose diversas variantes, que van desde el clásico PID descentralizado con ganancia constante (ver ecuación 2), hasta algoritmos de control robustos adaptables, etc., (Siciliano and Khatib, 2008, Zhang et al., 2007).

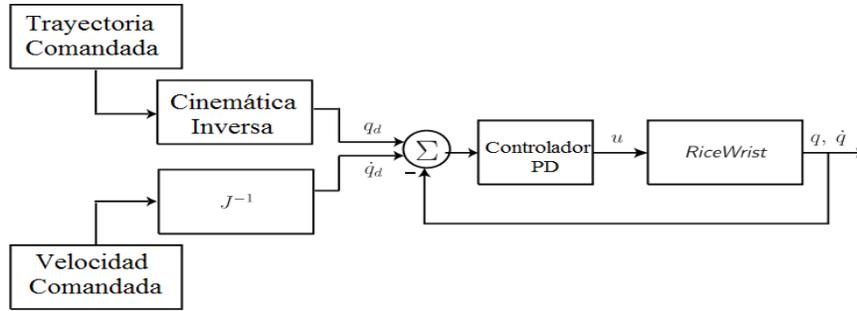


Fig. 20: Esquema del control de movimiento de RiceWrist basado en cinemática inversa.

$$U = K_p(q^d - q) + K_d(\dot{q}^d - \dot{q}) + K_i \int_{t_0}^t (q^d - q) dt \quad (2)$$

Existen además reportadas en la literatura variantes de esquemas de control donde se implementa un lazo interior (de posición) en cascada con un lazo exterior de velocidad (Haidegger et al., 2011), lográndose en este caso una mejor sintonía de los controladores y buenos índices de comportamiento del sistema, incluyendo la robustez del lazo (Qiao and Bi, 2013).

Cuando las especificaciones del lazo, vienen dadas en el espacio cartesiano, se puede implementar el esquema de control en el espacio de tareas (figura 21), donde la ley de control (2) se modifica por (3)

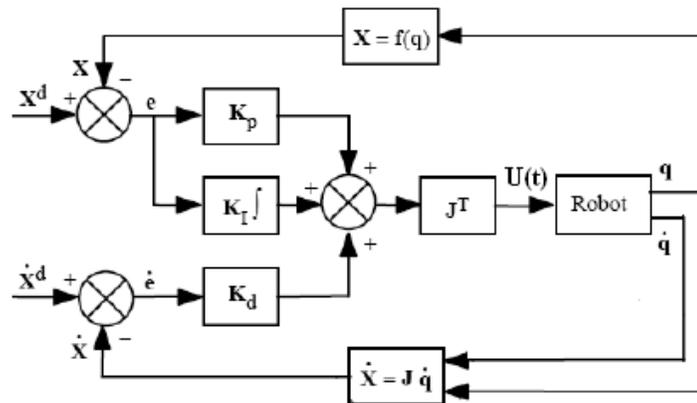


Fig. 21: Esquema de control de movimiento implementado en el espacio cartesiano.

$$U = J^T [K_p(x_d - x) + K_d(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_i \int_{t_0}^t (x_d - x) dt] \quad (3)$$

La variante del esquema de la figura 21, tiene la desventaja asociada al cómputo de la Jacobiana del robot, lo cual puede ser una limitante en sistemas de tiempo real de altas exigencias, así como en la cercanía de posibles singularidades del robot. No obstante, se pueden implementar sensores que garanticen la medición directa de las coordenadas espaciales del robot, evitando la necesidad del cómputo de la matriz Jacobiana.

Hasta el momento, se han mencionado los aspectos relativos a controlar el posicionamiento deseado del robot independientemente de las fuerzas externas que actúen sobre el mismo. No obstante, no siempre es deseable este tipo de comportamiento, sino que por el contrario se desea que el robot mantenga constante (lineal) la relación fuerza-desplazamiento, o bien que la fuerza (o momento) ejercido por el robot sea una función del desplazamiento del mismo, donde en algunos casos la rigidez del mecanismo robótico deberá responder a una determinada función no lineal (robótica de rehabilitación). En todos estos casos, resulta necesario incorporar el control de fuerza, lo cual será abordado con más detalles en el siguiente epígrafe.

2.1.2 Control de fuerza.

En muchos casos de aplicaciones robóticas, se utiliza solamente control de posición, que resulta eficaz, si se describe la tarea de forma precisa y no hay interacción desconocida entre el robot y el entorno, tal es el caso de muchas aplicaciones en la medicina intervencionista tales como el sistema CyberKnife para terapia de radiación, abordado en el primer capítulo, que integra la imagen de orientación y el posicionamiento robótico (Urschel, 2007). En teoría, la cirugía ortopédica, como el fresado de hueso, los tratamientos percutáneos y las biopsias, también podrían llevarse a cabo únicamente con la guía de imagen y este tipo de control, pero como el sistema robótico debe entrar en contacto directo con una superficie humana (órganos), por consiguiente se requiere del control de fuerza para poder regular la cantidad necesaria de esta magnitud física, que debe ejercer el robot en el cumplimiento de la tarea, según los requerimientos de seguridad establecidos. En ocasiones, es deseable retroalimentar la fuerza que experimenta el extremo del robot (force-feedback) para evitar daños provocados por la herramienta en el paciente (digamos en aplicaciones de robótica quirúrgica). Una aplicación de perforación de hueso puede usar información de fuerza para controlar la velocidad de corte y la garantía de poder efectuar

una molienda flexible del mismo, a pesar de diferentes densidades óseas, mientras se corta a lo largo de la trayectoria dada (Salisbury et al., 2004).

En esencia, el control de fuerza considera la interacción entre el robot y el entorno, y posee muchas ventajas, debido a que proporciona (tanto en el espacio cartesiano como en el articular) el necesario comportamiento de un mecanismo, permite la manipulación robusta y rápida en entornos complejos con superficies desconocidas, y brinda seguridad y fiabilidad al interactuar con los seres humanos (Rascón et al., 2010). También se le conoce como control de interacción, puesto que los algoritmos son capaces de controlar la posición del robot a lo largo de la dirección del espacio de trabajo, mientras que el entorno impone limitaciones de fuerza natural, o de ejercer el control de fuerza del robot a lo largo de la dirección del espacio de trabajo, mientras que el entorno impone restricciones naturales de posición (Poignet, 2007). Es por ello, que los sistemas robóticos que combinan ambos controles, resultan los más comunes para aplicaciones médicas, para lo cual se establecen diferentes métodos de control de fuerza, que serán tratados a continuación.

2.1.2.1 Métodos clásicos de control de fuerza.

En robótica médica, se han aplicado ampliamente diferentes métodos de control de fuerza, los cuales han mostrado su eficacia. Los mismos se pueden clasificar en dos tipos principales:

1. Control de fuerza indirecto (control de la fuerza a través del movimiento, sin retroalimentación de fuerza).
 - ✓ Los métodos basados en la relación entre la posición y la fuerza aplicada:
 - Control de rigidez por posición única.
 - Control de rigidez por corrección de retroalimentación de fuerza.
 - Control de amortiguación (damping control).
 - ✓ Los métodos que utilizan la relación entre la velocidad y la fuerza aplicada:
 - Control de impedancia.
 - Control de admitancia.

2. Control de fuerza directo (control explícito a un valor deseado)
 - ✓ Los métodos que implican directamente la posición y la fuerza aplicada:
 - Control híbrido de posición/fuerza.
 - Control híbrido de impedancia.
 - ✓ Los métodos que implican directamente retroalimentación de fuerza aplicada:
 - Control de fuerza explícito.

Muchas alternancias se han desarrollado de las teorías de control antes mencionadas, junto con algoritmos más avanzados de control de la fuerza (Ferrarini et al., 2010). Estos se basan principalmente en control adaptativo, control robusto y métodos de aprendizaje integrados o combinados con los clásicos (Haidegger et al., 2009), (Le-Tien and Albu-Schäffer, 2009), (Andrews et al., 2006), (Barbé et al., 2006), (Blaya and Herr, 2004).

La arquitectura de control realizada puede depender del ancho de banda del sensor de fuerza (la frecuencia de las mediciones del sensor). Las señales de control están más a menudo integradas en el nivel superior del bucle de control (lazo supervisor), por lo general funcionando a alrededor de 100 Hz. La posición (articular/cartesiana) deseada y/o valores de velocidad se envían al bucle de servo de nivel inferior (~ 1 KHz) (Taylor and Kazanzides, 2007).

A continuación, se exponen tres de las técnicas de control más enfocadas hacia la interacción hombre-máquina, en primer lugar el conocido control híbrido de posición/fuerza, un principio básico de la planificación de tareas para hacer frente a restricciones geométricas impuestas por el entorno, posteriormente, se presentará también un enfoque alternativo para este tipo de interacciones, basada en control de la rigidez (compliance control) y por último, se abordará el control de impedancia que relaciona la fuerza que actúa sobre un cuerpo con su movimiento.

2.1.2.2 Control híbrido de posición/fuerza.

El robot necesita comandos de control específicos y una estrategia de control efectiva. Las tareas más simples, ilustran la necesidad de integrar diferentes lazos de control, de tal manera, que el modo de control sea consecuente con las restricciones geométricas

impuestas al sistema robótico. Cuando la restricción geométrica se hace más compleja y el objetivo de la tarea es más complicado, un método intuitivo puede no ser suficiente.

Se puede construir un sistema de control híbrido posición/fuerza de tal manera que el sistema de control del robot pueda no entrar en conflicto con las restricciones naturales del proceso de la tarea, mientras realiza la tarea para alcanzar su objetivo (Duchemin et al., 2005).

La mitad superior del diagrama de bloques mostrado en la figura 22, es un lazo de control en posición, donde las restricciones cinemáticas artificiales se proporcionan como señales de referencia para el sistema y se comparan con la posición actual del efector final. La mitad inferior del diagrama es el lazo de control de fuerza, donde las restricciones estáticas artificiales se proporcionan como señales de referencia para el lazo de realimentación y se compara con las fuerzas y momentos actuales en el efector final. Nótese, que las señales de realimentación están descritas en un sistema de referencia acoplado al efector final.

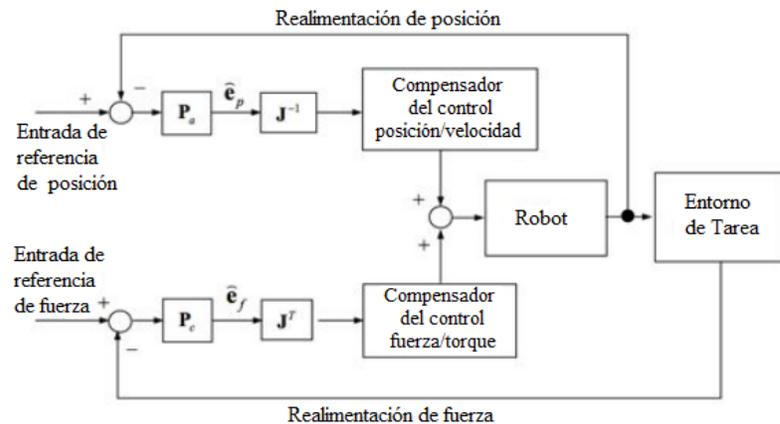


Fig. 22: Diagrama de bloques de un control híbrido de posición/fuerza.

Si las señales de realimentación no tienen ruido y el sistema de coordenadas de la tarea está perfectamente alineado con el proceso actual de la tarea, la señal de posición del lazo de realimentación debe estar en el espacio de movimiento admisible, y la fuerza de realimentación debe estar en el espacio de restricciones. Sin embargo, las señales de realimentación están normalmente dañadas por ruidos en el sensor y el sistema de coordenadas puede no estar alineado. Por lo tanto, la señal de posición puede contener algún componente del espacio de restricciones, y alguna fracción de la señal de fuerza puede estar en el espacio de movimiento admisible. Estas componentes se contradicen con

las restricciones naturales, y por lo tanto no deben realimentarse a los controles individuales de posición y fuerza. Para filtrar las componentes erróneas, los errores de realimentación se proyectan a su propio sub-espacio, es decir, el error de posición, e_p , se asigna al espacio de movimiento admisible, V_a , y la realimentación de error de fuerza, e_f , se asigna al espacio de restricciones, V_c . En el diagrama de bloques (figura 21) se muestran estos filtros como las matrices de proyección P_a y P_c :

$$\hat{e}_p = P_a e_p \quad , \quad \hat{e}_f = P_c e_f \quad (4)$$

Cuando los ejes del sistema de coordenadas de la tarea no están alineadas, individualmente, con las direcciones de los lazos de control de posición y fuerza, las matrices de proyección son diagonales, teniendo como valores 0 y 1 en los componentes de la diagonal.

Estos errores de realimentación, \hat{e}_p y \hat{e}_f , están en el sistema de coordenadas general de la tarea, y tienen que convertirse al espacio de la articulación para poder generar comandos de control al actuador. Asumiendo que el vector de error de posición es pequeño y que el robot no está en una configuración singular, la realimentación del error de posición en coordenadas de la articulación viene dado por:

$$e_{p(q)} = J^{-1} \hat{e}_p \quad (5)$$

donde J es el jacobiano que relaciona las velocidades del efector final en el sistema de coordenadas de la tarea con las velocidades de la articulación. Por otra parte, el error de realimentación de fuerza en las coordenadas de la articulación se obtiene basándose en el principio de dualidad:

$$e_{f(q)} = J^T \hat{e}_f \quad (6)$$

Estas dos señales de error en las coordenadas de la articulación se combinan después de pasar por una compensación dinámica en los controles individuales de la articulación (Sabater et al., 2013).

2.1.2.3 Compliance control.

En el control híbrido de posición/fuerza, la separación entre los lazos de control de posición y fuerza a través de proyecciones de las señales de realimentación a un espacio de movimiento admisible y a otro de restricciones, es explícita. Una alternativa a la

arquitectura de separación de espacios es controlar una relación entre posición y fuerza en el espacio de la tarea. Compliance Control es una ley de control básica que relaciona el desplazamiento del efector final con la fuerza y momentos que actúan sobre él. En lugar de separar totalmente el espacio de la tarea en dos subespacios de control de posición o fuerza, el Compliance Control reacciona a la fuerza ejercida en el efector final de tal manera que se obtiene una relación funcional (normalmente una relación lineal) entre la fuerza y el desplazamiento:

$$\Delta p = CF \quad (7)$$

Donde C es una matriz Compliance de $m \times m$, y Δp y F son el desplazamiento y fuerza del efector final respectivamente, representados en un sistema de coordenadas m -dimensional de la tarea. Nótese que la inversa de la matriz C es una matriz de rigidez: $K = C^{-1}$ siempre y cuando la inversa exista. La rigidez del brazo del robot y las características del entorno donde el robot interactúa, influyen en la posición de equilibrio. Existen dos modos de Compliance Control, el pasivo en el que la fuerza elástica es principalmente impuesta por el entorno y el activo, donde la fuerza elástica es generada por el robot, este último presenta como inconveniente que su respuesta puede estar limitada por el actuador, el sensor y el ancho de banda de control, por lo que no garantiza una gran rapidez en caso de una colisión, y no resulta óptimo desde el punto de vista de seguridad (Vanderborgh et al., 2008), (Formica et al., 2006).

Los componentes de la matriz Compliance, o de la matriz de rigidez, son parámetros de diseños que hay que calcular para cumplir con los objetivos y restricciones de la tarea. Una vez dada la Compliance deseada, consideremos el método para generar la Compliance deseada. Hay distintas maneras de sintetizar un sistema de Compliance control.

El método más sencillo es acomodar las ganancias de realimentación proporcionales de los controles de cada articulación para que se generen las fuerzas deseadas en proporción a las diferencias entre la referencia y la posición actual de los ángulos de las articulaciones. Como se muestra en la figura 23, una señal de error de control e_i se genera cuando una fuerza o par perturbadora actúa sobre una articulación. En estado estacionario, hay un balance estático, tal que el par del actuador, τ_i , sea proporcional al error de control e_i para que cancele el par perturbador. La constante de proporcionalidad se calcula mediante la

2.1.2.4 Control de impedancia.

El control de fuerza por impedancia mecánica activa (también denominado implícito) es una estrategia de control adecuada tanto para el movimiento libre como el restringido (Hogan, 1985), que resulta particularmente efectivo en el espacio cartesiano. La impedancia mecánica relaciona la fuerza que actúa sobre un cuerpo con su movimiento. Se considera que el cuerpo opone a la fuerza externa fuerzas de inercia, amortiguamiento y rigidez. La definición de la impedancia mecánica es:

$$Z(s) = \frac{F(s)}{v(s)} = \frac{Ms^2X + BsX + KX}{sX} = Ms + B + \frac{K}{s} \quad (9)$$

Donde Z , F , v , X , M , B y K son la impedancia, la fuerza, la velocidad, la posición, la masa, el amortiguamiento y la rigidez del sistema, respectivamente.

El propósito del control por impedancia es imponerle al sistema las características de masa (o inercia), amortiguamiento y rigidez, deseadas. Los valores naturales de cada una de estas magnitudes se suelen denominar pasivos y los añadidos por el control se denominan activos, denominándose equivalentes los resultantes de los dos anteriores.

La ley de control por impedancia es según (Khalil and Dombre, 2002):

$$\Gamma = \hat{A}J^{-1}(\Lambda^{-1}[B(-\dot{X}) + K(X^d - X) - f] - J\dot{q}) + \hat{Q}(q) + J^T f \quad (10)$$

Donde las matrices diagonales Λ , B y K representan la inercia, amortiguamiento y rigidez, deseadas respectivamente, \dot{X} es el vector de velocidad, X^d el vector de velocidad deseado, X vector de posición deseada, J es la matriz Jacobiana, Q es el vector de las fuerzas de la gravedad y f es un vector de fuerzas y momentos (la nomenclatura de los vectores anteriormente expuestos es fiel a la empleada por estos autores, pudiendo diferir en otras literaturas). El término $J^T f$ en manipuladores robóticos, es el encargado de compensar las fuerzas debido a la interacción entre el manipulador y el objeto a través de su efector final. Nótese que en ausencia de este término las “fuerzas externas” ejercidas en el brazo son balanceadas a través de las matrices Λ , B y K (Medina et al., 2009).

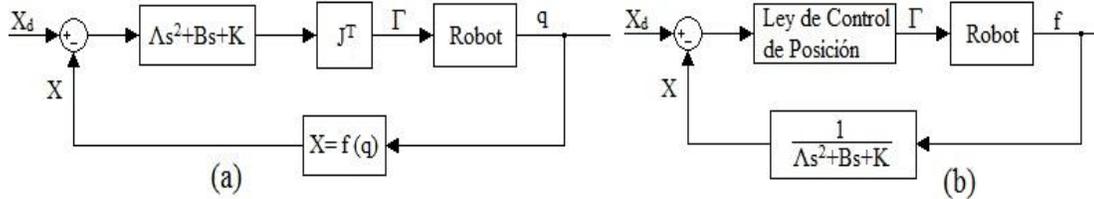


Fig. 25: Esquemas del control de impedancia, (a) sin realimentación de fuerza, (b) con realimentación de fuerza.

Durante el movimiento restringido, el objetivo del control por impedancia no es seguir una referencia de fuerza o de posición, sino hacer que el proceso tenga el comportamiento dinámico deseado. Por esta razón se llama también control implícito de fuerza, dado que este no se controla directamente.

Variando los parámetros de la impedancia mecánica del robot (masa, amortiguamiento y rigidez) es posible en buena medida controlar la interacción con el entorno. Como es evidente, el efecto de cada uno de los parámetros es intuitivo, lo que es claramente favorable.

La principal ventaja de esta estrategia de control reside en el hecho de que el mismo regulador puede ser utilizado tanto para la fase de movimiento libre como para la de movimiento restringido. Esto es posible gracias al hecho de que si la fuerza de interacción es nula (en movimiento libre), los reguladores de impedancia activa se reducen a controladores por posición. De hecho, la forma más sencilla de implementar el control implícito es como control por posición puro.

Sin embargo, hay que tener en cuenta la principal limitación del control implícito, que es el hecho de que no garantiza que se va alcanzar la referencia de fuerza, a menos que las características del entorno sean bien conocidas. Por ello el control por impedancia ha sido utilizado en tareas que no requieren un control preciso de fuerza. También se utiliza para el control de los robots teleoperados que entran en contacto con el entorno (Ni and Wang, 2004). Estas aplicaciones son adecuadas para el control por impedancia puesto que requieren, más que un seguimiento de la referencia de fuerza, un determinado comportamiento del sistema.

Existen diferentes técnicas para implementar la impedancia mecánica activa. Las más comunes son por realimentación del estado y por dinámica inversa (Sciavicco and

Siciliano, 1996), aunque también se puede realizar mediante el control por modo deslizante (Lu and Goldenberg, 1995).

Por control de impedancia es posible regular las interacciones externas sin sensores de fuerza; por consiguiente el desempeño del robot en la realización de tareas complejas y críticas aumenta, evitando las desventajas relacionadas a la colocación de sensores adicionales sobre el elemento terminal.

El algoritmo de impedancia requiere por lo menos del cómputo en tiempo real de la matriz Jacobiana, de las ecuaciones de cinemática directa (para robots de estructura serie) y de las condiciones de compensación de gravedad; además, si se requiere de alta capacidad dinámica, es necesario agregar la compensación de las condiciones inerciales (exacta o simplificada).

Los esquemas de control de impedancia han sido utilizados en muchas aplicaciones de robótica médica, garantizando la seguridad del paciente. El control de impedancia es comúnmente usado en robots de rehabilitación para dirigirse a este asunto regulando la relación entre la fuerza y velocidad del efector final del manipulador (Tsoi and Xie, 2008).

2.2 Aplicaciones robóticas con control de fuerza.

Seguidamente, se presentan un grupo de aplicaciones robóticas relevantes para cirugía, comercializadas en la actualidad y que utilizan diferentes métodos de control de fuerza integrada.

-Control de amortiguación

La información de F/T del ROBODOC, permite el guiado manual, la búsqueda táctil, la comprobación de la seguridad y la configuración de la velocidad de alimentación del cortador adaptativo (Taylor and Kazanzides, 2007). Su control de fuerza se realizó con control de amortiguación, derivando la velocidad de referencia a partir de un error de fuerza, y añadiendo esto al valor de posición actual (figura 26). Esta integración discreta de la velocidad proporciona la posición de referencia para el bucle de control interno (a los servos), realizando una integración sin problemas de la información sensorial durante el corte del hueso (Haidegger et al., 2009).

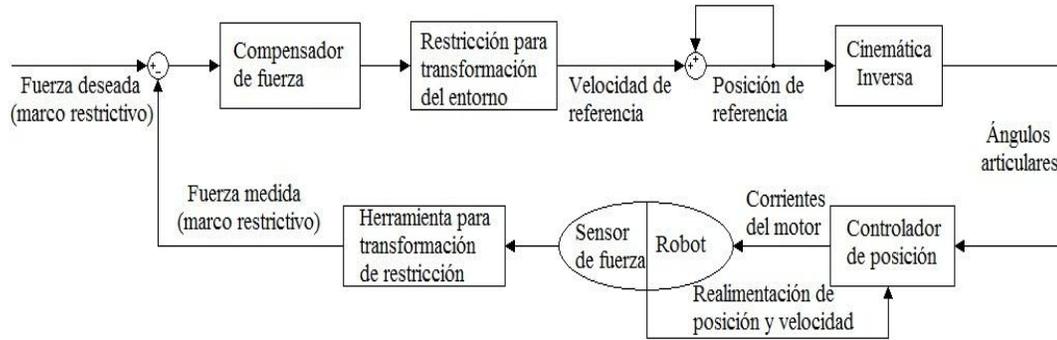


Fig. 26: Arquitectura de control de amortiguamiento del Sistema ROBODOC.

-Control de restricción activa

Con el uso de control de la fuerza, es posible permitir que el cirujano pueda mover la herramienta de forma arbitraria en el espacio libre, y el robot puede restringir el movimiento basado en el plan preoperatorio (control cooperativo). Un buen ejemplo de ello es el sistema Acrobot (Acrobot Ltd., Reino Unido) para la cirugía de reemplazo de rodilla, que cuando el cirujano mueve la herramienta en el extremo del robot, las articulaciones se mueven de acuerdo a la restricción de control. Tanto la fuerza que guía y la posición del robot se utilizan en el control de bucle. Un sistema de intérprete de trayectoria de alto nivel crea las señales de control para los servos para ayudar o limitar los movimientos del operador de acuerdo con el plan quirúrgico. El control del robot se realiza en dos ciclos separados paralelos, en los que el bucle interior implementa la ley de control, y el bucle externo más lento las actualizaciones de posiciones deseadas y las ganancias de la ley de control. Las dificultades incluyen la construcción de las restricciones de movimiento en 3D, la determinación de las ganancias de control para cumplir con el humano en el bucle de control. El diagrama de control de la fuerza de Acrobot (en el espacio de la articulación) se puede ver en la figura 27.

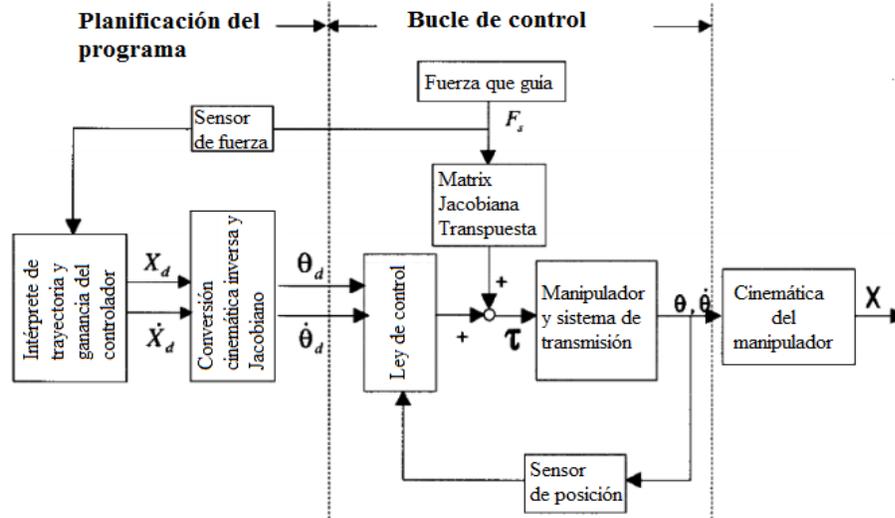


Fig. 27: Control restrictivo activo del Acrobot.

El control cooperativo (compliant control) mencionado se suele implementar como un controlador de admitancia, logrando control de fuerza a través de control de movimiento, sin el cierre explícito de un bucle de retroalimentación de fuerza. Esto significa que las fuerzas/pares de torsión medidos se multiplican por una ganancia de admitancia para producir una velocidad cartesiana deseada:

$$\dot{q} = J^{-1}(q) * K(d) * G_f * \begin{bmatrix} F_w \\ T_w \end{bmatrix} \quad (11)$$

donde q es el vector de las articulaciones, J es el Jacobiano resuelto en herramientas de información del robot, $K(d)$ es una matriz diagonal de factores de escala, G_f es una matriz diagonal de ganancias de admisión, F_w es la fuerza medida y T_w es el vector de los pares.

El proyecto de investigación de neurocirugía en la Universidad Johns Hopkins (UJH) usa una versión modificada de 5 DOF del NeuroMate, aumenta el rendimiento de los cirujanos humanos (Xia and Baird, 2008). El sistema se guía en el modo de control cooperativo para la eliminación de hueso craneal en la base del cráneo. Las lecturas del sensor de fuerza, se encuentran directamente acopladas a controlar el robot a través de la ley de control de admitancia, mencionada anteriormente. Dependiendo de la dirección de la fuerza aplicada sobre la herramienta, el robot se mueve en la dirección definida, y su velocidad es proporcional a la misma. Esta versión, ofrece funciones avanzadas de visualización en tiempo real, donde la posición de la herramienta se puede seguir en el modelo 3D de la

paciente y lo más importante, en ella el cirujano puede definir límites virtuales “Virtual Fixtures” en la tomografía computarizada, antes de la operación, y una vez registrados en el robot, se utilizan para prevenir la punta de la herramienta de ir más allá de la zona de seguridad definida en cualquier dirección. Estas características, juntas aumentan en gran medida la seguridad y la fiabilidad del procedimiento, lo que facilita la tarea del cirujano, y por lo tanto reduciendo potencialmente el tiempo de funcionamiento.

-Arquitecturas intrínsecamente seguras

El manipulador ligero MIRO, desarrollado por DLR en Alemania, representa la última generación de robots quirúrgicos e integra capacidades de detección de fuerza en el nivel articular para permitir una estrecha interacción con los humanos en entornos no estructurados (Hagn and Nickl, 2008b). Las articulaciones complejas consisten en un módulo de accionamiento, módulo de detección de la posición y un módulo de detección de torque (sobre la base de partes de aluminio con bandas extensométricas montadas, capaces de sobremuestreo). El robot puede ejecutarse, en modo de control de impedancia y torque, donde el cirujano puede guiar el robot a una posición deseada o en una trayectoria deseada a mano ("modo de compensación de gravedad"). Los Virtual Springs (muelles virtuales) se utilizan para imponer fuerzas de restricción que impiden que el robot entre en áreas predefinidas.

En robótica para rehabilitación médica, también resulta imprescindible el uso de los diferentes métodos de control de fuerza (Sabater et al., 2013).

El sistema GENTLE/S (HapticMASTER) usa un maestro háptico para generar un espacio de trabajo que fomenta la terapia mediante robots para estimular y motivar a los pacientes. Este maestro háptico está compuesto por tres g.d.l. actuados mediante servomotores eléctricos. Al tratarse de un dispositivo háptico, aparte de necesitar un lazo de control, es necesario el uso un lazo de renderización háptica, esto es, un lazo en el que se vayan actualizando la interacción del efector final y el resto de objetos que exista en la realidad virtual. Dicho lazo háptico trabaja a una frecuencia de 2500 Hz, siendo unos 100 Hz la frecuencia mínima para obtener una sensación táctil adecuada. En cuanto al esquema de control utilizado en este sistema (figura 28), mide la fuerza ejercida por el usuario mediante un sensor de fuerzas. Un modelo interno calcula la Posición, Velocidad y Aceleración

(PVA en la figura) que un objeto (virtual) tendría como resultado de ser tocado por dicha fuerza.

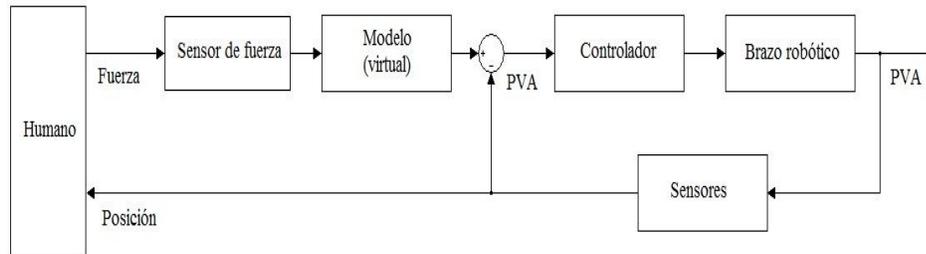


Fig. 28: Esquema de control utilizado en GENTLE/S.

ALEX, es un sistema robótico de arquitectura de exoesquelética, que utiliza un control híbrido de fuerza y posición para cada servomotor. Además hace uso de una compensación de gravedad y de lazo cerrado para eliminar los efectos de la fricción. Un esquema de este tipo de control se muestra en la figura 29.

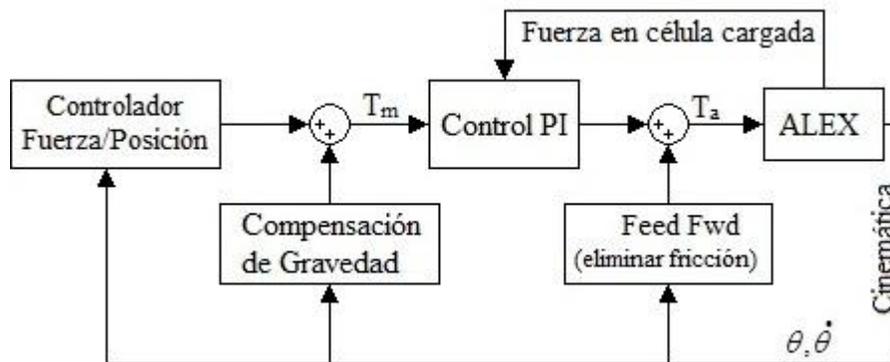


Fig. 29: Esquema de control articular de fuerza en el robot ALEX.

El HapticWALKER, es un sistema robótico para rehabilitación de miembro inferior basado en efector final, que dispone de varios modos de funcionamiento:

- Position control: En este modo de funcionamiento se utiliza un control de posición del dispositivo robótico, con lo cual es la máquina la que realiza el movimiento completo y el paciente se deja guiar por ella.
- Compliant control: En este modo de funcionamiento el paciente realiza movimientos voluntarios y la máquina asiste al movimiento. El nivel de asistencia es variante con el aprendizaje del paciente.

- Haptic device: El último modo de funcionamiento es el de un dispositivo háptico. Esto es, que se comporta como un dispositivo que realimenta fuerzas según un entorno virtual. Este modo de funcionamiento sólo puede utilizarse con pacientes muy avanzados en su rehabilitación o con sujetos sanos, ya que es el paciente el que tiene que hacer todo el movimiento e interactuar con las fuerzas que pueda ejercer el dispositivo.

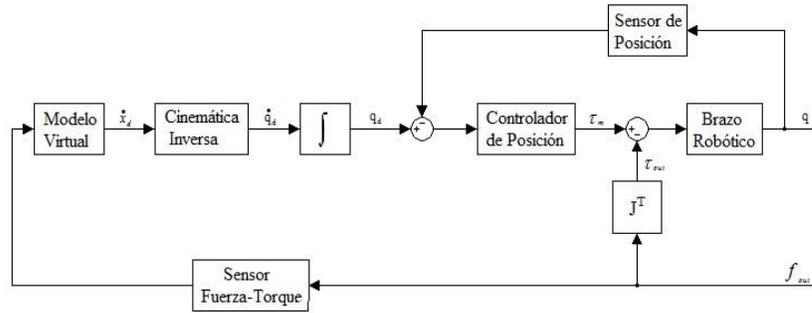


Fig. 30: Esquema de control en cascada posición/fuerza de HapticWALKER.

El sistema LOKOMAT, hace uso de entornos virtuales para que el paciente disponga de realimentación sonora y visual que ayude a tener un nivel de motivación siempre. En cuanto al control, utiliza un esquema de control de impedancias (figura 31).

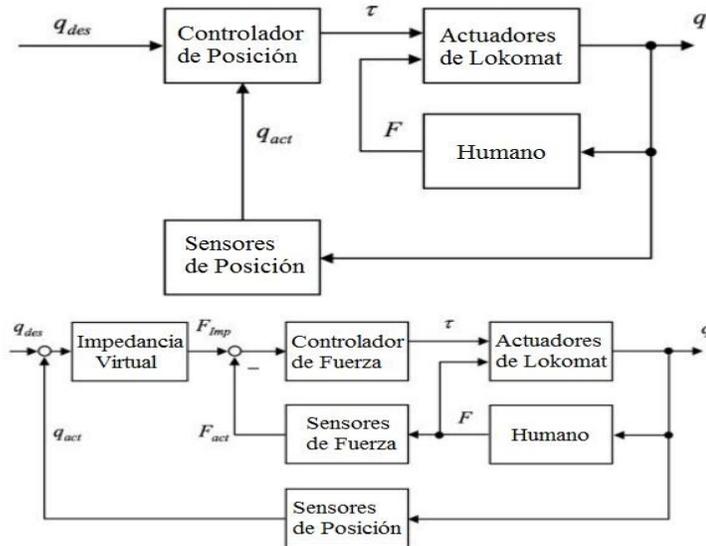


Fig. 31: Esquemas de control de impedancia en LOKOMAT.

El ARMIN, es un sistema robótico de arquitectura exoesquelética, diseñado para ayudar, mejorar y evaluar la rehabilitación neurológica y ortopédica en Suiza. Dispone de cuatro modos de control distintos, los dos primeros modos son puramente controles de posición, y

las fuerzas y pares se miden únicamente para monitorizarlas, pero en los últimos dos modos, se han desarrollado estrategias de control basadas en control de impedancia (figura 32) y admitancia (Nef et al., 2006).

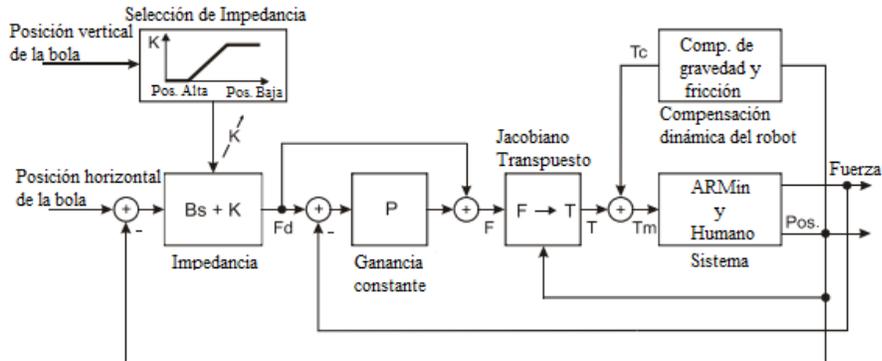


Fig. 32: Esquema de control de impedancia del robot ARMIN.

Los sistemas asistenciales tampoco se encuentran exentos del empleo de estos métodos de control de fuerza para la interacción entre el robot y el entorno, un ejemplo de ello lo constituye el desarrollo de distintas prótesis de mano como la FZK Hand (Pylatiuk et al., 2004), la RTRII Hand (Zollo et al., 2006), la SDM hand (Dollar and Howe, 2007), y la Smarthand (Cipriani et al., 2009), que utilizan esquemas Position-Based Impedance Control (PBIC), como se les conoce y que se muestra en la figura 33, para obtener mejor adaptabilidad de control de fuerza en cada dedo, generalmente mediante estrategia PID (Wang et al., 2010).

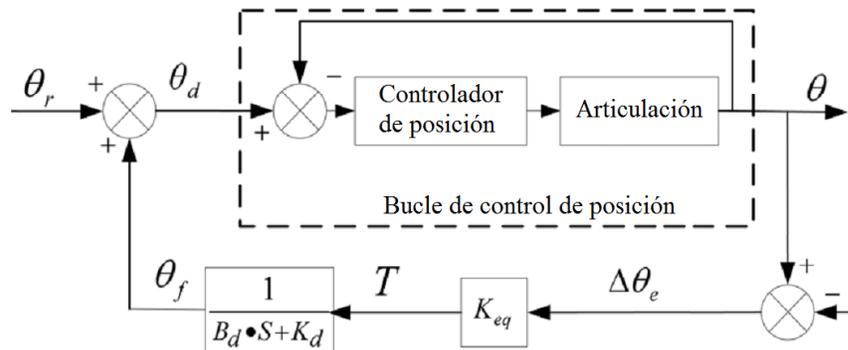


Fig. 33: Esquema PBIC de una prótesis de mano.

2.3 Métodos de control en teleoperación.

Durante los últimos años, se han fortalecido de manera significativa las aplicaciones de las tecnologías de la tele-operación al sector médico (Sabater et al., 2013). Además del muy llamativo campo de la cirugía, desarrollos de prótesis o dispositivos de asistencia a discapacitados, también se incluyen dentro de estas aplicaciones la manipulación de microorganismos, micro-robots y tecnologías que cada día evolucionan, un ejemplo típico de este caso es la investigación en el área del genoma humano, en donde se tienen que manipular moléculas del orden de las micras.

Los objetivos de un sistema de control de tele-operación son:

- Hacer que el control manual del operador humano sea robusto ante retardos, saturación de los actuadores y otras no linealidades, e incluso ante los propios errores del operador.
- Permitir elevadas prestaciones en la tele-operación (precisión, tiempo de tele-operación, comodidad) haciendo que los bucles de control tengan un comportamiento dinámico apropiado y reduciendo el trabajo del operador para lo cual se llega a realizar eventualmente de forma automática la acomodación y el control de esfuerzos en esquemas de control compartido. La reducción del tiempo de tele-operación con el sitio remoto debe ser importante, debido a que la ventana temporal de comunicaciones puede ser limitada (Nuño and Basañez, 2004).

Un aspecto importante es la determinación de la información que se suministra al operador, en muchos sistemas, la información sensorial fundamentalmente es visual. Actualmente se desarrollan investigaciones dirigidas al desarrollo de sistemas que incorporen realimentación háptica como alternativa en la adquisición de informaciones (Tavakoli et al., 2008).

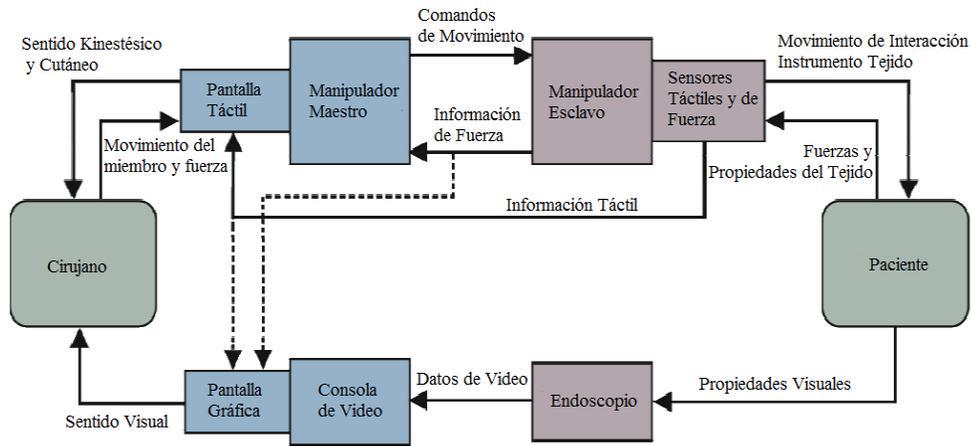


Fig. 34: Integración de diferentes modalidades hápticas al concepto de tele-cirugía.

Control unilateral:

El control unilateral, que según (Aracil R., 2002) es, cuando el maestro genera las señales de referencia, ya sean de posición o velocidad, para los bucles de control de las articulaciones del esclavo, es poco empleado en robots para aplicaciones médicas, salvo en algunos casos de dispositivos para discapacitados.

Control bilateral:

En el control bilateral, existe realimentación de esfuerzos al operador, la forma más habitual de realizarla es mediante la realimentación cinestésica en la que el sistema convierte la fuerza de contacto del esclavo en una fuerza aplicada sobre la mano del operador (Pérez et al., 2007). Si se quiere adentrar en este tipo de control véase (Ollero, 2001).

La realimentación de esfuerzos al operador permite disminuir las fuerzas de contacto, el tiempo de tele-operación y el número de errores del operador, la reflexión de esfuerzos a las articulaciones del manipulador maestro permite acoplar el operador cinestésicamente al entorno, sin embargo cuando existen retardos en la comunicación, la realimentación de esfuerzos puede afectar de forma negativa a la tele-operación (Pérez et al., 2011).

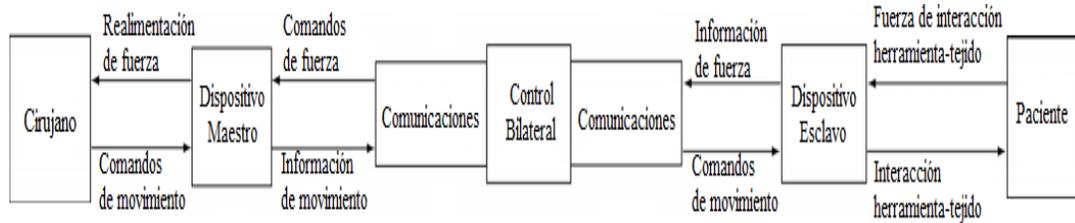


Fig. 35: Esquema general de un sistema tele-quirúrgico con realimentación de fuerza.

En el siguiente esquema de control se observa como las fuerzas que genera el maestro se miden en el esclavo y se realimentan físicamente al bucle de control del maestro (figura 36).

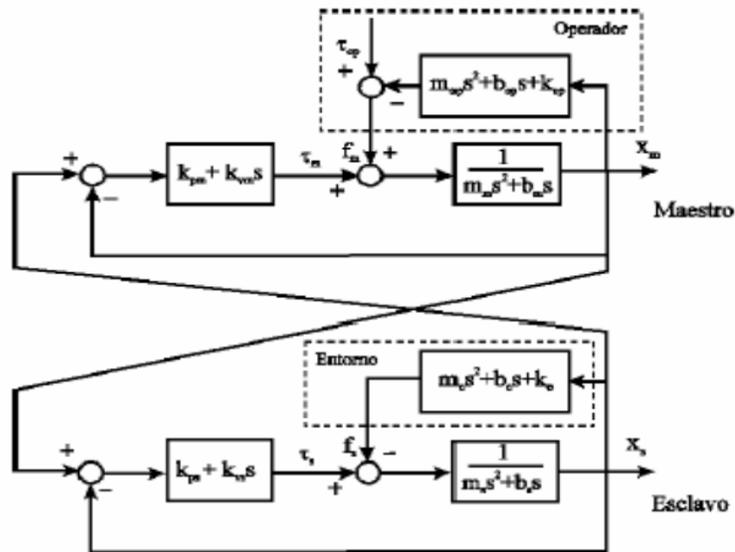


Fig. 36: Esquema de control Maestro-Eslavo.

Control coordinado:

En el control coordinado el operador controla los actuadores, pero ahora existe un lazo de control incluido en el sitio remoto, de cualquier manera no hay autonomía en el elemento final, los lazos cerrados de control en el esclavo son usados cuando el operador no puede controlar directamente el esclavo debido a los retardos en la comunicación. Los sistemas en los que hay un lazo de control digital cerrado utilizan esta estructura de control.

Control supervisado:

En el control supervisado el manipulador esclavo puede hacer parte de las tareas más o menos autónomamente, mientras que el operador monitorea y da comandos de alto nivel

para que el manipulador los ejecute, este tipo de sistemas son los más usados y estudiados en la actualidad, ya que permiten utilizar modelos virtuales, estimar parámetros entre otras cosas (Nuño and Basañez, 2004).

2.4 Modelos de propagación de fuerzas para aplicaciones en MIRS.

En MIRS existen dos tipos de interacciones con los tejidos, en los que se requiere medir fuerza y torque: los relacionados con los movimientos en la punta del instrumental y los relacionados con el posicionamiento y la interacción del instrumental con los órganos o tejidos en la cavidad, ambos respectivamente descritos por los modelos matemáticos que a continuación se exponen.

2.4.1 Modelo de propagación de fuerzas en el interior del instrumento.

El modelo matemático que se presenta en (Payandeh, 1997) representa el caso de un sistema general que involucra dispositivos de pinza o aguja. Este modelo de propagación de fuerzas representa una pinza laparoscópica como un sistema que incorpora un mecanismo de cuatro barras con dos puntos fijos. A través del análisis matemático se plantea relaciones entre el desplazamiento lineal horizontal del mecanismo y su ángulo de apertura. Utilizando los parámetros cinemáticos del sistema se define la relación entre la fuerza aplicada por el cirujano y la fuerza que llega al mecanismo de cuatro barras. La fuerza que llega al mecanismo de cuatro barras se representa por la expresión:

$$F_h = \frac{F_p L_4}{L_3} \quad (12)$$

siendo F_h la fuerza que llega al mecanismo de cuatro barras, F_p la fuerza aplicada por el cirujano, L_3 y L_4 la longitud de las barras donde se aplica la fuerza F_p , siendo L_3 la barra menor longitud y L_4 la barra de mayor longitud, (figura 37). Adicionalmente, el modelo presenta la relación entre la fuerza en la punta de la herramienta F_g como función de la fuerza F_p y el desplazamiento del mecanismo. Este modelo matemático está validado por el trabajo de (Gupta et al., 1996), en el cual se compararon las fuerzas en la punta de la herramienta ejercidas en MIS y en cirugía convencional. En los resultados experimentales

de este estudio se aprecia, al igual que en el trabajo de Payandeh, la no linealidad existente entre la F_p de entrada y la F_g ejercida sobre los órganos y tejidos (Ruiz et al., 2010)..

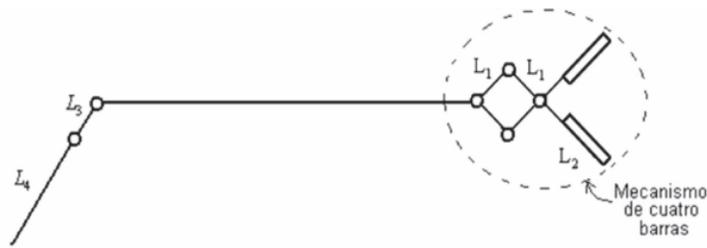


Fig. 37. Esquema de pinza para procedimientos endoscópicos donde se representan las distancias que forman el mecanismo.

2.4.2 Modelo de propagación de fuerzas en el exterior del instrumento.

La mayoría de los autores consideran el instrumento para procedimientos endoscópicos como una barra rígida que no se deforma ni se comprime y sobre la cual son despreciables los efectos como la fricción con el trocar y la fuerza de gravedad, sin embargo, en (Zemiti et al., 2007) se presenta un modelo matemático detallado para el caso del robot MC2E, que plantea unas ecuaciones dinámicas del instrumento que permiten medir la interacción de las fuerzas entre la punta de este y los tejidos, sin tener en cuenta la fricción con el trocar; esto, gracias a la configuración especial del robot MC2E. Si se tiene en cuenta que las velocidades y aceleraciones en la MIRS son muy pequeñas, se puede suponer que la suma de los torques debidos a la aceleración es aproximadamente cero, por lo que es posible deducir la fuerza ejercida sobre el órgano o tejido a partir de la magnitud medida por el sensor F/T y por medio de un algoritmo que compense el efecto de la gravedad.

2.5 Sistemas sensoriales de robots para aplicaciones médicas.

Los sistemas sensoriales de robots para aplicaciones médicas, presentan en la actualidad una enorme diversidad, que se encuentra en correspondencia con las diferentes funcionalidades que asumen en los distintos entornos de trabajo, específicos para cada contexto de la medicina. Dentro de esta gran variedad de dispositivos, se incluyen los tipos de sensores mostrados en la tabla 2, resaltando además, que independientemente de su tipo, pueden diferir en características como rango de medida, precisión, offset o desviación de

cero, linealidad, sensibilidad, resolución, rapidez de respuesta, derivas, repetibilidad y dimensiones.

Las señales de realimentación deben estar condicionadas y se componen para formar la señal de entrada de un controlador, o para proporcionar la información sensorial adicional para el operador humano.

Cuando la aplicación requiere del empleo de sensores exteroceptivos, es necesario considerar que la ubicación de los mismos no interfiera en la movilidad del mecanismo, ni obstruya el espacio de trabajo del robot.

Para lograr una efectiva interacción hombre-máquina en robots para aplicaciones médicas, resulta ineludible en muchos casos, además de disponer de sistemas sensoriales necesarios para conocer el estado de la máquina, como los sensores de posición, velocidad, aceleración, presencia y fuerza, entre otros (muchos expuestos en la tabla 2), conocer también el estado físico, neurológico o emocional del paciente. La óptima adquisición de diferentes bioseñales provenientes del paciente, es muy importante, por lo que después de haber sido detectada la bioseñal utilizando un sensor, usualmente es amplificada y filtrada. Como ejemplo, la figura 38 muestra diferentes sensores de la compañía G.tec (el sensor de temperatura de la piel (g.TEMPsensor), el sensor del esfuerzo respiratorio (g.RESPsensor) y el sensor (g.PULSEsensor) para el pulso cardíaco), que se conectan a un amplificador como el g.USBamp, perteneciente a la misma institución.



Fig. 38: Sensores de la compañía G.tec.

Tabla 2: Ejemplos de sensores empleados en robots para aplicaciones médicas.

Magnitud o percepción	Sensores
Posición (lineal o angular)	Potenciómetro Encoder Sensor Hall
Desplazamiento y deformación	Transformador diferencial de variación lineal Galga extensiométrica Magnetostrictivos Magnetorresistivos LVDT
Velocidad (lineal y angular)	Dinamo tacométrica Detector inductivo Servo-inclinómetros RVDT Giróscopo
Aceleración	Acelerómetro Servo-acelerómetro
Fuerza y par (deformación)	Galga extensiométrica Triaxiales
Presencia	Inductivos Capacitivos Ópticos
Táctil	Matriz de contactos Piel artificial
Visual	Cámaras de video Cámaras CCD o CMOS
Proximidad	Sensor final de carrera Sensor capacitivo Sensor inductivo Sensor fotoeléctrico
Acústica (presión sonora)	Micrófono
Luminancia	Fotodiodo Fotorresistencia Fototransistor Célula fotoeléctrica
Captura de movimiento	Sensores inerciales

Algunas aplicaciones en robótica médica, son más exigentes con respecto a otras en cuanto a las características de sus sistemas sensoriales (Wang et al., 2010), como son los casos de la aplicación de la figura 39 (Cipriani et al., 2009), y de las destinadas a procedimientos quirúrgicos, que requieren de sensores especiales, muchas veces no disponibles comercialmente y que son diseñados explícitamente para el robot en cuestión.

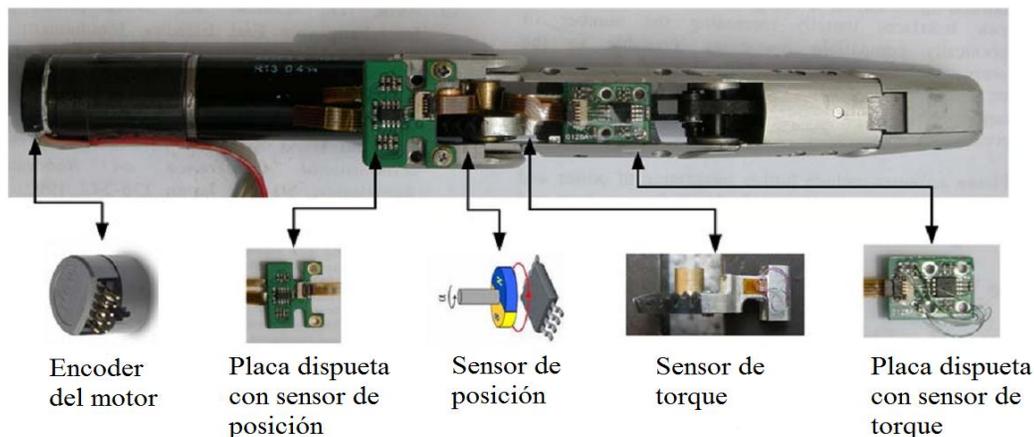


Fig. 39: Configuración de hardware sensorial del dedo índice de una prótesis de mano.

La percepción de fuerza y tacto por parte del cirujano en procedimientos de cirugía robótica son en la actualidad un campo abierto de investigación y desarrollo. Los sensores de fuerza y torque (F/T) más usados en Cirugía Robótica Mínimamente Invasiva (MIRS) toman medidas en 6 ejes (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y y M_z), aunque también se utilizan algunos que únicamente toman en 3 ejes (F_x , F_y y F_z). Existen tres posiciones posibles para la implantación de los sensores F/T: cerca de la empuñadura, en el trocar (o trócar) y en la punta. Cada una de estas ubicaciones tiene sus ventajas y desventajas que a continuación se exponen (Ruiz et al., 2010).

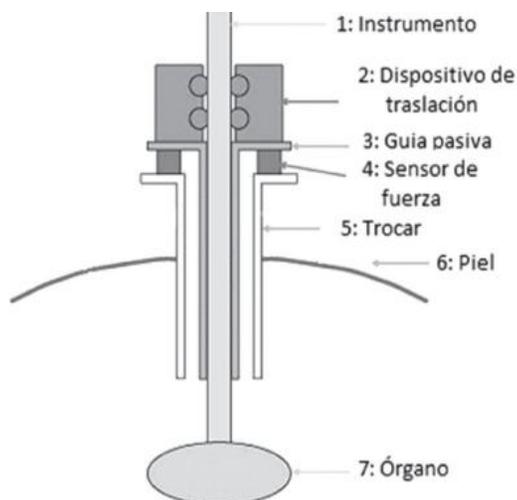


Fig. 40: Esquema representativo de la interacción herramienta-tejido en MIRS.

Posicionamiento cerca de la empuñadura del instrumental: se pueden utilizar sensores comerciales con menores restricciones de tamaño y esterilización que en la punta del mismo. Esto implica menores costos de implementación por las modificaciones menores que debe hacerse al instrumental quirúrgico, sin embargo, las mediciones en esta posición se ven afectadas por la fricción entre el instrumental y el trocar. Un ejemplo de los muchos sistemas desarrollados es el robot MC2E (siglas en francés para manipulador compacto para cirugía endoscópica), que puede medir las interacciones distales de órganos con el instrumento con un sensor colocado fuera del paciente.

Posicionamiento en el trocar: no se requiere hacer modificaciones en el instrumental quirúrgico y se tienen las mismas ventajas respecto a las pocas restricciones en el tamaño del sensor y requerimientos de esterilización que al colocar el sensor cerca de la empuñadura. Adicionalmente, las mediciones en este punto sólo se ven afectadas por la fuerza de gravedad, lo cual se puede compensar por medio de algoritmos de control; sin embargo, se necesita usar un trocar modificado, incrementando así los costos, como el que está presente en la herramienta laparoscópica sensorizada para el da Vinci, mostrada en la figura 41.



Fig. 41: Instrumento sensorizado para el Da Vinci.

Posicionamiento en la punta de la herramienta: se obtiene la medición más directa de fuerza y torque, sin embargo, se requiere de sensores F/T de pequeñas dimensiones y fácil esterilización, que en la actualidad aún están en desarrollo y tienen un costo elevado. Varios microsensores de fuerza han sido desarrollados basados sobre sensores MEMS, piezoeléctricos, ópticos y de Bragg. Investigadores alemanes, tanto en el Technischen Universität München (TUM) y en el Deutschen Zentrums für Luft-und Raumfahrt (DLR) han desarrollado diferentes herramientas sensorizadas para ser empleadas en sistemas robóticos quirúrgicos (Braun and Mayer, 2008), (Bauernschmitt and Gaertner, 2008). La figura 42 muestra dos ejemplos de ellos, sensores de pequeña escala se utilizan normalmente en configuración de puente, con filtrado de ruido optimizado y alisamiento.

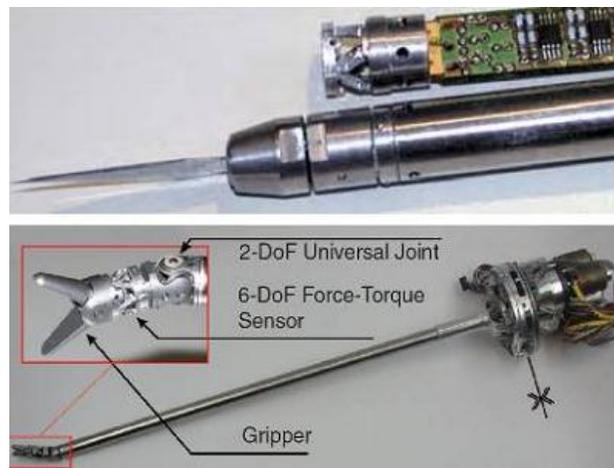


Fig. 42: Bisturí y pinza laparoscópica sensorizada y esterilizable del robot ligero DLR.

Un compendio de los sensores F/T utilizados en los proyectos de investigación mencionados anteriormente y las características más relevantes se presenta en la tabla 3.

Tabla 3: Sensores F/T utilizados en proyectos de investigación en MIRS.

Desarrollador	Sensor	Características
KAIST	Basado en galgas extensiométricas	6 DOF (Mide F_x , F_y , F_z , T_x , T_y y T_z)
PRISM Laboratory	Basado en galgas extensiométricas	ATI Gamma F/T, de 6 DOF (Mide F_x , F_y , F_z , T_x , T_y y T_z)
University of Western Ontario	Basado en galgas extensiométricas	4 DOF (Mide F_z , T_x , T_y y T_z)
DLR en Alemania	Sensor miniatura propio	6 DOF (Mide F_z , T_x , T_y y T_z)
University of Hawaii-Manoa	Celdas de carga de Silicio	3 DOF; 12-5mm de diámetro por 15mm de alto

A pesar de que los sistemas comerciales actuales en MIRS, poseen ventajas tales como visualización en 3D y terminales de operación ergonómicas que han resultado efectivas, se pueden encontrar investigaciones y proyectos (aún no validados), encaminados a añadir sensación táctil a la sensación de reflexión de fuerzas, que se implementan en dispositivos hápticos y posibilitan una reducción en los sistemas sensoriales empleados. En la Johns Hopkins University, un sistema de indicación de la fuerza virtual fue desarrollado que calcula las fuerzas de herramienta-a-tejido basado en torques de los servos del robot (figura 43). Los experimentos con palpación y tareas ligamiento de nudo mostraron que la sustitución sensorial facilita la actuación humana. En el ligamiento de nudo con el Da Vinci, la sustitución sensorial visual permite que el cirujano pueda aplicar mayores tensiones de nudo de forma más coherente, precisa y sin roturas (Mahvash and Gwilliam, 2008).

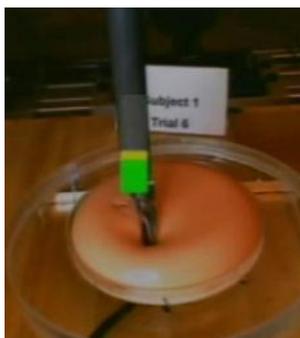


Fig 43: Estimación de fuerza basada en servo torques para palpación de tejido.

En cuanto a los display hápticos que se utilizan en los simuladores, podemos encontrar diferentes opciones, como los dispositivos Phantom de Sensable-Geomagic, los dispositivos de Force Dimension, los Falcon de Novint o dispositivos propios como el FBB de Karl Storz. Dado el mayor ancho de banda relativo a la sensación de tacto que poseen los seres humanos, estos sistemas precisan de una frecuencia de refresco de entre 300 Hz y 1000 Hz para tener una sensación realista en este tipo de realimentaciones.

2.6 Actuadores para aplicaciones robóticas en medicina.

Los actuadores son dispositivos capaces de transformar energía hidráulica, neumática o eléctrica, en la activación de un proceso automatizado con la finalidad de generar un efecto sobre este. En los sistemas robóticos, esta transformación es básicamente hacia trabajo mecánico, por lo que pueden tratarse como transductores, que reciben la orden de un regulador o controlador y en función a ella, generan el mandato para activar un elemento final de control (Hollerbach et al., 1992). El siguiente mapa conceptual (figura 44), muestra la clasificación que reciben según el tipo de energía empleada.

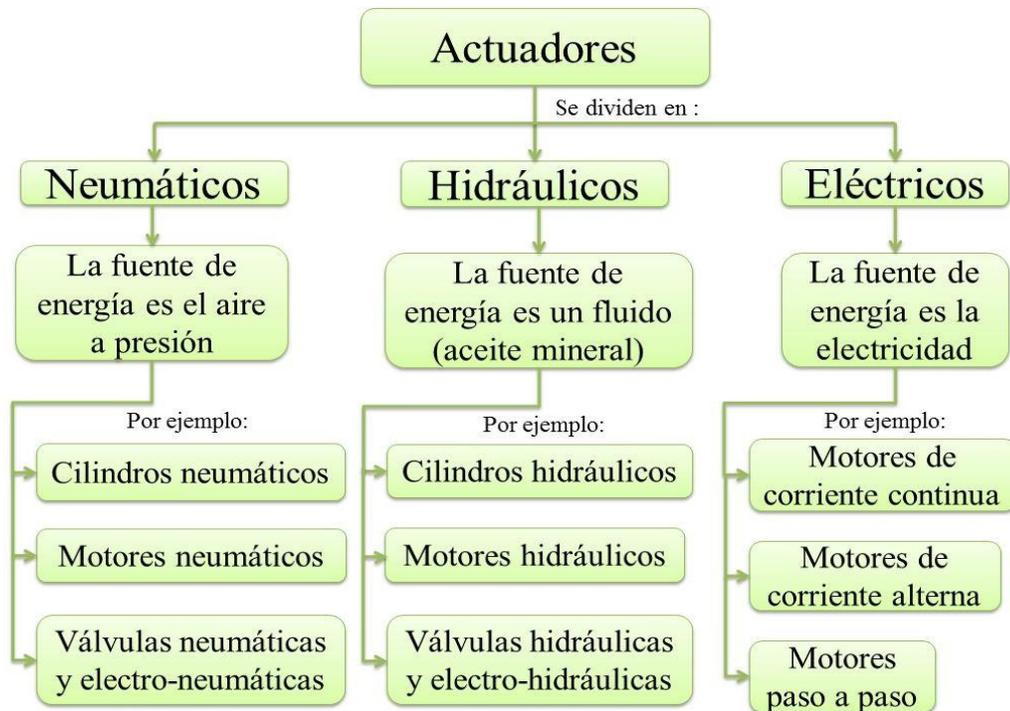


Fig. 44: Clasificación de los actuadores según el tipo de energía empleada.

En el paradigma de diseño actual de estos dispositivos, la tecnología ha puesto su contribución para concebirlos lo más precisos y seguros posibles, gracias a diferentes estrategias de control y sistemas de seguridad. Sin embargo, en dependencia del contexto médico en que se desarrollará la aplicación robótica, estas características diferirán en el orden de relevancia (Sabater et al., 2013).

En la mayoría de los robots para aplicaciones médicas de control de posición, se pueden encontrar los actuadores rígidos (Stiffness actuators), en los cuales una vez alcanzada la posición deseada, se mantendrán en esa posición independientemente de las fuerzas externas que actúen sobre él (siempre y cuando estas fuerzas externas no sobrepasen los límites del propio actuador).

En las aplicaciones médicas, la concepción de diseño de robots intrínsecamente seguros, se ha generalizado y contribuye a la creación de nuevos actuadores flexibles (Compliant actuators), donde la seguridad de las personas resulta lo más importante (Hurst et al., 2004). Un actuador flexible permite una cierta desviación de la posición de equilibrio, dependiente de la fuerza externa que actúa sobre este. La posición de equilibrio de un actuador flexible se define como la posición del actuador cuando no genera ninguna fuerza o par. Esta posición puede ser controlada directamente, mientras que la posición real depende también de la rigidez del actuador y de las fuerzas externas que actúan sobre él. Un ejemplo de actuador flexible es el Series Elastic Actuator (SEA), que es básicamente un muelle lineal en serie con un actuador rígido, donde la flexibilidad viene dada por el muelle elegido, y esta no puede ser modificada durante la operación (figura 45).



Fig. 45: Ejemplo de Series Elastic Actuator.

El sistema mecánico del Propior Foot (figura 46), está compuesto de cinco elementos principales: un motor de D.C., una transmisión, un resorte en serie, un resorte en paralelo

unidireccional y una prótesis del pie de plástico. Los tres primeros elementos combinados forman el anteriormente mencionado SEA (Sabater et al., 2013).

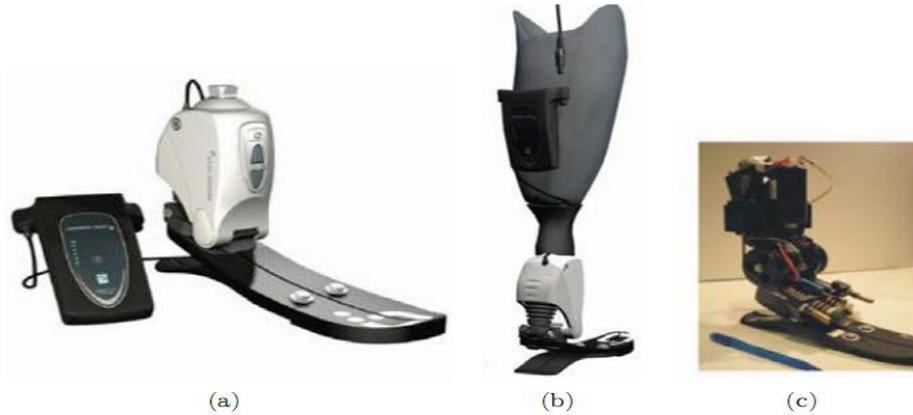


Fig. 46: Sistema: (a) Propior Foot, (b) Propior Foot Instalado, (c) Prototipo de tobillo.

Considerando, las ventajas y desventajas que ofrecen los diferentes tipos de actuadores (tabla 4), no resulta extraño resaltar, que son los actuadores eléctricos, tanto lineales como rotatorios, los más empleados en robótica y en especial en aquellas aplicaciones destinadas para la medicina.

Tabla 4: Principales ventajas y desventajas de los diferentes tipos de actuadores.

Tipo de Actuador	Ventajas	Desventajas
Neumático	Bajo costo Rápidos Sencillos Robustos	Requieren de instalaciones especiales Ruidosos
Hidráulico	Rápidos Alta capacidad de carga Estabilidad frente a cargas estáticas	Requieren de instalaciones especiales Difícil mantenimiento Resultan poco económicos
Eléctrico	Precisos y fiables Silenciosos Control es sencillo Fácil instalación Tiempos de ciclo, peso, y área global, reducidos. Mayor eficiencia energética	Potencia limitada Dependencia directa entre el consumo eléctrico y la moción

La estructura de un actuador eléctrico es simple en comparación con la de los actuadores hidráulicos y neumáticos, ya que sólo requieren de energía eléctrica como fuente de poder. Como se utilizan cables eléctricos para transmitir electricidad y las señales, es altamente versátil y prácticamente no hay restricciones respecto a la distancia entre la fuente de poder y el actuador (Hyniova et al., 2009).

La mayoría de los sistemas de actuación eléctrica son rígidos, si bien un motor eléctrico en sí no es rígido debido al campo magnético; sin embargo el uso de un reductor, que normalmente se usa para disminuir la velocidad e incrementar el par del motor, se refleja en una mayor inercia. Un reductor con un factor de reducción alto es incluso autoblocante debido a la fricción, lo que significa que, cualquier par de rotación aplicado al eje de salida (dentro de los límites del sistema), no produce ningún movimiento. Los servomotores CA sin escobillas se utilizarán en el futuro como actuadores de posicionamiento preciso debido a la demanda de funcionamiento sin tantas horas de mantenimiento.

Existen una gran cantidad de modelos y es fácil asociarlos con motores eléctricos estandarizados según la aplicación (figura 47).

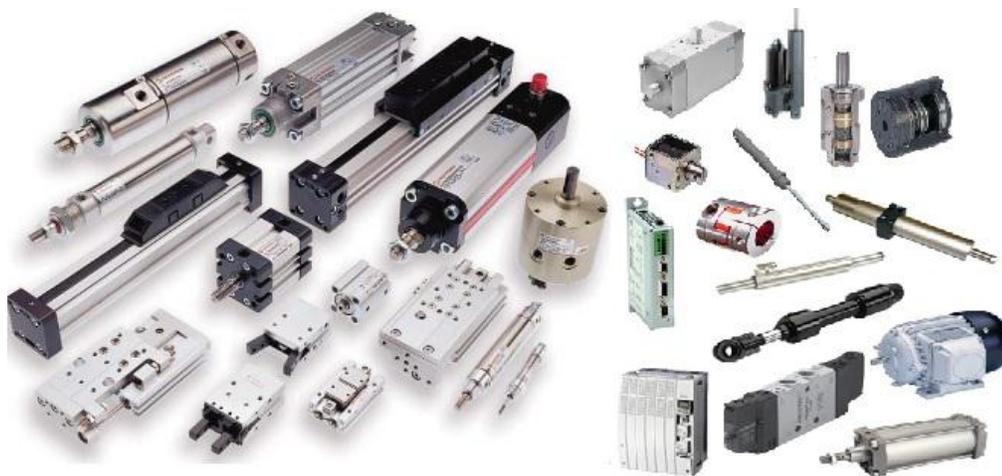


Fig. 47: Diferentes modelos de actuadores eléctricos.

Sin embargo, en la actualidad también son muy utilizados en el desarrollo de prótesis (figura 48) y en áreas de la medicina como la ortodoncia, los denominados Alambres Musculares (Muscle Wires), pueden usarse donde se requiera generar movimiento en muy poco espacio y éste no sea suficiente como para montar un motor eléctrico. Son silenciosos, no generan tanto ruido electromagnético como los motores o los solenoides, son muy

ligeros y consumen (relativamente) poca energía en comparación con la fuerza que desarrollan. Además pueden accionarse indistintamente con corriente directa o con corriente alterna (respetando los límites de corriente del alambre). Los materiales en los que se basan estos alambres musculares son aleaciones con memoria de forma (Shape Memory Alloys, SMA), entre ellos el nitinol que presenta compatibilidad y no genera rechazo en el cuerpo humano. Su cambio de forma se debe al calentamiento. Uno de los principales problemas al trabajar con este tipo de materiales, es que después de un determinado tiempo de uso, el material se quiebra debido a las sucesivas transformaciones y retransformaciones del mismo. Esto frena los avances en la utilización de estas aleaciones, aunque existen líneas de investigación para tratar de dar solución a este problema (Carrasco and Díaz, 2003).

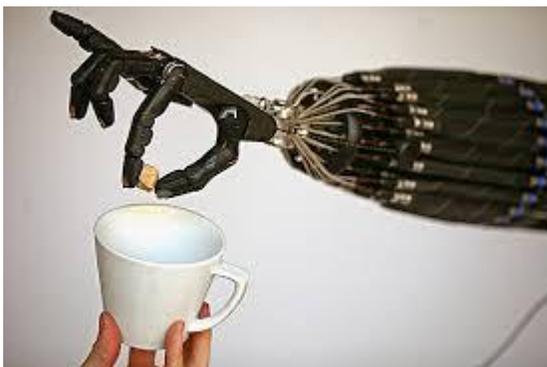


Fig. 48: Prótesis de mano conformada con alambres musculares.

Existen también muchas aplicaciones de robótica médica en que se utilizan actuadores neumáticos, principalmente se destacan algunos sistemas para la rehabilitación, tal es el caso del iPAM, que hace uso de cilindros neumáticos para añadir mayor seguridad a la interacción hombre-máquina directamente en el hardware del sistema o del Puparm, que emplea actuadores neumáticos rotatorios de giro (Sabater et al., 2013).

Dentro de estos actuadores, no se debe dejar de enfatizar en los músculos neumáticos, que imitan la musculatura humana y se emplean en la ortopedia y las prótesis asistidas, los brazos artificiales, piernas y manos, y, en general, cualquier aplicación de robótica capaz de imitar tareas humanas trabajando en ambientes peligrosos (Hesse, 2003). Estos dispositivos están compuestos por un tubo flexible contráctil y los respectivos empalmes (figura 49). El tubo flexible contráctil está formado por una capa interior de goma estanca y resistente a la

presión y de una capa exterior de fibras altamente resistentes. Las fibras están dispuestas en forma de rombos, formando una estructura reticulada tridimensional. Aplicando una presión interior, la periferia se dilata, con lo que se obtiene una fuerza de tracción y un movimiento de contracción a lo largo del músculo neumático. La fuerza de tracción aprovechable llega a su máximo al principio del movimiento de contracción y disminuye al aumentar la carrera. El músculo neumático funciona más económicamente en un margen de tracción de hasta 15% de su longitud nominal (Caballero and Carbonell, 2005).



Fig. 49: Músculos neumáticos.

2.7 Conclusiones parciales.

Se presentan en la literatura tres tipos de aplicaciones básicas de los robots médicos: intervencionistas, de rehabilitación y de asistencia; donde la característica más importante resulta la interrelación del sistema robótico con el personal humano, lo cual condiciona las prestaciones de diseño en los lazos de control y requisitos de comportamiento y seguridad exigidos. Además resulta muy común la utilización de interfaces gráficas, muchas de visualización en 3D y terminales de operación ergonómicas.

Independientemente, de que existen algunos sistemas en robótica médica que emplean solamente el control de movimiento, este por sí solo resulta ineficaz en la mayoría de las aplicaciones desarrolladas donde se requiere del control de fuerza para poder regular la cantidad necesaria de esta magnitud física, que debe ejercer el robot en el cumplimiento de la tarea, según los requerimientos de seguridad establecidos al entrar en contacto con seres humanos.

En los sistemas robóticos para aplicaciones médicas, se han aplicado eficazmente diferentes métodos de control de fuerza, entre los que sobresalen el control híbrido de posición/fuerza,

el Compliance control y el control de impedancia, que se encuentran generalizados en la literatura especializada.

De manera general la ley de control a implementar en el controlador puede variar en dependencia de las especificaciones exigidas para la aplicación, estableciéndose diversas variantes, que van desde los clásicos como el PID descentralizado hasta los más modernos métodos de aprendizaje integrados, lógica difusa, redes neuronales, etc.

Los sistemas sensoriales empleados para robótica médica, presentan en la actualidad una enorme diversidad, que se encuentra en correspondencia con las diferentes funcionalidades que asumen en los distintos entornos de trabajo, específicos para cada contexto de la medicina. Se distinguen sensores no solo para conocer el estado del robot como los de movimiento y de fuerza, sino también para la adquisición de diferentes bioseñales que permiten conocer el estado físico, neurológico o emocional del paciente.

En dependencia del contexto médico en que se desarrollará la aplicación robótica, se emplearán actuadores rígidos o flexibles, donde las características de precisión y seguridad diferirán en el orden de relevancia. Aunque existen sistemas con actuadores neumáticos, especialmente en rehabilitación y prótesis robóticas, los actuadores eléctricos resultan los más utilizados.

CAPÍTULO 3. PERSPECTIVAS DEL EMPLEO DE LA ROBÓTICA MÉDICA EN CUBA.

En este capítulo se realiza una valoración de la aplicabilidad de la robótica en el campo de la medicina en Cuba, así como de los antecedentes que en este campo existen. Finalmente se evalúan las posibilidades concretas de proyección en el desarrollo de sistemas robóticos en el campo de la rehabilitación médica.

3.1 Robótica médica en Cuba.

Las mayores instituciones y compañías productoras de sistemas robóticos para aplicaciones médicas del mundo, pertenecen a países desarrollados, entre ellos Estados Unidos de América; por lo que, - al igual que en otras esferas socio-económicas-, el mercado de robots médicos es difícilmente accesible para el país, debido a los efectos del bloqueo económico y al elevado costo de adquisición de estas tecnologías. No obstante, el potencial científico cubano no está exento de las ventajas que aporta la robótica médica y de la necesidad de su empleo en los servicios que brinda el sistema nacional de salud gratuita, así como su posible extensión a otros países con los cuales se mantiene colaboración en este sector, como los que integran la ALBA.

En los últimos años, se han dado los primeros pasos en el desarrollo de investigaciones y proyectos en Cuba, relacionados con este tipo de aplicaciones para la medicina, que a continuación brevemente se exponen:

- Simulador virtual para cirugía de mínimo acceso.

El Centro de Investigación y Desarrollo de Simuladores (SIMPRO), -con la participación de profesores del Departamento de Automática de la UCLV-, desarrolló un software

utilizando recursos de código abierto, para la simulación en realidad virtual del proceso de enseñanza de la cirugía laparoscópica y de la endoscopia diagnóstica y/o terapéutica del tracto gastrointestinal. Esta aplicación, posibilita el desarrollo de ejercicios de entrenamiento para la coordinación sicomotora a partir de la realimentación visual y la realimentación de fuerzas, además de la medición de los tiempos críticos y secuencias en que han de realizarse las tareas. También, se desarrollaron los modelos matemáticos necesarios, las interfaces electrónicas y mecánicas para la simulación de la cirugía, así como, se implementó el sistema de control para los servomecanismos del simulador (Guzmán et al., 2011).



Fig. 50: Simulador virtual para cirugía de mínimo acceso.

El simulador debe mostrar al cirujano, un entorno virtual donde pueda realizar sus ejercicios de aprendizaje. Este entorno puede ser no anatómico (basado en geometrías) o representando con cierta aproximación los órganos presentes en la cavidad abdominal. En esta versión del simulador se trabaja con entornos no anatómicos, diseñados de forma tal que permitan la realización de ejercicios básicos para el alumno (figura 51).

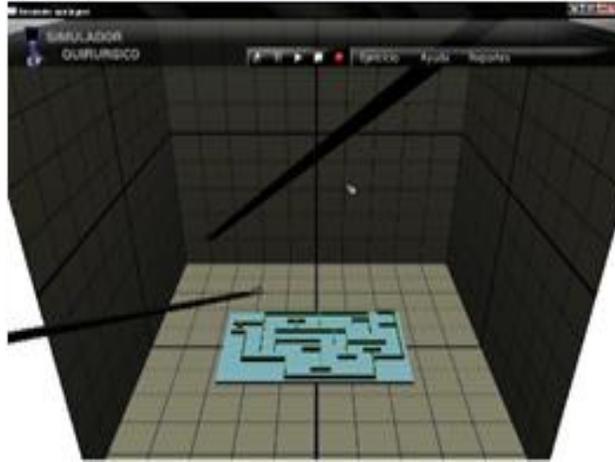


Fig. 51: Entorno de simulación, instrumentos y ejercicio para el desarrollo de la coordinación sicomotora.

Además, se ha desarrollado como complemento para este simulador virtual, una modelación matemática del hilo de sutura, que permite el agarre de este objeto por las pinzas virtuales en el simulador, lo que resulta fundamental para la adquisición de habilidades en el proceso de aprendizaje (Hernández et al., 2011). Con el objetivo de ganar en velocidad en los cálculos relacionados con el proceso de graficado, así como en calidad de la imagen gráfica final, se programó en los lenguajes de sombreado el proceso de representación gráfica del hilo. Como resultados visuales, se obtienen hilos con el cálculo de la luz por pixeles y no por vértices, lo cual da mucho más realismo a la imagen sin la necesidad de emplear tantos vértices entre otros efectos (figura 52).



Fig. 52: Representación gráfica del hilo de sutura.

A partir de los resultados obtenidos con el simulador virtual para cirugía de mínimo acceso, esta investigación se incorporó al consorcio “OpenSurg” Proyecto Iberoamericano para la

Docencia e Investigación en Robótica Médica Acción CYTED 509AC0372, lo que contribuye de manera significativa al desarrollo y transferencia de conocimientos y aplicaciones efectivas, basadas en software libre, de los diferentes grupos multidisciplinares que conforman esta sociedad, creada para disminuir la brecha tecnológica y promover el progreso de la región iberoamericana.

La inserción de especialistas de SIMPRO y de la UCLV en el Proyecto Iberoamericano “OpenSurg” propició ganar en visibilidad internacional en lo que hasta el momento se había venido investigando en este campo. Además como resultado de este proyecto, salió a la luz un importante libro que recopilaba información relacionada la docencia e investigaciones actuales en el campo de la robótica médica.

- Prototipo robótico para rehabilitación del miembro superior.

El Centro de Biofísica Médica de la Universidad de Oriente, ha desarrollado un prototipo robótico para la rehabilitación del miembro superior de los pacientes afectados por una disfunción motora (figura 53). Este sistema está constituido por un exoesqueleto activo con cuatro grados de libertad, un equipo de bioinstrumentación para el registro de señales, un bloque de control de motores de paso y un sistema de interfaz visual con una etapa de entrenamiento y otra de evaluación.



Fig. 53: Prototipo robótico cubano para la rehabilitación del miembro superior.

En estos momentos el sistema desarrollado, se encuentra en pruebas experimentales, y aunque no ha sido aplicado en la terapia de rehabilitación, al menos constituye el primer paso dado en nuestro país en este campo.

- Plataforma neurotecnológica nacional para los proyectos de I+D.

Actualmente, de acuerdo con los lineamientos del VI Congreso del Partido, el 131 acerca de la biotecnología y el 223 que indica la elevación de la soberanía tecnológica en el desarrollo de la neurotecnología, en el Centro de Neurociencias de Cuba (CNEURO), entró en vigor el desarrollo de un nuevo proyecto con el propósito de la creación de una plataforma nacional de I+D en neurotecnología. El objetivo específico de este proyecto, consiste en automatizar la rehabilitación motora luego de daño neurológico, combinando: redes (como las WBAN) de sensores de aceleración, fuerza, desplazamiento, señales electromiográficas (EMG) y potenciales evocados, Kinect; “salud móvil” (m-health); robótica; procesamiento digital de señales y otras técnicas.

Por su parte, el Grupo de Automática, Robótica y Percepción (GARP) de la UCLV, ha venido desarrollando desde hace años investigaciones en conjunto con SIMPRO, institución que diseña y fabrica simuladores industriales de movimiento (Rubio et al., 2009), (Izaguirre et al., 2011b), (Izaguirre et al., 2011a). En este contexto se han desarrollado aplicaciones con robots paralelos de dos y tres grados de libertad accionados neumáticamente, con resultados investigativos concretos y de aplicación práctica en simuladores de conducción, entrenamiento y entretenimiento, donde se incorporan técnicas de realidad virtual. En este marco, se han defendido tesis doctorales y de maestría, así como se han obtenido dos Premios Provinciales de la Academia de Ciencias de Cuba (ACC) y un Premio Nacional ACC, por solo mencionar algunos resultados. Además, en este grupo investigativo existe experiencia en el diseño de lazos de control para lograr fuerzas constantes, posicionamiento continuo planar o espacial, en el desarrollo de los modelos cinemáticos y dinámicos de sistemas robóticos, así como en la implementación de sistemas sensoriales, donde se destaca el empleo de sensores inerciales de medición, cuyos resultados investigativos se pueden perfectamente extender al campo de las aplicaciones neuro-médicas. Es por ello, que en 2013 se incorpora a este proyecto de plataforma neurotecnológica nacional el GARP, que cuenta con potencialidad para efectuar colaboraciones en las siguientes líneas:

- Sistemas robóticos para la rehabilitación motora y neurorrehabilitación.

- Uso de la robótica y técnicas de realidad virtual para asistir los tratamientos de neurorrehabilitación (simuladores de movimiento, entretenimiento, dispositivos robóticos para juegos terapéuticos, etc.)
- Apoyo de equipamiento automatizado para pruebas de diagnóstico y/o tratamiento de pacientes con afecciones neuromotoras.

Actualmente, un proyecto de colaboración del GARP y el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI), -ambos de la UCLV-, con el CNEURO ha sido aprobado, y cuenta con un financiamiento de 60 000 CUP y 12 000 CUC, por lo que representa una oportunidad para desarrollar investigaciones concretas en el campo de la rehabilitación motora en nuestro país, con un alto impacto nacional y perspectivas de extenderse a países de la región con los cuales existen convenios de colaboración médica.

3.2 Posibilidades de la robótica médica en Cuba. Análisis económico.

En estos momentos, el país no cuenta con las condiciones y recursos necesarios, para el desarrollo de investigaciones y prototipos de robots quirúrgicos o asistenciales, que además no resultarían factibles desde el punto de vista económico y comercial, si se les comparara con los sistemas internacionales abordados en el primer capítulo. Sin embargo, en la especialidad de medicina física y de rehabilitación, sí existen posibilidades concretas para la implementación de estos dispositivos, por lo que resulta muy conveniente, la explotación del potencial científico nacional relacionado con esta esfera.

Seguidamente, se justifica la necesidad socio-económica que presenta el país de desarrollar sistemas robóticos para ser explotados en la rehabilitación médica.

En Cuba existen un gran número de salas de rehabilitación, tan solo en la provincia de Villa Clara hay instalados alrededor de 31 Centros Integrales de Rehabilitación, que durante sus 10 años de fundados, han asistido miles de pacientes para disfrutar de manera gratuita los servicios médicos que ellos brindan. Adicionalmente, existen necesidades mundiales no cubiertas de estos productos robóticos, principalmente por el envejecimiento mundial de la población, -lo que expande el mercado-, así como la presión creciente para atender las

necesidades de los discapacitados (de manera especial en los países de la ALBA, por su vocación social).

En particular, los sistemas robóticos para la rehabilitación motora se diseñan para asistir el proceso de recuperación de las capacidades neuro-motoras de la persona afectada. En este caso, los robots reducen notablemente la carga física del fisioterapeuta e incrementa su productividad, la calidad y mejora de las condiciones de trabajo, así como mejoran la eficacia del tratamiento al paciente.

Adicionalmente, la terapia recuperativa asistida por robots posibilita evaluar las dosis de la terapia, provee motivación psíquica a los pacientes, sobre todo cuando se emplean interfaces gráficas interactivas de usuario. Debido a la disponibilidad de sensores y facilidades computacionales, se puede incorporar como valores agregados a la aplicación, el manejo y procesamiento de datos, la evaluación computarizada de la evolución del paciente, reportes gráficos, etc.

Considerando que el costo de adquisición de un dispositivo robótico para la rehabilitación motora, como el mostrado en la figura 53, puede costar por encima de los 50 000 dólares la unidad, y que gracias a su producción nacional se pudieran instalar solo en el 50 % de los Centros de Rehabilitación del país, ello significaría un ahorro de importaciones de alrededor de 3 millones de dólares, estimando la existencia de 156 centros distribuidos en Cuba.

Por otro lado, considerando que la terapia de rehabilitación asistida por dispositivos robóticos incrementa el nivel de recuperación de los pacientes, al disminuir como promedio 1,2 días de tratamiento, ello significa un ahorro de miles de pesos por concepto de reincorporación de la fuerza de trabajo a las actividades productivas y de servicios.

3.3 Conclusiones parciales.

Aunque el desarrollo de sistemas robóticos para aplicaciones médicas, es facultad de los países desarrollados del mundo, en Cuba se cuenta con antecedentes y fuerza técnica especializada para investigar y desarrollar de manera sustentable, equipamientos o dispositivos robóticos en el campo de la rehabilitación médica.

Las variantes de aplicación en una primera etapa de desarrollo, pudieran centrarse en dispositivos sensoriales que asistirían al proceso de rehabilitación motora, para posteriormente incorporar lazos de control en función de la aplicación.

Resulta innegable, el efecto económico positivo y de alto impacto social que representa potenciar la investigación y el desarrollo de aplicaciones concretas y sustentables de la robótica médica en Cuba.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

El desarrollo de este trabajo de diploma, permitió arribar a las siguientes conclusiones:

1. Luego de analizar los fundamentos relacionados con el tema objeto de investigación, se reafirman las ventajas innegables de los sistemas robóticos en el campo de la medicina, destacándose la disminución del tiempo quirúrgico, de los tratamientos de rehabilitación, así como el aumento de la precisión y eficacia de la labor médica.
2. Las aplicaciones de los robots de servicios en el campo de la medicina, están determinadas por especificaciones de operación y requisitos de comportamiento muy exigentes, que deben ser considerados de antemano a la hora de implementar estos sistemas.
3. Las aplicaciones básicas de los robots médicos se desarrollan en tareas intervencionistas, de rehabilitación y de asistencia; donde la característica más importante resulta la interrelación del sistema robótico con el personal humano, lo cual condiciona las prestaciones de diseño en los lazos de control y requisitos de comportamiento y seguridad exigidos.
4. Se destacan en los sistemas robóticos para aplicaciones médicas, el uso de diferentes métodos de control de fuerza, sobresaliendo el control híbrido de posición/fuerza, el Compliance control y el control de impedancia.
5. De manera general no existe una estrategia de control única a implementar, sino que el diseño del controlador puede variar en dependencia de las especificaciones exigidas para la aplicación, abarcando desde el clásico control PID, hasta los más modernos métodos de aprendizaje integrados, lógica difusa, redes neuronales, etc.

6. Los sistemas sensoriales para robótica médica, se caracterizan por una enorme diversidad, que se corresponde con las diferentes funcionalidades que asumen en los disímiles entornos de trabajo, distinguiéndose sensores no solo para conocer el estado del mecanismo como los de movimiento y de fuerza, sino también para la adquisición de bioseñales que posibilitan conocer el estado físico, neurológico o emocional del paciente.
7. En dependencia del contexto médico en que se desarrollará la aplicación robótica, se emplearán actuadores rígidos o flexibles, donde las características de precisión y seguridad diferirán en el orden de relevancia. Aunque existen sistemas con actuadores neumáticos, especialmente en rehabilitación y prótesis robóticas, los actuadores eléctricos resultan los más utilizados.
8. Independientemente, de que el desarrollo de robots para aplicaciones médicas es privativo de países desarrollados, en Cuba se cuenta con antecedentes y potencial científico cualificado para investigar y desarrollar de manera sustentable, equipamientos o dispositivos robóticos para la rehabilitación médica.

Con las conclusiones presentadas se satisfacen los objetivos del trabajo y se justifica plenamente la necesidad de la investigación, quedando corroborada la hipótesis inicial establecida.

Recomendaciones

Como principales recomendaciones del presente trabajo se proponen:

- 1 Continuar desarrollando investigaciones dirigidas a la actualización del marco teórico referencial, relacionado con la robótica para aplicaciones médicas y su impacto en el mercado global.
- 2 Explorar líneas de investigación para el desarrollo de aplicaciones concretas y sustentables en robótica médica en nuestro país.
- 3 Valorar de manera mucho más concreta, los resultados económicos que aporta la aplicación de la robótica médica en Cuba, en particular en la especialidad de rehabilitación.

- 4 Evaluar el establecimiento de proyectos de colaboración con instituciones y empresas extranjeras.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABACIOGLU, M. (2012). “Advances in technology in radiation oncology”, *Oncology*, vol. 2, no. 1, pp. 11–14.
- ADVANCED-TECHNOLOGY-PROGRAM (2005). Using Robot Technology for Deliveries in Hospitals. HelpMate Robotics, Inc.
<http://www.atp.nist.gov/eao/sp950-1/helpmate.htm>.
- ANDREWS, R., MAH, R., PAPASIN, R., GUERRERO, M. & DASILVA, L. (2006). The NASA Smart Probe Project for real-time tissue identification; potential application in neurosurgery, In: *Minimally Invasive Neurosurgery and Multidisciplinary Neurotraumatology*, Kanno, Tetso(Ed.), p 212-215, Springer, 978-4-431-28551-9, Japan.
- ARACIL R. (2002). Teleoperación, III Jornadas de Trabajo Enseñanza vía Internet / Web de la Ingeniería de Sistemas y Automática, Alicante, España.
- BALLANTYNE, G. H. (2002). “Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and tementoring: review of early clinical results”, *Surgical Endoscopy and Other Interventional Techniques*, vol. 16, no. 10, pp. 1389–1402.
- BARBÉ, L., BAYLE, B., DE MATHELIN, M. & GANGI, A. (2006). Online robust model estimation and haptic clues detection during in-vivo needle insertions, *Proc. of the IEEE Biomechanical robotics and Biomechatronics*, Pise.
- BAUERNSCHMITT, R. & GAERTNER, C. (2008). Improving the quality of Robotic Heart Surgery: Evaluation in a New Experimental System, in *Proc. 4th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering*, Moscow, pp. 137-140.
- BEASLEY, R. A. (2012). *Medical Robots: Current Systems and Research Directions*. Hindawi Publishing Corporation. *Journal of Robotics*, 2012, 14.
- BLAYA, J. A. & HERR, H. (2004). Adaptive Control of a Variable-Impedance Ankle-Foot Orthosis to Assist Drop-Foot Gait, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, pp. 24-31.
- BODNER, J., WYKYPIEL, H., WETSCHER, G. & SCHMID, T. (2004). “First experiences with the da Vinci operating robot in thoracic surgery”, *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, vol. 25, no. 5, pp. 844–851.
- BRANDT, G., RADERMACHER, K., LAVALLEE, S., STAUDTE, H. W. & RAU, G. (1997). “A Compact Robot for Image Guided Orthopedic Surgery: Concept and

- Preliminary Results.” Lecture notes in Computer Science 1205, CVRMed-MRCAS’97, Troccaz, J., Grimson, R., and Mosges R., eds., Springer, pp. 767-776.
- BRAUN, E. U. & MAYER, H. (2008). The Must-Have in Robotic Heart Surgery: Haptic Feedback, Chapter 2 in Medical Robotics; ed. Bozovic, V, Tech Education and Publishing, Vienna, pp. 9-21.
- BRISSON, G. (2008). The Precision Freehand Sculptor: a Robotic Tool for Less Invasive Joint Replacement Surgery, ProQuest.
- BRODIE, J. & ELJAMEL, S. (2011). Evaluation of a neurosurgical robotic system to make accurate burr holes. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 7, no. 1, pp. 101–106.
- CABALLERO, A. H. & CARBONELL, P. (2005). Prototipo experimental para la identificación y control de actuadores por músculo neumático.
- CARRASCO, I. & DÍAZ, F. (2003). Alambres musculares. Departamento de Electrónica, Universidad Técnica Federico Santa María, Valparaíso, Chile.
- CECCARELLI, M. (2011). “Problems and issues for service robots in new applications”, *International Journal of Social Robotics*, vol. 3, no. 3, pp. 299–312.
- CEPOLINA, F. & MICHELINI, R. C. (2004). “Robots in medicine: a survey of in-body nursing aids. Introductory overview and concept design hints”, in Proc. of ISR 2004, 35 International Symposium on Robotics, 23-26 March 2004, Paris, France.
- CIPRIANI, C., CONTROZZI, M. & CARROZZA, M. C. (2009). Progress towards the development of the smart-hand transradial prosthesis, The 2009 IEEE Inter. Conf. on Rehabilitation Robotics, Japan, pp. 682–687.
- COURREGÈS, F., SMITH, N., POISSON, G., VIEYRES, P., GOURDON, A., SPIZIEG, M. & MERIGEAUX, O. (2001). Real time exhibition of a simulated space tele-echography using an ultralight robot. In: *International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space*.
- CHANG, Z., LIU, T., CAI, J., CHEN, Q., WANG, Z. & YIN, F. (2011). “Evaluation of integrated respiratory gating systems on a novalis tx system”, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, vol. 12, no. 3, article 3495.
- CHUN, J. K. R., ERNST, S. & MATTHEWS, S. (2007). “Remote-controlled catheter ablation of accessory pathways: results from the magnetic laboratory”, *European Heart Journal*, vol.28, no.2, pp. 190–195.
- DAVIES, B. (2000). “A review of robotics in surgery”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers H*, vol. 214, no. 1, pp. 129–140.
- DEACON, G., HARWOOD, A. & HOLDBACK, J. (2010). “The pathfinder image-guided surgical robot”, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers H*, vol. 224, no. 5, pp. 691–713.
- DEVITO, D. P., KAPLAN, L. & DIETL, R. (2010). “Clinical acceptance and accuracy assessment of spinal implants guided with spineassist surgical robot: retrospective study”, *Spine*, vol. 35, no. 24, pp. 2109–2115.

- DIMAIO, S. & SALCUDEAN, S. (2003). "Needle steering and model based trajectory planning," in Proceedings of the 6th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI '03), pp. 33–40.
- DOGANGIL, G., DAVIES, B. L. & RODRIGUEZ Y BAENA, F. (2010). "A review of medical robotics for minimally invasive soft tissue surgery", Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers H, vol. 224, no. 5, pp. 653–679.
- DOLLAR, A. M. & HOWE, R. D. (2007). The SDM hand as a prosthetic terminal device: a feasibility study, in Proc. 2007 IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics, The Netherlands, pp. 978–983.
- DUCHEMIN, G., MAILLET, P., POIGNET P., DOMBRE E. & F., P. (2005). A hybrid Position/Force Control Approach for Identification of Deformation Models of Skin and Underlying Tissues, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 52(2), pp. 160-170.
- ENDOCONTROL (2012). VIKY: Motorized Endoscope Positioner. www.endocontrol-medical.com/viky_ep.php.
- FERRARINI, L., OLOFSEN, H., REIBER, J. H. C. & ADMIRAAL-BEHLOUL (2010). Autonomous Virtual Mobile Robot for the Exploration of 3D Medical Images. Leiden University Medical Center – Department of Radiology, Division of Image Processing. The Netherlands.
- FORMICA, D., ZOLLO, L. & GUGLIELMELLI, E. (2006). Torque-dependent compliance control in the joint space for robot-mediated motor therapy, Trans.ASME, J. Dyn. Syst. Meas. Control, vol. 128, pp. 152–158.
- FU, K. S., GONZÁLEZ, R. & LEE, C. (1987). Robotics: control, sensing, vision, and intelligence. *McGraw-Hill*.
- GAGNON, G. J., NASR, N. M. & LIAO, J. J. (2009). "Treatment of spinal tumors using CyberKnife fractionated stereotactic radiosurgery: pain and quality-of-life assessment after treatment in 200 patients", Neurosurgery, vol. 64, no. 2, pp. 297–306.
- GLAUSER, D., FANKHAUSER, H., EPITAUX, M., HEFTI, J. L. & JACCOTTET, A. (1995). "Neurosurgical robot Minerva: first results and current developments," Journal of Image Guided Surgery, vol.1, no. 5, pp. 266–272.
- GLOBAL INDUSTRY ANALYSTS, I. (2013). A Global Strategic Business Report. Medical Robotics. www.researchandmarkets.com/reports/2228045/medical_robotics_global_strategic_business.
- GOURDON, A., POIGNET, P., POISSON, G., VIEYRES, P. & MARCHÉ, P. (1999a). A new robotic mechanism for medical application. In: IEEE/ASME International conference on Advanced Intelligent Mechatronics. pp. 33 – 38.
- GRACE, K. W., COLGATE, J. E., GLUCKSBERG, M. R. & CHUN, J. H. (1993). "A Six Degree of Freedom Micromanipulator for Ophthalmic Surgery." IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 630-635.

- GRAF, B. & REISER, U. (2011). Care-O-bot® 3, PRODUCT VISION OF A ROBOTIC HOME ASSISTANT, Fraunhofer Institute for Manufacturing Engineering and Automation IPA, Nobelstrasse 1270569 Stuttgart|Germany www.care-o-bot.de/english.
- GUPTA, A., O'MALLEY, M. K., PATOGLU, V. & BURGAR, C. (2008). Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training. *The International Journal of Robotics Research* 27,233.
- GUPTA, A. & O'MALLEY, M. K. (2006). Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 11(3): 280–289.
- GUPTA, V., GUPTA V., REDDY, N. P. & P., B. (1996). Forces in surgical tools: comparison between laparoscopic and surgical forceps. *Engineering in Medicine and Biology Society. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*.
- GUZMÁN, J. I., HERNÁNDEZ, M., NETO, L. C. & GUTIÉRREZ, M. (2011). Soluciones informáticas en el desarrollo de un simulador virtual para la cirugía de mínimo acceso. *Informática 2011*.
- HAGN, U. & NICKL, M. (2008b). The DLR MIRO: a versatile lightweight robot for surgical applications, *Industrial Robot: An Int. Journal*; Vol.35/4, pp. 324–336.
- HAIDEGGER, T., BENYÓ, B., KOVÁCS, L. & BENYÓ, Z. (2009). Force Sensing and Force Control for Surgical Robots. *Proceedings of the 7th IFAC Symposium on Modelling and Control in Biomedical Systems, Aalborg, Denmark*.
- HAIDEGGER, T., KOVÁCS, L., PRECUP, R.-E., PREITL, S., BENYÓ, B. & BENYÓ, Z. (2011). Cascade Control for Telerobotic Systems Serving Space Medicine. *Preprints of the 18th IFAC World Congress Milano (Italy)*.
- HARRELL, A. G. & HENIFORD, B. T. (2005). “Minimally invasive abdominal surgery: lux et veritas past, present, and future”, *American Journal of Surgery*, vol. 190, no. 2, pp. 239–243.
- HARRIS, S. J., ARAMBULA-COSIO, F. & MEI, Q. (1997a). “The probot an active robot for prostate resection”, *Proceedings of the Institution of Mechanical EngineersH*, vol. 211, no. 4, pp. 317–325.
- HARRIS, S. J., LIN, W. J., FAN, K. L., HIBBERD, R. D., COBB, J., MIDDELTON, R. & DAVIES, B. L. (1997b). “Experiences With Robotic Systems for Knee Surgery.” *Lecture notes in Computer Science 1205, CVRMed-MRCAS'97*, Troccaz, J., Grimson, R., and Mosges R., eds., Springer, pp. 757-766.
- HERNÁNDEZ, M., GUZMÁN, J. I., NETO, L. C. & GUTIÉRREZ, M. (2011). Modelo del hilo de sutura para simulación virtual de la cirugía de mínimo acceso.
- HESSE, S. (2003). *El músculo neumático y sus aplicaciones. Blue Digest on Automation. FESTO, Esslingen*.
- HILLMAN, M. (2004). “Rehabilitation robotics from past to present: a historical perspective,” in *Advances in Rehabilitation Robotics*, pp. 25–44, Springer, New York, NY, USA.

- HO, S. C., HIBBERD, R. D. & DAVIES, B. L. (1995). "Robot Assisted Knee Surgery." IEEE Engineering in Medicine and Biology, Vol. 14, pp. 292-299.
- HOGAN, N. (1985). Impedance Control: An approach to manipulation, Journal of Dynamics Systems, Measurement and Control, pp. 1-24.
- HOLLERBANCH, J. M., HUNTER, I. W. & BALLANTYNE, J. (1992). A Comparative Analysis of Actuator Technologies for Robotics.
- HOOGEMAN, M., PREVOST, J. B., NUYTTENS, J., POLL, J., LEVENDAG, P. & HEIJMEN, B. (2009). "Clinical accuracy of the respiratory tumor tracking system of the cyberknife: assessment by analysis of log files," International Journal of Radiation Oncology *Biology* Physics, vol. 74, no. 1, pp. 297-303.
- HURST, J. W., CHESTNUTT, J. E. & RIZZI, A. A. (2004). An Actuator with Mechanically Adjustable Series Compliance. Robotics Institute Carnegie Mellon University Pittsburgh, Pennsylvania, USA.
- HYNIOVA, K., STRIBRSKY, A., HONCU, J. & KRUCZEK, A. (2009). Active Suspension System with Linear Electric Motor.
- IFR-STATISTICAL-DEPARTMENT (2013). World robotics, Statistics, Market Analysis, Forecasts and Case Studies and Profitability of Robot Investment. www.worldrobotics.org/index.php?id=home&news_id=260.
- IZAGUIRRE, E. (2012). Control Cinemático en el Espacio de Tareas de Robot Paralelo Neumático en Aplicación de Simulador de Movimiento. Dpto de Automática y Sistemas Computacionales, UCLV, Santa Clara, Cuba.
- IZAGUIRRE, E., HERNÁNDEZ, L., RUBIO, E., PRIETO, P. J. & HERNÁNDEZ, A. (2011a). Control Desacoplado de Plataforma Neumática de 3-gdl utilizada como Simulador de Movimiento. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial, 8 (4), 345-356.
- IZAGUIRRE, E., HERNÁNDEZ, L., RUBIO, E. & URQUIJO, O. (2011b). "Cartesian Control of a 3-DOF Electro-pneumatic Actuated Motion Platform with Exteroceptive Pose Measurement", International Journal of Advanced Robotic Systems, ISSN:1729-8806, vol. 8, No.4, pp. 120-128.
- JENSEN, P. S., GLUCKSBERG, M. R., COLGATE, J. E., GRACE, K. W. & ATTARIWALA, R. (1994). "Robotic Micromanipulator for Ophthalmic Surgery." 1st International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Pittsburgh, USA, pp. 204-210.
- JEONG, W., PETROS, F. & ROGERS, C. (2012). Robotic Surgery: Basic Instrumentation and Troubleshooting, ch. 72, Wiley-Blackwell, Hoboken, NJ, USA.
- JOSKOWICZ, L., SHAMIR, R., ISRAEL, Z., SHOSHAN, Y. & SHOHAM, M. (2011). "Renaissance robotic system for keyhole cranial neurosurgery: in-vitro accuracy study", in Proceedings of the Simposio Mexicano en Ciruga Asistida por Computadora y Procesamiento de Imgenes Médicas (MexCAS '11).
- KAZANZIDES, P., MITTELSTADT, B. D., MUSITS, B. L., BARGAR, W. L., ZUHAR, J. F., WILLIAMSON, B., CAIN, P. W. & CARBONE, E., J. (1995). "An Integrated

- System for Cementless Hip Replacement.” IEEE Engineering in Medicine and Biology Vol. 14, pp.307-312.
- KHALIL, W. & DOMBRE, E. (2002). Modeling identification and control of robots, Hermes Penton Science.
- KHODABANDEHLOO, K., BRETT, P. N. & BUCKINGHAM, R. O. (1996). “Special-Purpose Actuators and Architectures for Surgery Robots”, Computer-Integrated Surgery, Taylor, R., Lavllée, S., Burdea, G., Ralph Mösges, eds., pp. 263-274.
- KIENZLE III, T., STULBERG, D., PESHKIN, M., QUAID, A., LEA, J., GOSWAMI, A. & WU, C. (1996). “A Computer-Assisted Total Knee Replacement Surgical System Using a Calibrated Robot.” in Computer Integrated Surgery. Taylor, Lavallee, Burdea, and Mosges, eds., MIT Press, pp. 410-416.
- KOULALIS, D., O’LOUGHLIN, P. F., PLASKOS, C., KENDOFF, D., CROSS, M. B. & PEARLE, A. D. (2010). “Sequential versus automated cutting guides in computer-assisted total knee arthroplasty”, Knee, vol. 18, no. 6, pp. 436–442.
- KROH, M., EL-HAYEK, K. & ROSENBLATT, S. (2011). “First human surgery with a novel single-port robotic system: cholecystectomy using the da Vinci Single-Site platform”, Surgical Endoscopy, vol. 25, no. 11, pp. 3566–3573.
- KWOH, Y. S., HOU, J., JONCKHEERE, E. A. & HAYATI, S. (1988). “A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 35, no. 2, pp. 153–160.
- LANG, J. E., MANNAVA, S. & FLOYD, A. J. (2011) “Robotic systems in orthopaedic surgery,” Journal of Bone and Joint Surgery B, vol. 93, no. 10, pp. 1296–1299.
- LE-TIEN, L. & ALBU-SCHÄFFER, A. (2009). Adaptive Friction Compensation in Trajectory Tracking Control of DLR Medical Robots with Elastic Joints.
- LERNER, M. A., AYALEW, M., PEINE, W. J. & SUNDARAM, C. P. (2010). “Does training on a virtual reality robotic simulator improve performance on the da Vinci surgical system?”, Journal of Endourology, vol. 24, no. 3, pp. 467–472.
- LI, M., KAPOOR, A., MAZILU, D. & HORVATH, K. A. (2011). “Pneumatic actuated robotic assistant system for aortic valve replacement under MRI guidance”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 58, no. 2, pp. 443–451.
- LI, Q. H., ZAMORANO, L., PANDYA, A., PEREZ, R., GONG, J. & DIAZ, F. (2002). “The application accuracy of the NeuroMate robot: a quantitative comparison with frameless and frame-based surgical localization systems,” Computer Aided Surgery, vol. 7, no. 2, pp. 90–98.
- LOW, K. (2011). “Robot-assisted gait rehabilitation: from exoskeletons to gait systems”, in Proceedings of the Defense Science Research Conference and Expo (DSR ’11), pp. 1–10.
- LU, Z. & GOLDENBERG, A. (1995). “Robust Impedance Control and Force Regulation: Theory and Experiments”, The International Journal of Robotics Research, pp. 225-254.

- MAHVASH, M. & GWILLIAM, J. (2008). Force-Feedback Surgical Teleoperator: Controller Design and Palpation Experiments, in Proc. 16th Symp. on Haptic Interfaces for Virtual Envir. and Teleoperator Systems, pp.465-471.
- MARESCAUX, J., LEROY, J. & GAGNER, M. (2001). “Transatlantic robot assisted telesurgery”, *Nature*, vol. 413, no. 6854, pp. 379–380.
- MAURIN, B., DOIGNON, C., GANGLOJ., BAYLE, B., DE MATHELIN, M., PICCIN, O. & GANGI, A. (2006). CTBot: A Stereotactic-Guided Robotic Assistant for Percutaneous Procedures of the Abdomen.
- MEDINA, F., GUTIÉRREZ, J. & MOSQUERA, V. H. (2009). CONTROL DE FUERZA POR IMPEDANCIA Y ESTUDIO DE UN SENSOR DE FUERZA PARA UNA PRÓTESIS DE MANO DE NUEVE GRADOS DE LIBERTAD.
- MELZER, A., GUTMANN, B. & REMMELE, T. (2008). “Innomotion for percutaneous image-guided interventions,” *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27, no. 3, pp. 66–73.
- MERLET, J. P. (2006b). *Parallel Robots*, 2nd Edition. Springer, France, ISBN-13: 978-1-4020-4133-4.
- NAJARIAN, S., FALLAHNEZHAD, M. & AFSHARI, E. (2011). “Advances in medical robotic systems with specific applications in surgery—a review,” *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 35, no. 1, pp. 19–33.
- NEF, T., MIHELJ, M., COLOMBO, G. & RIENER, R. (2006). ARMIN. Robot for Rehabilitation of the Upper Extremities. Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, Florida.
- NI, L. & WANG, D. W. L. (2004). “A Gain Switching Control Scheme for Position Error Based Bilateral Teleoperation: Contact Stability and Controller Design”, *The International Journal of Robotics Research*.
- NUÑO, E. & BASAÑEZ, L. (2004). Teleoperación: técnicas, aplicaciones, entorno sensorial y teleoperación inteligente.
- OLLERO, B. A. (2001). *Robótica, manipuladores y robots móviles*. Alfaomega-marcombo.
- OTR, O., REINDERS-MESSELINK, H. A., BONGERS, R. M., BOUWSEMA, H. & VAN DER SLUIS, C. K. (2010). “The i-LIMB hand and the DMC plus hand compared: a case report” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 34, no. 2, pp. 216–220.
- PAYANDEH, S. (1997). Force Propagation Models in Laparoscopic Tools and Trainers. Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS, Chicago, IL. USA.
- PEARLE, A. D., O’LOUGHLIN, P. F. & KENDOFF, D. O. (2010). “Robot-assisted unicompartmental knee arthroplasty”, *Journal of Arthroplasty*, vol. 25, no. 2, pp. 230–237.
- PÉREZ, V., BUSTAMANTE, J., BETANCUR, M., ESPINOSA, J. & NAWRAT, Z. (2011). Desarrollo de un modelo generalizado para realimentación de fuerza y torque en cirugía cardiotorácica mínimamente invasiva robótica: determinación de condiciones y restricciones. *Revista Colombiana de Cardiología*.

- PÉREZ, V. Z., GUTIÉRREZ, L. B. & KANDORA, A. (2007). Modeling of the master in the bilateral control of the Robin Heart teleoperation system. Robotics 2006 Zabrze, Poland.
- PIERROT, F., BARADAT, C., NABAT, V., COMPANY, O., KRUT, S. & GOUTTEFARDE, M. (2009). Above 40g Acceleration for Pick-and-Place with a New 2-dof PKM. En: IEEE International Conference of Robotics and Automation (ICRA-09). Kobe, Japan, pp. 1794–1800.
- PIERROT, F., DOMBRE, E., DÉGOULANGE, E., URBAIN, L., CARON, P., BOUDET, S., GARIÉPY, J. & MÉGNIEN, J. L. (1999). Hippocrate: a safe robot arm for medical applications with force feedback. *Medical Image Analysis* 3, 285 – 300.
- PLASKOS, C., CINQUIN, P., LAVALLÉE, S. & HODGSON, A. J. (2005). “Praxiteles: a miniature bone-mounted robot for minimal access total knee arthroplasty”, *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 1, no. 4, pp. 67–79.
- POIGNET, P. (2007). Motion Control and Interaction Control in Medical Robotics, 3rd Summer European University on Surgical robotics, Montpellier, Francia.
- PYLATIUK, C., MOUNIER, S., KARGOV, A., SCHULZ, S. & BRETTHAUER, G. (2004). Progress in the development of a multifunctional hand prosthesis. The 26th IEEE Annual Int. Conf. on Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, USA, pp. 4260–4263.
- QIAO, T. & BI, S. (2013). CASCADED CONTROL OF COMPLIANT ACTUATORS IN FRIENDLY ROBOTICS U.P.B. Sci. Bull., Series D, Vol. 75, Iss. 1, ISSN 1454-2358 Beihang University, China.
- RAMDANI, N., GOUTTEFARDE, M., PIERROT, F. & MERLET, J. P. (2008). First Results on the Design of High Speed Parallel Robots in Presence of Uncertainty. En: IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems IROS-08. Nice, France, pp. 2410–2415.
- RASCÓN, R., ALVAREZY, J. & AGUILAR, L. T. (2010). Control de fuerza y movimiento utilizando modos deslizantes de un sistema mecánico sujeto a restricciones unilaterales. Congreso Anual 2010 de la Asociación de México de Control Automático. Puerto Vallarta, Jalisco, México.
- REINKENSMEYER, D., KAHN, L., AVERBUCH, M., MCKENNA-COLE, A., SCHMIT, B. & RYMER, W. (2000). Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the ARM guide.
- RIC (2013). Robot-Assisted Walking Therapy Using the Lokomat Robot. Rehabilitation Institute of Chicago. www.ric.org/conditions/specialized/lokomat.
- RIGA, C. V., BICKNELL, C. D., WALLACE, D., HAMADY, M. & CHESHIRE, N. (2009). “Robot-assisted antegrade in-situ fenestrated stent grafting,” *Cardio-Vascular and Interventional Radiology*, vol. 32, no. 3, pp. 522–524.
- RODRÍGUEZ-LOSADA, D., MATIA, F., JIMENEZ, A., GALAN, R. & LACEY, G. (2010). Guido, the Robotic SmartWalker for the frail visually impaired.

- ROSEN, J., HANNAFORD, B. & SATAVA, R. (2011). *Surgical Robotics: Systems Applications and Visions*, Springer, New York, NY, USA.
- RUBIO, E., HERNÁNDEZ, L., ARACIL, R., SALTAREN, R. & GUERRA, J. (2009). Implementation of Decoupled Model-Based Controller in a 2-DOF Pneumatic Platform used in Low-Cost Driving Simulators. En: *Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference -Cerma 2009-*. Morelos, Mexico, pp. 338–343.
- RUIZ, D., PÉREZ, V. Z., BETANCUR, M. J. & BUSTAMANTE, J. (2010). Cirugía robótica mínimamente invasiva: análisis de fuerza y torque. *Revista Ingeniería Biomédica*, 4, 84-92.
- SABATER, J. M., GARCÍA, N., PÉREZ, C. & AZORIN, J. M. (2013). *Robótica Médica: notas prácticas para el aprendizaje de la robótica en bioingeniería*.
- SALCUDEAN, S. E., BELL, G., BACHMANN, S., ZHU, W. H., ABOLMAESUMI, P. & LAWRENCE, P. D. (1999). Robot-assisted diagnostic ultrasound-design and feasibility experiments. In: *Lecture Notes in Computer Science. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*. pp. 1062 – 1071.
- SALISBURY, J. K., CAMARILLO, D. B. & KRUMMEL, T. M. (2004). Robotic technology in surgery: past, present, and future *The American Journal of Surgery* 188, 2-15.
- SCIAVICCO, L. & SICILIANO, B. (1996). *Modelling and Control of Robot Manipulators*, McGraw-Hill Company Inc., England.
- SCHULZ, A. P., SEIDE, K. & QUEITSCH, C. (2007). “Results of total hip replacement using the Robodoc surgical assistant system: clinical outcome and evaluation of complications for 97 procedures”, *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 3, no. 4, pp. 301–306.
- SCHULZ, R. & AGAZARYAN, N. (2011). *Shaped-Beam Radiosurgery: State of the Art*, Springer, New York, NY, USA.
- SERVICE-ROBOTICS-MARKET (2013) *Service Robots y Medical Robotics Market*. World Robotics.
www.innorobo.com/index.php?option=com_k2&view=item&layout=item&id=459&Itemid=330&lang=en.
- SEYMOUR, R., ENGBRETSON, B. & KOTT, K. (2007). “Comparison between the C-leg microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: a preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey”, *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 31, no. 1, pp. 51–61.
- SHAH, K. & ABAZA, R. (2011). “Comparison of intraoperative outcomes using the new and old generation da Vinci robot for robot-assisted laparoscopic prostatectomy”, *British Journal of Urology International*, vol. 108, no. 10, pp. 1642–1645.
- SIMAAN, N. (1999). *Analysis and Synthesis of Parallel Robots for Medical Applications*. Faculty of Mechanical Engineering, Technion Haifa, Israel Institute of Technology.

- STARK, M., BENHIDJEB, T., GIDARO, S. & MORALES, E. (2012). "The future of telesurgery: a universal system with haptic sensation", *Journal of the Turkish-German Gynecological Association*, vol. 13, no. 1, pp. 74–76.
- SUNG, G. T. & GILL, I. S. (2001). "Robotic laparoscopic surgery: a comparison of the da Vinci and Zeus systems", *Urology*, vol. 58, no. 6, pp. 893–898.
- TAVAKOLI, M., PATEL, R. V., MOALLEM, M. & AZIMINEJAD, A. (2008). *Haptics for teleoperated surgical robotic systems*, New Frontiers in Robotics, Vol. 1., World Scientific.
- TAYLOR, R. H. & KAZANZIDES, P. (2007). *Medical Robotics and Computer-Integrated Interventional Medicine*. Chapter 18 in *Biomedical Information Technology*; ed. Feng, DD, Academic Press.
- TOPPING, M. J. & SMITH, J. K. (1999). "The development of Handy 1. A robotic system to assist the severely disabled", *Technology and Disability*, vol. 10, no. 2, pp. 95–105.
- TSAI, L. W. (1999). *Robot Analysis, The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators*. Wiley-Interscience.
- TSOI, Y. H. & XIE, S. Q. (2008). *Design and Control of a Parallel Robot for Ankle Rehabilitation*. 15th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice, Auckland, New-Zealand.
- URSCHEL, H. C. (2007). *Robotic Radiosurgery. Treating Tumors that Move with Respiration*. Springer.
- VANDERBORGHT, B., VERRELST, B., VAN HAM, R., VAN DAMME, M., BEYL, P. & LEFEBER, D. (2008). Development of a compliance controller to reduce energy consumption for bipedal robots. *Autonomous Robots*, Vol. 15, Issue 4, pp. 419-434.
- WALDNER, A., WERNER, C. & HESSE, S. (2008). "Robot assisted therapy in neurorehabilitation", *Europa Medicophysica*, vol. 44, supplement 1, pp. 1–3.
- WANG, X., LIU, Y., YANG, D., LI, N., JIANG, L. & LIU, H. (2010). Progress in the biomechatronic design and control of a hand prosthesis. *The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Taipei, Taiwan.
- XIA, T. & BAIRD, C. (2008). An integrated system for planning, navigation and robotic assistance for skull base surgery. *Int. J. of Med. Robotics and Comp. Assisted Surgery* 321–330.
- YANG, M., JUNG, J. & KIM, J. (2010). "Current and future of spinal robot surgery," *Korean Journal of Spine*, vol. 7, no. 2, pp. 61– 65.
- YEN, P. L. & DAVIES, B. L. (2010). "Active constraint control for image-guided robotic surgery," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers H*, vol. 224, no. 5, pp. 623–631.
- ZANGOS, S., MELZER, A. & EICHLER, K. (2011). "MR-compatible assistance system for biopsy in a high-field-strength system: initial results in patients with suspicious prostate lesions", *Radiology*, vol. 259, no. 3, pp. 903–910.

- ZEMITI, N., MOREL, G., ORTMAIER, T. & BONNET, N. (2007). Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12(2), 143-153.
- ZHANG, L., XIE, J. & LU, D. (2007). Adaptive Robust Control of One-Link Joint Actuated by Pneumatic Artificial Muscles. In *Proceedings of the 1st IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 1185-1189.
- ZOLLO, L., ROCCELLA, S., TUCCI, R. & SICILIANO, B. (2006). Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetics hand robotic applications, *Biorob2006*, Pisa, Italy, no. 4, pp. 418–429.

ANEXOS

Anexo I Comercialización de las ventas de los robots de servicio.

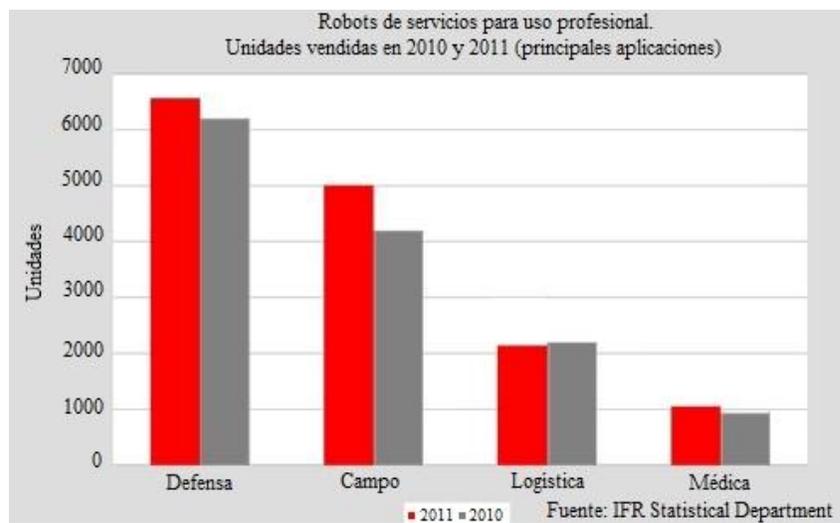


Fig. I.1: Ventas en las principales aplicaciones de robots de servicios profesionales en 2010 y 2011.

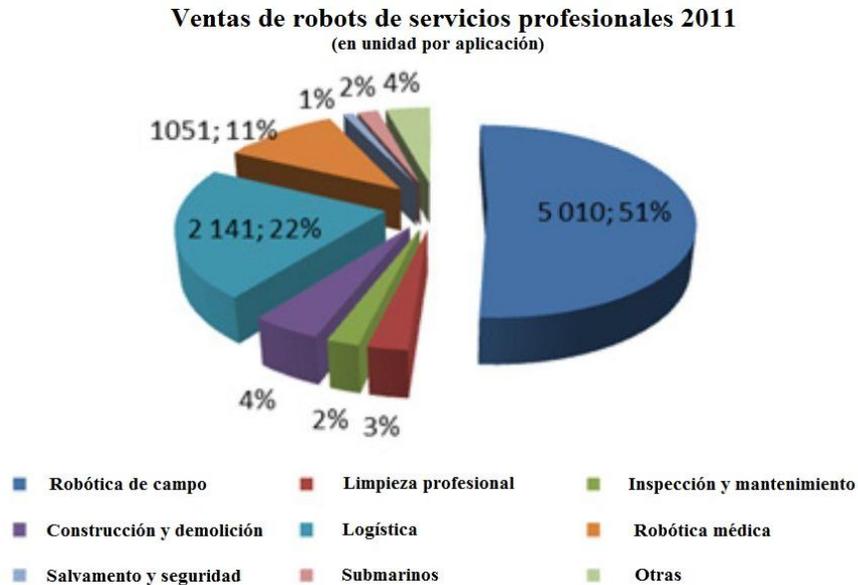


Fig. I.2: Distribución de las ventas de robots de servicios profesionales en 2011.

Anexo II Datos generales de robots médicos

Tabla II.1: Sistemas robóticos de cirugía maxilofacial.

Tarea	Sistema robótico	Institución/ Compañía
Cirugía maxilofacial	OTTO	Medical Faculty Charité
Cirugía maxilofacial	Robopoint	Surgical Robotics Lab

Tabla II.2: Sistemas robóticos de “Imaging” en cirugía.

Tarea	Sistema robótico	Institución/ Compañía
Guiado de cámara endoscópica	AESOP	Intuitive Surgical Inc. (computer motion)
Guiado de cámara endoscópica	LER	TIMC-IMAG
Guiado de cámara endoscópica	FreeHand	FREEHAND (prosurgics)
Tele-ecografía	Hippocrate	LIRMM
Endoscopio	Hyper Endoscope	Biomedical Micromechanics Lab
Tele-ecografía	Otelo	Sinters SA
Cirugía endoscópica	MC ² E	LRP-LIRMM-CEA

Tabla II.3: Algunos sistemas robóticos aprobados por las agencias internacionales más relevantes que autorizan el empleo de estos mecanismos en personas.

Sistema robótico	Agencias Internacionales	
	FDA	Conformité Européenne
NeuroMate	Autorización 2011	Marca CE 2010
Pathfinder	Autorización 2004	Marca CE 2005
Renaissance	Autorización 2011	Marca CE 2011
Robodoc	Autorización 1998 (reemplazo total de cadera) Autorización 2009 (reemplazo total de rodilla)	Marca CE 1996 (reemplazo total de cadera) Marca CE 2009 (reemplazo total de rodilla)
Brazo robótico RIO	Autorización 2008	Marca CE 2008
iBlock	Autorización 2010	Marca CE 2010
Navio PFS	Autorización 2012	Marca CE 2012
Stanmore Sculptor	-	Marca CE 2004
Da Vinci Modelo Standard Modelo S Modelo Si Modelo Si-e	Autorización 1995 (laparoscopia general) Autorización 2000 (prostatectomía) Autorización 2005 (procedimientos varios)	Marca CE 1995 (laparoscopia general) Marca CE 2004 (procedimientos varios)
FreeHand	Autorización 2009	Marca CE 2009
Telelap ALF-X	Autorización 2011	Marca CE 2011
InnoMotion	Autorización 2005	Marca CE 2005
Sensei X	Autorización 2007	Marca CE 2007
Niobe	Autorización 2009	Marca CE 2008
CyberKnife	Autorización 1999	Marca CE 2000
Novalis con TrueBeam STx	Autorización 2000	Marca CE 2000
C-leg	Autorización 1999	Marca CE 1999
ReWalk	Autorización 2011	Marca CE 2010

Tabla II.4: Sistemas robóticos de cirugía abdominal y torácica.

Tarea	Sistema robótico	Institución/ Compañía
Cirugía remota	ARTEMIS	FZK
Cirugía remota	BlueDragon	Bionics Lab UCSC
Cirugía remota	Imhoted	nBio lab-UMH
Cirugía remota	DaVinci	Intuitive Surgical Inc.
Compensación del temblor	PADyC	TIMC-IMAG
Cirugía cardiaca	HeartLander	Carnegie Mellon Univ

Tabla II.5: Sistemas robóticos de radiocirugía.

Tarea	Sistema robótico	Institución/ Compañía
Ablación	CIBERKNIFE	Accuray Inc.
Ablación próstata	Ablatherm	Edap

Tabla II.6: Sistemas robóticos de neurocirugía.

Tarea	Sistema robótico	Institución/ Compañía
Guiado bajo CT	MINERVA	EPFL
Guiado bajo CT	Neuroarm	Clinical Neuroscience, Calgary
Neurocirugía	Neuromate	Renishaw (ISS)
Neurocirugía	Neurobot	Imperial College
Porta-microscopio	Surgiscope	ISIS (Elekta)

Tabla II.7: Sistemas robóticos de cirugía ortopédica.

Tarea	Sistema robótico	Institución/ Compañía
Rodilla	ACROBOT	Stanmore Implants Worldwire
Cadera	ARTHROBOT	Telerobotics lab, Seoul
Rodilla y cadera	CASPAR	URS GmbH
Rodilla	PRAXITELES	OmniLifeScience (Praxim)
Rodilla y cadera	ROBODOC	Curexo
Columna vertebral	SPINEASSIST	Mazor Robotics

Tabla II.8: Algunos sistemas para rehabilitación de miembro superior.

Institución/ Compañía	Sistema robótico	Tipo	Detalles
University of Reading (UK)	GENTLE/S	Un punto de fijación	Proporciona un espacio de trabajo 3D en la muñeca. Brazo apoyado mediante el uso de un sistema de suspensión pasivo.
ETH (Suiza)	ARMIN	Exoesqueleto	4 g.d.l. activos, tres rotacionales sobre el hombro y uno sobre el codo. Traslación pasiva del hombro permitida.
University of Leeds (UK)	iPAM	Dos puntos de fijación	Dispositivo robótico dual de 6 g.d.l. que permite manipulación completa del brazo y hombro.
MIT/Interactive Motion Technologies Inc. (USA)	MIT-MANUS	Un punto de fijación	2 g.d.l. para movimiento en un plano. Una muñeca adicional permite un tercer g.d.l. para controlar en la muñeca.
HOCOMA (Suiza)	ARMEO	Exoesqueleto	Robot con todos los g.d.l. pasivos. Solo realiza tratamiento resistivo.
MOTORIKA (Israel)	REOGO	Un punto de fijación	3 g.d.l. para movimientos en el espacio. Realiza tratamiento pasivo y activo.
Universidad Miguel Hernández (España)	SINU	Dos puntos de fijación	6 g.d.l. para movimientos en el espacio. Realiza tratamiento pasivo y activo.
Universidad Miguel Hernández (España)	PuParm	Un punto de fijación	2 g.d.l. para movimientos en el plano. Realiza tratamiento pasivo y activo.



Fig. II.1: Sistema robótico GENTLE/S.



Fig. II.2: Sistema robótico MIT-MANUS.



Fig. II.3: Sistema robótico ARMIN.



Fig. II.4: Sistema robótico ARMIN para usuarios en silla de ruedas.



Fig. II.5: Sistema robótico iPAM.

Tabla II.9: Algunos sistemas para rehabilitación de miembro inferior.

Institución/ Compañía	Sistema robótico	Tipo	Detalles
University of Delaware (USA)	GBO	Exoesqueleto	Sistema pasivo. El paciente entrena mediante la alteración de la gravedad. El propio paciente controla el movimiento.
University of Delaware (USA)	ALEX	Exoesqueleto	Sistema con actuación en las articulaciones de la rodilla y cadera.
IPK (Germany)	HapticWALKER	Basado en efector final	Dispositivo basado en efector final, que usa un dispositivo háptico como sistema rehabilitador.
HOCOMA (Suiza)	LOKOMAT	Exoesqueleto	Sistema actuado mediante motores eléctricos. Introduce realidad virtual tanto gráfica como auditiva.
MOTORIKA (Israel)	REOAMBULATOR	Exoesqueleto	Sistema actuado mediante motores eléctricos y realidad virtual para rehabilitación.
MOTEK MEDICAL (Netherlands)	CAREN	Entorno de rehabilitación	Entorno de rehabilitación basado en una plataforma robótica paralela.

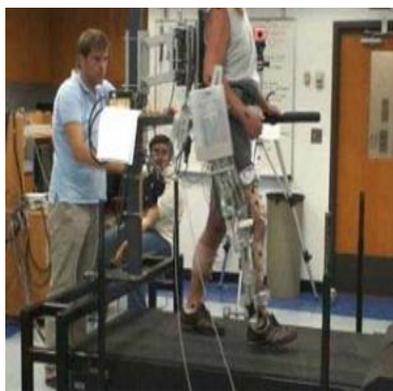


Fig. II.6: Sistema robótico GBO.



Fig. II.7: Sistema robótico ALEX.