



TESIS DOCTORAL

**Aportaciones al diseño mecánico de los entrenadores
basados en realidad virtual**

Autor: José San Martín López

Director: Dr. Gracián Triviño Barros

**Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores,
Ciencias de la Computación e Inteligencia Artificial**

Universidad Rey Juan Carlos de Madrid

Marzo 2007

Dr. Gracián Triviño Barros, director de la presente tesis, y el Dr. Óscar Robles Sánchez Profesor Titular del Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores, Ciencias de la Computación e Inteligencia Artificial de la Universidad Rey Juan Carlos en calidad de Tutor,

CERTIFICAN:

Que los trabajos de investigación desarrollados en la memoria de tesis doctoral: “**Aportaciones al diseño mecánico de los entrenadores basados en realidad virtual**”, son aptos para ser presentados por el Ingeniero José San Martín López ante el Tribunal que en su día se consigne, para aspirar al Grado de Doctor en Ingeniería Superior Industrial por la Universidad Rey Juan Carlos de Madrid.

VºBº Director Tesis

VºBº Tutor Tesis

Dr. Gracián Triviño Barros

Dr. Óscar Robles Sánchez

Agradecimientos

A Rocío que fue la única que ha creído en esto desde el principio, en ocasiones más que yo mismo.

A mis hijas Lucía y Laura que siempre me acompañan y guían.

A mi amigo Gracián.

A mis amigos del Grupo de Investigación, GMRV: Óscar, Luis, Sofía, Ángel, José Manuel, David, Carolina, Susana, Pablo, Marcos, Ángela, Jespa, José Luis y quien se me olvide, por la colaboración desinteresada.

A todos los integrados en Arquitectura de Computadores, Enrique, Cristina, Ángel, Isaac, Licesio, Nacho, Pablo, Javier, y demás gentes-arquitectos.

A mi amiga Sonja que tanto apoyo me ha dado.

A mis amigos Bogdan, Sergio y Nacho; chicos, algún día cambiaremos el mundo.

Al coro de la Universidad Rey Juan Carlos y al coro Recercada que tantos momentos de relajación vital me han permitido entre tanto trabajo: Vicky, Franz, Juan Carlos, José María, Áran, Rebeca, Gloria, Miriam, Alba, Bea C., Laura, Irene, Álvaro, Susana, Jorge, Gil, Rubén, Paco, Víctor, Fuen, Avelina, Yaiza, Luis, Roberto, etc., y demás gentes de mal vivir musical.

A mis amigos ingenieros: Emilio, José L., Joaquín, Iñigo y Paco. Efectivamente D. D. lo sabe.

A todos los amigos, compañeros o desconocidos que en un momento u otro de este largo camino, con un curioso final, me han prestado su apoyo para concluir esta tesis.

*A mis queridas hijas Lucía y Laura, luz de mi vida,
a las que esta tesis les ha robado un tiempo que debo recuperar...*

ÍNDICE

1.	Introducción.....	1
1.1	Motivación.....	1
1.2	Objetivos	3
1.3	Estructura del documento	6
2	Antecedentes.	11
2.1	Aplicaciones de la Realidad Virtual en medicina.....	15
2.1.1	Clasificación.....	15
2.1.2	Cirugía Mínimamente Invasiva.....	17
	Laparoscopia.....	18
2.1.3	Aprendizaje a través de plataformas de entrenamiento.....	18
2.2	Dispositivos hápticos.....	21
2.2.1	Software de Modelado Físico.....	22
2.2.2	Impedancia y Admitancia.....	22
2.2.3	Clasificaciones de dispositivos hápticos.	23
2.2.4	Dispositivos hápticos en cirugía virtual.	27
2.3	Manipulabilidad	30
3	Estudio detallado de las características estructurales y la cinemática del dispositivo háptico PHANToM OMNi.....	35
3.1	Características del diseño mecánico de un dispositivo háptico	36
3.1.1	Objeto de estudio.....	36
3.1.2	Definición de espacios de trabajo.	36
3.2	Estudio estructural de un háptico: PHANToM OMNi.....	39
3.2.1	DOF- Grados de Libertad.	40
3.3	Estudio Cinemático	45
3.3.1	Cinemática Directa.....	45
3.3.2	Cinemática inversa.	48
3.3.3	Matriz Jacobiana.....	49
3.4	Modelado y simulación del Omni.	52
3.4.1	Metodología de trabajo.	52
3.4.2	Objeto de estudio.....	53
3.4.3	Geometría.....	53
3.4.4	Densidad del material.	53
3.4.5	Cálculos	54
3.4.6	Simulación en SimMechanics.	58
3.5	Resultados.	61
4	Ajuste mecánico óptimo de un dispositivo háptico en el espacio de trabajo de un sistema de realidad virtual.....	65
4.1	Concepto de Manipulabilidad.....	66
4.1.1	Elipsoides de Manipulabilidad.....	67
4.2	Mapa de Manipulabilidad	72
4.2.1	Impacto de la longitud de los brazos en la Manipulabilidad.	73
4.2.2	Impacto del ángulo inter-brazos en la Manipulabilidad	81

4.2.3	Obtención de espacio de trabajo real.	85
4.2.4	Sólido de Manipulabilidad	89
4.3	Manipulabilidad Volumétrica Media.....	91
4.3.1	Casos de estudio de Manipulabilidad volumétrica media.	92
4.4	Búsqueda de la configuración mecánica óptima	103
4.4.1	Manipulabilidad Util.....	103
4.4.2	Experimentación	104
4.4.3	Matriz de frecuencia de navegación	108
4.4.4	Búsqueda Automática.....	110
4.5	Herramientas utilizadas.....	113
4.5.1	Herramientas de software.....	113
4.6	Descripción de los resultados.	115
5	Aproximación mediante Lógica Borrosa al concepto de Manipulabilidad.119	
5.1	Atenuación del valor de Manipulabilidad en la frontera del Área de trabajo Real.	119
5.2	Definición mediante lógica borrosa del concepto de Manipulabilidad. 121	
5.3	Datos empíricos de partida.	122
5.4	Etiquetas lingüísticas.	124
5.5	Reglas borrosas.	125
5.6	Problema de la atenuación del mapa de Manipulabilidad.	127
5.7	Resultados	129
6	Prototipo mecánico reconfigurable para una plataforma de entrenamiento quirúrgico de bajo coste.	133
6.1	Descripción del problema.....	133
6.2	Especificación de requisitos.....	134
6.3	Posicionamiento de los dos dispositivos hápticos.....	135
6.3.1	Parámetros a considerar.....	138
6.3.2	Determinación de combinación de parámetros.....	141
6.3.3	Posiciones conflictivas.	143
6.3.4	Configuración óptima.....	144
6.4	Ajuste de la posición óptima	147
6.5	Descripción detallada del prototipo construido.....	148
6.6	Resultados.	152
7	Conclusiones.....	155
7.1	Criterios de evaluación de dispositivos Hápticos. Zonas de trabajo	156
7.2	Medidas basadas en el concepto de Manipulabilidad.....	158
7.3	Configuración óptima de un sistema virtual que integre dispositivos hápticos.	159
7.4	Representación del concepto de Manipulabilidad utilizando lógica difusa. Problemas en los límites del área de trabajo	161
8	Trabajos futuros.	165
	Referencias.	169

1. Introducción.

1.1 *Motivación*

Durante los últimos años he desarrollado mi trabajo de investigación estando directamente involucrado en el proyecto de diseño y desarrollo de un entrenador de cirugía artroscópica mínimamente invasiva basado en realidad virtual.

Este proyecto se encuentra actualmente en un estado avanzado de desarrollo de tal manera que su versión más avanzada ha llegado ya a la fase de comercialización.

Las técnicas de entrenamiento basadas en realidad virtual están ya siendo aplicadas en diferentes ámbitos. En el caso de la cirugía artroscópica la utilización de esta técnica empieza a ser casi imprescindible. La falta de cadáveres y los problemas legales cada vez mayores hacen difícil realizar prácticas sobre cuerpos humanos reales. Existe por lo tanto una necesidad real y acuciante de desarrollar este tipo de sistemas para permitir que los cirujanos noveles adquieran los conocimientos prácticos imprescindibles y para que los cirujanos expertos puedan ensayar y practicar nuevas técnicas de operación.

El proyecto de un entrenador de cirugía artroscópica mínimamente invasiva es un proyecto interdisciplinar en el que deben reunirse especialistas de medicina, ingeniería del software, modelado de la mecánica de los objetos físicos, mecánica, electrónica, educación, etc.

Mi participación en el proyecto mencionado ha consistido y aún consiste en proporcionar soporte en los aspectos mecánicos del sistema.

Ya desde el principio del proyecto nos dimos cuenta de que debido a lo relativamente recientes que son estas tecnologías, faltaban herramientas de apoyo al diseño y herramientas de evaluación de los sistemas mecánicos que deben ser incluidos en este tipo de entrenadores.

Es decir, al afrontar las complejidades propias del comienzo del proyecto, nos encontramos con estas necesidades pero también con la oportunidad de intentar proporcionar soluciones y con la oportunidad de llevar a la práctica nuestras ideas.

Este documento describe con cierto detalle estos problemas y las aportaciones que he realizado hasta la fecha actual para resolverlos.

Antes de continuar quiero agradecer a la empresa GMV S.A. dentro de cuyo proyecto MIST [GMV06] [Bay06], se enmarca en parte la realización de esta tesis. Este trabajo de investigación ha sido también subvencionado por los proyectos: MCYT "Entrenadores virtuales mediante plataformas de bajo coste" (TIC2003-08933-C02-00), "GATARVISA: Algoritmos, Técnicas y Aplicaciones de Realidad Virtual y Simulación Avanzada" (S-0505/DPI/0235), "Desarrollo de un Prototipo-Demostrador de Herramienta de Simulación Avanzada y Entrenamiento de Cirugía Mínimamente Invasiva". SIME (CMI). (PROFIT 300100-2004-21) y "SARA: Simulador Artroscópico Avanzado" (GR/SAL/0940/2004).

1.2 Objetivos

El funcionamiento de un entrenador basado en realidad virtual está basado en provocar en el usuario la percepción de un mundo físico creado por el computador.

En la mayor parte de las simulaciones, la información de los diferentes sentidos supone la principal fuente de información para la construcción de ese mundo virtual que envuelve al usuario.

Cuando el sentido auditivo es inexistente y el sentido de la vista está limitado, otros sentidos cobran importancia. Existen técnicas en las que el sentido del tacto tiene una gran relevancia. En una operación quirúrgica existe un componente muy importante de manipulación e información que el cirujano recibe a través del sentido del tacto.

La cirugía mínimamente invasiva, que se explicará con más detalle, es una técnica en la que mediante la inserción de una vídeo-cámara en el cuerpo del paciente se accede a una visión de su interior. Esta visión permite realizar la intervención sin tener que realizar una cirugía abierta, dado que practicando otra pequeña inserción introduciremos diferentes herramientas de cirugía que guiaremos con ayuda de la videocámara.

Un monitor de vídeo muestra al cirujano la visión del interior del cuerpo del paciente que recoge la cámara.. El primer problema que se presenta es que esta visión es indirecta, es decir no estamos observando el interior del paciente sino su imagen en dos dimensiones en una pantalla. Esto supone una primera dificultad para el cirujano, ya que debe crear la imagen tridimensional a partir de la imagen del monitor, lo que hace difícil el guiado de la herramienta de operación.

Dada la limitación en la información visual recibida, en este tipo de operaciones el sentido del tacto aporta una información complementaria que permite guiar la herramienta por el interior del paciente.

Por tanto un sistema de entrenamiento para operaciones de cirugía mínimamente invasiva, precisa de esa información adicional que facilita el sentido del tacto, que llamamos información háptica.

Se plantea como uno de los objetivos de la tesis el análisis, diseño y construcción de un dispositivo háptico que sirva como componente de un entrenador para cirugía basado en realidad virtual.

Para el diseño de estos manipuladores, es necesario evaluar los grados de libertad necesarios, lo cual definirá la estructura mecánica del dispositivo, sus componentes y en definitiva la cadena cinemática. Lógicamente el punto de partida para este diseño es el estudio del estado de la técnica para aprender de los diseños ya existentes.

El objetivo principal de esta tesis es la aportación de criterios que permitan cuantificar la calidad del diseño mecánico de un sistema de realidad virtual que integre dispositivos hápticos.

Un dispositivo háptico, y en definitiva cualquier manipulador, tiene un área de trabajo no uniforme en cuanto a la calidad y eficiencia de sus prestaciones. Se deben por lo tanto encontrar criterios cuantitativos que permitan estudiar las características de funcionamiento en los distintos puntos del espacio de trabajo de estos dispositivos.

Un paso más allá consiste en crear una metodología que ayude al diseño de un dispositivo háptico y su inclusión dentro de un sistema de realidad virtual, de manera que la configuración del dispositivo dentro del sistema obedezca a un criterio cuantitativo que optimice su funcionamiento.

Como veremos, la medida de Manipulabilidad como punto de partida nos ha permitido obtener valores numéricos que permiten primeramente describir las zonas de funcionamiento del dispositivo y finalmente determinar la configuración óptima de un háptico y su mapa de trabajo dentro de un sistema como su área de trabajo virtual.

Como parte de la investigación realizada se han realizado varios prototipos cuya última versión consiste en una “Plataforma de entrenamiento artroscópico de bajo coste” construida integrando dos dispositivos comerciales de propósito general dentro de un sistema de entrenamiento háptico.

La siguiente lista muestra con detalle los objetivos secundarios que se han ido alcanzando durante el desarrollo de este trabajo de investigación:

- Conocimiento de los conceptos generales de la realidad virtual y del concepto de inmersión.
- Estudio de los distintos tipos de dispositivos hápticos.
- Estudio de la subfamilia de dispositivos hápticos dedicados al entrenamiento de cirugía mínimamente invasiva.
- Análisis de un dispositivo háptico genérico:
 - o Caracterización cinemática del dispositivo háptico PHANTOM OMNi.

- Análisis de sus características mecánicas y constructivas.
- Análisis del concepto de Manipulabilidad aplicado a manipuladores.
- Desarrollo de criterios basados en el concepto de Manipulabilidad para la evaluación de dispositivos manipuladores.
- Estudio del mapa de funcionamiento de un dispositivo háptico: PHANToM OMNi.
- Metodología de diseño de sistemas de realidad virtuales integrados por dispositivos hápticos.
- Metodología automática de configuración óptima de un sistema virtual integrado por uno o varios dispositivos hápticos.
- Aplicación de los criterios de optimización al diseño de un sistema de entrenamiento virtual de bajo coste para cirugía mínimamente invasiva.

1.3 Estructura del documento

En el capítulo dos se realiza primeramente un estudio de los conceptos básicos de Realidad Virtual en general y sensación háptica en particular. En este sentido se destacan las diferentes aplicaciones de a realidad virtual que se realizan en medicina,, especialmente de las técnicas de aprendizaje de habilidades quirúrgicas.

En este mismo capítulo se describen los conceptos fundamentales que rigen el funcionamiento de los dispositivos hápticos. Se incluye una primera clasificación general de estos dispositivos. A continuación se destacan las principales aplicaciones realizadas para entrenamiento quirúrgico mediante dispositivos hápticos.

Al final de este capítulo se presenta el concepto de Manipulabilidad. A partir de la Manipulabilidad vamos a ser capaces de definir nuevas medidas y herramientas que nos permitan definir criterios de optimización en el diseño de entrenadores hápticos para cirugía.

En el capítulo 3 se va a realizar un estudio de las características del dispositivo háptico PHANToM OMNi. Se analiza su estructura, grados de libertad y diferentes definiciones del espacio de trabajo. Se resuelven a continuación los problemas cinemáticos inverso y directo del dispositivo, así como el cálculo del Jacobiano.

Se completa el capítulo con un conjunto de pruebas realizadas como parte del estudio del OMNi mediante la herramienta de simulación SimMechanics.

En el capítulo 4 se analiza el problema sobre el cual se ha planteado el objetivo principal de la presente tesis. Se plantean conceptos, herramientas y una metodología enfocada a obtener el ajuste óptimo de uno o varios dispositivos hápticos dentro de un sistema de realidad virtual. Para ello se plantea la definición de un mapa de Manipulabilidad primero en un plano, y después en el espacio que caracteriza el comportamiento del dispositivo OMNi en su zona de trabajo.

A continuación se realiza la definición de dos conceptos nuevos de medida de la calidad del sistema: la Manipulabilidad Volumétrica Media y la Manipulabilidad Útil.

Se valida la utilidad de las dos definiciones mediante una serie de ejemplos y casos reales.

El capítulo describe una metodología desarrollada para la obtención automática mediante un algoritmo de búsqueda, de la configuración óptima del sistema, definición la posición y orientación de terminada de cada uno de los dispositivos implicados en el sistema.

En el capítulo 5 se busca una definición más intuitiva y sencilla de la Manipulabilidad con la implementación mediante lógica borrosa de una solución para el problema de la Atenuación en el mapa de Manipulabilidad, concepto también novedoso y que se describe previamente.

En el capítulo 6, y a partir de las herramientas de soporte al diseño descritas en los capítulos anteriores, se explica el análisis y diseño de un nuevo dispositivo háptico para entrenamiento quirúrgico que incluya dos dispositivos OMNi situados en su configuración óptima.

El capítulo 7 describe las conclusiones derivadas de los trabajos de la tesis, así como las publicaciones principales productos de dichos trabajos.

El capítulo 8 define brevemente una serie de trabajos futuros planteados a partir de las investigaciones realizadas y el capítulo de referencias recoge la bibliografía utilizada en la elaboración de la presente tesis doctoral.

2 Antecedentes.

En este apartado se estudia el estado del arte, con idea de establecer un conocimiento general tanto de la tecnología como de las líneas de investigación y de aplicación de las técnicas de realidad virtual utilizadas actualmente. El alcance de esta revisión se centra, dentro de la realidad virtual, en los dispositivos hápticos aplicados a la medicina, principalmente a la cirugía mínimamente invasiva.

Un interesante acercamiento a la realidad virtual es definirla como I³ por Inmersión-Interacción-Imaginación [Bur94]. Frente a la percepción del mundo real, la realidad virtual (VR) va a desarrollar un entorno físico del usuario simulado por un ordenador. En él se trata de recrear una realidad artificial, buscando engañar los sentidos de la percepción humana, en busca de una mayor inmersión en el sistema virtual abandonando los lazos con la percepción real.

Una gran parte de los entornos de realidad virtual son experiencias principalmente visuales, mostrando en una pantalla o por medio de unas gafas de visión estereoscópica ese mundo virtual. Dependiendo de la calidad de la simulación esta experiencia es más o menos realista.

En la práctica, es muy difícil crear una experiencia de realidad virtual convincente, en gran parte debido a limitaciones en la velocidad de procesamiento de datos., dado que cuanto más detalle, más perfección en los contornos de imágenes, resolución en colores, etc., se requiere mayor cantidad de información a tratar en cada ciclo de procesamiento o bien en cambios en la perspectiva de la escena o en la iluminación.

Uno de los elementos que enriquece ese “engaño virtual” es la posibilidad de la interacción con el mundo simulado, típica en un simulador de entrenamiento. Los usuarios que interactúan con un entorno de realidad virtual pueden manipular el entorno mediante dispositivos de entrada estándar como un teclado, o por dispositivos especialmente diseñados como un ciberguante o un manipulador háptico. La realimentación háptica está ahora comenzando a obtener reconocimiento en aplicaciones de manipulación intensa, mientras que la alimentación por olfato y tacto están en el inicio de su desarrollo [Bur99a].

El término Háptico proviene de un término griego que significa “capaz de coger o asir”. Se ha descrito como “la sensibilidad del sujeto con el mundo que le rodea por medio del uso de su cuerpo”. La morfología del término está en las

raíces hap-tic ('hap-tik) del griego haptiko adjetivo asociado al sentido del tacto haptesthai.

Tan sólo la visión de una simulación no conforma nuestra percepción. Sólo el tacto, la sensación háptica en nuestras manos no crea la percepción. Las dos juntas si pueden hacerlo.

Si describo con un puntero el contorno recto de un teclado sin utilizar la vista no soy capaz de saber como está orientado el teclado, sí puedo sentir diferencias importantes, como por ejemplo si vamos hacia arriba o hacia abajo pero por cómo los músculos de la mano se sitúan, como los noto orientarse. La vista nos habla de la dirección de ese movimiento. El tacto nos habla de la intensidad de ese contacto.

Normalmente gran parte de los autores suelen aplicar el término Háptico tanto a la realimentación de fuerza (es decir, aquella que simula la dureza de los objetos, su viscosidad en el caso de líquidos y en algunos casos la inercia del movimiento) como a la realimentación táctil (simulando la geometría de la superficie de contacto, así como sus características de suavidad, deslizamiento y temperatura) [Bur96]. La transmisión de información háptica, va a necesitar un hardware de propósito específico que llamamos interfaces hápticos [Led72] o simplemente dispositivos hápticos.

Un dispositivo háptico permite a un usuario tocar, sentir, manipular, crear, y cambiar objetos tridimensionales simulados dentro de un ambiente virtual. Este interfaz puede ser usado para entrenar habilidades físicas en aquellas técnicas que requieren instrumentos especializados (por ejemplo, cirujanos, astronautas, en cuanto al aprendizaje de la mecánica de la habilidad a entrenar) o en el aprendizaje de conceptos docentes (por ejemplo, "el sentimiento" de como las moléculas atraen o rechazan distintos átomos, de manera que una sensación táctil puede incrementar el nivel de comprensión) o permitir el modelado de objetos tridimensionales sin un medio físico.

La Tabla 1 presenta un resumen de los principales términos relacionados con la sensación háptica.

Tabla 1: Sensación háptica, principales conceptos

Término	Definición
Háptico	Relativo a la parte de la percepción aportada por el sentido del tacto.
Proprioceptivo	Relacionado con la información sensorial acerca del estado corporal.
Vestibular	Relativo a la percepción de la posición de la cabeza, su aceleración y deceleración.
Kinésica	Implica la sensación del movimiento. Sensaciones originadas en los músculos, tendones y articulaciones.
Cutánea	Perteneciente a la piel en sí misma o como órgano sensorial. Incluye las sensaciones de presión, temperatura y dolor.
Táctil	Referido a la sensación cutánea pero principalmente a la presión.
Realimentación de fuerza	Relativo a la producción mecánica de información sensorial por el sistema kinésico. Consiste en una fuerza de reacción igual y contraria al efecto que produce la interacción con el entorno físico.

Por tanto debemos considerar que una experiencia virtual debería componerse de una serie de elementos visuales (visión estereoscópica animada), sonoros (con sonido estéreo o 3D) y hápticos con realimentación táctil y/o de fuerza.

Esta revisión comienza estudiando diferentes aplicaciones relacionadas con el entrenamiento y aprendizaje quirúrgico que utilizan la tecnología háptica. Se han analizado varios sistemas de entrenamiento quirúrgico virtuales definidos por una parte en diferentes centros de investigación. Dentro de los entrenadores virtuales de cirugía podremos clasificar atendiendo a su construcción, a aquellos que utilizan modelos a escala real de partes del cuerpo, entre los que encontramos Virtual Reality Arthroscopy Training Simulator (VRATS), desarrollado por el Institut Graphische Datenverarbeitung, UltraSim Ultrasound Training Simulator de MedSim Advanced Medical Simulations y el VE-KATS desarrollado en la Universidad de Hull.

Por otra parte tenemos aquellos que utilizan un diseño más compacto del sistema sin incluir modelos humanos, como por ejemplo, Endotower de Verefi Technologies, o varios modelos de la empresa Immersion Corporation (Laparoscopic Surgical Workstation, AccuTouch-Endoscopy Simulator, AccuTouch-Endovascular Simulator) y el Laparoscopy Simulator de la empresa Surgical Science.

Existe también una tercera familia de diseños que plantean plataformas de mayor tamaño y versatilidad, aumentando el número de diferentes técnicas de cirugía a entrenar. Encontramos los diseños KSA, MIST y VIST de la empresa Mentice Medical, GIMentor y LapMentor de la empresa Symbionix o la plataforma LS500 de Xitact Inc.

Nuestro entrenador de referencia es la plataforma InsightMist de la empresa GMV. En ella están integrados dos dispositivos de propósito general, OMNi de

la empresa Sensable Technologies, constituyendo el conjunto un sistema de entrenamiento para cirugía artroscópica mínimamente invasiva..

Finalmente se revisarán diferentes aplicaciones en las que se hace uso del concepto de Manipulabilidad en relación con la evaluación del rendimiento de dispositivos manipuladores.

Como veremos, este estudio nos ha llevado a detectar la necesidad de crear algunas herramientas de ayuda al diseño de sistemas que incorporen dispositivos hápticos y a crear un prototipo de un nuevo entrenador de cirugía artroscópica mínimamente invasiva.

2.1 Aplicaciones de la Realidad Virtual en medicina.

Uno de los campos de aplicación de la realidad virtual como herramienta de apoyo para el desarrollo de nuevas técnicas de aprendizaje ha sido el campo de la cirugía.

La simulación virtual de una operación de cirugía es el resultado de combinar tres características fundamentales para alcanzar el realismo necesario que haga el sistema útil y convincente para el usuario. Debe lograrse:

- Interacción en tiempo real con el usuario.
- Una visualización realista de la simulación del interior del cuerpo humano.
- Una realimentación de fuerza háptica de acuerdo a la interacción del cirujano con el cuerpo del paciente.

La baja calidad de cualquiera de estos elementos redundará en un menor realismo de nuestro simulador. El hecho de contar con estos requisitos introduce muchas restricciones al sistema principalmente de tipo tecnológico [Phil99].

La tecnología de dispositivos hápticos es un área relativamente nueva, con un limitado número de dispositivos comerciales, y concepciones muy diversas. Hemos estudiado las distintas soluciones de dispositivos que se pueden encontrar como producto del trabajo de varias empresas y grupos de investigación internacionales. En el apartado 2.2.4 de la presente tesis doctoral se clasifican los diferentes dispositivos que se pueden encontrar actualmente.

2.1.1 Clasificación

Se puede realizar la siguiente clasificación de aplicaciones de la realidad virtual en medicina [Sat98]:

Telecirugía. Normalmente se aplica el término telecirugía a dos conceptos bastante diferentes. Por una parte existe en una operación de gran precisión, la limitación de resolución por parte del cirujano de acuerdo a su propia habilidad personal, experiencia y otros diferentes factores como pueden ser su estado físico. Esto supone una limitación en cuanto a poder realizar intervenciones de extrema precisión. Por tanto podemos pensar que la tele-manipulación de un bisturí quirúrgico robotizado por medio del cirujano permitiría aumentar la

precisión en la operación, pudiendo efectuarse intervenciones de microcirugía, donde la manipulación de un brazo robot aumenta la precisión en la operación al existir un cambio en la escala de trabajo.

Por otra parte hablamos de telecirugía refiriéndonos a la posibilidad de realizar operaciones remotas, a gran distancia física el cirujano del paciente. Hoy en día, existen problemas en este último caso debido al problema que supone el retardo en la comunicación vía una red como Internet sobre todo si se plantea una operación en la cual se requiera interacción táctil [Rei04] [Cha01]. La principal limitación que se encuentra en la interacción en tiempo real a través de la red va a venir del hecho que un determinado movimiento del sujeto A frente al sujeto B, puede conllevar una respuesta por parte de B que limite el movimiento de A, biendado que esta respuesta es posible que llegue a A más tarde que el siguiente movimiento de A debido a los retardos aleatorios que se produzcan en la comunicación a través de la red. Se han descrito resultados satisfactorios en una red de área local [Bas00] pero pocos facilitan resultados aceptables a través de Internet [Han07].

Un ejemplo del uso de telerrobótica sería el “Dextrous Master” [Bur96] de la Universidad de Berkeley un guante que suponía un interfaz entre el cirujano y un micromanipulador. Un ejemplo de microcirugía podría ser el Robot Assisted Microsurgery de la NASA [Sch95].

Entrenamiento quirúrgico.

En el proceso de aprendizaje de un cirujano novel se precisa tarde o temprano de la intervención sobre un paciente. Éste puede estar vivo o no, puede ser humano o de algún animal o incluso un maniquí, pero en cualquiera de los casos es un ensayo destructivo que no podremos repetir con el mismo paciente en las mismas circunstancias. Por lo tanto sólo podemos entrenar algunas patologías, las que se encuentren en nuestro paciente o simulados en nuestro maniquí.

La creación de entrenadores de realidad virtual para cirugía permite repetir la misma operación tantas veces como queramos sin tener que depender de un paciente físico para el aprendizaje de una determinada técnica.

Una aplicación típica es el entrenamiento en la técnica de cirugía mínimamente invasiva conocida como Laparoscopia [Fod06] [War98], del que existen varios modelos comerciales que se verán más adelante. Existen también ejemplos de entrenadores para varias técnicas quirúrgicas diferentes [Vla03a] [Ros99] [Bur99b] [Tru03].

Realidad Aumentada.

Supone complementar la información disponible en el escenario real de la operación con la visión de lo que sucede internamente en el interior de un paciente virtual. Este sistema puede incluir todo tipo de ayudas basadas en un sistema computerizado de apoyo-guía en la operación. Esta técnica se conoce como Realidad Aumentada. Por ejemplo, por medio de unas gafas de visión estereoscópica podemos complementar la visión real que tenemos de un paciente en una operación. La técnica se lleva a cabo realizando una proyección virtual sobre el cuerpo del paciente, de la simulación de su interior, seleccionando el nivel de profundidad de la simulación o las capas que queremos o no proyectar [Ab02]. En esta simulación se debe representar el interior del paciente, reproduciendo con la mayor precisión las diferentes patologías que se están operando, con idea de servir de guía en la intervención.

2.1.2 Cirugía Mínimamente Invasiva

La Cirugía Mínimamente Invasiva es la cirugía de tórax, abdomen y articulaciones (hombro y rodilla comúnmente) que se realiza con la ayuda de una cámara especial e instrumentos quirúrgicos diseñados para dicho fin. Por medio de esta cámara e instrumentos, el cirujano puede practicar la cirugía a través de pequeños orificios sin tener que realizar la tradicional incisión o herida de gran tamaño para lograr el mismo objetivo.

Los beneficios de la Cirugía Mínimamente Invasiva son muchos. En primer lugar la cirugía tradicional generalmente requiere una estancia hospitalaria prolongada y varias semanas de recuperación. A través de la Cirugía Mínimamente Invasiva, ambos períodos se reducen notablemente dado que sólo se requieren unas pequeñas incisiones. A continuación se introduce un gas inofensivo de manera que la cavidad a operar, se expande creando suficiente espacio de trabajo, A través de otros pequeños cortes adicionales e incisiones pequeñas se introduce un telescopio que en su extremo tiene una videocámara y por otra incisión el instrumental quirúrgico especial para esta técnica. Esta técnica evita tener que realizar cortes en la piel y músculos de mucho mayor tamaño. El beneficio es también económico, reduciendo el gasto hospitalario derivado de una estancia prolongada, y social, disminuyendo el tiempo de recuperación.

Otros beneficios son:

- Menor dolor postoperatorio.
- Menor necesidad de analgésicos posterior a la cirugía para calmar las dolencias post-operatorias.
- Cicatrices de la intervención de menor tamaño..
- Menor probabilidad de complicaciones de las heridas operatorias, como por ejemplo infección o hernias, como ocurre con cierta frecuencia en la cirugía abierta por el contacto de tejidos internos o vísceras con un ambiente no suficientemente protegido.

Como desventajas se incluyen:

- El elevado costo de los equipos específicos de intervención, dedicados para esta técnica.
- El largo proceso de entrenamiento del cirujano, ya que incluso cirujanos experimentados en cirugía abierta, deben realizar entrenamientos especiales para transferir sus habilidades quirúrgicas a la Cirugía Mínimamente Invasiva. El problema principal consiste en aprender a realizar el paso de una perspectiva tridimensional que apreciaríamos a simple vista en cirugía abierta al espacio bidimensional de un monitor plano que visualiza la imagen recogida por la videocámara.

Laparoscopia.

El desarrollo de las técnicas de cirugía mínimamente invasiva como la Laparoscopia es una revolución considerada por muchos como la tercera revolución en cirugía, después de la anestesia y la era de los antibióticos.

Esta revolución habría comenzado a fines de la década de los ochenta con la primera cirugía laparoscópica de la vesícula en el año 1985 realizada por Eric Muhe en Alemania, sin embargo no se popularizó hasta que se comenzó a realizar en Francia en el año 1987. Esta revolución de Cirugía Mínimamente Invasiva o Laparoscópica se ha expandido y desarrollado en los últimos 15 años en forma internacional. Actualmente, los cirujanos realizan este tipo de cirugía en casi cualquier espacio y en cualquier órgano del cuerpo humano [And97], usando cámaras y vídeo monitores de alta complejidad asociado a instrumental especializado. En el caso de la medicina deportiva la artroscopia ha supuesto una auténtica revolución [Fer04].

2.1.3 Aprendizaje a través de plataformas de entrenamiento.

Dada la complejidad de las técnicas de cirugía mínimamente invasivas, se hace necesaria la existencia de procedimientos de aprendizaje [Bas04] que permitan adquirir las habilidades necesarias tanto a cirujanos noveles como a cirujanos

expertos en técnicas invasivas de intervención. Los métodos tradicionales de aprendizaje en principio no son tan realistas en algunos casos como sería deseable. La práctica de este tipo de procedimientos en modelos, maniqués o cadáveres humanos o de animales se realiza en cursos especializados a un alto coste o en la sala de operaciones con la supervisión de un cirujano experto.

Esto supone un problema económico, en cuanto al elevado coste del proceso de aprendizaje; logístico, dado que la impartición de un curso o un congreso de cirujanos en el que se presenten ciertas técnicas implican gran cantidad de medios materiales por ejemplo para la adecuada conservación de los cadáveres; en algunos casos existen también consideraciones de índole moral, en cuanto a la experimentación que se realice con cuerpos humanos o con los de animales.

Se plantea como evidente poner por encima de toda consideración la seguridad de los pacientes, dado que dentro de un entorno quirúrgico se pueden producir accidentes frente a situaciones o emergencias que se sale de la rutina habitual. Si el aprendizaje se realiza únicamente en una operación real, no es posible plantear la posible solución frente a situaciones poco comunes. Además para que el aprendizaje no entrañe riesgos, obliga a que el cirujano este capacitado en un nivel medio y bajo estrecho control de un cirujano capacitado, sin que cualquier cirujano novel puede acometer una operación.

Otra razón interesante es la imposibilidad económica de afrontar el coste que supone para el sistema de salud el pago de los errores médicos, la cual sería otra razón, aunque de una calidad ética bastante menor, para introducir este concepto de prevención del error humano en la practica de cirugía mínimamente invasiva.

Todo ello ha llevado a plantear la utilización de entrenadores hápticos para completar el aprendizaje tradicional. Los aspectos como el interfaz que el cirujano manejará, la generación fiel y realista del entorno de la operación, el aprendizaje de la metodología, evaluación y coste deben ser considerados a la hora de diseñar estos entrenadores. Se trata de utilizar los avances en las tecnologías de creación de Realidad Virtual para mejorar estos procesos de aprendizaje [Gra02] [Alf02] sin un coste adicional [Fer05], una vez configurado el sistema de entrenamiento virtual.

Hay que destacar que el estudio de criterios de evaluación automática del nivel de aprendizaje alcanzado mediante el uso de estos entrenadores es un tema de investigación abierto.

Por otra parte existe el problema de la adaptación excesiva a entorno creado por el entrenador. El cirujano bajo entrenamiento puede llegar a adaptar su técnica al uso de un entrenador concreto, que aún siendo de gran realismo sigue siendo siempre un simulador de capacidades limitadas para reproducir fielmente todos los fenómenos del escenario real de operación.

2.2 Dispositivos hápticos.

La entrada de información a un simulador de realidad virtual se puede realizar a través de gestos en la mano (medidos por ejemplo mediante guantes sensibles al movimiento), órdenes verbales e incluso movimiento de los ojos.

La salida de información desde la simulación al operador se hace a través de realimentación visual (gráficos que representan un determinado entorno virtual), realimentación auditiva (voz sintetizada, sonido ambiente estereofónico) y realimentación táctil (permitiendo al usuario tocar y sentir partes del entorno diseñado).

Los dispositivos hápticos buscan aplicar el sentido del tacto a la interacción humana con sistemas informáticos. Un dispositivo háptico es el que implica el contacto físico entre la computadora y el usuario, por lo general mediante un dispositivo de entrada / salida, como una palanca de mando o guantes, que permiten transmitir los movimientos del cuerpo [Ada99]. El usuario puede no sólo enviar la información a la computadora, sino recibir la información de la computadora en forma de una sensación sobre alguna parte del cuerpo, bien en un único punto con los dispositivos manipuladores, en una mano, con los ciberguantes o bien en todo el cuerpo con los exoesqueletos.

Los interfaces hápticos pueden incluir simultáneamente dispositivos de realimentación de fuerza y realimentación táctil [Bur99c]. Los interfaces de realimentación de fuerza pueden ser vistos como extensiones del ordenador que aplican fuerzas físicas, y momentos sobre el usuario. Los de realimentación táctil van a describir al usuario la superficie de contacto que se está recorriendo. Los interfaces más usados hoy en día son de escritorio, que resultan fáciles de instalar, limpios y seguros para el usuario (hay que tener en cuenta la limitación en seguridad de la fuerza emitida por el dispositivo).

Para desarrollar dispositivos hápticos que permitan al usuario tocar y sentir la realidad virtual, se diseñan dispositivos electromecánicos, que entrarían dentro de la amplia familia de los productos de la actualmente llamada "Mecatrónica", y se desarrolla el software de modelado del entorno virtual con el que se va a interactuar. Estas posibilidades abren el camino para el estudio de la percepción humana de objetos virtuales generados por ordenador [Har04].

2.2.1 Software de Modelado Físico.

Como complemento al interfaz Háptico para una aplicación es necesario un software que represente la simulación del entorno virtual.

El software de modelado físico se hace cargo de complejas computaciones y permite crear propiedades físicas como localización, masa, fricción y rigidez. Otro de los aspectos clave del modelado físico es la detección de colisiones, la computación de realimentación de fuerza y táctil, la deformación de la superficie, modelado de la dureza de contacto y otros [Bur94].

Un software de modelado físico realista puede realzar significativamente la sensación de inmersión e interactividad del usuario, especialmente en aplicaciones intensivas de manipulación. Por otro lado el hecho de disponer de un software, con gran calidad de gráficos, pero de computación muy pesada puede dar lugar a inestabilidades en el sistema, lo cual en definitiva ocasiona también la pérdida de la percepción de inmersión.

2.2.2 Impedancia y Admitancia

Hay dos caminos principales por los cuales un dispositivo háptico puede ser controlado, los paradigmas de control de impedancia y admitancia [Ada99].

Impedancia: el usuario mueve el dispositivo, y el dispositivo reaccionará con una fuerza si es necesario en función del desplazamiento. Esta es la interacción básica entre el usuario y el bucle de control. El paradigma es: " el desplazamiento entra - la fuerza sale".

Admitancia: el dispositivo mide las fuerzas que el usuario ejerce sobre él, y reacciona con el movimiento (la aceleración, la velocidad, la posición). El paradigma es: "fuerza entra - desplazamiento sale".

En los sistemas actuales el caso que encontramos con más frecuencia es el de control por impedancia, el flujo de control incluirá los siguientes eventos:

- Los sensores de desplazamiento recogen el movimiento
- Envío mediante controlador hardware de este desplazamiento al simulador software.
- Simulador identifica si hay colisión o no y de que magnitud.
- Se envía señal al controlador hardware.

- El controlador hardware ordena al motor mantener una determinada posición.
- El motor hace la fuerza necesaria para ello.

2.2.3 Clasificaciones de dispositivos hápticos.

Atendiendo a la funcionalidad del dispositivo, podemos distinguir dos tipos principales de dispositivos hápticos:

- De tipo guante o lápiz (stylus). Permiten al usuario tocar y manipular objetos virtuales tridimensionales, bien cogiéndolos con la mano, en el caso de los ciberguantes, bien recorriendo su contorno. Se pueden utilizar por ejemplo, para simulaciones quirúrgicas o para tele manipulación en ambientes agresivos.

Ejemplos: La familia de dispositivos PHANToM [Sen06a] [Sen06b] [Sen06c] de la empresa SensAble Technologies es un interfaz Háptico de tridimensional de tipo lápiz. El CyberGrasp [lcg06] es un interfaz Háptico de tipo guante que permite al usuario tocar objetos generados por ordenador y experimentar fuerzas de realimentación realistas. Los guantes táctiles son más apropiados cuando la simulación de RV requiere destreza (múltiples puntos de contacto), libertad de movimientos, e información del estado para agarrar el objeto y textura mecánica (pero sin peso). Estos guantes son más ligeros que los de realimentación de fuerza, y típicamente usan vibradores electromecánicos para transmitir los datos de textura.

- Dispositivos que permiten al usuario sentir texturas de objetos de dos dimensiones con un actuador del tipo lápiz o ratón. Pueden usarse como apoyo para usuarios de ordenador que son invidentes o con limitaciones en la vista. También puede proporcionar un sentido del tacto a objetos bidimensionales como imágenes de mapas o dibujos.

Ejemplos: El Screen Rover [Kub06] de la empresa Betacom Technologies y los WingMan Force Feedback Mouse e iFeel Mouse [Log06] de la empresa Logitech son interfaces Hápticos de tipo ratón que dan al usuario realimentación táctil y verbal.

Otra clasificación sería: [Vla03b]

1. Los diseñados específicamente para una única aplicación, para la cual se han optimizado sus características. En ejemplo serían los dispositivos

hápticos diseñados para aplicaciones médicas como los distintos modelos que presenta la empresa Immersion Corporation [Ima06] [ImI06] [Imv06] [Imm06] o el Laparoscopy Simulator de la empresa Surgical Science [Duf04] [Sur06].

2. También están los dispositivos de propósito general, en los que se busca la mayor versatilidad en sus aplicaciones, de manera que si bien en ocasiones necesitan de alguna pequeña modificación, es fácilmente adaptable a variados roles. Un caso es el ya nombrado PHANToM de la empresa Sensable.
3. Los que son construidos con la forma de un robot que es tele manipulado, normalmente para aplicaciones con robots industriales como el WYSIWYF [Yok99] donde se utiliza un PUMA560 como dispositivo háptico.

Por otra parte, atendiendo a la configuración mecánica podemos clasificar:

1. *Displays de superficie activa*: Tratan de presentar una primera aproximación al sentido del tacto, de manera que se definen las variaciones en una superficie simulada mediante la activación de micro-actuadores.

Feelex-Haptic Screen: Sobre una superficie de actuadores posicionamos un objeto o una mano, los actuadores recogen la interacción con el objeto y se proyecta sobre una pantalla una imagen con la superficie definida [lwa01].

Tactile Shape Displays: Es un display hecho de una superficie sobre una única fila de actuadores. A medida que se pasa un objeto o la mano por la línea de actuadores, se recoge la modificación de la superficie [Wag04].

2. *Brazos Hápticos*: Un mecanismo constituido por varios brazos va a permitir el movimiento del extremo del dispositivo a lo largo de un espacio de trabajo.

Sarcos Dextrous Arm (Sarcos Research Corporation): El Sarcos Dextrous master es un dispositivo de 10 grados de libertad y una compleja estructura dinámica. A medida que el usuario actúa sobre una serie de sensores de movimientos situados sobre su brazo, cada uno de sus actos se ve reflejado en un movimiento del actuador [Sar06].

Phantom (Sensable Technologies, Inc.): El más popular interfaz de realimentación háptica hoy en día es la familia de brazos PHANToM,

construidos por Sensable Technologies (Boston, MA). El PHANToM tiene seis grados de libertad, y tres actuadores eléctricos para posicionar virtualmente un punto en un espacio tridimensional. Dependiendo del modelo, su capacidad de trabajo progresa desde el movimiento de la muñeca hasta el movimiento del hombro. Una desventaja de la configuración estándar del PHANToM es su característica de aplicar fuerzas sólo en un dedo, y sin momentos aunque a partir del PHANToM Premium 3.0 tiene fuerzas y momentos. Las características del PHANToM lo hacen adecuado para la interacción puntual mediante un dedo virtual, un punzón o un lápiz. Para una manipulación de objetos virtuales más compleja se requerirá al menos dos brazos PHANToM (uno para el pulgar y otro para el índice). Por otra parte la versión OMNi integra las mismas funcionalidades básicas si bien el área de trabajo es menor [Che99]. Este modelo OMNi será ampliamente estudiado en la presente tesis doctoral.

WYSIWYF Display: En este sistema se utiliza el robot Puma como dispositivo háptico. Se sitúa una pantalla portátil TFT el usuario y el dispositivo. Se manipula con un pequeño joystick el robot, de manera que sigue los movimientos de la mano del usuario. Lo que ve el usuario en la pantalla es la recreación de su movimiento en un entorno virtual [Yok99].

Freedom 6S: Similar en cuanto a funcionalidad al PHANToM pero con únicamente 6 grados de libertad [Mpb06].

HapticMASTER (FCS Robotics): HapticMASTER es un brazo robot con control de fuerza que puede dar un comportamiento dinámico. La medida de la fuerza ejercida sobre el actuador final produce la sensación háptica [Fcs06].

Force dimension DELTA – OMEGA: Dispositivos hápticos con tres grados de libertad en translación para suministrar información kinésica y táctil con un gran espacio de trabajo. Presentan la peculiaridad de utilizar puerto USB 2.0 y correr bajo las últimas versiones de los sistemas operativos más comunes [For06].

3. **Guantes:** El uso de guante Háptico permitirá al diseñador coger y manipular modelos mientras siente su dureza. Los guantes hápticos son útiles para la manipulación sobre grandes volúmenes, incluyendo simular objetos duros sin peso.

Rutgers Master II: Básicamente, se trata de un prototipo desarrollado en la Rutgers University, que se pone como un guante sobre la mano. Unos cilindros neumáticos se posición en la palma de manera que al ser activados aplican una fuerza sobre los cuatro primeros dedos, de esta

manera se simulan fuerzas de asimiento. El Rutgers Master no permite cerrar el puño totalmente debido a la situación de los actuadores en la palma [Bou01].

CyberGrasp (Virtex Inc. – Immersion): El principal guante Háptico disponible comercialmente en la actualidad es el CyberGrasp, el cual es una reconfiguración del CyberGlove de sólo posición, sin realimentación de fuerza, fabricado por Virtual Technologies teniendo como paso intermedio entre ambos modelos el CyberTouch con realimentación vibro táctil. Consiste en una estructura de exoesqueleto dirigido por cable en la parte de atrás de la palma de la mano. El exoesqueleto anexo a la parte de atrás de la palma de la mano permite cerrar completamente la mano, pero necesita la situación remota de actuadores en una caja de control. Incluso con la situación remota de sus actuadores, el peso del guante es bastante alto (450 grs.), lo cual puede causar fatiga con un uso prolongado. La fuerza es aplicada en cada dedo, pero sólo fuerzas de asimiento, de manera que no se puede aplicar ninguna fuerza para que el dedo se mueva más allá de la palma [lcg06].

4. *Superficies administradoras:* Permiten el movimiento de una superficie plana con varios grados de libertad dentro de un espacio de trabajo limitado.

Haptic Master (Universidad de Tsukuba): Un dispositivo de escritorio de 6 grados de libertad basado en la Plataforma de Administración. Utiliza un mecanismo paralelo para aplicar las fuerzas de reacción. Adolece de una pequeña superficie de trabajo [lwa01].

5. *Dispositivos Magnéticos:* La realimentación háptica se hace en este caso de acuerdo a la creación de campos magnéticos.

Magnetic Levitation Haptic Interfaces (Carnegie Melon): Un dispositivo de interfaz háptico basado en las fuerzas magnéticas de Lorentz. El usuario sujeta una manija que levita por el efecto de estas fuerzas, para interactuar con un ambiente virtual [Ber96].

6. *Otros:* El resto del conjunto de los dispositivos hápticos o transmisores de tacto y sus variadas aplicaciones

Cobot (Northwestern University): Un cobot es un robot para interacción física directa con un operador humano, dentro de un espacio de trabajo

compartido. Uno de los dispositivos produce la realimentación de fuerza por medio de una rueda. Otros emplean tres ruedas para producir un momento de manera análoga a como se producen las fuerzas planas [Pes01].

The Pen Based Force Display (University of Washington): Se trata de un pequeño dispositivo diseñado para ser usado con un actuador tipo lápiz o tipo dedo. Tiene tres grados de libertad, dos de ellos utilizados para posicionar y el tercero para simular un botón. Uno de sus usos es para ser un sustituto de un ratón [But95].

Pneumatic Haptic Interface (Southern Methodist University): El dispositivo es un manipulador unilateral de aluminio con cuatro uniones en rótula. De esta manera un usuario sentado realiza una serie de movimientos de su brazo, aplicando una manija, que son recogidos en el hombro y en el codo. [Hur00].

2.2.4 Dispositivos hápticos en cirugía virtual.

La aplicación médica fundamental viene dada por el campo en el cual tiene más relevancia la sensación táctil como es la cirugía. La mayoría de las aplicaciones hápticas se realizan en este campo, diseñando dispositivos de entrenamiento de cirujanos noveles en técnicas de cirugía que normalmente sólo se pueden aprender durante operaciones reales o sobre animales.

Dentro de los entrenadores existentes en el campo de la simulación quirúrgica podemos destacar:

Virtual Environment Knee Arthroscopy Training System (University of Hull): Se trata de un sistema creado para permitir a cirujanos la práctica de la cirugía artroscópica de rodilla. Se utilizan dos dispositivos quirúrgicos (la cámara de artroscopia y la sonda quirúrgica) que el usuario usa en conjunción con un modelo de rodilla articulado. La posición de los dos dispositivos es rastreada y el entorno gráfico genera las imágenes apropiadas [Log96] [She01].

Lap Mentor (Simbionix): Unas imágenes realistas de la cavidad intraabdominal permiten el entrenamiento de procedimientos de laparoscopia abdominal. La herramienta incorpora realimentación de fuerza y modelado de tejidos. Un instructor puede preparar una serie de casos que luego puedan ser practicados por un cirujano novel. El simulador utiliza instrumentación quirúrgica real [Sla06]. Esta empresa también ha desarrollado modelos para diferentes técnicas de cirugía [Sgi06].

Key Surgical Activities (Mentice Medical): El dispositivo Key Surgical Activities (KSA) está diseñado para el entrenamiento de procedimientos de laparoscopia abdominal [Mks06].

Minimally Invasive Surgical Trainer (Mentice Medical): Dos manipuladores que simulan instrumental de MIS son incorporados a un sistema cuyo interfaz es una pantalla de ordenador. El instructor puede definir una serie de tareas de acuerdo al nivel del usuario. Hay realimentación de fuerza sobre los manipuladores [Mmi06]. También disponen de diseños similares para diferentes tipos de cirugía [Mvi06].

LS500 Laparoscopy Simulation Platform (Xitact Inc.): Es una plataforma háptica para el entrenamiento de técnicas de laparoscopia. Incluye realimentación de fuerza; tiene la singularidad de ser un sistema abierto, compatible con la mayor parte de software de simulación comercial [Lsx06] [Sch04].

Haptic Scissors (Johns Hopkins University): Se trata de uno de los pocos casos donde se estudia la simulación de unas tijeras con aplicación directa como por ejemplo en la acción de coser una suturación. El dispositivo tiene dos grados de libertad ambos con realimentación de fuerza. En cuanto al movimiento va a recoger por un lado la apertura o cierre en el plano de la tijera, y por otro lado la traslación de la tijera en ese mismo plano [Oka03].

Select-IT VEST (Systems AG): Realiza la simulación de diferentes técnicas de cirugía por medio de multiplicar el número de actuadores hápticos (integra 4 diferentes) con el inconveniente del mayor coste y que un cirujano sólo tiene como máximo dos manos [Ves06].

UltraSim Ultrasound Training Simulator (MedSim Advanced Medical Simulations): El sistema UltraSim consiste en una máquina de ultrasonidos y un maniquí. La posición y orientación de la sonda de ultrasonidos está recogida por los sensores tridimensionales dentro maniquí. Estos sensores envían información al computador que proyecta la imagen correspondiente en la pantalla [Med03].

Endotower (Verifi Technologies): El sistema está diseñado para enseñar a los usuarios las habilidades para manejar una cámara angulada de Laparoscopia. El modelado físico es abstracto sin tejidos reales para incrementar la generalidad de aplicaciones [Tha05].

Virtual Reality Arthroscopy Training Simulator – VRATS (Institut Graphische Datenverarbeitung): Uno de los diseños pioneros en el entrenamiento quirúrgico, incorpora el modelo de una rodilla humana y un

instrumental real de artroscopia, cuyos movimientos son registrados realizando un tracking de su posición. Incorpora una medida del progreso del aprendizaje [Mul98].

Remote Palpation Instruments for Minimally Invasive Surgery (Harvard BioRobotics Laboratory) [How94]: Se define el entrenamiento médico a través de un entorno virtual pero con una aproximación bastante diferente. Vamos a añadir la percepción táctil a nuestro entorno virtual, pero en este caso se trata de crear un dispositivo de palpación remota. Es decir, crear un dispositivo que nos permita recrear la sensación de áspero, suave o duro de una superficie sobre un dedo del usuario. De esta manera la información táctil del interior del paciente llega a los dedos del cirujano en una intervención mínimamente invasiva. Para ello se disponen una serie de sensores que miden la distribución de presión en el instrumento a medida que se manipula un tejido. Finalmente estas señales son enviadas al cirujano por medio de un display háptico que contiene una batería de micro actuadores que recrean la distribución de presión remota sobre los dedos del cirujano. Existen pocos desarrollos en el campo de la palpación, y en general de replicación del sentido del tacto [She00].

2.3 Manipulabilidad

Una vez realizado un estudio de la tecnología disponible para el diseño estructural, mecánico y electrónico de los dispositivos hápticos nos ha sido necesario encontrar una herramienta que nos permita evaluar la calidad de un diseño concreto. El concepto de Manipulabilidad estudia el comportamiento de un manipulador en cuanto a la eficiencia en la transmisión de fuerza y movimiento al extremo del dispositivo.

Como veremos más adelante la Manipulabilidad resulta ser un concepto adecuado a la hora de establecer un criterio de optimización en el diseño de dispositivos hápticos. Podemos definir un importante requisito de diseño proponiendo conseguir los máximos valores de Manipulabilidad en aquellas zonas del espacio de trabajo del manipulador en las que se va a realizar la mayor parte de la actividad durante la simulación.

Manipulabilidad es la capacidad de un manipulador para transmitir movimiento y aplicar fuerzas en direcciones arbitrarias [Par98]. Otra definición puede ser también que la Manipulabilidad de un dispositivo indica su habilidad de moverse libremente en todas las direcciones del espacio [Mur94]. También es la eficiencia con la que un manipulador transmite fuerza y velocidad a su extremo [Sta02].

La Manipulabilidad de un dispositivo fue definida conceptualmente por [Sal82] y la primera formulación que permitía una cuantificación matemática simple fue desarrollada por [Yos85].

La Manipulabilidad nos permite obtener una aproximación intuitiva de la capacidad de un dispositivo manipulador para poder, desde una determinada posición mecánica, alcanzar otra posición cercana, relacionando la eficiencia con que se realiza este movimiento con lo forzado que estaba el manipulador en esa situación.

Los pozos de Manipulabilidad, es decir zonas donde adquiere un valor muy bajo, son zonas cercanas a configuraciones mecánicas singulares. Un punto singular es aquel donde un cambio de posición exige una potencia desproporcionada por parte de los actuadores, y que pueden dar lugar a comportamientos inestables y reacciones no esperadas del dispositivo. Por tanto zonas que no deben aparecer en el área de trabajo de un dispositivo entrenador, y que en caso de hacerlo debemos evitar trabajar en ellas.

Con frecuencia, el interfaz humano de un sistema de realidad virtual incluye un manipulador que permite el movimiento en un espacio tridimensional. Para optimizar el empleo de este dispositivo, el diseñador debe tener en cuenta sus características mecánicas.

Existen publicaciones [Cav02] [Tav04] que asignan un valor de Manipulabilidad a un punto concreto del espacio de trabajo, a una determinada configuración del manipulador.

La presente tesis incluye la definición de una medida de la calidad de la colocación de un dispositivo dentro de la plataforma mecánica de un sistema de realidad virtual. Se presentarán conceptos novedosos que permiten, partiendo de la medida de Manipulabilidad, obtener un valor cuantitativo de la bondad de un dispositivo manipulador a la hora de trabajar en una determinada aplicación.

3 Estudio detallado de las características estructurales y la cinemática del dispositivo háptico PHANToM OMNi.

Se ha realizado un detallado análisis de las características mecánicas de un conocido dispositivo háptico comercial. El PHANToM OMNi de la empresa Sensable. Sobre este dispositivo se caracterizan los principales elementos estructurales a tener en cuenta en el diseño de este tipo de manipuladores, definiendo los eslabones que conforman la cadena cinemática.

Se describe el estudio de la cadena cinemática del dispositivo, incluyendo la obtención de las ecuaciones de cinemática directa e inversa.

Se obtiene también la matriz jacobiana del sistema que nos será útil más adelante.

3.1 Características del diseño mecánico de un dispositivo háptico

Se describe el objeto de estudio y sus características constructivas, además de incorporar la caracterización de los diferentes espacios de trabajo.

3.1.1 Objeto de estudio

A la hora de evaluar el funcionamiento de un manipulador mecánico, uno de los elementos a considerar es su capacidad de alcanzar y moverse alrededor de los diferentes puntos que pertenecen al espacio de trabajo. Dependiendo de las exigencias de la aplicación en la que se va a emplear y las características del dispositivo, permitirá la transmisión de movimiento y fuerza con mayor o menor dificultad hasta el final de la cadena cinemática. Estas características están asociadas con el concepto de Manipulabilidad.

Vamos a utilizar el PHANToM OMNI de la empresa SensAble Technologies, que es un conocido dispositivo háptico [Sen04], para describir y demostrar las contribuciones de la presente tesis.

3.1.2 Definición de espacios de trabajo.

El área o espacio de trabajo es toda aquella porción del espacio del mundo real en el cual se va a mover el extremo del manipulador. Introducimos tres definiciones en relación con el área de trabajo del dispositivo:

Espacio de trabajo Nominal (AN). Es un volumen situado frente al dispositivo, en el cual el fabricante garantiza la especificada realimentación de fuerza y la precisión. No existe ninguna limitación física que nos impida abandonar este espacio, en tanto que sólo es una acotación de una parte del espacio, y el rango de las articulaciones del dispositivo nos permite ir más lejos. Para el dispositivo OMNI es un prisma rectangular de dimensiones 160 W x 120 H x 70 D mm [Sen04]. El NW está representado en la figura 1 como un prisma blanco situado frente al dispositivo.

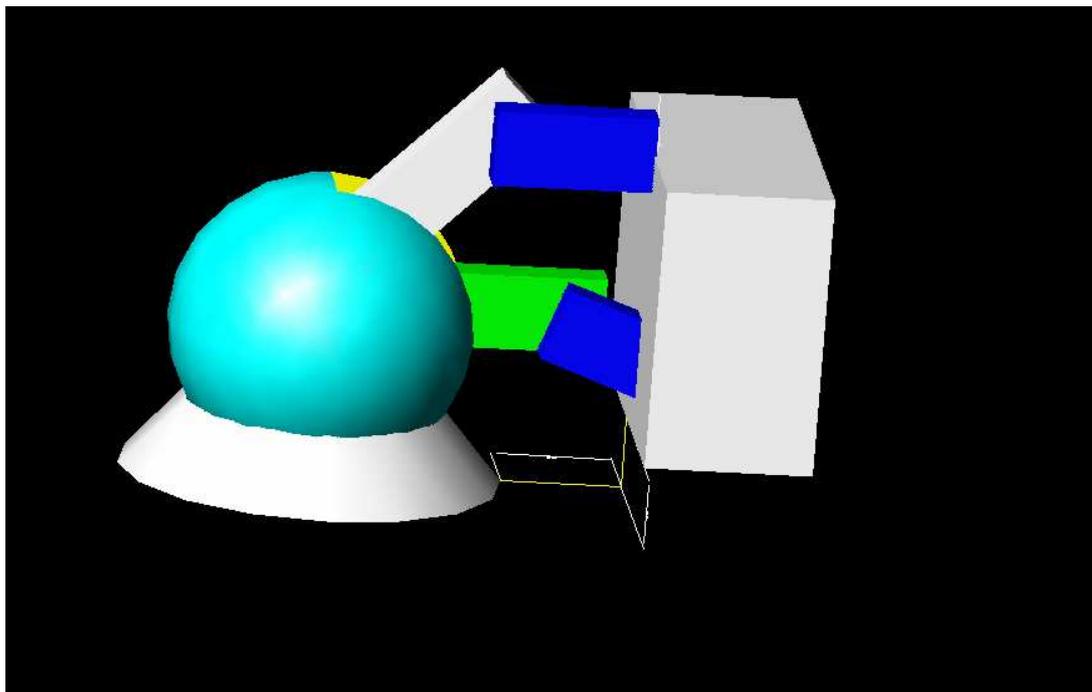


Fig. 1: Espacio de trabajo Nominal del dispositivo OMNI.

Área de trabajo real (AR). Si llevamos a cada una de las articulaciones a los extremos de su rango y alcanzamos el límite de todas las posibles combinaciones, obtenemos un volumen de todos los puntos que podemos alcanzar con el extremo del manipulador (End Effector). Se debe tener en cuenta que el AR incluye zonas marginales donde el funcionamiento del dispositivo puede ser inaceptable para algunos usos.

Área de trabajo de la aplicación/simulación (AA). Si se define una determinada simulación virtual, es el volumen de uso de la aplicación, luego es diferente en cada sistema. Es posible incorporar restricciones que impidan que podamos salir de ese entorno virtual. Por ejemplo sería el espacio de trabajo usado por un cirujano dentro de una rodilla en una simulación de cirugía mínimamente invasiva. En la presente tesis demostraremos la importancia de la forma y el tamaño del AA para el objetivo de obtener un correcto funcionamiento del dispositivo.

Tanto el AA como el NW son subconjuntos de AR. No obstante, si no se definen restricciones en el espacio de trabajo virtual, AA, éste coincidiría con AR. Pero esta situación perjudicaría notablemente a la percepción de inmersión, dada la posibilidad de que navegando por el espacio virtual encontremos un límite del espacio real, esto es, del límite de la zona de trabajo real AR del dispositivo háptico.

Si la aplicación va a requerir un espacio de la simulación muy pequeño, pensemos por ejemplo en que la aplicación sea para un entrenador de artroscopia de hombro, en este caso es posible que nos movamos en un cubo de 50 mm de lado. En esta aplicación el sistema óptimo será el que consiga encajar ese cubo que representa el espacio de trabajo de la aplicación en la parte del espacio en la que el dispositivo háptico proporciona sus mejores prestaciones.

3.2 Estudio estructural de un háptico: PHANToM OMNI

La figura 2 identifica los componentes mecánicos principales del dispositivo OMNI: El Elemento A (Cabeza) gira entorno al eje Y (yaw), definiendo el ángulo θ_1 . El Elemento B (Manivela) gira en torno al eje X (pitch), definiendo el ángulo θ_2 . El Elemento C (Biela) gira en torno al eje relativo X' (pitch), definiendo el ángulo θ_3 . Los Elementos D (Muñeca), la E (Tenedor) y la F (Stylus) giran alrededor de ejes ortogonales localizadas en EE siendo ángulos Gimbal sin realimentación de fuerza.

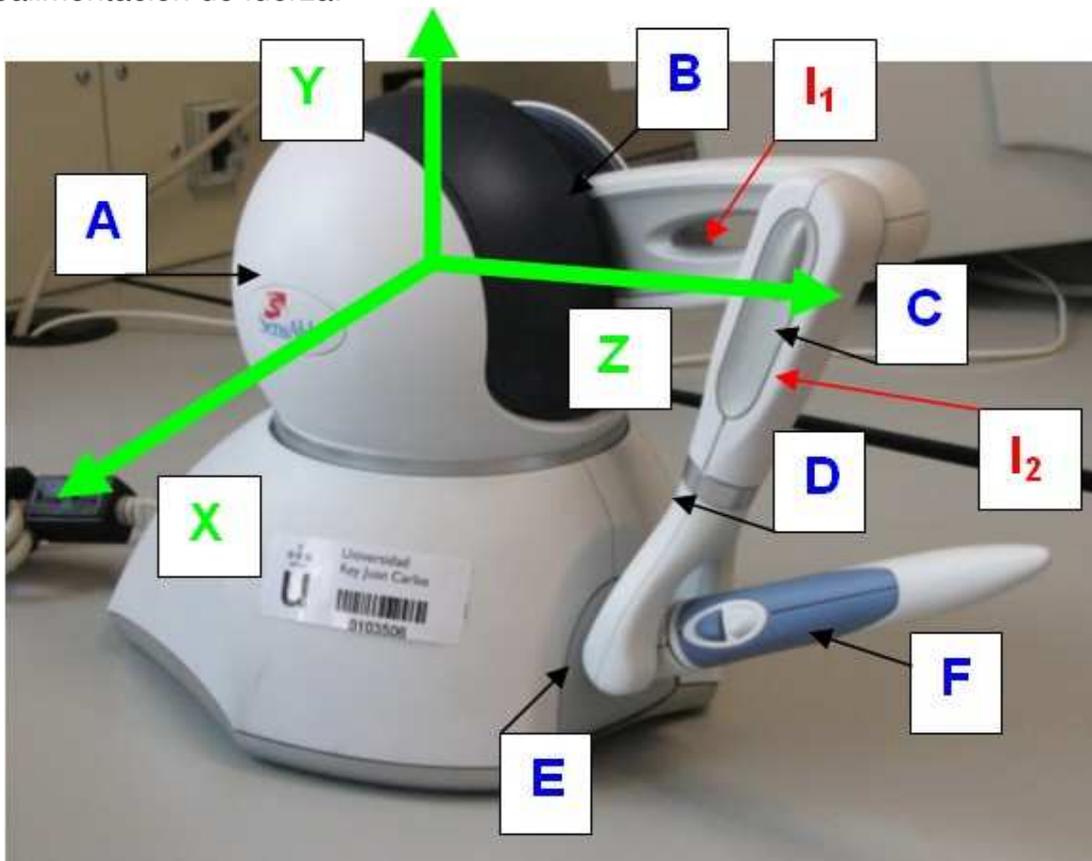


Fig. 2: Diferentes componentes del dispositivo OMNI. Sistema de Coordenadas (CS) XYZ en el origen. Los brazos son $l_1=129\text{mm}$ y $l_2=133\text{mm}$.

Para simplificar el estudio estructural de la cinemática del OMNI, el análisis se extiende sólo al punto final donde la realimentación de fuerza es transmitida, eliminando los tres elementos gimbal (D, E y F en la figura 2). Estos ángulos gimbal solamente son usados para indicar una orientación de un posible instrumento virtual. El estudio cinemático se realiza considerando el extremo del dispositivo como un punto, el centro de una pequeña esfera virtual localizada en D sin la orientación. Es decir el citado End Effector.

Finalmente la base o el pedestal sobre el cual el sistema se apoya, incluye el eje de giro para el elemento A. Tiene a su vez la función de dar la estabilidad al sistema evitando vuelcos. Aloja el sistema de control y el motor que permite aplicar la regeneración de fuerza al elemento A. Se trata de un componente fijo sin relevancia en el estudio cinemático.

3.2.1 DOF- Grados de Libertad.

Para este dispositivo, el rango de valores del ángulo θ_1 es desde -50° a 55° . El rango del ángulo θ_2 es desde 0° a 105° . Hay que tener en cuenta que existe simetría cilíndrica cinemática de acuerdo a los diferentes valores del ángulo θ_1 [Yos90]. Debido al diseño mecánico del dispositivo el rango de θ_3 no es constante y depende del valor de θ_2 y del ángulo entre los brazos (l_1-l_2). La Tabla 2 muestra la correspondencia entre estos ángulos.

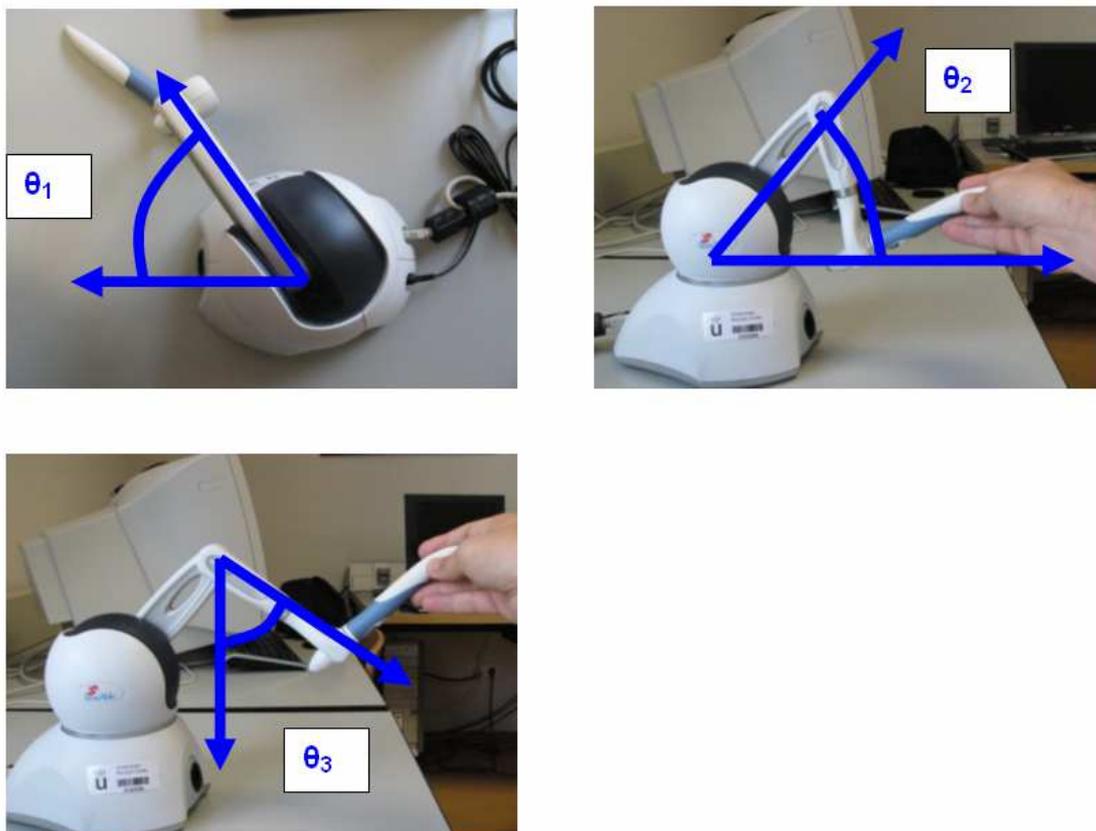


Fig. 3: Ángulos de las articulaciones del dispositivo PHANTOM OMNI.

Como hemos indicado, analizamos sólo los grados de libertad (DOF) correspondientes a los nodos del mecanismo donde la realimentación de fuerza será aplicada. Definimos los tres ángulos θ_1 , θ_2 y θ_3 en tanto que los tres ángulos gimbal, que determinan sólo la orientación del stylus, son obviados. La figura 4 muestra el rango del ángulo θ_1 . Como se ha indicado existe simetría cinemática en el plano definido por el conjunto ' Manivela '- Biela ' respecto de ese giro.

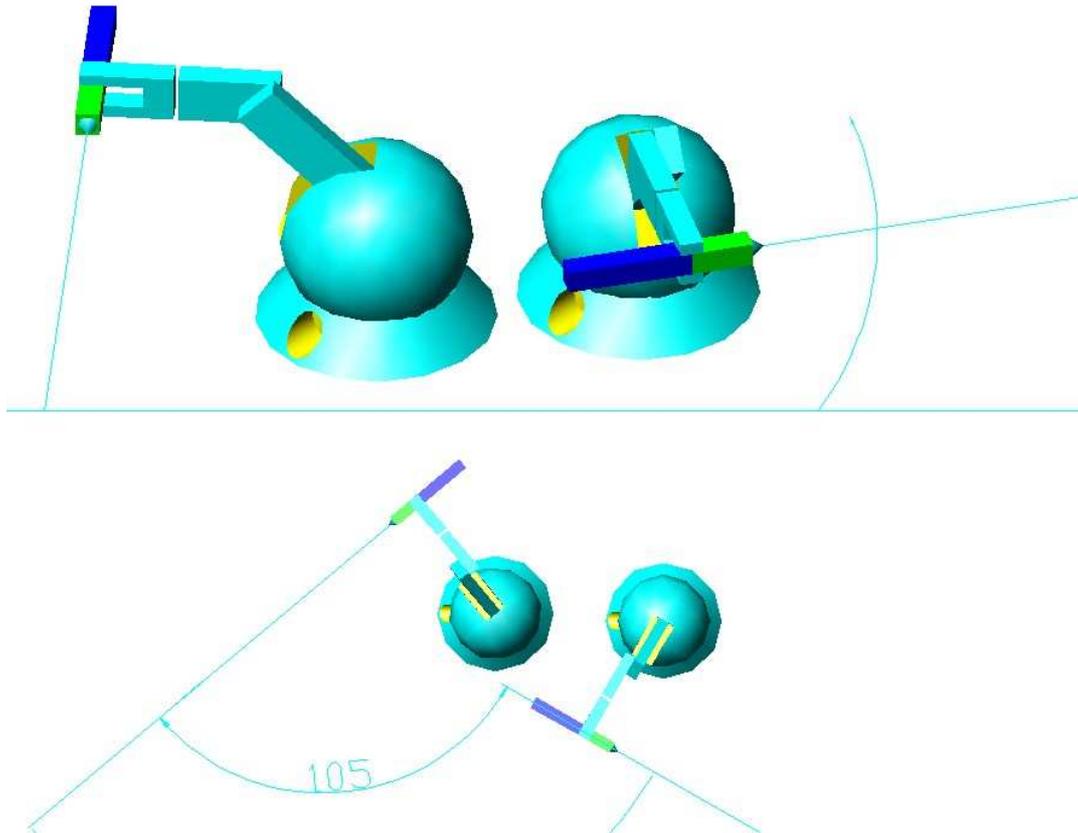


Fig. 4: Giro θ_1 alrededor del eje vertical del dispositivo (yaw).

El Segundo grado de libertad a considerar es el giro del elemento B (manivela) alrededor del eje X. La figura 5 muestra el ángulo θ_2 .

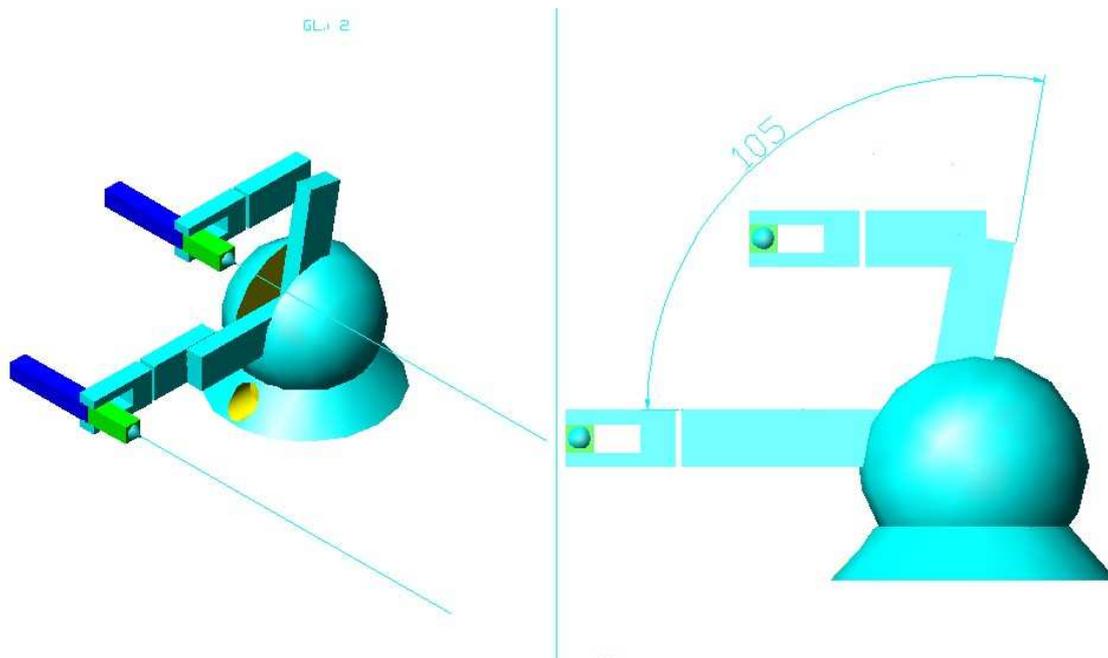


Fig. 5: Ángulo θ_2 . Giro alrededor del eje X en el origen de coordenadas (pitch).

Finalmente el tercer grado de libertad es el giro del elemento C alrededor del eje X relativo (Biela). Este movimiento corresponde con el ángulo θ_3 (fig. 6).

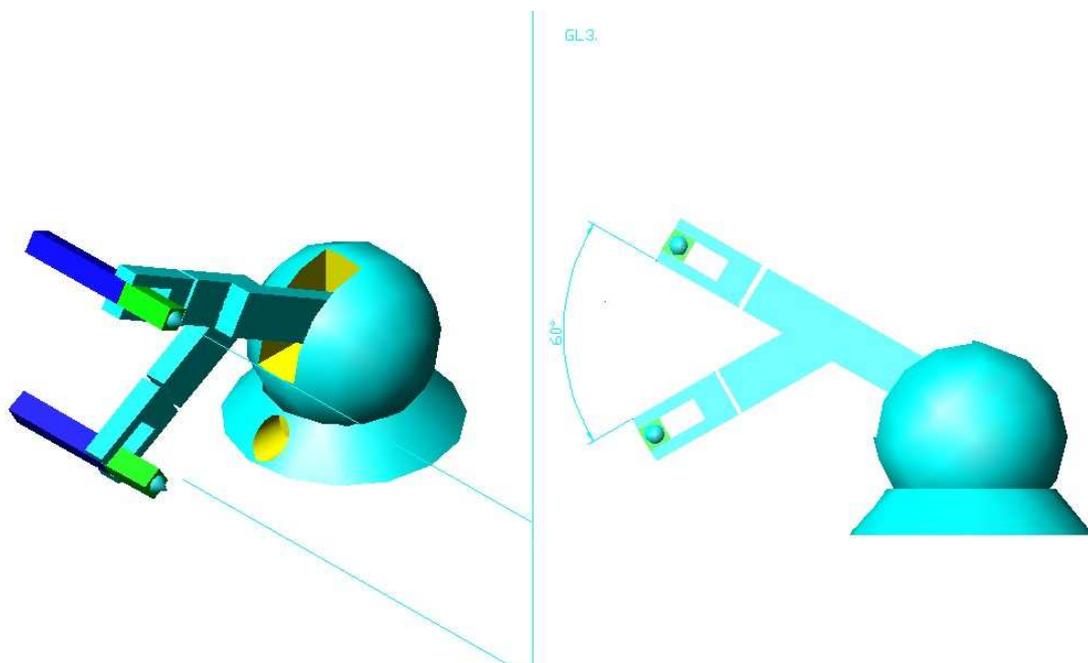


Fig. 6: Ángulo θ_3 . Giro alrededor del eje X'.

Los ángulos θ_2 y θ_3 están determinados por las piezas 'Biela' y 'Manivela'. El ángulo θ_2 indica la inclinación de la pieza 'Manivela' respecto a un plano horizontal XZ, mientras que θ_3 determina la inclinación de la pieza 'Biela' respecto al eje vertical Y. El valor mínimo y máximo de θ_3 no son constantes y dependen del valor de θ_2 y del ángulo íter brazos (l_1-l_2).

Tabla 2: Valores relativos de θ_3 dependiendo de θ_2 (valor de los ángulos en grados).

θ_2	θ_3 mínimo	θ_3 máximo
0	-20	65
15	-15	90
30	-9	105
40	0	110
50	10	112
60	20	113
80	40	114
90	50	114
105	60	110

En la figura 7 aparecen las configuraciones en las cuales un manipulador podría alcanzar el final del OMNI, simplificado al extremo del EE donde la realimentación de fuerza es aplicada. Un observador que mira en la dirección de la flecha será capaz de ver la configuración posible OMNI como cóncavo mientras que la configuración convexa en líneas verdes es imposible debido a la estructura del dispositivo, similar al codo humano.

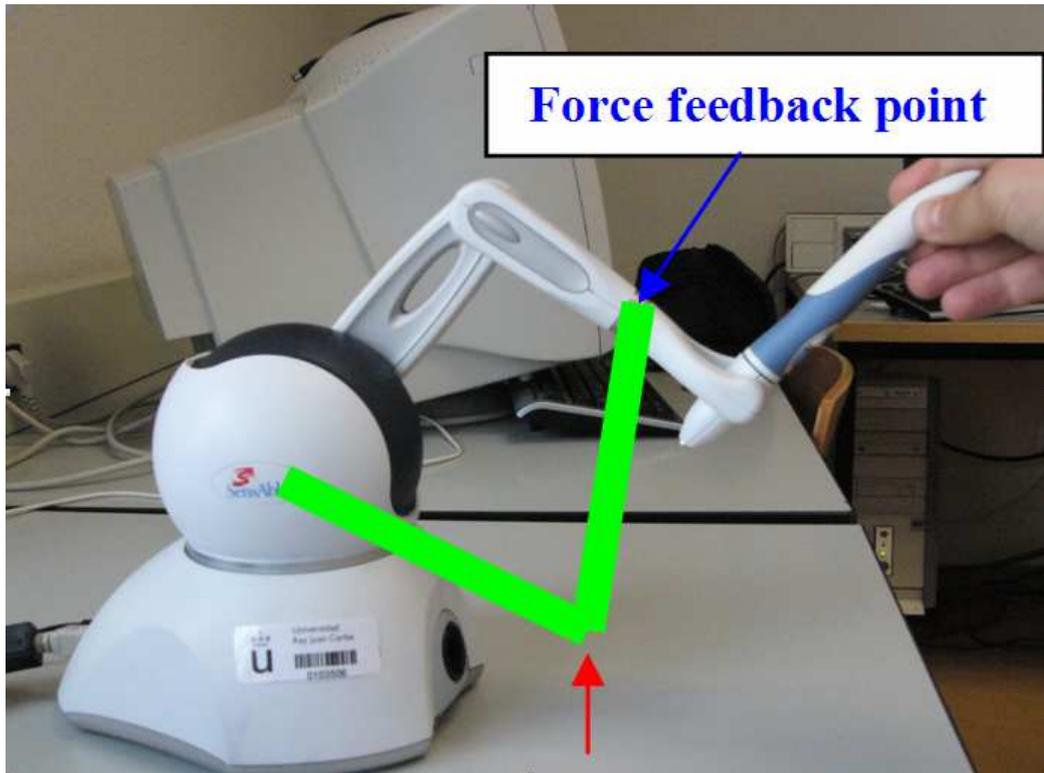


Fig. 7: Punto de realimentación de fuerza. Configuración imposible en líneas verdes.

3.3 Estudio Cinemático

El análisis del movimiento del OMNi lleva a encontrar semejanzas con el estudio cinemático que se hace del PHANToM 1.5 en estudios anteriores [Cav02] [Cav01] [Rod05], en el que se utilizan de forma equivalente los mismos ángulos θ_1 , θ_2 y θ_3 .

En el caso de la versión PHANToM 1.5 el estudio se realiza respecto a una posición de reposo similar al inkwell o posición de calibración del OMNi. En ese caso esta posición coincide con un valor de los ángulos θ_2 y θ_3 igual a cero. En el caso del OMNi y de la situación del stylus posicionado en el interior del inkwell no se da esta circunstancia.

En nuestro caso el origen del sistema de coordenadas (CSO) se encuentra en el centro del elemento A.(Centro de la pieza Cabeza).

3.3.1 Cinemática Directa.

El objetivo es calcular la matriz que define el comportamiento del dispositivo en función de cada uno de los ángulos de cada articulación θ_i . Se trata por tanto de definir la matriz de traslación $T_{04}(\theta)$ del dispositivo desde CSO hasta el End Efector (EE) (fig. 8). Cuando esta matriz de transformación esté disponible la derivada parcial de $T_{04}(\theta)$ respecto de $\theta_{1,2,3}$ producirá la matriz Jacobiana.

La figura 8 representa el conjunto de los distintos sistemas de coordenadas situados en cada articulación. Nuestro cálculo consistirá en realizar una secuencia de transformación desde el CSO hasta el EE atravesando la cadena de cinemática CSO-CS1-CS2-CS3-EE. CS1 es el sistema de coordenadas asociado al elemento 'Cabeza'; CS2 es el sistema de coordenadas asociado al elemento 'Manivela'; CS3 es el sistema de coordenadas asociado al elemento 'Biela'. La expresión de la posición del EE en coordenadas cartesianas en función de los ángulos de las articulaciones θ_i es:

$$(x, y, z) = F(\theta_1, \theta_2, \theta_3)$$

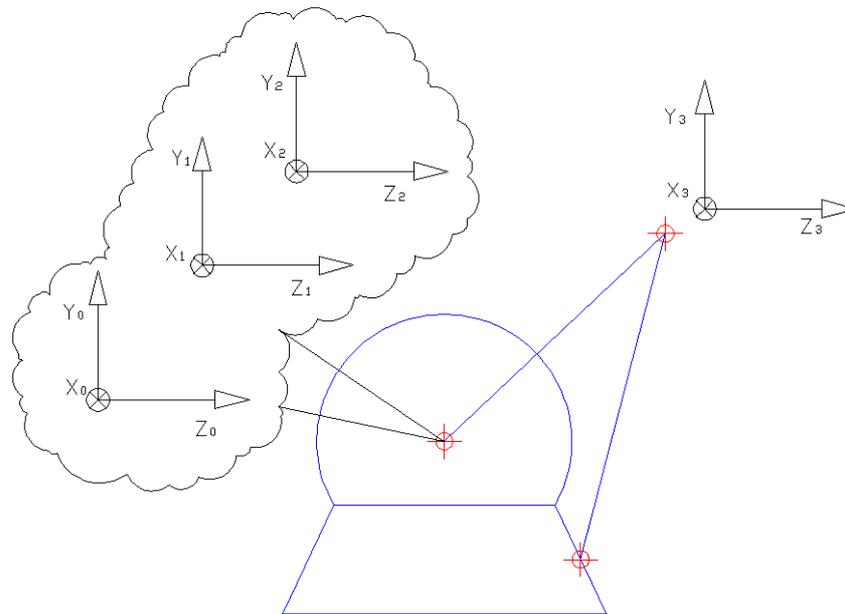


Fig. 8: Sistemas de coordenadas CS0, CS1, CS2 y CS3 definidos en el estudio del OMNI

La matriz de transformación de CS0 a CS2 excluyendo el giro θ_2 .

$$T_{02} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_1) & 0 & \sin(\theta_1) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin(\theta_1) & 0 & \cos(\theta_1) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Incluyendo θ_2 obtenemos la matriz de transformación entre CS2 y CS3

$$T_{23} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta_3) & \sin(\theta_3) & l_1 \sin(\theta_2) \\ 0 & -\sin(\theta_3) & \cos(\theta_3) & l_1 \cos(\theta_2) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Por lo tanto la matriz de transformación de CSO a CS3:

$$\begin{pmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1)\sin(\theta_3) & \cos(\theta_3)\sin(\theta_1) & l_1 \cos(\theta_2)\sin(\theta_1) \\ 0 & \cos(\theta_3) & \sin(\theta_3) & l_2 + l_1 \sin(\theta_2) \\ -\sin(\theta_1) & -\cos(\theta_1)\sin(\theta_3) & \cos(\theta_1)\cos(\theta_3) & -l_1 + l_1 \cos(\theta_2)\cos(\theta_1) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

La traslación de la articulación CS3 a EE:

$$T_{34} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & -l_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Finalmente la matriz de transformación T04 desde EE respecto al CSO.

$$\begin{pmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1)\sin(\theta_3) & \cos(\theta_3)\sin(\theta_1) & l_1 \cos(\theta_2)\sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_1)\sin(\theta_3) \\ 0 & \cos(\theta_3) & \sin(\theta_3) & -l_2 \cos(\theta_3) + l_1 \sin(\theta_2) \\ -\sin(\theta_1) & -\cos(\theta_1)\sin(\theta_3) & \cos(\theta_1)\cos(\theta_3) & l_1 \cos(\theta_1)\cos(\theta_2) + l_2 \cos(\theta_1)\sin(\theta_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

donde la sub-matriz R04, es la matriz de rotación del sistema:

$$R_{04} = \begin{pmatrix} \cos(\theta_1) & -\sin(\theta_1)\sin(\theta_3) & \cos(\theta_3)\sin(\theta_1) \\ 0 & \cos(\theta_3) & \sin(\theta_3) \\ -\sin(\theta_1) & -\cos(\theta_1)\sin(\theta_3) & \cos(\theta_1)\cos(\theta_3) \end{pmatrix}$$

Por ultimo las coordenadas del EE referidas al CSO son la última columna de T04:

$$x = (l_1 \cos\theta_2 + l_2 \sin\theta_3)\sin\theta_1$$

$$y = l_1 \sin\theta_2 - l_2 \cos\theta_3$$

$$z = (l_1 \cos\theta_2 + l_2 \sin\theta_3)\cos\theta_1$$

3.3.2 Cinemática inversa.

Este estudio consiste en la expresión de los ángulos θ_i de cada articulación en función de la posición del EE en coordenadas cartesianas:

$$(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = I(x, y, z).$$

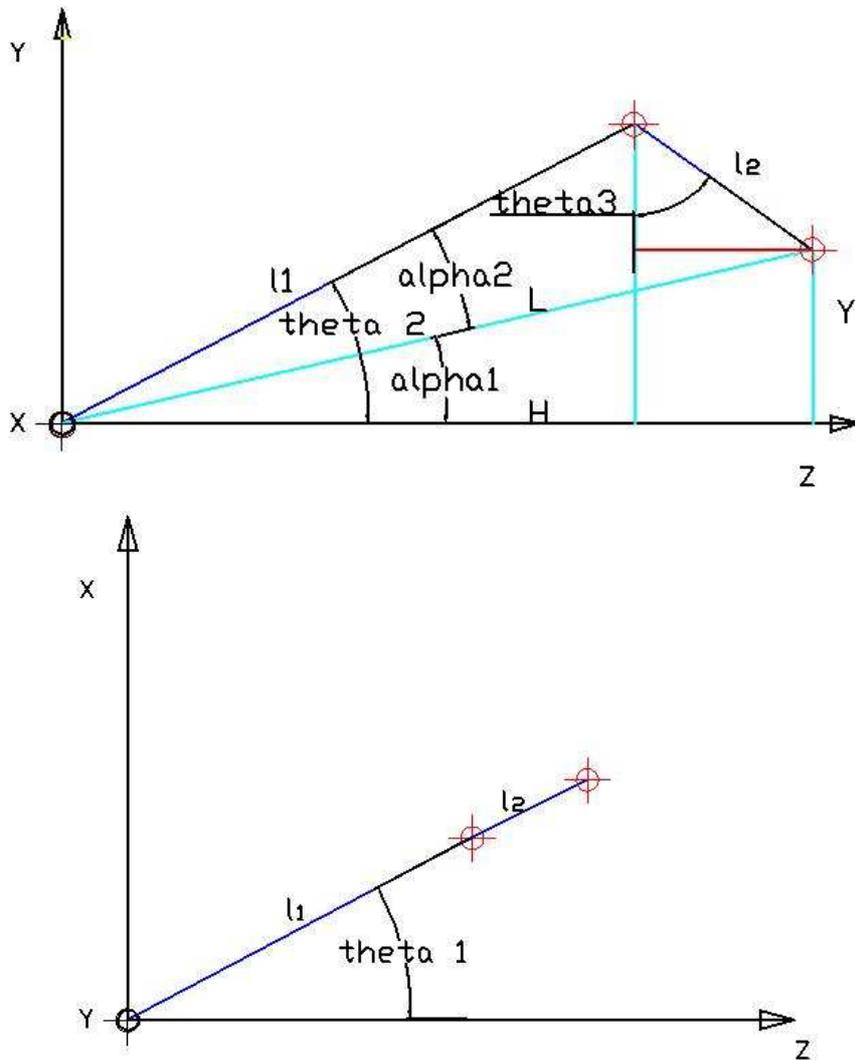


Fig. 9: Relaciones geométricas entre EE y el CSO.

La figura 9 muestra las relaciones geométricas entre estas variables. Aplicaremos el teorema del coseno (fig. 10), es decir, el cuadrado del lado opuesto a un ángulo agudo es igual a la suma de los cuadrados de los otros

dos lados menos el doble producto de ellos por el coseno del ángulo comprendido.

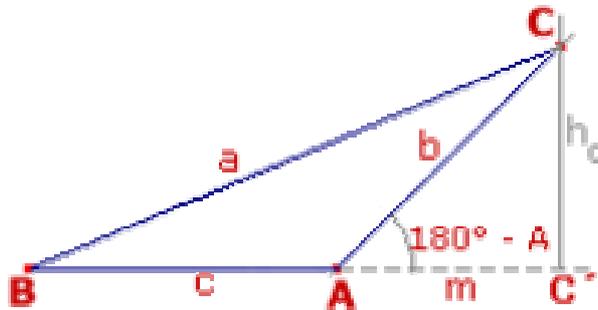


Fig. 10: Figura del teorema del coseno.

De esta manera obtenemos:

$$b^2 = c^2 + a^2 - 2ac \cdot \cos(B)$$

Aplicado a nuestro caso obtenemos que:

$$\theta_1 = -\arctan\left(\frac{x}{z}\right);$$

$$\theta_2 = \arctan\left(\frac{y}{H}\right) + \arccos\left(\frac{L^2 + l_1^2 - l_2^2}{2l_1L}\right)$$

$$\theta_3 = \arctan\left(\frac{H - l_1 \cos \theta_2}{l_1 \sin \theta_2 - y}\right)$$

3.3.3 Matriz Jacobiana

Dada una función $F: \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^m$ con m componentes y_1 a y_m cada uno de ellos con n variables independientes x_1 a x_n , el Jacobiano es la matriz de derivadas parciales de cada y_i respecto de cada una de las x_i .

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial y_1}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial y_1}{\partial x_n} \\ \vdots & \dots & \vdots \\ \frac{\partial y_m}{\partial x_1} & \dots & \frac{\partial y_m}{\partial x_n} \end{pmatrix}$$

También se puede decir que del Jacobiano obtenemos la mejor aproximación lineal del valor de la función F en las cercanías del punto P:

$$F(x) \sim F(p) + J_F(p) \cdot (x-p)$$

El Jacobiano es una matriz construida en dos partes. La mitad superior representa la relación que existe entre las velocidades lineales del extremo del manipulador con la velocidad angular de cada uno de las articulaciones, simplificado en la ecuación:

$$V = J_u \cdot d\theta/dt \tag{1}$$

La mitad inferior de la matriz no es usada en el cálculo de la Manipulabilidad, pero representa la relación que existe entre la velocidad angular del extremo del manipulador con la velocidad angular de cada uno de las articulaciones:

$$\omega = J_l \cdot d\theta/dt$$

La matriz Jacobiana es de gran ayuda en el análisis y el control del movimiento de un manipulador en cuanto a la determinación de configuraciones singulares, en las cuales para un pequeño cambio de posición sería necesario una energía (en fuerza o momento) muy elevada, o bien configuraciones desde las cuales algunas direcciones son inalcanzables, por lo tanto el jacobiano nos indica zonas donde no estamos interesados que el dispositivo trabaje.

El cálculo del Manipulabilidad a partir del Jacobiano determinará que el espacio de trabajo real del dispositivo no presenta pozos de puntos singulares en su zona habitual de funcionamiento, dado que un punto singular conduce a una solución no realizable del problema de la cinemática inversa. Cerca de los puntos singulares, las acciones del manipulador son indeterminadas, y para la correspondiente combinación de θ_i el valor del determinante Jacobiano es nulo.

En la fórmula (1) dado $d\theta/dt$ como valor conocido aplicado por los motores en las articulaciones y determinado por el sistema de control a través de los codificadores de posición, una vez calculado J_u , deberemos ser capaces de obtener una medida de la velocidad lineal en el extremo del manipulador.

En el caso del PHANToM OMNi, la matriz superior del jacobiano J_u tiene la forma de J ($3 \times n$) siendo n el número de grados de libertad y función de las θ_i , es decir de todas las articulaciones que consideramos que son las que tienen realimentación de fuerza.

Los cálculos se han realizado con la herramienta de software Mathematica con los paquetes Screws y RobotLinks [Mur92]. Se obtiene la matriz Jacobiana [San06b]:

$$J = \begin{pmatrix} l_1 \cos(\theta_2) + l_2 \sin(\theta_3) & 0 & 0 \\ 0 & l_1 \cos(\theta_2 - \theta_3) & 0 \\ 0 & -l_1 \sin(\theta_2 - \theta_3) & l_2 \\ 0 & 0 & -1 \\ \cos(\theta_3) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_3) & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

3.4 Modelado y simulación del Omni.

Como parte del estudio realizado se incluye el estudio y modelización de la cinemática del OMNi mediante la herramienta SimMechanics.

3.4.1 Metodología de trabajo.

Se van a considerar unas primeras hipótesis de trabajo respecto a la geometría del OMNi (fig. 11) con idea de simplificar un primer estudio y obtener la matriz de inercia del conjunto y posteriormente llevarla a una primera simulación rápida con la herramienta SimMechanics.

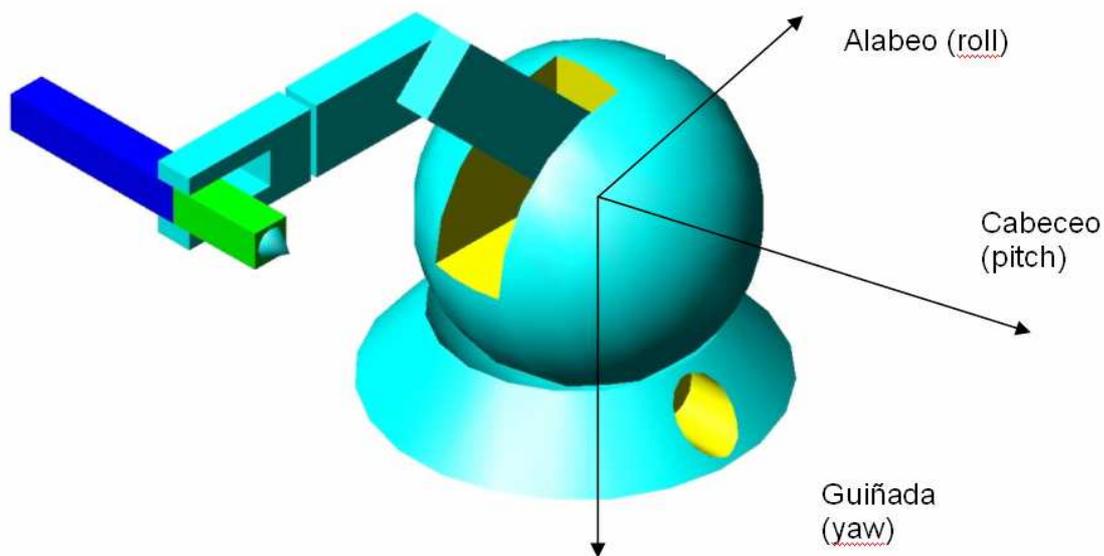


Fig. 11: Esquema del PHANToM OMNi de SensAble Technologies.

Para la simulación más exacta, posteriormente representaremos el OMNi en el sistema AutoCAD con objeto de obtener una estructura de dimensiones similar a la objeto de estudio. Una vez creada, el programa nos permite calcular los momentos de inercia correspondientes a cada una de las piezas (P1, P2 y P3) que componen inicialmente nuestro estudio.

3.4.2 Objeto de estudio

Como ya se ha hecho anteriormente vamos a simplificar el estudio de la cinemática del OMNi considerando únicamente el punto final donde se realiza realimentación de fuerza, esto es, eliminando los tres gimbal de nuestro estudio.

Por otra parte la base o peana sobre la que se asienta el sistema y aloja el soporte de giro de la pieza P1-Cabeza tiene la utilidad de dar estabilidad al sistema evitando vuelcos, por tanto es fijo y de acuerdo al estudio cinemático es un punto fijo.

3.4.3 Geometría

Vamos a suponer en cuanto a la geometría de los elementos del OMNi.

P1-Cabeza: Pieza que supondremos una esfera hueca ideal de $r=60\text{mm}$ y de espesor $e= 3,5\text{mm}$. Esto es así, dado que si bien es notoriamente hueca y el espesor es menor, se considera que si repartimos la masa de los elementos contenidos en la esfera y solidarios en su movimiento, sería equivalente en el estudio cinemático a la esfera descrita.

P2-Manivela: Prisma rectangular ideal de dimensiones:

$L=160\text{mm}$

$a=32\text{mm}$ (se ha aproximado una anchura media)

$e=18\text{mm}$

P3-Biela: Prisma rectangular ideal de dimensiones:

$L=91\text{mm}$

$a=23\text{mm}$ (se ha aproximado una anchura media)

$e=18\text{mm}$

3.4.4 Densidad del material.

Calcularemos en base a las hipótesis geométricas el volumen de cada una de las piezas y a partir de una estimación de densidad, obtendremos la masa de cada una de las piezas. Del material las especificaciones del fabricante sólo nos indican que está construido “de componentes de metal y plásticos de inyección molde”.

En el caso de P1 y P3 podemos considerar que son de plástico en su totalidad sin grandes errores. No obstante las consideraciones establecidas en cuanto a

geometría hablamos de considerar P1 y que hay un material traslúcido azul junto con la carcasa, asumimos que sus propiedades no son demasiado diferentes del resto de la carcasa y que es similar al de la P1. Por tanto $\rho_1 = \rho_3$.

La pieza P2 parece ser mucho más pesada y de hecho su parte central es de algún tipo de metal (podría ser algún tipo de aleación de Al, cuya densidad es $2,7 \text{ g/cm}^3$). El resto de la pieza es del mismo plástico de P2, además de que también contendrá el sistema de transmisión de movimiento, de manera que podemos considerar el 70% del volumen de P2 se compone de una aleación de Al y aproximamos $\rho_2 = 2,7 \text{ g/cm}^3$ y el 30% restante del volumen del material de densidad ρ_3 . Normalmente en carcasas o paneles nos vamos a encontrar con materiales como el PS-Poliestireno de alta densidad con un valor de $1,05 \text{ g/cm}^3$ o en aplicaciones de mayor calidad con el ABS (estireno acrilábutil) de densidad $1,025 \text{ g/cm}^3$, que pensamos puede corresponder a nuestro material y por tanto, $\rho_3 = 1,025 \text{ g/cm}^3$.

3.4.5 Cálculos

Cálculos teóricos.

- Momento de inercia de un paralelepípedo de lados $2L$, $2a$ y $2e$ (en la figura 45 la pieza P3)

$$\begin{aligned} I_x &= 1/3 m (a^2 + e^2) \\ I_y &= 1/3 m (L^2 + e^2) \\ I_z &= 1/3 m (a^2 + L^2) \end{aligned}$$

Para la pieza P2 ($2L=160$, $2a=32$, $2e=18$) los valores serían:

$$\begin{aligned} I_x &= 1/3 m_2 (a^2 + e^2) = 22.7499 \text{ Kgmm}^2 \\ I_y &= 1/3 m_2 (L^2 + e^2) = 437.5142 \text{ Kgmm}^2 \\ I_z &= 1/3 m_2 (a^2 + L^2) = 449.3279 \text{ Kgmm}^2 \end{aligned}$$

Para la pieza P3 ($2L=91$, $2a=23$, $2e=18$) los valores serían (fig. 12):

$$\begin{aligned} I_x &= 1/3 m_3 (a^2 + e^2) = 2.7449 \text{ Kgmm}^2 \\ I_y &= 1/3 m_3 (L^2 + e^2) = 27.6908 \text{ Kgmm}^2 \\ I_z &= 1/3 m_3 (a^2 + L^2) = 28.3505 \text{ Kgmm}^2 \end{aligned}$$

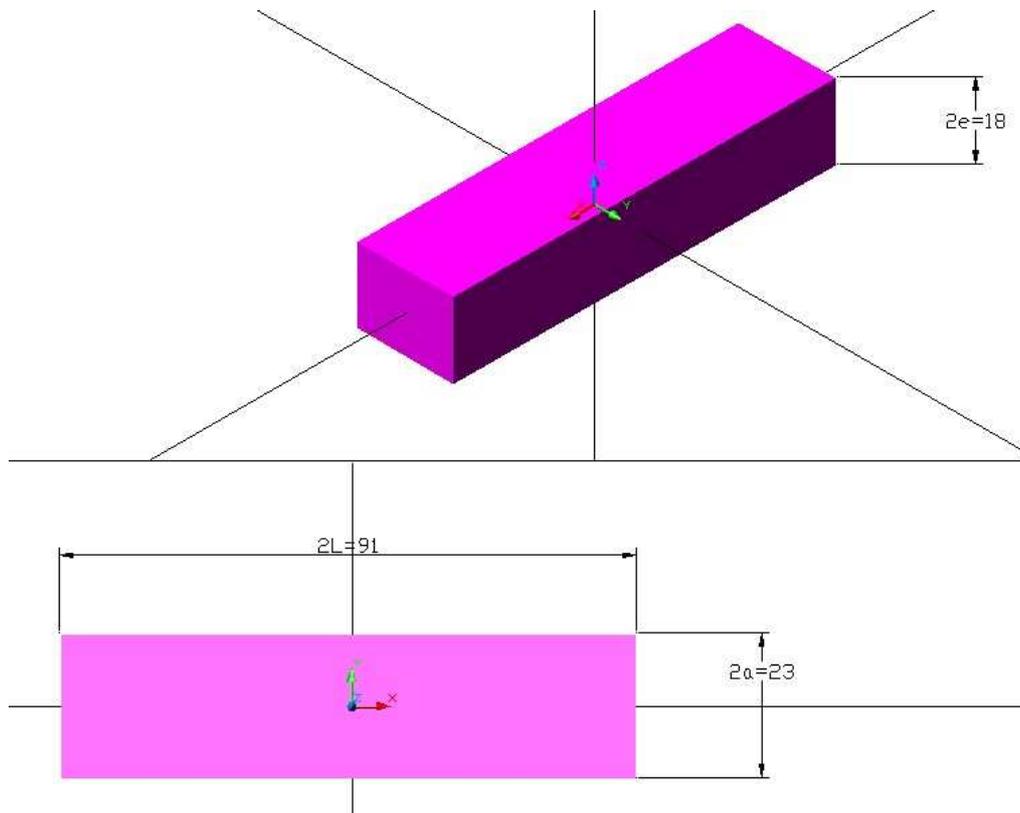


Fig. 12: Simplificación de la pieza P3.

- Momento inercia de esfera hueca (espesor despreciable respecto a radio $R=60$ mm)

$$I_x=I_y=I_z = \frac{2}{3} m_1 \cdot R^2 = \frac{2}{3} \cdot 0,148911 \cdot 60^2 = 357.3864 \text{ Kgmm}^2$$

Cálculo Experimental-Herramienta autoCAD.

Consideraciones: La herramienta autoCAD estará configurada para realizar cálculos en mm, por ello el volumen también lo calcula en mm^3 . A partir de esto con una densidad de $\rho=1$ (no hace referencia a si son g o Kg. por/ mm^3 pero suponemos gramos) asigna una masa equivalente al **volumen** calculado. No obstante esa densidad figurada de valor 1 no se corresponde con los materiales que analizamos en el apartado de hipótesis en cuanto a **densidad**, de manera que debemos calcular esa masa.

Con las dimensiones aproximadas definidas en el apartado de hipótesis, se han diseñado tres sólidos en AutoCAD:

- 2 prismas rectangulares de las dimensiones correspondientes a P1 (160X32X18) y a P2 (91X23X18).
- 1 esfera hueca de radio (fig. 13) $R=60\text{mm}$ y espesor $e=3,5\text{mm}$.

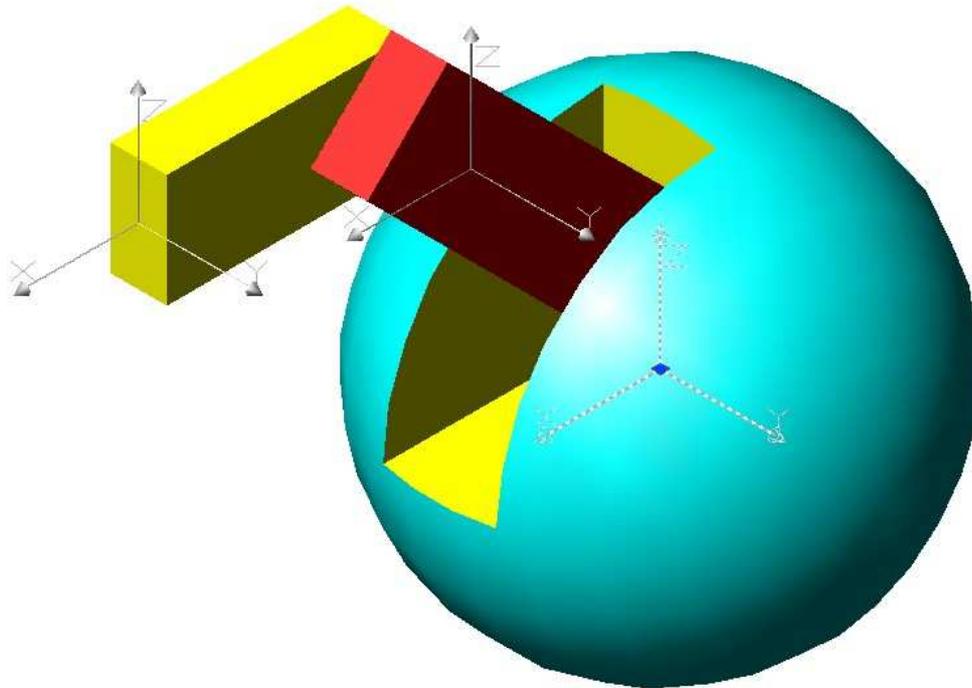


Fig. 13: Situación de los sistemas de coordenadas a considerar en la simulación de SimMechanics

Se han obtenido los siguientes datos:

- **Cabeza**

Masa: 149279.5817

Volumen: 149279.5817

Momentos principales y direcciones X-Y-Z alrededor del centro de gravedad:

I: 338184501.2960 a lo largo de [1.0000 0.0000 0.0000]

J: 338184501.2960 a lo largo de [0.0000 1.0000 0.0000]

K: 338184501.2960 a lo largo de [0.0000 0.0000 1.0000]

- **Manivela**

Masa: 92160.0000

Volumen: 92160.0000

Cuadro delimitador: X: 0.0000 -- 160.0000

Y: 0.0000 -- 32.0000

Z: 0.0000 -- 18.0000

Momentos principales y direcciones X-Y-Z alrededor del centro de gravedad:

I: 10352640.0000 a lo largo de [1.0000 0.0000 0.0000]

J: 199096320.0000 a lo largo de [0.0000 1.0000 0.0000]

K: 204472320.0000 a lo largo de [0.0000 0.0000 1.0000]

- **Biela**

Masa: 37674.0000

Volumen: 37674.0000

Cuadro delimitador: X: 0.0000 -- 91.0000

Y: 0.0000 -- 23.0000

Z: 0.0000 -- 18.0000

Momentos principales y direcciones X-Y-Z alrededor del centro de gravedad:

I: 2677993.5000 a lo largo de [1.0000 0.0000 0.0000]

J: 27015397.5000 a lo largo de [0.0000 1.0000 0.0000]

K: 27658995.0000 a lo largo de [0.0000 0.0000 1.0000]

Luego se obtienen unos momentos de inercia para configurar el modelo en SimMechanics

Cabeza

I_x = 338184501.2960 **I_y** = 338184501.2960 **I_z** = 338184501.2960

Manivela

I_x = 10352640.0000 **I_y** = 199096320.0000 **I_z** = 204472320.0000

Biela

I_x = 2677993.5000 **I_y** = 27015397.5000 **I_z** = 27658995.0000

No obstante, el cálculo se ha realizado con los valores de masas que se indican más arriba.

De acuerdo a los volúmenes obtenidos:

$$V_1 = 149279 \text{ mm}^3$$

$$V_2 = 92160 \text{ mm}^3$$

$$V_3 = 37674 \text{ mm}^3$$

A partir de ellos y según las consideraciones establecidas en el apartado hipótesis, definimos las masas:

$M = V \cdot \rho$. Estando el volumen en mm^3 y la densidad en g/cm^3 , debemos dividir entre 10^6 el resultado para obtener la masa en Kg. Por otra parte indicamos como aproximación que para la pieza 2 consideramos que un 70% es de metal con densidad ρ_2 y el resto plástico con densidad ρ_1 .

Luego:

$$M_1 = V_1 \cdot \rho_1 / 10^6 = 149279 \text{ mm}^3 \cdot 1,025 \text{ g/cm}^3 / 10^6 = 0.148911 \text{ Kg.}$$

$$M_2 = 0.3 \cdot V_2 \cdot \rho_1 / 10^6 + 0.7 \cdot V_2 \cdot \rho_2 / 10^6 = 0.2025216 \text{ Kg.}$$

$$M_3 = V_3 \cdot \rho_3 / 10^6 = 0.0386159 \text{ Kg.}$$

3.4.6 Simulación en SimMechanics.

En el caso de P1 y P3 obtenidos en el apartado anterior, coinciden los valores obtenidos teóricamente o por medio de la herramienta AutoCAD. En el caso de P2 existe una notable diferencia. Esta diferencia estriba en que la densidad de utiliza AutoCAD era de 1 ($1 \cdot 10^{-6} \text{ Kg/mm}^3$) para todo el material, similar, previo cambio de unidades a 1,025 que se ha utilizado para las piezas P1 y P3. No obstante al definir P2 como una mezcla de materiales existe esa diferencia, de hecho si consideráramos todo un mismo material de densidad ρ_1 tendríamos $M_2 = 0.0945 \text{ kg}$ y el valor de cada momento de inercia calculado teóricamente sería similar. Nos quedamos con esta primera aproximación para configurar el sistema definido en el programa SimMechanics.

En la figura 14 se aprecia la cadena cinemática formada por las articulaciones y los sólidos con sus características (las definidas en el apartado anterior) que componen cada pieza del OMNi. Se aplican las correspondientes restricciones en el movimiento de cada elemento y se modelan los actuadores que aplican la realimentación de fuerza. A su vez se sitúan sensores que permiten visualizar mediante diferentes ventanas la posición, velocidad lineal y velocidad angular de cada elemento del dispositivo.

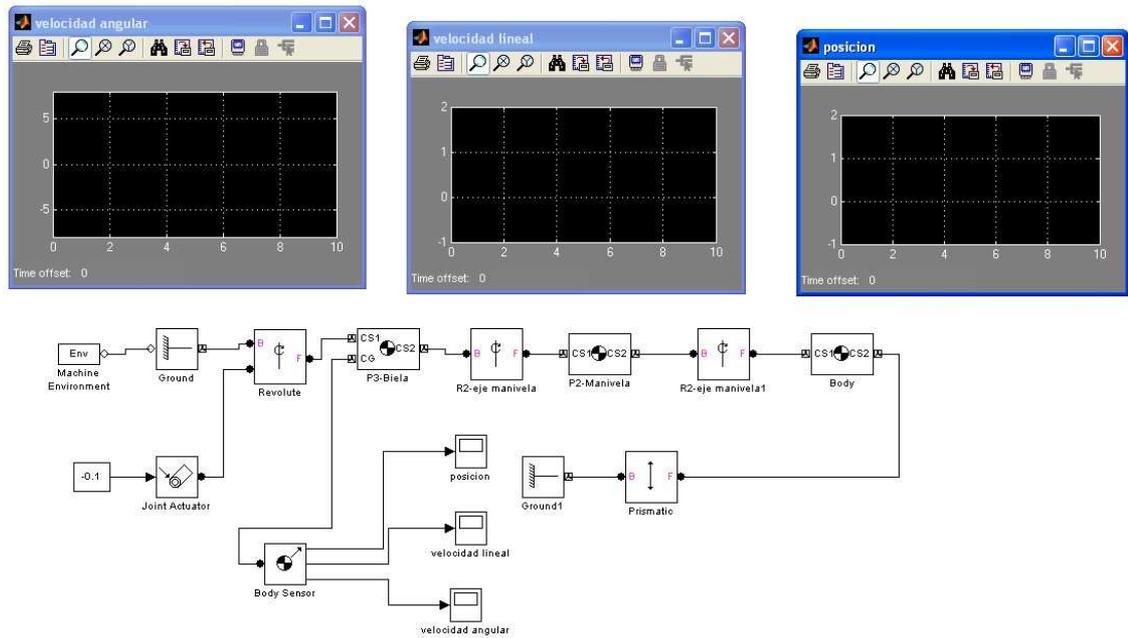


Fig. 14: Diseño de nuestra simulación mediante SimMechanics.

Por último se obtiene una animación de la simulación del dispositivo OMNi en movimiento (fig. 15).

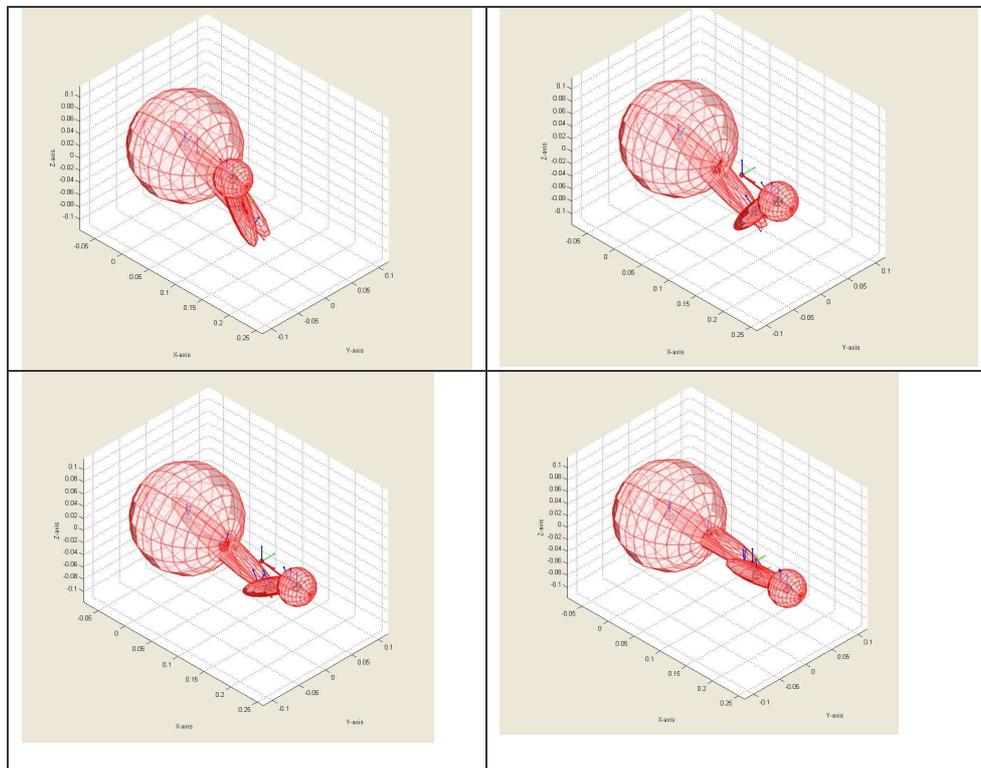


Fig. 15: Cuatro instantes de simulación de SimMechanics, estirando y encogiendo el conjunto P2 y P3.

Este estudio preliminar del dispositivo OMNi permitió estudiar sus características constructivas, a la vez que los grados de libertad confirmando que el estudio posterior debía restringirse únicamente a las articulaciones que aportan realimentación de fuerza. A partir de este análisis fue posible definir el área de trabajo real del dispositivo (apartado 3.1.2), es decir la parte del espacio que realmente puede alcanzar.

3.5 Resultados.

En este capítulo se ha presentado un estudio práctico de los manipuladores basándonos en el análisis detallado de la estructura mecánica del OMNi de Sensable.

Se han definido los espacios de trabajo que intervienen en el estudio del dispositivo: Área de trabajo Real, Área de trabajo Nominal y Área de trabajo de la Aplicación.

También se ha visto que a la hora de analizar un dispositivo háptico nos encontremos con que el fabricante nos ofrezca un área acotada de trabajo que en el presente trabajo hemos denominado como área de trabajo nominal. Se ha demostrado en el caso del dispositivo PHANToM OMNi que en la comparación entre el espacio real y el nominal, hay una gran cantidad de espacio que consideramos no recomendable de uso.

Los resultados de este trabajo han sido presentados y publicados en las actas de dos congresos internacionales. Las referencias se indican a continuación:

San Martin, J., Trivino, G., Design criteria of the application of PHANToM OMNi based in index of manipulability. Proceedings of the 3rd International Conference on Enactive Interfaces ENACTIVE 06, Nov. 2006.

San Martin, J., Trivino, G., A study of the Manipulability of the PHANToM OMNi Haptic Interface. Proceedings of the Third Workshop in Virtual Reality Interactions and Physical Simulations (VRIPHYS 06) Nov. 2006, pp.: 127-128. Editor: Cesar Mendoza, Isabel Navazo. Eurographics 2006.

4 Ajuste mecánico óptimo de un dispositivo háptico en el espacio de trabajo de un sistema de realidad virtual.

Este capítulo comienza presentando el concepto de Manipulabilidad, utilizando varias formulaciones diferentes.

A partir del concepto se analizan aquellas propiedades que permiten utilizar la Manipulabilidad como herramienta de optimización en el diseño de sistemas de realidad virtual que utilicen dispositivos hápticos.

Se proponen varios conceptos novedosos basados en la medida de la Manipulabilidad de un dispositivo, además se propone una metodología encaminada a obtener el diseño óptimo de un sistema que incluya uno o varios dispositivos hápticos.

Para llevar a cabo la experimentación y validación de esta metodología se hace necesaria la utilización de un banco de pruebas. Se ha utilizado el entrenador virtual Insight Mist de la empresa GMV [Gmv06] en cuyo diseño y construcción hemos tenido una parte activa. Se han obtenido datos experimentales adecuados para nuestros propósitos por medio de la grabación en este banco de los datos correspondientes a la distribución espacial de los puntos visitados y su frecuencia de uso durante la simulación de diversas operaciones típicas de artroscopia de hombro.

4.1 Concepto de Manipulabilidad

Una de las medidas que permiten estudiar el funcionamiento de un manipulador en general y por extensión un dispositivo háptico es la Manipulabilidad. Una definición de Manipulabilidad podría ser la habilidad para transmitir el movimiento y aplicar fuerzas en direcciones arbitrarias [PK98].

La Manipulabilidad de un dispositivo fue definida conceptualmente por [Sa82] siendo la primera formulación que permitió una cuantificación matemática la de Yoshikawa [Yos85]. Una definición algebraica de Manipulabilidad utilizada generalmente es [Yos90].

$$\mu = \sqrt{\det (J_u * J_u')},$$

donde J_u es la parte superior del Jacobiano y J_u' es su transpuesta. Otros autores proponen formulaciones diferentes para la Manipulabilidad. Por ejemplo [Cav02] y [Tav04] utilizan:

$$\mu = \sigma_{\min}(J_u)/\sigma_{\max}(J_u) \quad (2)$$

donde σ_{\min} y σ_{\max} son el mínimo y el máximo de los valores singulares de J_u . El valor estará comprendido entre 0 y 1 siendo 1 el valor óptimo. Debemos obtener los valores singulares σ de la matriz de J_u mediante la descomposición en valores singulares:

$$J_u = U S V'$$

Donde U y V son matrices ortogonales y S es una matriz diagonal que contiene los valores singulares buscados.

Por lo tanto es una opción de diseño evitar configuraciones singulares para maximizar la medida de Manipulabilidad. Se denominan configuraciones singulares de un manipulador a aquellas en el que el determinante de su matriz Jacobiana se anula. Las diferentes configuraciones singulares del dispositivo pueden ser clasificadas como:

- Singularidades en los límites del espacio de trabajo del dispositivo. Se presentan cuando el extremo del robot está en algún punto del límite de su espacio de trabajo real. En esta situación resulta obvio que el manipulador no podrá desplazarse en las direcciones que lo alejan de este espacio de trabajo.
- Singularidades en el interior del espacio de trabajo del dispositivo. Se localizan dentro del espacio de trabajo real y se producen generalmente por el alineamiento de dos o más ejes de las articulaciones del dispositivo.

Un punto singular será aquel donde la Manipulabilidad sea cero, donde el movimiento en una determinada dirección este restringido. Conociendo los valores singulares de J_u en un punto conocemos como de cerca estamos de una configuración singular.

Se debe por lo tanto prestar especial atención a la localización de las configuraciones singulares del dispositivo para que sean tenidas en cuenta en su control, evitándose solicitar a los actuadores movimientos a velocidades inabordables o cambios bruscos de las mismas.

4.1.1 Elipsoides de Manipulabilidad

Una opción interesante para representar la Manipulabilidad en un punto del espacio de trabajo son los Elipsoides de manipulabilidad que pueden ser de velocidad o de fuerza.

Un elipsoide de manipulabilidad de velocidad indica para una determinada configuración del manipulador, como de fácilmente puede producir velocidad en las direcciones de los semiejes de ese elipsoide. De manera que a medida que nos vamos acercando a una configuración singular, o bien al extremo de los rangos de trabajo de las articulaciones, puede haber una determinada dirección en que la velocidad máxima posible sea cercana a cero (fig. 16).

Por conservación de la energía existirá una dualidad entre los semiejes de los elipsoides de velocidad y fuerza. Los elipsoides de Manipulabilidad de velocidad [Chi88] coincidirán con los elipsoides de fuerza pero con los semiejes invertidos.

Conceptualmente las direcciones en la que más fácilmente podemos aplicar una fuerza permitirán más fácilmente una velocidad mayor. Es decir, a medida que llegamos a una configuración singular comprobaremos que para un mismo desplazamiento que en una configuración no singular necesitaremos una fuerza mucho mayor y que la velocidad obtenida es mucho menor.

Matemáticamente, partiendo de la formulación de Yoshikawa para el índice de Manipulabilidad:

$$\mu = \sqrt{\det (J_u * J_u')},$$

Se define el índice de Manipulabilidad de fuerza como la inversa de μ .

Teniendo en cuenta la descomposición en valores singulares de la matriz ya indicada, $J_u = U S V'$, cada elipsoide tiene la longitud de los ejes equivalente a los valores singulares máximos y mínimos (valor de los elementos de la matriz diagonal S) y las direcciones a lo largo de los vectores singulares izquierdos (columnas de la matriz U de acuerdo a la obtención de los valores singulares [Wen99]).

Cálculo de los elipsoides de Manipulabilidad.

Se ha seleccionado un grupo de diferentes valores de θ_2 vs. θ_3 , para representar los elipsoides de Manipulabilidad. En cada caso de la Tabla 3 se muestran los valores singulares máximo y mínimo, además de la matriz U.

Tabla 3: Lista de configuraciones a estudiar

θ_2	θ_3	σ_{\min}	σ_{\max}	U
10	80	0.0322	0.2580	1.0000 0 0 0 -0.1682 -0.9858 0 -0.9858 0.1682
22.5	68	0.0701	0.2425	1.0000 0 0 0 -0.3647 -0.9311 0 -0.9311 0.3647
30	61	0.0912	0.2280	1.0000 0 0 0 -0.4702 -0.8826 0 -0.8826 0.4702
40	52	0.1164	0.2036	1.0000 0 0 0 0.5723 0.8200 0 0.8200 -0.5723
50	42	0.1213	0.1719	1.0000 0 0 0 -0.5718 0.8204 0 0.8204 0.5718
60	33	0.0967	0.1580	0 1.0000 0 -0.4968 0 0.8679 0.8679 0 0.4968
70	24	0.0694	0.1718	0 1.0000 0 -0.3609 0 0.9326 0.9326 0 0.3609
80	17	0.0432	0.1802	0 1.0000 0 -0.2259 0 0.9742 0.9742 0 0.2259

En la figura 16 se representan el conjunto de elipsoides de Manipulabilidad correspondientes a la Tabla 3. Se han dibujado los correspondientes a los pares de valores de θ_2 y θ_3 , siendo σ_{\min} y σ_{\max} los valores de las semiejes de las elipses en las direcciones de las columnas de la matriz U.

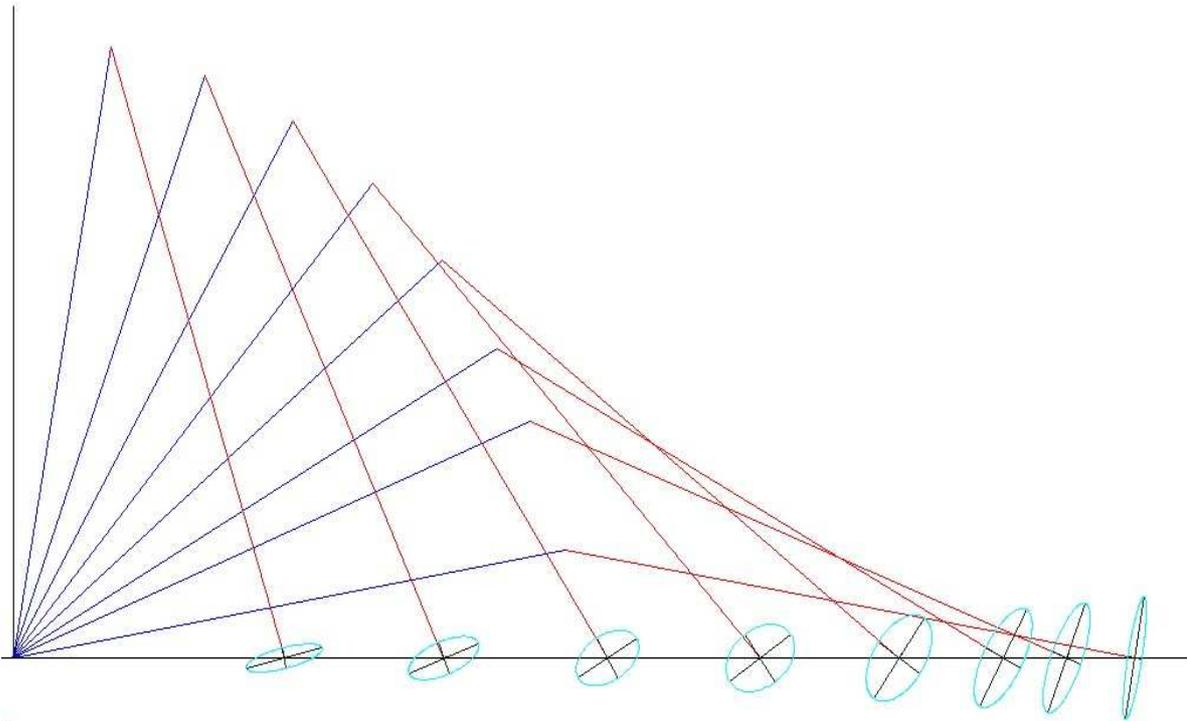


Fig. 16: Elipsoides de Manipulación correspondientes a un conjunto de ángulos θ_2 y θ_3 .

El área de cada elipse representa el valor de Manipulabilidad asociado a esta posición. Para calcular este valor se utiliza la fórmula $A = \pi a b$, donde a y b son semiejes de la elipse y A el valor del área. Los resultados se muestran en la tabla 4.

Tabla 4: Áreas de los elipsoides de Manipulabilidad.

θ_2	θ_3	a	b	$A = \pi a b$	Ángulo Ínter brazos.
10	80	3.22	25.80	260.99	160
22.5	68	7.01	24.25	534.05	135.5
30	61	9.12	22.80	653.25	121
40	52	11.64	20.36	744.53	102
50	42	12.13	17.19	655.07	82
60	33	9.67	15.80	479.99	63
70	24	6.94	17.18	374.57	44
80	17	0.0432	0.1802	244.56	27

Se aprecia que las configuraciones más estiradas y más encogidas, las primeras y las últimas de la Tabla 4, obtienen los valores menores de Manipulabilidad.

También podemos ver que cuando el conjunto está casi totalmente estirado la velocidad que podemos obtener en la dirección horizontal es mucho menor a la vertical de acuerdo al valor de lo semiejes de los elipsoides.

Se concluye, como no podía ser de otra forma, que las posiciones en las que el ángulo ínter-brazos tiene un valor alrededor de 90° tienen los mejores valores de Manipulabilidad.

4.2 Mapa de Manipulabilidad

Se trata ahora de representar para un valor de $x=0$ / $\theta_1=0$, el mapa correspondiente a la Manipulabilidad de los diferentes puntos que pertenecen a este plano. En este mapa (fig. 17 y fig. 18) se unen los puntos con un valor igual de μ creando las curvas de iso-Manipulabilidad. Dado que la formula obtenida del Jacobiano no depende θ_1 la Manipulabilidad sería igual para cualquier rodaja del espacio de un valor constante de θ_1 [San06c].

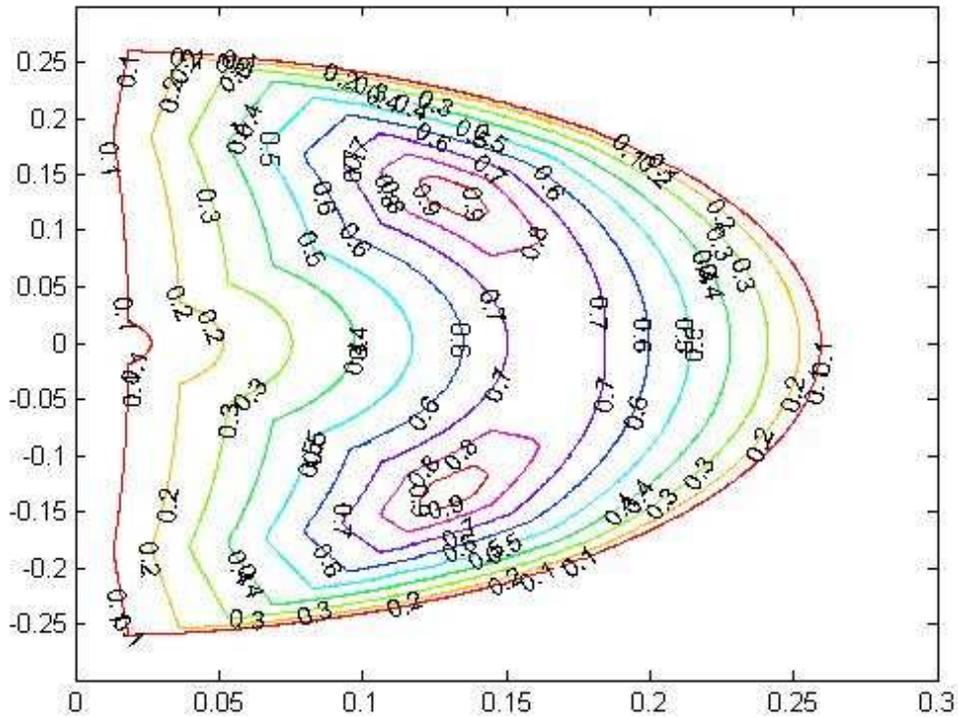


Fig. 17: Mapa de curvas de iso-Manipulabilidad para el plano $X=0$. Los valores de los ejes están en metros. Las curvas contienen valores de μ .

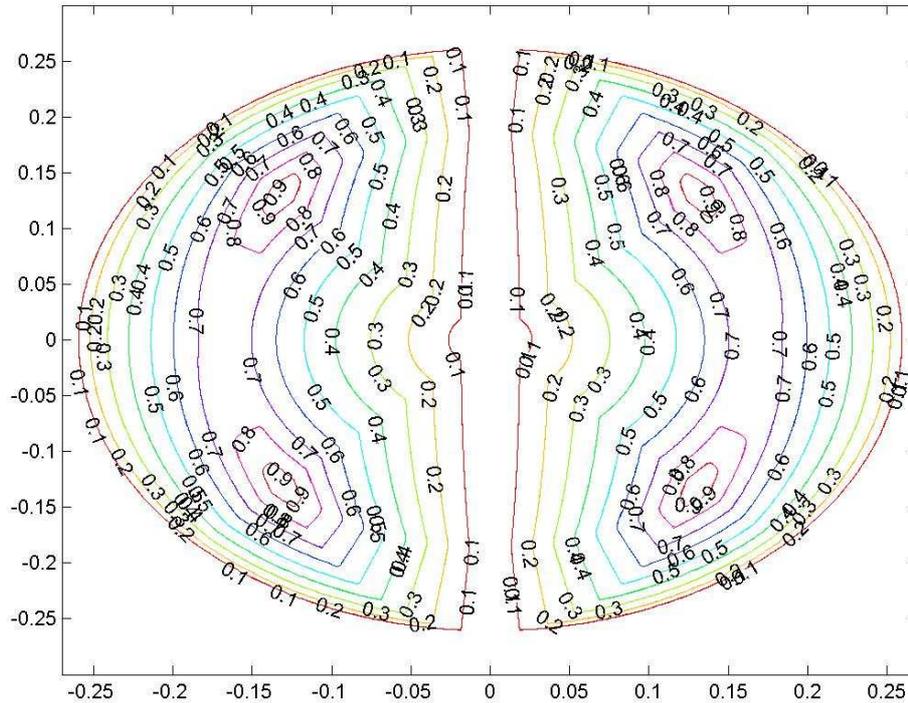


Fig. 18: Mapa de curvas de isoManipulabilidad para el plano $Z=0$, X en el eje de abcisas e Y en el de ordenadas. Dada la simetría respecto del eje Y , el mapa obtenido es idéntico que el de $X=0$. En este caso se muestran también los valores de X positivos y negativos.

4.2.1 Impacto de la longitud de los brazos en la Manipulabilidad.

Con objeto de profundizar en el estudio del concepto de Manipulabilidad y con la intención de obtener una percepción más intuitiva de su significado y utilidad como herramienta de ayuda al diseño se analiza la influencia de la relación geométrica entre los dos brazos de un dispositivo háptico.

Utilizando de nuevo el dispositivo OMNi, vamos a modelizar diferentes cambios en su estructura mecánica que quedarán reflejados en la evolución del mapa de Manipulabilidad.

La bibliografía [Yos90] nos indica que la mejor opción desde el punto de vista de la Manipulabilidad esta vez utilizando un manipulador del tipo PUMA, con dos brazos de dimensiones L_1 y L_2 , es precisamente que estas dos longitudes sean muy parejas.

Partiendo por lo tanto de que su dimensionamiento actual es óptimo vamos a estudiar el efecto de modificar la longitud de los brazos. Como veremos se produce una degradación que se verá reflejada en que las zonas que contienen los mejores valores de Manipulabilidad van apareciendo en dos configuraciones simétricas respecto del eje Z.

Se han realizado 7 casos de estudio. En cada caso se muestran las figuras resultantes de esa configuración. Con objeto de comparar el diferente tamaño de los mapas resultantes, se mantiene la misma escala en todos ellos. Los casos estudiados son:

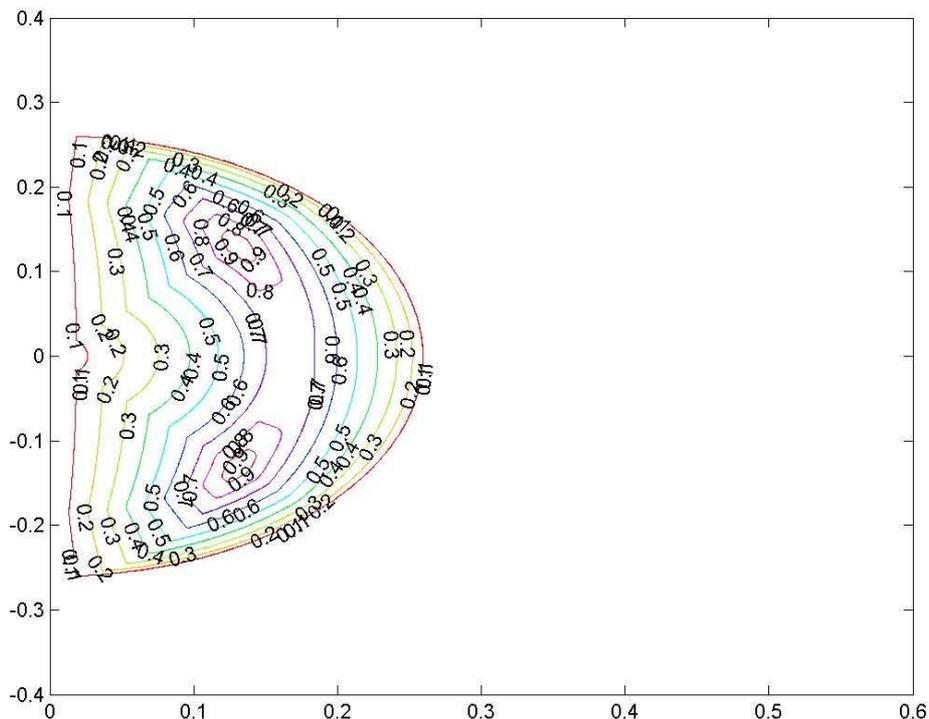
Caso 1

Prueba Realizada: Es el caso real, la configuración del PHANToM OMNi.

$L_1 = 129$ milímetros.

$L_2 = 133$ milímetros.

Se obtiene el mapa ($X=0$):



Conclusiones: Comparando con el resto de los casos que veremos de este estudio, supone el mapa con valores máximos de Manipulabilidad

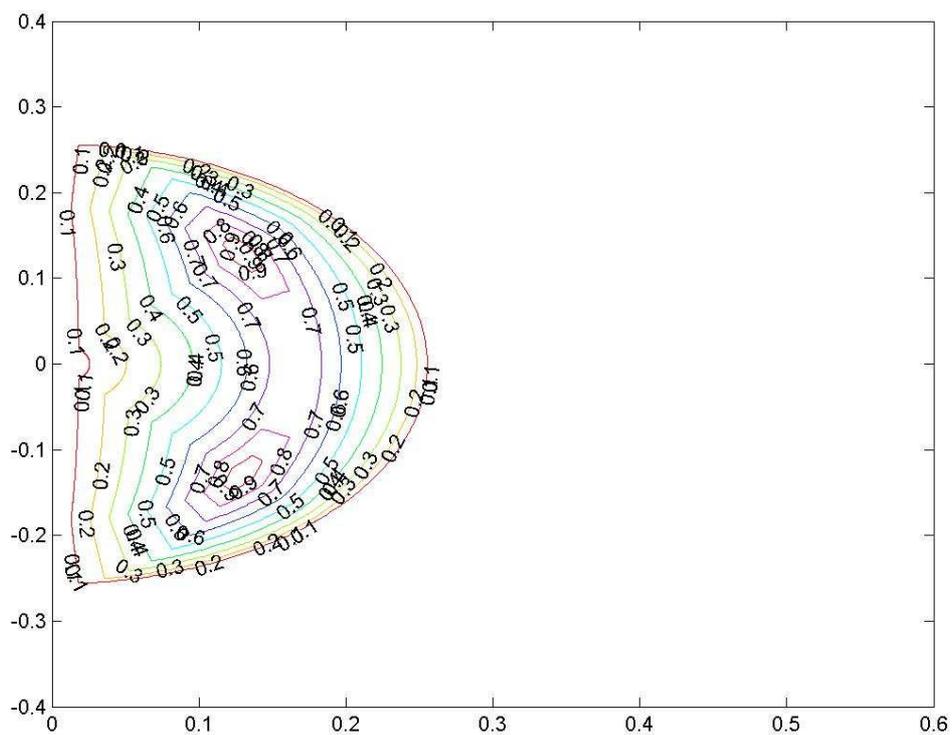
Caso 2

Prueba Realizada: Muy similar al caso real, pero planteamos el caso que podría haber parecido más lógico, $L_1=L_2$.

$L_1 = 129$ milímetros.

$L_2 = 129$ milímetros.

Se obtiene el mapa ($X=0$):



Conclusiones: No se aprecian cambios. Sigue ofreciendo los valores máximos.

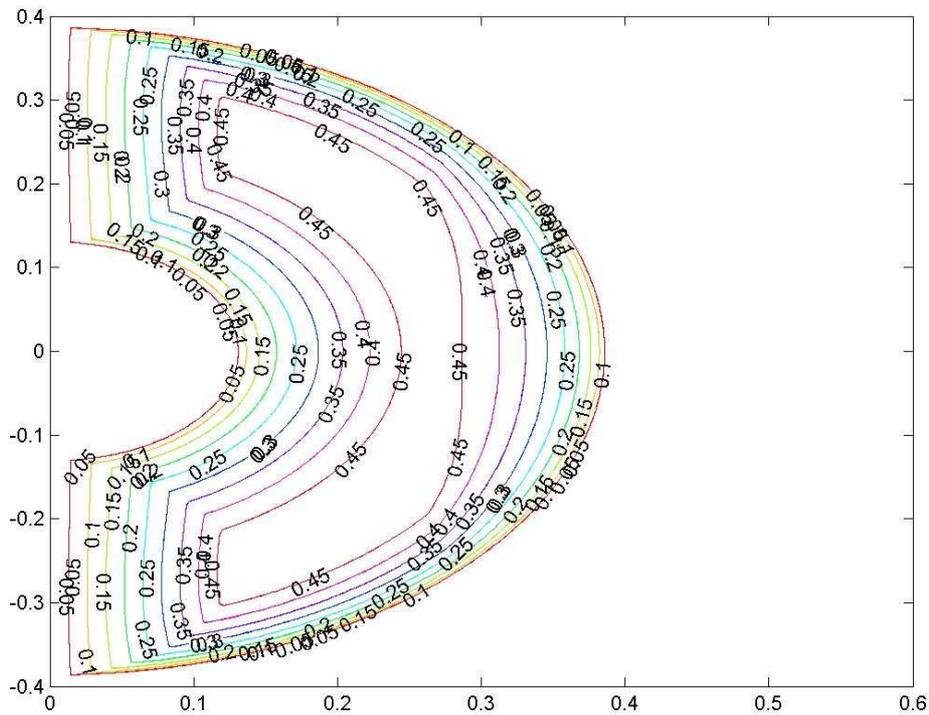
Caso 3

Prueba Realizada: Se ha doblado el tamaño del eslabón L2.

$L_1 = 129$ milímetros.

$L_2 = 258$ milímetros.

Se obtiene el mapa ($X=0$):



Conclusiones: Han desaparecido las isletas de Manipulabilidad máxima. La Manipulabilidad es muy baja, valores máximos la mitad que en los casos anteriores.

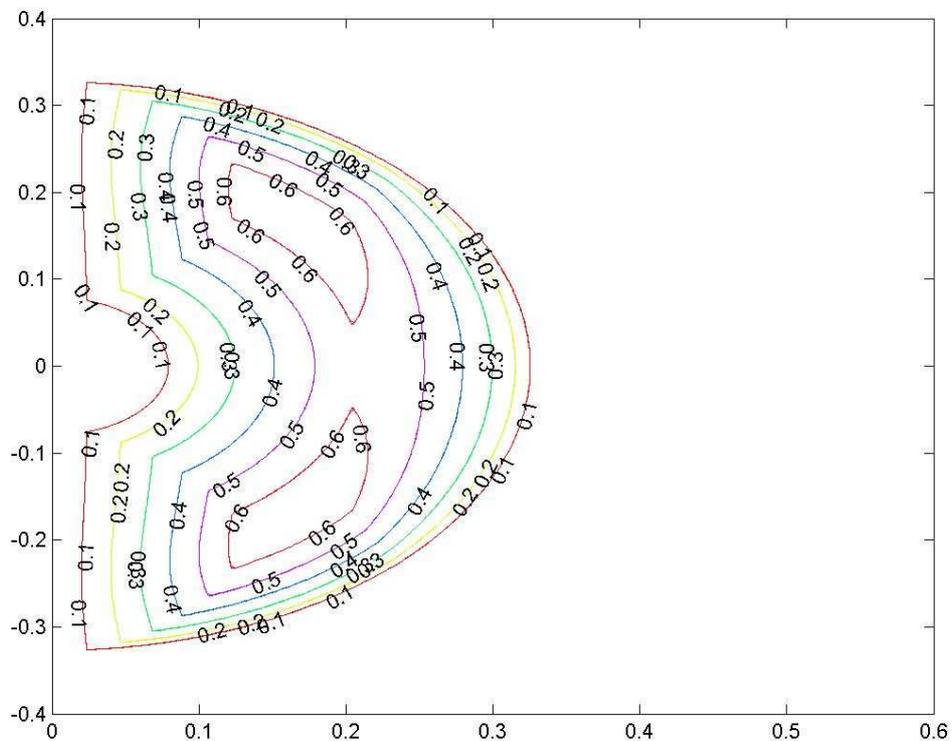
Caso 4

Prueba Realizada: Comenzamos a reducir paulatinamente el valor de L2 para irlo acercando a L1.

$L_1 = 129$ milímetros.

$L_2 = 200$ milímetros.

Se obtiene el mapa ($X=0$):



Conclusiones: Se van formando grandes isletas con los mejores valores de Manipulabilidad. Los mejores valores se siguen obteniendo en las zonas que sabemos que son las óptimas (ángulo ínter brazos a 90° y θ_2 a 90° y -90°)

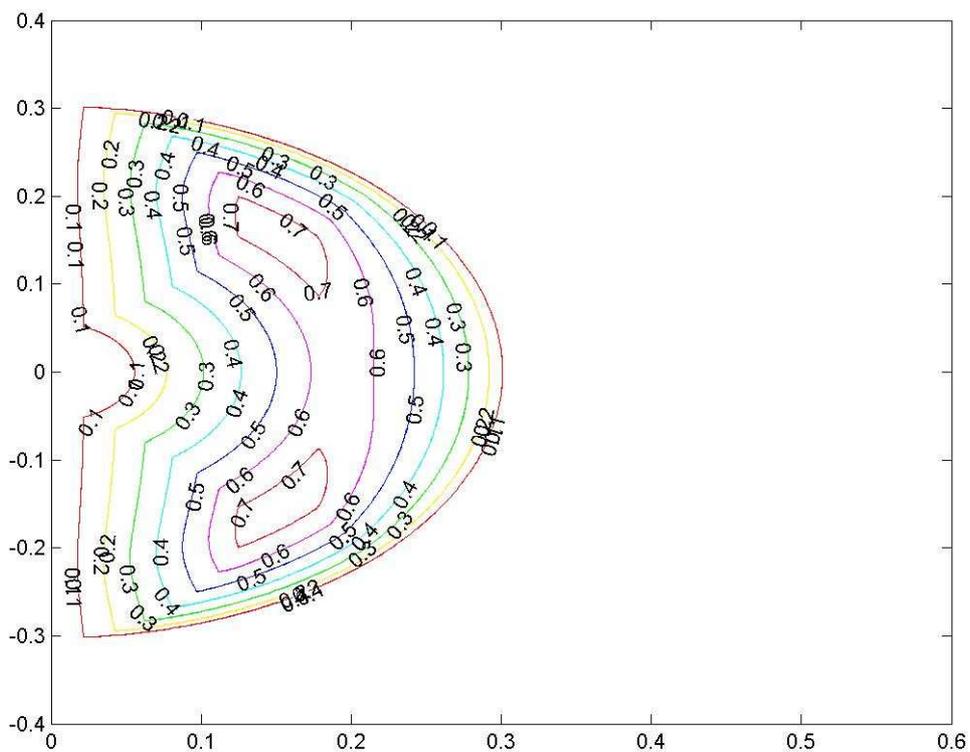
Caso 5

Prueba Realizada: Se va aproximando de nuevo el valor de L2 al de L1.

$L_1 = 129$ milímetros.

$L_2 = 175$ milímetros.

Se obtiene el mapa ($X=0$):



Conclusiones: Cubrimos un área de trabajo mayor que en el caso nominal, pero sufrimos una pérdida de rendimiento notable.

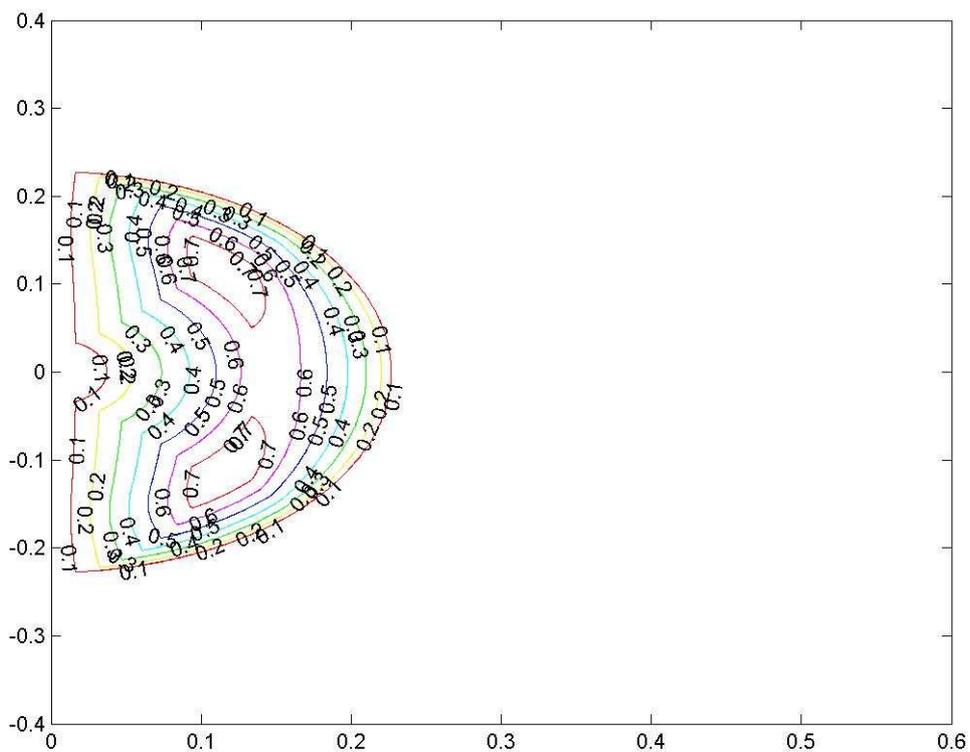
Caso 6

Prueba Realizada: Hacemos menor el valor de L2 que el de L1.

$L_1 = 129$ milímetros.

$L_2 = 100$ milímetros.

Se obtiene el mapa ($X=0$):



Conclusiones: Se reduce el área de trabajo. El valor es similar al caso anterior con valores aceptables en las zonas óptimas de trabajo.

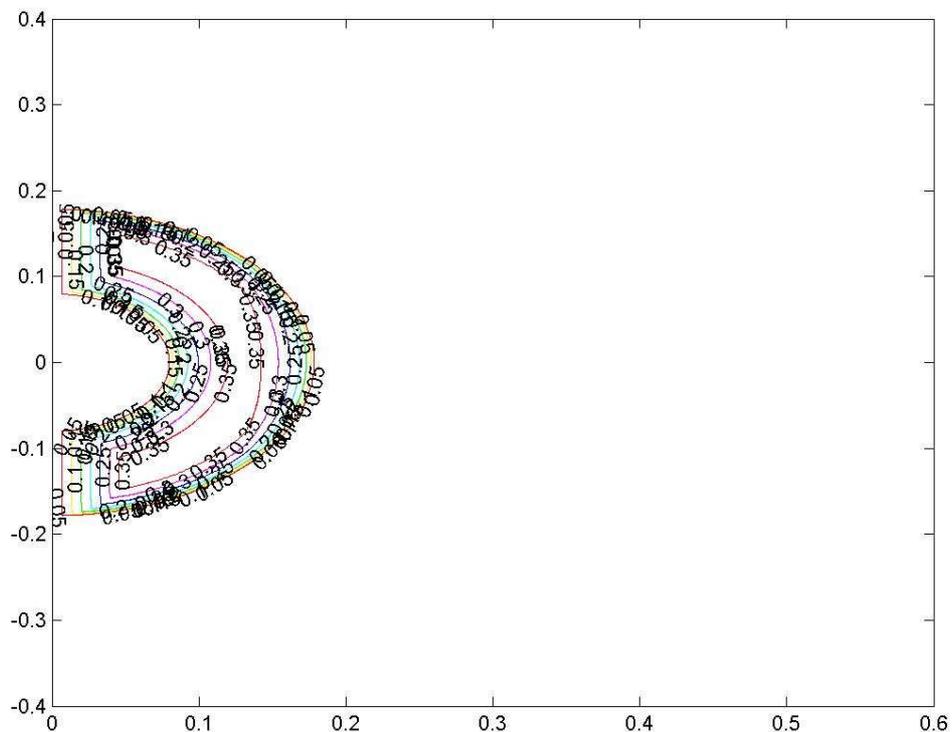
Caso 7

Prueba Realizada: Hacemos muy pequeño el valor de L_2 respecto del de L_1 .

$L_1 = 129$ milímetros.

$L_2 = 50$ milímetros.

Se obtiene el mapa ($X=0$):



Conclusiones: El peor resultado de valores de Manipulabilidad. Obviamente también se aprecia que la sección del plano a cubrir también es muy limitada. Las dimensiones de los brazos, cuando no solo es muy dispar sino que uno de ellos es muy pequeño, supone un valor muy pobre de Manipulabilidad.

La conclusión general del estudio de todos estos casos es concluir que las isletas que agrupan la zona con mejores valores de Manipulabilidad, nacen alrededor de la configuración ángulo ínter brazos a 90° y θ_2 a 90° y -90° .

Independientemente de que el valor conjunto sea bueno o malo la mejor zona de trabajo se sitúa siempre allí.

Por otro lado se ha demostrado que la configuración óptima siempre necesitará de unos valores de los brazos bastante similares. Además, como se ve en el último ejemplo si uno de ellos es mucho menor que el otro, la pérdida de Manipulabilidad es total.

4.2.2 Impacto del ángulo inter-brazos en la Manipulabilidad

Para realizar un estudio intuitivo de la Manipulabilidad que nos lleve a desarrollar criterios de optimización, el otro estudio a realizar consiste en relacionar la Manipulabilidad con el ángulo íter-brazos, por ejemplo el ángulo entre los dos brazos del OMNI (Fig. 19). En analogía con el comportamiento del brazo humano, este ángulo íter-brazos representaría el codo, en el estudio del dispositivo OMNi.

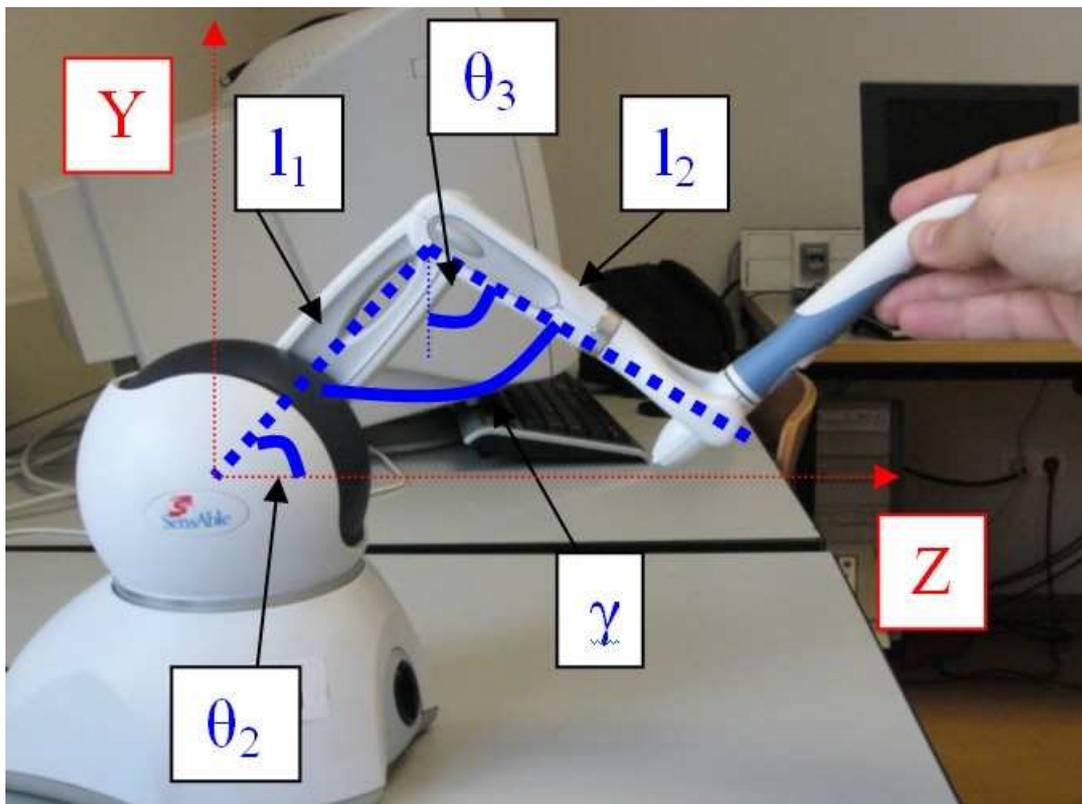


Fig. 19: OMNi, brazos $l_1=129\text{mm}$ y $l_2=133\text{ mm}$. Ángulo entre brazos γ . Ángulos θ_1 y θ_2 .

Vamos a seleccionar el plano YZ restringiendo el movimiento del extremo del manipulador (EE). El EE se va a mover a través de una línea horizontal de valor $Y=constante$. A lo largo de su movimiento, para cumplir la restricción de describir este plano, los ángulos θ_2 y θ_3 van variando y por lo tanto el ángulo inter-brazos φ . Por trigonometría simple sabemos su valor se obtiene:

$$\varphi = (90 - \theta_2) + \theta_3$$

Queremos estudiar la variación del valor de Manipulabilidad de acuerdo al valor del ángulo inter-brazos. Para ello vamos a calcular primeramente el mapa de Manipulabilidad para $Y=0$ (fig. 20).

Se observa que las curvas de iso-Manipulabilidad transcurren como circunferencias de radio variable teniendo el origen de coordenadas como centro.

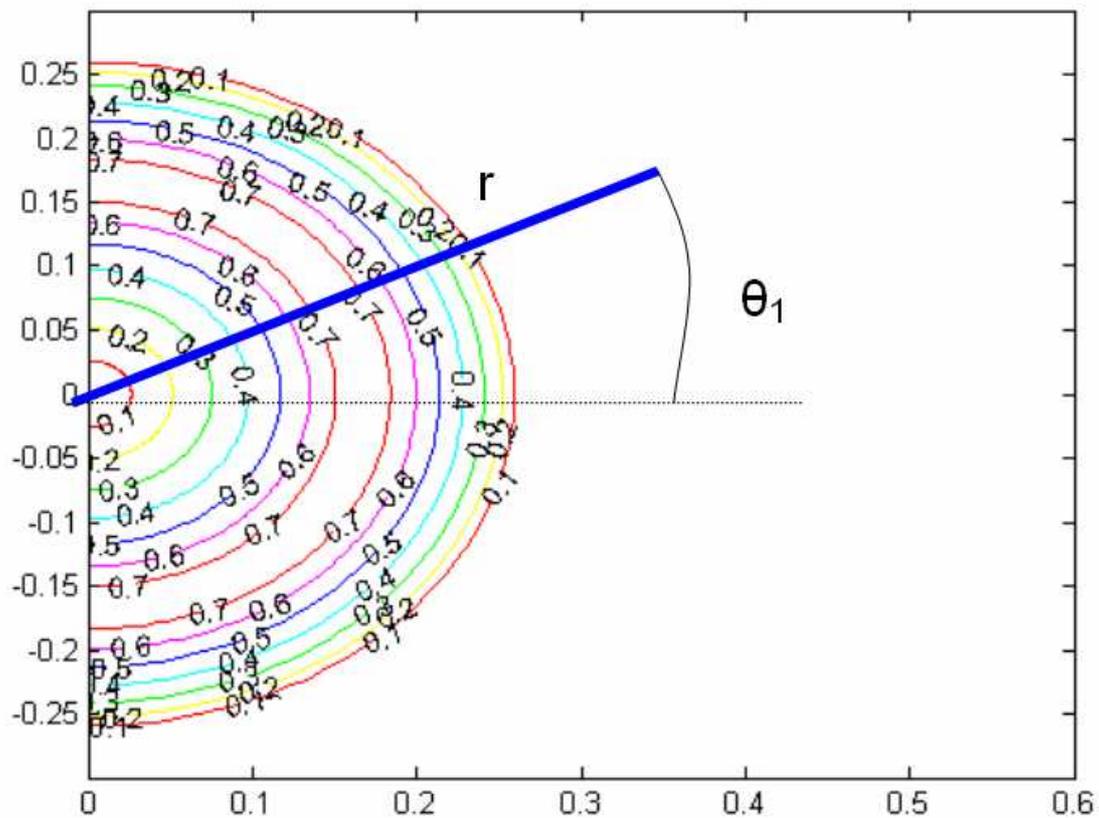


Fig. 20: Mapa de curvas de Iso-Manipulabilidad para el plano $Y=0$.

La conclusión que se obtiene de esta figura es que, definidas coordenadas polares con origen de coordenadas el de la en la figura 20:

$$\mu = \mu(r, \theta_1)$$

para un valor constante de r , y cualquier valor de θ_1 se obtiene el mismo valor de Manipulabilidad, esto es para un plano de movimiento de θ_1 , el valor de Manipulabilidad es constante para cada punto de este arco.

Seleccionamos por tanto uno de estos planos radiales según la figura 20. Sabiendo la simetría existente, para simplificar nuestros cálculos tomamos el plano de valor $X=0$. A partir de la cinemática inversa (fig. 9) definimos el cálculo de una gráfica de Manipulabilidad contra el valor del ángulo inter-brazo, mientras recorremos una línea horizontal paralela al eje Z a un altura Y fijada, en la figura 21 se ha escogido $Y=0$.

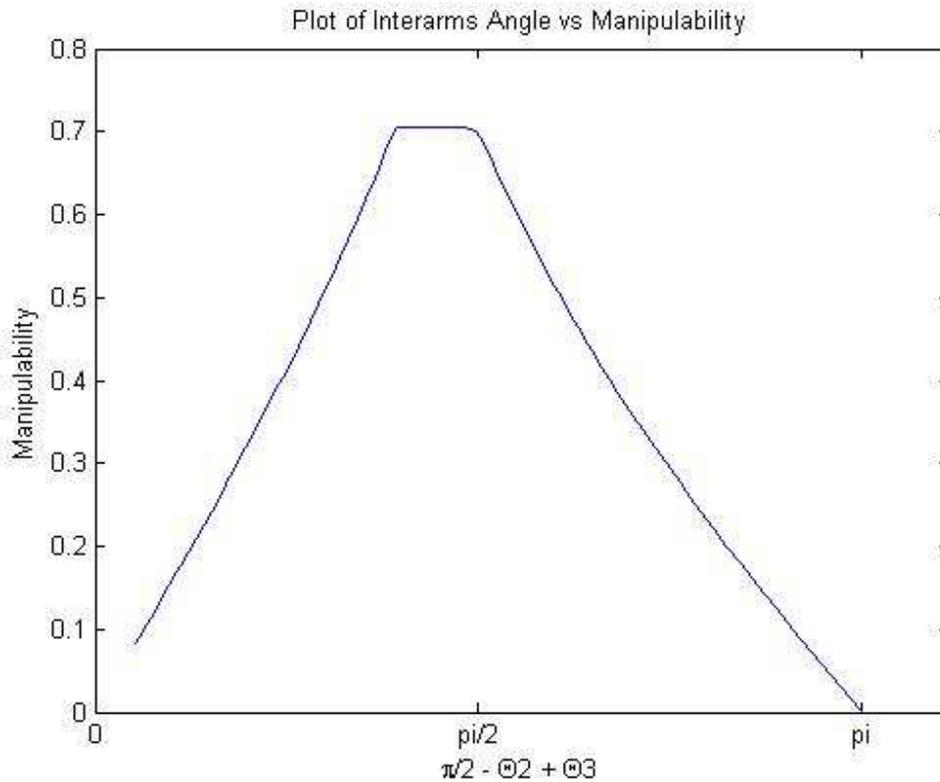


Fig. 21: Relación entre Manipulabilidad y ángulo inter brazos l_1 y l_2 .

A continuación repetimos el cálculo, recorriendo la misma recta horizontal dentro del plano $X=0$, variando la altura de dicha recta en cada caso (fig. 22).

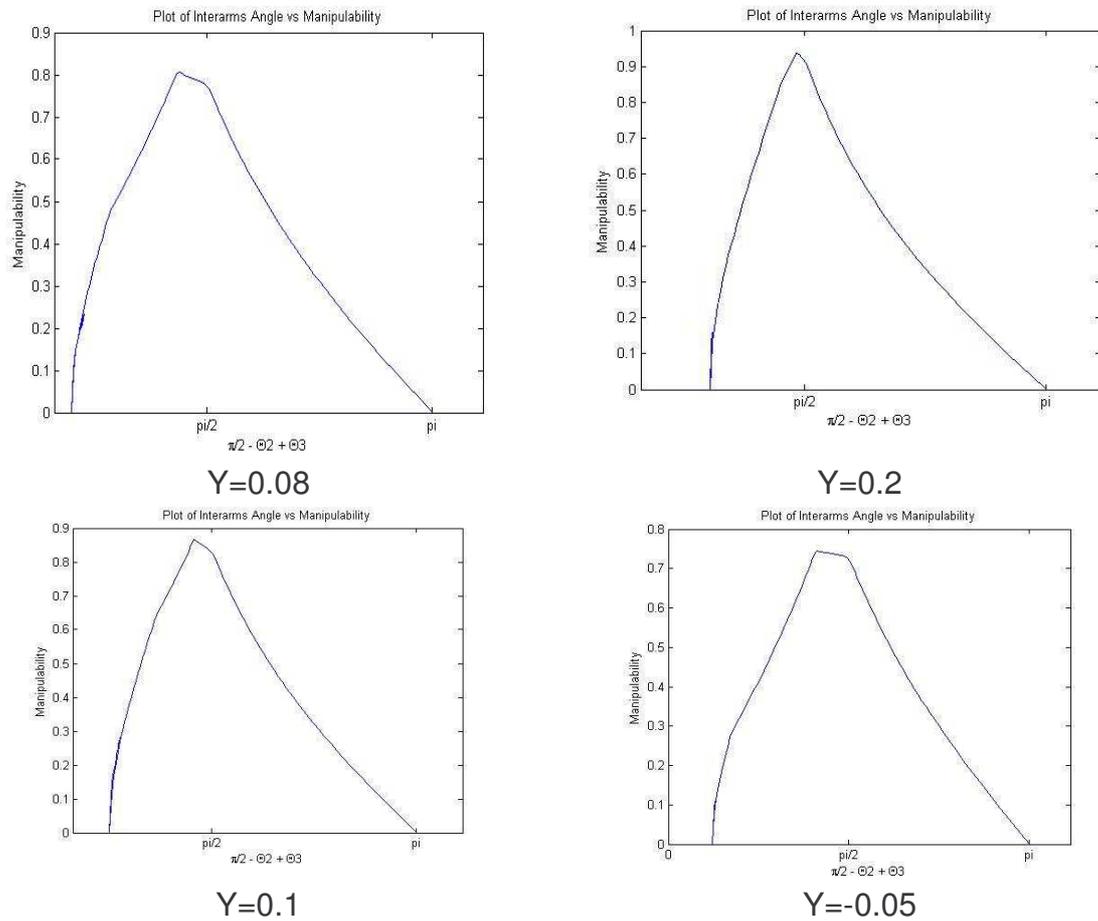


Fig. 22: Relación entre Manipulabilidad y ángulo íter brazos l_1 y l_2 para diferentes planos.

Las figuras anteriores muestran que el valor ideal de Manipulabilidad, independiente de la altura de los planos horizontales escogidos, es siempre en torno al valor de 90° del ángulo de apertura del conjunto de brazos l_1 y l_2 . Es decir, en todos los casos, el valor de Manipulabilidad μ con respecto a este ángulo obtiene un máximo para 90° [Yos90].

De esta manera podemos concluir que nuestro primer estudio encaminado a que el dispositivo trabaje en su configuración óptima, nos indica que debemos hacer que el dispositivo trabaje en el entorno de valores del ángulo íter-ángulo cercanos a 90° .

4.2.3 Obtención de espacio de trabajo real.

En el capítulo 3 se definió la diferencia entre el espacio de trabajo en el que se realiza la simulación, área de la aplicación (AA) y el espacio total en el cual el manipulador se puede mover, el área real (AR). Vamos a tratar de acotar esa área real. Para ello primeramente vamos a describir el área máxima que el extremo del manipulador puede alcanzar en el plano YZ (fig. 23).

Para ello se crea una circunferencia de radio l_1 . En su interior dibujamos diferentes radios que simulan las posiciones diferentes del elemento 'Manivela'. El primer radio es para el valor de $\theta_2=0$ siguiendo con los valores definidos en la tabla 2. A partir de los extremos de cada uno de estos radios, dibujamos los arcos de radio l_2 con el valor del arco para el rango correspondiente de θ_3 según la citada tabla

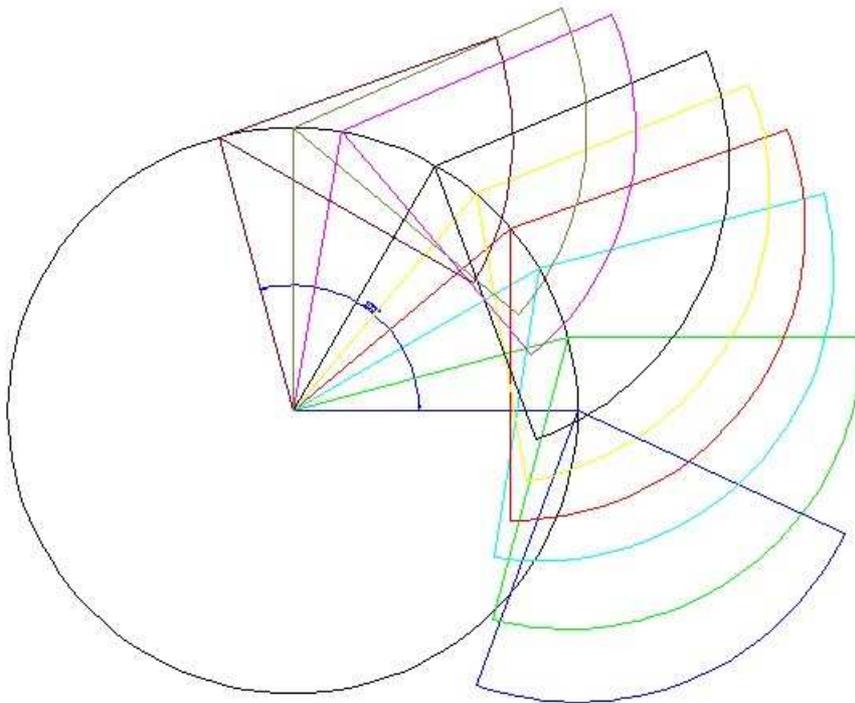


Fig. 23: Definición de la vista lateral para θ_1 constante del espacio de trabajo del OMNi.

Una vez unidos los extremos del alcance máximo de cada una de las configuraciones seleccionadas y mediante interpolación de los valores intermedios, dibujamos los arcos correspondientes hasta definir la curva completa. El espacio de trabajo real se obtiene como el interior de esta curva evolvente (fig. 24).

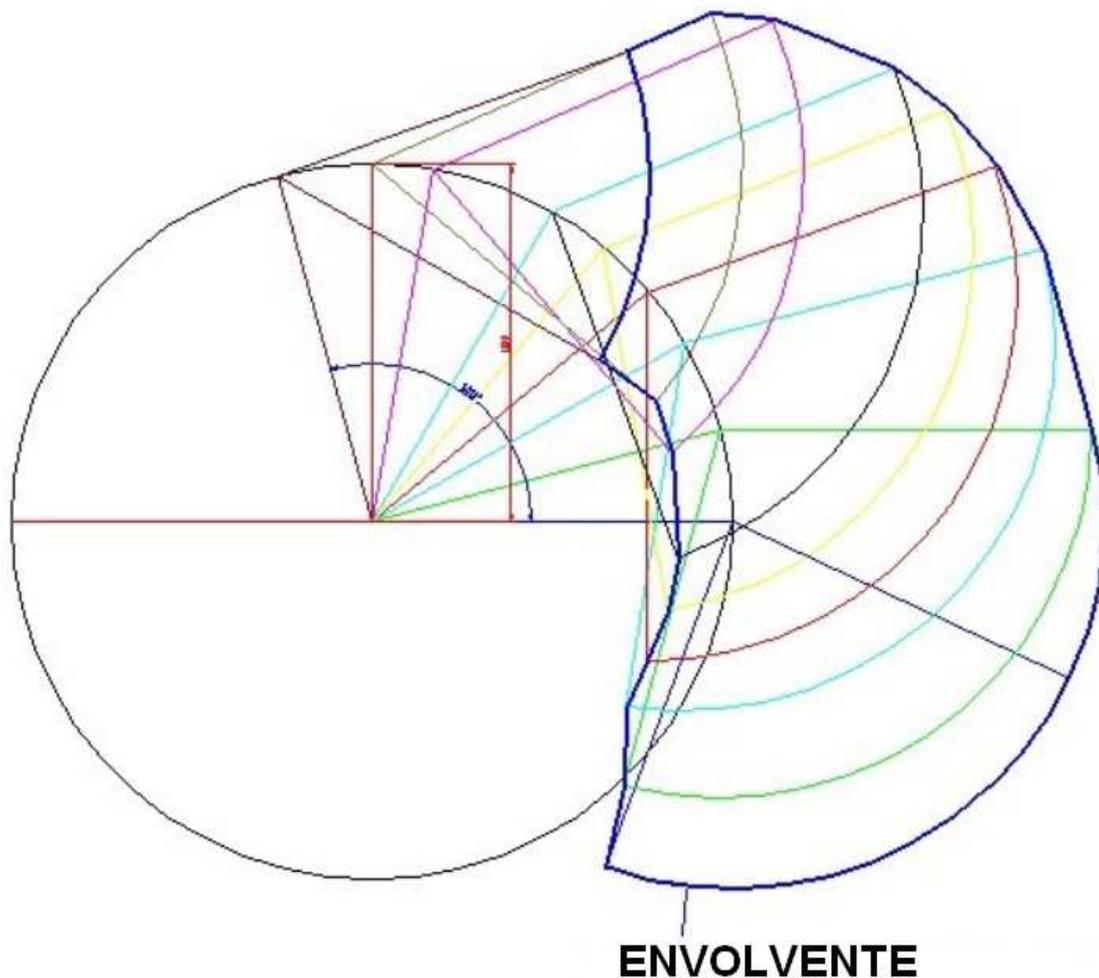


Fig. 24: Definición de la curva envolvente.

La curva evolvente es proyectada sobre el mapa de Manipulabilidad (fig. 25). De la intersección de ambas se extrae la porción del mapa de Manipulabilidad que el extremo del manipulador puede alcanzar (fig. 26).

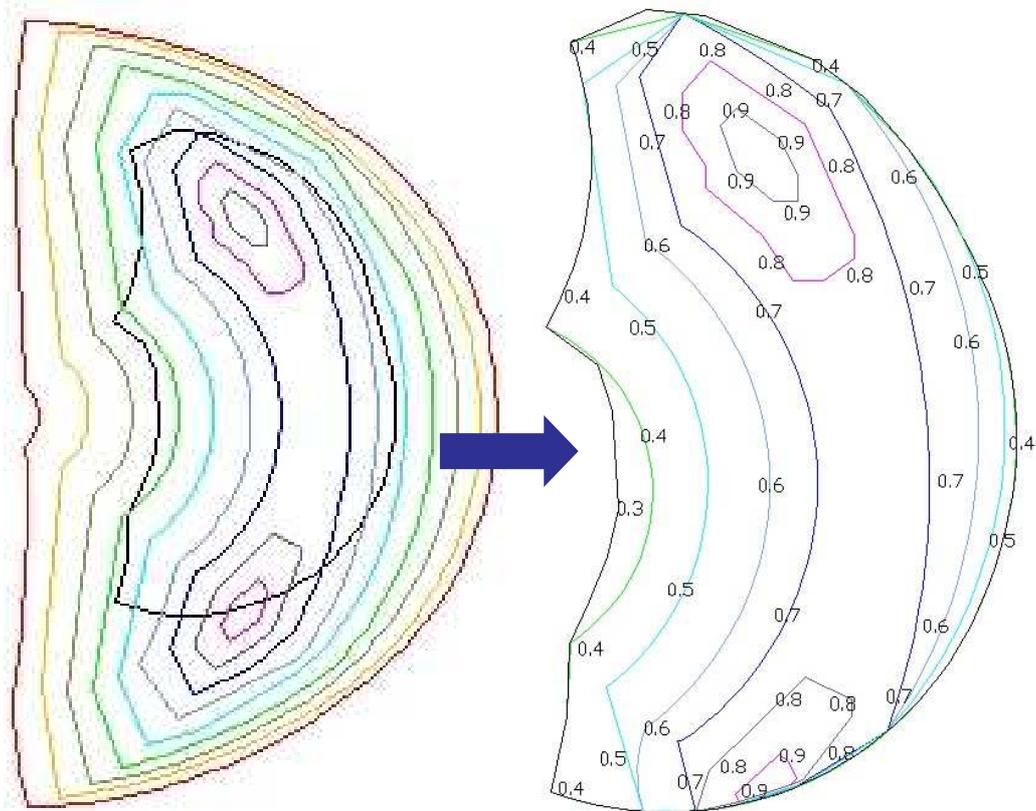


Fig. 25: Proyección del espacio de trabajo real sobre el mapa de Manipulabilidad y obtención del espacio real de trabajo.

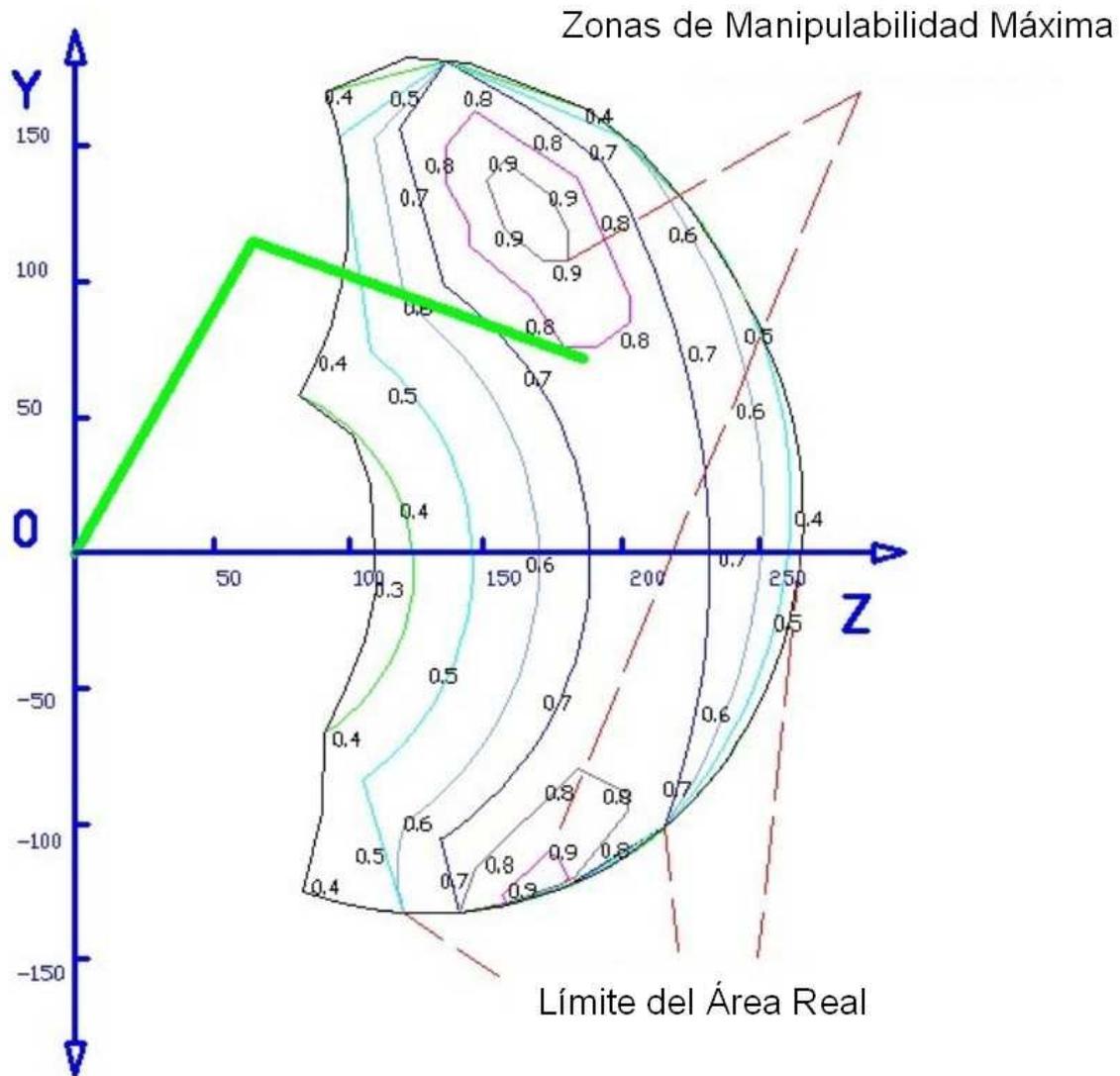


Fig. 26: Mapa de Manipulabilidad del dispositivo PHANToM OMNi para el plano YZ considerando las restricciones de movimiento debidos a la configuración mecánica de los brazos (sobre impresionados en líneas verdes). Valores de los ejes en milímetros. Se aprecia como las zonas de valores máximos de Manipulabilidad corresponden con el arco descrito por el manipulador con un ángulo inter-brazos a 90° .

Dado que más adelante nos será útil establecer un método computacional para conocer el área de trabajo, se ha desarrollado un nuevo procedimiento basado en identificar en el plano YZ aquellos puntos alcanzables por el extremo del manipulador.

Para ello se crea una malla de resolución 2 mm, asignando a los puntos exteriores a AR un valor de la medida de Manipulabilidad igual a cero.

De acuerdo a la figura 27 también se observa que los mejores valores obtenidos de Manipulabilidad para el dispositivo OMNi están incluidos en el espacio de trabajo real.

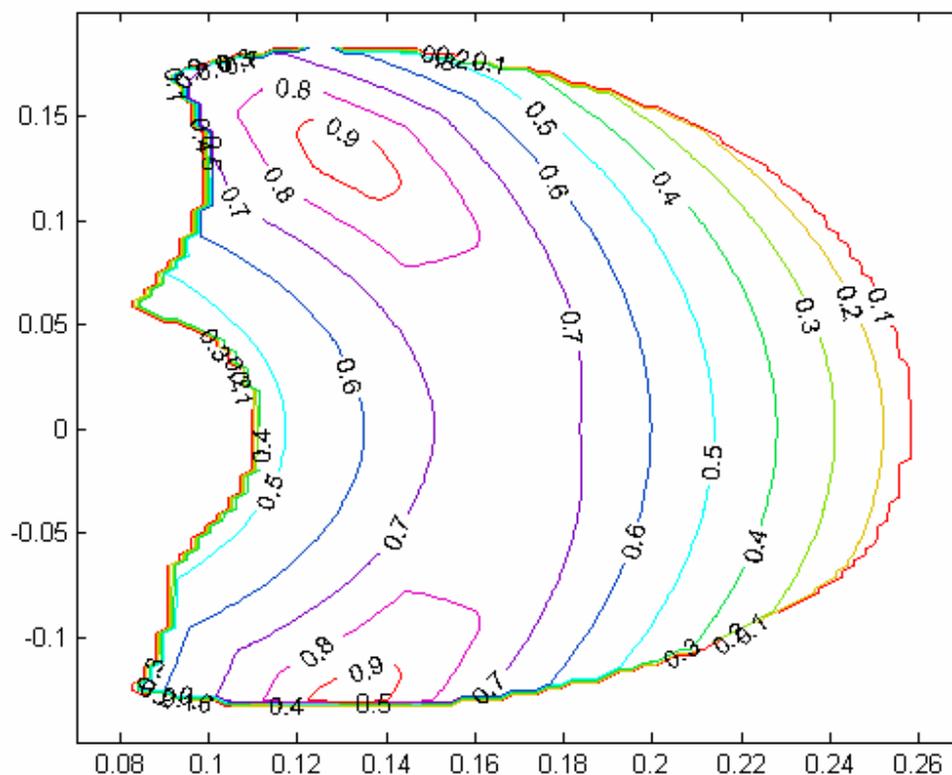


Fig. 27: Mapa de Manipulabilidad, obtenido mediante la herramienta Matlab, del dispositivo PHANToM OMNi para el plano YZ considerando las restricciones de movimiento. Valores de los ejes en metros.

4.2.4 Sólido de Manipulabilidad

A partir del mapa para un plano desarrollado anteriormente se realiza el mismo estudio analizando el comportamiento del dispositivo en todo su espacio circundante. El AR definido en el espacio tridimensional, en definitiva es un volumen constituido por una sección del espacio cercana al OMNi, de manera que teniendo en cuenta todas las posibles configuraciones, el volumen contiene en su interior todos los puntos del espacio que el extremo del manipulador puede visitar. Si a cada uno de los puntos que constituyen ese AR le

asignamos el valor de Manipulabilidad calculado, el volumen resultante es un mapa 3D de Manipulabilidad asociado al dispositivo (fig. 28).

Este mapa constituye una característica mecánica más del OMNi. De manera que podemos considerarla físicamente unida al dispositivo. Esto nos permite entender este mapa como una zona de influencia del dispositivo del OMNi dentro de su entorno.

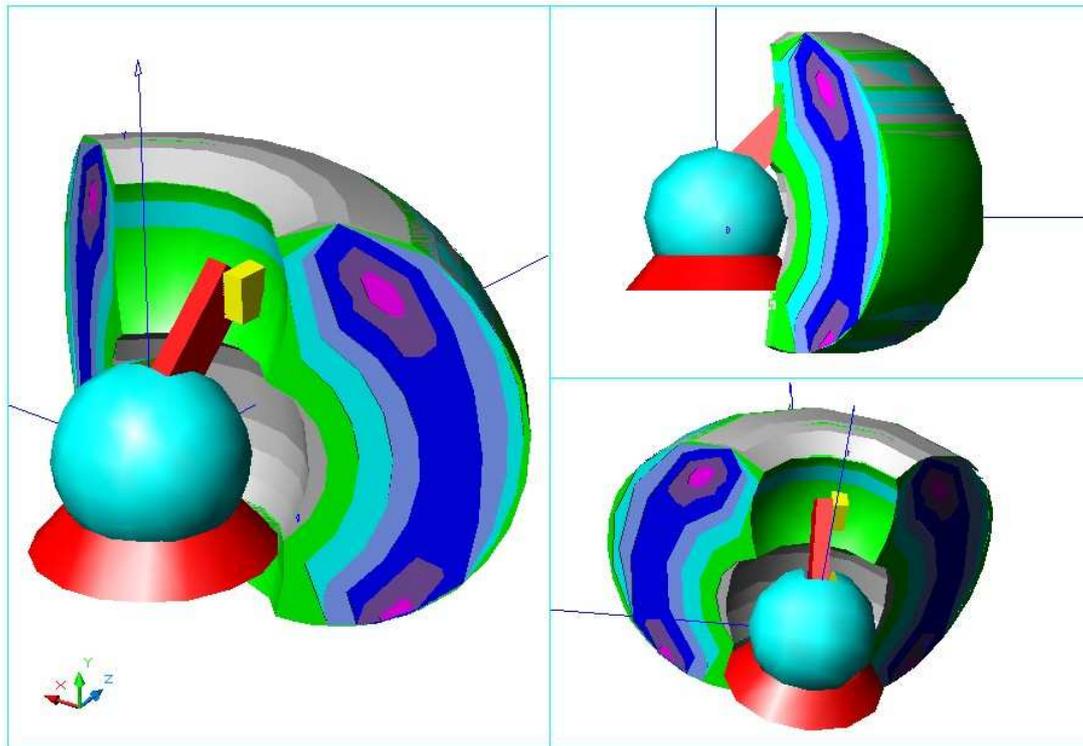


Fig. 28: Esquema del mapa 3D de Manipulabilidad del OMNi.

Podemos pensar en elevar el OMNi en una plataforma, desplazarlo en una dirección o en otra, inclinarlo o incluso darle la vuelta [Tav04]. A la hora de pensar en una aplicación para nuestro dispositivo, en este caso el OMNi, debemos tener en cuenta esa característica. Su conocimiento a priori facilita identificar el volumen físico donde nos interesa trabajar.

Habiendo creado un mapa en el espacio de manera que cada punto ofrece un valor de su Manipulabilidad, se definen los volúmenes de isoManipulabilidad, es decir aquellos volúmenes en los que se puede asumir un mismo valor de Manipulabilidad.

4.3 Manipulabilidad Volumétrica Media

Para valorar en que medida un dispositivo háptico es adecuado para una aplicación, hay autores que han desarrollado algunos métodos de optimizar el diseño de manipuladores [Sob04]. Algunos trabajos han usado a su vez valores basados en la medida de Manipulabilidad como el criterio de optimización [Alq05] [Gui06].

Un sistema de realidad virtual requiere la creación de un espacio de trabajo virtual en el cual tiene lugar la simulación (AA). Evidentemente cuando el extremo del manipulador navega a través de esa simulación, también lo está haciendo en una porción del mundo real.

Dependiendo de la localización y orientación del AA respecto al sistema de coordenadas fijo del mundo real, el AA utiliza una porción u otra diferente del espacio real.

Puesto que el extremo del manipulador recorre el AA, este espacio obviamente está incluido dentro del espacio real (AR) y supone por tanto un subconjunto de él.

Como criterio de diseño resulta conveniente que el espacio AA a escoger coincida con una sección del sólido de Manipulabilidad con valores elevados.

La intersección del espacio AA con AR produce un sólido de dimensión igual a AA caracterizado con zonas con valores diferentes de μ (diferentes colores de los volúmenes v_i que se aprecian en la figura 28).

Por tanto debemos decidir como situar el OMNI en la plataforma mecánica del sistema para obtener su comportamiento óptimo.

Si el volumen total V_T es:

$$V_T = \sum_i^n v_i = v_1 + v_2 + \dots + v_n$$

se define la Manipulabilidad Volumétrica media como:

$$\mu_v = \frac{(\mu_1 \cdot v_1 + \mu_2 \cdot v_2 + \mu_3 \cdot v_3 + \dots \dots \mu_n \cdot v_n)}{V_T} \quad (3)$$

donde

μ_i es la Manipulabilidad en cada volumen v_i de isomanipulabilidad

Esta medida será útil para realizar una comparación cuantitativa entre diferentes configuraciones mecánicas posibles de un sistema que integre manipuladores.

4.3.1 Casos de estudio de Manipulabilidad volumétrica media.

Con objeto de verificar la utilidad del concepto de Manipulabilidad volumétrica media μ_v , se ha diseñado un conjunto de pruebas. Las pruebas consisten en definir los cuatro espacios de trabajo de cuatro posibles simulaciones en los cuales deseamos que el OMNI trabaje. Para cada uno vamos a comparar dos posibles posiciones relativas, primero el más convencional, sin conocimiento del mapa 3D de Manipulabilidad y el segundo que procura hacer el máximo el valor de μ_v .

Prueba A. AA es un cubo de lado $L=100\text{mm}$:

- Caso A1.
 - Descripción: Se sitúa el centro de gravedad (CG) a 150 mm desde el origen de coordenadas a lo largo del eje Z.
 - Resultados: Una vez calculada mediante la fórmula (3) se obtiene $\mu_v=0.5411$.
- Caso A2.
 - Descripción: Se sitúa el CG en la cercanías de la zona de valores óptimos de la Manipulabilidad, CG en la posición XYZ (-10, 94, 151) mm.
 - Resultados: Una vez calculada se obtiene un valor de $\mu_v = 0.7103$ sensiblemente mayor que el caso A1.

El sólido representa un AA simple con 2 planos de simetría. Normalmente el espacio de trabajo será la composición de diferentes áreas simples como el correspondiente a la Prueba A. Este ejemplo va a permitir encontrar la zona óptima dentro del sólido 3D de Manipulabilidad.

El cubo es intersectado con el sólido de Manipulabilidad. Los resultados obtenidos (para los casos 1 y 2) incluyen el espacio de trabajo más la parte de

la intersección con el sólido de Manipulabilidad (fig. 28). El cubo tiene la marca de las diferentes curvas de nivel del mapa tridimensional de Manipulabilidad.

La figura 29 muestra las intersecciones del AA con el sólido de Manipulabilidad. Casos A1 y A2.

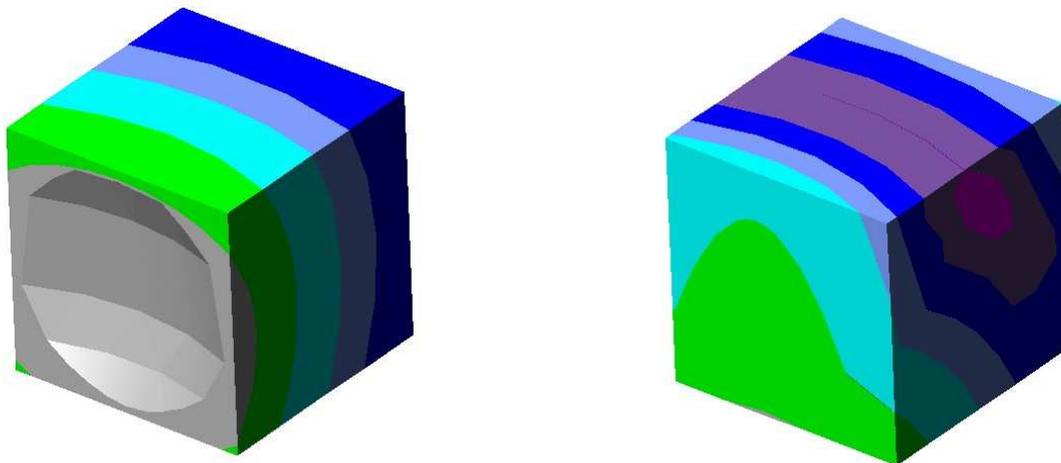


Fig. 29: Intersección del espacio de trabajo de la simulación con el AR. Prueba A.

Tabla 5: Cálculo de la Manipulabilidad volumétrica media μ_v de cada volumen 1-2, Prueba A. En la tabla 5 (y las tablas 6, 7 y 8) se definen en la primera columna los valores medios de μ . Por ejemplo en el volumen delimitado por las curvas por 0.3 y 0.4 se considera un $\mu_{media} = 0.35$. La segunda y tercera columnas representan para el caso el volumen v_i de esa sección del sólido en mm^3 y el cálculo de $v_i \times \mu_i$. La cuarta y quinta columnas representan los mismos datos para el caso 2. La fila final de la tabla incluye los valores de μ_v definidos en la fórmula (3).

	Prueba A			
	Caso 1		Caso 2	
Total Volumen mm^3	1000000		1000000	
Volumen $\mu=0$	34073	0	0	0
Volumen $\mu=0.3-0.4$	100372	35130	21	7
Volumen $\mu=0.4-0.5$	243756	109690	60574	27258
Volumen $\mu=0.5-0.6$	253833	139608	186447	102546
Volumen $\mu=0.6-0.7$	192620	125203	184805	120123
Volumen $\mu=0.7-0.8$	175345	131509	288923	216692
Volumen $\mu=0.8-0.9$	0	0	215984	183586
Volumen $\mu=0.9-1$	0	0	63243	60081
Total	999999	0.541141	999997	0.710296

Conclusiones de la Prueba A:

- Se demuestra que μ_v va a servir como un criterio de diseño relevante a la hora de evaluar la situación del dispositivo en una posición relativa a la simulación.

- Como era de esperar queda demostrado como primer criterio de diseño situar nuestra área de trabajo centrada en la zona de valores máximos del sólido de Manipulabilidad del dispositivo.

Prueba B. AA es un prisma rectangular de base cuadrada de lado $L=100\text{mm}$ y altura $H=200\text{mm}$:

- Caso B1.
 - Descripción: CG del prisma en $(-10, 14, 151)$.
 - Resultados: El valor de la Manipulabilidad media volumétrica obtenido es $\mu_v = 0.6422$ (fig. 30).
- Case B2.
 - Descripción: Situamos el prisma sobre un plano paralelo a XZ, ajustándolo a la zona ideal de Manipulabilidad. Primero se traslada el CG del prisma a $(5, 92, 161)$ y se efectúa un giro de 45° respecto a un eje paralelo al eje Z que atraviesa el CG.
 - Resultado: El valor obtenido es $\mu_v = 0.7353$ (fig. 30). Resulta notable el incremento en el valor obtenido simplemente con la inclinación del OMNi.

Tabla 6: Cálculo de la Manipulabilidad volumétrica media μ_v de cada volumen 1-2, Prueba B.

	Prueba B			
	Caso 1		Caso 2	
Volumen Total mm ³	2000000		2000000	
Volumen $\mu=0$	0	0	2133	0
Volumen $\mu=0.3-0.4$	45802	16031	32	11
Volumen $\mu=0.4-0.5$	267908	120559	13883	6247
Volumen $\mu=0.5-0.6$	464092	255251	228865	125876
Volumen $\mu=0.6-0.7$	391167	254259	471123	306230
Volumen $\mu=0.7-0.8$	688417	516313	716970	537728
Volumen $\mu=0.8-0.9$	134051	113943	440586	374498
Volumen $\mu=0.9-1$	8562	8134	126433	120111
Total	1999999	0.642245	2000025	0.735341

Este sólido se ha seleccionado para representar un AA grande pero simple, por lo que debemos tener en cuenta que usando los criterios de la Prueba A, sólo una parte del AA estará en la zona óptima de sólido de Manipulabilidad. Por ello se ha resuelto aprovechar la simetría del mapa 3D de Manipulabilidad según el eje de revolución, para ello se tumba el sólido en el caso 2.

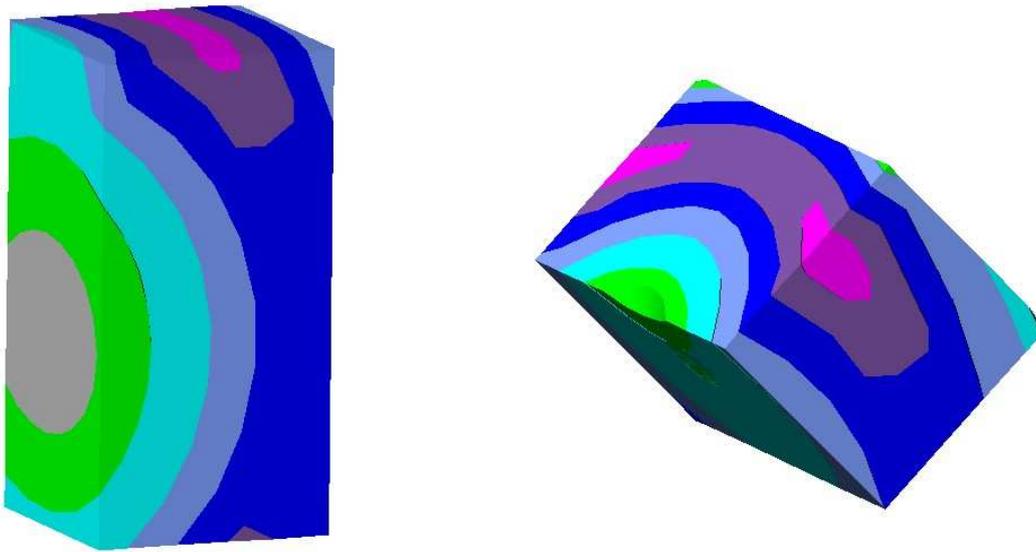


Fig. 30: Intersección del espacio de trabajo de la simulación con el AR. Prueba B.

Conclusiones de la Prueba B:

- Se aprecia por la prueba realizada que la forma y dimensiones del área de trabajo AA en que se va a emplear en el OMNi empieza a afectar al resultado final de Manipulabilidad volumétrica.
- Se determina que resulta muy útil a la hora de determinar una configuración óptima del sistema, no solo la localización del AA cercano a la zona de máxima Manipulabilidad espacio de trabajo real, sino también la orientación de AA.

Prueba C. AA es un sólido en forma de L de lado $L=50\text{mm}$ + un prisma rectangular de bases cuadrada de lado $L=50\text{mm}$ y altura $H=100\text{mm}$:

- Caso C1.
 - Descripción: Colocamos el punto de referencia P (fig. 27) a 120 mm del origen a lo largo del eje la Z y 70mm a lo largo del eje Y. Aplicamos un giro de 90° al sólido alrededor de un eje paralelo a Y que cruza el punto P.
 - Resultados: El valor de la Manipulabilidad media volumétrica obtenido es $\mu_v = 0.7730$ (fig. 31).
- Caso C2.
 - Descripción: Colocamos el punto P a 179 mm del origen a lo largo del eje la Z y 110mm a lo largo del eje Y. Aplicamos un giro de

135 ° del sólido alrededor de un eje paralelo a X que cruza el punto P y otro de 45 ° con respecto a un eje paralelo a la Z que cruza el punto P (fig. 31).

- Resultados: El valor de la Manipulabilidad media volumétrica obtenido es $\mu_v = 0.8336$ (fig. 31).

Este ejemplo presenta un espacio de trabajo eficaz con sólo un plano de simetría. Está constituido por varios sólidos como los presentados en la Prueba A ya B. El problema es no sólo para alinear el espacio de trabajo eficaz con la zona óptima del Manipulabilidad, sino la orientación que debe tener el espacio de trabajo de la simulación.

Tabla 7: Cálculo de la Manipulabilidad volumétrica media μ_v de cada volumen 1-2, Prueba C.

	Prueba C			
	Caso 1		Caso 2	
Total Volumen mm ³	375001		375001	
Volumen $\mu=0$	0	0	0	0
Volumen $\mu=0.3-0.4$	0	0		0
Volumen $\mu=0.4-0.5$	0	0		0
Volumen $\mu=0.5-0.6$	12115	6663	2	1
Volumen $\mu=0.6-0.7$	66471	43206	10146	6595
Volumen $\mu=0.7-0.8$	150985	113239	99950	74963
Volumen $\mu=0.8-0.9$	113942	96851	206044	175137
Volumen $\mu=0.9-1$	31484	29910	58855	55912
Total	374997	0.772989	374997	0.833628

La figura 31 muestra la intersección de AA, la pieza en L, con el AR, área de trabajo de la aplicación, con dos opciones.

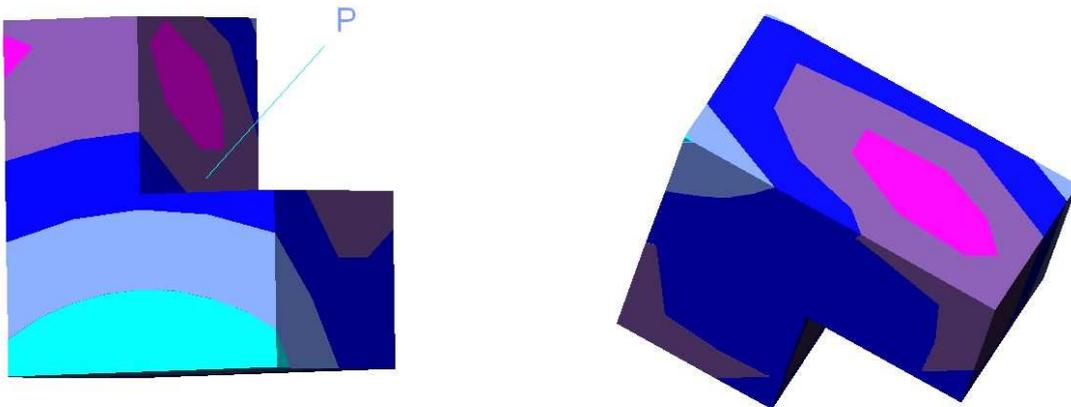


Fig. 31: Intersección del espacio de trabajo de la simulación con el AR. Prueba C.

Conclusiones de la Prueba C:

- Se determina la importancia de aprovechar la forma y simetrías del mapa tridimensional de Manipulabilidad a la hora de obtener la configuración ideal.
- Se deduce de esta prueba que con un AA de tamaño no muy grande y de geometría no simple, resulta muy necesario el efecto de sucesivas rotaciones de este espacio de trabajo.

Prueba D. AA es un sólido de revolución creado al girar en torno al eje Y (D: 100 mm), se compone de dos partes: un cilindro (H: 90 mm) con un cono (H: 50mm) en cada una de las bases del cilindro. Por otra parte se le ha practicado un agujero en su anterior, es decir una zona en su interior pero que no pertenece al área de trabajo (fig. 32).

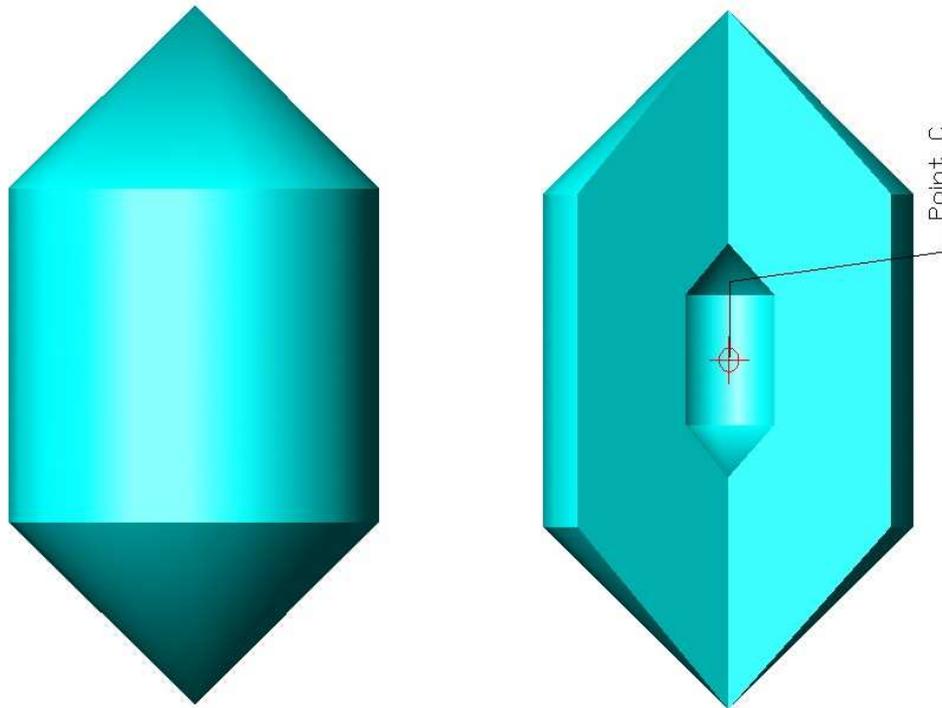


Fig. 32: Sólido de revolución utilizado en la Prueba D.

- Caso D1.
 - Descripción: Se realiza un giro de -90° alrededor del eje Z. A continuación movemos el CG desde el CSO a la posición XYZ (21, 107, 148).
 - Resultados: Una vez calculado se obtiene: $\mu_v=0.7618$ (fig. 33).

- Caso D2.
 - Descripción: Se realiza un giro de -90° alrededor del eje Z. Se mueve el CG desde el CSO situándolo en la posición XYZ (-14, 114, 163) evitando de esta manera el hueco del sólido.
 - Resultados: Una vez calculado se obtiene: $\mu_v=0.7829$ (fig. 33).

Tabla 8: Cálculo de la Manipulabilidad volumétrica media μ_v de cada volumen 1-2, Prueba D.

	Prueba D			
	Caso 1		Caso 2	
Volumen Total mm^3	917142		917142	
Volumen $\mu=0$	0	0	124	0
Volumen $\mu=0.3-0.4$	0	0	0	0
Volumen $\mu=0.4-0.5$	5006	2253	367	165,15
Volumen $\mu=0.5-0.6$	109952	60474	10965	6030,75
Volumen $\mu=0.6-0.7$	157307	102250	170616	110900,4
Volumen $\mu=0.7-0.8$	239057	179293	321069	240801,8
Volumen $\mu=0.8-0.9$	311432	264717	332243	282406,6
Volumen $\mu=0.9-1$	94386	89667	81852	77759,4
Total	917140	0.761773	917236	0,782856

Esta prueba simula un espacio de trabajo de la aplicación más complejo y no homogéneo, similar a la cavidad en una simulación virtual quirúrgica, siendo el agujero un espacio inalcanzable y por tanto fuera de área de trabajo, por ejemplo un hueso. Se trata por tanto de una zona donde no estamos interesados en optimizar la μ .

Un criterio de diseño es buscar la orientación tal que permita que esa zona fuera del espacio AA no ocupe una zona de buen valor de Manipulabilidad aprovechable para la aplicación.

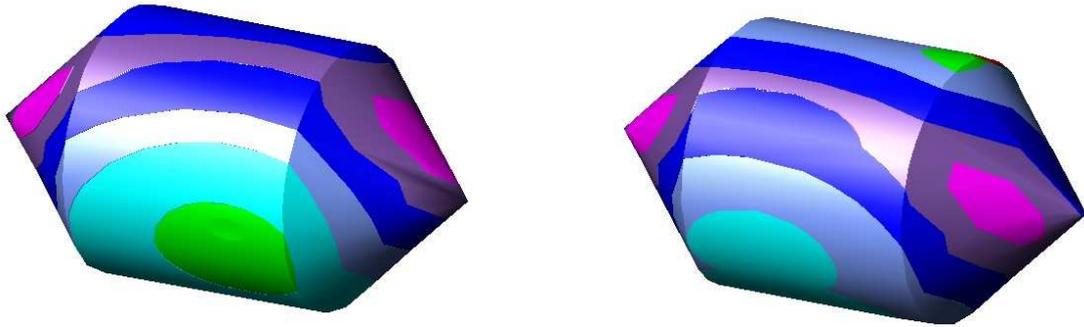


Fig. 33: Intersección del espacio de trabajo de la simulación con el AR. Prueba D.

Conclusiones Prueba D:

- Se aprecia poca diferencia en los resultados obtenidos en cada caso cuando se utiliza AA de tamaño comparativamente grande teniendo en cuenta el tamaño de AR. En estos casos la mejora de μ_v no resulta apenas apreciable, además que el valor global será más bajo cuanto más cercanos sean los volúmenes de AA y AR.
- La diferencia existente, que sería mayor cuanto más pequeño fuera el tamaño de AA, es debida a la exclusión en el caso D2 de una porción del área de trabajo. Esta porción, aún en el interior del AA nunca va a ser visitada a lo largo de la simulación dado el tipo de simulación a representar, en este caso sería quirúrgica.

4.4 Búsqueda de la configuración mecánica óptima

En este apartado se continúa un estudio orientado a optimizar el el proceso de búsqueda del posicionamiento relativo óptimo entre AA y AR. Además de introducir un método computerizado de búsqueda de una solución óptima se introduce el nuevo concepto de Manipulabilidad Útil.

Podemos usar μ_v para calificar el posicionamiento del AR de un dispositivo cualquiera en el AA de una sistema de realidad virtual. Podemos afirmar que si la Manipulabilidad Volumétrica Media tiene un valor alrededor 0.8 o hasta 0.9, podemos considerar la situación de AA dentro de AR como excelente.

El siguiente reto al que nos enfrentamos es el desarrollo de un procedimiento de búsqueda de la mejor posición posible del manipulador. Se ha trabajado en un conjunto de reglas empíricas que ayudan al diseño pero que no garantizan el mejor resultado y que no son aplicables en un proceso de ajuste fino.

De acuerdo a esta limitación se ha desarrollado un proceso de búsqueda automático basado en el meta-algoritmo conocido como Recocido Simulado que resulta adecuado para afrontar la búsqueda en un tan espacio grande de búsqueda [Kir83].

Se trata de un proceso iterativo en el que en cada iteración el algoritmo busca al azar una solución mejor cercana a la actual. De acuerdo a una probabilidad que depende de la temperatura de cada iteración (utilizando como metáfora el concepto de recocido de metalurgia).

El algoritmo permite calcular la colocación de AA que produce el valor máximo de la función de coste, que se establece haciendo uso de una nueva medida definida como Manipulabilidad Útil, $\hat{\mu}_v$.

4.4.1 Manipulabilidad Útil

Una aplicación tiene zonas de su AA que son más usadas que otras, es decir partes de ese espacio de la simulación por las que el extremo del manipulador debe discurrir con más frecuencia.

Estas zonas son, por ejemplo en una simulación quirúrgica, las áreas específicas donde es efectuada una intervención quirúrgica. Por lo tanto es deseable que el dispositivo háptico proporcione su mejor funcionamiento en estas zonas.

En estos casos se propone un análisis adicional que tenga en cuenta esta heterogeneidad. Esto implica el estudio de la trayectoria del movimiento a través el AA en una simulación.

Si consideramos AA como una rejilla tridimensional de celdas (i, j, k) se define una nueva medida llamada "Manipulabilidad Útil" para cada configuración de AA respecto a AR. Esta medida se formula como:

$$\hat{\mu}_v = \sum_{ijk} \mu_{vijk} \cdot f_{ijk} \quad (4)$$

donde:

μ_{vijk} es Manipulabilidad volumétrica media de una celda.

f_{ijk} es la frecuencia de visitas muestreadas durante una sesión de simulación en cada celda.

Hay que tener en cuenta que si el tamaño de la celda (i,j,k) es suficientemente pequeño, podremos considerar que la Manipulabilidad es constante en esta celda y puede ser calculada fácilmente por (2) en vez (3).

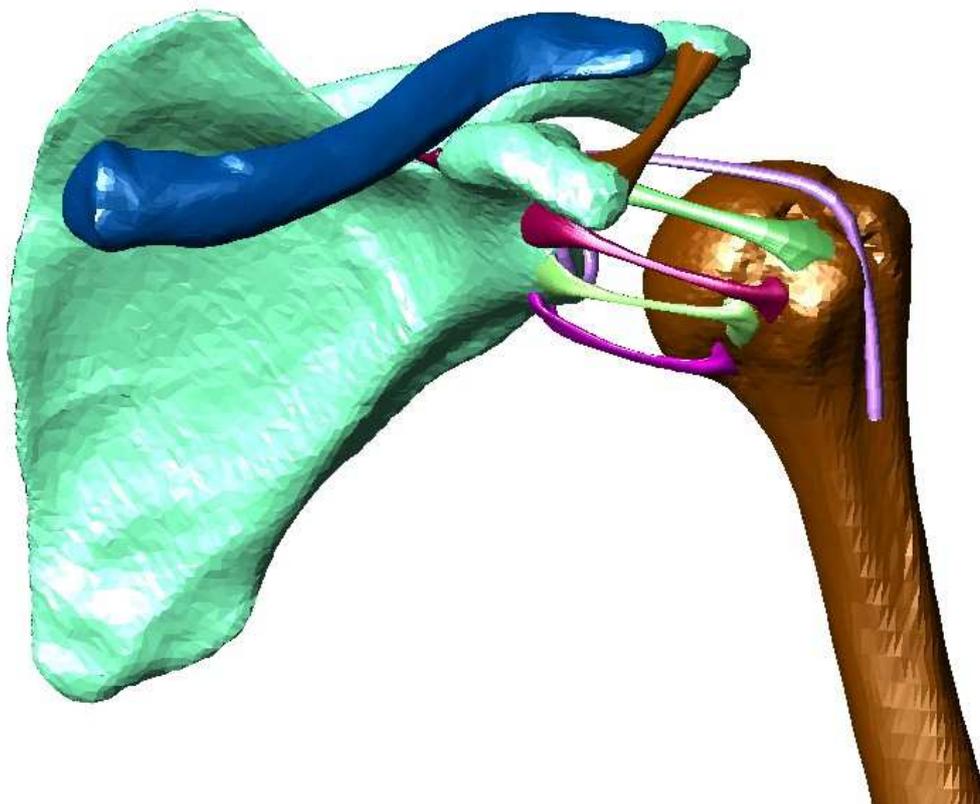
Claramente, el mejor posicionamiento de un dispositivo, en términos de frecuencia de uso, producirá el valor máximo de $\hat{\mu}_v$.

4.4.2 Experimentación

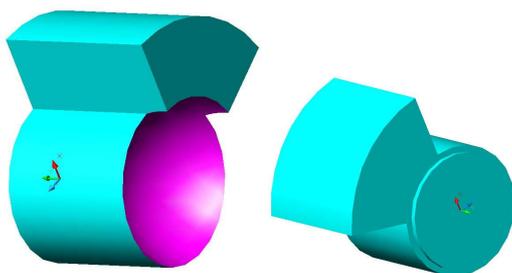
Para verificar las ventajas de la utilización de las mediadas basadas en el concepto μ_v y $\hat{\mu}_v$, se han utilizado los criterios aprendidos a partir de los estudios teóricos del apartado 4.3.1 analizando una aplicación real (fig. 34).

Se va a efectuar la validación de las medidas de Manipulabilidad a la hora de posicionar un dispositivo PHANToM OMNi integrado como un componente de un simulador de entrenamiento para cirugía mínimamente invasiva artroscópica [Bay06], [GMV06]. Este estudio se centra en un modelo virtual del hombro humano izquierdo. La figura 34-1 muestra un modelo anatómico de esta

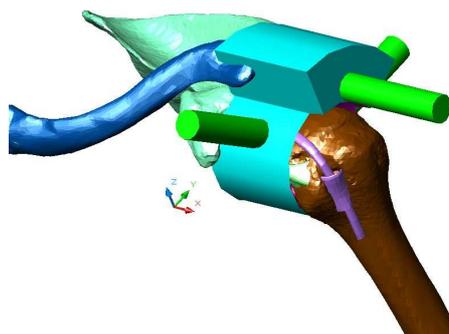
articulación donde la cápsula subacromial ha sido suprimida. En este caso el AA tiene dos espacios bastante diferenciados que llamamos AA-glenohumeral y AA-subacromial.



1. Modelo anatómico del hombro.



2. Dos vistas de AA mostrando las dos secciones del AA (AA-glenohumeral y AA-subacromial)



3. Vista del hombro junto con AA. Portales de entrada en verde.

Fig. 34: Estudio de μ_v en una implementación real.

El subespacio de trabajo AA-glenohumeral es el dominio de cirugías como la acromioplastia y ha sido modelado usando dos cilindros y un hueco esférico. El subespacio de trabajo AA-subacromial es el dominio de cirugías como la fijación del labrum artroscópico y ha sido modelado usando un sector de tubo. Sin embargo existen operaciones, como la artroscopia diagnóstica, que cubren ambos espacios [Gia04]. La figura 34-2 muestra dos vistas de todo el conjunto del AA.

La figura 34-3 muestra el AA en su situación dentro el modelo anatómico. Las entradas para el acceso de instrumentación quirúrgico (en color verde en la figura) no son incluidas en el estudio de μ_v dado que este espacio no tiene valor significativo es únicamente un espacio de acceso al área de trabajo, pero no se van a realizar operaciones, tan solo es una zona transitoria.

Se han considerado dos casos (figura 35):

Caso 1.

- Descripción: AA situada coincidiendo el CG de AA-glenohumeral con la zona de máxima Manipulabilidad; posición XYZ (85, 118, 148). El objetivo de esta opción es obtener valores óptimos Manipulabilidad en AA-glenohumeral.
- Resultados: El cálculo de esta opción obtiene un valor de $\mu_v=0.8073$ en todo el AA (Tabla 9). Analizándolos separadamente, obtenemos $\mu_v=0.8873$ para AA-glenohumeral y $\mu_v=0.7194$ para AA-subacromial.

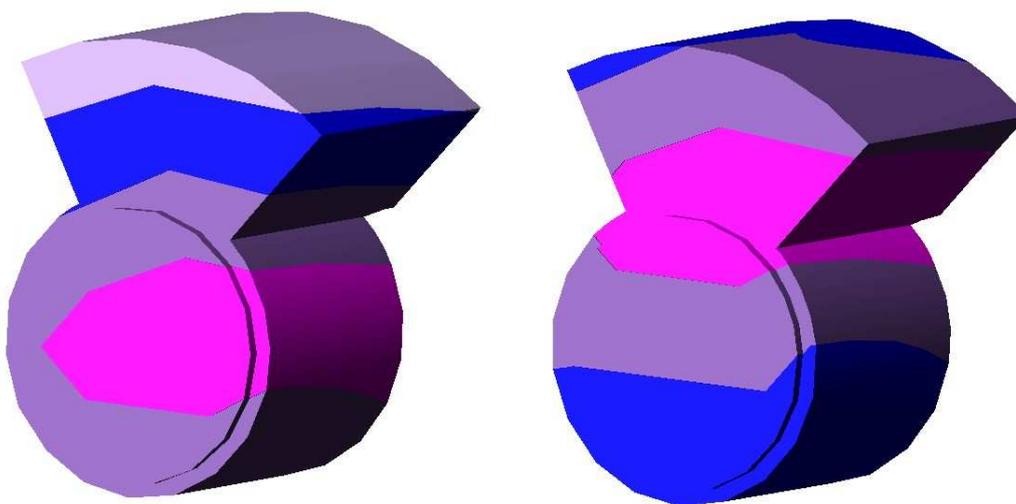
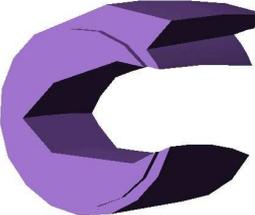


Fig. 35: Dos posibles localizaciones de AA respecto al OMNi. Resultados del estudio de μ_v para los casos 1 y 2.

De acuerdo con la rejilla del espacio de la aplicación AA, que incluye los valores de cada celda en cuanto a Manipulabilidad y frecuencia de navegación para esa configuración, el cálculo de $\hat{\mu}_v = 0.8026$.

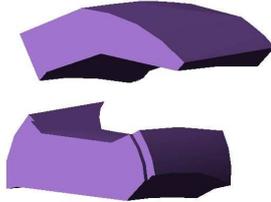
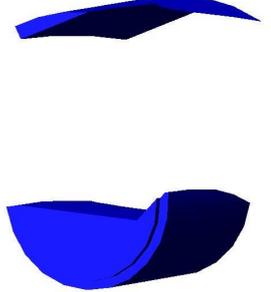
Tabla 9: Opción 1. Optimizando la zona glenohumeral.

V_i (mm ³)	Figura del volumen	μ	$\mu_i \cdot v_i$
V1=111177		$\mu=0.9-1$	10786
V2=16269		$\mu=0.8-0.9$	14073
V3=22612		$\mu=0.7-0.8$	17298
V4= 12101		$\mu=0.6-0.7$	8047
$V_T=62159$		$\mu_v = \frac{\sum_i \mu_i \cdot v_i}{V_T}$	0.8073

Caso 2.

- Descripción: CG del AA situado en la zona de máxima Manipulabilidad, posición XYZ (85, 118, 148). El criterio es obtener el máximo valor de Manipulabilidad global para todo AA.
- Resultados: El cálculo determina un valor de $\mu_v=0.8506$ en todo el AA (Tabla 10). Analizándolos separadamente, obtenemos $\mu_v = 0.8291$ para AA-glenohumeral y $\mu_v=0.8749$ para AA-subacromial.

Tabla 10: Opción 2. CG en la zona de máxima Manipulabilidad.

V_i (mm ³)	Figura del volumen	μ	$\mu_i \cdot v_i$
V1=16238		$\mu=0.9-1$	15426
V2= 29282		$\mu=0.8-0.9$	24890
V3=16639		$\mu=0.7-0.8$	12562
$V_T=62159$		$\mu_v = \frac{\sum_i \mu_i \cdot v_i}{V_T}$	0,8507

De acuerdo con la rejilla del espacio de la aplicación AA, que incluye los valores de cada celda en cuanto a Manipulabilidad y frecuencia de navegación para esa configuración, el cálculo de $\hat{\mu}_v = 0.8022$.

Por lo tanto, mientras la opción 2 es mejor elección que la opción 1 en términos de Manipulabilidad volumétrica media, teniendo en cuenta la utilización de la Manipulabilidad útil el resultado es similar. Podemos decir que la mejora de μ_v en la colocación representada por opción 2 ha sido realizada en zonas casi nunca visitadas en el curso de una simulación.

4.4.3 Matriz de frecuencia de navegación

La zona de trabajo de la aplicación no es de frecuencia uniforme, esto es, la mayor parte del trabajo es posible que se realice en tan sólo una porción del volumen, y es ahí donde debe ser máxima la Manipulabilidad. Debemos situar si es posible esta porción del área de trabajo en la zona de máximos valores de Manipulabilidad.

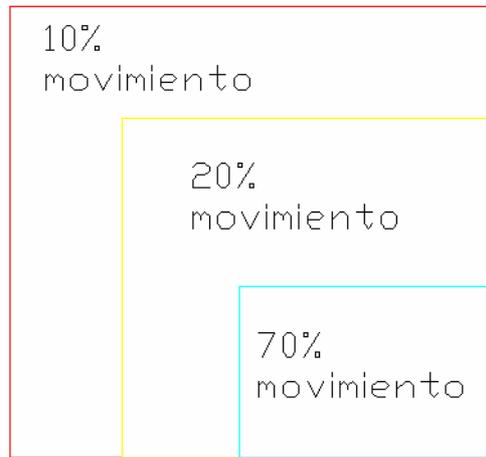


Fig. 36: Ejemplo sencillo de distribución de la frecuencia de uso del espacio dentro de un área de trabajo.

Hay que completar el cálculo de la Manipulabilidad volumétrica media con un factor indicativo de la frecuencia de uso de cada zona. Por ejemplo pensemos en el caso de una aplicación en la cual nos encontremos una simulación del interior del cuerpo humano, con el cual interactuamos hápticamente representando una intervención quirúrgica. Normalmente a lo largo de la simulación, en las zonas donde haya representados huesos no vamos a atravesar nunca.

Podíamos pensar que un ejemplo sencillo la distribución de frecuencia de utilización fuese la definida en la figura 36. Es decir el 70% de los puntos que recorre el extremo del manipulador se encuentran dentro del volumen en azul que llamaremos V_1 , el 20% de puntos en un volumen V_2 y el 10% restante en V_3 . Debemos primero calcular μ_v para cada uno de ellos de acuerdo a (3), de manera que obtengamos un valor de μ_{v1} , μ_{v2} y μ_{v3} . A continuación deberemos promediar esos valores de acuerdo a la frecuencia de visitas que recibe cada volumen.

Como ejemplo real de implementación de este concepto, hemos escogido un procedimiento específico de cirugía mínimamente invasiva, en particular, la exploración diagnóstica del hombro. Este procedimiento consiste en la exploración completa de la articulación del hombro en la búsqueda de cualquier patología. Es un procedimiento estándar realizado preliminarmente en la mayoría de las artroscopias de hombro. Inicialmente comienza con la exploración de la cavidad glenohumeral y termina con la comprobación de espacio subacromial, que son las dos zonas principales para trabajar dentro de la articulación del hombro.

Para obtener algunos datos estadísticos, hemos pedido a un especialista que utilice el entrenador objeto de estudio, con idea para realizar un conjunto de exploraciones virtuales de un hombro de 3D. Durante estas sesiones, la cámara y posiciones instrumentales fueron rastreadas y almacenadas.

Usando estos datos, la matriz de frecuencia de navegación fue completada según la fórmula:

$$f_{ijk} = \frac{v_{ijk}}{v} .$$

donde cada celda de esta matriz contiene v_{ijk} , la frecuencia de visitas recibidas durante una sesión de simulación dividida por, el número total de visitas muestreadas en el hombro entero.

4.4.4 Búsqueda Automática

Se ha desarrollado un método automático que permite obtener el diseño mecánico óptimo de un sistema que incluye varios dispositivos hápticos (dispositivo háptico “Las dos Torres” definido en el capítulo 6). Se realiza la búsqueda de la intersección óptima por medio del meta-algoritmo de recocido simulado. El método está inspirado en la templadura metalúrgica, una técnica que implica la calefacción y la refrigeración controlada de un material. El calentamiento provoca que los átomos busquen el estado más bajo de energía interna. En cada paso del algoritmo de temple simulado el sistema busca al azar una solución cercana a la actual. Para evitar mínimos locales en la solución, en altas temperaturas la solución se mueve en una más amplia gama de salto. En nuestro caso el algoritmo permite calcular la colocación óptima de AA que produce el valor máximo de la función de coste $\hat{\mu}_v$.

El tamaño del paso de la rejilla es de 2 mm. Con este tamaño reducido de rejilla podemos simplificar el cálculo asumiendo $\mu_{ijk} = \mu_v$. Luego se simplifica (4) a:

$$\hat{\mu}_v = \sum_{ijk} \mu_{ijk} \cdot f_{ijk} \quad (5)$$

De la grabación de las trayectorias realizadas por dos OMNis, que en una operación de cirugía mínimamente invasiva han desempeñado los papeles de cámara de vídeo y de herramienta de operación, se han definido los AA correspondientes de AA-cámara y AA-herramienta de frecuencia de empleo.

Los parámetros iniciales del Recocido Simulado [Ara91] son:

- Error inicial: $error_i = 0.1$
- Probabilidad inicial: $pr_i = 0.2$
- Temperatura inicial:

$$temp_i = \frac{-error_i}{\log(pr_i)} = 0.0621$$

La “condición de enfriamiento” es $temp=temp*0.9$. El proceso continuará mientras se cumpla la condición de $temp > 0.005$.

La colocación inicial del AA puede ser arbitraria, a partir de este momento la variación de posición es calculada por la fórmula:

$$\partial x = \frac{k}{8} \cdot \text{random} \cdot \frac{temp}{temp_i}$$

donde:

k es una constante proporcional a la resolución de la rejilla
random es un número aleatorio entre 0 y 1.

La condición de aceptación es:

$$\hat{\mu}_v > \hat{\mu}_{v\text{-accepted}} \text{ o } p_r > p_a .$$

Siendo:

p_r – el valor de probabilidad para una temperatura:

$$p_r = \exp\left(-\frac{\hat{\mu}_{v\text{-accepted}} - \hat{\mu}_v}{temp}\right)$$

p_a – un número aleatorio entre 0 y 1.

Si la celda es aceptada con su valor de $\hat{\mu}_v$, esa celda se convierte en el Nuevo punto óptimo para situar el AA:

$$\hat{\mu}_{v\text{-accepted}} = \hat{\mu}_v$$

En nuestro prototipo la solución óptima para el OMNi que actúa como herramienta es la posición XYZ (-0.1011, 0.1182, 0.0918) metros respecto al origen del OMNi-herramienta con $\hat{\mu}_v = 0.8802$.

Para el OMNi-cámara el punto: XYZ (-0.0093, 0.1080, 0.1122) metros respecto a su propio origen con $\hat{\mu}_v = 0.8799$.

4.5 Herramientas utilizadas.

Se han realizado pruebas apoyadas fundamentalmente en herramientas de software con el fin de crear programas que permitan el cálculo del espacio de trabajo real donde va a tener lugar.

Se han utilizado además dos dispositivos hápticos PHANToM OMNi para la realización del análisis y las distintas pruebas para el cálculo de Manipulabilidad.

Para la toma de datos que han configurado la matriz de frecuencia de navegación en la aplicación de la Manipulabilidad volumétrica media y la Manipulabilidad útil a un ejemplo real, una simulación de artroscopia de hombro, se han utilizados otros dos OMNis integrados en la Plataforma de entrenamiento Insight Mist [Gmv06] desarrollada por el grupo de investigación de Modelado y Realidad Virtual (GMRV) de la Universidad Rey Juan Carlos para la empresa GMV.

4.5.1 Herramientas de software.

Se ha utilizado la herramienta de software para diseño asistido por computador Autodesk AutoCAD 2004 para los objetivos:

- Caracterización geométrica de los componentes del PHANToM OMNi.
- Obtención y estudio de las propiedades físicas de los volúmenes de Manipulabilidad.
- Definición estática de los espacios de trabajo.

Mathworks SimMechanics.

- Estudio de la cadena cinemática del PHANToM OMNi.
- Definición y estudio de Grados de Libertad del OMNi.
- Estudio de movimientos no deseados o irrealizables del OMNi.

Mathworks Matlab 7.0

- Creación del mapa de Manipulabilidad YZ, YX y ZX.
- Acotación del contorno de trabajo real para el plano YZ.
- Definición del área de trabajo real para el plano YZ.
- Configuración del espacio de trabajo para una aplicación específica.
- Creación de rejilla 3D de frecuencia de navegación.
- Definición del área de trabajo real en el espacio 3D.

- Cálculo de la atenuación en la frontera de AR
- Aplicación de reglas de lógica borrosa a la obtención el área de trabajo YZ para el dispositivo PHANToM OMNi.

Mathematica 5.1

- Implementación de los paquetes Screws y RobotLinks [Mur92] para el cálculo de la matriz de transformación del sistema y el cálculo de la matriz jacobiana.

4.6 Descripción de los resultados.

En este capítulo se ha presentado:

- Un estudio detallado del concepto de Manipulabilidad del dispositivo PHANToM OMNi de la empresa Sensable Technologies.
- Se ha desarrollado el estudio de los elipsoides de manipulabilidad y la relación del ángulo inter-brazos con la Manipulabilidad.
- Se han creado mapas 2D de los valores de Manipulabilidad del dispositivo.
- Se ha estudiado la influencia de los valores de los brazos del dispositivo en ese mapa.
- Se ha creado un mapa 3D de los valores de Manipulabilidad en el espacio de trabajo del dispositivo.
- Se ha definido el nuevo concepto de Manipulabilidad Volumétrica Media como medida de la calidad de la configuración de un dispositivo dentro de un sistema.
- Se ha definido el nuevo concepto de la Frecuencia de Navegación en una simulación virtual.
- Se ha definido el nuevo concepto de Manipulabilidad Útil que añade el concepto de Frecuencia de Navegación al cálculo de la calidad de la configuración de un dispositivo dentro de un sistema.
- Se ha definido un sistema automático de búsqueda de la solución óptima en la configuración de un sistema basado en el concepto de Manipulabilidad Útil.

Los resultados de este trabajo han sido presentados y publicados en las actas de tres congresos internacionales. Las referencias se indican a continuación:

San Martin, J., Trivino, G., Mechanical performance of a manipulator in virtual reality systems. Aceptado en 2nd International Conference on Computer Graphics Theory and Applications. GRAPP 07. March 2007.

San Martin, J., Trivino, G., Measurement of Suitability of a Haptic Device in a Virtual Reality System. Aceptado en 2nd International Conference on Virtual Reality HCII 07. July 2007.

San Martin, J., Trivino, G., Mechanical Design of a Minimal Invasive Surgery Trainer Using the Manipulability as Measure of Optimization. Aceptado en IEEE International Conference on Mechatronics ICM 07. May 2007.

5 Aproximación mediante Lógica Borrosa al concepto de Manipulabilidad.

Gracias al estudio presentado en los capítulos anteriores hemos ido creando un concepto de Manipulabilidad intuitivo. Sin embargo no resulta fácil obtener la idea de la Manipulabilidad en un punto del espacio de trabajo del manipulador mediante la mera observación de su jacobiano.

La pregunta que tratamos de resolver en este capítulo es la siguiente: ¿Hay una manera de formular la Manipulabilidad más cercana a la idea intuitiva?

Naturalmente es de esperar que esta nueva formulación, además de ser más fácil de comprender proporcione resultados coherentes con los obtenidos mediante la aplicación de la formulación algebraica.

5.1 Atenuación del valor de Manipulabilidad en la frontera del Área de trabajo Real.

Según se ha descrito en el capítulo anterior y se aprecia en la figura 37, la proyección del límite del área de trabajo real (en rojo en la figura) acota el mapa de Manipulabilidad para un plano, en este caso YZ, a la porción que es alcanzable por el extremo del manipulador.

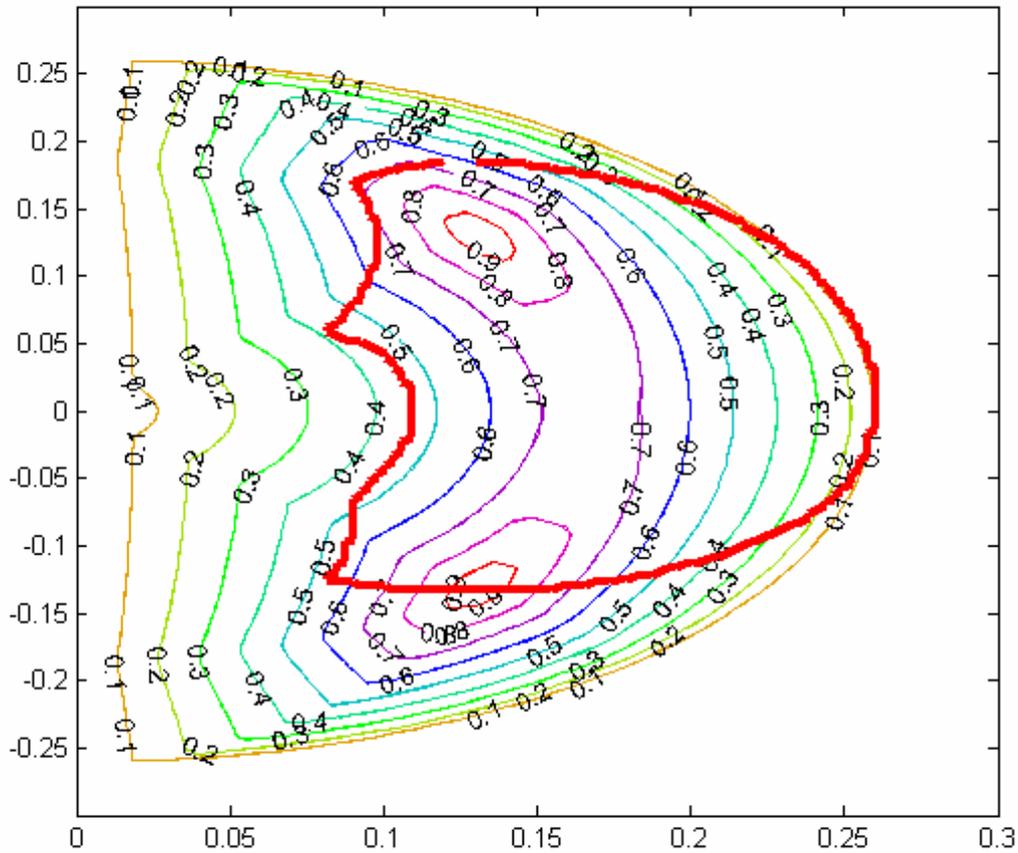


Fig. 37: Proyección del límite del área de trabajo real sobre el mapa de Manipulabilidad para el plano YZ.

En esta figura se puede ver como la existencia de esta frontera (figuras 26 y 27) provoca la aparición de una parte de la zona de trabajo en la que los valores de Manipulabilidad reales pasan bruscamente desde el valor máximo hasta el valor cero que tenemos que asignar a esta medida cuando los puntos están más allá de la frontera del espacio alcanzable.

Es decir, los valores obtenidos algebraicamente definen una superficie de Manipulabilidad teórica que debe ser corregida para obtener valores que tengan sentido en el mundo físico real en el que es utilizado el manipulador. .

Las mismas características constructivas del dispositivo van a provocar que a medida que llegamos a la frontera entre el interior del RW y la zona de Manipulabilidad nula o exterior al área de trabajo, se va a ir produciendo una atenuación en el valor de la Manipulabilidad que será en general inversamente

proporcional a la distancia a la frontera. Es decir, cuanto más cerca estamos del límite de AR la Manipulabilidad será más baja.

Esto es coherente con la definición intuitiva de Manipulabilidad citada en el capítulo anterior: La Manipulabilidad en un punto es la capacidad para transmitir el movimiento y aplicar fuerzas en direcciones arbitrarias en torno a ese punto

Está claro que según esta definición la Manipulabilidad en la frontera del Espacio Real de Trabajo AR debe ser nula y que será muy baja en las proximidades de esa frontera.

5.2 Definición mediante lógica borrosa del concepto de Manipulabilidad.

Vamos a considerar de forma general que existe un sistema que recibe como entrada la posición espacial del extremo del manipulador y proporciona la medida de la Manipulabilidad en el punto correspondiente.

Una de las utilidades más conocidas de la Lógica Borrosa consiste en la posibilidad de modelar el comportamiento de un sistema mediante la utilización de un conjunto de reglas borrosas [Tak85]. En este sentido se suele decir que el conjunto de reglas borrosas, se puede considerar como un aproximador universal [Cas95].

Es interesante remarcar que muchas veces este juego de reglas proporciona una descripción lingüística del sistema que lo hace más fácil para entender para las personas implicadas en su diseño o utilización.

Se trata de utilizar durante el proceso de representación del sistema elementos sencillos del lenguaje natural (cerca-lejos, grande-mediano-pequeño) creando etiquetas lingüísticas que son significativas para representar el sistema que se trata de modelar.

El objeto del estudio que presentamos en este apartado consiste en utilizar las herramientas proporcionadas por la lógica borrosa para obtener una formulación más intuitiva del concepto de Manipulabilidad.

Para que el modelo sea realmente útil, esta nueva formulación debe resolver además el problema de frontera planteado en el apartado anterior.

5.3 Datos empíricos de partida.

El modelado de un sistema que utiliza un conjunto de reglas borrosas requiere en general algún tipo de conocimiento empírico sobre el sistema. Nosotros hemos obtenido el conocimiento necesario a partir del estudio de las definiciones textuales de Manipulabilidad, observando el mapa de Manipulabilidad y usando nuestra propia experiencia [San07c] [San07a] [San07b] en el manejo del concepto tal y como se ha expuesto en los apartados anteriores de esta tesis.

Una vez más se va a realizar este nuevo paso en el análisis del concepto de Manipulabilidad utilizando como referencia experimental el dispositivo PHANToM OMNi.

Las siguientes son un conjunto de reglas empíricas obtenidas a través de una reflexión sistemática sobre nuestros conocimientos acerca de la Manipulabilidad de este dispositivo en los distintos puntos del espacio:

- Las variables más significativas desde la perspectiva de un observador humano que debe entender el concepto de Manipulabilidad son el ángulo entre el primer brazo con el plano de base (θ_2) y el ángulo entre los brazos L_1 y L_2 (φ).
- Por su definición, el mapa de Manipulabilidad tiene importantes simetrías. Por lo tanto podemos restringir nuestras reglas a una parte del rango de ángulos y luego reproducir el resultado para los valores simétricos. En este estudio hemos escogido el rango de θ_2 entre -90° y 90° y de φ entre 0° y 180° .
- Se ha comprobado mediante el cálculo algebraico que los valores mínimos de la medida de Manipulabilidad (configuraciones singulares) aparecen cuando los dos brazos se encuentran alineados. Buscando el símil con el cuerpo humano, una postura con una posibilidad reducida de movimiento, esto es, con el brazo y antebrazo totalmente encogidos o totalmente extendidos. Esta situación se produce en $\varphi = 0^\circ$ y $\varphi = 180^\circ$.
- Pensando en la posición opuesta de los brazos, podemos imaginarnos que la Manipulabilidad buena es obtenida cuando los dos brazos se encuentran perpendiculares. Esto sucede para $\varphi = 90^\circ$.
- Del análisis de los puntos anteriores hemos deducido que la Manipulabilidad es media si el ángulo entre brazos está cerca 45° . Esto pasa para $\varphi = 45^\circ$ y $\varphi = 135^\circ$.

- Observando la figura 26 (capítulo 4) obtenida a través del cálculo de la fórmula (2), tenemos la comprobación que $\theta_2 = 45^\circ$ y $\theta_2 = -45^\circ$ produce los valores mínimos de Manipulabilidad.
- Tras varias iteraciones y dado que la definición de Manipulabilidad no tiene en cuenta la escala, se puede afirmar que cuando la longitud de los brazos L_1 y L_2 es comparable, sus valores no afectan significativamente el valor de Manipulabilidad.

5.4 Etiquetas lingüísticas.

En un principio, para representar el valor de las variables descritas, se ha escogido una de las opciones más sencillas para lo que se ha llamado proceso de “fuzzificación” de una variable, es decir, se han utilizado formas triangulares y trapezoidales para la definición de las etiquetas lingüísticas.

Después de varias iteraciones, esta decisión inicial se ha confirmado como adecuada con muy poca variación en los resultados finalmente obtenidos. La figura 38 muestra la forma que toman estas etiquetas lingüísticas.

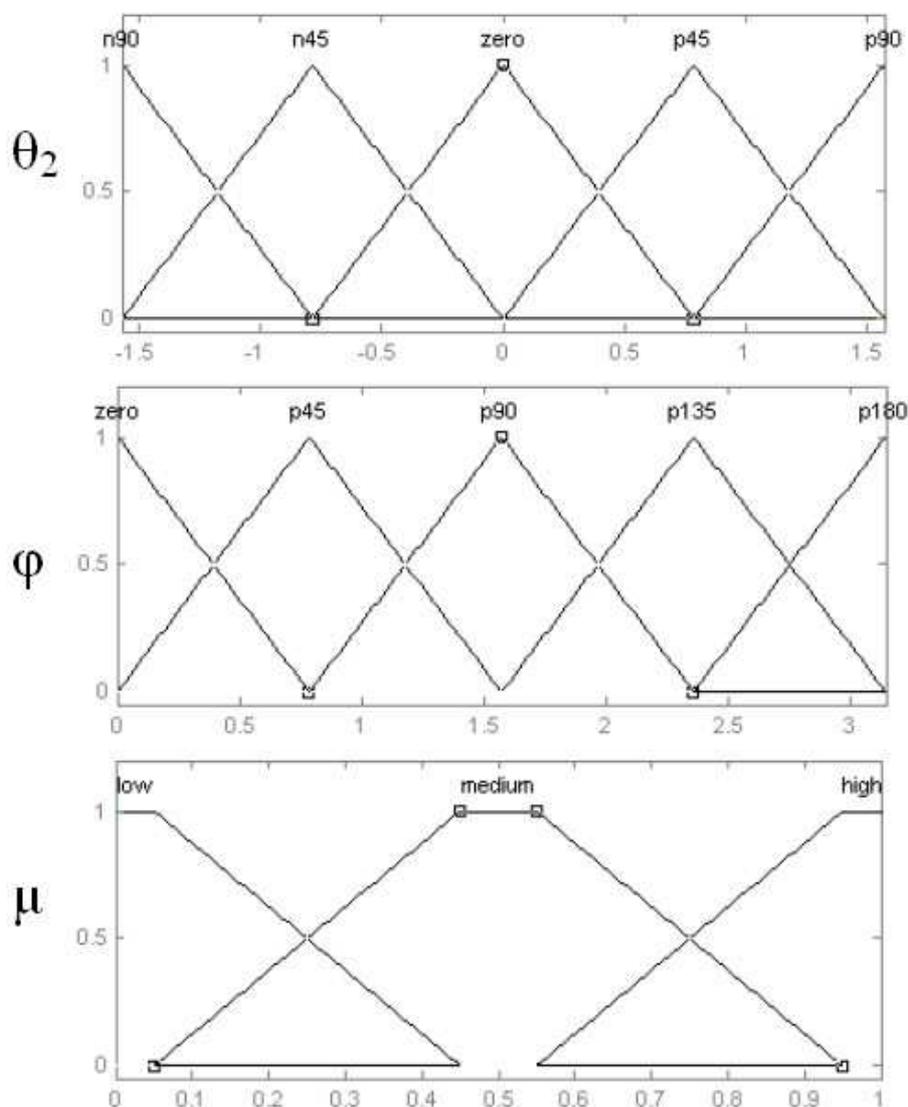


Fig. 38: Etiquetas lingüísticas consideradas en el estudio mediante lógica borrosa.

5.5 Reglas borrosas.

Para el proceso de inferencia hemos utilizado el método de inferencia borroso de Mamdani [Yag95].

Como resultado de nuestro estudio, la siguiente lista muestra el pequeño conjunto de reglas borrosas requeridas para definir el concepto de Manipulabilidad.

1. Si φ es cero entonces μ es baja
2. Si φ es 90° entonces μ es alta
3. Si φ es 180° entonces μ es baja
4. Si φ es 45° entonces μ es media
5. Si φ es 135° entonces μ es media
6. Si θ_2 es 45° entonces μ es baja
7. Si θ_2 es -45° entonces μ es baja

La figura 39 muestra el mapa de Manipulabilidad para el plano $X=0$, obtenido aplicando el conjunto de reglas.

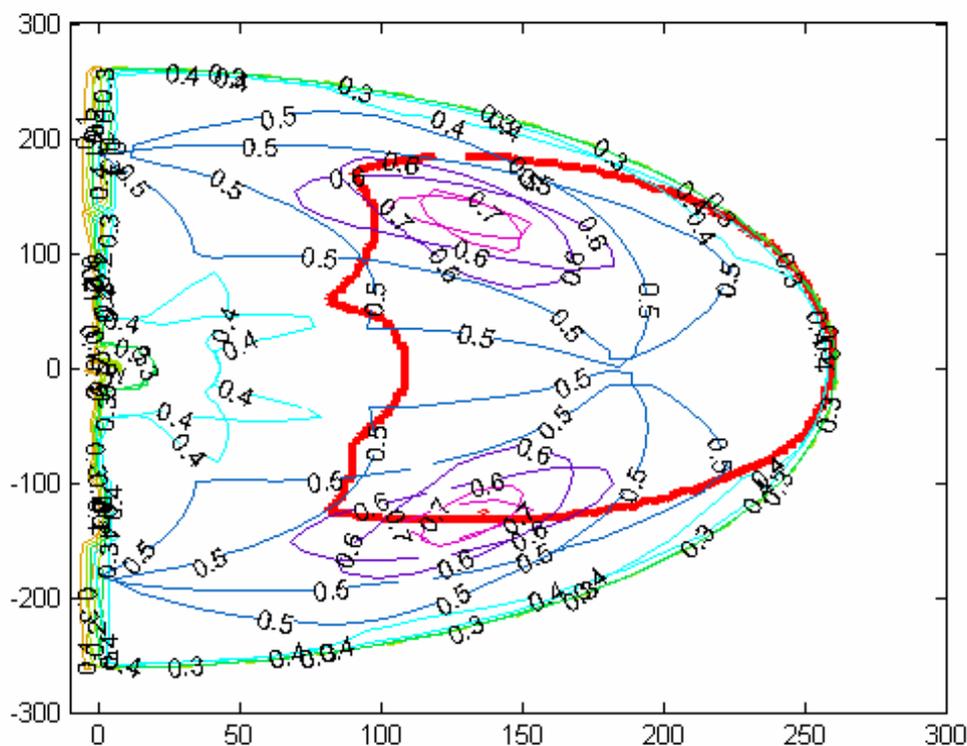


Fig. 39: Manipulabilidad dentro el AR. Plano X=0. Ejes en milímetros.

La figura muestra como usando un conjunto pequeño e intuitivo de reglas, la formulación mediante lógica borrosa produce en el espacio de trabajo una distribución de Manipulabilidad consistente con la distribución obtenida usando la formulación algebraica (figura 27. Capítulo 4).

Hay que señalar que con las etiquetas lingüísticas y el conjunto de reglas que hemos diseñado la formulación borrosa produce una superficie más suavizada de Manipulabilidad. Los picos son menos altos y los valles son menos profundos. Esto es una característica inherente de la lógica borrosa que penaliza los valores extremos. Consideramos que estos valores son coherentes con la definición conceptual de Manipulabilidad.

5.6 Problema de la atenuación del mapa de Manipulabilidad.

En la figura 39 se ha señalado en color rojo el ya conocido límite del espacio de trabajo real del dispositivo OMNi.

Es fácil completar la formulación mediante lógica borrosa de la Manipulabilidad para solucionar el problema de la coherencia en el límite. Esta formulación debe expresar que la Manipulabilidad fuera del límite real debe ser nula y que los límites del mapa de Manipulabilidad deben estar suavizados. Es decir, no corresponde con la realidad física el hecho de pasar de un valor de Manipulabilidad máxima a un valor nulo.

Siendo $D = \text{Dist}(x,y,z)$ una función que proporciona la mínima distancia desde un punto (x, y, z) a la frontera del espacio de trabajo. Esta distancia nos ayuda representar para cada punto del espacio de trabajo el grado en el que este punto se encuentra en el interior del espacio de trabajo y por lo tanto no está afectado por el “efecto de borde”. Para introducir la deseada atenuación de la Manipulabilidad se puede definir una regla más en el conjunto de reglas de nuestro modelo borroso de la Manipulabilidad diciendo que:

- Si D no es Interior entonces μ es baja

Donde la etiqueta lingüística “Interior” se ha definido mediante el trapecio representado en la figura 40.

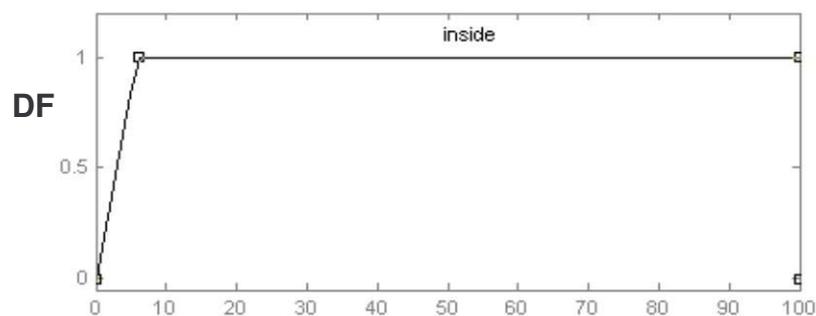


Fig. 40: Etiqueta lingüística para “interior”

Ha sido definida usando la distancia la D para representar que la Manipulabilidad dentro del espacio de trabajo no debe ser modificada mientras que fuera de él debe ser igual a 0. Como se puede ver la distancia a la frontera

se ha utilizado para crear una rampa de pendiente inversamente proporcional a la distancia, de manera que los picos y valles queden alisados por el propio funcionamiento como interpolador del controlador borroso.

La figura 41 muestra el mapa de Manipulabilidad una vez ha sido corregido el problema de las fronteras. Se aprecia claramente que los bordes de la AR ya no son abruptos si no que existe una pendiente paulatina de descenso hasta el extremo del AR.

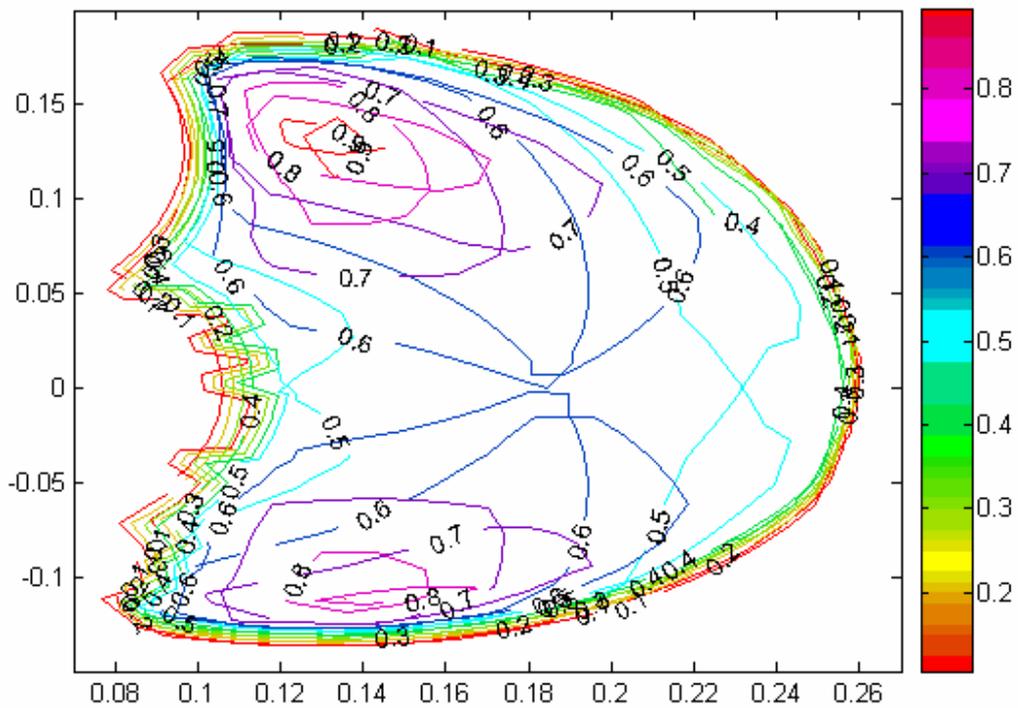


Fig. 41: Mapa de Manipulabilidad del espacio de trabajo real del PHANTOM OMNI calculado mediante fórmulas basadas en lógica borrosa. Plano X=0. Ejes en metros.

La figura representa ahora sólo la parte del plano X=0 que corresponde con el espacio de trabajo real. La Manipulabilidad en la frontera realiza una caída suave y ahora el máximo que podíamos apreciar justo en la frontera inferior del AR ha quedado claramente desplazado dentro del mapa [Tri07].

5.7 Resultados

En este capítulo se ha descrito una contribución importante de esta tesis. Se presenta una nueva formulación del concepto de Manipulabilidad que no solamente es más intuitiva y por lo tanto más fácil de comprender por los ingenieros de diseño, sino que resuelve, de forma sencilla y elegante, el problema de frontera existente al tratar de completar el mapa de Manipulabilidad de un dispositivo real.

Para ello se ha definido el concepto de atenuación de la Manipulabilidad que depende de la distancia de un determinado punto a la frontera del área de trabajo.

Estos resultados han sido publicados en las actas de un congreso internacional cuya referencia es:

Trivino, G., San Martín, J., A Fuzzy Logic approach to the concept of Manipulability in Mechanics. Aceptado en IEEE International Conference on Fuzzy Systems, FUZZ-IEEE 2007. July 2007.

6 Prototipo mecánico reconfigurable para una plataforma de entrenamiento quirúrgico de bajo coste.

6.1 Descripción del problema.

En los capítulos anteriores se han descrito los trabajos realizados en torno a la búsqueda de criterios de diseño y evaluación de los componentes mecánicos de un entrenador quirúrgico basado en realidad virtual.

Desde el punto de vista de nuestra participación en el equipo de diseño y construcción del sistema Insight Mist [Gmv06] de la empresa GMV nos ha interesado desarrollar una plataforma propia que nos será útil para profundizar en nuestro análisis y para abrir nuevos caminos de experimentación.

A partir del estudio anterior, se plantea el diseño de un dispositivo que consiste en una plataforma de bajo coste que incluya una base de sustentación fácilmente configurable basada en la utilización de dos dispositivos hápticos OMNi.

Se define en este estudio, el problema de la localización óptima de un dispositivo con un espacio de trabajo acotado como característica física del dispositivo frente al espacio de trabajo virtual propio de cada simulación. Es razonable pensar que el comportamiento de un dispositivo no va a ser homogéneo en todo su espacio de trabajo, por tanto se plantea encontrar la zona de trabajo óptima para una determinada simulación.

6.2 Especificación de requisitos.

Se trata de diseñar y construir la plataforma mecánica para un sistema de entrenamiento quirúrgico de bajo coste a partir de los criterios de optimización definidos en el capítulo 4.

La solución propuesta trata de cubrir varios requerimientos:

El dispositivo estará compuesto de dos dispositivos OMNis, los cuales representarán:

- El primero la video cámara que permite visualizar el interior del campo de operación (OMNI-cámara).
- El otro representa las distintas herramientas a utilizar en el curso de una operación (OMNI-herramienta).
- Precio bajo de montaje.
- Plataforma fácilmente reconfigurable.
- Obtener los valores ideales de μ_v para cada uno de los dos OMNis.

Siendo una plataforma de entrenamiento para cirugía mínimamente invasiva, el sistema debe cumplir otros requerimientos [Gia04]:

- Uso ambidiestro. En la misma intervención la cámara o el instrumento pueden entrar por las entradas acromial anterior, lateral o posterior.
- Versatilidad para el OMNI-herramienta, que permitirá representar el empleo de instrumentos diferentes en el curso de una operación.

Sin embargo, para simplificar el prototipo hemos escogido una cierta configuración: La OMNI-CÁMARA (izquierda) y el OMNI-HERRAMIENTA (derecha). Otra simplificación aceptable y realizada anteriormente es reducir el estudio al extremo del manipulador donde tiene efecto la realimentación de fuerza (punto EE) sin considerar los ángulos Gimbal [Yos90].

Finalmente la simulación que hemos estudiado es una artroscopia de hombro, luego el AA es la zona interior de un hombro donde tendrán lugar las operaciones. En este sentido deberemos tener en cuenta que el AA debe ser un subconjunto del área real de la aplicación-AR, es decir, de todo el espacio posible donde el dispositivo puede trabajar, escogemos una porción de ella, de acuerdo a los criterios definidos en los capítulos 4 y 5.

6.3 Posicionamiento de los dos dispositivos hápticos.

Analizamos posibles aplicaciones en este caso con dos OMNis. Se estudia la viabilidad del uso de dos OMNis en una configuración para su uso como parte de un sistema de entrenamiento quirúrgico para cirugía artroscópica de hombro.

Para ello se estudia la posición relativa y cómo interaccionan los espacios de trabajo nominal y de la simulación. Definidas unas conclusiones se repite el estudio teniendo en cuenta la sección del espacio de trabajo en el cual podemos obtener resultados de Manipulabilidad aceptables de acuerdo al espacio de trabajo real.

Análisis preliminar

Primeramente se buscan posibles restricciones entre la posición relativa de los dos dispositivos. En ese sentido se estudió la posibilidad de que el diseño resulte en la resolución de un problema de Ejecución de Tarea de Cooperativa de Brazo Dual [Lee88]. Es decir, que una posición del OMNi que representa el instrumento forzase a que la cámara adopte posiciones determinadas.

Se apreció que el OMNi que representa la cámara adopta posturas diferentes que dependen por ejemplo la dificultad en apreciar algún traumatismo y por tanto no existe un enlace de cinemático entre los dos dispositivos.

La figura 42 muestra un ejemplo de la colocación de dos dispositivos OMNi formando parte de un sistema dual. Se representan los dos espacios de trabajo reales-AR de cada dispositivo.

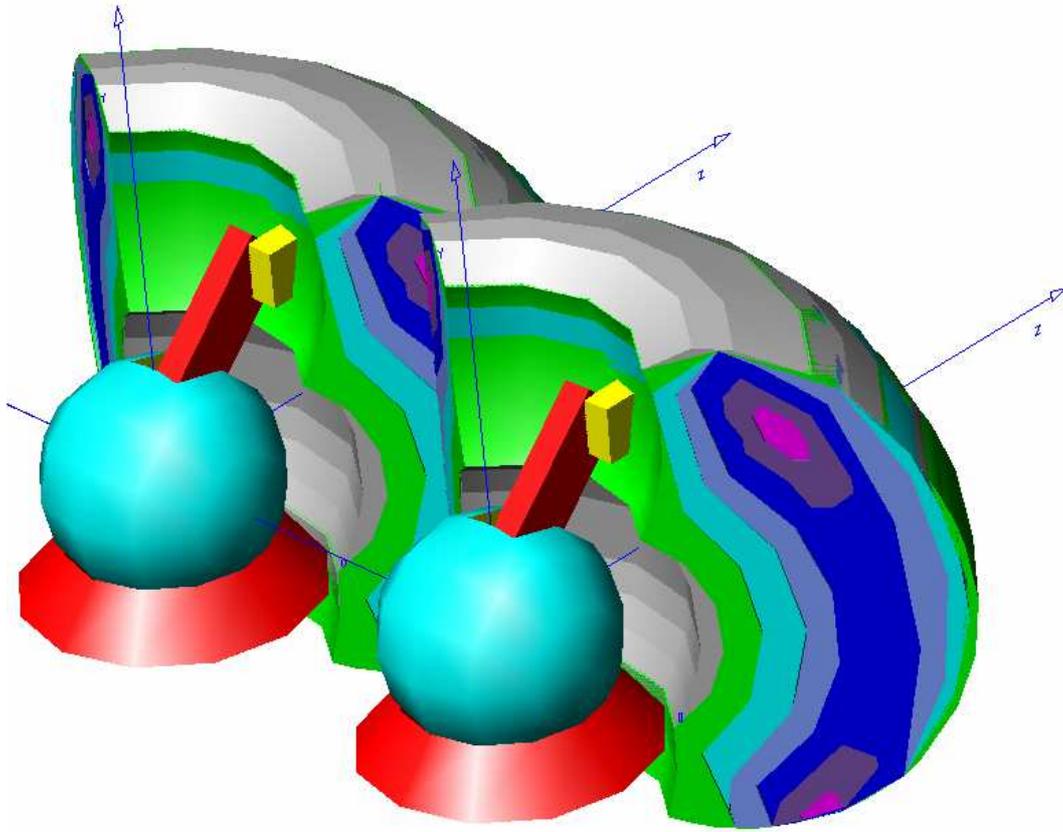


Fig. 42: Característica de espacio de trabajo real de los dos dispositivos OMNi que constituyen el entrenador.

Debemos tener en cuenta que el área de la aplicación-AA debe estar situada físicamente en una localización que los dos OMNi puedan alcanzar. Si además cada dispositivo debe alcanzar cualquier punto del AA, la localización estará restringida obligatoriamente a la intersección de las dos áreas AR de los OMNi.

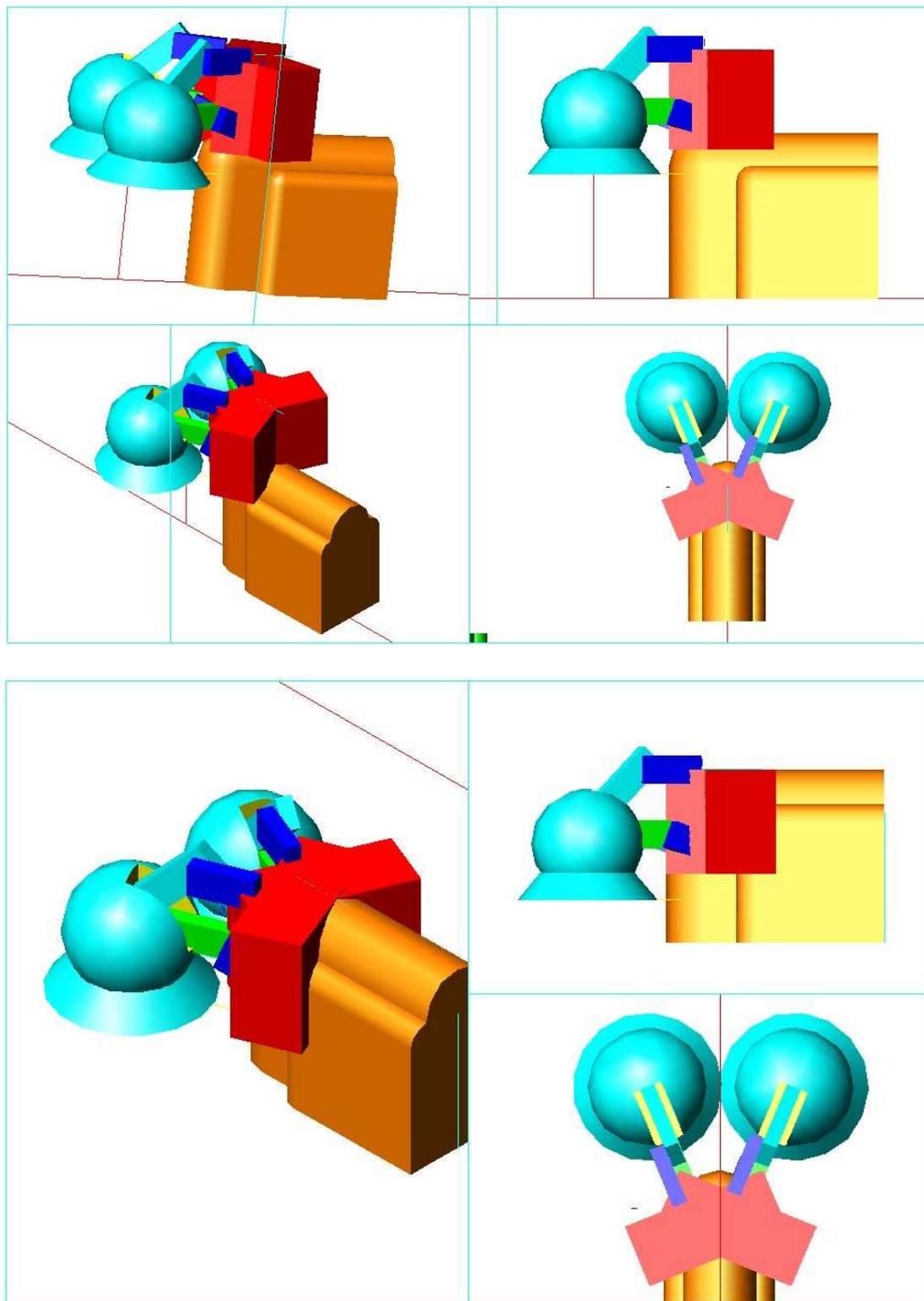


Fig. 43 a y b: Regulación de la posición de los dispositivos OMNi en el entrenador “Las dos Torres”

Las figuras 43 a y b, y 44 reflejan los diferentes posicionamientos que pueden realizarse de los dos dispositivos dentro del entrenador. Aparece una simulación de lo que sería la posición del hombro (en naranja) así como de los espacios de trabajos nominales (AN) propios de cada uno de los OMNis (en rojo). Se aprecia que si nos restringimos al uso de los AN pueden quedarse zonas sin visitar. En comparación el espacio de trabajo real (fig. 42) ofrece un campo más amplio de trabajo.

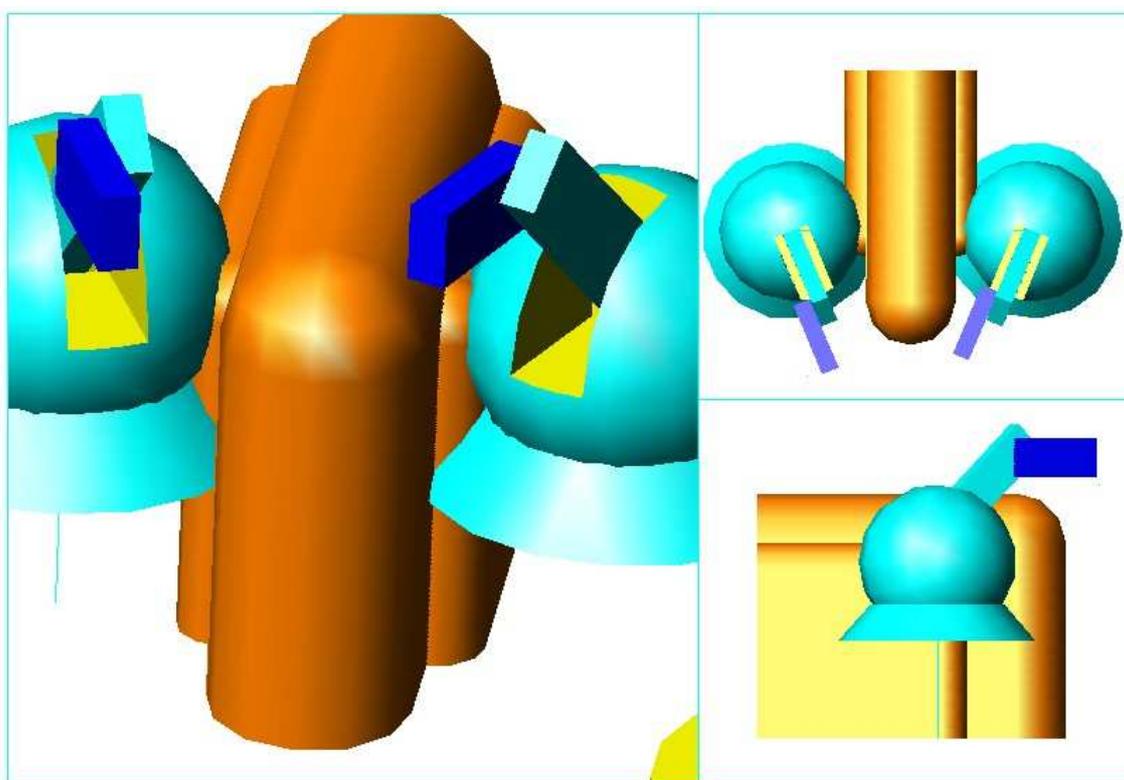


Fig. 44: Vista ampliada de una prueba de posicionamiento relativo.

6.3.1 Parámetros a considerar.

Para el estudio se han seleccionado una serie de parámetros de cada uno de los dos dispositivos:

- POSICIÓN X: Determina la localización física absoluta de cada uno de los dispositivos. Se tendrá en cuenta por otra parte la posición relativa existente entre los dos dispositivos (DISTANCIA).

Nombramos cuatro posiciones como 1,2,3,4. Se trata de sucesivas posiciones relativas de cada uno de los OMNi respecto a la simulación del hombro (AA).

De una posición a la siguiente se produce un avance de -45° desde la posición 1 (180°) que supone la alineación del OMNi con hombro el (fig. 45).

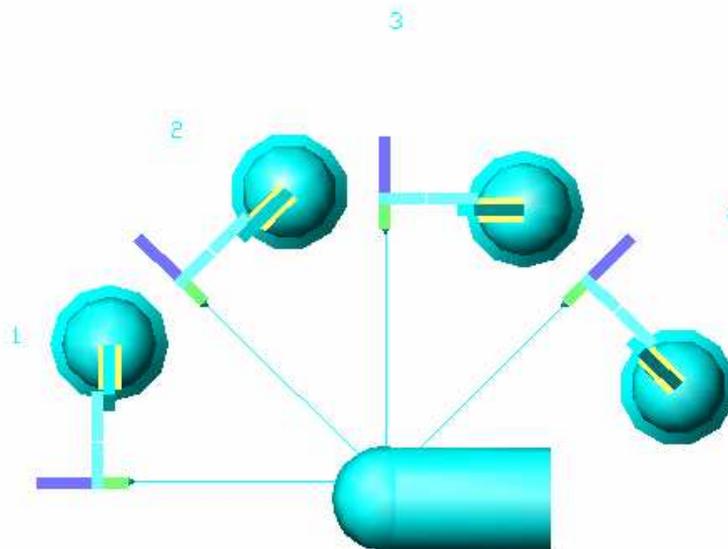


Fig. 45: Cuatro opciones a considerar de Posición.

- ALTURA H.: Un grado de libertad a tener en cuenta en la situación de nuestros dispositivos será la altura relativa a la que se sitúa la plataforma de trabajo (sobre la que se apoyan los dos dispositivos) respecto del área de la aplicación. Por tanto determinará la elevación si la hubiese a la que hay que someter al dispositivo OMNI.
- ORIENTACIÓN α : A,B,C. En este sentido debemos tener en cuenta cual será el rango del ángulo θ_1 en el que nos interesa trabajar. En principio, aún existiendo simetría axial respecto de ese ángulo, debemos tener en cuenta que trabajemos siempre dentro del AR. Se distinguen tres

orientaciones posibles, según el OMNI este enfrentado con el hombro (A), a 45° o a 90° (posiciones B y C respectivamente en la figura 46).

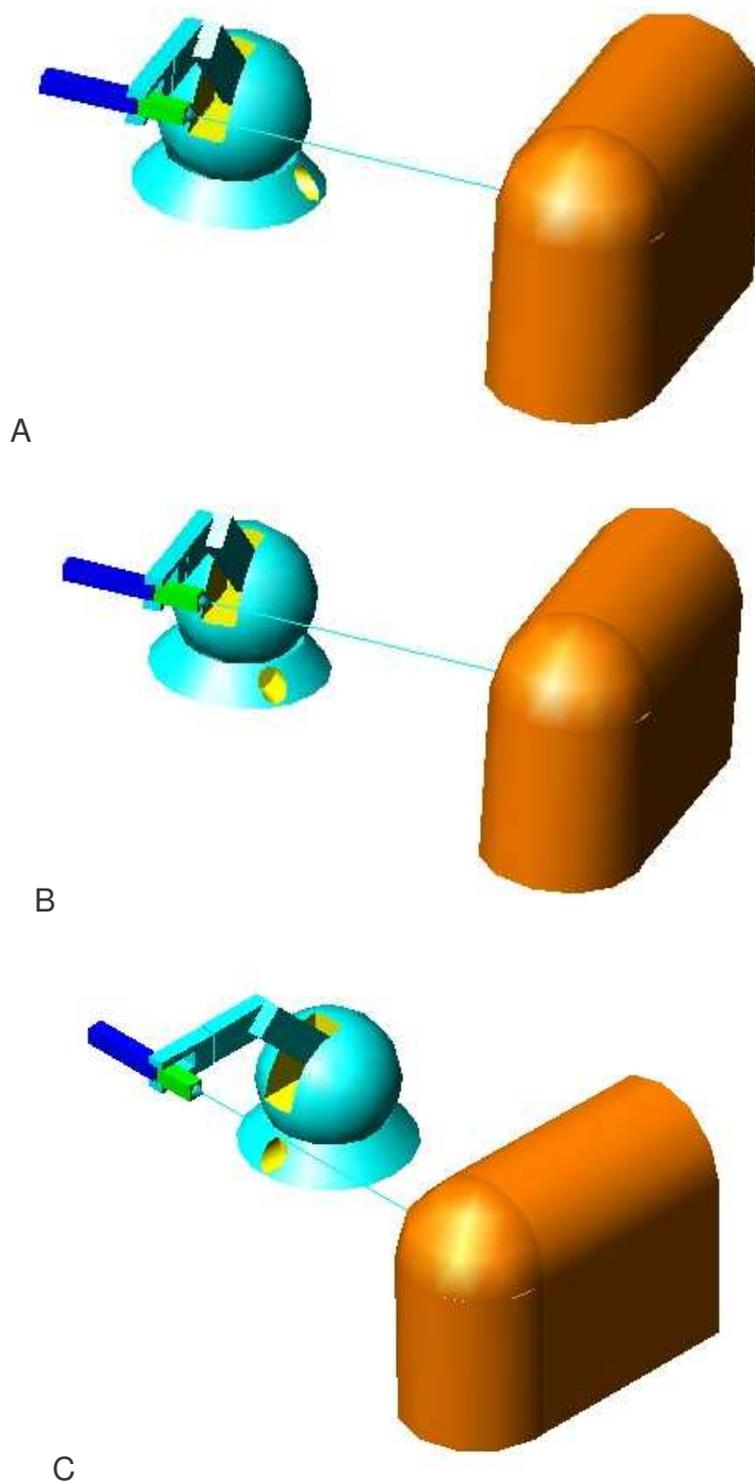


Fig. 46 a, b y c: Tres opciones del parámetro Orientación.

- **DISTANCIA D:** Será la distancia que existe entre los centros de simetría del hombro y del OMNI. En este caso tenemos en cuenta que la peculiaridad de ser un sistema con dos OMNIs y como intersecten entre si sus zonas de Manipulabilidad (la zona 1-2 definida) supone una determinación de la posición relativa de uno respecto al otro (fig. 47).

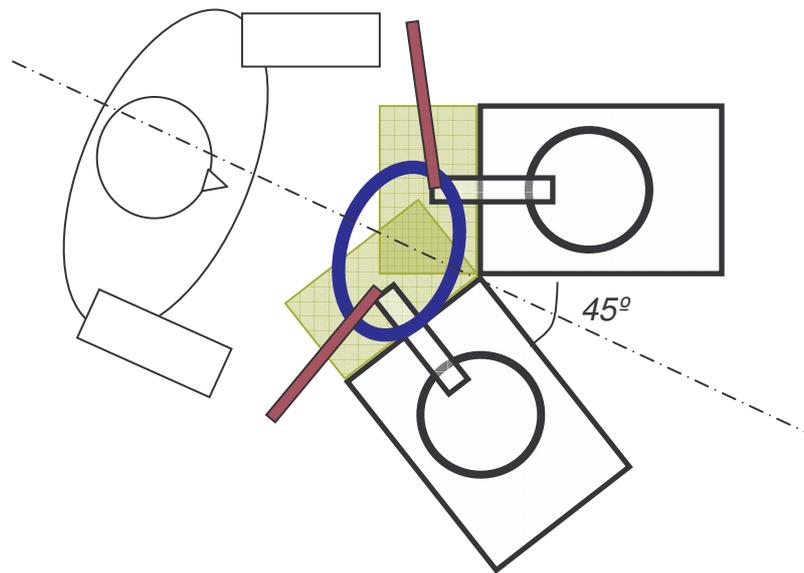


Fig. 47: Posiciones relativas de los dos OMNIs y el usuario.

6.3.2 Determinación de combinación de parámetros.

Definidos los parámetros que se van a tener en cuenta para cada dispositivo, se definieron un conjunto de combinaciones posibles de los dos dispositivos, de manera que nombraremos:

Posición (1-4), Orientación (A, B ó C), Distancia D y Altura H.

Para cada uno de los OMNIs.

Los casos definidos son:

3CDH-4CDH

(Correspondiente con: Posición 3, Orientación (C); estando la Distancia y Altura no definidas).

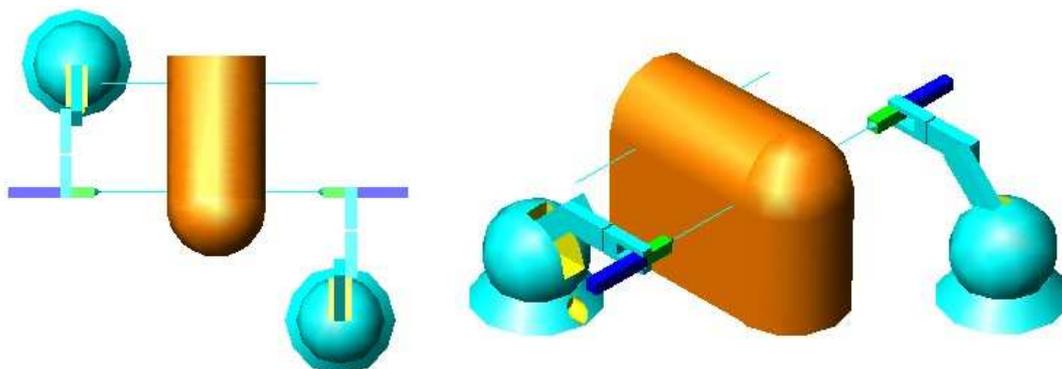


Fig. 48: Configuración 3CDH-4CDH.

La configuración plantea de entrada una desventaja ergonómica en cuanto a la colocación del usuario del sistema. Por otra parte se apreció que la mayor parte del espacio de trabajo quedaba fuera de la simulación del hombro.

3CDH-3CDH

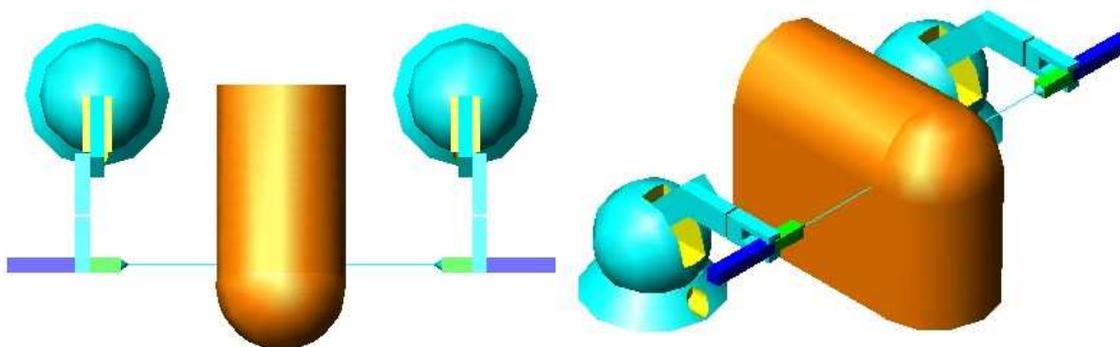


Fig. 49: Configuración 3CDH-3CDH.

La disposición en este caso se planteaba más cómoda al situarse el usuario enfrente del hombro y manejando con más facilidad los dos dispositivos. No

obstante se sigue mostrando el problema de desaprovechar la mayor parte del espacio de trabajo de ambos dispositivos.

3CDH-2CDH

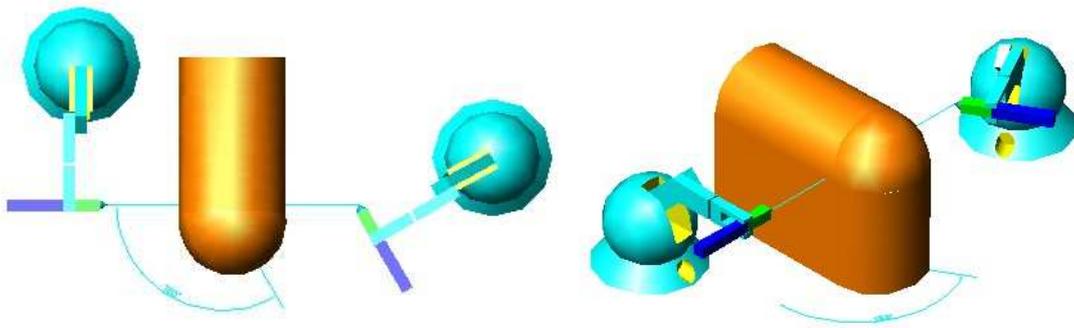


Fig. 50: Configuración 3CDH-2CDH.

Con esta solución, se aprecia que se solucionan parcialmente los problemas planteados. Se aprecia como favorable la opción de definir la situación del OMNi con un cierto ángulo respecto a la dirección normal. Existe aún la dificultad de definir el valor del ángulo.

6.3.3 Posiciones conflictivas.

La posición de límite de arco de manivela, en el sentido horario, junto con el límite en sentido antihorario de la biela, supone un escenario que dificulta cualquier otro movimiento y debería ser evitable o estar en la frontera del campo de operación necesario.

Si pensamos en ello el trabajar en los límites de ambos ángulos suponen zonas de mala Manipulabilidad. Por otra parte también por la misma razón no es conveniente trabajar en los límites de la zona de trabajo por el tema de la indeterminación del valor de Manipulabilidad en sus cercanías que se indica en trabajos futuros.

6.3.4 Configuración óptima.

Así pues llegamos a que la mejor configuración en cuanto a posición y orientación parece ser:

- Posición 2: De manera que alcanzamos toda la superficie del hombro y la posición de actuadores enfrentados sin necesidad de una posición forzada de manipulación, además de no suponer ni hombro ni el bloque un obstáculo en el campo de operación.
- Orientación C: Se obtiene la máxima ventaja de todo el ángulo sólido que describe el extremo del actuador. Finalmente el posicionamiento relativo será de un ángulo de 30° entre los dos dispositivos.
- La altura H se definen considerando que los OMNis deberían estar elevados (H=90 mm) sobre una peana para permitir el acceso a la anatomía de “abajo a arriba”.
- La luz entre los dos OMNis, la DISTANCIA, es de 135 mm, lo que permite la intersección de los dos sólidos de manipulabilidad de cada uno de los OMNis.

La posición seleccionada, supone además en criterios ergonómicos supone una posición de hombros y brazo+antebrazo de menos fatiga (fig. 51).

2CDH-2CDH

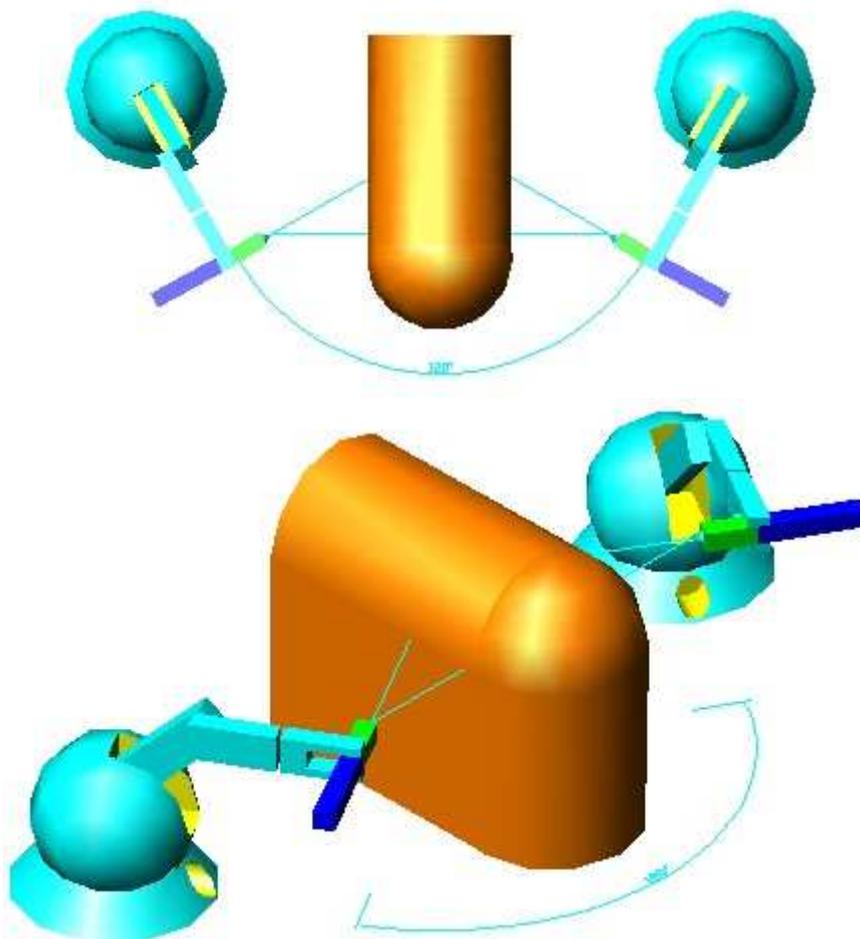


Fig. 51 a y b: Configuración seleccionada. 2CDH-2CDH.

Los requisitos para la ubicación física de los OMNis y del modelo de la anatomía son:

- En el simulador la cámara entra por un lado y la herramienta por el otro, estando los trócares enfrentados.
- Se consigue la máxima zona de solapamiento entre las zonas óptimas de los OMNis.

- Evitar que los brazos de los dos OMNis colisionen (si bien también podríamos actuar vía software configurando el parámetro WORKSPACE de las librerías de alto nivel de GHOST para el OMNi).
- Dejar espacio físico suficiente para una cómoda colocación del usuario

La plataforma debe ser construida con una precisión de 1 mm y con una tecnología que permita reproducirla de forma fiable, eficaz y sencilla.

Desde este montaje definido se plantea fácilmente la reconfiguración del conjunto para cada uno de los AA a simular, de acuerdo a los cálculos de optimización del sistema realizados en base al concepto de Manipulabilidad.

6.4 Ajuste de la posición óptima

Como complemento a los criterios definidos en el apartado anterior, tenemos en cuenta los resultados obtenidos en el apartado 4.4.4 de la presente tesis doctoral, en el que se define el proceso de Búsqueda Automática que se realizó para obtener la solución óptima de en el posicionamiento de los dos OMNis.

En este caso se planteaba una simulación de un hombro con idea de implementarlo dentro de un entrenador de artroscopia. Esta simulación es la que vamos a escoger para el diseño de un entrenador.

Por tanto, como se indicaba en 4.4.4 las posiciones óptimas de cada uno de los OMNis son:

- Para el OMNi que actúa como herramienta es la posición XYZ (-0.1011, 0.1182, 0.0918) metros respecto al origen del OMNi-herramienta con $\hat{\mu}_v = 0.8802$.
- Para el OMNi-cámara la posición: XYZ (-0.0093, 0.1080, 0.1122) metros respecto a su propio origen con $\hat{\mu}_v = 0.8799$, siendo las opciones de diseño del sistema.

En base a estos valores se plantea la situación de dos dispositivos OMNi dentro del diseño de un entrenador de artroscopia. Evidentemente, el hecho de estar sujeta la configuración de la posición de cada OMNi a la aplicación a simular en cada caso, obliga a que la plataforma a definir sea una plataforma fácilmente configurable.

6.5 Descripción detallada del prototipo construido.

Como parte del proyecto indicado del entrenador de cirugía mínimamente invasiva [Bay06] se ha diseñado una configuración mecánica que llamamos "las Dos Torres" (fig. 52).

Nuestro objetivo era construir un prototipo mecánico sencillo del entrenador, que nos permitió optimizar el funcionamiento de sistema que de acuerdo a las medidas de optimización basadas en el concepto de Manipulabilidad.

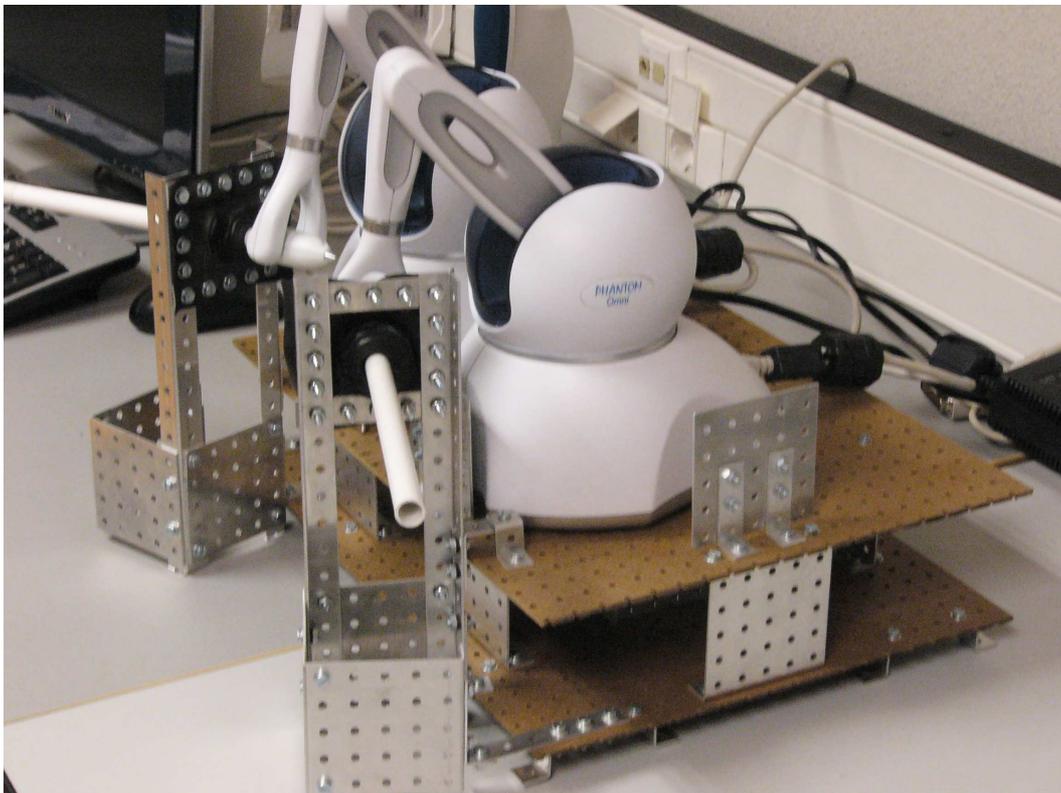


Fig. 52: Vista lateral de la plataforma de bajo coste "Las dos Torres" para el entrenamiento quirúrgico.

El dispositivo está compuesto por una plataforma principal donde se apoyan los dos dispositivos OMNi que llamaremos la plataforma de trabajo. Bajo esa plataforma encontramos otra inferior que supone la base del conjunto. La

sustentación de la plataforma de trabajo se realiza mediante la situación de piezas extensibles de aluminio que permiten ajustar varias posiciones con una resolución de 5mm.

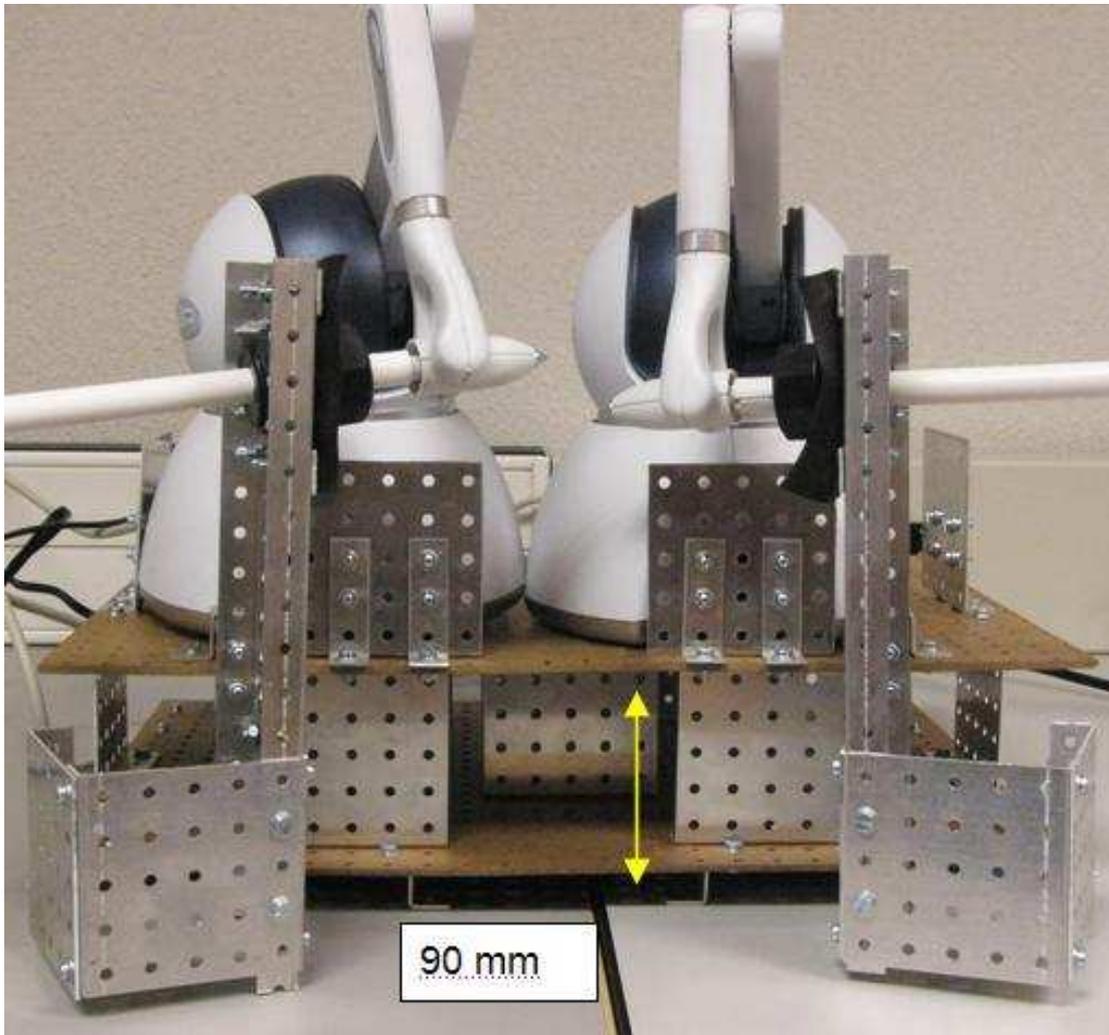


Fig. 53: Vista frontal del dispositivo "Las dos Torres". Se aprecian las torres a izquierda y derecha del dispositivo.

Anejas a estas plataformas se encuentran dos torres que dan nombre al dispositivo. Las torres van a simular el portal de entrada anterior y posterior a la simulación del hombro que se encuentra virtualmente situado entre las dos torres.

Cada una de las torres contiene una plancha de goma sujeta en todo su contorno de manera que ofrezca una cierta tensión y elasticidad. Esta goma va a simular la piel humana del hombro. En cada una de las planchas de goma se

ha incorporado un conector, que va a simular el portal de entrada para cada uno de los trócares, y que sirve a la vez de guía y de sustento de los actuadores (actuadores en blanco en la fig. 54).

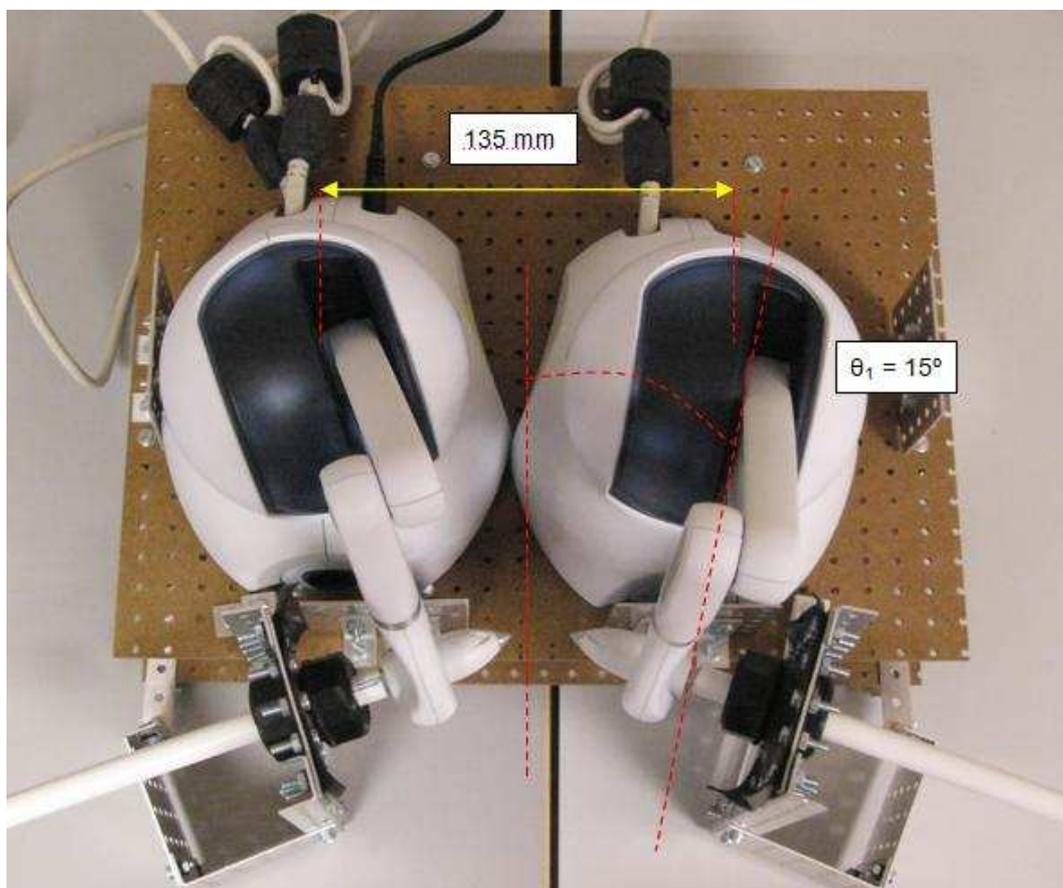


Fig. 54: Vista en planta del sistema "las dos torres". Se aprecian las membranas, en negro en cada torre, de entrada que simulan la piel del hombro

A su vez, las plataformas están reguladas, permitiéndonos calcular la distancia relativa entre los dos OMNis en el caso de la plataforma de trabajo, así como la distancia a cada una de sus correspondientes torres.

El usuario por tanto deberá manejar los dos trócares de manera que pueda interactuar con la simulación. A medida que realizamos el movimiento de introducción del trócar, estaríamos entrando dentro del entorno de la simulación, esto es del hombro virtual.

Así pues, la sencillez y simplicidad del diseño y de la implementación es absoluta, lo cual facilita la reconfiguración del sistema de acuerdo a diferentes

AA a simular. En su caso sería necesario definir una nueva distancia entre las torres, de acuerdo a un hombro de mayor o menor grosor. Por otra parte el cálculo de la nueva posición de cada uno de los OMNi supondría también una variación de la distancia relativa entre ellos. Ocasionalmente también podemos reconfigurar la altura de la plataforma de trabajo, o bien modificar la posición de las planchas de goma que simulan los portales de entrada.

6.6 Resultados.

El prototipo construido cubre las necesidades básicas para la construcción de un entrenador de bajo coste. Su configuración mecánica ha sido diseñada y está justificada mediante criterios y estrategias que si son utilizadas por el reducido número de fabricantes de estos dispositivos no han sido publicadas en la fecha de la redacción de esta tesis

Los resultados de este trabajo han sido presentados y publicados en las actas de tres congresos internacionales. Las referencias se indican a continuación:

San Martin, J., Trivino, G., Mechanical Design of a Minimal Invasive Surgery Trainer Using the Manipulability as Measure of Optimization. Aceptado en IEEE International Conference on Mechatronics ICM 07. May 2007.

7 Conclusiones.

En esta tesis se ha analizado el concepto de Manipulabilidad para su utilización como criterio de diseño y evaluación del funcionamiento de los dispositivos hápticos integrados en la plataforma de un entrenador basado en realidad virtual.

El aumento del conocimiento de un dispositivo háptico proporcionado por su mapa de Manipulabilidad nos va a permitir reconocer la configuración óptima para su uso. El espacio de trabajo de la aplicación, determinado por la simulación del mundo virtual en el que se está trabajando es la porción del espacio real donde el extremo del dispositivo se está moviendo. Ese espacio debería solaparse, como criterio básico de uso, con la zona del mapa de Manipulabilidad que contenga los puntos con mayor valor de este criterio.

Esa localización óptima va a permitir mejorar el funcionamiento del manipulador, aumentando la eficacia de su transmisión de velocidad y momento de rotación a la hora de realizar la realimentación de fuerza en el extremo del manipulador.

En los apartados siguientes se realizan algunas reflexiones sobre las aportaciones realizadas durante los trabajos asociados con esta tesis.

7.1 Criterios de evaluación de dispositivos Hápticos. Zonas de trabajo

Las principales aportaciones en este caso han sido:

- El estudio demuestra que no se puede categorizar un dispositivo manipulador en cuanto a Manipulabilidad en términos absolutos sino respecto a una aplicación determinada.
- Si el espacio de trabajo de la aplicación-simulación supera el nominal o incluso a la porción del mapa de Manipulabilidad que concluimos mantiene una Manipulabilidad suficientemente buena, en este caso deberíamos desaconsejar el uso de ese manipulador para esa aplicación.
- La creación del mapa tridimensional de Manipulabilidad asociado a un determinado dispositivo supone una característica intrínseca a cada dispositivo háptico, tanto como el momento máximo o el consumo de potencia. De este modo a la hora de emplear el dispositivo en una determinada aplicación debe ser tenido en cuenta.
- A partir del mapa tridimensional podemos obtener una valoración intuitiva del comportamiento y la calidad de un dispositivo por simple inspección del mapa. Mediante una representación mediante curvas de nivel como las mostradas en la presente tesis, se presenta sencillo identificar las mejores zonas de trabajo de acuerdo a ese criterio de Manipulabilidad.
- La representación de este mapa tridimensional de Manipulabilidad nos permite conocer que existen zonas que si bien no pertenecen al espacio nominal si resultan en valores aceptables.

En la presente tesis también se logra determinar una metodología que supone una ayuda al cálculo del mapa tridimensional de Manipulabilidad para cualquier dispositivo manipulador.

Los resultados descritos en este apartado se han publicado en las siguientes referencias:

San Martin, J., Trivino, G., Design criteria of the application of PHANToM OMNi based in index of manipulability. Proceedings of the 3rd International Conference on Enactive Interfaces ENACTIVE 06, Nov. 2006. Montpellier. France.

San Martin, J., Trivino, G., A study of the Manipulability of the PHANToM OMNi Haptic Interface. Proceedings of the Third Workshop in Virtual Reality Interactions and Physical Simulations (VRIPHYS 06). Madrid. Spain. Nov. 2006, pp.: 127-128. Editor: Cesar Mendoza, Isabel Navazo. Eurographics 2006.

7.2 Medidas basadas en el concepto de Manipulabilidad.

Las principales aportaciones en este caso han sido:

- La necesidad de establecer criterios para ayudar al diseño mecánico de un sistema de entrenamiento que incorpore uno o varios dispositivos hápticos nos lleva a definir el concepto Manipulabilidad volumétrica media (μ_v). El empleo de esta medida ha sido demostrado en varios casos de teóricos y también en el caso de una unión de la articulación del hombro humano virtual.
- La Manipulabilidad volumétrica media se ha expresado como una herramienta comparativa de la calidad de una determinada configuración del sistema. Si realizamos una valoración media de todos los puntos incluidos en cada una de las opciones de colocación del espacio AW, se obtiene un valor numérico que es exactamente esa Manipulabilidad volumétrica media. Por tanto podemos elegir entre una serie de opciones cual es la mejor de ellas. En definitiva esto supone una determinada situación y orientación del espacio de trabajo de la aplicación, bien moviendo y orientando físicamente el dispositivo háptico, bien haciendo lo propio con el AW virtual. Si bien la opción que resultará más factible es una combinación de las dos.
- En varios casos de estudio, se ha demostrado que existe una relación entre el tamaño y la forma del espacio de trabajo de la aplicación y cómo de bueno es un dispositivo en cuanto a Manipulabilidad. Si la aplicación va a requerir un espacio de trabajo de la aplicación muy pequeño, el sistema óptimo será el que consiga encajar ese espacio de trabajo de la aplicación en la zona del espacio donde el índice de Manipulabilidad sea mayor y más uniforme.

Los resultados de este apartado se han publicado en:

San Martin, J., Trivino, G., Mechanical performance of a manipulator in virtual reality systems. Proceedings of the 2nd International Conference on Computer Graphics Theory and Applications. GRAPP 07. Barcelona. Spain. March 2007.

7.3 Configuración óptima de un sistema virtual que integre dispositivos hápticos.

Las principales aportaciones en este caso han sido:

- Se ha definido una metodología automatizada que permite mediante un programa adecuado la obtención de la situación óptima del espacio de trabajo de la simulación. Mediante un algoritmo de optimización basado en el metalgoritmo del recocido simulado se ha obtenido la localización del espacio de trabajo de la simulación-aplicación que supone un mayor valor de Manipulabilidad volumétrica media.
- Se debe valorar qué tipo de actuación se va a realizar dentro del espacio de trabajo, de manera que podemos asegurar a priori un comportamiento dentro de ese espacio de trabajo. Principalmente se debe determinar la zona de trabajo, indicando las zonas que son más visitadas en el transcurso de una simulación.
- Se ha seleccionado el criterio de frecuencia de navegación, como la distribución de frecuencia que se realiza en el mapa tridimensional de Manipulabilidad, atendiendo al número de visitas que se realiza a una determinada celda (que contiene una parte del volumen) respecto del total de vistas realizadas.
- De acuerdo a un nuevo criterio, que se ha nombrado como Manipulabilidad Útil ($\hat{\mu}_v$) se han obtenido nuevos resultados en el cálculo de la configuración óptima del dispositivo respecto del espacio de la aplicación en la que se va a emplear. Por lo tanto se tiene en cuenta el fin de la simulación y el desarrollo de la utilización del sistema.
- Utilizando la Manipulabilidad Útil como criterio de diseño, se ha definido una plataforma de entrenamiento para cirugía mínimamente invasiva de bajo coste denominada “**Las dos Torres**”, en la cual cada una de los trócares a representar (uno es la video cámara el otro la herramienta a utilizar en cada caso) está acoplado a un dispositivo háptico de propósito general, el citado PHANToM OMNi.
- El hecho de la definición del concepto de Manipulabilidad Útil adquiere su relevancia en este caso dado que el comportamiento en el mismo espacio de trabajo del dispositivo OMNi que represente el rol de la cámara frente a

aquel que desempeñe el de herramienta, es radicalmente diferente. Se demuestra por tanto que el diseño de un sistema integrado por varios dispositivos hápticos, precisa de un estudio individualizado de cada uno de ellos, en cuanto a la valoración de su Manipulabilidad útil.

Los resultados de este apartado se han mostrado en las siguientes referencias:

San Martin, J., Trivino, G., Measurement of Suitability of a Haptic Device in a Virtual Reality System. Aceptado en 12th International Conference on Human-Computer Interaction HCII, Beijing China. . July 2007.

San Martin, J., Trivino, G., Mechanical Design of a Minimal Invasive Surgery Trainer Using the Manipulability as Measure of Optimization. Aceptado en IEEE International Conference on Mechatronics ICM 07. May 2007. Kumamoto. Japan

7.4 Representación del concepto de Manipulabilidad utilizando lógica difusa. Problemas en los límites del área de trabajo

Las principales aportaciones en este caso han sido:

- La formulación algebraica de la Manipulabilidad produce incoherencias en el mapa de Manipulabilidad en las cercanías de la frontera del Area Real de trabajo..
- Se ha postulado que el acercamiento a la frontera del área de trabajo supondrá una degradación progresiva de su Manipulabilidad. Se ha planteado en la presente tesis una modelización de ese concepto que se ha llamado atenuación.
- La atenuación va a depender principalmente de la distancia a la frontera, de manera que a una determinada distancia hacia el interior del espacio de trabajo no se considera la atenuación, y a medida que nos vamos acercando al límite esta atenuación va creciendo y por tanto penalizando el valor de Manipulabilidad, esto es, va disminuyendo mediante una rampa escalonada.
- En el trabajo se presenta una reformulación del mapa de Manipulabilidad de acuerdo a la aplicación de esa atenuación.
- En la presente tesis se ha introducido una nueva formulación basada en las reglas de lógica borrosa que proporcionan una definición más intuitiva de Manipulabilidad y permiten solucionar el problema de incoherencia de los valores cerca del límite del espacio de trabajo real.

Los resultados de este apartado se han mostrado en:

Trivino, G., San Martin, J., A Fuzzy Logic approach to the concept of Manipulability in Mechanics. Aceptado en IEEE International Conference on Fuzzy Systems, FUZZ-IEEE 2007. London. July 2007.

8 Trabajos futuros.

La sensación háptica está llamada a complementar la comunicación ser humano computador en un gran número de aplicaciones.

El desarrollo de metodologías de ayuda al diseño y valoración de estos dispositivos es un tema abierto de trabajo y que tendrá un gran desarrollo en los próximos años.

En la actualidad continuamos trabajando en el manipulador cuyo prototipo ha sido presentado en esta tesis.

Una posibilidad que se valora para el futuro es orientar nuestro esfuerzo hacia el diseño y construcción de manipuladores dedicados a aplicaciones específicas. Por poner un ejemplo, dentro del marco del proyecto de un Entrenador para Cirugía Mínimamente Invasiva, habría que diseñar y construir un dispositivo háptico para la simulación de una pinza quirúrgica capaz de atrapar materiales que flotan en el espacio de trabajo.

Referencias.

[Ada99] Adams, R. J., Hannaford, B., Stable Haptic Interaction with Virtual Environments, IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 15, no. 3, June 1999.

[Alf02] Alfonso, C.D., Blanquer, I., Segrelles, D., Hernández, V. Simulación quirúrgica sobre escenarios realistas. In Informed'2002 (IX Congreso Nacional de Informática Médica), 101 – 107.

[Alq05] Alqasemi, R.M.; McCaffrey, E.J.; Edwards, K.D.; Dubey, R.V.. Analysis, evaluation and development of wheelchair-mounted robotic arms. Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on 28 June-1 July 2005 Page(s):469 - 472

[And97] Andrews, J., Timmerman, L. Diagnostic and Operative Arthroscopy. Saunders Company, 1997.

[Ara91] C.R. Aragon, D.S. Johnson, L.A. McGeoch, and C. Shevon, "Optimization by Simulated Annealing: An Experimental Evaluation; Part II, Graph Coloring and Number Partitioning", Operations Research, 39, 3, 1991, pp. 378–406

[Bas00] Basdogan, C.; Ho, C.H; Srinivasan, M.; Slater, M.; An experimental study on the role of touch in shared virtual environments, ACM Transactions on Computer-Human Interaction (TOCHI), Volume 7 , Issue 4 (December 2000), Pages: 443 - 460

[Bas04] Basdogan, C.; De, S.; Kim, J.; Manivannan Muniyandi; Kim, H.; Srinivasan, M.A.; Haptics in minimally invasive surgical simulation and training. Computer Graphics and Applications, IEEE, Volume 24, Issue 2, March-April 2004 Page(s):56 - 64

[Bay06] Bayona S., Garcia M., Mendoza C., Fernandez, J.M., Shoulder Arthroscopy Training System with Force Feedback, pp. 71-76, International Conference on Medical Information Visualisation-BioMedical Visualisation (MedVis'06), 2006.

[Bay07] Bayona, S., San Martín, J., Miraut D., Gómez, C., García, M., Espadero, J. M., VR-learning Surgical Simulator. Enviado a IEEE Journal of Educational Technology and Society. 2007. Pendiente de aceptación.

[Ber96] P. J. Berkelman, Z. J. Butler, and R. L. Hollis, "Design of a Hemispherical Magnetic Levitation Haptic Interface Device," 1996 ASME IMECE, Atlanta, November 17-22, 1996, DSC-Vol. 58, pp. 483-488

[Bou02] M. Bouzit, G. Popescu, G. Burdea, and R. Boian, "The Rutgers Master II-ND force feedback glove," in Proc. 10th Haptic Interfaces for Virtual Environments and Teleoperator Systems, Orlando, FL, Mar. 2002, pp.

[Bur94] Burdea, G., and Coiffet, P. (1994). Virtual Reality Technology. New York: John Wiley and Sons,

[Bur96] Force and touch feedback for virtual reality, Grigore C. Burdea, John Wiley & Sons, Inc., New York, NY, 1996

[Bur99a] Burdea, G. C. Haptic feedback for virtual reality. Virtual Reality and Prototyping Workshop, Jun. 1999, Laval (France)

[Bur99b] Virtual Reality-Based Training for the Diagnosis of Prostate Cancer. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 46, no. 10, October 1999
Grigore Burdea,* *Senior Member, IEEE*, George Patounakis, Viorel Popescu, and Robert E. Weiss

[Bur99c] Grigore C. Burdea "Haptic Feedback for Virtual Reality Grigore C. Burdea Rutgers" Special issue on Virtual Prototyping, International Journal of Design and Innovation Research, Vol. 2, No. 1, pp. 17-29, July 2000 (based on the Keynote address with the same title at Laval Virtual International Workshop, France, May 1999).

[But95] P. Buttolo and B. Hannaford, "Pen-based force display for precision manipulation in virtual environments," in Proc. IEEE Virtual Reality Annual *Int. Symp.*, Raleigh, NC, Mar. 1995, pp. 217–225.

[Cas95] Castro, J.L., Fuzzy logic controllers are universal approximators. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Apr 1995 Volume: 25, Issue: 4 On page(s): 629-635 ISSN: 0018-9472 References Cited: 25

[Cav01] Cavusoglu, M. C., & Feygin, D. (2001). *Kinematics and dynamics of PHANTOM(TM) model 1.5 haptic interface*. (Tech. Rep.). University of California at Berkeley, Electronics Research Laboratory Memo M01/15.

[Cav02] Cavusoglu, M. C., & Feygin, D. and Tendick F. A Critical Study of the Mechanical and Electrical Properties of the PHANToM Haptic Interface and Improvements for High Performance Control. Teleoperators and Virtual Environments, 11(6):555--568, 2002.

[Cha01] Angela Chang, Zahra Kanji, Hiroshi Ishii; Proceedings of ICS-FORTH 2001, Designing Touch-based Communication Devices,

[Che99] Chen, E. "Six Degree-of-Freedom Haptic System for Desktop Virtual Prototyping Applications." In Proceedings of the First International Workshop on Virtual Reality and Prototyping, pp. 97-106, June 1999, Laval France.

[Chi88] Stephen L. Chiu, "Task compatibility of manipulator postures," The International Journal of Robotics Research, vol. 7, no. 5, pp. 13–21, 1988.

[Duf04] Duffy, A.J., Hogle, N.J., McCarthy, H., Lew, J. I., Egan, A., Christos, P., Fowler, D.L. Construct validity for the LapSim laparoscopic surgical simulator. Surg Endosc. 2005 Mar;19(3):401-5. Epub 2004 Dec 23

[Esp04] Espadero, J. Bayona S., Fernandez, J., Garcia M. Advanced arthroscopy training system. In Vriphys'04, Colima – Mexico, 2004.

[FCS06] FCS Robotics. Haptic Master. <http://www.fcs-cs.com/robotics/products>

[Fer04] Fernández J.M., Pastor L., Espadero J.M., Bayona S. and Triviño G. Applications of virtual-reality techniques in arthroscopic training: introduction, possibilities and update. Cuadernos de Artroscopia, num. 11, pp. 8-13, October 2004.

[Fer05] Fernández J.M, Espadero J.M., Bayona S., García M., and Toharia P. Proyecto SARA: (simulador artroscópico avanzado). Revista Española de Investigaciones Quirúrgicas. Cuarto Congreso CAOS España, vol. 8, num.1, pp. 13-19, 2005.

[Fod06] Fodero K. II, H. King, M.J.H. Lum, C. Bland, J. Rosen, M. Sinanan, B. Hannaford, Control System Architecture for a Minimally Invasive Surgical Robot Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality, Long Beach, CA, USA, January 2006.

[For06] Force Dimension. Force dimension DELTA- OMEGA
<http://www.forcedimension.com/products/index.html>

[Gal04] Gallagher AG, Lederman AB, McGlade K, Satava RM, Smith CD. "Discriminative validity of the Minimally Invasive Surgical Trainer in Virtual

Reality (MIST-VR) using criteria levels based on expert performance". Emory Endosurgery Unit, Emory University School of Medicine

[Gia04] Di Giacomo, G. Costantini, A. Arthroscopic shoulder surgery anatomy: Basic to advanced portal placement. *Operative Techniques in Sports Medicine*, Volume 12, Issue 2, Pages 64-74 G, 2004.

[Gmv06] GMV, Universidad Rey Juan Carlos, Universidad Politecnica de Madrid, Hospital Severo Ochoa de Leganes, Virtual Reality Arthroscopy Trainer. Technological Innovation for improving minimally invasive surgery skills, 2006. http://www.insightmist.com/index_en.htm

[Gra02] Grace, P., Borley, N., Grace, P. *Surgery at a Glance*. Blackwell Science, UK, 2002.

[Gui06] Guilamo, L.; Kuffner, J.; Nishiwaki, K.; Kagami, S.; Manipulability optimization for trajectory generation. *Robotics and Automation*, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on May 15-19, 2006 Page(s):2017 – 2022

[Han07] Pro-sense Handshake.
<http://www.handshakevr.com/section/view/index.php>

[Har04] Hara, M.; Asada, C.; Higuchi, T.; Yabuta, T.; Perceptual illusion in virtual reality using haptic interface. *Intelligent Robots and Systems*, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on. Volume 4, 28 Sept.-2 Oct. 2004 Page(s):3901 - 3906 vol.4

[How94] Howe, R.D., Peine, W.J., Kontarinis, D.A., and Son, J.S., "Remote Palpation Technology for Surgical Applications," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 14(3):318-323, May/June 1994.

[Hur00] Richer E., Hurmuzlu Y. "A High Performance Pneumatic Force Actuator System: Part I-Nonlinear Mathematical Model", *ASME Journal of Dynamic Systems Measurement, and Control*, Vol. 122, No. 3, pp. 416-425.

[lcg06] Immersion 3D Intercation. CyberGrasp.
http://www.immersion.com/3d/products/cyber_grasp.php

[lma06] Immersion Medical. Accutouch endoscopy simulator.
<http://www.immersion.com/medical/products/endoscopy/>

[lml06] Immersion Medical. Laparoscopic Surgical Workstation
<http://www.immersion.com/medical/products/laparoscopy>

[Imm06] "Virtual Laparoscopic Interface User's Guide and Programming Reference", Rev. 1.0, Immersion Inc., San Jose, CA., Dec. 1994.

[Imv06] Immersion Medical. Accutouch endovascular simulator.
<http://www.immersion.com/medical/products/endovascular/>

[Iwa01] Hiroo Iwata , Hiroaki Yano , Fumitaka Nakaizumi , Ryo Kawamura, Project FEELEX: adding haptic surface to graphics, Proceedings of the 28th annual conference on Computer graphics and interactive techniques, p.469-476, August 2001

[Kir83] Kirkpatrick, S., Gelatt, Jr., C.D., and Vecchi, M.P., Optimization by Simulated Annealing, Science(220), 13 May 1983, pp. 671-680.

[Kub06] Kuber, R. Developing an assistive haptic framework for improving non-visual access to the web. ACM SIGACCESS Accessibility and Computing. Issue 86 (September 2006) Pages: 16 - 19 Year of Publication: 2006.

[Lar89] Kevin Kelly, Adam Heilbrun, Barbara Stacks, *2Virtual Reality; an Interview with Jaron Lanier*, Whole Earth Review Fall 1989, no. 64, pp. 108(12)

[Log96] Logan, I., Wills, D.P.M., Avis, N.J., Mohsen, A.M.M.A. and Sherman, K.P. Virtual environment knee arthroscopy training system. Proceedings: Simulation in Synthetic Environments, New Orleans, pp11-16 (1996)

[Log06] Logitech
<http://www.logitech.com/index.cfm?languageid=1&countryid=19>

[Lsx06] LS500-Laparoscopy Simulator. Xitact. <http://www.xitact.com/>

[Med03] Medsim. (2003, Mar.). UltraSim. Online Training Simulator.
<http://www.medsim.com/products/products.html>

[Mks06] Mentice. Ksa key surgical activities. <http://www.mentice.com/>

[Mvi06] Mentice. Vist vascular intervention system trainer.
<http://www.mentice.com/>

[Mmi06] Mentice. Mist minimally invasive surgical trainer.
<http://www.mentice.com/>.

[MPB06] MPB - Haptic Devices. Freedom 6S. www.mpb-technologies.ca/mpbt/haptics/hand_controllers/freedom/freedom.html

- [Mul98] W. Muller and U. Bockholt. The virtual reality arthroscopy training simulator. *Medicine Meets Virtual Reality*, 6:13–19, 1998.
- [Mur94] Murray, R. M., Li, Z., & Sastry, S. S. (1994). A mathematical introduction to robotic manipulation. CRC Press, Inc. Boca Raton, FL.
- [Oka03] Okamura, A., Webster, R., Nolin, J., Johnson, K., Jafry, H. The haptic scissors: Cutting in virtual environments. In IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2003. Pag. 828 – 833.
- [Par98] Park, F., Kim, J., Manipulability of Closed Kinematic Chains, in J. Mech. Des., Vol. 120, Dec. 1998.
- [Pes01] Cobot Architecture. Michael Peshkin, J. Edward Colgate, Witaya Wannasuphoprasit, Carl Moore, Brent Gillespie and Prasad Akella. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 17(4):377-390, 2001.
- [Phil99] Diana Philips Mahoney “Getting the feel of virtual surgery” Computer Graphics World October 1999.
- [Rei04] The role of haptics in immersive telecommunication environments Reiner, M.; Circuits and Systems for Video Technology, IEEE Transactions on Volume 14, Issue 3, March 2004 Page(s):392 – 401
- [Rod05]Rodriguez, A., Basañez, L. (2005). Modelo cinemático de la interface háptica PHANToM Premium 1.5/6DOF. (Tech. Rep.). Universidad Politécnica de Cataluña. Instituto de Organización y Control de Sistemas Industriales.
- [Ros99] Rosen J., Hannaford B., MacFarlane, M.P., Sinanan, M. Force Controlled and Teleoperated Endoscopic Grasper for Minimally Invasive Surgery—Experimental Performance Evaluation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 46, No. 10, October 1999
- [Sal82] Salisbury, J.K., and Craig, J. J., Articulated hands: force control and kinematic issues, Int. J. Robotics Research, Vol. 1 no. 1, 1982, pp. 4-17.
- [San06b] San Martin, J., Trivino, G., Design criteria of the application of PHANToM OMNi based in index of manipulability. Proceedings of the 3rd International Conference on Enactive Interfaces ENACTIVE 06, Nov. 2006.
- [San06c] San Martin, J., Trivino, G., A study of the Manipulability of the PHANToM OMNi Haptic Interface. Proceedings of the Third Workshop in Virtual

Reality Interactions and Physical Simulations (VRIPHYS 06) Nov. 2006, pp.: 127-128. Editor: Cesar Mendoza, Isabel Navazo. Eurographics 2006,

[San07a] San Martin, J., Trivino, G., Mechanical performance of a manipulator in virtual reality systems. 2nd International Conference on Computer Graphics Theory and Applications. GRAPP 07. March 2007.

[San07b] San Martin, J., Trivino, G., Mechanical Design of a Minimal Invasive Surgery Trainer Using the Manipulability as Measure of Optimization. Aceptado en IEEE International Conference on Mechatronics ICM 07. May 2007.

[San07c] San Martin, J., Trivino, G., Measurement of Suitability of a Haptic Device in a Virtual Reality System. Aceptado en 2nd International Conference on Virtual Reality HCII 07. July 2007.

[Sar06] Sarcos Research Corporation. Sarcos Dextrous Arm. http://www.sarcos.com/interspec_dexmaster.html

[Sat98] Richard M. Savata, M.D. "Cybersurgery. Advanced Technologies for Surgical Practice" pp. 3-17 John Wiley & Sons, New York, 1998

[Sch95] Schenker, P., Das, H., and Ohm, T. "A new robot for high dexterity microsurgery" Proceedings of the First International Conference, CVRMed '95, Nice, France April, 1995. also in Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Lecture Notes in Computer Science, Ed. Nicholas Ayache, Springer-Verlag, Berlin 1995.

[Sch04] M. Schijven, J. Jakimowicz, F. Carter How to select aspirant laparoscopic surgical trainees: Establishing concurrent validity comparing Xitact LS500 index performance scores with standardized psychomotor Aptitude Test Battery scores. Journal of Surgical Research, Volume 121, Issue 1, Pages 112-119, 2004.

[Sen04] SensAble Technologies. PHANToM OMNi User's Guide. November 2004. www.sensable.com

[Sen06a] PHANToM OMNi. SensAble Technologies. <http://www.sensable.com/haptic-phantom-omni.htm>

[Sen06b] PHANToM Desktop. SensAble Technologies. <http://www.sensable.com/haptic-phantom-desktop.htm>

[Sen06c] PHANToM Premium 6DOF. SensAble Technologies. <http://www.sensable.com/haptic-phantom-premium-6dof.htm>

[Sgi06] Symbionix. Gi mentor. http://www.symbionix.com/GI_Mentor.html

[She00] A. Sherman, M. C. Cavusoglu, F. Tendick. "Comparison of Teleoperator Control Architectures for Palpation Task." In Proceedings of the ASME Dynamic Systems and Control Division, part of the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition (IMECE 2000), Orlando, FL, November 5-10, 2000, vol. 2, pp. 1261-1268.

[She01] Sherman KP, Ward JW, Wills DPM, Mohsen AMMA, *Surgical Trainee Assessment using a VE Knee Arthroscopy Training System (VE-KATS): Experimental Results*, Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2001, 465-70, IOS Press.

[Sla06] Symbionix. Lap mentor. http://www.symbionix.com/LAP_Mentor.html

[Sob04] Sobh, T.M.; Toundykov, D.Y.; Optimizing the tasks at hand [robotic manipulators]. Robotics & Automation Magazine, IEEE Volume 11, Issue 2, June 2004 Page(s):78 – 85.

[Sta02] Staffetti, E., Bruyninckx, H. & De Schutter, J. 2002. On the Invariance of Manipulability Indices. J. Lenarcic and F. Thomas (eds.), *Advances in Robot Kinematics*, Kluwer Academic Publishers: 57-66.

[Sur06] Surgical Science. Lapsim.
<http://www.surgical-science.com/main/default/default.cfm>

[Tak85] Takagi, T; Sugeno, M., Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. Vol. SMC-15, pp. 116-132. Jan.-Feb. 1985.

[Tav04] Tavakoli, M., Patel, R.V. and Moallem M. (2004) Design Issues in a Haptics-Based Master-Slave System for Minimally Invasive Surgery. In proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA '04), pp. 371-376, New Orleans, LA.

[Tha05] Thai Pham, L. Roland, A. Benson, R. Webster, A. Gallagher, R. Haluck, "Smart Tutor: A Pilot Study of a Novel Adaptive Simulation Environment", Proceedings of the Annual Medicine Meets Virtual Reality Conference, (MMVR '2005), Long Beach, California, Sponsored by Aligned Management Association and the University of California at Irvine, January 24-29, 2005, pps. 385-389.

[Tri07] Trivino, G., San Martin, J., A Fuzzy Logic approach to the concept of Manipulability in Mechanics. Aceptado en IEEE International Conference on Fuzzy Systems, FUZZ-IEEE 2007. Pendiente de aceptación.

[Tru03] Trumbower, R., Enderle, J.D., Recent Advances and Directions in Biomedical Engineering Education, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine July/August 2003.

[Ves06] VEST system Select-IT VEST Systems AG. <http://www.select-it.de/index.php>

[Vla03a] Vlachos, K., Papadopoulos, E., Mitropoulos, D. N. Design and Implementation of a Haptic Device for Training in Urological Operations, IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 19, No. 5, October 2003.

[Vla03b] Kostas Vlachos, Evangelos Papadopoulos, and Dionissios N. Mitropoulos. Design of a 5-dof Haptic Simulator for Urological Operations IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, October 2003

[Wag04] Wagner, C.R., Lederman, S.L., Howe, R.D. Design and Performance of a Tactile Shape Display Using RC Servomotors (short paper), Haptics-e: The Electronic Journal Of Haptics Research, Vol. 3, No. 4, Aug 6, 2004. (www.haptics-e.org)

[War98] Ward J.W., Wills D.P.M., Sherman K.P., Mohsen A.M.M.A. "The development of an arthroscopic surgical simulator with haptic feedback". Future Generation Computer Systems, Elsevier, 1998; 550: 1 – 9

[Web03] Webster, R., Haluck, R., Zoppetti, G., Benson, A., Boyd, J., Charles, N., Reeser, J., Sampson, S. Haptic surgical simulator for laparoscopic cholecystectomy using real-time deformable organs. In BioMED'2003 (IASTED International Conference on Biomedical Engineering), 2003. Pag. 219 – 222.

[Wen99] J.T.Y. Wen & L.S. Wilfinger. *Kinematic manipulability of general constrained rigid multibody systems*, IEEE Trans. on Robotics and Automation, 15(3), 1999, 558--567.

[Yag95] Yager, R.R., Filev, D.P.; Essentials of Fuzzy Modeling and Control: John Wiley & Sons, 1995.

[Yok99] Y.Yokokohji, R.L.Hollis and T.Kanade, "WYSIWYF Display: A Visual/Haptic Interface to Virtual Environment," *PRESENCE, Teleoperators and Virtual Environments*, Vol.8, No.4, pp.412 - 434, 1999.

[Yos85] Yoshikawa, T.; Manipulability and redundancy control of robotic mechanisms, Robotics and Automation. Proceedings of IEEE International Conference on, Volume 2, Mar 1985 Page(s):1004 – 1009.

[Yos85b] Yoshikawa, T. “Manipulability of robotic mechanisms,” Int. J. Robot.Res., vol. 4, no. 2, pp. 3–9, 1985.

[Yos90] Yoshikawa, T.; Foundations of Robotics: Analysis and Control. Cambridge, MA: MIT Press, 1990.