

CONTROL CARTESIANO DE UN ASISTENTE ROBÓTICO PARA CIRUGÍA LAPAROSCÓPICA

†V. F. Muñoz, †I. García Morales, †C. Pérez del Pulgar, †J. M. Gómez de Gabriel, †J. J. Fernández Lozano, †A. García Cerezo, ‡C. Vara, ‡R. Toscano

†Dpto. Ingeniería de Sistemas y Automática

‡Dpto. Cirugía, Ginecología y Obstetricia

Universidad de Málaga

Plaza de El Ejido, s/n. 29013, Málaga, España.

vfmm@uma.es

Resumen: Este artículo estudia la planificación de movimientos en asistentes robóticos para el manejo de la cámara laparoscópica en cirugía mínimamente invasiva. Se centra en el problema del control cartesiano de robots dotados con muñecas pasivas. A partir de un análisis cinemático de la tarea, se propone un esquema de control cartesiano y adaptativo que planifica en línea la trayectoria de la cámara y asegura que no se saturan los actuadores durante el desplazamiento. La estrategia propuesta se ha implantado en el asistente *ERM*, con el que se ha realizado un ensayo clínico sobre treinta y dos pacientes. Copyright © 2006 CEA-IFAC

Palabras Clave: esquema de control, robots, aplicaciones médicas, control adaptativo, algoritmos de estimación.

1. INTRODUCCIÓN

La práctica de la cirugía conlleva una serie de problemas inherentes, tanto para el paciente como para el cirujano. En la larga historia de esta disciplina se han ido desarrollando soluciones a algunos de estos problemas en forma de nuevas herramientas, técnicas y procedimientos. En algunos casos, han dado pie a la aparición de especialidades distintas, o de filosofías de trabajo basadas en nuevos conceptos, como es el caso de la cirugía mínimamente invasiva. En ella se pretenden reducir las incisiones que se practican al paciente, con objeto de disminuir su tiempo de recuperación y limitar la posibilidad de complicaciones en el post-operatorio. El inconveniente de estas nuevas técnicas aparece bajo la forma de nuevas restricciones y dificultades para el trabajo del cirujano, que actualmente se solventan mediante un riguroso aprendizaje de estas prácticas quirúrgicas.

Ante esta situación, surge la idea de incorporar sistemas de ayuda a los cirujanos con el uso de nuevos procedimientos basados en la robótica. El objetivo se centra en eliminar los inconvenientes que introducen las metodologías basadas en la cirugía mínimamente invasiva para su práctica con respecto a las convencionales. Entre estos inconvenientes destacan el efecto de movimiento en espejo del instrumental, la falta de sensación de tacto, o la visión bidimensional, en un monitor, del campo de trabajo (Faraz and Payandeh, 2000).

En la actualidad se distinguen dos clases principales de sistemas robóticos para la ayuda en los procedimientos de cirugía mínimamente invasiva (Taylor and Stoianovici, 2003): i) los robots manejados por teleoperación directa y ii) los asistentes quirúrgicos auxiliares. Los sistemas enmarcados dentro de la primera de las categorías se encuentran diseñados para ser manejados a través de una estación de teleoperación con los movimientos de las manos del cirujano. El objetivo de estos sistemas

se centra en el aumento de la destreza del cirujano en el uso de ciertos instrumentos (Gunter, *et al.*, 2000). La segunda clase de sistemas robóticos trabaja codo con codo con el cirujano realizando ciertas tareas secundarias de la intervención. Esto permite al cirujano concentrarse en los aspectos realmente importantes. Entre estas tareas destaca el movimiento y posicionamiento con precisión de la cámara laparoscópica, de manera que se han diseñado brazos robóticos especializados en este tipo de trabajos (Wang and Laby, 1996), que obedecen las órdenes del cirujano mediante voz (Sackier and Wang, 1994) o gestos (Dowler and Holland, 1996).

Los asistentes robóticos para el manejo de una cámara laparoscópica se caracterizan porque describen movimientos en forma de esfera que pivotan sobre el punto de entrada del abdomen (punto de fulcro). Precisamente por esta razón están dotados de muñecas esféricas (Hurteau, *et al.*, 1994) que pueden ser actuadas o pasivas.

Un asistente robótico basado en una muñeca pasiva garantiza que no se ejerzan esfuerzos en el punto de entrada, ya que su estructura mecánica permite la acomodación al mismo. Sin embargo, cualquier incertidumbre en la posición relativa entre el asistente y el punto de fulcro, disminuye la precisión a la hora de emplazar el extremo del instrumento. Este hecho supone un peligro intrínseco para el paciente, por lo que este tipo de muñeca se suele utilizar normalmente para tareas de posicionamiento que no sean críticas, como los movimientos de navegación de la cámara laparoscópica. Efectivamente, en este tipo de acciones el riesgo se reduce a un mal centrado de la cámara con respecto al objetivo deseado.

Las muñecas actuadas, por otro lado, evitan la dificultad en la precisión del posicionamiento mencionada por medio de estructuras mecánicas especiales. Están diseñadas de tal manera que tienen un centro remoto de rotación, que debe establecerse de forma que coincida con el punto de fulcro (Taylor, *et al.*, 1995), para así evitar ejercer esfuerzos peligrosos en el cuerpo del paciente. El punto de pivote está perfectamente localizado a través del centro remoto de rotación y, de esta manera, la precisión de los movimientos esféricos de la herramienta está asegurada. Algunos de los esquemas usuales están basados en modelos de cuatro barras, como *LARS* (Taylor, *et al.*, 1995) o la denominada *robotic extender configuration* (Faraz and Payandeh, 2000). Otros enfoques utilizan elementos semicirculares para este mismo fin (Kang and Wen, 2001).

En cualquier caso, es necesario considerar una estrategia de control cartesiano para conseguir los movimientos esféricos de la herramienta quirúrgica sobre el punto de fulcro. Los esquemas clásicos se basan en el control indirecto de las coordenadas esféricas introduciendo información cinemática en el

bucle de realimentación articular. Por ejemplo, la generalización de las técnicas del jacobiano extendido (Funda, *et al.*, 1996) calcula las variables articulares generalizadas a partir de las referencias de movimiento cartesianas. Otros esquemas incluyen un bucle de control de velocidad con el propósito de seguir una trayectoria introducida a través de algún dispositivo de entrada con realimentación de esfuerzos (*haptic input device*) (Ortmaier and Hirzinger, 2000).

Por último, y como se ha mencionado, la incertidumbre en la posición del punto de inserción de la óptica tiene una fuerte influencia en la cinemática de los sistemas robóticos basados en muñecas pasivas. Por este motivo, la estrategia de control utilizada incluye normalmente un algoritmo geométrico de estimación en línea para minimizar el error de localización de dicho punto (Funda, *et al.*, 1995). Además el robot se fija mecánicamente a la mesa de operaciones con el objeto de facilitar la estimación de la posición del fulcro. El inconveniente de esta solución es que dificulta y encarece la integración del sistema robótico en el quirófano.

Este artículo se centra en la problemática que existe en el control de movimiento de un asistente quirúrgico portador de una cámara laparoscópica con muñeca pasiva. De esta forma, en el apartado dos se plantea la naturaleza de los movimientos de la cámara con este tipo de muñeca y se establecen los tipos de errores que se producen en el posicionamiento de la óptica. En el tercer apartado se propone un esquema de control de movimientos que al mismo tiempo que estima en línea la posición del fulcro, solventa el problema colateral del error de la orientación de la óptica, no tratado en otros enfoques. Como efecto práctico, con la metodología propuesta se evita la necesidad de fijar el robot a la mesa de operaciones, lo que repercute en la sencillez de puesta en marcha del sistema y que en el quirófano no se requiere ningún tipo de instalaciones especiales para su utilización. Esto hace que el prototipo de asistente laparoscópico desarrollado se distinga en este aspecto de otros sistemas comerciales. En el apartado cuatro se propone un algoritmo para ajustar los parámetros del controlador de manera que se asegura que los actuadores no se saturen, garantizando así las trayectorias deseadas. Este algoritmo se basa en el concepto de manipulabilidad. A continuación, se describe la implantación del sistema propuesto en el asistente robótico *ERM* así como los ensayos clínicos que se han realizado con el mismo. El artículo termina con unas breves conclusiones.

2. NAVEGACIÓN DE CÁMARAS EN ROBOTS BASADOS EN MUÑECAS PASIVAS

La tarea denominada como *navegación laparoscópica* consiste en el posicionamiento de la cámara, con el objetivo de dirigir la óptica hacia una

estructura anatómica dentro de la cavidad abdominal, y permita, de esta manera, mostrar al cirujano la zona de interés en cada momento de la intervención. La muñeca del robot emula los movimientos que realizaría un cirujano si tuviera que mover la cámara él mismo. Como se ha comentado en la introducción, estos desplazamientos se encuentran contenidos en la superficie de una esfera centrada en el punto de inserción de la óptica, lo que introduce una restricción de movimiento holonómica. La muñeca pasiva se acomoda a esta limitación de tal manera que la localización del extremo de la óptica se determina tan sólo mediante la posición relativa de la cámara con respecto a su punto de entrada (Fundá, *et al.*, 1995). Lo expuesto anteriormente, se detalla en la Figura 1, donde se ha introducido el sistema de referencia de la tarea unido al punto de fulcro, para poder especificar la localización relativa de la cámara a través de las coordenadas esféricas α (ángulo de orientación), β (ángulo de altitud) y ρ (llamada distancia exterior y definida como la distancia existente desde el centro de rotación de la muñeca pasiva hasta el punto de fulcro, a lo largo de la óptica) (Hurteau, *et al.*, 1994). Como se verá en el apartado 5.1, los ángulos α y β pueden calcularse a partir de la lectura de los sensores internos del robot, si bien no ocurre lo mismo con el valor de ρ .

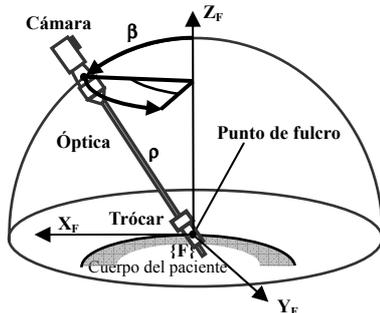


Figura 1. Coordenadas esféricas en la navegación de la cámara laparoscópica.

Para poder realizar la planificación de trayectoria, deben conocerse las localizaciones de los sistemas de coordenadas asignados a la cámara y al fulcro con respecto a la base del robot. La cámara se encuentra fijada a la muñeca pasiva, y por tanto, su localización viene definida por la cinemática directa del robot. Sin embargo, el sistema de coordenadas del fulcro no se encuentra unido a ningún elemento del robot, sino que está situado en el trócar que se inserta en el cuerpo del paciente, y por tanto, su posición absoluta exacta resulta incierta. Esta circunstancia ejerce una fuerte influencia en la precisión a la hora de alcanzar una coordenada esférica dada. Una localización errónea del sistema de coordenadas del fulcro, implica una imprecisión en el posicionamiento de la cámara, que conlleva un error en los valores medidos de las coordenadas esféricas de orientación y altitud. De esta manera, el error de estimación de la distancia exterior ρ provoca unos efectos no deseados en la planificación, tal y como se muestran en la Figura 2.

Los esquemas de la Figura 2 muestran un movimiento de la cámara consistente en la variación del ángulo de altitud, β , desde la coordenada A hasta la coordenada B , y suponiendo un ángulo de orientación α nulo. La magnitud ρ' representa la distancia exterior estimada, mientras que ρ es la distancia exterior real, de tal forma que ρ_e constituye el error de estimación cometido. Estas tres magnitudes verifican la expresión: $\rho = \rho' + \rho_e$. El esquema de la izquierda de la mencionada figura considera un valor positivo de ρ_e , mientras que el derecho representa un valor negativo para esta magnitud. En ambos casos, el sistema calcula una trayectoria de arco de círculo errónea, ya que utiliza como radio del giro el valor estimado ρ' , y por tanto se produce un giro alrededor de una posición del fulcro incorrecta F' (línea continua). El punto de fulcro está situado realmente en F , de tal manera que si se considera la distancia a la cámara ρ , se obtiene un movimiento ideal que está representado mediante línea discontinua.

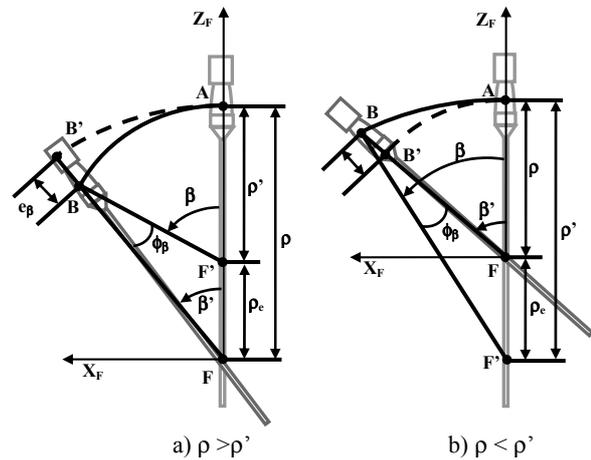


Figura 2. Efecto del error de estimación en la distancia exterior.

Por tanto, y tal como se observa en las figuras mencionadas, este error en el cálculo de la distancia exterior, ρ_e , provoca dos tipos de efectos en el posicionamiento de la cámara laparoscópica:

- i. Un error de altitud ϕ_β , definido como la diferencia entre el ángulo de altitud obtenido β' y el ángulo deseado β .
- ii. Un error de inserción debido a la desviación que se produce de la trayectoria ideal al final del movimiento (distancia euclídea entre B y B').

Mediante consideraciones geométricas, para un desplazamiento de altitud determinado β , se obtienen las coordenadas cartesianas de los dos puntos B y B' con respecto a un sistema de referencia situado en la posición del punto de fulcro real F :

$$\begin{aligned} B &= (x_B, z_B) = (\rho' \sin \beta, \rho_e + \rho' \cos \beta) \\ B' &= (x'_B, z'_B) = ((\rho_e + \rho') \sin \beta', (\rho_e + \rho') \cos \beta') \end{aligned} \quad (1)$$

donde el ángulo de altitud obtenido β' se define:

$$\beta' = \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{x_B}{z_B} \right) = \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\rho' \sin \beta}{\rho_e + \rho' \cos \beta} \right) \quad (2)$$

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, el error de altitud, ϕ_β , se define mediante la expresión (3).

$$\phi_\beta = \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\sin(\beta - \beta')}{\cos(\beta - \beta')} \right) = \operatorname{tg}^{-1} \left(\frac{\rho_e \cdot \sin \beta}{\rho' + \rho_e \cdot \cos \beta} \right) \quad (3)$$

La Figura 3 representa el comportamiento del error de altitud mediante un conjunto de isolíneas que se determinan a partir de la variación tanto del ángulo de altitud β (representado en el eje horizontal desde 0° hasta 90°) como de la distancia exterior ρ (en el eje vertical, desde 130 mm a 280 mm). Las líneas de contorno se han etiquetado con el error cometido (en grados) asociado, de tal forma que las isolíneas continuas corresponden a un error de distancia exterior igual a 20 mm, mientras que las discontinuas se refieren a un error igual a 50 mm.

Si se realiza un estudio preliminar de la expresión (3) se llega a la conclusión de que la relación entre ρ y ρ_e ejerce una fuerte influencia en el error de altitud. En concreto, a medida que el cociente ρ_e / ρ se incrementa, ϕ_β aumenta con mayor rapidez. De esta manera, en la Figura 3 se observa como las isolíneas están más cerca entre sí cuando la distancia exterior adopta su valor mínimo (ρ igual a 130 mm).

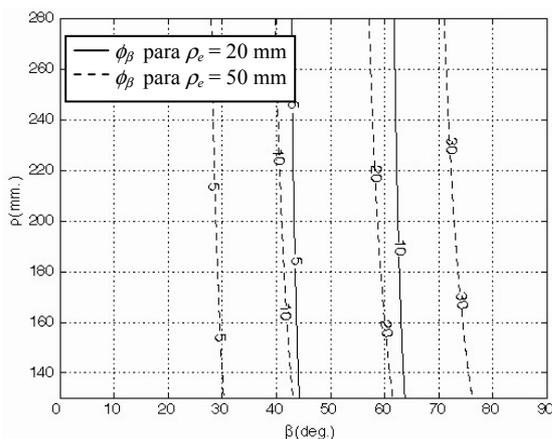


Figura 3. Error de altitud ϕ_β para ρ_e igual a 20 mm y a 50 mm.

Por otro lado el error de inserción cometido e_β , debido a la desviación respecto a la trayectoria ideal, se define como la diferencia entre la distancia exterior real ρ y el módulo del punto objetivo B .

$$e_\beta = \|B' - B\| = \rho - \|B\| = \rho' + \rho_e - \sqrt{(\rho' \sin \beta)^2 + (\rho_e + \rho' \cos \beta)^2} \quad (4)$$

La Figura 4 también utiliza la representación mediante isolíneas para caracterizar el error de inserción e_β . El rango de variación de β y ρ , los valores para ρ_e , y el tipo de isolínea son similares a los descritos para la figura anterior. Las etiquetas asociadas muestran el valor absoluto del error de inserción expresado en milímetros.

A diferencia del error de altitud, este efecto no tiene una influencia sustancial en el error de la distancia exterior ρ_e , y se puede considerar como una función que depende del incremento del ángulo de altitud realizado y del error cometido en la estimación actual de la distancia exterior. Sin embargo, constituye una fuente potencial de peligros mayores que el error de altitud debido a que una inserción superior a la deseada implica un desplazamiento no controlado del extremo de la óptica que puede dañar algún órgano interno. Un error de altitud, por otro lado, tan sólo provoca que el punto de interés no esté bien centrado.

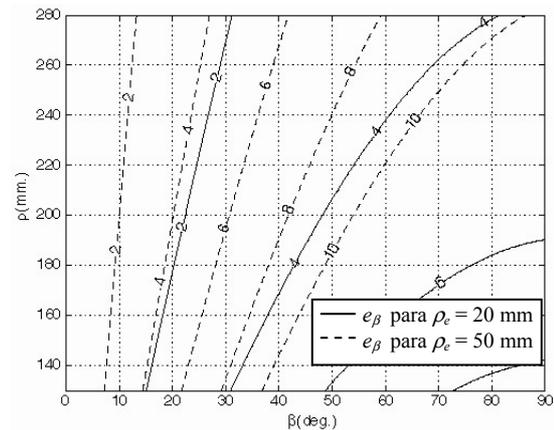


Figura 4. Error e_β para ρ_e igual a 20 mm y a 50 mm.

Las expresiones (3) y (4) proporcionan los errores de altitud y de penetración de la óptica para cualquier valor de ángulo de orientación, así como para cualquier incremento de altitud. De forma similar, con estas expresiones puede obtenerse un análisis para un movimiento en que se modifique tan sólo el ángulo α , proporcionando los errores cometidos en la orientación y en la inserción (denominados ϕ_α y e_α), con tan sólo sustituir α por β en dichas expresiones.

Finalmente, el error de inserción conlleva un efecto de acoplamiento entre los ángulos de orientación y de altitud. Un movimiento de orientación causa una modificación no deseada en la altitud. La Figura 5 ilustra esta situación, y muestra un desplazamiento en la orientación desde la posición inicial A hasta la posición final B . El esquema de la izquierda (5.a) muestra una vista en planta del mencionado movimiento (plano $X_F - Y_F$), donde F y F' conservan su significado anterior. Por otro lado η y η' son las

proyecciones de ρ y ρ' respectivamente. Este esquema se interpreta de forma similar al de la Figura 2. El movimiento de la cámara comienza en la posición A , y el planificador de trayectorias utiliza η' y F' para computar la orientación objetivo B . Sin embargo, la desviación de la trayectoria e_α de la posición objetivo deseada B' conlleva un cambio en la altitud γ que se muestra en el esquema de la derecha 5.b.

De esta forma, el cambio de altitud definido, desde un punto de vista geométrico, es una función de la desviación de la trayectoria e_α , el ángulo de altitud β en el punto A , y el ángulo de altitud nuevo β' medido después del movimiento de orientación al punto objetivo B :

$$\gamma = \text{tg}^{-1} \left(\frac{\sin(\beta - \beta')}{\cos(\beta - \beta')} \right) = \text{tg}^{-1} \left(\frac{e_\alpha \cdot \cos \beta}{\rho' + \rho_e - e_\alpha \cdot \sin \beta} \right) \quad (5)$$

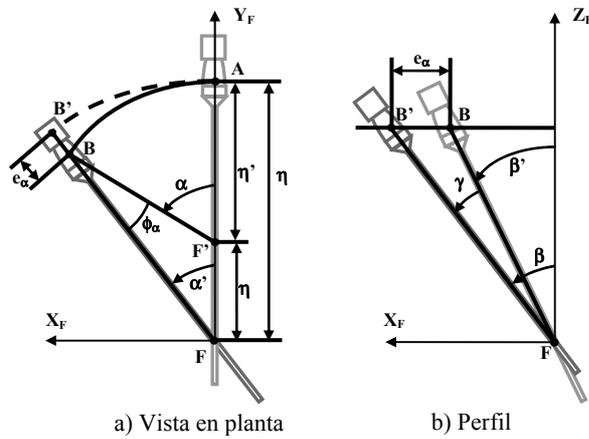


Figura 5. Error de altitud debido a un movimiento de orientación de la cámara.

Un estudio de la expresión (5) muestra que el efecto del acoplamiento es una magnitud despreciable incluso en la peor situación. Es necesario un incremento de sesenta grados en la orientación para una variación en altitud de un grado.

El análisis geométrico desarrollado en este apartado concluye que un error en la distancia exterior provoca una influencia significativa en los errores de orientación y altitud. Sin embargo, tiene una importancia menor para el efecto de acoplamiento. Por tanto, se puede diseñar un controlador cartesiano desacoplado: uno para eliminar los errores de orientación y otro para los errores de altitud.

3. CONTROL DE MOVIMIENTO

En la mayoría de los casos, las estrategias de control utilizadas para compensar los errores de penetración y de orientación debidos a la incertidumbre de la posición del punto de pivote, se basan en enfoques geométricos que determinan la distancia de la óptica

exterior al abdomen ρ (Ortmaier and Hirzinger, 2000 y Wang and Laby, 1998). Concretamente, su objetivo consiste en calcular la distancia entre dos vectores consecutivos de orientación del eje de la óptica. Se supone que el punto de fulcro se encuentra en el punto medio del segmento que los une. De esta forma, en cada movimiento de la cámara se actualiza la estimación del punto de inserción. Sin embargo, este enfoque no compensa las imprecisiones de la localización del fulcro durante el movimiento actual. Dichas imprecisiones se originan por factores como ruidos en los sensores incorporados o desplazamientos del punto de entrada debidos a la respiración del enfermo.

El esquema de control que se propone en este artículo se ha diseñado para compensar los errores de orientación, de altitud y de penetración. Una primera versión del mismo, particularizada para los movimientos de altitud, aparece en la Figura 6. Dicho esquema se fundamenta en el uso de un planificador de trayectorias cartesianas que, conectado al robot, se encarga de que la muñeca de éste realice el movimiento esférico, siguiendo la respuesta temporal de un sistema de primer orden. En otras palabras, si L_r representa la longitud de arco que hay que recorrer para alcanzar la coordenada esférica objetivo, el efector final del robot, gracias a la actuación del mencionado planificador, recorrerá la longitud de arco siguiendo la dinámica impuesta $L_s(t)$. Supuesto un error de estimación ρ_e nulo, según la Figura 2 para el caso de la variable esférica β , la altitud de la óptica en cada instante de tiempo resulta del cociente de la longitud de arco recorrida $L_s(t)$ entre la distancia exterior real ρ ($\beta = L_s(t)/\rho$). Por tanto, bajo la suposición mencionada, en la Figura 6 se puede apreciar un esquema de control en bucle abierto de la altitud de la óptica, donde K_ρ debiera tomar el valor de la distancia exterior ρ , magnitud que se aproxima gracias al uso de un estimador geométrico que se representa en la esquina superior derecha de la mencionada figura.

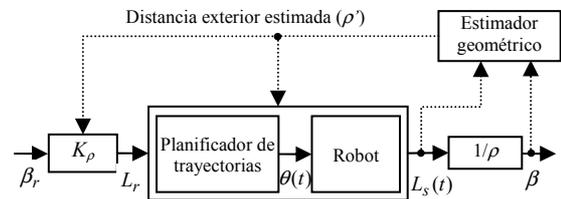


Figura 6. Esquema de control en bucle abierto del sistema.

La Figura 7 representa el planificador de trayectorias mencionado anteriormente, que impone a la longitud de arco recorrida, el comportamiento detallado por la expresión (6).

$$L(t+T) = e^{-T/\tau} L(t) + K(1 - e^{-T/\tau}) L_r \quad (6)$$

En la expresión anterior, τ y K son respectivamente la constante de tiempo y la ganancia estática del sistema de primer orden impuesto y T corresponde al tiempo de muestreo, que debe ser al menos 10 veces menor que la constante de tiempo del sistema, τ , para poder considerar al sistema como en tiempo continuo, según se establece empíricamente. Por otra parte, según el esquema presentado en la Figura 6, se puede establecer que con una ganancia estática K igual a la unidad se asegura que, según la expresión (6), se alcanza la referencia objetivo L_r en bucle abierto.

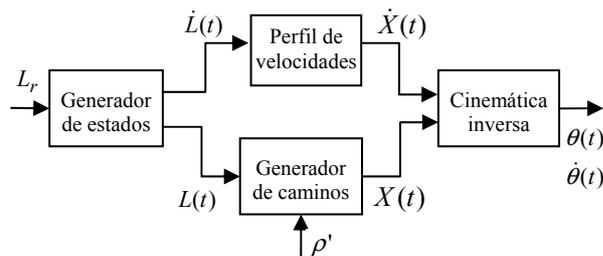


Figura 7. Esquema del planificador de trayectoria.

De esta forma, tal y como se muestra en la Figura 7, el *generador de estados* calcula una consigna de arco planificada, $L(t)$, y una velocidad, $\dot{L}(t)$, para el efector final del robot. A continuación, el *generador de caminos* y el *perfil de velocidades*, por medio de una estimación de la *distancia exterior* ρ' , transforman las referencias esféricas en posiciones y velocidades cartesianas del efector final ($X(t)$, $\dot{X}(t)$). Finalmente, el bloque etiquetado con *cinemática inversa*, calcula los vectores articulares requeridos ($\theta(t)$, $\dot{\theta}(t)$) para el movimiento planificado.

El generador de trayectorias propuesto, ligado al controlador articular de bajo nivel del robot, debe ser capaz de realizar un desplazamiento dado con la dinámica temporal impuesta, en la ecuación (6), para una constante de tiempo, τ , determinada. Esta acción es posible ajustando los parámetros del mencionado controlador articular y seleccionando un valor adecuado para τ tal que no sature los actuadores del robot, cuestión que se abordará en el apartado 4. Sin embargo, el esquema de control en bucle abierto presentado en la Figura 6 no garantiza que se alcance la coordenada esférica objetivo, ya que para ello, el cociente entre la *distancia exterior* estimada, ganancia K_p , y la real, ρ , debería ser la unidad. Este hecho es difícil de conseguir debido a que existe un error de estimación y, además, como consecuencia del mismo, la distancia exterior real varía a lo largo del movimiento según el estudio realizado sobre el error de inserción y reflejado en la expresión 4.

Para alcanzar la posición objetivo, a pesar del error de estimación de la *distancia exterior*, se ha añadido una ley de control *PI* al controlador cartesiano en bucle abierto presentado anteriormente, tal y como se

muestra en la Figura 8. Este esquema se considera genérico y por tanto es válido tanto para el movimiento de orientación como para el de altitud.

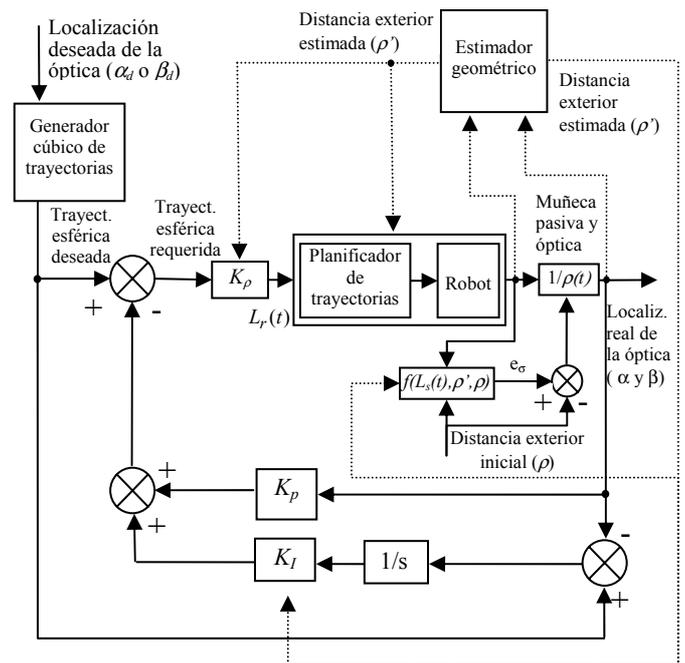


Figura 8. Esquema adaptativo para el control de movimiento cartesiano.

De esta forma, este nuevo controlador cartesiano, considerando como entrada la localización deseada de la óptica (α_d o β_d), genera una trayectoria esférica suave que se utiliza como referencia para la ley de control *PI* (*trayectoria esférica deseada*). El bucle de control realimenta la localización real de la óptica (α o β) para calcular la *trayectoria esférica referida*, utilizada para eliminar el error de localización debido a la incertidumbre de la *distancia exterior* ρ . Dicha trayectoria esférica se convierte a *longitud de arco requerida* L_r a través de la ganancia K_p . Esta nueva magnitud entra al bloque formado por el *planificador de trayectorias* y el *robot*, como ya se ha explicado anteriormente, para que el efector final recorra la longitud de arco especificada siguiendo una ley temporal propia de un sistema de primer orden. Este comportamiento se ha impuesto con el objeto de simplificar el posterior diseño de la ley de control.

El efecto de la muñeca pasiva, en conjunción con la óptica al pivotar sobre el fulcro, produce un ángulo de altitud o de orientación, según el movimiento, inversamente proporcional a la distancia exterior real al fulcro, $\rho(t)$. Esta distancia varía a lo largo del movimiento debido a la desviación en la planificación efectuada con respecto a la trayectoria ideal. Este efecto, en el caso de un movimiento de altitud se detalló en la Figura 2, a partir de la cual se obtuvo el error de inserción e_β cuya magnitud se especifica en la expresión (4). De forma genérica, esta expresión aparece en la Figura 8 como $e_\sigma = f(L_r(t), \rho', \rho)$ que se obtiene al sustituir en la ecuación (4) β por $L(t) \cdot \sigma$ (donde σ puede referirse tanto a α

como a β), y ρ representa la distancia exterior real al principio del movimiento.

Tal y como muestra el estudio expuesto en la Figura 4 sobre el error de inserción, para movimientos de altitud de amplitud inferior a 20 grados, e_β no resulta significativo en comparación con otros efectos no tomados en consideración en el mencionado análisis como la interacción de los cirujanos durante la intervención, que pueden mover de forma fortuita la posición del punto de fulcro o ejercer fuerzas sobre la óptica.

De esta forma, para diseñar la ley de control adaptativa PI se ha considerado la distancia ρ constante durante todo el movimiento y se ha utilizado la metodología de *Ackerman* para la asignación de polos, de acuerdo con una estrategia *dead-beat*. De esta manera, las ganancias del controlador PI de la Figura 8 adoptan las siguientes expresiones:

$$K_I = \frac{\rho}{(e^{-T/\tau} - 1) \cdot \rho'}; \quad K_P = \frac{e^{-T/\tau} + 1}{1 - e^{-T/\tau}} \quad (7)$$

En la expresión obtenida para K_I se aprecia que la relación entre ρ y ρ' compensa la desviación que se produce por una estimación errónea del radio de giro. Para conseguir este objetivo, el valor que se utiliza para ρ es la estimación geométrica realizada en línea, mientras que para ρ' se utiliza el radio de giro empleado para planificar el movimiento actual.

De esta manera, la misión del estimador geométrico representado en la Figura 8 se divide en tres aspectos: i) establecer el valor de la ganancia K_ρ , ii) ajustar la ley de control PI para mantener las especificaciones de control, y iii) actualizar la estimación de la distancia exterior ρ , variable utilizada por el generador de trayectorias. Para su implantación se ha utilizado una metodología basada en mínimos cuadrados recurrentes en la que distancia exterior ρ se presenta como la ganancia estática a estimar de un sistema lineal de primer orden.

Cabe destacar que se debe implantar el esquema de control descrito y presentado en la Figura 8 para cada una de las variables esféricas a controlar, α y β , de forma que ambos controladores funcionarán de forma concurrente durante todo el movimiento. De este modo se evitan posibles acoplamientos por perturbaciones fortuitas en desplazamientos puros de orientación y altitud, ya que mientras una variable se controla para seguir una determinada trayectoria, la otra se regula para mantener su valor actual.

En resumen, el esquema de control propuesto aborda el problema de la compensación de los errores de orientación, altitud y penetración a través de dos acciones fundamentales: en primer lugar, mediante el uso de la ganancia K_ρ , obtenida mediante el

estimador geométrico, y basada en un esquema de control en bucle abierto; y en segundo lugar incluyendo un compensador PI que realimenta la localización actual de la óptica. El diseño de este compensador se ha simplificado gracias a la introducción del planificador de trayectorias, que impone al movimiento del robot una dinámica conocida, sencilla y específica. Para finalizar, esta redundancia confiere al sistema una mayor inmunidad ante posibles perturbaciones que afecten a la posición del punto de inserción.

4. AJUSTE DEL GENERADOR DE TRAYECTORIAS

Como se ha mencionado en el apartado anterior, la elección de la constante de tiempo τ del generador de trayectorias (ver expresión (6)) se define como un factor crítico a la hora de considerar la saturación de los actuadores. De este modo, se requiere el cálculo de una velocidad cartesiana máxima que no supere el límite de la velocidad articular que pueden desarrollar los motores.

Un brazo manipulador se comporta como un amplificador mecánico que transforma las velocidades articulares al ámbito cartesiano, siguiendo el modelo establecido por su matriz jacobiana. En este sentido, el conjunto de todos los vectores de velocidades articulares de norma la unidad, dado por la siguiente expresión:

$$\dot{q}^t \cdot \dot{q} = 1, \quad (8)$$

se convierte, en el espacio cartesiano, en una forma cuadrática que define un elipsoide (Yoshikawa, 1985), tal y como aparece en la expresión (9) y que es conocida como elipsoide de manipulabilidad.

$$v^t \cdot (J \cdot J^t)^{-1} \cdot v = 1 \quad (9)$$

J representa la matriz jacobiana del manipulador y v es el vector de velocidades del efector final en el espacio cartesiano.

La dirección de los ejes principales del elipsoide especificada en (9) se definen a través de los autovectores de la matriz $J \cdot J^t$, mientras que la dimensión de los semiejes viene dada por los valores singulares, μ_i , de J :

$$\mu_i = \sqrt{\lambda_i(J \cdot J^t)} \quad (10)$$

donde $\lambda_i(J \cdot J^t)$ es un autovalor genérico de $J \cdot J^t$.

La relación, ψ , entre el módulo de las velocidades articulares $\|\dot{q}\|$ y cartesianas $\|v\|$ depende tanto de la localización actual del efector final del

manipulador como de la dirección en la que se desea efectuar el próximo movimiento. Es decir:

$$\psi = \frac{\|v\|}{\|\dot{q}\|} = \frac{1}{\sqrt{u^t \cdot (J \cdot J^t)^{-1} \cdot u}}, \quad (11)$$

donde u es un vector unitario que define la dirección instantánea del próximo movimiento de la trayectoria a ejecutar.

Desde el punto de vista geométrico, este factor representa la distancia desde el centro del elipsoide hasta el punto donde una recta con dirección u corta al mismo. La Figura 9 representa el caso bidimensional del problema propuesto, en el que se han representado los semiejes del elipsoide, a y b , el vector unitario u antes mencionado y el factor de transformación ψ asociado.

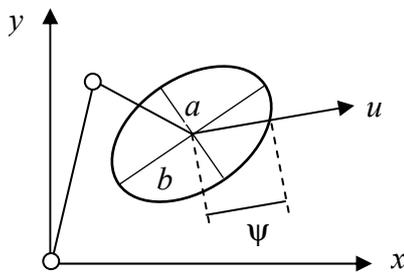


Figura 9. Caso bidimensional del elipsoide de manipulabilidad.

A partir de la expresión (12), se obtiene la velocidad cartesiana límite (v_{max}) que desarrolla el efector final, cuando los actuadores alcanzan su velocidad máxima (\dot{q}_{max}):

$$\|v_{max}\| = \psi \cdot \|\dot{q}_{max}\| \quad (12)$$

Para calcular la velocidad cartesiana máxima de una trayectoria debe tenerse en consideración que cada punto de la misma tiene asociado un factor de transformación, ψ , diferente. Para que no se saturen los actuadores, se elige el caso más desfavorable, definido como el mínimo de los factores de transformación asociados a cada punto de la trayectoria. Esto se debe a que el límite superior de velocidad cartesiana para dicha trayectoria corresponde a la mínima amplificación de velocidades articulares a cartesianas. Para ello, se requiere conocer de antemano la trayectoria que realizará el efector final.

El esquema de control del movimiento cartesiano propuesto en el apartado anterior planifica la trayectoria del efector final en línea, en función de la realimentación sensorial de la muñeca pasiva, es decir, no existe una trayectoria planificada. Por tanto, para cubrir todas las trayectorias posibles, se requiere un estudio del espacio de trabajo de la tarea.

Por cada punto del espacio de la tarea existen infinitas posibilidades para realizar el próximo movimiento. Con el objeto de simplificar esta cuestión, se considera asociada a cada postura del manipulador una esfera en el lugar del elipsoide definido en la expresión (9). De esta manera, se tiene un único factor de transformación por cada coordenada cartesiana. Esta esfera se construye con un radio igual al semieje menor del elipsoide.

La metodología para el estudio propuesto consiste en hacer discreto el espacio de la tarea y trasladarlo al ámbito articular. Con la simplificación considerada, a cada configuración del manipulador le corresponde un único factor de transformación ψ . El mínimo de todos ellos, ψ_{min} , corresponde al peor de los casos de amplificación articular a cartesiana. De esta forma, y teniendo en cuenta la expresión (12) para el cálculo de v_{max} , τ se calcula de la siguiente manera:

$$\tau = \frac{l}{\|v_{max}\|} \quad (13)$$

donde l es la longitud del arco recorrido.

En el apartado 5.2 se concreta el método propuesto basado en la manipulabilidad para el asistente quirúrgico desarrollado por los autores de este trabajo.

5. IMPLANTACIÓN

El esquema de control cartesiano propuesto se ha implantado en la arquitectura de control de movimiento del manipulador *Endoscopic Robotic Manipulator (ERM)* (Muñoz, *et al.*, 2003). En los siguientes subapartados se va a detallar, en primer lugar, la estructura cinemática del robot, así como la arquitectura de control empleada. A continuación se obtiene el factor de transformación ψ definido en el apartado anterior para el caso concreto del *ERM*.

5.1. El robot ERM

Este robot se ha diseñado y construido íntegramente en la Universidad de Málaga, con el propósito de funcionar como asistente en cirugía laparoscópica moviendo la cámara (Muñoz, *et al.*, 2003). Se trata de un robot compuesto por cinco grados de libertad (ver Figura 10), divididos en dos componentes: tres grados de libertad activos (d_1, θ_2, θ_3) con una configuración *PRR* clásica, encargados del posicionamiento de la cámara laparoscópica, y una muñeca pasiva de dos grados de libertad (θ_4, θ_5) perpendiculares entre sí, para lograr la orientación requerida. Tanto los grados de libertad activos como pasivos se encuentran dotados de codificadores angulares de posición, de manera que la orientación y altitud reales de la cámara (variables esféricas α y β

de la Figura 1) se pueden calcular en todo momento mediante las siguientes expresiones:

$$\begin{aligned}\alpha &= \theta_2 + \theta_3 + \theta_4 \\ \beta &= -\theta_5\end{aligned}\quad (14)$$

La articulación prismática del manipulador se consigue a través de un desplazador lineal accionado por un motor con reducción, similar a los encargados de las articulaciones rotacionales.

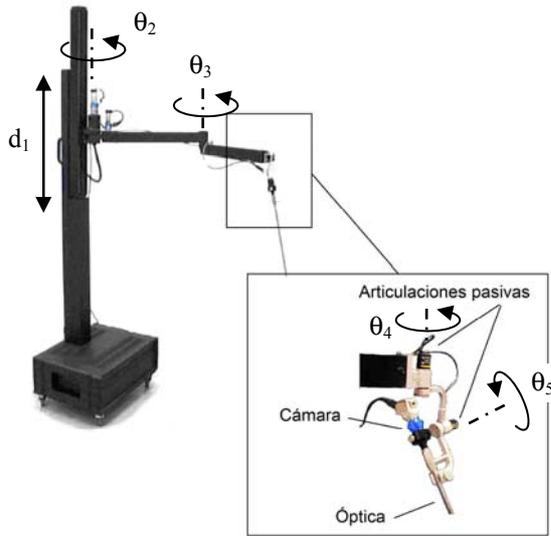


Figura 10. Asistente robótico ERM

El interfaz del robot con el usuario permite dos modos de funcionamiento: a través de órdenes verbales, y mediante el movimiento de un *joystick*. En cuanto al primer modo de funcionamiento, se han considerado seis instrucciones de voz básicas: *arriba*, *abajo*, *izquierda*, *derecha*, *dentro* y *fuera*. Todas ellas producen un movimiento del robot que corresponde a un incremento del extremo de la óptica en la dirección seleccionada en función de la distancia al punto de fulcro estimada. De este modo, un movimiento de la óptica hacia la izquierda o la derecha implica un desplazamiento que modifica únicamente la variable esférica α en una determinada magnitud. En el caso de las órdenes *arriba* y *abajo*, β es la variable esférica afectada. Por último, las órdenes *dentro* y *fuera* suponen una modificación de la variable esférica ρ . Por el contrario, con el *joystick* se proporciona un movimiento continuo del extremo de la óptica, hasta que éste deje de actuarse.

Ambos modos de funcionamiento generan las coordenadas esféricas de destino, que son utilizadas como referencias por un microprocesador, en el que se lleva a cabo el control de movimientos cartesianos según el esquema de control presentado en el apartado 3. Éste compensa los errores de orientación de la óptica a pesar de la incertidumbre actual en la distancia exterior ρ . De esta forma, aunque las órdenes verbales se traducen a posiciones esféricas

absolutas, el funcionamiento concurrente de los controladores diseñados para cada una de las variables esféricas, garantiza que las magnitudes no afectadas por la orden emitida permanecen en su posición de referencia inicial. Esto es necesario, ya que aunque el análisis teórico muestra que el acoplamiento entre las variables α y β no es significativo, en la práctica influyen otros factores externos no considerados en el estudio descrito como la interacción de los cirujanos durante la intervención, que pueden mover de forma fortuita la posición del punto de fulcro o ejercer fuerzas sobre la óptica. Así, con la estrategia de control elaborada, los movimientos producidos son puramente horizontales, verticales, o de inserción, ya que en caso contrario desconcertaría al cirujano a la hora de enfocar la zona de interés del interior del abdomen. Por último, las consignas de posición y velocidad articular resultantes son enviadas a unos controladores *PID* que generan una señal *PWM*. Estas señales son amplificadas por un módulo de potencia y posteriormente son dirigidas a los motores, cuya posición se realimenta a los *PID* a través de *encoders* angulares (ver Figura 11).

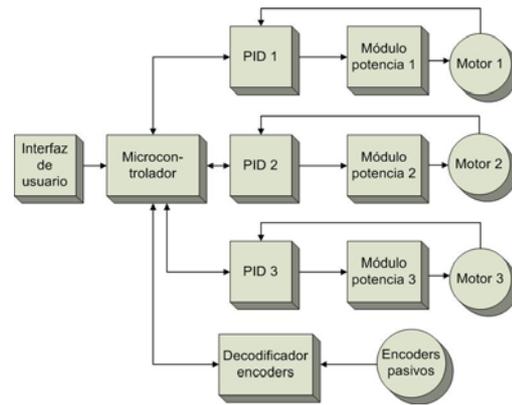


Figura 11. Arquitectura de control del ERM

5.2. Cálculo del factor de transformación

Para el cálculo del factor de transformación ψ propuesto en el apartado 4, y teniendo en cuenta la configuración *PRR* del robot ERM, el problema se ha dividido en dos partes: por un lado, se ha considerado el movimiento en el eje z (articulación prismática) y por otro, se ha estudiado el plano xy . Ambos movimientos se encuentran desacoplados, y sus velocidades se definen a través de las siguientes expresiones:

$$\begin{aligned}\begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{pmatrix} &= J(\theta_2, \theta_3) \cdot \begin{pmatrix} \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix} \\ \dot{z} &= \dot{d}_1\end{aligned}\quad (15)$$

De esta forma, las velocidades cartesianas en los ejes x e y dependen exclusivamente de las variables articulares de posición y velocidad de la segunda y

tercera articulación, a través del jacobiano $J(\theta_2, \theta_3)$. La velocidad en el eje z es directamente la velocidad de la primera variable articular.

El cálculo del factor de transformación ψ pretende aportar la relación entre la velocidad máxima que desarrollan los motores y su correspondiente velocidad cartesiana. Sin embargo, los motores poseen sendas reductoras y la articulación prismática se encuentra basada en un desplazador lineal. Esta circunstancia se modela a través de la siguiente expresión matricial que relaciona el vector de valores articulares, $(d_1 \ \theta_2 \ \theta_3)^t$, con los valores del actuador, $(\theta_{1a} \ \theta_{2a} \ \theta_{3a})^t$:

$$\begin{pmatrix} d_1 \\ \theta_2 \\ \theta_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{p}{2\pi k} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{k} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{k} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \theta_{1a} \\ \theta_{2a} \\ \theta_{3a} \end{pmatrix} \quad (16)$$

Donde p es el paso del desplazador lineal (igual a 20 mm por revolución) y k es la reducción de los motores (111:1).

A la vista de la expresión (15), el factor de transformación para el eje z , ψ_z , queda:

$$\psi_z = \frac{p}{2 \cdot \pi \cdot k} = \frac{10}{\pi \cdot 111} = 0.029 \quad (17)$$

Por otro lado, para calcular el mínimo factor de transformación en el plano xy , se ha seguido la metodología propuesta en el apartado 4.

En la Figura 12 se muestra el espacio de trabajo de la tarea para un punto de inserción determinado. Sin embargo, como tan sólo se conoce una estimación de dicho punto y además este punto es diferente en cada caso, se hace un estudio del espacio de trabajo completo, mostrado en la figura mencionada.

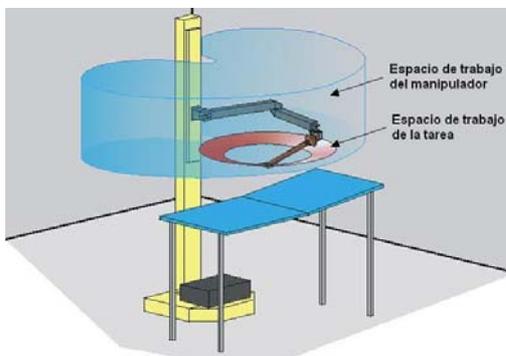


Figura 12. Espacio de trabajo del robot *ERM*

En este estudio se han eliminado las zonas del espacio de trabajo cercanas a las singularidades, debido a que en el funcionamiento habitual del

manipulador se han evitado dichas posiciones. De esta forma, se ha calculado el factor de transformación ψ_{xy} para los siguientes valores:

$$\begin{aligned} -90^\circ < \theta_2 < 90^\circ \\ -170^\circ < \theta_3 < -5^\circ, \quad 5^\circ < \theta_3 < 170^\circ \end{aligned} \quad (18)$$

El resultado se refleja en la gráfica de la Figura 13, que muestra la evolución del semieje menor de la elipse para cada configuración articular dentro del espacio de trabajo.

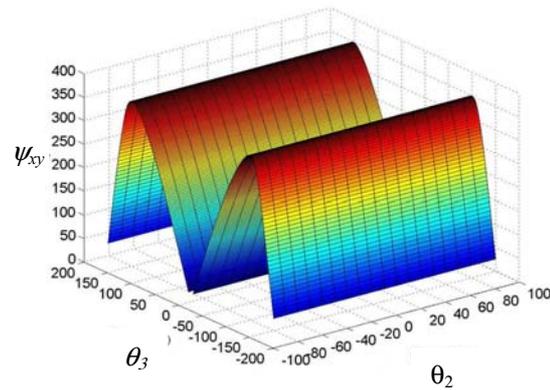


Figura 13. Semieje menor de la elipse de manipulabilidad para el plano xy

En la mencionada figura se observa que el factor de transformación ψ_{xy} no depende de θ_2 , y el mínimo valor que toma, 0.17, resulta superior al obtenido para el eje z . De esta forma, el mínimo factor de transformación para el espacio de trabajo considerado se define mediante la siguiente expresión:

$$\psi_{\min} = \min(\psi_z, \psi_{xy}) = \psi_z \quad (19)$$

Si se toma el factor mínimo del manipulador ψ_{\min} , junto a la velocidad máxima de los motores $\theta_{a\max}$, se calcula la velocidad cartesiana máxima v_{\max} según la expresión:

$$v_{\max} = \psi_{\min} \theta_{a\max} = 3.04 \text{ m/s} \quad (20)$$

Y por tanto, según la expresión (13), se obtiene, a partir de v_{\max} el valor de τ requerido para recorrer una longitud de arco l determinada y que no sature a los actuadores.

6. EXPERIMENTOS

Una vez implantado el sistema de control propuesto en el asistente robótico *ERM*, se han efectuado experimentos tanto *in vitro* como *in vivo*. Los primeros se realizaron en el laboratorio sobre simuladores de pacientes, mientras que para los

segundos se han utilizado animales y se han realizado en un quirófano experimental.

Los experimentos de laboratorio se han dedicado a verificar el funcionamiento del método adaptativo propuesto. La Figura 14 muestra la respuesta temporal del robot ante un movimiento que modifica la elevación (β) desde -48.1 grados a -43.1 grados. Los parámetros del controlador se han establecido para alcanzar la referencia en 3 segundos. Se han realizado diversos experimentos que han mostrado que una constante de tiempo τ de 0.6 es suficientemente cómoda para los cirujanos, y además no supera las restricciones de saturación impuestas en el apartado 5.2.

Asimismo, en la mencionada figura, la *trayectoria esférica deseada*, en línea discontinua, es la referencia a alcanzar, y ha sido generada a través de una interpolación trapezoidal para llegar al punto de altitud objetivo a partir de la posición inicial de la cámara. Dicha trayectoria es la entrada del controlador adaptativo *PI* propuesto que genera la *trayectoria requerida* para alcanzar dicha referencia (ver Figura 8). Este cálculo se realiza gracias a la realimentación de la orientación y la altitud real de la óptica a través de los sensores angulares montados en la muñeca pasiva. En la Figura 14 la trayectoria requerida para β aparece en línea punteada y discontinua.

Por último, la línea continua muestra la trayectoria real de β , obtenida a través de la lectura de *encoders* angulares situados en la muñeca pasiva. Como se puede observar, esta última trayectoria sigue a la trayectoria deseada y alcanza el valor de β objetivo en estado estacionario. Por tanto el controlador adaptativo *PI* elimina el error de altitud a pesar del error en la distancia exterior (50 mm en este caso particular).

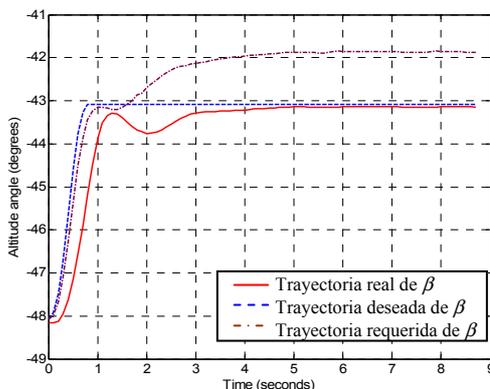


Figura 14. Respuesta temporal para alcanzar una consigna deseada en el ángulo de altitud β

La Figura 15 representa el valor que toma la coordenada α cuando se lleva a cabo el movimiento de altitud descrito. Se puede apreciar que, al principio del movimiento, dicha coordenada sobreoscila (con

una amplitud máxima de 0.6 grados). Esto es debido a imprecisiones mecánicas y a la resolución de los *encoders*. Sin embargo, el controlador diseñado compensa dicha oscilación y al final, la coordenada mantiene su valor de referencia.

Estos experimentos, unidos a un análisis de riesgos realizado, han demostrado que el sistema posee la seguridad requerida para ensayos con humanos. De esta forma y tras una serie de pruebas necesarias para la homologación del asistente robótico por parte de las autoridades sanitarias, se han llevado a cabo ensayos clínicos (ver Figura 16).

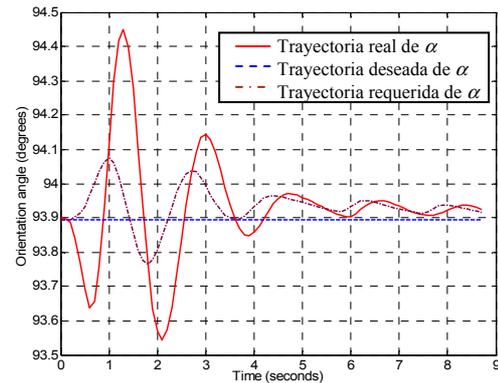


Figura 15. Evolución de la coordenada de orientación α en un movimiento que modifica la altitud.

Para la realización de éstos, se ha desarrollado un protocolo clínico con el propósito de demostrar la eficacia del sistema en operaciones de colecistectomía laparoscópica. En este protocolo se especifica el número de pacientes que se van a incluir en el ensayo, las condiciones de las intervenciones, así como los datos que se van a recoger.

De esta forma, el ensayo se ha efectuado en dos grupos de pacientes, compuestos por 16 enfermos asignados de forma aleatoria. En el primero de los grupos se ha utilizado la técnica habitual (cirugía laparoscópica convencional) de tal forma que el movimiento de la cámara lo ha realizado el ayudante del cirujano. En el segundo grupo, la cámara ha sido manejada por el asistente robótico diseñado, comandado por el cirujano a través de un interfaz de voz. Se han recogido datos objetivos como el tiempo invertido en realizar la operación, número de veces que ha sido necesaria la limpieza de la óptica, etc., así como datos subjetivos como el cansancio del cirujano, la calidad de la visión, etc.

En todos estos experimentos el robot ha mostrado un buen funcionamiento con tan sólo situarlo cerca del paciente, adaptándose con facilidad a la posición del punto de inserción de la cámara y a perturbaciones como la respiración del paciente. Se ha constatado una reducción del tiempo medio de las intervenciones en aproximadamente 10 minutos. Este hecho se encuentra relacionado fundamentalmente con los siguientes factores:

- La precisión de los movimientos hace que la óptica no roce ningún tejido, de manera que apenas ha sido necesaria su extracción y limpieza.
- Se ha centrado el campo quirúrgico con facilidad gracias a las trayectorias generadas. De esta forma, se llega a la zona de interés del interior del abdomen con mayor rapidez que con un asistente humano.
- La estabilidad de la imagen reduce el estrés del cirujano y aumenta su concentración en la maniobra quirúrgica que se encuentra realizando.
- Se eliminan los problemas de coordinación y de comunicación entre el cirujano y su asistente. Con el robot es el propio cirujano quien maneja la cámara.

De esta forma, los cirujanos afirman que la facilidad de utilización del sistema y su funcionamiento hacen que el asistente robótico sea adecuado para intervenciones de colecistectomía.



Figura 16. ERM durante una intervención

7. CONCLUSIONES

Este artículo ha propuesto una metodología para el control cartesiano de los movimientos de un robot asistente dedicado a cirugía laparoscópica. Se basa en un generador en línea de trayectorias cartesianas que orienta con exactitud la cámara laparoscópica a pesar de la incertidumbre en la posición del punto de inserción de la óptica en el interior del paciente. Asimismo, la trayectoria calculada asegura que no se saturan los actuadores del brazo robótico mediante un estudio basado en el concepto de manipulabilidad.

Esta metodología se ha implantado en el sistema de control de movimientos del robot ERM, diseñado y construido en la Universidad de Málaga. Con este manipulador se han desarrollado intervenciones en humanos, y ha mostrado su buen funcionamiento para posicionar la cámara laparoscópica con precisión. Esto ha repercutido en una disminución del tiempo para realizar las intervenciones.

REFERENCIAS

- Dowler N. J. and S. R. J. Holland (1996). The evolutionary design of an endoscopic telemanipulator. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, Vol 3, issue 4 December, 1996.
- Faraz A., S. Payandeh (2000). *Engineering approaches to Mechanical and Robotic Design For Minimally Invasive Surgery*. Kluwer. EEUU. ISBN 0-7923-7792-3.
- Funda J., K. Gruben, B. Eldridge, S. Gomory, R. Taylor (1995). Control and Evaluation of a 7-axis Surgical Robot for laparoscopy. *Proc. of IEEE 1995 International Conference on Robotics & Automation*, pp 1477-1484.
- Funda J., R. Taylor, S. Eldridge, K. Gruben (1996). Constrained Cartesian Motion Control for Teleoperated Surgical Robots. *IEEE Transactions on Robotic and Automation*, Vol 12, No 3, June 1996. pp 453-465.
- Gunter N. et al (2000). *Camera referenced control in a minimally invasive surgical apparatus*. World patent WO0060521. Publication date: December 10th 2000.
- Hurteau R., S. DeSantis, E. Begin, M. Gagner (1994). Laparoscopic Surgery Assisted by a Robotic Cameraman: Concept and Experimental Results. *Proc. of 1994 IEEE International Conference on Robotic & Automation*. San Diego, California, EEUU. pp 2286-2289.
- Kang H., J. Wen (2001). Robotic Assistant Aid Surgeons During Minimally Invasive Procedures. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, January 2001, pp 94-104.
- Muñoz V.F., J. Fernandez-Lozano, J. Gomez-de-Gabriel, I. Garcia-Morales, R. Molina-Mesa, C. Perez-del-Pulgar (2003). On Laparoscopic Robot Design and Validation. *Integrated Computer Aided Engineering*, Num. 3, Vol. 10, pp 211-229. ISSN 1069-2509. IOS Press. The Netherlands.
- Ortmaier T., G. Hirzinger. (2000) Cartesian Control Issues for Minimally Invasive Robot Surgery. *Proc. of 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. pp 465-571.
- Sackier J. M. and Y. Wang (1994). Robotically assisted laparoscopy surgery. From concept to development. *Surgical endoscopy*, Vol 8, pp 63-66, 1994.
- Taylor R., J. Funda, B. Elbridge, S. Gomory, K. Gruben, D. LaRose, M. Talamini, J. Kavoussi, J. Anderson. (1995). A Telerobotic Assistant for Laparoscopic Surgery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, Vol 14, issue 3, May/June 1995, pp 279-288.
- Taylor R., D. Stoianovici (2003). Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery. *IEEE transactions on robotics and automation*, Vol 19, no 5, pp 765-781, October 2003.
- Wang Y. and K. P. Laby (1996). *Automated endoscope system for optimal positioning*. US patent US5524180. Priority date: April 6th 1996.
- Wang Y., K. P. Laby (1998). *Automated endoscope system for optimal positioning*. US patent number US5815640. Priority date: September 29th 1998.
- Yoshikawa, T. (1985) Manipulability of robotic mechanisms. *International Journal of Robotics Research*, 4(2): pp. 3-9.