

CONTROL DE MOVIMIENTOS EN UN ROBOT QUIRÚRGICO A PRUEBA DE FALLOS

Víctor F. Muñoz Martínez, Jesús M. Gómez de Gabriel, J. Jesús Fernández Lozano, Isabel García Morales, Carlos Vara Thorbeck, Alfonso J. García Cerezo

Instituto Andaluz de Automática Avanzada y Robótica. Universidad de Málaga
c/ Severo Ochoa, 4. Parque Tecnológico de Andalucía
29590, Campanillas, Málaga. España
E-mail: victor@ctima.uma.es

Resumen

Este artículo describe el diseño y la implantación de una arquitectura de control de movimiento para el asistente robótico ERM (Endoscopic Robotic Manipulator), desarrollado por los autores para el manejo de la cámara en cirugía laparoscópica. El sistema proporciona un control directo del posicionamiento de la cámara dentro de la cavidad abdominal, por medio de órdenes verbales del cirujano. El controlador de movimiento se ha implantado en una arquitectura a prueba de fallos, diseñada a partir de un análisis de efectos y modos de fallos (FMEA). El sistema se ha probado por medio de experimentación en animales y también se han realizado ensayos clínicos con humanos.

Palabras Clave: Robot quirúrgico, cirugía asistida por computador, control adaptativo, análisis de riesgos.

1. INTRODUCCIÓN

Este trabajo presenta un sistema robótico diseñado para la asistencia en cirugía laparoscópica. El objetivo principal del sistema consiste en el posicionamiento de la cámara laparoscópica de acuerdo a las órdenes verbales del cirujano [1].

Con este propósito, se ha diseñado una estructura cinemática capaz de reproducir el movimiento de la cámara que realiza un asistente humano. Dicho asistente, al mover la cámara, hace que la óptica pivote sobre el fulcro, de tal manera que el extremo de la cámara describe una trayectoria dentro de una esfera. Por ejemplo, la figura 1 muestra, mediante una flecha curvada, un desplazamiento horizontal de la posición de la cámara desde el punto *a* al punto *b*. El radio de esta semiesfera viene fijado, en cada momento, por la distancia desde la cámara hasta el fulcro. Esta

distancia se determina por la longitud de la óptica exterior al abdomen del paciente. De esta forma, cualquier posición dentro de este espacio de trabajo se define a través de dicha longitud y de los ángulos de orientación y altitud α y β , formando un sistema de coordenadas esféricas.

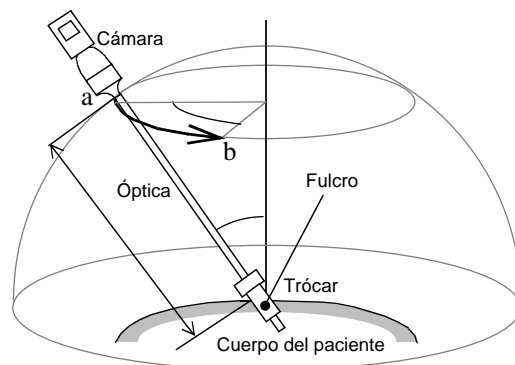


Figura 1. Movimiento natural de la cámara

La cinemática del brazo robot debe diseñarse de manera que la cámara sea capaz de alcanzar todas las localizaciones esféricas expuestas. Es decir, debe incluir tres grados de libertad para situar la cámara a una distancia del fulcro, y dos grados de libertad adicionales para orientar la óptica de acuerdo con α y β .

Para conseguir un movimiento en el plano horizontal xy manteniendo la orientación de la cámara, es apropiado utilizar un manipulador estándar RR. Este brazo está montado sobre una plataforma monocarrier para obtener el desplazamiento vertical (véase figura 2). Para solucionar el problema de la orientación de la óptica, se ha decidido incorporar al robot una muñeca con dos grados de libertad esféricas y pasivos: el primero de ellos rota en torno al eje vertical, y el segundo de ellos, respecto a un eje horizontal. De esta

forma, y debido a que la óptica pivota sobre el fulcro, se consiguen los movimientos básicos de desplazamientos horizontales y verticales.

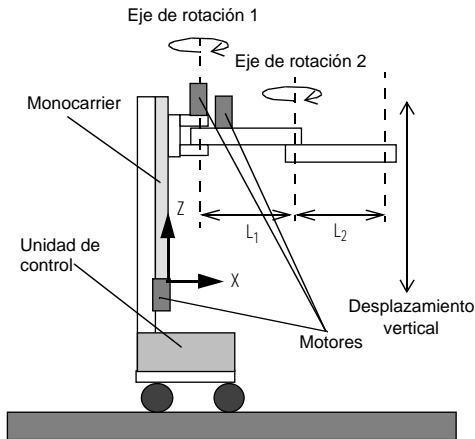


Figura 2. Configuración cinemática para un brazo de posicionamiento con 3 GDL

Este trabajo se centra en el aspecto de la seguridad del sistema de control de movimiento del asistente robótico para cirugía laparoscópica propuesto. De esta forma, la falta de seguridad del robot se debe principalmente a dos factores que se van a tratar a lo largo del artículo: la imprecisión de posicionamiento del extremo de la óptica, y un fallo en el sistema. En primer lugar, se describe el control adaptativo cartesiano desarrollado para llevar a cabo el control directo de las coordenadas cartesianas, y que asegura el comportamiento dinámico deseado durante los movimientos, a pesar de la incertidumbre del punto de fulcro. En segundo lugar, se incluye una breve introducción al análisis de riesgos, y su aplicación en el sistema para implantar un control de movimiento a prueba de fallos. Finalmente, se aportan algunas conclusiones del trabajo.

2. CONTROLADOR ADAPTATIVO PI

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 [3][4]. Concretamente, su objetivo consiste en calcular la distancia entre dos vectores de orientación del eje de la óptica consecutivos. Se supone que el punto de fulcro se encuentra en el punto medio de este segmento. De esta forma, el siguiente movimiento de la cámara se utiliza para actualizar 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 ligeros desplazamientos del punto de entrada debidos a la respiración del enfermo.

El esquema de control propuesto se ha diseñado para compensar errores de orientación y penetración [2]. Utiliza un planificador de trayectorias cartesianas que se encarga de que la muñeca del robot realice el movimiento esférico, siguiendo una respuesta temporal de un sistema de primer orden. En otras palabras, si d representa la coordenada esférica objetivo (θ, ϕ), el generador de trayectoria impone a la localización real de la óptica ($\theta(t), \phi(t)$) el comportamiento detallado por la expresión (1).

$$(\theta(t+T), \phi(t+T)) = e^{-T/\tau} (\theta(t), \phi(t)) + K(1 - e^{-T/\tau}) d \quad (1)$$

En la expresión anterior, τ y K son respectivamente la constante de tiempo y la ganancia estática del sistema de primer orden. Por otra parte, T corresponde al tiempo de muestreo.

La figura 3 muestra este generador de trayectorias que calcula las referencias articulares del robot ($\theta(t), \phi(t)$). Estas referencias articulares aseguran el comportamiento presentado en la expresión (1), teniendo en cuenta la referencia objetivo $r(t)$ expresada en coordenadas esféricas.

De esta forma, el *generador de estados* calcula una posición esférica planificada, $r(t)$, y una velocidad, $\dot{r}(t)$, para la óptica de la cámara. A continuación, el

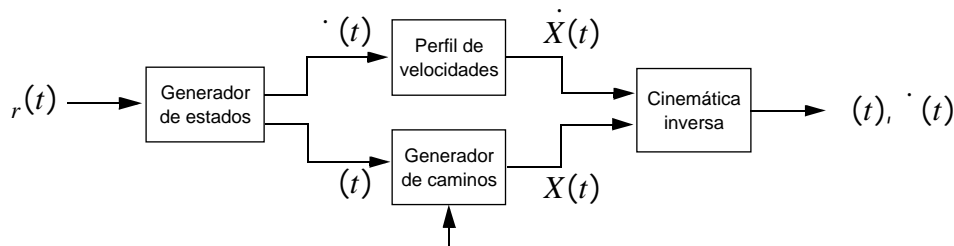


Figura 3. Esquema del generador de trayectorias.

generador de caminos y el perfil de velocidades, por medio de una estimación de la distancia exterior, transforman las referencias esféricas comentadas en posiciones y velocidades cartesianas del efector final ($X(t), \dot{X}(t)$). Finalmente, el bloque de cinemática inversa calcula los vectores articulares requeridos.

El generador de trayectorias propuesto, ligado al controlador articular en bajo nivel del robot en bucle abierto, es capaz de establecer la constante de tiempo para un desplazamiento dado. Esta acción es posible ajustando los parámetros del controlador articular y seleccionando un valor adecuado para que no sature los actuadores del robot. Sin embargo, esto no garantiza alcanzar la coordenada esférica objetivo, ya que la ganancia estática K es desconocida. De hecho, esta ganancia depende del cociente entre τ y σ . En otras palabras, la localización objetivo sólo puede alcanzarse con un error nulo de la estimación de la distancia exterior (véase expresión (2)).

$$K = \frac{\tau}{\tau + e} = 1 \quad (2)$$

Para solucionar esto, se ha añadido una ley de control PI al controlador cartesiano, tal y como se muestra en la figura 4.

El controlador cartesiano mencionado, haciendo uso de la localización deseada de la óptica, genera una trayectoria esférica suave que se utiliza como referencia de la ley de control PI. El bucle de control realimenta la localización real de la óptica para calcular la trayectoria esférica requerida, que elimina el error de localización debido a la incertidumbre de la distancia exterior. La misión del estimador geométrico representado en la figura 4 se divide en dos aspectos: i) ajustar la ley de control PI para mantener las especificaciones de control, y ii) actualizar la estimación de la distancia exterior, que es utilizada por el generador de trayectorias.

3. ANÁLISIS DE RIESGOS PARA DISPOSITIVOS MÉDICOS

Se puede definir riesgo como una función de la frecuencia de ocurrencia de un evento no deseado y la severidad potencial de las consecuencias resultantes. En otras palabras, el riesgo es la combinación de dos factores: la probabilidad de un mal funcionamiento (fallo) y sus consecuencias (severidad). El análisis de riesgos es una herramienta estructurada para la evaluación de problemas potenciales que puedan encontrarse en relación al uso de una gran cantidad de sistemas, como por ejemplo, en el uso de un dispositivo médico. Hay diferentes enfoques para estimar el nivel de riesgo, pero los más usuales son el análisis de árbol de fallos (FTA) y el análisis de efectos y modos de fallos (FMEA)

El análisis de árbol de fallos (FTA) es un enfoque deductivo ‘top-down’ al análisis de fallos. En primer lugar, se deben identificar los fallos o posibles riesgos que afecten a la seguridad, y a continuación, deben identificarse todos los posibles caminos que pueden originar dicho fallo. Por ejemplo, un peligro para la seguridad podría ser una descarga eléctrica. Normalmente se diseña un gráfico mediante la utilización de puertas lógicas clásicas, como ‘and’ y ‘or’. Los árboles de fallos pueden cuantificarse, y de esta manera, proporcionar la probabilidad de propagación de cada una de las ramas del árbol.

El análisis de efectos y modos de fallos (FMEA) es un enfoque ‘bottom-up’ que supone defectos básicos a nivel de componentes, evalúa sus efectos e identifica posibles soluciones. Este tipo de análisis puede realizarse al comienzo y como parte de las revisiones de los diseños para identificar posibles debilidades del mismo. De esta forma, el objetivo principal del FMEA es la identificación temprana de posibles fallos que puedan afectar de manera adversa a la seguridad y al funcionamiento. Así, se pueden identificar y eliminar

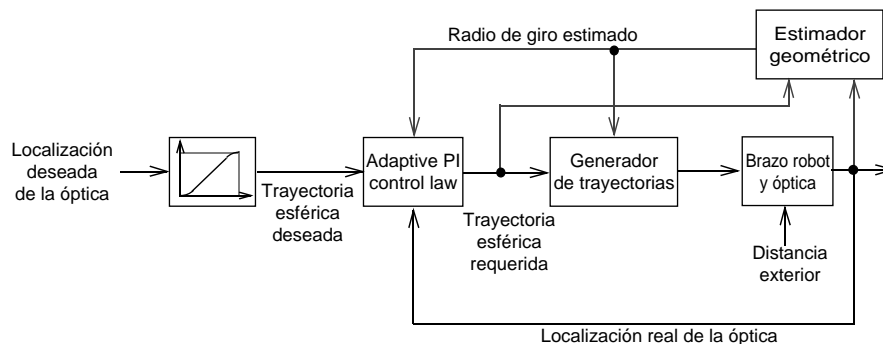


Figura 4. Esquema adaptativo para control de movimiento cartesiano.

Probabilidad de ocurrencia	Daño insignificante Posibilidad de heridas sin importancia	Daño leve Posibilidad de heridas leves	Daño crítico Posibilidad de heridas serias	Daño desastroso Posibilidad de muerte
Frecuente	2	3	4	4
Probable	2	2	3	4
Ocasional	2	2	2	3
Remoto	1	2	2	2
Improbable	0	1	2	2
No existente	0	0	1	1

Tabla 1: Tabla de índices de riesgo basada en el Estándar Europeo EN60601-1-4:1996

o minimizar los efectos de dichos problemas mediante una corrección del diseño.

La Tabla 1 define el riesgo como una función de la probabilidad de ocurrencia de daño y su nivel de severidad. Las columnas de la tabla representan la gravedad del daño causado. Las filas representan la probabilidad de ocurrencia del mismo. Cada uno de los distintos valores de las celdas denota una zona de riesgo, tal y como define el anexo CCC del Estándar Europeo EN60601-1-4:1996.

La tabla define por tanto las tres zonas siguientes: zona de riesgo inaceptable (índice de riesgo 4), zona aceptable con la realización de una revisión los aspectos de seguridad (índice de riesgo 2) y zona aceptable sin necesidad de revisión (índice de riesgo 0). Las celdas marcadas con los valores 1 y 3 representan las fronteras de las zonas definidas.

4. IMPLANTACIÓN DEL CONTROL DE MOVIMIENTO EN EL ERM

.En este trabajo, se ha utilizado el análisis FMEA para implantar el sistema de control de movimiento del ERM. Para ello, se ha considerado que el asistente robótico está compuesto por una serie de módulos funcionales. Este análisis requiere la identificación de un conjunto de modos de fallos para cada uno de los módulos, sus efectos en el sistema completo, y los posibles peligros para el paciente. Teniendo en cuenta la probabilidad de ocurrencia del fallo, y la gravedad del peligro para el paciente, se establece un índice de riesgo tal y como se ha definido en el apartado anterior. La implantación del control de movimiento en el asistente ERM evita la primera de las zonas definidas, y considera las acciones correctivas/preventivas más apropiadas para la segunda zona

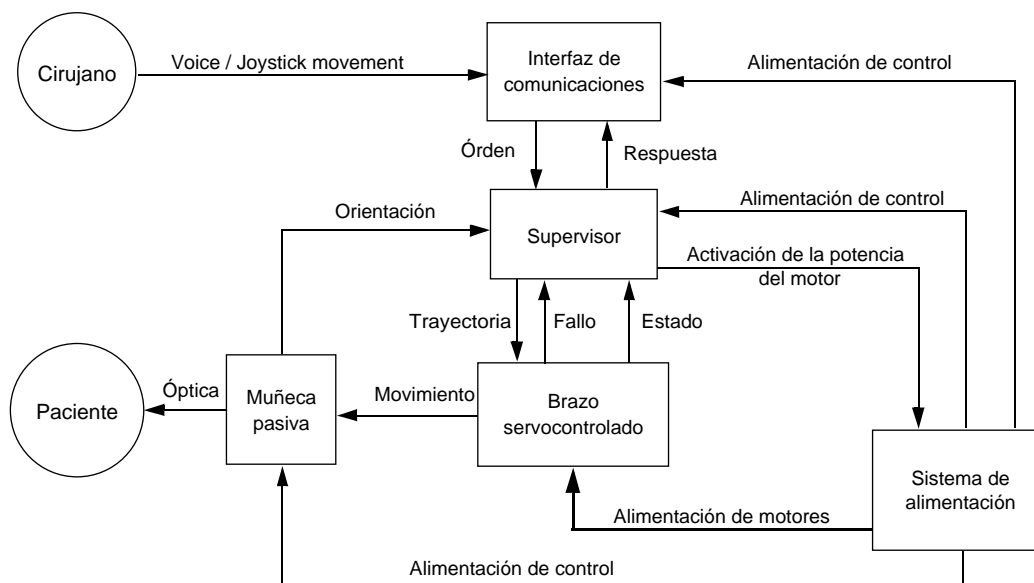


Figura 5. Componentes funcionales del asistente para cirugía laparoscópica

La figura 5 muestra los módulos funcionales del sistema y la relación existente entre ellos. Dichos módulos se describen a continuación:

- Módulo de alimentación. Este módulo alimenta a los motores y a la electrónica de control, y está situado en la base del robot.
- Brazo servocontrolado. Sigue una configuración clásica PRR y está compuesto por la estructura mecánica, los motores, los encoders de posición y por el control articular de bajo nivel.
- Muñeca pasiva. Permite al endoscopio girar libremente en dos ejes que se cortan a lo largo del eje de la óptica con lo que, independientemente de la posición del brazo, no se ejercen esfuerzos sobre el punto de inserción en el abdomen del paciente
- Módulo de supervisión. Este componente gestiona todas las funciones del dispositivo. Se trata de un sistema basado en microcontrolador, que recibe las órdenes de movimiento y planifica la trayectoria del brazo servocontrolado.
- Sistema de comunicaciones. Constituye el interfaz hombre-máquina, y permite dos modos diferentes de comunicación: a través de órdenes verbales y mediante el movimiento de un joystick.

La tabla 2 detalla el análisis de riesgos y modo de fallo del módulo funcional del brazo servocontrolado. Se ha elegido este módulo como ejemplo para aplicar la

metodología de análisis de riesgos descrita, habiéndose desarrollado un procedimiento similar para el resto de los módulos.

Teniendo en cuenta el análisis realizado para dicho módulo, se ha aplicado los siguientes controles para cada uno de los posibles modos de fallo:

- Si la articulación afectada queda bloqueada, la electrónica de control articular del brazo lo detecta, y se lo comunica al supervisor para que entre en modo de fallo. Si por el contrario, se suelta la articulación del eje del motor, de manera que este último gira libremente, el supervisor detecta una incoherencia entre la posición del brazo y la lectura de los codificadores de la muñeca, por lo que entra en modo de fallo.
- El control articular del brazo detecta un acúmulo anormal de error de posición en la articulación afectada al intentar ejecutar la trayectoria. Detiene la articulación afectada, y se lo indica al supervisor para que entre en modo de fallo.
- El controlador correspondiente no contesta de la forma adecuada al supervisor, este entra en modo de fallo y desactiva la potencia de los motores.

Estas acciones de control se han programado en el *firmware* de bajo control y en el módulo supervisor.

En el resto de los módulos funcionales del sistema se ha desarrollado un análisis similar, de manera que se

Modo de fallo	Efecto en el sistema	Posibles peligros	Índice de riesgo
a) Fallo en los actuadores, reductores o transmisiones de las articulaciones.	La articulación afectada deja de moverse, y el brazo ejecuta una trayectoria errónea, aunque sin ejercer fuerzas indeseadas sobre el cuerpo del paciente gracias a la acomodación realizada por la muñeca pasiva.	Al no ejecutar el brazo servocontrolado la trayectoria prevista, la óptica se mueve dentro de la cavidad abdominal por un recorrido distinto al esperado. Podría tocar un tejido.	Daño ocasional y leve (2)
b) Fallo en alguno de los codificadores de posición de los tres actuadores, ya sean por motivos mecánicos o electrónicos.	El brazo comienza a ejecutar una trayectoria errónea.	La óptica se mueve dentro del abdomen por un recorrido distinto al esperado. Podría tocar un tejido.	Daño remoto y crítico (2)
c) Fallo en algún controlador articular del brazo.	El brazo comienza a ejecutar una trayectoria errónea.	La óptica se mueve dentro del abdomen por un recorrido distinto al esperado. Podría tocar un tejido.	Daño remoto y crítico (2)

Tabla 2: Análisis de riesgos para el brazo servocontrolado

han aplicado las acciones de control apropiadas a todos ellos para reducir los riesgos del sistema completo.

4. CONCLUSIONES

Este artículo ha presentado los dos principales problemas que producen una falta de seguridad en el asistente robótico ERM. El primero de ellos es la imprecisión en el posicionamiento del extremo de la óptica. En este sentido, este artículo ha presentado un controlador cartesiano adaptativo PI, utilizado para compensar los errores de orientación del laparoscopio cuando existe incertidumbre en la posición del fulcro. El segundo problema que puede aparecer es un fallo en el sistema, que puede producir daño en los órganos internos del paciente. Para abordar esta cuestión, se ha realizado la implantación de un controlador a prueba de fallos basado en un análisis de riesgos realizado previamente en el asistente robótico.

El sistema de control de movimientos propuesto en el artículo se ha probado por medio de experimentación con animales. Se han llevado a cabo distintos tipos de operaciones y la respuesta del sistema ha sido satisfactoria, consiguiéndose una gran precisión en el posicionamiento de la óptica. Una vez demostrado que el sistema es seguro, mediante la inducción de modos de fallos artificiales y tras la homologación del sistema por parte de las autoridades sanitarias, el asistente quirúrgico se ha utilizado en ensayos clínicos con humanos.(ver figura 6)



Figura 6. ERM durante una intervención

Agradecimientos

Este trabajo se ha realizado gracias a la financiación de los proyectos de investigación PIO 21724, PIO 21708 y DPI 2003-08263.

Referencias

- [1] Muñoz V.F., Fernandez-Lozano J., Gomez-de-Gabriel J., Garcia-Morales I., Molina-Mesa R., Perez-del-Pulgar C. (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.
- [2] Muñoz V.F., García-Morales I., Morales J., Gomez-DeGabriel J.M. and Fernández-Lozano J. (2004) "Adaptive Cartesian Motion Control Approach for a Surgical Robotic Cameraman". Proc. of 2004 IEEE Int. Conference on Robotics & Automation. pp 3069-3074, Nueva Orleans, EEUU.
- [3] Ortmaier T., Hirzinger G. (2000) "Cartesian Control Issues for Minimally Invasive Robot Surgery". Proc. of 2000 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. pp 465-571.
- [4] Wang Y., Laby K. P. (1998) In US patent number US5815640 "Automated endoscope system for optimal positioning". Priority date: 09-29-1998.