

Diseño cinemático de dispositivo de tracking del paciente para procedimientos quirúrgicos.

A. Amarillo Espitia¹, E. Sanchez Tapia², C. Suarez Sapico³, J. Oñativia⁴, J. Presa⁵

¹ Robótica y Visión, CEIT, San Sebastián, España, amarillo@ceit.es

² Robótica y Visión, CEIT, San Sebastián, España, esanchez@ceit.es

³ Robótica y Visión, CEIT, San Sebastián, España, csuarez@ceit.es

⁴ EGILE Innovative Solutions, Mendaro, España, jonativia@egile.es

⁵ EGILE Innovative Solutions, Mendaro, España, jpresa@egile.es

Resumen

The Goal of this work is to develop and test an electromechanical tracking device for surgery, to increase the accuracy of the surgical intervention and to avoid the problems of classical optical tracking devices that are commonly used in operating rooms. This Paper shows the design, construction and testing of the tracking device to be used in a robotic assistance system for spine surgery.

1. Introducción

Algunos factores críticos que pueden influir en la recuperación de una intervención quirúrgica son la precisión con la que se haya llevado a cabo el procedimiento y que tan invasiva fue [1]. Diversos sistemas han sido creados para ayudar a los cirujanos a mejorar dicha precisión y reducir las incisiones que se tienen que realizar para llevar a cabo el procedimiento, ayudando en algunos casos al cirujano a identificar los tejidos que tiene que intervenir (realidad aumentada) o inclusive restringiendo sus movimientos [2][3], para asegurar que realice el procedimiento quirúrgico como lo había planeado. Para que estos sistemas puedan llevar a cabo su tarea con precisión es indispensable que detecten los movimientos que pueda tener el paciente, por lo que usualmente poseen un dispositivo que permite realizar el seguimiento (tracking) de este. Por lo general estos sistemas de seguimiento son ópticos, consisten en sistemas de cámaras y marcadores que indican la posición del paciente durante la intervención, sin embargo, la pérdida de la información de la posición del paciente, causada por la oclusión es un problema muy discutido de estos sistemas de seguimiento [4][5].

En este artículo, por tanto, se describe el diseño de un dispositivo de seguimiento electromecánico intra-operatorio, pensado para aplicación en el campo de cirugía mínimamente invasiva, con el fin de permitir conocer la posición del área a intervenir con precisión y sin pérdidas de información.

2. Estado del arte

Diversos tipos de dispositivos de seguimiento han sido desarrollados con el crecimiento y afianzamiento de la realidad virtual y sus aplicaciones. Estos varían en cuanto a su tipo de funcionamiento en mecánicos, ópticos, electromagnéticos y acústicos.

La aparición y éxito de los sistemas de cirugía asistida por ordenador han llevado al uso de este tipo de dispositivos dentro de las salas de cirugía para poder obtener la posición del paciente y el instrumental quirúrgico, con el fin de saber la posición relativa entre ambos, y guiar los procedimientos quirúrgicos. De igual forma la creciente aparición de sistemas robóticos de asistencia quirúrgica para incrementar la precisión de los procedimientos quirúrgicos y permitir que se lleven a cabo de forma menos invasiva, han llevado a que estos sistemas de seguimiento sean cada vez más indispensables y que su precisión sea mayor.

Los dispositivos de seguimiento ópticos son los que se usan de forma más extendida en aplicaciones quirúrgicas, sistemas como el Polaris (Nothorn Digital Inc[4], Micron Tracker (Claron Technology Inc) [6], Stealthstation S7 (Medtronic, EEUU) [7], entre otros, son usados en aplicaciones quirúrgicas hoy en día. Sin embargo, para que estos sistemas de seguimiento funcionen adecuadamente, se necesita garantizar que hay una línea de visión entre la cámara y los marcadores que permiten identificar el objeto a seguir, lo que limita y condiciona el espacio de trabajo, tanto del cirujano y el personal de cirugía, como del robot, en el caso de los sistemas de asistencia robótica.

Esta limitación de los sistemas ópticos ha llevado al desarrollo de otros tipos de dispositivos de seguimiento, en particular los dispositivos de seguimiento electromagnéticos, estos detectan con pequeños sensores los cambios dentro de un campo electromagnético con geometría conocida [8], lo que permite detectar la ubicación de un objeto dentro del espacio de trabajo. Este tipo de dispositivos de seguimiento es principalmente usado en sistemas de detección de movimiento para la industria de la animación y aplicaciones similares, sin embargo, también se han llevado a aplicaciones quirúrgicas, como procedimientos endoscópicos [9], braquiterapia [10], entre otros. El Aurora System (Nothorn Digital Inc) y 3D guidance trakStar (Nothorn Digital Inc), son algunos de los dispositivos comerciales de tracking electromagnéticos para aplicaciones médicas que más se utilizan actualmente.

A pesar de que este tipo de dispositivos de seguimiento superan la limitación de la línea de visión entre las cámaras y los marcadores, son susceptibles a distorsión cuando están cerca de elementos metálicos y la precisión en la detección de la posición puede llegar a estar en 1.4 ± 0.6 mm

[11] frente a una precisión de hasta 1 mm que pueden alcanzar los sistemas ópticos en situaciones similares [12].

3. Descripción del sistema

Se realiza el diseño y construcción de un prototipo de sistema de tracking electromecánico que permita obtener la posición de un paciente de forma precisa y evitando pérdidas de información. Aunque el dispositivo de tracking descrito en este artículo podría ser usado para diversos procedimientos de tracking en salas de cirugía, se describe para ser usado en procedimientos de fijación transpedicular asistidos robóticamente.

En este caso el dispositivo de tracking aquí descrito permite al sistema detectar la posición relativa entre los pedículos de las vértebras a ser intervenidas y el robot, de forma que este haga seguimiento de los posibles movimientos del paciente y ayude al cirujano a realizar el procedimiento con precisión, reduciendo los riesgos de lesión permanente que se pueden causar por errores en la ubicación de los elementos de fijación.

Durante la concepción del dispositivo se plantean dos opciones, una que el dispositivo se acople a la base del robot (ver *Figura 1*) y otra que se acople al efector final del robot. Se revisaron las ventajas y desventajas de ambas opciones y se validaron mediante la construcción de prototipos, llegando a la conclusión de que, aunque el espacio de trabajo del robot se puede ver reducido al acoplar el dispositivo al efector final del robot, el hacerlo de esta forma permite que el dispositivo sea de menor dimensión, interfiera menos con el espacio de trabajo del cirujano y que el sistema pueda calcular el error de posición del robot por las medidas del dispositivo, lo que permitiría que la precisión que se alcance con el sistema pueda ser independiente del brazo robot que se use para la aplicación.



Figura 1. Prototipos de validación acople.

Por las razones descritas, el dispositivo de tracking se ubica entre el efector final del robot y un elemento de referencia sujeto a una de las vértebras del paciente tal y como queda ilustrado en la

Figura 2.

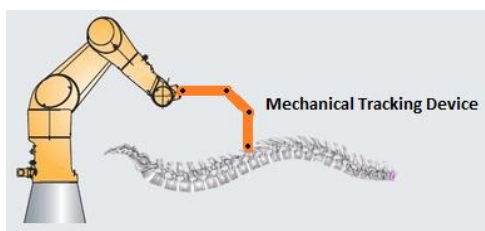


Figura 2. Esquema de sistema en el que se aplica el dispositivo de tracking desarrollado.

Para desarrollar el dispositivo de tracking es necesario determinar la configuración cinemática del mismo, el espacio de trabajo, la manipulabilidad y el tamaño entre otros factores.

4. Diseño cinemático

Configuración

El dispositivo es un elemento electromecánico pasivo, que tiene seis grados de libertad, los cuales le permiten moverse y por lo tanto monitorizar los desplazamientos de la vértebra en las seis direcciones espaciales, tres de translación y tres de rotación. Estos son constantemente monitorizados por encoders rotatorios, con lo cual en el sistema se puede calcular la posición relativa de la herramienta y del paciente.

Se eligió una configuración de seis grados de libertad del dispositivo, para permitir que se monitoricen los seis desplazamientos relativos que podría llegar a tener el paciente con respecto a la herramienta. Aunque con más grados de libertad fuese posible monitorizar estos desplazamientos y se mejorara la Manipulabilidad, se descarta su uso debido a un incremento importante en la complejidad tanto del diseño como del cálculo para determinar el movimiento del dispositivo tras ejecutar un movimiento del robot.

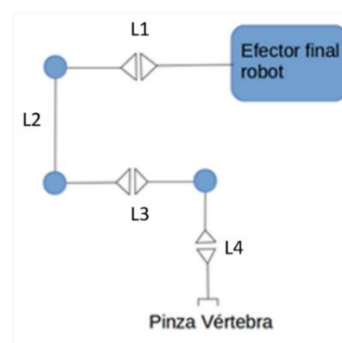


Figura 3. Cadena cinemática del dispositivo de tracking.

La configuración seleccionada para el dispositivo es la misma que se usa en la mayoría de brazos robóticos industriales *Figura 3*.

Para que el dispositivo funcione adecuadamente es necesario obtener la longitud óptima para los eslabones teniendo en cuenta el espacio de trabajo que vaya a tener este.

Tamaño de los eslabones

Los factores que se tuvieron en cuenta para determinar las longitudes óptimas de los eslabones del dispositivo fueron:

- Entre mayor longitud de L2 y L3, mayor será el espacio de trabajo. La cadena cinemática propuesta, permite desacoplar el control de la posición utilizando las 3 primeras articulaciones, al ser la primera articulación de tipo roll, el espacio que puede alcanzar el dispositivo queda determinado por L2 y L3.
- Para que haya mayor alcanzabilidad, L2 y L3 deben ser similares. Debido al tipo de cinemática propuesta

se tiene que el espacio alcanzable por el dispositivo estaría dado por:

$$\text{Zona Alcanzable} = \{(x, y, z) \in \mathbb{R}^3 : (l_2 - l_3)^2 \leq x^2 + y^2 + (z - l_1)^2 \leq (l_2 + l_3)^2\}.$$

Teniendo esto en cuenta si L2 y L3 son similares el espacio iría desde cero hasta (L2+L3), formando una esfera.

- Dado que las 3 últimas articulaciones tienen el propósito de orientar el extremo del dispositivo, lo ideal sería que actuaran en un mismo punto, para lo cual L4 debería ser cero, ya que esto no es posible es recomendable hacerlo lo más pequeño posible, lo que brinda mayor alcanzabilidad en orientaciones.

Como datos de partida para las dimensiones de los eslabones se toma un valor orientativo, a partir del cual se realizó un proceso iterativo que llevó a la optimización de las longitudes de los eslabones del dispositivo.

Para asegurar que el dispositivo de tracking pudiese moverse en todo el espacio de trabajo en posición y orientación, evitando que llegue a configuraciones singulares y a límites de movimiento de los ejes, se realizó un estudio de Manipulabilidad y alcanzabilidad, usando la cinemática inversa del dispositivo mediante simulación. Los resultados de esta simulación permitieron llegar a determinar las longitudes óptimas para los eslabones del dispositivo.

Manipulabilidad, alcanzabilidad y espacio de trabajo

En el proceso de simulación se creó un set de posiciones 3D cartesianas para muestrear la Manipulabilidad y alcanzabilidad del dispositivo a lo largo del espacio de trabajo (Figura 4). Estas se analizan calculando el índice dado por el número de condición de la matriz Jacobiana en cada posición. Este índice varía de 1, cuando hay mayor Manipulabilidad y el dispositivo tiene un comportamiento isotrópico en todas las dimensiones, a infinito en caso de llegar a una configuración singular.

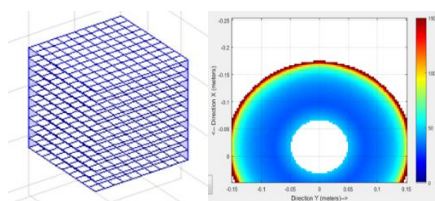


Figura 4. Izq.: Espacio de trabajo en el que se realiza la muestreo de Manipulabilidad y alcanzabilidad. Der: Resultado de análisis de Manipulabilidad en un plano muestreado del espacio de trabajo.

Tras realizar el análisis de Manipulabilidad y alcanzabilidad del dispositivo a lo largo de su rango de movimientos, se determinó un espacio de trabajo para la aplicación, el cual determina el tamaño de los eslabones. Para este caso se define un paralelepípedo de 6,5x6,5x13 cm, para que se pueda realizar la intervención quirúrgica en tres vértebras sin tener que reubicar el efector final del dispositivo. Con el análisis de Manipulabilidad y alcanzabilidad obtenido se seleccionó la zona en la que debía ubicarse el espacio de trabajo de la aplicación, con lo

que se obtuvo la configuración inicial del dispositivo y sus dimensiones.

En la Figura 5 se observan las distintas ubicaciones en las que se puede fijar el espacio de trabajo del dispositivo. Se analizan las dimensiones obtenidas para el dispositivo y la alcanzabilidad en las ubicaciones mencionadas anteriormente y se llega a la solución óptima con la posición inicial del dispositivo ubicada en la posición X=-142.5mm, Y=0mm y Z=-10mm medida desde la base del dispositivo a su efector final. De igual forma con esta posición y respetando los criterios de diseño se llega a unas dimensiones de los eslabones de L1=88mm, L2=104mm, L3=104mm, L4=35, L5<17.3mm.

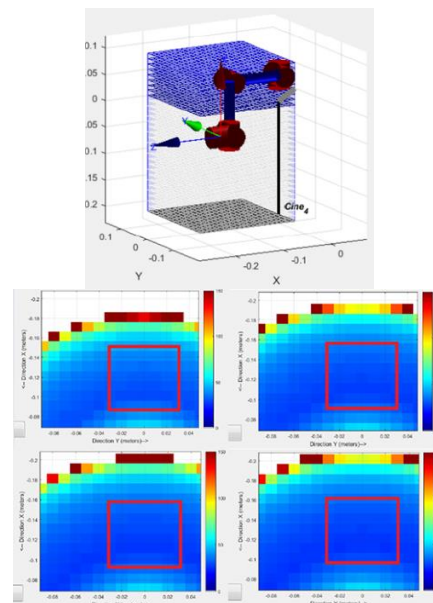


Figura 5. Arriba.: Modelo de cadena cinemática y espacio de trabajo analizado. Abajo: Selección de zona con índice de Manipulabilidad adecuado para espacio de trabajo de la aplicación.

5. Fabricación de dispositivo

Una vez obtenidos estos resultados se realizó el diseño mecánico del dispositivo, y se fabricó mediante prototipado rápido para hacer las correspondientes pruebas de concepto.

Posteriormente, tras obtener resultados satisfactorios se fabricó en titanio para obtener una alta precisión en la medición.

6. Resultados

Tras fabricar el dispositivo se procede a realizar las pruebas de precisión del mismo, para lo cual se construye un cubo de calibración que consta de 96 puntos de medida, estos puntos de medida corresponden a conos que han sido mecanizados a distintas alturas dentro del cubo de calibración como se puede ver en la Figura 6, estos puntos de medida han sido medidos en metrología haciendo uso de un palpador con esfera de rubí. Igualmente se llevó el dispositivo fabricado a metrología para medir sus dimensiones con alta precisión haciendo uso del mismo palpador.

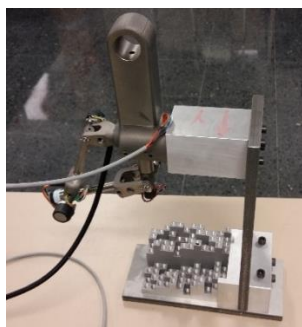


Figura 6. Dispositivo electromecánico de tracking y Cubo de calibración.

Se conecta el dispositivo a un palpador y se guardan las posiciones medidas por el mismo en cada uno de los puntos, se mide el error medio cometido por el dispositivo en los 96 puntos de calibración (Figura 7) y se obtiene un error de 77,7 μm .

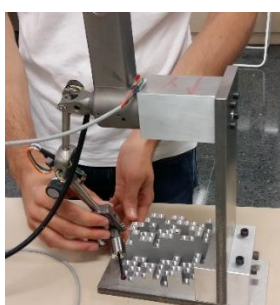


Figura 7. Medida de los puntos con dispositivo de tracking.

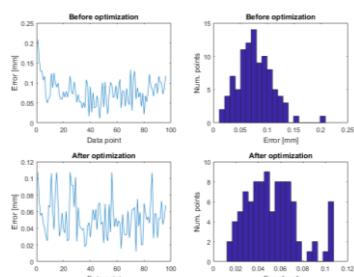


Figura 8. Resultados de medida dispositivo de tracking electromecánico.

7. Agradecimientos

El presente trabajo de investigación fue posible gracias a los proyectos ROBOTRACKER, ELCANO, MAXILARIS, y a las personas que han trabajado en ellos, por lo cual merecen sinceros agradecimientos por los aportes que han brindado para su realización.

8. Referencias

- [1] Varela-Egocheaga J.R., et Al., «Minimally invasive posterior approach in total hip arthroplasty.,» *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, pp. 113-143, 2010.
- [2] Door L.D, et al., «Robotic Guidance in Total Hip Arthroplasty: the shape of things to come.,» *Orthopedics*, pp. 652-655, 2011.
- [3] Landeira M., Sánchez E, Tejada S, Díez R, «Desarrollo e implementación de una estrategia de gestión de singularidades para un sistema robótico redundante cooperativo destinado a la asistencia en intervenciones quirúrgicas.,» *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, pp. 80-91, 2015.
- [4] Tovar-Arriaga S, Tita R, Pedraza-Ortega JC, et al., «Development of a robotic FD-CT-guided navigation system for needle placement-preliminary accuracy tests.,» *Int J Med Robot*, pp. 225-236, 2011.
- [5] Ortmaier T, Weiss H, Döbele S, et al., «Experiments on robot-assisted navigated drilling and milling of bones for pedicle screw placement.,» *Int J Med Robot*, pp. 350-363, 2006.
- [6] Tai-Hong Kuo, Tung-Yiu Wong, Tung-Chin Wu, and Jing-Jing Fang, «Optical Tracking-Based Model Surgery for.,» *IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE VOL. 16, NO. 6*, pp. 1193-1999, 2012.
- [7] Tien V. Le, Burkett C, Ramos E, Uribe JS., «Occipital condyle screw placement and occipitocervical instrumentation.,» *Journal of Clinical Neuroscience* 19, pp. 757-760, 2012.
- [8] Birkfellner W, Hummel J, Wilson E, «Tracking Devices.,» *de Image-Guided Interventions*, Springer US, 2008, pp. 23-44.
- [9] Deguchi D, Akiyama K; Mori K, Kitasaka T; Suenaga Y, Maurer CR Jr; Takabatake H, Mori M; H, Natori, «A method for bronchoscope tracking by combining.,» *Comput Aided Surg*, 11, pp. 109-117, 2006.
- [10] Lugez E; Sadjadi H; Joshi CP; Alk SG; Fichtinger G, «Improved electromagnetic tracking for catheter path reconstruction with application in high-dose-rate brachytherapy.,» *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 12, pp. 681-689, 2017.
- [11] Mascott CR, M.D., «Comparison of magnetic tracking and optical tracking by simultaneous use of two independent frameless stereotactic systems.,» *Operative Neurosurgery*, 57, pp. 295-301, 2005.
- [12] Rudolph T, Ebert L, Kowal J PhD, «Comparison of three optical tracking systems in a complex navigation scenario.,» *Computer Aided Surgery*, 15, pp. 104-109, 2010.
- [13] Schweikard A, Glosser G, Bodduluri M, et al., «Robotic Motion Compensation for Respiratory.,» *Computer Aided Surgery*, pp. 263-277, 2000.
- [14] Kurt S, Schramm A, Gellrich NC, «La navegación quirúrgica en el campo de la cirugía.,» *CIRUGIA PLASTICA*, pp. 131-142, 2001.