

Modelización 3D de superficies anatómicas por palpación mediante la sensorización de los dedos del cirujano

M. Cudolà Fortuny¹, M. Frigola Bourlon¹, J. Amat Girbau²

¹ Institut de BioEnginyeria de Catalunya (IBEC), Universidad Politécnica de Cataluña (UPC). Barcelona, España
{mcudola, mfrigola}@ibec.pcb.ub.es

² CREB, Universidad Politécnica de Cataluña, Barcelona, España, josep.amat@upc.edu

Resumen

Se presenta un sistema de adquisición de superficies anatómicas mediante simple palpación. El sistema está basado en sensores de posición y orientación que incorporados a los dedos del cirujano permiten la captación en el espacio tridimensional de las superficies palpadas. A modo de ejemplo se expone la metodología utilizada en un escenario de intervenciones mínimamente invasivas para el tratamiento de la incontinencia urinaria.

1. Introducción

Puede considerarse que a mediados del siglo XX empezó la tecnificación de la medicina y desde entonces ha tomado una gran relevancia y mantiene un buen dinamismo [1]. Los avances tecnológicos en medicina fueron propiciados por la inconformidad de tener que aceptar que cualquier proceso industrial fuese más preciso que las técnicas médicas más innovadoras. Este fue el punto donde se planteó fusionar el conocimiento de la medicina y la precisión de la tecnología. Para ello se unieron diferentes tecnologías como la microelectrónica, la informática, la robótica, etc. De esta manera se ha ido dotando al médico de nuevas herramientas que le ayudan a superar las limitaciones propias de la misma naturaleza humana. Hasta el día de hoy se han conseguido muchas mejoras tanto para aumentar la precisión como la ergonomía durante la realización de determinados tratamientos. Más recientemente se han diseñado robots para diferentes tareas, profundizado en el análisis de señales para ayudar en los diagnósticos, empleado sensores de diferentes tipos para diversas labores, etc. Todo ello, ha permitido no sólo ayudar al médico sino también al paciente. Se han desarrollado diferentes técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas (MIS) que permiten reducir el tiempo de recuperación y por lo tanto el tiempo de hospitalización. La amplia difusión de estas técnicas de cirugía ha permitido que se conciban nuevos procedimientos quirúrgicos que requieren nuevos desarrollos en micromecánica para instrumentación, así como nuevas técnicas de localización del instrumental [2], etc. En cirugía MIS, debido a que el médico trabaja a través de pequeños orificios, la correcta elección de la situación de los orificios de entrada constituye un factor importante del éxito del procedimiento. Actualmente o bien se hace a partir de la estima del cirujano, utilizando dispositivos específicos o bien mediante la

correspondencia intra-operativa con imágenes médicas del paciente tomadas previamente. Para obtener estas imágenes se utilizan dispositivos de radiografía, CTs, RM, etc., para posteriormente hacer el registro y tener la correspondencia del escenario real con el virtual.

En este artículo se propone un sistema de adquisición de superficies anatómicas mediante la palpación por parte del cirujano de la zona de interés. Con la técnica propuesta, el cirujano puede obtener el modelo virtual de la zona de trabajo simplemente haciendo una palpación de la misma en el momento oportuno usando un guante dotado de sensores de posición (Figura 1).

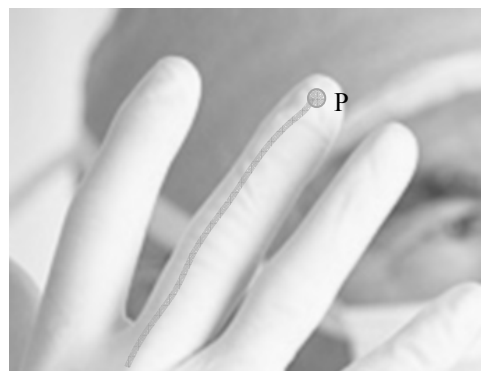


Figura 1. Esquema conceptual de guante de cirugía con un sensor de posición (P) incorporado en el extremo del dedo corazón

En el caso concreto que se ha tomado como ejemplo, el tratamiento quirúrgico para la incontinencia urinaria, el cirujano necesita hacer por palpación la localización precisa de la zona donde tiene que sujetar la malla. Actualmente esta palpación se hace sin ningún sistema de ayuda, y se propone aquí proporcionar al cirujano una representación gráfica tridimensional que le dé una visión de la geometría de la zona de trabajo en el mismo momento de la intervención.

El artículo está estructurado en cuatro apartados. En el primero se explican las motivaciones que han dado lugar a esta aportación. En el segundo apartado se explica el concepto en un tratamiento quirúrgico concreto que se ha tomado como ejemplo de aplicación. En el tercer apartado se describe como se realiza el modelado y la representación de la zona de operación. Y, finalmente, en el cuarto apartado se detallan las conclusiones.

2. Aplicación en la técnica quirúrgica TVT-O

2.1. Técnica quirúrgica TVT-O

La técnica TVT-O (*Tension free transobturador tape*) es una técnica usada para el tratamiento de la incontinencia urinaria de esfuerzo, más común en mujeres que hombres. Los principales factores de riesgo son los embarazos, la edad avanzada, la obesidad y el tabaquismo. Este trastorno es debido al debilitamiento de los músculos pélvicos, lo cual hace que cuando se incrementa la presión desde el abdomen éstos no son capaces de impedir la micción [3]. En casos extremos es cuando es necesaria esta intervención quirúrgica. La intervención consiste en la colocación de una malla por debajo de la uretra media a través de los agujeros obturadores para elevar así la vejiga y la uretra. De esta manera se simula el comportamiento normal de los músculos pélvicos [4].

En la Figura 2 se muestra el resultado de la intervención, donde se muestra cómo queda colocada la malla por los agujeros obturadores.

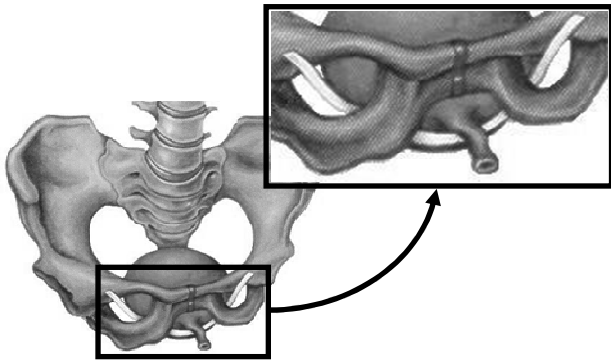


Figura 2. Resultado de la técnica TVT-O [6]

Para colocar esta red se utilizan unos pasadores con aguja helicoidal (Figura 3) en la que se fija un tubo de plástico que contiene la malla protegida con una envoltura plástica [5].



Figura 3. Pasador con aguja helicoidal [7]

El cirujano para realizar la operación debe introducir los pasadores por la vagina hacia la rama isquiopubiana para acceder por el agujero obturador y hacer que la aguja salga por una pequeña incisión hecha en el muslo aductor por la parte externa del cuerpo [3].

Al ser esta técnica mínimamente invasiva la única forma que tiene el cirujano para saber donde se encuentra el agujero obturador es palpándolo con el dedo a través de la

vagina. Posteriormente, el cirujano introduce el pasador, recordando la posición dónde está la zona en la que tiene que introducir la aguja para anclar la malla.

En general, en este tipo de intervenciones no acostumbra a haber complicaciones aunque en ocasiones como el cirujano no puede ver exactamente donde sitúa el pasador pueden producirse algunas complicaciones, siendo las más frecuentes la hernia abdominal postquirúrgica, el sangrado intraoperatorio y lesiones de la vejiga.

2.2. Aplicación del sensor magnético en la operación TVT-O

Como se ha visto en el punto anterior el cirujano en el momento de hacer la localización del agujero obturador solo puede hacer uso de la capacidad que tienen los humanos de recordar posiciones aproximadas. Esto puede hacer que en alguna ocasión cometa un error de aproximación ya sea por el posible movimiento del paciente o por confusión. Con una modelización tridimensional de superficies mediante la sensorización del dedo del cirujano se pretende dotarle de una visión de la geometría de la zona de operación. Es decir, a medida que el cirujano palpa el agujero obturador se crea un modelo sobre el cual posteriormente se puede hacer el guiado del pasador en el momento de tener que introducir la aguja. Existen diversos dispositivos que permitirían localizar la posición del dedo del cirujano, pero actualmente los sistemas que ofrecen mayores posibilidades son los sensores magnéticos de posición. Los sensores magnéticos consiguen detectar su posición y orientación en el espacio basándose en la variación del campo magnético creado por bobinas emisoras. En base a la corriente inducida en las bobinas receptoras, que pueden ser de tamaño reducido (aprox. 1,5 mm de diámetro), se puede llegar a precisiones por debajo del milímetro. Una de sus principales desventajas es la afectación que los objetos metálicos ejercen sobre el campo magnético. Esta afectación puede ser detectada y en cierta manera compensada mediante adquisición en diversas frecuencias y cada vez más se está solventando por los propios fabricantes de sensores, aunque también se trabaja en materiales compatibles para este tipo de entornos para evitar este efecto.

Debido a que el sensor no debe interferir en la sensibilidad de palpación del cirujano, el sensor tiene que colocarse en el lado contrario al de palpación (generalmente la yema del dedo). Con una sencilla medición se puede evaluar el offset resultante entre la posición del sensor y el punto de palpación. Para ello, se solicita al cirujano que realice una presión nominal sobre un dispositivo dotado de un sensor de fuerza cuyas coordenadas son conocidas.

Para poder determinar con precisión el offset de palpación mediante el dispositivo específico, Figura 4, se le añade un factor corrector a la diferencia entre la posición del sensor y el punto de contacto en su superficie mediante la siguiente expresión:

$$\vec{V}_{offset} = P' - P \cong Q - r \cdot \frac{\vec{F}}{|\vec{F}|} - P \quad (1)$$

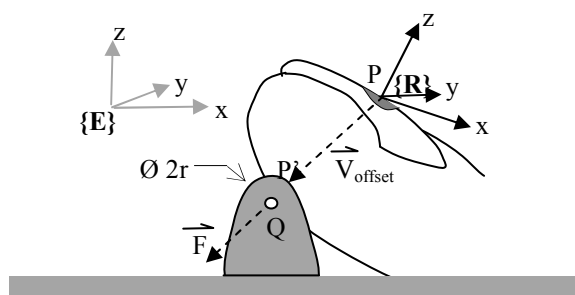


Figura 4. Esquema de la calibración del offset de palpación mediante un sensor de fuerza. Los símbolos P y R representan respectivamente la posición y orientación del sensor de posición, P' el punto estimado de palpación, Q la posición del dispositivo de calibración y F el vector de fuerza aplicada. El parámetro r representa al radio de curvatura del ápex del dispositivo.

Donde P representa la posición del sensor de posición, P' el punto estimado de palpación, Q la posición del dispositivo de calibración y F el vector fuerza de aplicación expresados en el sistema de coordenadas base del sensor de posición $\{E\}$. El parámetro r representa el radio de curvatura del ápex del dispositivo.

En todo momento el dispositivo de localización proporciona su posición, P , y su orientación (representada aquí por su matriz de rotación R asociada), obteniendo a partir de la ecuación (2) la posición P' que representa el punto de palpación.

$$P' = P + R \cdot \vec{V}_{offset} \quad (2)$$

A medida que el cirujano va recorriendo la superficie y presionando un pedal (indicación de la orden de captura), se van obteniendo los valores de posición que irán conformando la nube de puntos (ver Figura 5) que representará el contorno del agujero obturador.

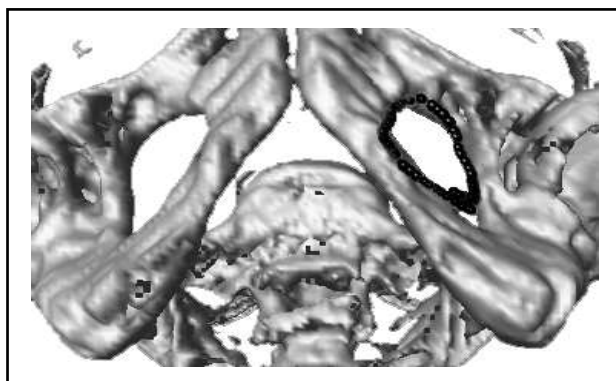


Figura 5. Superposición gráfica de los puntos adquiridos mediante palpación del agujero obturador izquierdo. Los puntos adquiridos se representan mediante esferas sobrepuestos en un modelo TAC visualizado con sombreado de superficies.

Con el sistema propuesto es posible conocer cuál sería el resultado de la introducción de la aguja helicoidal en una cierta posición y ángulo. Para poder hacer el guiado del instrumento se coloca un sensor de posición de seis grados de libertad en el extremo externo de cada pasador, de esta manera se sabe en todo momento la posición y

orientación de éstos referenciados en el mismo sistema de coordenadas que el modelo obtenido de los agujeros obturadores. También se puede realizar una pequeña palpación en el lugar que se desea la posición de punto de salida cercano a la ingle. Se obtiene de esta forma una referencia gráfica de la trayectoria que hay que seguir (Figura 6).

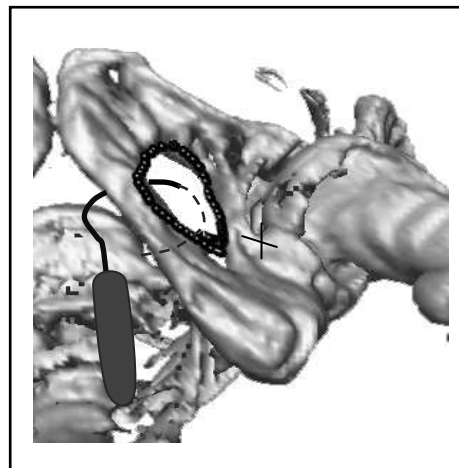


Figura 6. Representación gráfica de la aguja helicoidal, su trayectoria (línea discontinua) y el punto deseado de salida (cruz).

3. Localización continua de la posición del contorno adquirido del agujero obturador

Para modelar la zona de manera que las posiciones recorridas por el cirujano sean memorizadas y pueda crear un mapa tridimensional de la zona de trabajo con suficiente precisión, es necesario disponer de un sistema de sensorización de la posición. Con la unión de todos los datos se obtiene la nube de puntos que define la superficie de la zona recorrida, y a partir de la cual se reconstruye su contorno. La cantidad de puntos necesarios para definir la superficie va en función de la resolución y de la forma que se quiere obtener, de todas formas en la presente aplicación, apenas unos pocos puntos son suficientes para insinuar el contorno del agujero obturador. Es necesario que todas las posiciones que conforman la nube de puntos estén referenciadas en un mismo sistema de coordenadas solidario al paciente. Para reducir el problema de la posible movilidad del paciente es posible incorporar uno o más sensores de posición adicionales en puntos de la anatomía que se puedan considerarse estables. De esta manera, si el paciente se mueve se puede avisar de tal situación o, en el caso de que el movimiento sea leve, las posiciones almacenadas se pueden trasladar solidariamente. Debido a que el error de localización de los sensores de posición es mayor cuanto más alejado está el sensor del origen del sistema de referencia $\{E\}$, sobre el que se localizan todos los puntos; el emisor o base de referencia debe estar próximo al cuerpo del paciente.

En la Figura 7 se puede observar los lugares sugeridos para la colocación de los sensores del paciente para este tipo de aplicación quirúrgica. Los puntos que se describen

pueden ser la prominencia del pubis (A) y los extremos de las crestas ilíacas, B , C , por ser lugares bastante estables durante una operación de este tipo y relativamente solidarios a la pelvis.

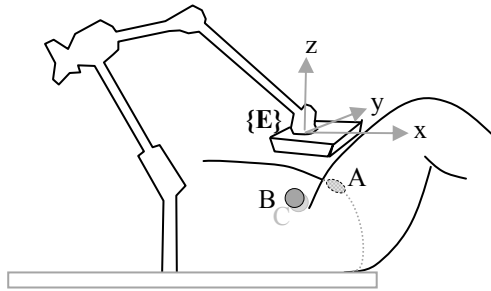


Figura 7. Lugares de colocación sugeridos de los sensores de posición utilizados para medir posibles desplazamientos del cuerpo del paciente en relación al sistema de referencia $\{E\}$ base. Prominencia del pubis, A , cresta ilíaca derecha (B) y cresta ilíaca izquierda (C).

A partir de estos tres puntos (no co-lineales) se construye un sistema de coordenadas $\{F\}$ cuyo centro F es la media aritmética de las coordenadas de los puntos A , B y C ; y sus tres ejes ortonormales $\{\hat{f}_1, \hat{f}_2, \hat{f}_3\}$ obtenidos a partir de las siguientes expresiones:

$$\hat{f}_1 = \frac{A-F}{|A-F|} \quad (3)$$

$$\hat{f}_2 = \frac{\hat{f}_1 \times BC}{|\hat{f}_1 \times BC|} \quad (4)$$

$$\hat{f}_3 = \hat{f}_1 \times \hat{f}_2 \quad (5)$$

Con las ecuaciones (3), (4) y (5), se obtienen las direcciones del eje axial, eje coronal y eje sagital respectivamente. Se ha escogido el vector BC como vector principal de la transformación debido a que presenta una mayor longitud (anchura pélvica) comparado con los vectores AB o AC , haciendo que el cálculo de la matriz de transformación sea más estable.

Consecuentemente, la transformación de los puntos P' , obtenidos en la base de coordenadas $\{E\}$ considerada fija, a la base de coordenadas $\{F\}$ solidaria a la pelvis se expresaría como:

$$\{F\}P' = \{E\}R(P' - F) \quad (7)$$

Siendo $\{F\}R$ la matriz de rotación que rota los vectores referenciados en el sistema de coordenadas $\{E\}$ a $\{F\}$, que queda determinada en la siguiente expresión si $\{E\}$ es la base canónica usual:

$$\{F\}R = \begin{bmatrix} \hat{f}_{1x} & \hat{f}_{1y} & \hat{f}_{1z} \\ \hat{f}_{2x} & \hat{f}_{2y} & \hat{f}_{2z} \\ \hat{f}_{3x} & \hat{f}_{3y} & \hat{f}_{3z} \end{bmatrix} \quad (8)$$

Re-calculando continuamente el valor de los términos que aparecen en la ecuación (7), los puntos obtenidos mediante su aplicación estarían siempre referenciados en posiciones fijas de la cadera.

Al utilizarse tres puntos (o más) de la pelvis predeterminados se puede establecer fácilmente una relación de deformación con un modelo genérico

tridimensional de la cadera que se adaptaría, de manera aproximada, según las proporciones del paciente. Esta adaptación serviría para mostrar el modelo pélvico tridimensional en relación a los puntos adquiridos y se utilizaría únicamente a modo de representación, pues la morfología de la cadera es muy variable y no podría utilizarse como guía de navegación intra-operativa

4. Conclusiones

Se ha presentado un sistema de adquisición de superficies anatómicas mediante simple palpación. El sistema está basado en sensores de posición (y orientación) que incorporados a los dedos del cirujano permiten la captación en el espacio tridimensional de las superficies palpadas. Aunque se ha explicado el método aplicado en un caso concreto realmente es un método genérico que pretende convertir el dedo de una mano en un escáner tridimensional permitiendo crear modelos 3D aproximados de las estructuras óseas “palpables” del paciente. Estas estructuras tridimensionales pueden ser representadas en monitores estereoscópicos para que el médico perciba mejor la profundidad de la escena sin que para ello tenga que modificar el punto de vista, lo que supone a menudo desviar su atención de la tarea que está realizando.

Agradecimientos

Los autores agradecen el asesoramiento médico del equipo del doctor Oriol Puig del Hospital de la Vall d'Hebron de Barcelona.

Referencias

- [1] Gómez J. La Medicina Interna: situación actual y nuevos horizontes. *An. Med. Interna (Madrid)*, vol 21, sup 6, 2004, pp 301-305 (ISSN: 0212-7199).
- [2] Świątek-Najwer E. et. al. Improving surgical precision – application of navigation system in orthopedic surgery. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol 10, num 4, 2008
- [3] Soriano Pellicer E., Vidal Gimeno R. Tvt-o nueva técnica mínimamente invasiva para el tratamiento de la incontinencia urinaria de esfuerzo. *Enfermería Integral. Artículos científicos*, num 77, 2007, pp 15-18 (ISSN: 0214-0128).
- [4] Instituto de Efectividad Clínica y Sanitaria. Utilidad del Sling en la incontinencia de orina de esfuerzo. *Documentos de evaluación de Tecnologías Sanitarias, Informe de Respuesta Rápida*, num 81. Buenos Aires, Argentina. Julio 2006 (ISSN: 1668-2793)
- [5] Solà Dalenz V, Pardo Schanz J, Ricci Arriola P, Guiloff Fische E, Chiang Miranda H. Cirugía mínimamente invasiva en la incontinencia urinaria femenina: TVT-O. *Actas Urológicas Españolas*, vol 30, num 1, 2006, pp 61-66 (ISSN: 0210-4806).
- [6] <http://www.frauenaerzte-calw.de/content/leistungen/geburtsilfe.htm>
- [7] <http://gynecology.com.ua/page/6/>