

Plataforma experimental para la obtención de las fuerzas de interacción en cirugía mínimamente invasiva

Rumbo, I.^a, Cases-Hurtado, J. *, Manrique-Córdoba, J, Romero-Ante, J.D, Martorell, C., Vivas, A.^a, Sabater-Navarro, J.M.

Instituto de Bioingeniería, Universidad Miguel Hernández de Elche, Avda. de la Universidad s/n, 03202, Elche, España.

^a Departamento de Ingeniería de Automática, Universidad del Cauca, Popayán, Colombia

To cite this article: Rumbo, I, Cases-Hurtado, J., Manrique-Córdoba, J, Romero-Ante, J.D, Martorell, C., Vivas, A, Sabater-Navarro, J.M. 2023. Plataforma experimental para la obtención de las fuerzas de interacción en cirugía mínimamente invasiva. XLIV Jornadas de Automática, 110-115.
<https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.110>

Resumen

En este trabajo se presenta una plataforma experimental versátil para la medición de fuerzas en escenarios MIS y que consiste en un sensor de par de alta precisión HEX-E QC de la marca *OnRobot* que se puede integrar en diferentes configuraciones y escenarios para simular intervenciones como cirugía endonasal, laparoscopia o fresado de hueso. El objetivo es estudiar la relación de las fuerzas leídas en distintos puntos para poder utilizar esta información en futuros desarrollos de estimadores en los que sólo se disponga de información parcial de uno de los sensores de fuerza. Otro objetivo del trabajo es que se puede hacer una estimación cuantitativa y parametrizar los máximos y mínimos en cada procedimiento quirúrgico con la finalidad de determinar umbrales para hacer las operaciones asistidas por robot más efectivas y seguras.

Palabras clave: Cirugía Robótica, Estimación de Fuerzas, Mínima Invasión.

Abstract

This paper presents a versatile experimental platform for the measurement of forces in MIS scenarios, consisting of a high-precision torque sensor HEX-E QC from *OnRobot* company that can be integrated into different configurations and scenarios to simulate interventions such as surgery. endonasal, laparoscopy or bone milling. The objective is to study the relationship of the forces read at different points to be able to use this information in future estimator developments in which only partial information is available from one of the force sensors. Another objective of the work is that a quantitative estimate can be made and the maximum and minimum values can be parameterized in each surgical procedure in order to determine thresholds to make robot-assisted operations more effective and safe.

Keywords: Surgical Robotics, Force Computation, Minimally Invasive Surgery.

1. Introducción

La cirugía mínimamente invasiva, MIS (por sus siglas en inglés, *Minimally Invasive Surgery*), es una técnica quirúrgica en continuo avance, y además tiene unas características que la hacen idónea para la integración de herramientas robotizadas. Desde el punto de vista quirúrgico, la cirugía MIS no solo proporciona la ventaja de acceder al interior del cuerpo del paciente con una incisión más pequeña en comparación con la cirugía abierta, sino que logra una reducción del sangrado

intraoperatorio, un menor riesgo de infección postoperatoria, reduce el dolor en el paciente e implica tiempos de recuperación menores.

Sin embargo, todavía quedan aspectos a resolver en la aplicación de técnicas MIS, como es el hecho de no obtener información táctil, como si se tiene en la cirugía abierta, lo cual ocasiona que se pierda información sobre la fuerza que se aplica al paciente. Para solventar esta situación, la fuerza de interacción se estima, muchas veces, por un *feedback* visual

*Autor para correspondencia: autor1@ceautomatica.es

Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

del cirujano de cuanto se deforma el tejido. No obstante, esta medida es poco objetiva y no cuantificable. Con el paso de los años, se ha ido desarrollando técnicas para poder medir estas fuerzas en MIS, ya que son cruciales para lograr una intervención exitosa y poco lesiva. En la literatura se puede encontrar una gran variedad de sensores capaces de medir fuerzas [1].

Los sensores basados en la medida de **desplazamiento** se tratan de un tipo de sensor de fuerza que mide las variaciones de un elemento elástico como un muelle lineal [2]. Conociendo la rigidez del muelle, se puede calcular fácilmente la fuerza multiplicando el desplazamiento medido por dicha rigidez. Una alternativa son los sensores que miden la **intensidad de corriente** continua de los motores eléctricos dc que accionan determinadas articulaciones y que relacionan los pares o fuerzas generados con la intensidad que ha necesitado el motor [3]. Los sistemas de sensado basados en **resistencias** miden la fuerza por medio de una galga extensiométrica que se deforma cuando se produce una fuerza y esto permite relacionar la resistencia eléctrica de la galga con la magnitud de dicha fuerza [4]. Por otro lado, se encuentra los sistemas que calculan la fuerza del dispositivo mediante un equipamiento neumático. Esta medición de fuerzas se realiza mediante un actuador utilizando un sistema de corriente que relaciona la fuerza con la **presión** detectada en los equipos neumáticos [5]. Similares a estos últimos, están los **vibracionales** que miden las variaciones en las propiedades dinámicas de los tejidos blandos, es decir, obtienen información táctil a través de respuestas dinámicas [6]. Otra posibilidad son los sensores **capacitivos** que ofrecen una gran sensibilidad ya que son capaces de medir deflexiones muy pequeñas en las estructuras [7]. En muchas aplicaciones se emplea sensores **piezoeléctricos** porque son capaces de generar voltajes a partir de la deformación de su estructura debido a la presión [8]. Además, con cualquier pequeña deformación se puede generar un voltaje considerablemente grande. Finalmente, los sensores **ópticos** que se utilizan en muchas aplicaciones de robótica y mediante un equipamiento optoelectrónico y fibra óptica se consigue transducir la fuerza generada por medio de la luz [9].

En este trabajo se presenta una plataforma experimental versátil para la medición de fuerzas en escenarios MIS y que consiste en un sensor de par de alta precisión HEX-E QC de la marca *OnRobot* que se puede integrar en diferentes configuraciones y escenarios para simular intervenciones como cirugía endonasal, laparoscopia o fresado de hueso. El objetivo es estudiar la relación de las fuerzas leídas en distintos puntos para poder utilizar esta información en futuros desarrollos de estimadores en los que sólo se disponga de información parcial de uno de los sensores de fuerza. Otro objetivo del trabajo es que se puede hacer una estimación cuantitativa y parametrizar los máximos y mínimos en cada procedimiento quirúrgico con la finalidad de determinar umbrales para hacer las operaciones asistidas por robot más efectivas y seguras.

Como ejemplo de la plataforma, se exponen los resultados obtenidos en tres operaciones diferentes; un fresado de mastoides; un experimento en el que se simula una cirugía

endonasal para eliminar tumores en la base del cráneo; y una laparoscopia abdominal. En dichos experimentos, se emplea diferentes materiales para simular distintos tejidos que se pueden encontrar en el interior del cuerpo y en función de qué tipo de tumor sea, el umbral de fuerza será superior o inferior respecto otro. Con la plataforma que se ha diseñado se obtiene un sistema flexible y adaptable a una gran cantidad de intervenciones de MIS, logrando así poder saber las fuerzas que aplica un cirujano en cada intervención. Con estos datos y junto con técnicas de Inteligencia Artificial, se puede programar los robots para realizar estas intervenciones con unos umbrales de fuerza que no se pueden superar, obteniendo así trayectorias seguras que ayuden al cirujano.

2. Materiales y métodos

La plataforma diseñada para la medición de fuerzas posee una gran versatilidad, puesto que se puede adaptar a distintos procedimientos de cirugía mínimamente invasiva como se puede observar en los tres experimentos que se presentan en el artículo. El primer experimento (A) se trata de un fresado de mastoides, el segundo (B) es una intervención de cirugía endonasal y el tercer experimento (C) se corresponde con una laparoscopia.

El set-up común de todos los experimentos ha sido un sensor de fuerzas que se coloca debajo de las piezas de soporte del escenario quirúrgico para los distintos procedimientos médicos, de forma que siempre se tiene la medida de fuerzas ejercidas sobre el escenario quirúrgico. Este sensor es de la marca *OnRobot* y proporciona mediciones precisas de fuerza a lo largo de los 6 ejes, pudiendo relacionar esta fuerza con la que recibiría el tejido circundante a la zona de interés en una intervención quirúrgica real. El sensor *OnRobot* es del modelo HEX-E/High de alta precisión.

Es conveniente resaltar que esta experimentación es muy versátil puesto que permite con un mismo set-up muy básico medir la fuerza ejercida por el cirujano. Debido a este diseño, se puede hacer distintas pruebas y simulaciones de cirugía mínimamente invasiva, que, aunque actualmente tiene muchas ventajas tanto para pacientes como para personal sanitario, hay que seguir mejorando para hacerla más segura y precisa.

2.1 Experimento A

En este experimento se simula una intervención manual de fresado de mastoides, la cual es necesaria para acceder a la cavidad timpánica. Es crucial medir la fuerza en este tipo de experimentos puesto que al realizarse con una herramienta de fresado se está aplicando una fuerza que es proporcional a la energía mecánica transferida y al calor que se genera, por ello, hay que controlarla para no realizar un quemado no deseado al paciente ni destruir tejido circundante sano.

El set-up ha consistido en el sensor *OnRobot* situado debajo de una plataforma que sujeta un modelo 3D del mastoides. Mediante esta plataforma se transmiten las fuerzas mientras se realiza el fresado hasta el sensor. Se puede observar el diseño del experimento en la figura 1.

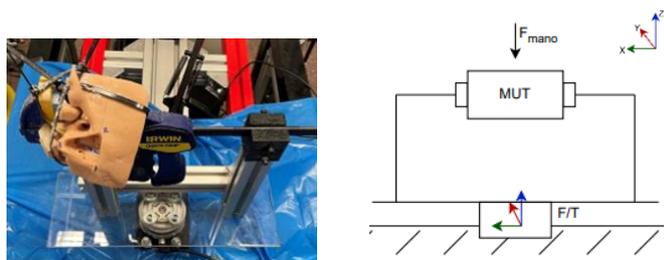


Figura 1. Set-up experimental experimento A.

Las fuerzas registradas en el sensor de la plataforma que se presenta en el artículo, son originadas por las fuerzas que se ejercen en el MUT (por sus siglas en inglés, *Material Under Test*). La fuerza se produce en los tres ejes puesto que depende de la dirección de ejecución de las maniobras por parte de los cirujanos.

Por lo tanto, la fuerza que registra el sensor F/T se obtiene mediante la suma de varios componentes (ecuación (1)). Estos componentes son la fuerza aplicada por el cirujano F_{mano} , el desplazamiento de los valores de referencia del sensor o bias F_b , las fuerzas debidas a la acción de la gravedad F_g , el ruido característico del sensor F_n , las fuerzas provocadas debido a la inercia F_i , y finalmente, las fuerzas debidas a la interacción con los elementos externos o fuerzas de contactos entre la herramienta quirúrgica y los tejidos F_{cont} .

$$F_{sensor} = F_{mano} + F_b + F_g + F_n + F_i + F_{cont} \quad (1)$$

2.2 Experimento B

Se simula la realización de una intervención endonasal para cirugías en la base del cráneo o para acceder a la hipófisis. Este tipo de intervenciones se hacen con mucha frecuencia en niños y existe el problema de que la cavidad nasal es un orificio de difícil acceso y de tamaño pequeño, por lo tanto, es importante reducir al máximo los toques en las paredes y la fuerza que se ejerce. Además, en esta zona del cuerpo hay una elevada cantidad de vasos sanguíneos, por lo que el control de la fuerza está justificado para evitar sangrados en el paciente.

El experimento ha consistido en el diseño de un recipiente con una impresora 3D para colocar las distintas muestras empleadas y que simulan al tejido que se puede encontrar en las paredes de la zona nasal y en la base del cráneo. Estos materiales empleados han sido gelatina, plastilina, pasta de dientes, vaselina y yogur. El recipiente se ha situado sobre el sensor OnRobot. Se ha realizado la experimentación con un cráneo hecho por impresión 3D con datos de tomografía computarizada real. Este cráneo se ha situado en un soporte de aluminio para que quede bien sujeto y para poder colocarlo en una situación muy parecida a la de la intervención clínica, en la cual hay una cierta inclinación hacia arriba y hacia la derecha. La herramienta empleada para retirar el material del recipiente se trata de una cureta con forma similar a la de las cirugías.

En la figura 2 se puede observar un croquis de la experimentación y el set-up real de la experimentación. Este experimento se realizó tanto de manera manual en la que

neurocirujanos expertos utilizaron la herramienta manualmente como con un robot que replicaba las trayectorias hechas por los neurocirujanos. En este trabajo se muestran posteriormente los resultados de los experimentos manuales únicamente.

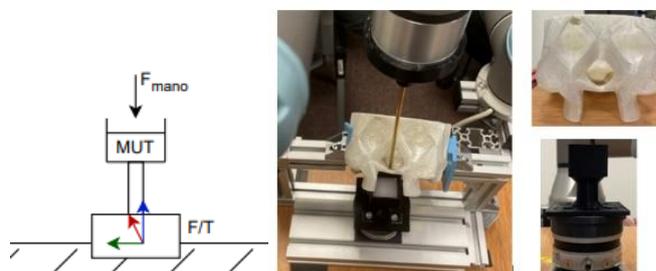


Figura 2. Set-up experimental experimento B

Las fuerzas registradas en este experimento se basan fundamentalmente en el raspado realizado por los cirujanos en las paredes del recipiente, simulando una operación. A pesar de que la ecuación que describe las fuerzas medidas en el sensor son las que se han presentado en (1), es necesario destacar que el experimento A va desde la superficie al interior del cuerpo retirando tejido, mientras que en este experimento, todos los movimientos se realizan en el interior del paciente y en una cavidad con espacios reducidos y se puso especial atención en no tener fuerzas de colisión con las paredes del recipiente.

2.3 Experimento C

Las intervenciones de laparoscopia son una de las más comunes en la práctica clínica diaria. Mediante este experimento se pretende medir la fuerza que ejerce una herramienta rígida laparoscópica (se utilizó una herramienta de sutura Endo Stich™) al tocar un tejido, un órgano o al realizar una sutura. Es importante esta medición de fuerzas porque se está buscando que el paciente y sus órganos reciban la fuerza necesaria para la intervención pero que no se supere un cierto umbral que pueda provocar daños en este usuario.

El set-up de este experimento cuenta con dos sensores OnRobot. Uno de ellos se ha situado en la base de la plataforma (figura 3) para poder registrar las fuerzas en lo que sería la intervención en la zona diana. El otro se ha colocado solidario con el punto de fulcro, que es el punto donde el trocar pivota mientras se realiza el procedimiento clínico. Este escenario (figura 3) ha sido utilizado tanto en un experimento manual como en el mismo procedimiento quirúrgico efectuado por un robot cirujano.

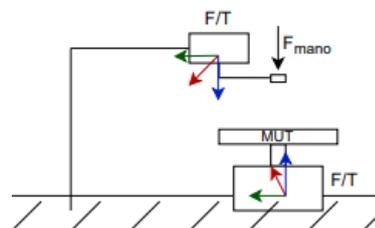




Figura 3. Set-up experimental experimento C

En este experimento, como se ha mencionado, hay dos sensores, uno para medir las fuerzas en la zona objetivo de la operación, que es la de interés para el cirujano. Sin embargo, conviene obtener el valor de la fuerza del punto del fulcro, que es el lugar sobre el que pivota la herramienta durante una operación de laparoscopia. Resulta de interés este punto porque fuerzas excesivas en esta zona significa un perjuicio posterior para el paciente, aunque eso sí, estas fuerzas deberían de ser muy altas para lograr tal daño.

La ecuación que describe la fuerza que recibe el sensor sobre el que se encuentra el MUT es la misma que en (1). El caso de la fuerza en el punto de fulcro se puede observar en la ecuación (2). En la que se ha añadido F_p que es la fuerza producida por la palanca generada en el punto de fulcro debido al movimiento de la herramienta sobre un centro articulado.

$$F_{\text{sensor}} = F_{\text{mano}} + F_b + F_g + F_n + F_i + F_{\text{cont}} + F_p \quad (2)$$

3. Resultados

Los resultados obtenidos muestran como en todos los escenarios replicados se ha podido medir las fuerzas con la plataforma experimental presentada. Esto significa que tiene una gran versatilidad y que puede ser aplicada a una amplia variedad de intervenciones quirúrgicas.

Asimismo, aunque se han realizado los experimentos tanto por cirugía robotizada como manual, los resultados que se presentan son de pruebas realizadas a mano por cirujanos, en el caso de los dos primeros, por neurocirujanos.

3.1 Experimento A

Los resultados obtenidos en este experimento constan de ocho pruebas de 5 minutos cada una, puesto que los neurocirujanos han tardado 40 minutos en realizar la intervención completa de fresado.

Debido a esta división de los datos, se ha podido observar cómo los valores de fuerza disminuyen a medida que avanza la operación puesto que se pasa de una zona más superficial en la que no hay un tejido que se pueda dañar fácilmente, a una zona más sensible en la que ya empieza a haber vasos sanguíneos y nervios.

En la siguiente tabla se muestra el rango de variación de las fuerzas en los distintos ejes y en las distintas pruebas. Tal y como se ha mencionado anteriormente, a medida que avanza

la intervención, el rango de fuerza entre el mínimo y el máximo se hace más pequeño, porque los neurocirujanos buscan una mayor precisión y limitan sus movimientos.

Tabla 1. Rango de variación en los experimentos de fresado de mastoides.

| Prueba | Fuerza [N] | | | Torque [N·m] | | |
|--------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | F _x | F _y | F _z | T _x | T _y | T _z |
| 1 | 4.13 | 5.06 | 5.17 | 0.96 | 0.96 | 0.27 |
| 2 | 3.21 | 3.10 | 5.65 | 0.66 | 0.73 | 0.56 |
| 3 | 1.93 | 4.37 | 4.61 | 0.89 | 0.48 | 0.21 |
| 4 | 2.18 | 2.59 | 4.72 | 0.59 | 0.43 | 0.16 |
| 5 | 2.39 | 2.55 | 4.66 | 0.86 | 0.52 | 0.23 |
| 6 | 2.11 | 3.58 | 4.62 | 0.86 | 0.77 | 0.30 |
| 7 | 2.22 | 3.55 | 3.93 | 0.77 | 0.57 | 0.22 |
| 8 | 1.91 | 2.98 | 3.56 | 0.86 | 0.38 | 0.23 |

En la figura 4, se puede observar una de las gráficas obtenidas con los datos de fuerza en el sensor. Se aprecia como hay una amplia variabilidad de movimientos debido a que no se trata de un movimiento controlado, sino que como se aprecia en la figura 1 se realiza un fresado tridimensional sobre la superficie del mastoides.

En cuanto a los ejes de las gráficas, se observa como las magnitudes de las fuerzas en el eje Z son claramente superiores a las de los otros dos ejes. Esto se debe a que todo el peso del soporte del MUT recae sobre este eje.

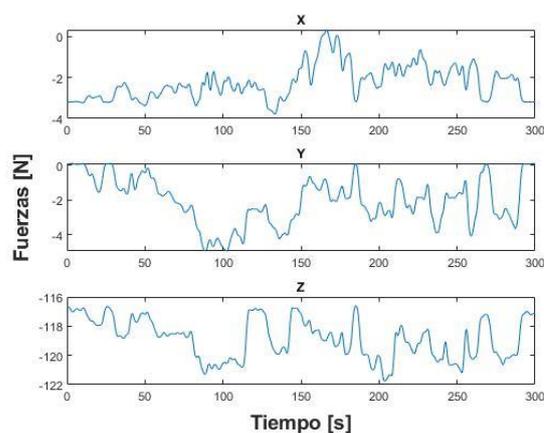


Figura 4. Fuerzas leídas en el sensor F/T.

Por lo tanto, en este experimento se concluye que la fuerza medida en una intervención de mastoides disminuye a medida que aumenta la aproximación a las zonas sensibles como el tejido nervioso o circulatorio y que, según los datos de la tabla 1, el mayor rango de fuerzas se detecta en el eje Z, que a pesar de haber fuerzas en el eje X e Y, lo que se busca en este tipo de fresado es avanzar en profundidad.

3.2 Experimento B

En este experimento se simula una intervención de cirugía endonasal en la que se elimina tejido perjudicial de la base del cráneo. Este tejido puede ser muy variable ya que puede tener más o menos cantidad de agua en función de múltiples parámetros fisiológicos.

Por ello, los resultados que se muestran en la **tabla 2** indican la fuerza máxima que ha sido aplicada por los neurocirujanos para eliminar un tejido determinado. En este caso, se ha obtenido resultados obtenidos en cinco materiales (plastilina, gelatina, yogur, vaselina y dentífrico) que simulaban el tejido que se elimina en una intervención real.

En la tabla 2 se observa como la plastilina es el material en el que hay que aplicar una mayor fuerza en el eje z para poder retirar el tejido, es lógico debido a que es, en comparación con los otros tejidos, el que en un estado más sólido se encuentra. En cuanto a los otros materiales, las magnitudes de fuerza máxima son muy parecidas tanto en la fuerza en el eje z, como en el resto de fuerzas y torques.

En la tabla 3, se muestra el rango de fuerzas para cada uno de los materiales, ya que es importante también conocer el umbral superior e inferior en una intervención de este tipo. Es destacable, que en comparación con el experimento A, el rango de fuerza está más acotado. Esto se debe al tipo de intervención que se está realizando. En este caso se quiere retirar material de una zona muy delicada y en la que hay poco espacio. Por ello, los movimientos son muy pequeños y leves, para no dañar la zona. Además, mientras que en el otro movimiento se hacía el fresado sobre un hueso, ahora se hace movimientos suaves y ondulados sobre un tejido mucho más blando

Tabla 2. Valores de la fuerza máxima detectada en estos materiales. (datos en valor absoluto).

| MATERIAL | FUERZA [N] | | | TORQUE [N·m] | | |
|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | F _x | F _y | F _z | T _x | T _y | T _z |
| PLASTILINA | 4.48 | 0.44 | 99.79 | 0.44 | 0.59 | 0.01 |
| GELATINA | 4.23 | 0.28 | 98.12 | 0.42 | 0.55 | 0.02 |
| YOGUR | 4.34 | 0.27 | 97.55 | 0.41 | 0.58 | 0.02 |
| VASELINA | 4.76 | 0.42 | 98.31 | 0.45 | 0.58 | 0.02 |
| DENTÍFRICO | 4.98 | 0.53 | 97.27 | 0.44 | 0.59 | 0.02 |

Los valores obtenidos en la tabla 3, son muy parecidos en todos los materiales, aunque en la plastilina hay un mayor rango en la fuerza en z porque hay que hacer una mayor fuerza para mover una mayor cantidad de tejido, mientras que, por ejemplo, en el yogur, con un breve movimiento ya se puede retirar una cantidad considerable de material.

Tabla 3. Rango de variación en los experimentos de cirugía endonasal.

| MATERIAL | FUERZA [N] | | | TORQUE [N·m] | | |
|------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | F _x | F _y | F _z | T _x | T _y | T _z |
| PLASTILINA | 0.43 | 0.78 | 1.68 | 0.09 | 0.04 | 0.02 |
| GELATINA | 0.48 | 0.26 | 1.16 | 0.04 | 0.02 | 0.01 |
| YOGUR | 0.36 | 0.64 | 1.08 | 0.02 | 0.03 | 0.01 |
| VASELINA | 0.57 | 0.96 | 1.32 | 0.07 | 0.06 | 0.02 |
| DENTÍFRICO | 0.61 | 0.58 | 1.23 | 0.05 | 0.05 | 0.01 |

En la figura 5, se observa las gráficas de los datos de la cirugía endonasal realizada por neurocirujanos. Se aprecia que se trata de una intervención que requiere sumo cuidado y los movimientos están muy controlados, a no ser que se quiera incidir en una zona determinada.

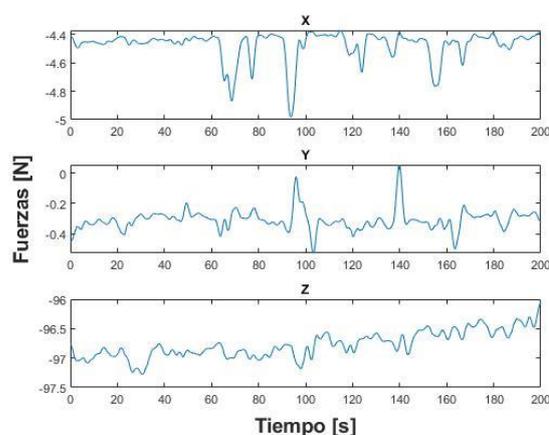


Figura 5. Fuerzas leídas en el sensor F/T siendo el material del recipiente el dentífrico.

3.3 Experimento C

Los resultados que se han obtenido en este experimento de MIS se centran en comparar las fuerzas que se miden en el sensor del punto de fulcro (FFS) y en sensor que se encuentra debajo del MUT (PT).

Para la medición de fuerzas se ha realizado distintas trayectorias que se pueden observar en la figura 6. Se han dibujado encima del MUT para que los especialistas médicos les sigan y apliquen una fuerza similar a la que se aplicaría en una intervención de laparoscopia. Todas las trayectorias se han repetido dos veces.

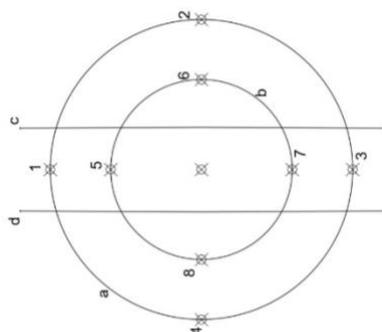


Figura 6. Croquis de las trayectorias del experimento.

En la figura 7 se muestra los resultados obtenidos por los sensores FFS y PT de una de las dos repeticiones de la trayectoria “C”. En las gráficas mostradas se observa claramente la trayectoria y la fuerza que se aplica. La fuerza en el eje x y en el eje y tiene, aproximadamente, una amplitud de 1N, mientras que en el eje z la amplitud es del orden de 2N.

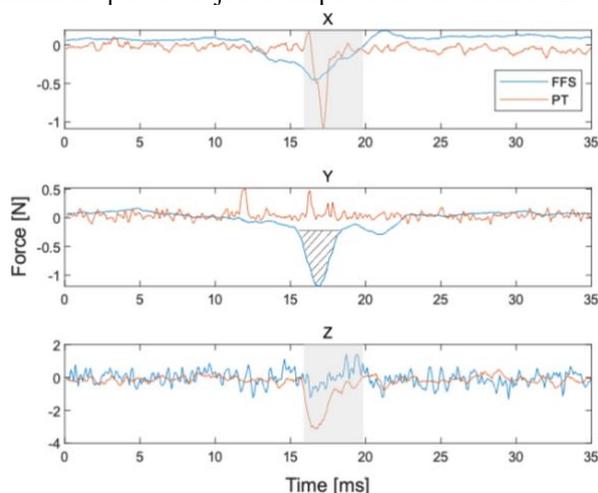


Figura 7. Fuerzas leídas por el sensor FFS y PT siendo la trayectoria una línea recta.

Como se puede observar en la figura 7, en el sensor PT no se lee ninguna fuerza en el eje y debido a que el movimiento se realiza a lo largo del eje x, por lo tanto, todo se registra en el sensor FFS que es el que se encuentra en el punto de fulcro. Por ello, este tipo de pruebas permite estudiar en qué tipo de movimientos se genera más fuerza en el punto de fulcro que en la zona objetivo de la operación.

Aunque en este experimento no se ha hecho una simulación de los movimientos que se llevar a cabo en una cirugía laparoscópica convencional, sí que sirve para confirmar que la plataforma experimental se puede adaptar a la mayoría de las cirugías mínimamente invasiva y que se puede comparar la fuerza que se ejerce en el punto de fulcro y la que se ejerce en el extremo distal de la herramienta que es con el que se efectúa la cirugía.

4. Conclusiones

Se presenta una plataforma experimental versátil para la medición de fuerzas en escenarios MIS, y cuyo objetivo es

estudiar la relación de las fuerzas leídas en distintos puntos para poder utilizar esta información en futuros desarrollos de estimadores en los que sólo se disponga de información parcial de uno de los sensores de fuerza.

Se muestran datos obtenidos en una primera experimentación con una plataforma diseñada para estudiar las fuerzas en los distintos puntos de interés de cirugía mínima invasiva con robots. Se comprueba que se posible disponer de una base de datos de maniobras realizadas “al aire” sin contacto con tejidos y que cuando se reproducen estas trayectorias en una cirugía real es posible estimar las fuerzas de contacto con los tejidos.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por la AEI con el proyecto RACE (ref. PID2019-111023RB-C32).

Referencias

- [1] P. Puangmali, K. Althoefler, L. D. Seneviratne, D. Murphy, y P. Dasgupta, «State-of-the-art in force and tactile sensing for minimally invasive surgery», IEEE Sens J, vol. 8, n.o 4, pp. 371-380, abr. 2008, doi: 10.1109/JSEN.2008.917481.
- [2] J. Rosen, B. Hannaford, M. P. MacFarlane, y M. N. Sinanan, «Force controlled and teleoperated endoscopic grasper for minimally invasive surgery-experimental performance evaluation», IEEE Trans Biomed Eng, vol. 46, n.o 10, pp. 1212-1221, 1999, doi: 10.1109/10.790498.
- [3] G. Tholey, A. Pillariseti, W. Green, y J. P. Desai, «Design, development, and testing of an automated laparoscopic grasper with 3-D force measurement capability», Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics), vol. 3078, pp. 38-48, 2004, doi: 10.1007/978-3-540-25968-8_5/COVER.
- [4] J. J. Craig, P. Prentice, y P. P. Hall, «Introduction to Robotics Mechanics and Control Third Edition», 2005.
- [5] K. Tadano y K. Kawashima, «Development of 4-DOFs forceps with force sensing using pneumatic servo system; Development of 4-DOFs forceps with force sensing using pneumatic servo system», 2006, doi: 10.1109/ROBOT.2006.1642038.
- [6] E. Petter, M. Biehl, y J.-U. Meyer, «Amsterdam 1996 I .3.6: Diagnostic and Therapeutic Instrumentation and Data Analysis II», 1996, doi: 10.1109/IEMBS.1996.656905.
- [7] B. L. Gray y R. S. Fearing, «Surface micromachined microtactile sensor array», Proc IEEE Int Conf Robot Autom, vol. 1, pp. 1-6, 1996, doi: 10.1109/ROBOT.1996.503564.
- [8] M. V. Ottermo, S. Tor, y A. Johansen, «Palpation Instrument for Augmented Minimally Invasive Surgery», 2004, doi: 10.1109/IROS.2004.1390033.
- [9] S. Hirose y K. Yoneda, «Development of Optical 6-Axial Force Sensor and Its Signal Calibration Considering Non-Linear Interference», 1990, doi: 10.1109/ROBOT.1990.125944.