

DISPOSITIVO TRANSDUCTOR PARA LA MEDICIÓN DE FUERZA Y VELOCIDAD EN UNA TAREA DE CORTE CON ESCALPELO

EDILBERTO MEJÍA¹
JORGE MEJÍA²
JAIME DELGADO³
OSCAR AVILÉS⁴
DARÍO AMAYA⁵

RESUMEN

El artículo muestra el diseño y fabricación de un dispositivo mecatrónico capaz de llevar a cabo la medición de fuerza y velocidad en una tarea de corte hecha con escalpelo. Se hizo un estudio, basado en el método de elementos finitos, con el fin de registrar la fuerza necesaria para romper el tejido (pechuga de pollo), teniendo un referente teórico como parámetro de comparación de los resultados obtenidos en las pruebas de corte efectuadas. Se usó como elemento primario de medición un sensor del tipo FlexiForce A201-25. El dispositivo fue acoplado, como herramienta de trabajo, a un brazo robótico industrial, programado con una rutina de corte transversal.

¹ Ingeniero en Mecatrónica, Universidad Militar Nueva Granada. Asistente de Investigación, Grupo de Investigación Davinci, Universidad Militar Nueva Granada, Bogotá, Colombia. edilberto.mejia@unimilitar.edu.co

² Ingeniero en Mecatrónica, Asine Colombia. Bogotá, Colombia. jorges4lu2@gmail.com

³ Ingeniero en Mecatrónica, Universidad Militar Nueva Granada. Magíster (c) en Ingeniería Mecánica, Universidad Estatal de Campinas, Brasil. jaimedelgadovargas@gmail.com

⁴ Ingeniero Electrónico, Universidad Antonio Nariño; Magíster en Sistemas Automáticos de Producción, Universidad Tecnológica de Pereira; Doctor en Ingeniería Mecánica, Universidad Estatal de Campinas, Brasil. Director del programa de Ingeniería Mecatrónica y líder del Grupo de Investigación GAV, Universidad Militar Nueva Granada. Bogotá, Colombia. oscar.aviles@unimilitar.edu.co

⁵ Ingeniero Electrónico, Universidad Antonio Nariño; Magíster en Teleinformática, Universidad Distrital Francisco José de Caldas. Doctor (c) en Ingeniería Mecánica, Universidad Estatal de Campinas, Brasil. Profesor, Facultad de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Militar Nueva Granada. Bogotá, Colombia. dario.amaya@unimilitar.edu.co

La velocidad de corte del dispositivo implementado fue sensada por medio de una cámara, llevando a cabo un seguimiento a un marcador establecido previamente; para tal fin se desarrolló un software en lenguaje de programación C#. Todas las pruebas se efectuaron sobre el mismo tejido y con la misma rutina, con el fin de realizar una medición de la repetitividad del corte. Los resultados obtenidos fueron registrados en tablas, para efectos de análisis estadístico, y representación gráfica.

PALABRAS CLAVE: escalpelo; fuerza; incisión; tejido blando; sensor de presión; medición de velocidad; transductores.

TRANSDUCER DEVICE FOR MEASURING FORCE AND SPEED IN A TASK OF SCALPEL CUTTING

ABSTRACT

This paper shows the design and manufacture of a mechatronic device, capable of measuring force and speed in a cutting work done with a scalpel. A study based on the finite element method was made, in order to record the force required to break the tissue (chicken breast) having a theoretical framework as the benchmark of the results obtained in the cutting tests. It was used, as the primary measuring device, a sensor type FlexiForce A201-25. The device was attached, as a working tool, to an industrial robotic arm programmed with a cross-section routine. The cutting speed of the implemented device was sensed through a camera by tracking a marker set previously for this purpose, software in C # programming language was developed. All tests were performed on the same tissue and with the same routine to perform a measurement of cutting repeatability. The results were recorded in tables, for purposes of statistical analysis, and graphical representation.

KEY WORDS: scalpel; force; incision; soft tissue; pressure sensors; speed measuring; transducers.

DISPOSITIVO TRANSDUCTOR PARA A MEDIÇÃO DE FORÇA E VELOCIDADE EM UMA TAREFA DE CORTE COM ESCALPELO

RESUMO

Ou artigo mostra o desenho e fabricação de um dispositivo mecatrônico, capaz de fazer a medição de força e velocidade em uma tarefa de corte feita com bisturi. Fez-se um estudo baseado no método dos elementos finitos, a fim de registrar a força necessária para romper ou tecido (peito de frango), com um referencial teórico como parâmetro de comparação dos resultados obtidos nos ensaios de corte efetuados. Usou-se como elemento primário de medição um sensor do tipo FlexiForce A201-25. O dispositivo foi conectado, como ferramenta de trabalho, a um braço robótico industrial programado com uma rotina de corte transversal. A velocidade de corte do dispositivo implantado foi sensada por meio de uma câmera, fazendo um seguimento a um marcador estabelecido previamente; para esta finalidade desenvolveu-se um software em linguagem de programação C #. Todos os ensaios se efetuaram sobre o mesmo tecido e com a mesma rotina para realizar uma medição da repetibilidade do corte. Os resultados foram registados em tabelas, para fins de análise estatística e representação gráfica.

PALAVRAS-CHAVE: bisturi; força; incisão; tecido mole; sensor de pressão, medição da velocidade; transdutores.



1. INTRODUCCIÓN

La incisión es el procedimiento mediante el cual se hace a la apertura de los tejidos, la piel o las mucosas, para poder llegar a los planos más profundos, o bien para delimitar lesiones tumorales y poder realizar, de esta manera, el propio objetivo de una intervención quirúrgica, como señala el diccionario médico del Equipo Staff (2005). Los elementos utilizados para esta clase de procedimiento son bisturí, electrobisturí y tijera. El bisturí es un instrumento de escisión o discisión de hoja fina, puntiaguda, de uno o dos cortes. El electrobisturí es un electrodo romo o puntiforme, conectado a un generador de corriente de alta frecuencia con el que se consigue al mismo tiempo corte, coagulación y hemostasia. La tijera es una palanca de primer orden doble, compuesta por dos hojas metálicas, afiladas por el lado interior y articuladas en un eje por sus extremos (Gipuzkoa, 1998). Si bien la electrocauterización y la disección por ultrasonido son los métodos preferidos para el corte en cirugía, hay circunstancias en las que el uso de un bisturí es necesario. Cortar con un bisturí permite una mejor identificación de los márgenes sin distorsión celular (como ocurre con el electrobisturí).

La cirugía robótica es la interacción entre el médico cirujano y un robot, que permite ejecutar distintas clases de procedimientos quirúrgicos con unas grandes ventajas sobre las intervenciones quirúrgicas convencionales. Los pacientes que han sido intervenidos por robots quirúrgicos han presentado una recuperación más rápida y con menos traumas posoperatorios; adicional a esto se disminuye el impacto cosmético, debido a que el robot permite procedimientos quirúrgicos de mínima invasión, con menor trauma operativo y mayor precisión, eliminando los temblores humanos.

Dentro de la robótica quirúrgica una de las áreas más importantes es la sensorica, que permite al cirujano recrear el ambiente donde se está llevando a cabo el procedimiento quirúrgico. Una de las variables para recrear más importantes es la fuerza,

la cual permite al médico cirujano sentir lo que está haciendo el robot.

Diferentes métodos de análisis de fuerza en tareas de corte se han desarrollado por grupos de investigación pertenecientes a centros de educación superior. El laboratorio PRISM (Program for Robotics, Intelligent Sensing, and Mechatronics) de la Universidad de Drexel, Filadelfia, diseñó y construyó un equipo versátil, para estudiar el corte de tejido blando. Llevaron a cabo experimentos con hígado de cerdo, para medir las fuerzas de interacción entre el tejido y el instrumento cortador a diferentes velocidades de corte (Chanthasopeephan, Desai y Lau, 2004). Paralelamente desarrollaron una pinza laparoscópica automatizada y un equipo de corte de tejido, con el fin de caracterizar el corte y agarre en una cirugía mínimamente invasiva; la pinza es capaz de generar una fuerza de realimentación, que se puede sentir a través de un dispositivo de interfaz táctil, permitiendo que el usuario sienta la rigidez del tejido que está siendo sujetado. El equipo de corte emplea un bisturí quirúrgico y un sensor de fuerza/torque de seis ejes, para medir las fuerzas durante el corte. El bisturí sigue una trayectoria lineal generada por un motor DC, según explican Tholey *et al.* (2003).

Los departamentos de ingeniería biomédica, eléctrica, mecánica y computacional de la Universidad de Johns Hopkins, Baltimore, desarrollaron un modelo analítico basado en los conceptos de mecánica de contacto y mecánica de fractura, para calcular las fuerzas aplicadas a unas tijeras durante el corte de un bloque de material, a partir de un modelo que relaciona torque y ángulo; los datos medidos se multiplican por un coeficiente que depende de la posición del borde de corte y la curva de las hojas (Mahvash *et al.*, 2008).

En este trabajo se hizo una simulación basada en el método de elementos finitos, por medio del software ANSYS, con la finalidad de comprobar la presión con la cual se fractura el tejido. Se modeló la geometría del escalpelo y de una porción de tejido blando; las propiedades mecánicas de los materiales, descritas en la sección 2, fueron incorporadas a cada

una de las geometrías, con el fin de tener un referente teórico con el cual comparar y validar los resultados obtenidos de modo experimental.

2. PROPIEDADES DE LOS MATERIALES

Los elementos en los que se focaliza el análisis son aquellos donde se produce un contacto directo durante la tarea de corte, en este caso la cuchilla del escalpelo (acero inoxidable X10Cr13) y el tejido blando (pechuga de pollo), el cual posee propiedades físicas y mecánicas semejantes a las de la piel humana.

2.1 Propiedades del acero inoxidable

El acero inoxidable es una aleación de acero con un mínimo de 10 % de cromo contenido en masa, es resistente a la corrosión, dado que el cromo u otros metales que contiene poseen gran afinidad por el oxígeno y reaccionan con él, formando una capa pasivadora, evitando así la corrosión del hierro (Black y Hastings, 1998; Molera, 1990).

El acero inoxidable X10Cr13 es usado en la manufactura de instrumentos quirúrgicos, ya que posee características como largo ciclo de vida, resistencia a la corrosión, resistencia a temperaturas altas y bajas, facilidad de limpieza y conservación, permitiendo total higiene y la garantía de la calidad en la asepsia (Callister, 1996).

2.2 Propiedades del tejido blando

Los tejidos blandos varían en calidad y en características físicas y mecánicas. Tanto los tejidos contráctiles como los no contráctiles son distensibles y elásticos, pero los tejidos contráctiles además se contraen. Contractilidad es la capacidad de un músculo para encogerse y generar tensión en toda su extensión. Distensibilidad (comúnmente conocida como extensibilidad o elongación) es la capacidad de un tejido muscular para estirarse en respuesta a una

fuerza aplicada externamente. Cuanto más débiles sean las fuerzas generadas dentro del músculo, mayor será el grado de estiramiento. Por otra parte, la elasticidad es la resistencia a la deformación, y es lo contrario de distensibilidad. La elasticidad se refiere a la propiedad de un tejido para volver a su longitud no forzada después de haber sido deformado (Alter, 2004). Cuanto mayor es la elasticidad de un tejido blando, mayor debe ser la fuerza capaz de producir un alargamiento. Un tejido de baja elasticidad no puede resistir una fuerza de estiramiento igual que un tejido altamente elástico, y necesitará una fuerza menor que el tejido más elástico para sufrir el mismo grado de deformación. Además, los tejidos blandos de gran elasticidad son menos susceptibles de sufrir lesiones tales como los esguinces (que afectan a los ligamentos o tejido inerte) y torceduras (que afectan a los tejidos contráctiles o músculos).

Los tejidos blandos no son perfectamente elásticos. Más allá de su límite elástico, no pueden volver a su longitud original una vez retirada la fuerza de estiramiento. La diferencia entre la longitud original y la nueva longitud se llama cantidad de deformación permanente y es análoga a un esguince o torcedura leve. De este modo, cuando se sufre un esguince o torcedura leve, los tejidos no vuelven a su longitud original una vez retirada la tensión excesiva.

Las propiedades mecánicas y físicas de la pechuga de pollo, según Kassama y Ngadi (2003) y Misra *et al.* (2008), son: densidad 1.250 kg/m³, módulo de elasticidad 22.100 Pa y coeficiente de Poisson 0,45.

3. SISTEMA PROPUESTO

Fue diseñado un dispositivo mecánico en el cual se puede acoplar un escalpelo empleado en intervenciones quirúrgicas, que consta de un sistema de pivote encargado de transmitir a un sensor de fuerza la que ejerce el tejido blando sobre el escalpelo. Éste opera en un rango de 0-25 lb (0-11 kg) y fue acondicionado para obtener una señal de salida de 0 a 5 V, para su posterior



conversión de analógica a digital y ser transmitida a un computador por medio de la interfaz USB, para la visualización de la variable fuerza.

Paralelamente se adquieren imágenes por medio de una webcam, reconociendo un marcador ubicado en el dispositivo mecánico, permitiendo

obtener las coordenadas (X, Y) del escalpelo. Fijando un periodo de muestreo, es posible medir el cambio en la posición y así mismo la velocidad, esta información es visualizada de igual que la variable fuerza. La figura 1 describe el funcionamiento del sistema propuesto.



Figura 1. Diagrama de bloques del sistema

4. SIMULACIÓN DE UNA TAREA DE CORTE

Misra *et al.* (2008) encontraron experimentalmente que la resistencia a la ruptura del tejido blando (pechuga de pollo) es 24,2 KN/m.

La tarea de corte con escalpelo está compuesta por dos fases. En la primera se alcanza la máxima fuerza de corte al fracturar el tejido; y en la segunda se describe una fuerza mínima y constante con la que se realiza el corte, siempre y cuando el tejido sea uniforme; en caso contrario, dicha fuerza será variable dependiendo de la estructura del tejido.

4.1 Primera fase

Se simuló un corte vertical del tejido con el escalpelo orientado a 45° con respecto a la horizontal, sometiéndolo a una presión vertical de 24 KPa,

se tuvo en cuenta que el escalpelo inicialmente hace contacto superficial con el tejido blando (figura 2a y 2b).

Los resultados del primer momento de la tarea de corte fueron: presión de 24 KPa, área de 0,00019 m²; fuerza de 4,53 N y desplazamiento de 0,0015 m.

4.2 Segunda Fase

Se simuló un corte horizontal del escalpelo a 45°, sometiéndolo a una presión horizontal de 8 KPa, se tuvo en cuenta que el escalpelo inicialmente se encuentra incrustado en el tejido blando, como se muestra en la figura 2c.

Los resultados del primer momento de la tarea de corte son: presión de 5,25 KPa, área de

0,00028 m², fuerza de 1,34 N y desplazamiento de 0,0064 m.

5. MODELO FÍSICO DEL DISPOSITIVO TRANSDUCTOR

Las fuerzas que actúan directamente sobre el dispositivo se muestran en la figura 3, donde F

es la fuerza ejercida sobre la hoja del escalpelo por el tejido blando, dicha fuerza se opone al corte y al movimiento del dispositivo. La dirección de F es desconocida, por lo cual se supone perpendicular a la línea entre el pivote y el punto donde es aplicada la fuerza, puesto que en esa dirección se genera el mayor momento con respecto al pivote o momento crítico.

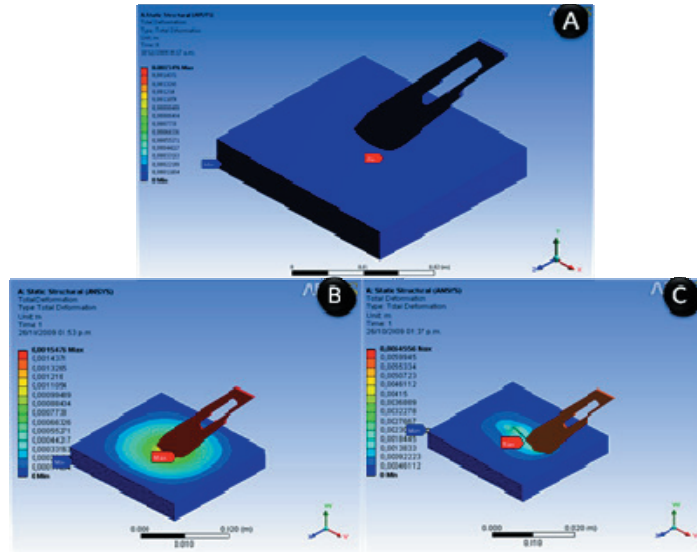


Figura 2. Simulación de la tarea de corte. a) Posición inicial de corte; b) Corte en la dirección Y con contacto superficial del escalpelo; c) Corte en dirección X con incrustación en el tejido del escalpelo

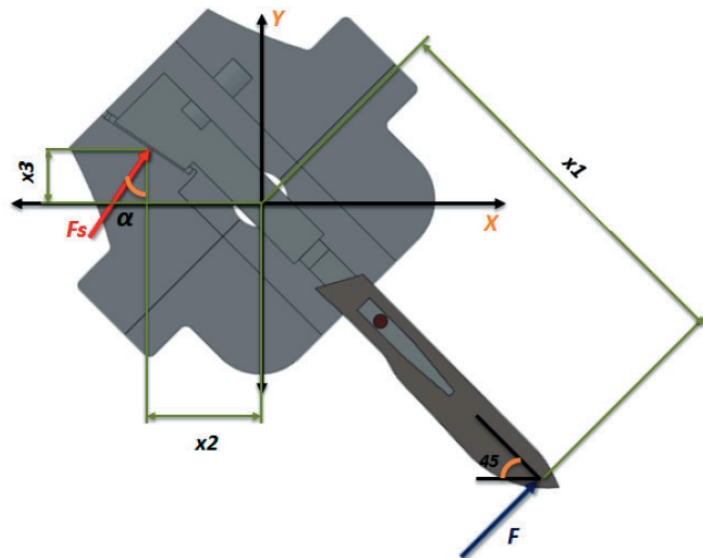


Figura 3. Diagrama de fuerzas



F_s es la fuerza aplicada directamente sobre el sensor, generada por F y transmitida por el mecanismo de pivote.

Al elaborar un análisis estático del dispositivo, se produce una expresión que relaciona la fuerza F ejercida por el tejido blando con la fuerza F_s vista por el sensor (ecuación 1), donde $x_1 = 0,058\text{ m}$, $x_2 = 0,015\text{ m}$, $x_3 = 0,007\text{ m}$ y $\alpha = 33,26^\circ$.

Finalmente se encuentra una expresión matemática con la cual se determina la fuerza F en función de la fuerza F_s vista por el sensor (ecuación 2).

$$\sum M_o = 0$$

$$F \cdot x_1 - F_s \cdot x_2 \cdot \cos \alpha - F_s \cdot x_3 \cdot \text{sen } \alpha = 0 \quad (1)$$

$$F \cdot 0,058\text{ m} - F_s \cdot 0,015\text{ m} \cdot \cos 33,26^\circ - F_s \cdot 0,007\text{ m} \cdot \text{sen } 33,26^\circ = 0$$

$$F = \frac{F_s \cdot 0,015\text{ m} \cdot \cos 33,26^\circ + F_s \cdot 0,007\text{ m} \cdot \text{sen } 33,26^\circ}{0,058\text{ m}} \quad (2)$$

6. SENSOR DE FUERZA

Se usó como elemento primario de medición un sensor Tekscan FlexiForce A201-25 (figura 4), por su alta linealidad y precisión en características como son:

- Error de linealidad: $< \pm 3\%$.
- Repetibilidad: $< \pm 2,5\%$ de la escala completa (sensor acondicionado, 80 % de la fuerza aplicada).
- Histéresis: $< 4,5\%$ de la escala completa (sensor acondicionado, 80 % de la fuerza aplicada).
- Tiempo de respuesta: < 5 microsegundos.
- Sensibilidad de temperatura: varianza de salida hasta 0,36 % por grado Celsius.
- Rango de fuerza: 0N a 110N.

Adicionalmente la salida del sensor no depende del área de carga.

El sensor está fabricado con dos capas de sustrato compuesto de una película de poliéster.

En cada capa, un material conductor (plata) es aplicado, seguido por una capa de tinta sensible a la presión. Un adhesivo lamina las dos capas de sustrato para formar el sensor. Un círculo de plata en la parte superior de la tinta sensible a la presión es la zona activa de detección. El material conductor se extiende desde el área de detección hasta el otro extremo del sensor, formando los cables conductores. Las propiedades físicas son: espesor de 0,203 mm; longitud de 203 mm, anchura de 14 mm y zona de detección (diámetro) de 9,56 mm.

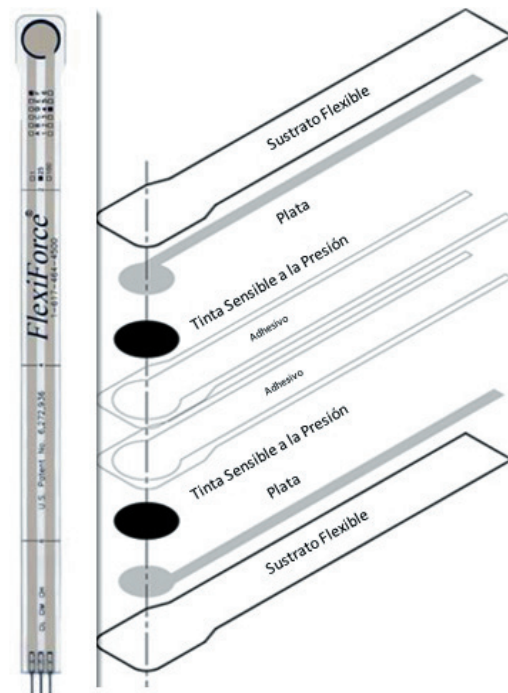


Figura 4. Tekscan Flexi Force A201-25

El sensor actúa como una resistencia variable en un circuito eléctrico. Cuando no hay carga sobre el sensor, su resistencia es muy alta (superior a 5 MΩ); cuando se aplica una fuerza en el sensor, disminuye. Al conectar un óhmetro a los dos pines de salida del conector del sensor y aplicar una fuerza a la zona de detección se puede apreciar el cambio en la resistencia.

7. CALIBRACIÓN DEL SENSOR DE FUERZA

El sensor fue calibrado con 10 muestras diferentes de pesos conocidos, como se muestra en la tabla 1, utilizando como referencia una balanza electrónica de alta precisión. Para garantizar una mayor exactitud en la calibración del sensor se determinó el error absoluto (ecuación 3) del módulo conversor análogo a digital del microcontrolador (PIC 18F4550); este error incluye los errores de compensación, ganancia, no linealidad y cuantización.

$$Error\ absoluto = \frac{V\ max}{2 - 2^n} \quad (3)$$

$$Error\ absoluto = \frac{5V}{2 \cdot 2^{10}} = 2,44\ mV$$

Tabla 1. Muestras empleadas para la calibración del sensor

Gramos	Voltios
0	0,05 ± 2,4mV
100	0,12 ± 2,4mV
200	0,25 ± 2,4mV
300	0,40 ± 2,4mV
399	0,72 ± 2,4mV
500	0,83 ± 2,4mV
598	1,02 ± 2,4mV
700	1,17 ± 2,4mV
801	1,36 ± 2,4mV
900	1,56 ± 2,4mV
1000	1,83 ± 2,4mV

Se efectuó un ajuste por el método de mínimos cuadrados y se obtuvo una expresión lineal (ecuación 4), que describe el comportamiento del sensor, como se muestra en la figura 5. El ajuste muestra una varianza residual igual a 0,017, el valor es pequeño (cerca de cero), por lo cual la depen-

dencia es grande y el ajuste es bueno; el coeficiente de determinación es igual a 0,993 (cercano de 1), por lo cual todos los residuos son cercanos a cero y el ajuste es bueno.

$$y = -0,103 + 0,001 \cdot x \quad (4)$$

8. MÉTODO EMPLEADO PARA SENSAR VELOCIDAD

Por medio de una webcam se hace un seguimiento a un marcador fijado en el dispositivo desarrollado, con el objeto de conocer la posición del escalpelo y su velocidad. La figura 6 muestra el escalpelo. Las imágenes provenientes de la webcam son sometidas a procesamiento en un computador que permite identificar el marcador. Se establece un periodo de muestreo constante en el que se obtienen las coordenadas del objeto identificado (figura 10). En cada periodo de muestreo se calcula una delta de posición (ecuación 5), que permite conocer la velocidad (ecuación 6).

$$\Delta x = |x_2 - x_1| \quad (5)$$

$$\Delta y = |y_2 - y_1|$$

$$v = \frac{\sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2}}{T} \quad (6)$$

9. CALIBRACIÓN DE LA CÁMARA

El proceso de calibración de una cámara es un paso necesario para obtener medidas de la escena a partir de imágenes de ella. La exactitud de la calibración determinará luego la precisión de las medidas que se realicen a partir de las imágenes. Por este motivo es imprescindible hacer la calibración de la cámara con plenas garantías de que los parámetros obtenidos sean los más parecidos a los reales. Una cámara tiene tanto parámetros intrínsecos como extrínsecos, o internos y externos.

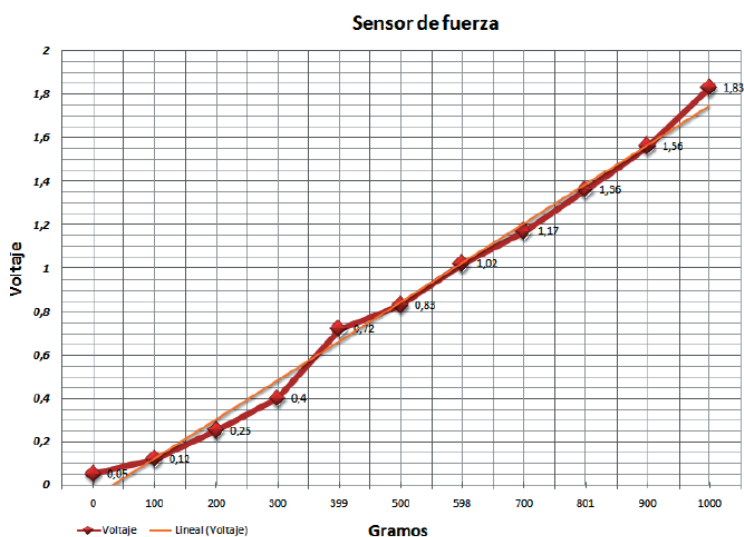


Figura 5. Gráfica de regresión lineal

9.1 Parámetros intrínsecos o internos

Los parámetros internos definen las coordenadas en píxeles de un punto en la imagen virtual con respecto a las coordenadas en el cuadro de

referencia de la cámara, es decir, dan la orientación interna del cuadro, siempre teniendo el objetivo de conocer la distancia focal, que es el punto principal de la cámara digital, como lo enuncia Jiménez (2009).

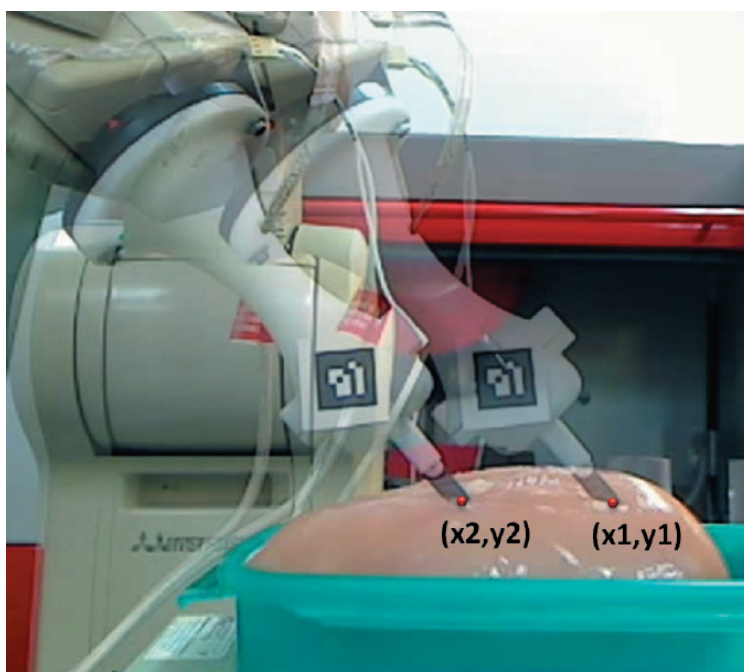


Figura 6. Posición del escalpelo en dos instantes diferentes

Los parámetros intrínsecos son:

- *Distancia focal.* Es la distancia entre el eje óptico de la lente y el plano focal de la cámara, cuando la lente está enfocada al infinito.
- *Punto principal.* Punto en el plano focal que se interseca con el eje principal.
- *Centro óptico.* Punto donde se localiza la cámara. Por defecto, se considera en el centro de coordenadas, observando en dirección de Z negativo y con Y positivo hacia arriba.

9.2 Parámetros extrínsecos o externos

Los parámetros externos definen la posición y la orientación del cuadro de referencia de la cámara con respecto al mundo real, es decir, dan la orientación externa de la cámara, como explica Jiménez (2009).

9.3 Modelo pinhole

El modelo de cámara que tradicionalmente se utiliza para pasar de coordenadas reales 3D a coordenadas 2D pertenecientes a la imagen captada suele ser el de proyección perspectiva denominado modelo pinhole, en el cual todos los rayos provenientes de un cierto objeto atraviesan un agujero fino para impactar en el sensor imagen.

El sistema de referencia de la cámara se sitúa en el centro de la proyección, coincidiendo el eje Z de dicho sistema con el eje óptico, también denominado eje axial. En esta disposición de ejes, el plano imagen, de coordenadas (u, v) , se encuentra situado a una distancia igual a la longitud focal del objetivo, de forma perpendicular al eje óptico. La intersección del eje óptico con el plano imagen se denomina punto principal. El centro de proyección C de la cámara se supone constante, pero es a priori desconocido. El plano imagen normalmente se sitúa por delante del centro de proyección C para tener una imagen sin inversión. En la figura 7 se muestra un esquema explicativo del modelo pinhole (Gardel, 2003).

El modelo pinhole sirve para modelar correctamente lentes delgadas, dado que su espesor se considera despreciable y se puede decir que todos los haces de rayos que las atraviesan lo hacen siempre por el mismo centro de proyección C. En el caso de trabajar con lentes cuyo espesor no es despreciable (lentes gruesas), este modelo no tiene en cuenta que la transformación entre los puntos del espacio y sus puntos correspondientes en el plano imagen vienen dados por dos planos principales diferentes. Por tanto, el parámetro f representa la distancia del sistema de referencia de la cámara al plano imagen la cual no es, en general, equivalente a la distancia focal efectiva del sistema óptico, cuyo valor es una propiedad intrínseca de las lentes.

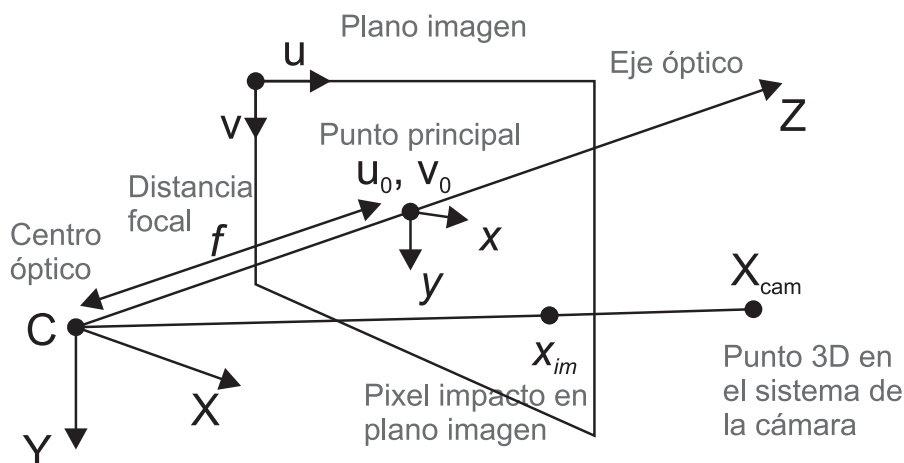


Figura 7. Diagrama explicativo del modelo pinhole



9.4 Procedimiento de calibración

El procedimiento de calibración basado en plantilla plana debe seguir los siguientes pasos:

- Diseñar una plantilla tipo tablero de ajedrez con 80 esquinas (figura 8).
- Tomar 50 imágenes de la plantilla desde varias posiciones y orientaciones. Las imágenes se tomarán de forma que la plantilla abarque la mayor superficie de la imagen (figura 8).
- Generar un archivo .xml que contenga los parámetros intrínsecos y extrínsecos de la cámara por medio de la biblioteca ALVAR 1.2.0 diseñada para realidad aumentada.

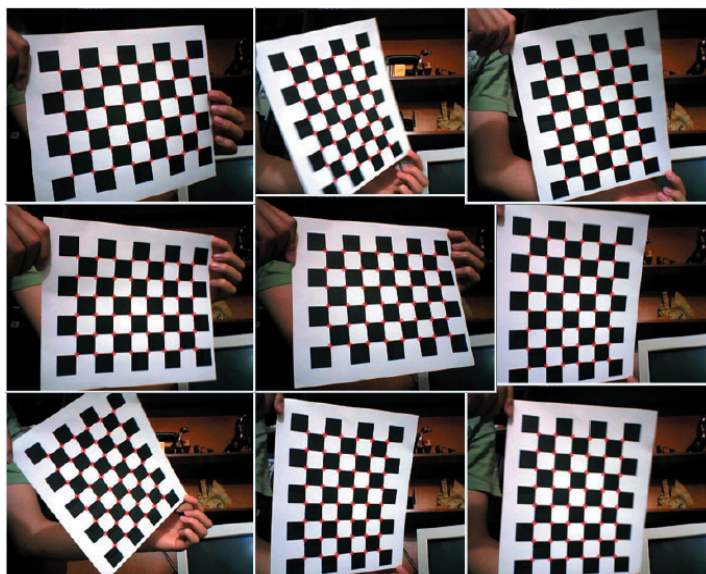


Figura 8. Plantilla tipo ajedrez desde varias posiciones y orientaciones

10. RESULTADOS

El dispositivo fue acoplado al robot Mitsubishi RVE-2, que fue programado con una rutina de corte por medio del software COSIMIR, con el fin de garantizar la exactitud en los desplazamientos y una velocidad constante en cada una de las trayectorias recorridas.

La tarea de corte consiste en ejecutar un movimiento vertical en el que se penetra el tejido blando, una vez penetrado se desplaza horizontalmente 4 cm, al final el robot regresa a la posición inicial. Se ejecutaron 20 pruebas sobre el mismo tejido blando (pechuga de pollo). Los resultados muestran que

en una primera fase se alcanza la máxima fuerza de corte al romper el tejido; y en una segunda fase, se describe la fuerza mínima con la que se hace el corte, como se indica en la figura 9, siempre y cuando el tejido sea uniforme. Los resultados también muestran una velocidad constante a lo largo del recorrido como se muestra en la figura 10.

Con el objeto de observar las diferencias entre las lecturas obtenidas en las 20 pruebas efectuadas bajo las mismas condiciones, se llevó a cabo un estudio calculando una serie de medidas de tendencia central (tabla 2, 3 y 4), para ver en qué medida los datos se agrupan o dispersan en torno a un valor central.

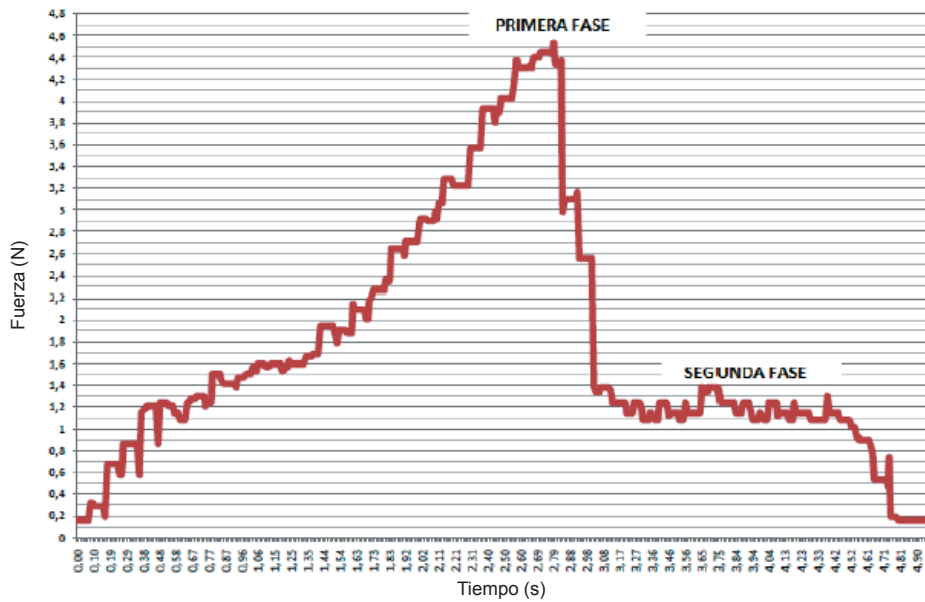


Figura 9. Fuerza sensada por el dispositivo en una tarea de corte

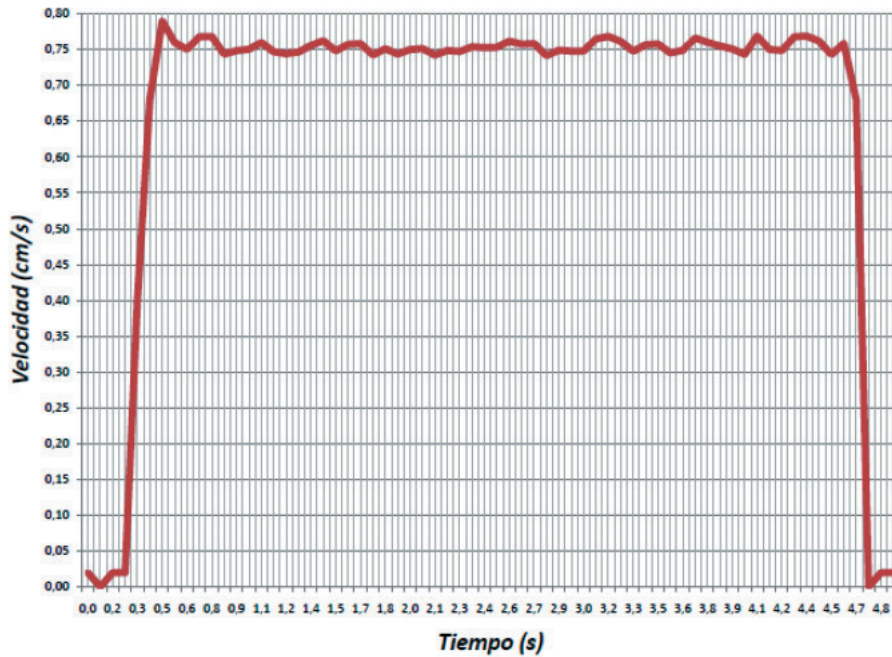


Figura 10. Velocidad sensada por el dispositivo en una tarea de corte



Tabla 2. Estadística descriptiva de la primera fase

Primera fase	
Media	4,567
Error típico	0,026
Mediana	4,538
Moda	4,538
Desviación estándar	0,118
Varianza de la muestra	0,014
Curtosis	0,174
Coefficiente de asimetría	-0,811
Rango	0,422
Mínimo	4,303
Máximo	4,725
Cuenta	20

Tabla 4. Estadística descriptiva de la velocidad

Primera Fase	
Media	0,751
Error típico	0,001
Mediana	0,750
Moda	0,751
Desviación estándar	0,005
Varianza de la muestra	0,00003
Curtosis	-0,460
Coefficiente de asimetría	0,385
Rango	0,020
Mínimo	0,742
Máximo	0,762
Cuenta	20

Tabla 3. Estadística descriptiva de la segunda fase

Segunda fase	
Media	1,505
Error típico	0,016
Mediana	1,505
Moda	1,443
Desviación estándar	0,075
Varianza de la muestra	0,005
Curtosis	5,375
Coefficiente de asimetría	1,961
Rango	0,312
Mínimo	1,443
Máximo	1,755
Cuenta	20

11. CONCLUSIONES

Se diseñó y construyó un dispositivo mecánico, con el fin de sensar la fuerza y velocidad de un escalpelo en una tarea de corte. Se realizaron 20 pruebas sobre el mismo tejido blando, los resultados muestran una primera fase en la que se alcanza la fuerza máxima de corte al fracturar el tejido; y en una segunda fase, la fuerza mínima y constante con la que se hace el corte. Los datos fueron analizados estadísticamente con la finalidad de determinar la repetibilidad del sensor. La exactitud del dispositivo se determinó al comparar los resultados experimentales con los obtenidos mediante la simulación de una tarea de corte.

La calibración de la cámara es un paso obligatorio para obtener medidas lo más cercanas a las reales, a partir de imágenes de la escena.

REFERENCIAS

- Microchip. *Microcontrolador PIC 18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet*, 2009.
- Alter, Michael J. *Los estiramientos: bases científicas y desarrollo de ejercicios*. 6ª ed. Barcelona: Paidotribo, 2004.
- Black, Jonathan and Hastings, Garth. *Handbook of biomaterial properties*. Springer, 1998. 448 p.
- Callister, William D. *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales*. Vol. 2. Barcelona: Reverté, 1996.
- Chanthasopeephan, Teeranoot; Desai, Jaydev P. and Lau Alan C. W. (2004) "Study of soft tissue cutting forces and cutting speeds". *Studies in Health Technology and Informatics*, No. 98, pp. 56-62.
- Diputación Foral de Gipuzkoa. *Novedades tecnológicas: Hans E. Rùth S. A. Instrumentos médicos*. 1ª ed. 1998.
- Equipo Staff. *Diccionario médico*. 4ª ed. Barcelona: Masson. 2005.
- Gardel, Alfredo. *Calibración de una cámara controlable en zoom y movimiento pan-tilt*. Tesis de Maestría, Escuela Politécnica Superior, Universidad de Alcalá. 2003.
- Jiménez Camacho, Emmanuel. *Medición de distancias por medio de procesamiento de imágenes y triangulación, haciendo uso de cámaras de video*. Tesis de Maestría (Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones). Universidad de las Américas, Puebla, 2009.
- Kassama, Lamin S. and Ngadi, Michael O. (2003). "Density, shrinkage and porosity of deep-fat fried chicken meat". ASAE Annual Meeting of the American Society of Agricultural and Biological Engineers. Las Vegas (27-30 July).
- Mahvash, Mohsen; Voo, Liming; M. Kim, Diana; Jeung, Kristin; Wainer, Joshua and Okamura, Allison M. (2008) "Modeling the forces of cutting with scissors". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, No. 3 (March), pp. 848-856.
- Misra, Sarthak; Reed, Kyle B.; Douglas, Andrew S.; Ramesh, K. T. and Okamura, Allison M. (2008). "Needle-tissue interaction forces for bevel-tip steerable needles". *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*. Scottsdale, USA. (19-22 October).
- Molera Solá, Pere. *Metales resistentes a la corrosión*. Barcelona: Marcombo, 1990. 124 p.
- Tholey, Gregory; Chanthasopeephan, Teeranoot; Hu, Tie; Desai, Jaydev P. and Lau, Alan. (2003) "Measuring grasping and cutting forces for reality-based haptic modeling". *International Congress Series*, 1256: pp. 794-800.