

# CONTROL DE UN MANIPULADOR TIPO SCARA APLICADO A TAREAS EN INTERACCION CON SISTEMAS BIOLOGICOS

**Analía Moral, Carlos Soria, Vicente Mut**

*Instituto de Automática  
Universidad Nacional de San Juan  
Av. Libertador San Martín 1109 (o), 5400 San Juan  
analía\_moral@hotmail.com; {csoria;vmut}@inaut.unsj.edu.ar*

**Resumen:** En este trabajo se presentan controladores de fuerza, impedancia y cinemático de impedancia aplicados a tareas de interacción con sistemas biológicos. Se presentan resultados experimentales realizados a tejidos biológicos con un robot manipulador tipo SCARA en cuyo extremo operativo tiene montado un sensor de fuerza.

**Palabras claves:** robot manipulador, impedancia, control de fuerza.

## 1. INTRODUCCION

El estudio de la robótica para aplicaciones quirúrgicas requiere conocimientos multidisciplinarios en ingeniería, un minucioso estudio de la tarea, y un conocimiento profundo de los sistemas biológicos con los que el robot interactuará. Día a día estos “cirujanos” poseen mayor precisión y diversos tipos de sensores que los hacen más seguros, gracias a ello, los sistemas robóticos tienen actualmente un amplio uso en medicina con excelentes resultados.

Actualmente se han identificado más de 400 aplicaciones médicas mediante el uso de robots. Dentro de las más importantes encontramos: robots de laboratorio, sistemas de rehabilitación robótica (incluyendo sistemas de sensores), y sistemas robóticos para cirugía. Todas ellas tienen en común la realización de complejos procedimientos, que además requieren demasiado tiempo para ser ejecutados. La diferencia en estos procedimientos se debe generalmente al medio en el que actuará el robot, ya que por ejemplo, en un laboratorio la tarea será más estructurada y sencilla que aquella que ha de realizar en un quirófano. Gran exactitud, mayor rendimiento, gran capacidad para el manejo de datos, estandarización y reprogramación para nuevas tareas, son algunas de las principales características que poseen estos sistemas robóticos. El empleo de estos sistemas flexibles puede eliminar la fatiga humana, así como también puede brindar la seguridad necesaria para el operador en entornos de alto riesgo,

como por ejemplo en laboratorios donde se manipulan materiales radioactivos, o en cirugías de pacientes infectocontagiosos.

Numerosos estudios se han llevado a cabo utilizando distintos algoritmos de control para teleoperar sistemas de cirugía asistida por robots, o algún tipo de herramienta quirúrgica o de diagnóstico. La mayoría de ellos están orientados a la obtención de las características de los tejidos con los que dichos sistemas interactúan (como por ejemplo módulo de Young) para obtener un modelo del medio y finalmente utilizar estos resultados para la creación de programas de simulación o desarrollo de nuevas herramientas. Como ejemplo de ello podemos citar el trabajo de (Chanthasopeephan *et al.*, 2004), cuyo principal objetivo fue medir experimentalmente las fuerzas de interacción entre un bisturí y tejido biológico (hígado en particular) desplazando dicho bisturí a distintas velocidades, distintos ángulos y distintas profundidades. Con estos datos se obtuvo el módulo de Young local efectivo (LEYM). La conclusión de dicho trabajo fue que el proceso de corte consistió en una secuencia de fracturas localizadas intermitentes, y que los resultados podían ser usados para simulación mediante el método de los elementos finitos. (Pierrot *et al.*, 1999), desarrollaron un sistema robótico, denominado *Hippocrate*, para asistir a los médicos en tareas de diagnóstico que implican el desplazamiento de transductores ultrasónicos sobre la piel del paciente aplicando un determinado esfuerzo. En este caso, el

controlador utilizado fue un controlador de posición con lazo externo de fuerza y compensación de gravedad, y fue primero probado en un brazo robótico industrial. *Dermarob* (Dombre *et al.*, 2003), es un sistema robótico que utiliza como herramienta un *dermatoma* acoplado en su extremo operativo, y que es usado para extraer “tiras de piel” para cirugía reconstructiva (por ejemplo para pacientes que necesitan trasplante debido a quemaduras o algún otro tipo de lesión en la piel). Este sistema posee varios modos de control para su funcionamiento, entre ellos control de impedancia, para tareas de “teaching” (enseñanza), y control híbrido fuerza-posición para el desarrollo de la tarea en sí. Además, (W. Lee y C. Shih, 2003) utilizan el control de fuerza puro, con un controlador PID para controlar la fuerza y la velocidad del motor de un taladro cuando éste es operado sobre un hueso. El objetivo de ese trabajo es detectar el instante en que el taladro alcanza la última capa de hueso y detener su avance para evitar daños a los tejidos subyacentes. Finalmente, y utilizando nuevamente el control híbrido de fuerza-posición desarrollado en (Dombre *et al.*, 2003) extraen de características de los tejidos biológicos para el posterior desarrollo de sus modelos matemáticos y para simulación (Duchemin *et al.*, 2003).

En el presente trabajo se pretende llevar a cabo la adecuación de distintos algoritmos de control para un robot manipulador tipo SCARA (Selective Compliance Assembly Robot Arm), de manera que se puedan realizar tareas de interacción con un medio biológico, ya sea corte de tejidos, incisiones, inserción de agujas o toma de muestras. Para ello se hará la selección y adaptación de una estrategia de control apropiada para realizar la tarea, que estará sujeta a las restricciones y a las características del medio, que puede ser por ejemplo, tejido muscular, graso, óseo, etc.

## 2. SISTEMA EXPERIMENTAL

El sistema experimental utilizado en esta tesis está basado en un manipulador industrial SCARA BOSCH SR-800 (Fig. 1) y en su totalidad está subdividido en cuatro componentes:

- Manipulador.
- Unidad de Control.
- Unidad de Potencia.
- Sensor de Fuerza.

El sensor de fuerza está montado en el extremo operativo del robot, el modelo es FS6-120A capaz de medir fuerzas y momentos en 3 ejes ( $X, Y, Z$ ) (6 grados de libertad), enviando dichas lecturas vía RS232C.



Fig. 1. Manipulador industrial BOSCH SR-800

## 3. CONTROLADORES PROPUESTOS

### 3.1 Control de Impedancia

El control de impedancia es una estrategia que controla la relación dinámica entre el manipulador y el entorno. La fuerza ejercida por el manipulador sobre el entorno depende de su posición y de su impedancia. Usualmente la relación es expresada en el espacio cartesiano como,

$$f = Z \tilde{x} \quad (1)$$

donde  $f$ ,  $Z$  y  $\tilde{x}$ , son fuerza, impedancia y error de posición respectivamente. La impedancia tiene en cuenta las características físicas intrínsecas del manipulador y las características deseadas que son impuestas por el controlador. El objetivo del control de impedancia, es enmascarar las propiedades físicas del robot y reemplazarlas por las deseadas.

Un punto importante dentro del control de impedancia es la elección de la relación  $Z$ , la cuál suele tomarse lineal, y a lo sumo, de segundo orden. Esto es por dos razones: primero, la dinámica de un sistema de segundo orden está bien estudiada y probada; segundo, para sistemas de orden superior es difícil obtener las mediciones correspondientes, debido al alto orden de las variables.

Se presenta una relación de impedancia deseada en el dominio de Laplace,

$$f = Z(s)\tilde{x} \quad (2)$$

El orden del polinomio  $Z(s)$  es considerado el orden de la impedancia. Una forma completa de impedancia es mediante el uso de una relación de segundo orden del tipo,

$$f = (Is^2 + Ds + K)\tilde{x} \quad (3)$$

donde  $I$  es el parámetro de inercia deseada del manipulador. La inercia intrínseca del brazo es producida por la masa de éste. A diferencia de los dos anteriores, (3) requiere la medición de la aceleración, la que típicamente se obtiene de la segunda derivada del valor de la posición, la cual

puede ser extremadamente ruidosa (Volpe y Khosla, 1994).

Las especificaciones de diseño de las matrices  $I$ ,  $D$  y  $K$  se dan siguiendo los siguientes criterios: típicamente se especifican valores de  $K$  altos en aquellas direcciones donde se requiere precisión y bajos en las que requieran bajos valores en la fuerza de interacción. Se toman grandes valores de  $D$ , si se requiere alta disipación de energía. Por último los valores de  $I$  permiten un comportamiento suave del manipulador ante las fuerzas de contacto.

Una manera de implementar el control de impedancia y obtener un buen desempeño tanto en el movimiento restringido como en el libre, es utilizando un lazo interno de posición y un lazo externo que genera los ajustes en la referencia, como el que se presenta en la Fig. 2.

En el diagrama de bloques de la Fig. 2, se denomina "Cp" al controlador de posición que posee el sistema.

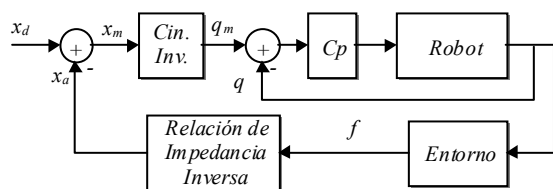


Fig. 2 Esquema de control de impedancia utilizado en el sistema experimental.

En la Fig. 2,  $q \in \mathcal{R}^{n \times 1}$  es el vector que indica la posición de las articulaciones del manipulador y  $x_d \in \mathcal{R}^{n \times 1}$  es el vector de trayectoria deseada especificado en un marco de acomodación adecuado y  $x_a \in \mathcal{R}^{n \times 1}$  el vector de ajuste.

### 3.2 Control de Fuerza

En la Fig. 3 se presenta el esquema de control de fuerza utilizado, en el que se ha presentado al robot, con su lazo interno de velocidad, como un bloque único. Esto es por dos razones: la primera es que no se tiene acceso al lazo interno de velocidad del robot industrial, y segundo, no se utiliza información sobre la dinámica del robot, lo que es una realidad en la mayoría de los robots industriales. Estos aspectos están orientados a considerar situaciones reales, esto es la implementación de los sistemas de control de fuerza más usados sobre una plataforma real como puede encontrarse en la industria.

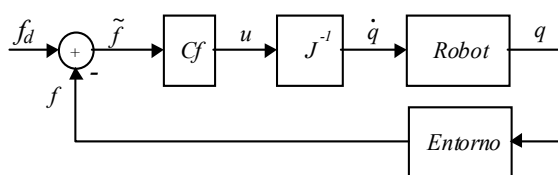


Fig. 3. Esquema de control de Fuerza utilizado en los experimentos

El diagrama expuesto en la Fig. 3 está integrado por un controlador de fuerza "Cf" que en la práctica usualmente es un P-I. Este tipo de controlador tiene

como principal característica la eliminación del error de estado estacionario gracias a la acción de la parte integradora. Además posee una acción de filtrado respecto a la señal proveniente del sensor de fuerza que es de carácter ruidosa.

La salida del controlador es una señal de control proporcional a la velocidad en el espacio cartesiano, la que debe ser transformada a consignas de velocidad en el espacio articular para que puedan ser interpretadas por el controlador de velocidad interno del sistema experimental.

### 3.3 Control Cinemático de Impedancia

Con el control cinemático de impedancia se trata de lograr la siguiente relación dinámica:

$$xd - x = F(p)f \quad (4)$$

donde  $p$  denota el operador diferencial y

$$F(p) = [p^2 I + pB + K]^{-1} \quad (5)$$

siendo  $I$ ,  $B$ ,  $M$  matrices simétricas definidas positivas. Esto hace de  $F(p)$  un filtro estable lineal multivariable de segundo orden.

Definiendo el error de impedancia  $\xi$  como:

$$\xi = xd - x - [p^2 I + pB + K]^{-1} f \quad (6)$$

El objetivo del control de impedancia es:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \xi = 0 \quad (7)$$

Es importante notar que en caso de ausencia de contacto es decir  $f \equiv 0$ , el objetivo de control de impedancia equivale al control de movimiento – seguimiento de trayectoria  $xd$ . Por lo tanto el control de impedancia puede verse como un control de movimiento permitiendo la tolerancia de errores en el seguimiento de la trayectoria en presencia de fuerzas de interacción.

Considerando únicamente la posición del marco de referencia del extremo del robot con respecto al marco de base y sólo 2 ejes, el modelo cinemático diferencial puede expresarse como:

$$\dot{x} = J(q)\dot{q} \quad (8)$$

donde  $\dot{q} \in \mathcal{R}^2$  corresponde a las posiciones articulares, y  $J(q) \in \mathcal{R}^{2 \times 2}$  es el jacobiano del robot. Este modelo puede ser visto como un sistema teniendo como entrada las velocidades articulares  $\dot{q}$  y como salida  $y$ . En este trabajo se supondrá que el jacobiano  $J(q)$  es no singular por lo que su inversa  $J(q)^{-1}$  existe. También se supondrá que el jacobiano es acotado.

La propuesta de controlador que determina las velocidades de consigna, que se denotan por

$$\dot{q}_d = J(q)^{-1} [\dot{x}_d - pF(p)f + K_p \xi] \quad (9)$$

donde  $\dot{x}_d$  corresponde a la velocidad deseada para la posición del marco de referencia del extremo del robot, y  $K_p$  es una matriz simétrica y definida positiva.

Aunque muchos robots industriales poseen lazos de control de velocidad para cada articulación, estos no son perfectos en el sentido de que en general prevalecen errores en el seguimiento de las consignas de velocidad  $\dot{q}_d$ . Un análisis de dicho efecto se puede ver en (Kelly *et al.*, 2003)

#### 4. RESULTADOS EXPERIMENTALES

Las muestras de tejido utilizadas son un hígado de cerdo y grasa de vaca procesada, dado que sus características permiten simular un medio que requiere de gran precisión, como el cuerpo humano, durante una aplicación quirúrgica. Todas estas muestras fueron conservadas en frío hasta su utilización (aproximadamente un día) para evitar su rápida descomposición y posterior pérdida de sus propiedades fisiológicas.

##### 4.1. Control de impedancia: Modo "teaching".

La siguiente prueba se realizó usando control de impedancia en modo "teaching". Es decir los valores de  $K$ ,  $D$  e  $I$  son tales que la impedancia mecánica del extremo del manipulador permite manejarlo con la mano directamente. De esta manera se puede llevar a cabo una tarea específica, guardar sus datos y luego reproducirla enviando los valores de posición, velocidad, etc. al manipulador.

La tarea llevada a cabo consistió en mover el bisturí montado en el extremo operativo del robot desde su posición inicial hasta la zona donde se encontraba la muestra y luego deslizarlo sobre su superficie, sin que se produjera el corte ("zona de corte"). En la Fig. 4 se puede observar el contorno de la muestra (hígado de cerdo de 10 cm x 15 cm y 2.5 cm de altura en su parte más alta), recorrido por el extremo del manipulador.

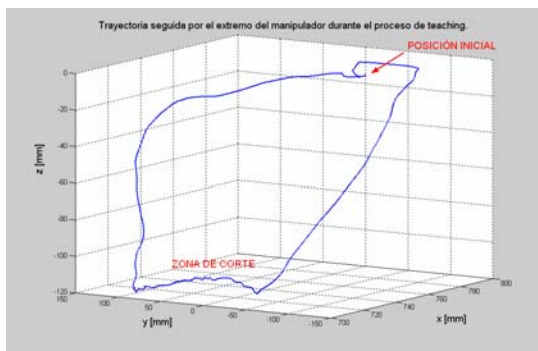


Fig. 4. Trayectoria seguida en el espacio durante el procedimiento de teaching al desplazar la herramienta sobre la superficie de la muestra.

La Fig. 5 muestra las fuerzas sensadas durante el proceso de enseñanza. Se puede observar en este caso las fuerzas varían tanto en magnitud como en

sentido, ya que esta vez la fuerza es la que ejerce el operador sobre el extremo del manipulador.

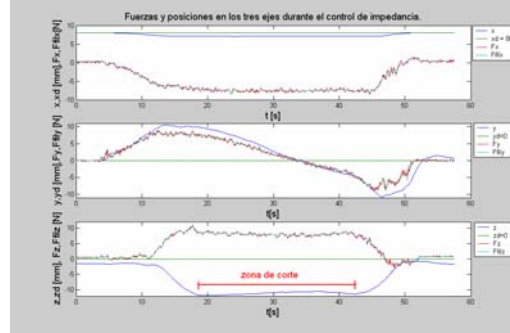


Fig. 5. Fuerzas y desplazamientos durante el procedimiento de "teaching".

Los parámetros utilizados fueron los siguientes:

Controlador de Impedancia			
	K	D	M
x	0.08	0.03	0.001
y	0.08	0.03	0.001
z	0.15	2	0.0001

Controlador de Posición			
	P	I	D
Articulación 1, 2, 3 y 4	30	7	7

Tiempo de muestreo	5 ms
--------------------	------

##### 4.2. Repetición de la tarea grabada usando "teaching".

En este caso los valores deseados de posición son los que se grabaron en la experiencia anterior. La posición en el eje z se encuentra desplazado 10 mm hacia abajo respecto de la posición deseada, ya que durante el proceso de enseñanza se deslizó la herramienta sobre la superficie de la muestra sin cortarla. Por ello durante la repetición de la tarea se agregó este "offset" para asegurar el corte del tejido usando un bisturí #24.

La Fig. 6 muestra el desplazamiento en el espacio del extremo del manipulador mientras repite la tarea.

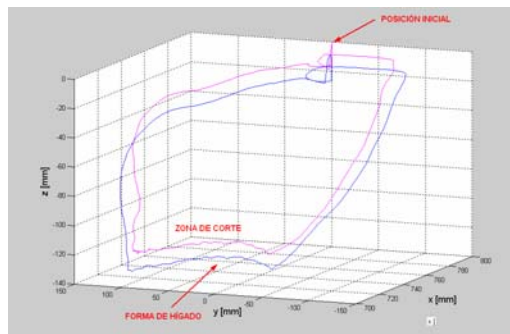


Fig. 6. Trayectoria en el espacio durante la repetición de la tarea planificada con "teaching".

La Fig. 7 muestra las gráficas de fuerza y desplazamiento obtenidas.

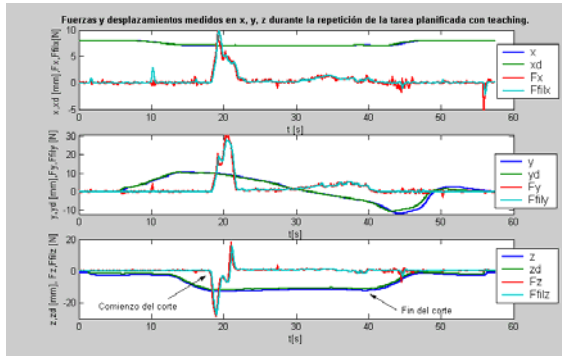


Fig. 7. Fuerzas y desplazamientos durante la repetición de la tarea planificada con "teaching".

Los valores del controlador de posición fueron elevados, ya que en este caso lo que se desea es que la trayectoria seguida sea repetida fielmente:

Controlador de Posición			
	P	I	D
Articulación 1, 2, 3 y 4	100	80	70

La Fig. 8 muestra el corte realizado al repetir los datos grabados en el proceso de "teaching".

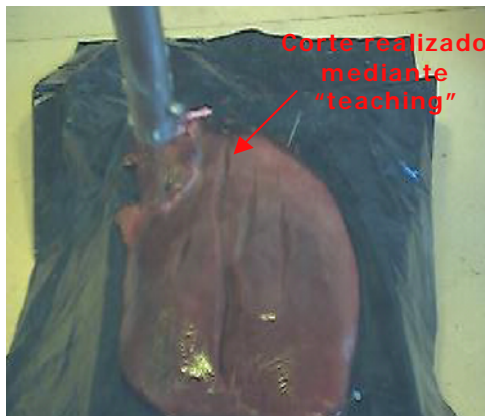


Fig. 8. Corte realizado en la muestra (hígado) al repetir la trayectoria planificada con "teaching".

#### 4.3. Control Cinemático de impedancia.

La tarea programada para esta experimentación consiste en recorrer una línea recta entre los puntos A(690; 50; -110) y B(690; -50; -110) de la Fig. 9, con una velocidad constante, de -5 mm/s en el eje y. Durante este recorrido el bisturí acoplado en el extremo operativo del robot se encuentra en contacto con la grasa y además debe superar un obstáculo fijo, que consiste en una tira plástica, y que simula, por ejemplo, tejido nervioso, tendinoso, óseo o cualquier cambio de fase presente en la muestra. El objetivo es entonces realizar el corte y que al encontrar dicho obstáculo pueda evitarlo y continuar su trayectoria.

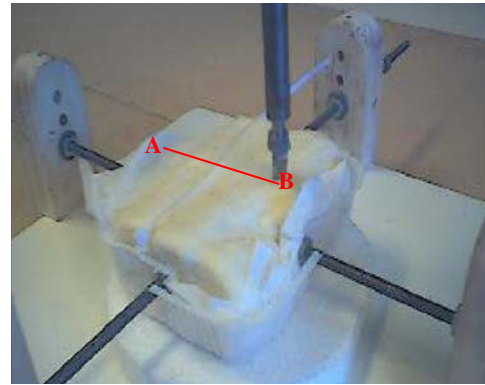


Fig. 9. Trayectoria a recorrer y obstáculo presente en la muestra durante el control cinemático de impedancia.

Los valores usados para el control cinemático de impedancia y control de posición en las articulaciones 3 y 4 (desplazamiento y rotación de muñeca) fueron:

Control Cinemático de Impedancia	
Kp	10
K	6
D	0.5

Control de Posición (art. 3 y 4)	
P	30
I	7
D	7

Ts [ms]	4
---------	---

La Fig. 10 muestra la evolución temporal de la posición en el eje z. Como se puede observar, en  $t = 5$  seg. el bisturí encuentra el obstáculo y se eleva 8 mm respecto de la posición deseada. Cabe aclarar aquí que la posición en z presenta además del control de posición, control de impedancia. Es decir que la posición en z es modificada de acuerdo a las fuerzas medidas en x e y.

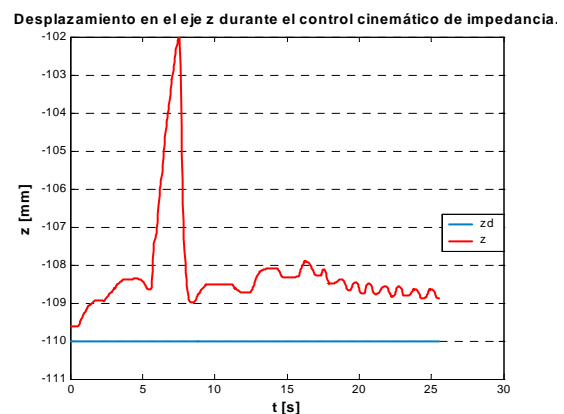


Fig. 10. Trayectoria deseada (zd) vs. Trayectoria realizada (z) durante el control cinemático de impedancia.

La evolución temporal de la posición en x e y se muestran en la Fig. 11. De ella se puede observar que los desplazamientos producidos en ambos ejes son prácticamente despreciables (del orden de las

décimas de milímetros). Es interesante notar como a partir de los 5 seg. se produce una pequeña variación en la pendiente de la recta de desplazamiento del eje y, esto indica una disminución en la velocidad de la herramienta provocado por el aumento de fuerza en el eje y al chocar el bisturí con el obstáculo (Fig. 12), permitiendo de esta manera que el eje z se eleve, evite el obstáculo y baje nuevamente al disminuir las fuerzas en y, alrededor de  $t = 16$  seg..

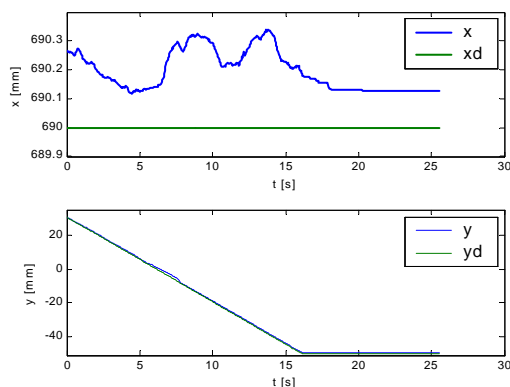


Fig. 11. Trayectorias deseadas vs. Trayectorias efectuadas en x e y durante el control cinemático de impedancia.

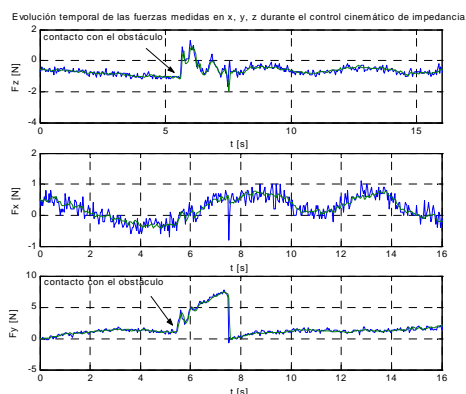


Fig. 12. Evolución de las fuerzas en los 3 ejes coordenados.

Al utilizar este tipo de controlador se debe estudiar con cuidado la zona dentro del espacio de trabajo donde se efectuará la tarea, ya que si algún punto de la trayectoria corresponde a una singularidad del jacobiano, entonces el sistema se vuelve inestable, con los errores que esto conlleva.

## 5. CONCLUSIONES

En el presente trabajo se ha llevado a cabo tareas de corte con bisturí usando distintas estrategias de control: de posición, de impedancia, de fuerza y cinemático de impedancia. Todas ellas cumplieron el objetivo, y el corte fue llevado a cabo. Sin embargo, es fundamental conocer el medio en el que se realizará el corte y si posee o no obstáculos. Los cortes en los que la profundidad debe ser controlada pueden ser llevados a cabo con control de posición en el plano del corte, y fuerza/impedancia en el eje del corte, ingresando la trayectoria por teclado o bien planificándola con el procedimiento de "teaching".

En los medios que presenten obstáculos las estrategias que mejor se adaptaron fueron el control de impedancia y el control cinemático de impedancia, logrando mejores resultados con este último.

A continuación se plantean posibles trabajos futuros que surgen a raíz de los resultados obtenidos en este trabajo: 1) Consultar a cirujanos sobre tareas específicas para la obtención de características de tejidos biológicos, usando las estrategias de control que se usaron en esta tesis y otras que puedan surgir; 2) Implementar distintas estrategias de planificación de trayectorias (basados en imágenes de tomografía computada, por ejemplo) y control de fuerza para la inserción de agujas, en casos en que la muestra se mueve y genera fuerzas en x,y; 3) Utilizar un sensor de fuerza de mayor resolución y específico para tareas donde los valores sensados sean del orden de  $1/N$ .

## REFERENCIAS

- Chanthasopeephan, T., J. P. Desal, A.C.W. Lau, (2004). "Study of Soft Tissue Cutting Forces and Cutting Speeds", *Presented at Medicine Meets Virtual Reality*, Newport Beach, CA, USA.
- Dombre, E., G. Duchemin, P. Poignet, and F. Pierrot, (2003). "Dermarob: A Safe Robot for Reconstructive Surgery", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 19, N° 5.
- Duchemin, G., P. Maillat, P. Poignet, E. Dombre, and F. Pierrot,(2005). "A Hybrid Position / Force Control Approach for Identification of Deformation Models of Skin and Underlying Tissues", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, N° 2.
- Kelly, R., R. Carelli, C. Soria (2004). Sobre control cinemático de impedancia en robots industriales." *VI Congreso Mexicano de Robótica, COMRob*.
- Lee W., C. Shih, (2003). "Force Control and breakthrough detection of a bone drilling system", *Proceedins of the 2003 IEEE, International Conference on Robotics and Automation, Taiwan*.
- Pierrot F., E. Dombre, E. Dégoulagne, L. Urbain, P. Caron, S. Boudet, J. Gariépy, J. Mégnien, (1999). "Hippocrate: a safe Robot Arm for Medical Application with Force Feedback", *Medical Image Analysis (MedIA), Special Issue on Medical and Computer Assisted Surgery*, Vol. 3(3), pp. 285-300.
- Volpe, R. and P. Khosla, (1994). "On The Equivalence of Second Order Impedance Control and Proportional Gain Explicit Force Control," *The international Journal of Robotics Research*.