

ESTUDIO DE LA DEPENDENCIA DE LA VELOCIDAD DE UN MODELO PARA LA MEDICIÓN DE LA FUERZA DE PUNCIÓN A TRAVÉS DE VARIAS CAPAS

Rossano Díaz I. O.*^{1,2} A. A. Flores-Fuentes² J.A. Pérez-Martínez.² E.E.Granda-Gutierrez³

¹Facultad de Ingeniería

²Universidad Autónoma del Estado de México

Cerro de Coatepec s/n, Ciudad Universitaria C.P. 50100, Toluca Estado de México

Tel: (52)(722) 214.08.55

³Corporación Mexicana de Investigación en Materiales

Ciencia y Tecnología No. 790 Col. Saltillo 4000. Saltillo Coahuila CP. 25290

*iorossanod@uaemex.mx

RESUMEN.

En la actualidad de entre los procedimientos más comunes en medicina se encuentran las inserciones percutáneas con aguja, no obstante, son difíciles de realizar debido a la visibilidad del blanco, los cambios fisiológicos del organismo, así como el acceso y manejo correcto de la herramienta son factores que determinan el éxito de la intervención, por lo que, en dichos procedimientos se es necesaria la experiencia y conocimientos del médico. La presente investigación incursiona en análisis de la dependencia de la velocidad en un modelo de punción de cuatro capas cuyo modelo matemático es utilizado para determinar las fuerzas implicadas en dicho proceso, este modelo modela el comportamiento de tres capas como puede ser piel, grasa y músculo.

Palabras Clave: punción, modelo, piel, grasa y músculo.

ABSTRACT.

Currently among the most common procedures in medicine are percutaneous insertion needle, however, they are difficult to perform due to the visibility of white, physiological changes in the body, as well as access and correct handling of the tool are factors that determine the success of the intervention, so that in such proceedings the expertise of the doctor is necessary. This research ventures into dependency analysis speed a model puncture four layers whose mathematical model is used to determine the forces involved in this process, this model models the behavior of three bales such as skin, fat and muscle .

Key words: puncture, model, skin, fat and muscle.

1. INTRODUCCIÓN.

Las inserciones percutáneas con aguja forman parte de procedimientos comunes en medicina, donde pueden ocurrir errores de diferente naturaleza como la no precisión para alcanzar un objetivo en el interior del cuerpo humano o el daño involuntario a un hueso u órgano sano. Por lo anterior la punción robotizada ha sido objeto de estudio en los últimos años [1-12], donde diferentes sistemas robotizados se han diseñado para realizar esta intervención. El interés radica en

la ayuda que un sistema autónomo puede aportar al cirujano, haciendo más precisa la punción y disminuyendo el daño en el paciente.

Por lo anterior, algunos investigadores [14-18], se han dado a la tarea de desarrollar modelos matemáticos que describan las fuerzas implicadas en los procesos de inserciones percutáneas con aguja, con la finalidad de contar con sistemas autónomos, que efectúen el procedimiento con la mínima invasión en el tejido. La modelización de fuerzas implicadas en las inserciones percutáneas con aguja resulta importante para simulaciones precisas o procedimientos médicos asistidos por un robot, en ese contexto, numerosos trabajos han sido realizados y hace poco un estado del arte del área apareció [26]. De los numerosos trabajos que se han desarrollado en esta área se pueden clasificar según la adquisición de los datos en: *phantom artificial* y *tejidos en animales*.

En lo que respecta a phantom artificial en [3] se concentraron sobre los efectos dinámicos de la inserción de la aguja como la correlación entre fuerzas y deformaciones en el tejido, obteniendo un modelo de fuerzas para la interacción aguja-tejido. Para 2004 en [4] utiliza un modelo visco elástico conformado por un resorte-amortiguador para modelar la piel, con este modelo se prueba que la trayectoria que lleva la aguja no es única y que dicha trayectoria puede ser optimizada para reducir la presión que se ejerce sobre la aguja al pasar a través de la piel. Por su parte en [20] muestra un esquema de control aplicado a procedimientos percutáneos en intervenciones radiológicas, realizado mediante un sistema tele operado. En [27] Alterovitz desarrolla un sistema que simula la inserción de aguja, dicho simulador lo diseñan mediante un modelo de fuerzas de fricción por lo que este sistema no necesita ningún tipo de sensor por lo que el costo de su sistema es inferior con respecto a los sistemas mecánicos desarrollados actualmente. En [28] desarrollan un modelo basado en la dinámica mecánica para la aguja utilizada en tejidos suaves, dicho modelo es obtenido mediante la formulación de Newton-Euler para representar el efecto de punción, fricción, interacciones

del tejido, y las fuerzas en la punta de la aguja. En 2011 en [29] proponen un modelo híbrido de piel el cual esta principalmente basado en un sistema de masa resorte y en la teoría de elasticidad no lineal anisótropa 3D, este sistema es utilizado principalmente para simulaciones de cirugías visual-hápticas, la diferencia principal con la que cuenta este sistema con respecto a otros es que las fuerzas son determinadas de la mecánica no lineal del tejido. Por su parte en [30] propone un modelo de fuerza de inserción de aguja, esta es modelada utilizando un modelo dinámico no lineal y en el cual utiliza el modelo de LuGre para representar la fuerza de fricción. Dicho modelo representa las fuerzas de corte, punción y fricción y de debido a que el modelo es no lineal utiliza el filtro de Kalman. Principalmente, este trabajo, así como los trabajos en [19-22] tienen como objetivo el desarrollo de simuladores para ayudar al médico.

En lo que respecta a la segunda categoría para 2001 en [1], diseñan un sistema para adquirir los datos en el proceso de punción, tanto en tejido muerto como en vivo, este último se efectuó sobre el estómago de un cerdo. Con la finalidad de obtener un modelo matemático mediante el proceso de ajuste de curva.

Por su parte [5] utiliza un modelo en donde considera la fuerza de corte, punción y fricción y es probado en un hígado bobino cabe mencionar que aquí utilizan una tomografía para segmentar el proceso de inserción. Los datos fueron medidos y modelados en tres fuerzas: 1) fuerza de rigidez del tejido, modelado como un resorte no lineal; 2) fuerza de fricción, utilizan el modelo de Karnopp; y 3) fuerza de corte, un constante para un tejido dado. En [23] abordan el tema de interacción de la aguja en tejido vivo, generalmente complejo para modelar ya que su poca homogeneidad y no linealidad hacen difícil su representación matemática. Debido a esto [23] propone un método robusto de estimar las fuerzas involucradas en una intervención percutánea. Aquí se modela la piel como un sistema de resorte-amortiguador. Concluyendo que el modelo básicamente depende de la posición y velocidad en que la aguja se desplaza hacia su objetivo. En [31] diseñan un sistema de rodamiento mecánico mediante la aplicación de elementos finitos que simula las deformaciones del tejido mediante la rotación de una rueda. En este trabajo modelan las interacciones dinámicas entre una sonda rodada, el objetivo de este trabajo es el de brindar a los cirujanos una herramienta que les ayude a mejorar las capacidades de diagnóstico en la localización de deformidades dentro de un tejido. Por su parte en [32] centran su estudio en obtener varios datos del proceso de inserción tanto en materiales artificiales (modelos visco-elástico) como en tejido de animales muertos (pecho de un pollo, hígado de un becerro y el hígado de un puerco) y muestran que existen diferencias significativas entre las fuerzas que interactúan en tejido artificial como en el tejido vivo. Es importante notar que estos experimentos fueron realizados con tejidos muertos, cuyas propiedades reológicas estaban alteradas. Contrario a ello, otras investigaciones han utilizado tejido vivo [23-25].

En este trabajo se analiza el efecto de la velocidad en un modelo de varias capas, cual se describe en las siguientes secciones.

2. DESCRIPCIÓN DEL MODELO MULTICAPAS

Las investigaciones desarrolladas hasta el momento han utilizado para modelar de manera precisa las fuerzas que aparecen de la inserción de una aguja. En [5,32] se utiliza un sistema en que las fuerzas que intervienen en el proceso de punción entre los tejidos y la aguja están integradas por fuerzas de punción, de fricción y de corte:

$$\mathbf{F} = \mathbf{F}_p + \mathbf{F}_f + \mathbf{F}_c \quad (1)$$

donde \mathbf{X} es la posición de la punta de la aguja; \mathbf{f}_p , \mathbf{f}_f y \mathbf{f}_r son, respectivamente, la fuerza de punción, la fuerza de fricción y la fuerza de corte.

2.1. Fuerza de Punción

La fuerza de punción corresponde a una interacción visco-elástica con la capa de un tejido [33] y puede ser identificada a partir de las fuerzas de pre-punción. En este caso, la aguja no está cortando el tejido sino comprimiéndolo hasta que la fuerza de la punta logre el valor requerido para puncionar la capa de la membrana [31,33]. Barbé [23] probaron que el modelo de Hunt-Crossley reproduce adecuadamente estas deformaciones. Establece que el modelo de interacción varía de manera no lineal sin importar el movimiento del tejido y está dada por la siguiente expresión:

$$\mathbf{f}_p = \begin{Bmatrix} 0 \\ \mu \dot{\mathbf{x}} + \lambda \mathbf{x}^n \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (2)$$

donde $\dot{\mathbf{x}}$ es la velocidad de la punta de la aguja, d_i y d_j son las posiciones del límite del tejido con relación a un sistema de coordenadas fijadas, μ , λ y n son parámetros constantes que dependen de las propiedades del material.

Se puede notar que si la velocidad es constante (o relativamente baja), la fuerza de punción puede escribirse: $\mathbf{f}_p \approx \mu \mathbf{x}^n$, cabe mencionar que para este trabajo se considera que el sistema tiene una velocidad baja y constante.

2.2. Fuerza de fricción

La fuerza de fricción ejerce acción a lo largo de la aguja dentro del tejido y procede de las fricciones de Coulomb, de la adhesión y de amortiguamiento del tejido. La fricción es un fenómeno natural que es difícil a modelar y que aún no es

completamente comprendido. Sin embargo, existen numerosos trabajos en la literatura [1-20] relacionados con este fenómeno. Para la el presente trabajo se toma el modelo de fricción de Dahl porque captura el desplazamiento de pre-deslizamiento (un fenómeno importante porque la deformación del tejido ocurre antes del movimiento relativo entre la aguja y el tejido) y permite describir la fricción en regímenes de baja velocidad.
 La ecuación del modelo es:

$$\frac{df}{dx} = \begin{cases} \frac{f_s}{D_p} \operatorname{sgn}(\dot{x}) \left(1 - e^{-D_p \dot{x}} \right) & \dot{x} > 0 \\ \frac{f_s}{D_n} \operatorname{sgn}(\dot{x}) \left(1 - e^{-D_n \dot{x}} \right) & \dot{x} < 0 \end{cases} \quad (3)$$

Con

$$f_f = \int \frac{df}{dx} dx \quad (4)$$

donde σ es la pendiente de la curva en $f = 0$, e i es un parámetro determinado empíricamente que ajusta la forma de la función, D_p y D_n , son los límites de fricción en las direcciones positiva y negativa, respectivamente, y b es un término de amortiguamiento viscoso.

Para esta investigación, el modelo de Dahl es simplificado utilizando $i = 1$ el cual se determino mediante varias pruebas de simulación.

Tomando la velocidad positiva se obtiene:

$$\frac{df}{dx} = \frac{f_s}{D_p} \left(1 - e^{-D_p \dot{x}} \right) \quad (5)$$

Así que el modelo en el dominio del tiempo se escribe de la siguiente manera:

$$\frac{df}{dx} \frac{dx}{dt} = \frac{f_s}{D_p} \left(1 - e^{-D_p \dot{x}} \right) \quad (6)$$

2.3. Fuerza de corte

La fuerza de corte es la que permite a la aguja pasar a través del tejido. El modelo usado está basado en [5] y la fuerza está dada por:

$$f_r = \begin{cases} 0 & x \leq t_p \\ k_r x & x > t_p \end{cases} \quad (7)$$

donde c_k con $k = \{p, g, m, h\}$, la cual es la constante para un tejido determinado (piel, grasa, músculo, hígado respectivamente), t es el tiempo y t_p es el tiempo de la punción, d_i es la posición de la capa del tejido deformada como máximo antes de la punción.

De la ecuación (7) se puede observar que la fuerza de corte será constante y de esta manera sin relación alguna con la profundidad de la aguja.

2.4. Modelo multicapas

Durante la fase de la inserción de la aguja y considerando las fuerzas de corte, punción y fricción, el modelo completo de las fuerzas considerando cuatro capas de tejido (piel, grasa, músculo e hígado) esta descrito por la siguiente ecuación:

$$F = \begin{cases} 0 & x \leq d_0 \\ \mu_s x^n & d_0 < x \leq d_1 \\ \int \left(\frac{f_f^s}{dt} \right) dt + b_s \dot{x} + c_s & d_1 < x \leq d_2 \\ f_f^s + \mu_f x^n & d_2 < x \leq d_3 \\ f_f^s + \int \left(\frac{f_f^f}{dt} \right) dt + b_f \dot{x} + c_f & d_3 < x \leq d_4 \\ f_f^s + f_f^f + \mu_m x^n & d_4 < x \leq d_5 \\ f_f^s + f_f^f + \int \left(\frac{f_f^m}{dt} \right) dt + b_m \dot{x} + c_m & d_5 < x \leq d_6 \\ f_f^s + f_f^f + f_f^m + \mu_l x^n & d_6 < x \leq d_7 \\ f_f^s + f_f^f + f_f^m + \int \left(\frac{f_f^l}{dt} \right) dt + b_l \dot{x} + c_l & x > d_7 \end{cases} \quad (8)$$

donde f_f^s , f_f^f y f_f^m son las fuerzas de fricción de cada capa; d_0 , d_2 , d_4 y d_6 representan la posición inicial de la piel, de la grasa, del músculo y del hígado, respectivamente; d_1 , d_3 , d_5 y d_7 son las posiciones de la capa del tejido deformada como máximo antes de la punción (ver figura 1). Cabe mencionar que cuando la aguja pasa a través de las capas de tejido, la fuerza de fricción se acumula (acarrea) a partir de las capas anteriores [13]. Cada tejido tiene coeficientes de rigidez y de amortiguamiento diferentes. Estos coeficientes permiten reflejar las diferencias de densidad de los tejidos. El modelo dado por (8) captura la dinámica de la aguja a través de cada una de las capas de tejido (piel, grasa, musculo e hígado).

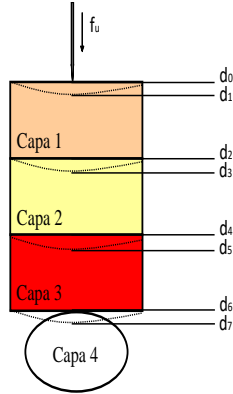


Figura 1. Inserción de aguja en diferentes capas

3. RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN

En esta sección se muestra la dinámica del sistema de punción multicapas descrito en la sección anterior mediante una representación en variables de estado, por lo que, varias hipótesis asociadas al mecanismo de punción han sido establecidas durante el desarrollo del modelo:

- La fuerza de punción es enteramente axial a lo largo de la trayectoria de la aguja.
- No existe desviación en la trayectoria de la aguja cuando es insertada.
- La fuerza de punción de la capa es independiente del ángulo de inserción inicial.
- La aguja es insertada a una velocidad constante hasta que llegue al objetivo (hígado), por lo tanto el fenómeno de “stiction” es despreciable.
- La extracción de la aguja no es tomada en cuenta.
- El efecto de la terminación de la punta de la aguja no es tomado en cuenta.

Considerando las restricciones anteriores, la dinámica del sistema podría ser modelada como la dinámica de una masa puntual de la manera siguiente:

$$f_u - F_c - \ddot{x} = m\ddot{x} \quad (9)$$

donde f_u es una fuerza de control diseñada de manera conveniente (buscando una tarea de punción óptima, menos invasiva), F es la fuerza completa aplicada sobre el sistema y m la masa total incluyendo la aguja y el mecanismo del robot que desplazará a la aguja. Para obtener una representación de variables de estado del modelo descrito por (8) definimos $x_1 = x$, $x_2 = \dot{x}$ and $x_3 = \ddot{x}$, por lo tanto la representación en variables de estado de manera matricial correspondiente a la capa de piel está dada por (10) y (11). La ecuación (10) describe la fuerza en la aguja antes de la punción para la capa de piel, y la ecuación (11) describe la fuerza experimentada en la aguja cuando está atravesando la capa de piel.

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -\frac{\mu_p x_1^{n-1}}{m} & -\frac{\lambda_p x_1^n}{m} & 0 \\ 0 & \sigma \left(1 - \frac{x_3}{D_p}\right) & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} f_u \quad (10)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & -\frac{b_p}{m} & -\frac{1}{m} \\ 0 & \sigma \left(1 - \frac{x_3}{D_p}\right) & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} f_u + \begin{bmatrix} 0 \\ -\frac{1}{m} \\ 0 \end{bmatrix} c_p \quad (11)$$

Las simulación de (10) y (11) han sido realizadas usando Matlab/Simulink®. En la figura 2 se muestra el diagrama de simulación de la ecuación 10. De la misma manera en la figura 3 se muestra el diagrama de simulación, las simulaciones se realizaron con una velocidad constante de 3mm/s.

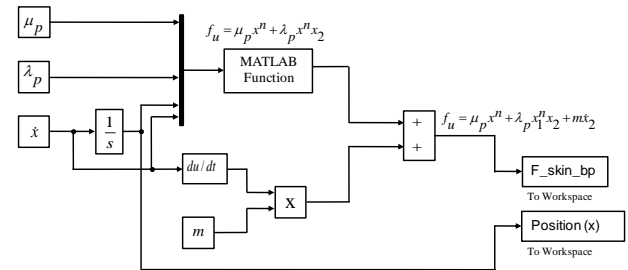


Figura 2. Simulación antes del proceso de punción.

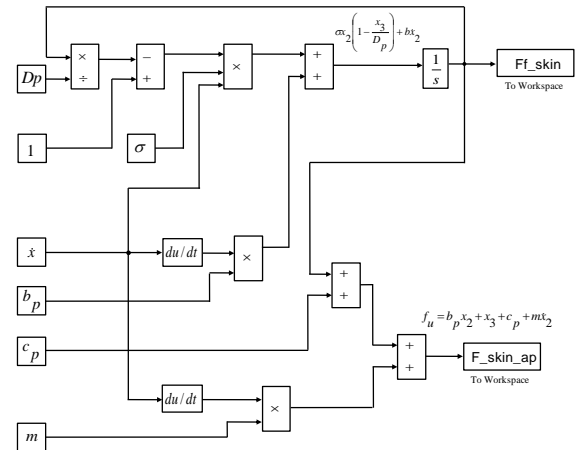


Figura 3. Simulación después del proceso de punción.

De la misma forma como se simuló la capa de piel se procedió con cada una de las capas (grasa, musculo, hígado) y considerando que las fuerzas en cada capa del modelo son acumuladas para la siguiente capa, el resultado de la simulación del modelo de punción a través de las cuatro capas

y para una velocidad de 3 mm/s, se muestra en la figura 4. En la tabla I, se muestra los valores de las velocidades a los cuales se simuló el modelo dado por (10) y (11), y en la figura 5 y 6 se muestran los valores de dichas simulaciones. Los valores correspondientes a los parámetros de cada una de las capas para la simulación del modelo se muestran en la tabla II.

Tabla I. Velocidades de simulación.

Velocidades de Simulación	Figura
4 mm/s 5 mm/s 7 mm/s 10 mm/s	Figura 5
35 mm/s 45 mm/s 55 mm/s	Figura 6 $b_f=1$ $c_f=0.3$ $\sigma_f=60$

Tabla II. Coeficientes de las diferentes capas del modelo visco-elástico.

Layer	Parameter
Layer 1 (Skin)	$D_s = 100$ $b_s = 3$ $c_s = 0.7$ $\sigma_s = 50$
Layer 2 (Fat)	$D_f = 10$ $b_f = 1$ $c_f = 0.3$ $\sigma_f = 60$
Layer 3 (Muscle)	$D_m = 10$ $b_m = 3$ $c_m = 0.6$ $\sigma_m = 40$
Layer 4 (Liver)	$D_l = 10$ $b_l = 1$ $c_l = 0.4$ $\sigma_l = 60$

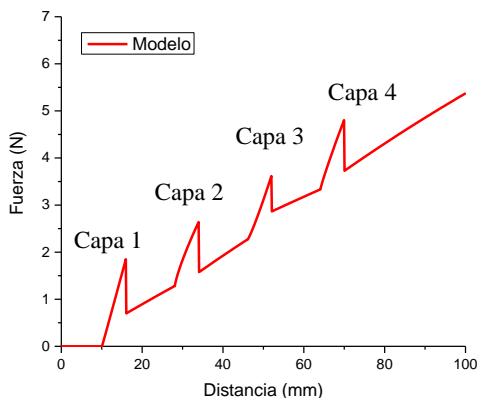


Figura 4. Simulación del Modelo Multicapas a una velocidad de 3 mm/s

Como se puede observar en la figura 4 existen cuatro valores máximos de fuerza los cuales corresponden al instante de punción de cada una de las capas que conforman al modelo, después de estos máximos la fuerza disminuye e inicia a

aumentar constantemente esto corresponde a la fuerza de corte y fricción en cada una de las capas. Aunado en las figuras 5 y 6, se observa cómo se comporta el modelo cuando es sometido a diferentes valores de velocidad, en dichas figuras se puede determinar que entre mayor sea la velocidad la percepción de la fuerza en cada una de las capas se va disminuyendo incluso se puede observar en la figura 6 que en la capa 3 ya la intensidad de la fuerza en pequeña en relación a las otras capas, con lo que se puede concluir que el modelo sólo tiene valides para valores de velocidad baja.

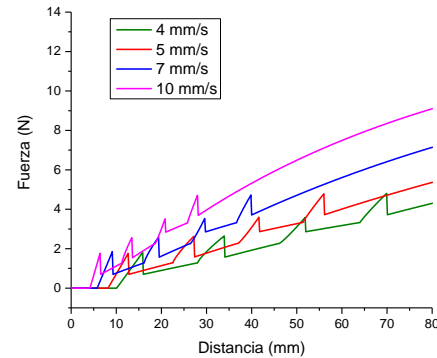


Figura 5. Simulación del Modelo Multicapas a diferentes velocidades

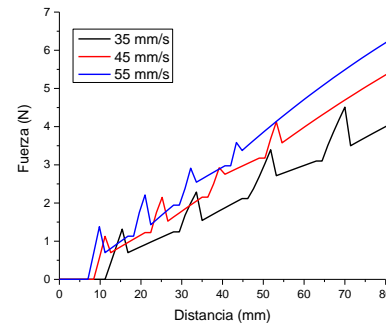


Figura 6. Simulación del Modelo Multicapas

4. CONCLUSIONES.

En este trabajo se presentó un modelo que describe la dinámica en el proceso de punción a través de diferentes capas de tejido como podrían ser piel, grasa, musculo e hígado, este modelo está basado de tres componentes de fuerza: punción, fricción y corte. La fuerza de punción es modelada por un sistema de ecuaciones no lineal, la de ficción por el modelo de Dahl modificado y la de corte por una constante. Este modelo puede ser utilizado para simular procedimientos percutáneos dentro de un entorno virtual, donde los parámetros de cada capa que lo conforman varían en cada una de estas. La principal contribución de este trabajo determinar que el sistema tiene una valides para velocidades bajas inferiores a 55 mm/s. Como trabajo a futuro se enfocará a la validación del sistema para diferentes velocidades.

5. AGRADECIMIENTOS.

A todos los miembros del Laboratorio de Dinámica de Sistemas y Control de la Facultad de Ingeniería de la

Universidad Autónoma del Estado de México, así como al COMECyT por el apoyo económico recibido para la realización de este trabajo.

6. REFERENCIAS

- [1] Brouwer Iman, Ustin Jeffrey, Bentley Loren, Sherman Alana, Dhruv Neel, Tendick Frank, "Measuring In Vivo Animal Soft Tissue Properties for Haptic Modeling in Surgical Simulation", *Studies In Health Technology And Informatics*, Vol. 81, 2001, pp. 69-74.
- [2] Kataoka Hiroyuki, Washio Toshiakatsu, Chinzei Kiyoyuki, Mizuhara Kazuyuki, Simone Christina, Okamura Allison M., "Measurement of the Tip and Friction Force Acting on a Needle during Penetration", *Proceedings of the 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer*, 2488, 2002, pp. 216-223.
- [3] DiMaio S. P., Salcudean S. E., "Needle insertion modeling and simulation", *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 19, Num. 5, 2003, pp. 864-875.
- [4] Glozman Daniel, Shoham Moshe, "Flexible Needle Steering and Optimal Trajectory Planning for Percutaneous Therapies", *International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, 2004, pp. 137-144.
- [5] Okamura Allison M., Simone Christina and O'Leary, Mark D. "Force modeling for needle insertion into soft tissue", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 51, Num. 10, 2004, pp. 1707-1716.
- [6] He Xuejian, Yonghua Chen, Libo Tang, "Haptic Simulation of Flexible Needle Insertion", *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2007, pp. 607 - 611.
- [8] Misra Sarthak, Kyle B. Reed, Andrew S. Douglas, K. T. Ramesh, Allison M. Okamura, "Needle-Tissue Interaction Forces for Bevel-Tip Steerable Needles", *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2008, pp. 224 - 231.
- [9] Yousefi Hashem, Mostafa Rostami, "Applications of needle insertion with rotating capability in manipulator", *Proceedings of the 17th Iranian Conference of Biomedical Engineering*, 2010, pp. 1 - 4.
- [10] Mahvash Mohsen, Pierre E. Dupont, Mechanics of Dynamic Needle Insertion into a Biological Material, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 57, Num. 4, 2010, pp. 934 - 943
- [11] Zhu Mengchen, Septimiu E. Salcudean, "Real-time Image-based B-mode Ultrasound Image Simulation of Needles using Tensor-product Interpolation", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 30, Num. 7, 2011, pp. 1391 - 1400.
- [12] Jahya Alex, Ferdinand van der Heijden and Sarthak Misra, "Observations of Three-Dimensional Needle Deflection during Insertion into Soft Tissue", *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics Roma, Italy*, 2012, pp. 1205 - 1210.
- [13] Kobayashi, Yo, Suzuki, Makiko; Kato, Atsushi; Hatano, Maya; Konishi, Kozo; Hashizume, Makoto; Fujie, Masakatsu G., Enhanced Targeting in Breast Tissue Using a Robotic Tissue Preloading-Based Needle Insertion System, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 28, Num. 3, 2012, pp. 710 - 722.
- [14] Carra Alexandre, Avila-Vilchis Juan Carlos, "Needle insertion modeling through several tissue layers", *International Asia Conference on Informatics in Control Automation and Robotics*, Vol. 1, 2010, pp. 237-240.
- [15] Abolhassani N., Patel R., Moallem M., "Experimental study of robotic needle insertion in soft tissue", *International Congress Series*, Vol. 1268, 2004, pp. 797-802.
- [16] Abolhassani Niki, Patel Rajni, Ayazi Farzam, "Needle control along desired tracks in robotic prostate brachytherapy", *IEEE International Conference on Systems Man and Cybernetics*, 2007, pp. 3361-3366.
- [17] Leary Mark D. O., Simone C., Washio T., Yoshinaka K., Okamura Allison M., "Robotic Needle Insertion: Effects of Friction and Needle Geometry", *International Conference on Robotics and Automation*, Vol. 2, 2003, pp. 1774-1780.
- [18] Podder T. K., Sherman J., Clark D. P., Messing E. M., Rubens D. J., Strang J. G., Liao L., Brasacchio R. A., Zhang Y., Ng Wan Sing Yu, Yan Y., "Evaluation of Robotic Needle Insertion in conjunction with in Vivo Manual Insertion in the Operating Room", *Proceedings of the IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication ROMAN*, 2005, pp. 66-72.
- [19] Webster III R. J., Memisevic J., Okamura A. M., "Design considerations for robotic needle steering", *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, April 2005, pp. 3588-3594.
- [20] Crouch Jessica R., Schneider Chad M., Wainer Josh, Okamura Allison M., "A velocity-dependent model for needle insertion in soft tissue", *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Vol. 3750, 2005, pp. 624-632.
- [21] Dehghan Ehsan, Wen Xu, Zahir-Azar Reza, Marchal Maud, Salcudean Septimiu E., "Parameter identification for a needle-tissue interaction model", *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2007, pp. 190-193.
- [22] Kobayashi Yo, Sato Takahiro, Fujie Masakatsu G., "Modeling of friction force based on relative velocity between liver tissue and needle for needle insertion simulation", *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009, pp. 5274-5278.
- [23] Podder T. K., Clark D. P., Fuller D., Sherman J., Ng, Wan Sing., Liao L., Rubens D. J., Strang J. G., Messing E. M., Zhang Y. D., Yu, Yan Y., "Effects of velocity modulation during surgical needle insertion", *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 6, 2005, pp. 5766-5770.
- [24] Barbe L., Bayle B., de Mathelin M., Gangi A., "Needle insertions modeling: Identifiability and limitations", *Biomedical Signal Processing And Control*, Vol. 2, Num. 3, 2007, pp. 191-198.
- [25] Maurin, B. and Barbe, L. and Bayle, B. and Zanne, P. and Mathelin, M. D. E. and Gangi, A. and Soler, L. and Forgione, A. and Civil, Hospital, "In vivo study of forces during needle insertions", , 2004, pp. 1-8.
- [26] Tran Denis, Hor King-Wei, Kamani Allaudin A., Lessoway Victoria A., Rohling Robert N., "Instrumentation of the loss-of-resistance technique for epidural needle insertion", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 56, Num. 3, 2009, pp. 820-827.
- [27] Abolhassani Niki, Patel Rajni, Moallem Mehrdad, "Needle insertion into soft tissue: a survey", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 29, Num. 4, 2007, pp. 413-431.
- [28] Alterovitz Ron, Goldberg Kenneth Y., Pouliot Jean, Hsu I-Chow Joe, "Sensorless motion planning for medical needle insertion in deformable tissues", *IEEE transactions on information technology in biomedicine a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 13, Num. 2, 2009, pp. 217-225.
- [29] Haddadi Amir, Keyvan Hashtrudi-Zaad, "Development of a Dynamic Model for Bevel-tip Flexible Needle Insertion into Soft Tissues", *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2011, pp. 7478 - 7482.
- [30] Liu, X.P., Shaoping Xu, Hua Zhang, Linyan Hu, "A New Hybrid Soft Tissue Model for Visio-Haptic Simulation", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 60, Num. 11, 2011, pp. 3570-3581.
- [31] Asadian Ali, Mehrdad R. Kermani., Rajni V. Patel, "A Novel Force Modeling Scheme for Needle Insertion Using Multiple Kalman Filters", *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 61, Num. 2, 2012, pp. 429 - 438.
- [32] Sangpradit K., Hongbin Liu, Prokar D., Kaspar Althoefer, Lakmal D. Seneviratne, "Finite-Element Modeling of Soft Tissue Rolling Indentation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, VOL. 58, Num. 12, 2011, pp. 3319-3327.
- [33] Wedlick Thomas R., Allison M. Okamura, "Characterization of Robotic Needle Insertion and Rotation in Artificial and Ex Vivo Tissues", *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2012, pp. 62-68