

A Coupled Eulerian Lagrangian Model for Studying the Tissue Damage of Vacuum-Assisted Biopsy Procedure

黃宇安 Yu-An Huang, 林啟倫 Chi-Lun Lin

國立成功大學機械系(所) Dept. of Mechanical Engineering, National Cheng-Kung University

摘要

真空輔助組織切片術是目前用於移除良性乳房腫瘤的主要方法之一，可以切削柔軟的脂肪組織用於檢驗，也可切削較硬的腫瘤組織。透過旋轉切削可以有效降低切削力，但同時也有文獻指出當針頭施以旋轉時，會對組織產生較嚴重的破壞，而目前 VAB 主要的併發症就是由組織破壞而產生的出血與血腫。現有的文獻中大多以網格刪除法及膠合介面來模擬軟組織破壞，但前者會有變形過大而失敗的問題，後者則是需要預設破壞路徑而無法模擬不同切削法，本研究建立一三維有限元素模型，透過 CEL(Coupled Eulerian Lagrangian)方法來克服上述問題，以此來模擬現行市面上之不同切削方法，並評估仿生針頭之切削可行性，在模擬過程中，我們著重在切削反力與破壞程度，以此模型為基礎可找出對組織破壞最小的切削方式。

關鍵字：真空輔助切片術、Coupled Eulerian Lagrangian、組織破壞、有限元素法

ABSTRACT

Vacuum-assisted biopsy (VAB) is widely used technology for removing benign breast tumor. It is capable of cutting soft and stiff tissue, such as calcified tissue and adipose tissue. The cutting force can be decreased effectively by using rotational cutting. However, some research mentioned that rotational cutting would increase tissue damage. Moreover, the main complications of VAB are bleeding and hematoma which can be caused by tissue damage occurred in the biopsy procedure. In previous studies, mesh element deletion and cohesive surface were adopted to simulate the fracture of soft tissue. However, the former frequently results in simulation failure due to distortion and the latter requires a predefined crack path which makes it very difficult to simulate sophisticated cutting methods. This paper demonstrates the use of the Coupled Eulerian Lagrangian(CEL) method in a finite element model to overcome these limitations. Using the CEL method, different cutting methods of VAB are simulated and the feasibility of a bio-inspired medical needle is evaluated. We focus on cutting force measured at the onset of the tissue damage. By comparing the simulation results, we conclude the optimal cutting method which causes minimal tissue damage.

Keywords: vacuum-assisted biopsy, Coupled Eulerian Lagrangian, tissue damage, finite element method

一、緒論

真空輔助組織切片術(VAB)是目前乳癌活體篩檢主流的方法，並且也可用於切除腫瘤，現今 VAB 成功率十分之高，但術後的併發症往往被忽略，文獻指出出血及血腫是目前最主要之併發症[1]，血腫的成因是由於出血過多造成的[2]，而出血則是因為組織被破壞導致。

進行 VAB 時為了獲取更大的組織檢

體，在直線穿刺時都會加上旋轉，已有實驗顯示出針頭切削軟組織時加上旋轉的效應可降低切削力[3]，但賦予旋轉的同時，旋轉造成的扭曲會對組織產生更大的破壞[4]。

電腦數值模型對於改善 VAB 機構有很大的幫助，目前並沒有針對不同切削法的數值模型，本研究建立一數值模型針對市面上已有的兩種切削法進行比較，分別為直線旋

轉與擺盪式切削，最後比較文獻中提出的仿生針頭設計[5]，利用此電腦數值模型可以幫助我們改良 VAB 機構。

二、材料與方法

2.1 仿生組織及針頭

人工組織近年來在相關領域已被大量作為仿真組織之用，人工組織之原料在取得上較為方便且製作簡易，且容易控制其機械性質，是一個良好的替代物。本研究參考文獻中的吉利丁機械性質，作為切削實驗用之軟組織，模型長寬為 10mm、高為 8mm，經壓力測試後，量得機械性質如表一，平口針頭為外直徑 3mm，內直徑為 2.4mm，擺盪式針頭由平口針頭沿 60 度平面削去，仿生針頭則在針頭前端作出鋸齒狀如圖一所示。

2.2 Coupled Eulerian Lagrangian

在現有模擬軟組織的模型中，網格刪除法及膠合介面法為主要方法[6,7]，網格刪除法在元素破壞後會將元素刪除造成反力的不連續，而膠合介面需預先設定破壞路徑，無法作不同切削法的比較。CEL 是透過固定網格而使材料在網格中流動的方式以此來容忍大變形的模擬方法，近期已經有文獻將它用來模擬切削[8]。

2.3 有限元素模型

本研究建立一有限元素模型，組織使用 Eulerian 元素，最大網格為 3mm，中心處為一網格 0.3mm 之立方體，針頭使用離散剛體，並在針頭頂部給予一參考點作為帶動針頭與收集資料的依據，平口針頭為了避免過穿，將尖端處都加了 0.1mm 的導角。

接觸準則方面，使用了通用接觸 (General contact)，並給予一摩擦係數，在邊界條件的設定上，組織每一面都設定其法向速度為零以避免元素流出，本模擬使用 ABAQUS 6.14 軟體 Explicit Dynamic 模組。

平口針頭用來比較不同轉速比下的切削反力，轉速比 (Slice-Push Ratio, SPR) 定義為平行與正交於刀具切緣之速度比值，本研究比較了轉速比 0、0.5、1 時的切削反力。擺盪式針頭我們則比較了擺盪的頻率快慢是否會影響切削反力，往復來回為一次，分別比較 100 次/s 與 150 次/s，仿生針頭則著重在與平口針頭的比較。

2.4 破壞模型

本研究參照文獻中[9]的應力應變如圖二，將吉利丁視為脆性材料，脆性材料破壞為拉伸斷裂，文獻中採用 Johnson-cook 破壞模型如下：

$$\bar{\varepsilon}_D^{pl} = [D_1 + D_2 e^{-D_3 \eta}] [1 + D_4 \ln \dot{\varepsilon}^*] [1 + D_5 T^*]$$

其假設吉利丁一到達破壞應變就完全破壞，則壓應力比(η)及塑性應變率($\dot{\varepsilon}^*$)可忽略，而整個實驗保持在室溫下，所以 $D_2=D_3=D_4=D_5=0$ ，而 D_1 則需等於塑性應變 0.004，破壞能量為 8J/m²。

三、結果與討論

3.1 轉速比對針頭效應之影響

在平頭針方面，我們將軸向速度設為 10mm/s，則 SPR=1 時轉速為 6.66rad/s，SPR=0.5 時轉速為 3.33rad/s，首先我們觀察到當組織斷裂時反力會有陡降，這是由於組織先被擠壓而當斷裂時組織會被釋放回彈造成的，我們可以看出當轉速比上升時切削反力會下降且破壞點會提前如圖三，這可以使得組織不會被擠壓的太嚴重才被破壞，我們可以將其歸納為當轉速上升時會使得組織提前到達屈服應力。

3.2 頻率對擺盪式針頭之影響

擺盪式針頭方面，反力幾乎沒有差別如圖四，此種切削方式在市面上比較少見，而它的優點則是能減少對組織的破壞，單一旋轉的切削方式會把組織捲入，雙向旋轉能減少對組織的扭曲擠壓，頻率對切削反力的影響並不顯著，但或許是參數太少所致。

3.3 仿生針頭與平口針頭之比較

仿生針頭的概念是由蚊子的細針發想而來，目前已有不少的研究，在這些文獻中證實了當使用仿生針頭旋轉切削時能夠比相同轉速的平口針頭下降更多反力 (SPR=1)，而在模擬中也驗證了這點如圖五。

四、結論

目前在關於模擬軟組織切削的研究非常少，且完全沒有不需預設路徑的切削方法，本研究應用 CEL 模型，運用其可忍受大變形的特性來模擬軟組織，但是 CEL 仍然有許多困難得克服，像是過穿、運算時間

過久、特定情況會失去接觸等等，這是未來得克服的。

針對 SPR 的反力趨勢是與文獻吻合的，未來可自行製作軟組織來進行大量參數研究，來找出最佳轉速比。擺盪式切削未來會著重在內部組織的破壞情形，與一般單向旋轉比較，並找出一個能對組織造成最小破壞的方法。仿生針頭能有效的降低反力，未來可將此模型作為最佳仿生針頭外型設計的依據。

現今 VAB 最主要的併發症是由組織破壞而導致的出血及血腫，本研究藉由使用電腦數值方法來找出最小切削反力以及對組織破壞最小的切削方法，未來會在持續改進模型以能夠成功觀察內部組織破壞的情形。

五、參考文獻

[1] SchaeferF, Order BM, Eckmann-Scholz C, "Interventional bleeding, hematoma and scar-formation after vacuum-biopsy under stereotacticguidance: Mammotome-system 11g/8g vs. ATEC-system 12g/9g". Eur J Radiol 2012; 81: e739-45

[2] Flora Zagouri, Theodoros N Sergeantanis, Philip Domeyer, "Volume of blood suctioned during vacuum-assisted breast biopsy predicts later hematoma formation", BMC Research Notes 2010, 3:70

[3] P. Han and K. Ehmann, "Study of the effect of cannula rotation on tissue cutting for needle biopsy," Med Eng Phys, vol. 35, pp. 1584-90, Nov 2013.

[4] Yusuke Takishita, Yuta Fukushima and Hiroyasu Iwata, "Histological Evaluation of Tissue Damage Caused by Rotational Needle Insertion", Ryosuke Tsumura Student Member IEEE

[5] Peidong Han, "Mechanics of Soft Tissue Cutting in Needle Insertion", DOCTOR OF PHILOSOPHY, NORTHWESTERN UNIVERSITY

[6] X Q Kong, C W Wu, "Measurement and Prediction of Insertion Force for the Mosquito Fascicle Penetrating into Human Skin ", Journal of Bionic Engineering 6 (2009) 143-152

[7] Matthew Oldfield, Daniele Dini et al. "Detailed finite element modelling of

deep needle insertions into a soft tissue phantom using a cohesive approach", Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering

[8] F. Ducobu, E. Riviere-Lorphevre, E. Filippi, "Application of the Coupled Eulerian-Lagrangian (CEL) method to the modeling of orthogonal cutting", European Journal of Mechanics A/Solids 59 (2016) 58e66

[9] Wissad Assaad , Alex Jahya et al. "Finite-Element Modeling of A Bevel-Tipped Needle Interacting with gel", Journal of Mechanics in Medicine and Biology Vol. 15, No. 5 (2015) 1550079

六、表格

表 1 吉利丁之機械性質[9]

楊氏模數	屈服應力	塑性應變	蒲松比
0.27MPa	49kPa	0.004	0.495
摩擦係數	破壞能量		
0.68	8J/m ²		

七、圖片



圖 1:(左)擺盪式斜口針(中)平口式針頭(右)仿生針頭

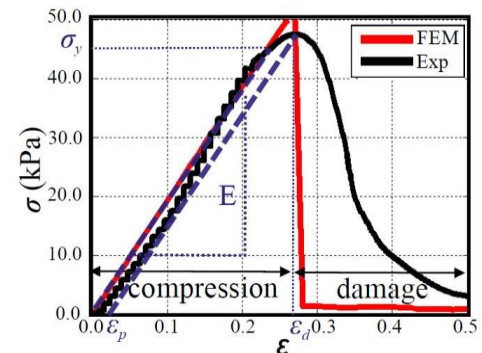


圖 2:吉利丁之真實應力應變圖[9]

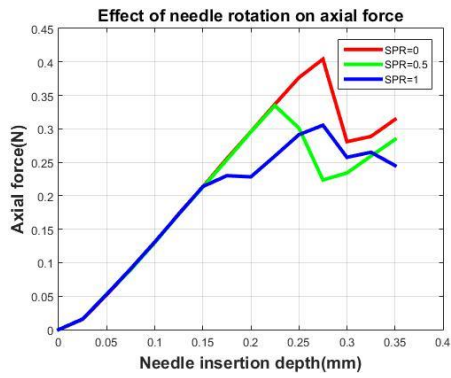


圖 3: 針頭旋轉對反力的差異性

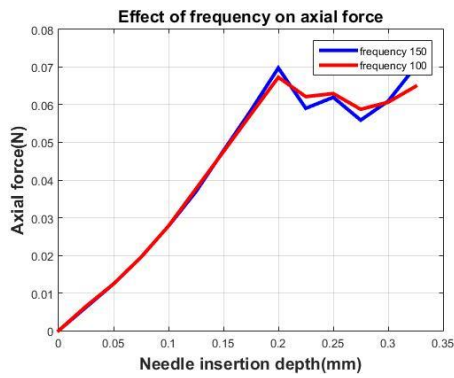


圖 4: 擺盪頻率對反力之差異性

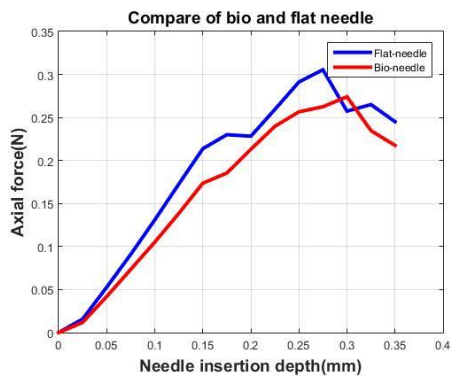


圖 5: 仿生針頭與平口針頭之反力比較