

# A COMPUTATIONAL APPROACH TO INVESTIGATE OPTIMAL CUTTING SPEED CONFIGURATIONS IN ROTATIONAL NEEDLE BIOPSY CUTTING SOFT TISSUE

黃品叡 Pin-Jui Huang, 藍貫中 Guan-Jhong Lan, 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

旋轉切削法是目前應用於切片針取樣或切除較堅韌的軟組織，如鈣化組織，的主要方法之一。針頭旋轉在切削表面施加剪力，可減低在軸向的切削力，因此可以取得好品質及體積較大的軟組織樣本。為了完理解針尖切削速度與針頭旋轉對軸向切削力的影響，本研究提出利用膠合面技術模擬切削軟組織之數值計算方法。首先以文獻的實驗數據來驗證電腦模型之正確性，再使用驗證後之模型來研究軸向切削力與力矩對旋轉速度及穿刺速度參數之反應曲面，最後提出在不同的設計情況下之最佳切削速度配置。

**關鍵字：**真空輔助組織切片術、膠合性介面、旋轉式切削、有限元素法

## ABSTRACT

Vacuum-assisted biopsy (VAB) is a widely used minimally invasive surgery to retrieve breast tissue samples for cancer diagnosis. The majority of VAB tools utilize a so-called rotational cutting method, in which the biopsy needle is driven to produce forces at the cutting surface in both lateral and axial directions. As a result, larger-core tissue samples can be obtained.

This paper demonstrates the use of surface-based cohesive behavior in a finite element model that simulates the biopsy needle to cut a soft tissue phantom with simultaneous rotation and translation. The effect of the cutting speeds on the axial cutting force and cutting torque are studied. The results suggest that the introduction of the rotational motion to the biopsy needle would reduce the cutting force. The results also indicate that the cutting force decreases with the increase in the slice-push ratio (the ratio of rotational speed to the translational speed of the needle). The slice-push ratio of 2 is recommended to minimize the cutting force while only a fairly low rotational speed is needed. The future work is aimed to include biological tissue materials into the simulation, and conduct experiments for verification and validation.

**Keywords:** vacuum-assisted biopsy, surface-based cohesive behavior, rotational cutting, finite element method

## 一、緒論

針切片術(needle biopsy)是使用中空針頭，以不同針頭設計與切削方式來切除組織樣本，以進行病理診斷與分析。為提高軟組織之切除品質，旋轉切削法為目前較先進之切削技術，其賦予針頭平移與旋轉運動，以同時作用軸向與剪向力於組織之切削平面上。透過剪向力之導入，除了可以大幅降低切削時針頭所量測之軸向反力[1]，亦可減緩組織被切入前之受壓程度[2]。以真空輔助乳房組織切片術(vacuum-assisted breast biopsy)為例，降低針頭切削力為獲得良好組

織檢體之關鍵要素，其有助於獲取較大之組織樣本、保有良好的切口表面，並改善診斷精確度[5]。研究指出，在針頭結構之設計上，過大的軸向反力會迫使針頭於切削過程中出現彎折之現象[6]。除此之外，反力大小也與病人術中之疼痛感受高度關連[2]。

電腦數值模擬分析有助於目前對於 VAB 技術與知識之拓展，可用來探索各種可能之切削情況與不同之切削針頭設計。目前文獻對於旋轉式切削針頭之研究資料偏少，且數值模型並不存在。本研究結果將增進我們對於 VAB 技術之改良與器具最佳化。

## 二、文獻回顧

### 2.1 剪向切削力與切壓比

過去文獻已發現剪向切削力有助於降低軟組織之軸向反力。Atkins 等人推導了刀片於下壓與劃切之同時動作下，對應之軸向與剪向切削力之理論公式[1]，其中軸向切削力會隨著切壓比(slice/push ratio, SPR)之提高而逐漸下降。切壓比為相對於刀具劃切方向，水平與垂直速度之比值。在旋轉切削之案例下，切壓比可重新定義為針頭之旋轉與穿刺速度之比值，或稱轉速比。Meltsner 等人透過施加針頭微小轉速(3-5 rev/s)，成功減少了切削過程中之切削力與摩擦力[7]。Han 團隊也研究了針頭在低穿刺速度(2 mm/s)下，轉速比之導入對於軸向切削力之趨勢影響[8]。

然而從文獻中歸納，我們僅瞭解針頭於低轉速(3-5 rev/s)或低穿刺速度(2 mm/s)下，其反力之變化趨勢。考慮到切片刀具設計、切削技術改良，與實際手術操作之層面，我們必須瞭解更廣域的切削參數所帶來之效應與影響。

## 三、材料與方法

### 3.1 有限元素模型

我們開發了模擬旋轉針切削過程的三維有限元素動態模型。我們首先以過去實驗[8]所使用的參數設置進行模擬與模型驗證。針管的外徑為 2.77mm、內徑為 2.16mm、針尖傾斜角為 12°。而組織假體的高度、寬度和厚度，分別為 50mm、50mm 及 15mm，且楊氏模量約為 20kPa 的超彈性材料。其中為表現不可壓縮性，將蒲松比設定為 0.495。針管最初放置在距離組織假體 2mm 的位置，同時進行平移（穿刺）和旋轉以切削組織假體，直到達到 12mm 的深度。穿刺速度設定為 2 mm/s，SPR 從 0 變化到 5。

整體模型使用了一般接觸(General contact)的演算法，針管與組織假體之間的接觸摩擦係數為 0.3，而針尖表面與由斷裂產生的新表面之間的接觸則假設為無摩擦，以避免元件的過度變形。且組織假體固定在其遠端表面以約束針管的軸向運動。我們將膠合介面插入預定裂縫路徑的兩側，如圖 1 所示，為一個沿著針頭軸向的薄圓柱

表面。

### 3.2 膠合性介面

為了模擬三維的破壞，需要計算膠合介面的混合模式(Mixed-mode)反應，其中包括模式一(開口)、模式二(滑動剪切)、模式三(撕裂剪切)。並使用 Benzeggagh-Kenane 準則來計算破壞強度，分別命名為  $G_I$ 、 $G_{II}$ 、 $G_{III}$ ，在各向同性剪切行為的假設下，使得  $G_{II}$  等於  $G_{III}$ 。在每個模式中，使用 traction-separation relationship 來確定膠合面元素之失效與否。如圖 2 所示，該關係可用臨界牽引力 ( $t_c$ )，初始和最終分離長度 ( $\delta_{max}$ ,  $\delta_0$ )，初始剛度 ( $K$ ) 和總應變能量釋放速率 ( $G_C$ ) 來表示，以 20kPa 的 Gelatin 軟組織假體來說，文獻中所取得之  $G_C$  為 35 J/m<sup>2</sup>。

為了驗證有限元素模型，進行了兩種類型的比較。首先將模擬反作用力和扭矩隨時間的變化與實驗結果[8]在特定的切削速度下(2 mm/s 和 14 rpm)進行比較，其次，將模擬的切削力和扭矩曲線繪製在 0 至 5 的 SPR 範圍內，並與實驗研究[8]和數學模型[1]進行比較。

接下來，我們使用驗證後之模型來找出在整個參數空間中兩個輸入參數的最佳配置，進而得到最小的切削力，而這兩個輸入參數分別為針穿刺速度和 SPR。反應曲面法被用來找出輸入和輸出間的關係，拉丁超立方體採樣技術用於在針穿刺速度為 0.5~10 mm/s 和 SPR 為 0.5~5 的範圍內產生 15 個採樣點，採樣點用兩個二次函數近似，進而使用這些函數繪製出反應曲面。

## 四、結果與討論

我們將文獻與模擬所得之反力數據繪於圖 3 進行比較，切削深度為組織上表面到針頭尖端，組織在模擬中斷裂於切削深度 3mm 時，此處反力與反力矩會有大幅的掉落，因此我們可以從模擬中得到切削力與切削力矩分別為 0.369N，而實驗之切削力為 0.368N，誤差率為 2.7%。

我們將轉速比對反力的影響繪於圖 4，其中包含了模擬結果、實驗數據[8]和理論模型[1]。為了使三種數據能互相比較，切削力與切削力矩皆正歸化， $f_v$  為垂直於切削面之力和  $f_H$  為平行於切削面之力，三種方法皆顯示當轉速比從 0 增加到 2 時， $f_v$  會

迅速下降，但是隨著轉速比繼續上升，此下降速率會大幅減少，在  $f_H$  的部分，三種方法都顯示了當轉速比從 0 增加到 1 時， $f_H$  會迅速上升，但隨著轉速比繼續上升， $f_H$  幾乎不會在變動。

我們將切削力對應穿刺速度、轉速比的反應曲面繪成圖 5，我們將模擬的數據用二次函數來擬合，而其標準差為 1.58%。我們發現切削力之變動相較於穿刺速度而言，對轉速比的改變較為靈敏，若不考慮轉速比，當穿刺速度不斷上升時，切削力會先下降到達反曲點再上升。反曲點的位置會受到轉速比的影響，當轉速比較小時，反曲點發生在較低的穿刺速度，但當轉速比上升時，反曲點會發生在較大的穿刺速度。我們做了切削力與轉速比在三種不同穿刺速度下的關係，顯示於圖 6，分別為高速(8 mm/s)、中速(5 mm/s)、低速(2 mm/s)，由此發現當穿刺速度在中間以下時，切削力會隨著轉速比的上升而迅速下降，然而當高速時，切削力會下降的較慢，且當轉速比為 3.55 時會轉為上升。

另外，切削力與穿刺速度在三種不同的轉速比下的關係如圖 7 所示，分別為高轉速(5)、中間轉速(2)、低轉速(0.5)，在三種情況下，切削力都會隨著穿刺速度的增加而下降，但當穿刺速度到達一定門檻值後都會轉為上升，當轉速比較低時，門檻值為 6.8 mm/s，隨著轉速比上升門檻值也會向左移，轉為 4.7 mm/s，另外，當切削力過了門檻值後會隨著轉速比上升而上升的更劇烈。

#### 4.1 最佳化切削速度

切削力的減少會使得針頭有更好的能力去提高組織檢體的品質與較大的體積。隨著切削力的減少，病患可以在手術過程中擁有較低的疼痛感。從反應曲面可知，隨著  $v_a$  或 SPR 的上升，並不會總是減少切削力，最小的切削力出現在  $v_a$  和 SPR 分別為 5.18 mm/s 和 3.94。當  $v_a$  為低速(2 mm/s)時，需要較高的 SPR(4.19)來達到最小切削力。但是，當  $v_a$  逐漸提升至高速(8 mm/s)，則僅需要較低的 SPR(3.55)來達到最小切削力。反過來觀察，當 SPR 為定值時，切削力不總是隨著  $v_a$  增加而減小。最小的切削力出現在  $v_a$  介於 4.70 和 6.80 mm/s 之間。

#### 五、結論與未來展望

使用膠合面的有限元素模型來模擬組織切片的旋轉切削是可行的，我們將此模型與實驗及理論模型比較後證明其準確性與有效性，此模型的成功讓我們能夠使用大量的參數配置全面地進行研究切削力的反應。

在目前旋轉切削的研究中，針頭之切削速度皆為低速，本研究將此知識拓展至中高速區間。本研究結合有限元素與反應曲面方法可以有效率地降低運算成本並尋求最佳設計，此方法也可以加入其他設計因子做結合，像是驅動針頭的馬達需求，進行更全面的切片針系統設計最佳化。

未來可以在兩個方向上做改善，其一是讓膠合面的使用更靈活，讓模擬不需預設切削路徑，其二是發展一個可以獲得三方向 traction-separation relationship 的標準實驗方法。在這些改進後，此技術不只可用來準確預測反力，還有裂紋預測，亦可應用於其他軟組織或骨頭切片術之力學預測。

#### 六、參考文獻

- [1] Atkins AG, Xu X, Jeronimidis G. 2004. Cutting, by 'pressing and slicing,' of thin floppy slices of materials illustrated by experiments on cheddar cheese and salami. *Journal of Materials Science*. 39(8):2761-2766.
- [2] Egekvist H, Bjerring P, Arendt-Nielsen L. 1999. Pain and mechanical injury of human skin following needle insertions. *European Journal of Pain*. 3(1):41-49.
- [3] Rajagopal V, Nielsen PMF, Nash MP. 2010. Modeling breast biomechanics for multimodal image analysis successes and challenges. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine*. 2(3):293-30
- [4] E. A. O'Flynn, A. R. Wilson, and M. J. Michell, "Image-guided breast biopsy: state-of-the-art," *Clin Radiol*, vol. 65, pp. 259-70, Apr 2010.
- [5] Moore JZ, McLaughlin PW, Shih AJ. 2012. Novel needle cutting edge geometry for endcut biopsy. *Medical Physics*. 39(1):99-108.
- [6] Barnett AC, Lee YS, Moore JZ. 2015. Fracture mechanics model of needle cutting tissue. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. 138(1):11005-11008.
- [7] M. A. Meltsner, N. J. Ferrier, and B. R.

Thomadsen, "Observations on rotating needle insertions using a brachytherapy robot," Phys Med Biol, vol. 52, pp. 6027-37, Oct 07 2007.

- [8] 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.
- [9] Okamura AM, Simone C, O'Leary MD. 2004. Force modeling for needle insertion into soft tissue. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 51(10):1707-1716
- [10] Gokgol C, Basdogan C, Canadinc D. 2012. Estimation of fracture toughness of liver tissue: Experiments and validation. Medical Engineering & Physics. 34(7):882-891

七、圖片

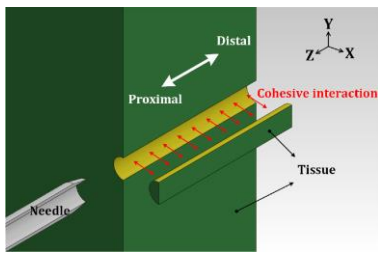


圖 1 有限元素模型(截面圖)和膠合面之配置

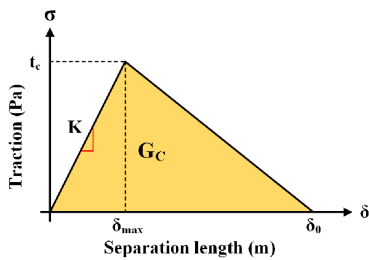


圖 2 Traction-separation relationship

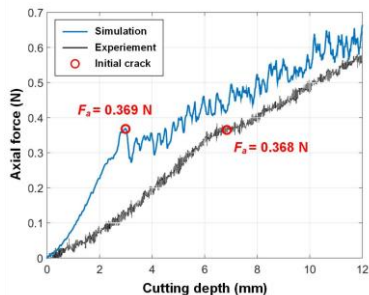


圖 3 模擬與文獻之反力-位移比較圖

( $V_a$  為 2/mm/s , SPR 為 0.8)

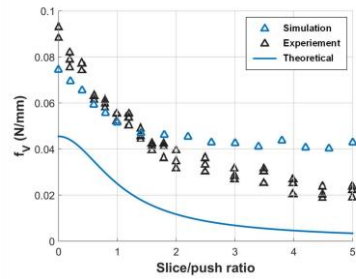


圖 4 SPR 對切削力的影響

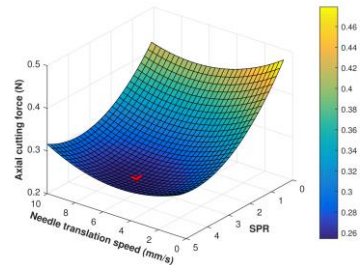


圖 5 切削力的反應曲面圖

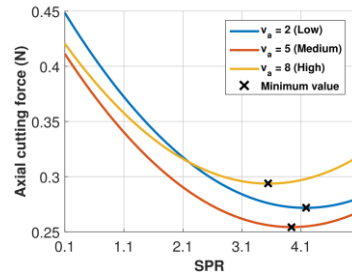


圖 6 在不同的穿刺速度下 SPR 和  $F_a$

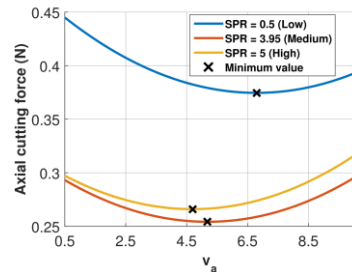


圖 7 在不同 SPR 下  $v_a$  和  $F_a$  的關係