

簡介植髮筆針表層金屬玻璃鍍層之性能改進與其他鍍層之比較研究

文、圖 / 林宜蓉 劉聿康* 黃冠毓* 張家豪* 鄒積鎮 朱瑾*

高地植髮家診所一般科

國立台灣科技大學材料科學與工程系*

摘要

本研究探討金屬玻璃鍍層(thin film metallic glass, TFMG)與氮化鈦(titanium tetrachloride, TiN)、類鑽碳(diamond-like carbon, DLC)對植髮筆針耐用性能的影響。於聚氨酯(PU)進行穿刺測試時，金屬玻璃鍍層針具之所需要施加的施力明顯低於裸針、氮化鈦和類鑽碳，且於穿刺達80次後，金屬玻璃鍍層針具之穿刺阻力沒有明顯增加。這主要是因為非晶結構之金屬玻璃鍍層具備低摩擦係數、不沾黏、較平整之表面的優異性質。

前言

毛髮移植筆針簡稱植髮筆針是近年來運用在植髮手術，無論是毛囊單位取髮術(follicular unit extraction, FUE)或是毛囊單位移植術(follicular unit strip, FUS)毛髮移植過程當中經常使用的醫療器械。研究團隊有感於針具和組織之間的相互作用極大影響了使用者的舒適性^(1,2)。另外針具在穿刺所需的力可能受到許多因素的影響，如針尖的幾何形狀、插入者的手法和組織的特性等。總體而言，施加於針具上的力量主要是為了克服穿刺時針具與組織所產生的摩擦阻力，亦即穿刺越深時，與組織接觸面積越多，阻力越大，施加之力量因而越大。為了降低摩擦阻力，常有幾種鍍層及塗層應用在醫療針具表面上，這些塗層、鍍層包括矽膠流體潤滑劑⁽³⁾和固體硬質鍍層的氮化鈦(TiN)⁽⁴⁾及類鑽碳(DLC)⁽⁵⁾。然而，這些潤滑材料就屬價廉的矽膠潤滑劑最不耐用，因為它屬流體性質，最初的數次來回穿刺後矽膠潤滑劑就

容易流失，而喪失潤滑的作用。對於高溫製程所鍍得的陶瓷材料氮化鈦和類鑽碳鍍膜，它們易脆並且內部應力高，導致與金屬材質的粘附性較差⁽⁶⁾，且不見得耐用。

近年來，一種新型的金屬玻璃(metallic glass, MG)材料，其非晶態原子結構且具有高強度和良好的耐腐蝕性和耐磨性^(7,8)；此外，研究人員最近報導金屬玻璃具有優異的生物降解性、生物相容性和不沾附細胞等⁽⁹⁻¹³⁾。這些優良的特性使金屬玻璃成為生物醫學應用的潛在替代候選者。在過去的研究中，金屬玻璃鍍層(TFMG)應用於手術刀片⁽¹⁴⁾和注射針具⁽¹⁵⁾都能有效抑制細胞生長且低摩擦係數(coefficient of friction, COF)都加強了醫療器械之鋒利性、耐受性以及表面不沾黏之特性，應用金屬玻璃鍍層除了應證施加於針具上的力量主要是為了克服穿刺與組織接觸所產生的摩擦阻力外⁽¹⁵⁾，也對豬肉組織進行穿刺實驗且驗證較不沾黏的特別性質，如圖1⁽¹⁵⁾所示。

目的

在本研究中，我們將金屬玻璃鍍層（台灣專利：I554391和美國專利：9,840,798 B2）應用於植髮筆針，並通過觀察針具的表面特性將結果與未鍍層（裸針）、氮化鈦鍍層和類鑽碳鍍層的針具進行比較，並且還進行了多次來回穿刺（插入/取出）測試，以評估這些植髮筆針的耐受性。

為了驗證真空磁控濺鍍系統所製備出金屬玻璃鍍層具有非晶結構，因此藉由差示掃描量熱法(DSC, Netzsch 404 F3 Pegasus)測定玻璃轉換溫度(Tg)與結晶溫度(Tx)，在氬氣環境下以40K/min的加熱速率加熱至高達800℃的溫度下進行分

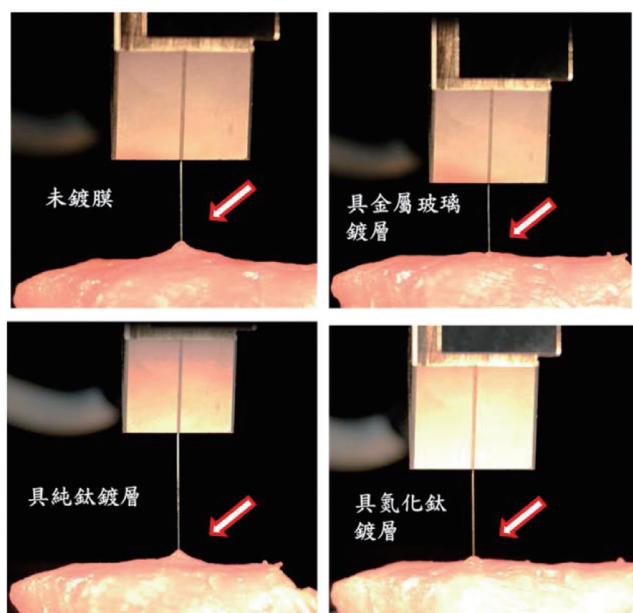


圖1 不同鍍層之注射針與豬肉組織沾黏度程度之錄影影像擷取照片：分別將裸針（右上）、金屬玻璃鍍層（左上）、純鈦鍍層（右下）與氮化鈦鍍層（左下）之針具，金屬玻璃鍍層針具在取出時，相較於其他種類針去較不沾黏。（箭頭表示針刺在豬肉組織上的現象）^(9,13,15)。

析。晶體結構採用低掠射角X射線繞射儀(XRD, D 8 Discover)以銅靶($\text{Cu K}\alpha$)在40 kV和200 mA下測定分析。雙光束聚焦離子束(FIB, FEI Quanta 3D FEG)內的掃描式電子顯微鏡(SEM)在10 kV的加速電壓下完成針具的表面形貌分析。

結果和討論

非晶結構在DSC與XRD結果分析

在圖2(a)中的DSC曲線顯示了 $\text{Zr}_{60}\text{Cu}_{25}\text{Al}_{10}\text{Ni}_5$ 金屬玻璃鍍層(TFMG)的玻璃轉化溫度，和結晶溫度分別是 415.5° 和 487.5° 。在圖2(b)的XRD圖中，在橫坐標 2θ 角度為 30° 至 45° 的區間出現較寬廣的繞射峰且沒有明顯的布拉格結晶繞射峰。根據DSC和XRD的結果，TFMG的非晶結構得到了證實。

不同針具表面形貌分析

以掃描式電子顯微鏡從針尖和針身於不同的放大倍率下觀察拍攝，如圖3之圖像相片所示，經過前後來回80次的穿刺(插入/取出)測試，可以觀察到，氮化鈦(TiN)和類鑽碳(DLC)鍍層的

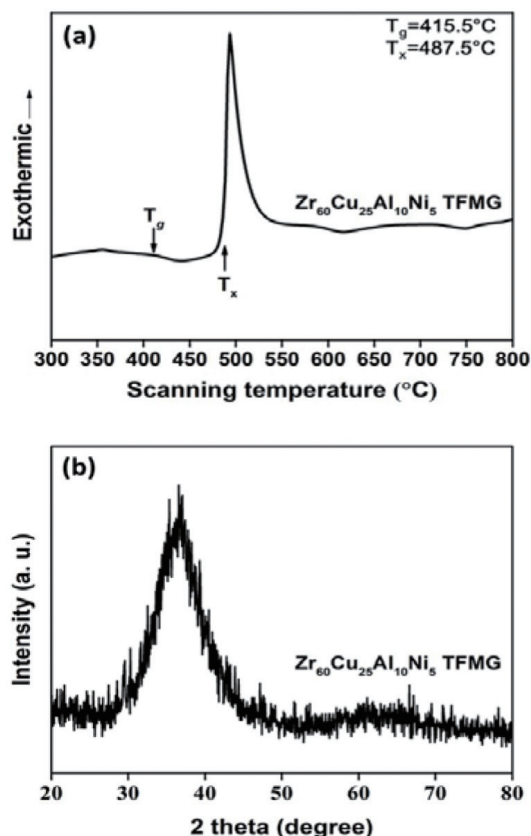


圖2 (a) DSC曲線顯示 $\text{Zr}_{60}\text{Cu}_{25}\text{Al}_{10}\text{Ni}_5$ 金屬玻璃鍍層(TFMG)的玻璃轉化溫度(T_g)和結晶溫度(T_x)分別是 415.5 和 487.5°C 。(b)的XRD圖中，在橫坐標 2θ 角度為 30 至 45° 的區間出現較寬廣的繞射峰⁽⁶⁾。

針明顯具有許多顆粒殘留物質在針面上，這可能導致摩擦阻力增加與穿刺力增加，如下所示。眾所皆知，這些顆粒在表面上的存在主要歸因於氮化鈦(TiN)和類鑽碳(DLC)以真空陰極電弧方式進行沉積。根據報告，這些顆粒與原本的鍍層是同種材料，在製程上較難避免顆粒生成且經常發生的。此外，根據這些圖像，檢查所有類型的針具，經過80次來回穿刺測試，之前和之後並沒有可觀察到的明顯差異。也就是說，在來回穿刺測試之後，在TiN和DLC鍍層上面的顆粒仍然存在。另一方面，TFMG針具表面上顯示出良好的狀況，經過80次來回穿刺(插入/取出)之後，針具表面沒有明顯可觀察到的損傷或顆粒。因此，TFMG針具表面較為平整，這與先前的報告完全一致⁽¹⁵⁾。

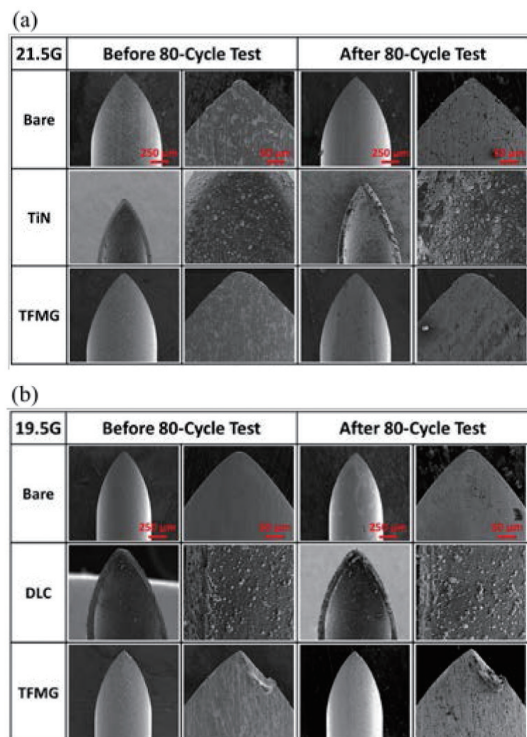


圖3 此研究探討表面鍍層對於植髮筆針性能的影響：(a) 21.5G與(b) 19.5G之裸針(bare)、氮化鈦(TiN)、類鑽碳(DLC)和金屬玻璃鍍層(TFMG)針具之掃描式電子顯微鏡相片^(7,8)。

穿刺實驗測試

在圖4之穿刺力與穿刺次數關係圖中，每一點表示單次穿刺測試時所需要施加的最大荷重（施力），相較於裸針、TiN和DLC鍍層的針具，在80次來回穿刺測試中TFMG針具都表現出較低的施力，且沒有因為次數增加而有明顯的增加，顯現出較低的穿刺阻力。最終結果，裸針、TiN與DLC針具的穿刺阻力增加分別為15、22與12%，則TFMG鍍覆在19.5G與21G針具的穿刺阻力增加極為有限。TFMG與裸針、TiN和DLC鍍層相比，TFMG的良好性能可歸因於較平整的表面及較低的摩擦係數(~ 0.05)⁽¹⁵⁾。雖然DLC與TiN鍍層具備低摩擦係數(COF)值，但因表面的顆粒造成較粗糙表面形貌，以致於有較高穿刺阻力。

結語

本研究探討氮化鈦(TiN)、類鑽碳(DLC)與金屬玻璃鍍層(TFMG)對植髮筆針性能的影響。

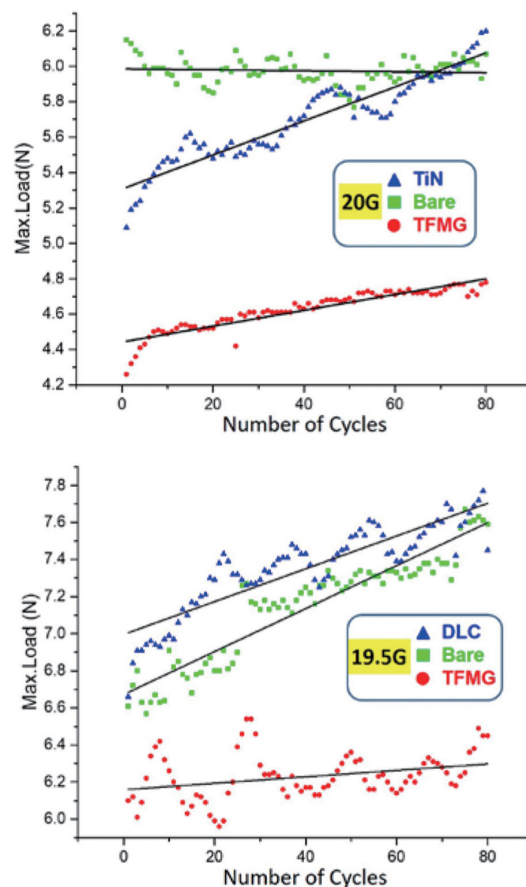


圖4 在80次來回穿刺測試中，比較裸針(Bare)金屬玻璃鍍層(TFMG)氮化鈦(TiN)和類鑽碳(DLC)鍍層針具之最大荷重分布，每一點表示單次穿刺時所需要施加的最大荷重（施力）⁽⁵⁾。

對於聚氨酯(PU)進行穿刺測試時，金屬玻璃鍍層針具之所需要施加的最大荷重明顯低於裸針、氮化鈦和類鑽碳，且80次之穿刺之後，金屬玻璃鍍層針具之穿刺阻力增加極為有限。這一切主要歸功於金屬玻璃鍍層具備低摩擦係數、不沾黏、較平整之表面與非晶結構。

致謝：

這項研究獲得教育部高等教育深耕計畫-特色領域『金屬玻璃鍍層技術與應用研究中心』與科技部(MOST 107-2218-E-011-004)的部分補助。我們感謝國立台灣大學的薛承輝教授材料測試系統以及國立台灣科技大學白孟宜教授的寶貴建議、賴柏彰同學的協助。

本文之英文文章原發表於International Society of Hair Restoration Surgery (ISHRS) 26th

World Congress, Hollywood, CA, USA.同年亦榮獲 ISHRS 26TH WORLD CONGRESS海報發表之最高榮譽"Best Practice Tip Award".

參考文獻

1. Abolhassani N, Patel R, Moallem M: Needle insertion into soft tissue: A survey. *Med Eng Phys* 2007; 29:413-431.
2. van Gerwen DJ, Dankelman J, van den Dobbelsteen JJ: Needle-tissue interaction forces—A survey of experimental data. *Med Eng Phys* 2012; 34:665-680.
3. Han P, Kim J, Ehmann KF, et al.: Laser surface texturing of medical needles for friction control. *International Journal of Mechatronics and Manufacturing Systems* 2013; 6:215-228.
4. Heiner AD, Brown TD, Rossin V, et al.: Frictional insertion kinetics of bone biopsy needles. *J Biomech Eng* 2001;123:629-634.
5. Dearnaley G, Arps JH: Biomedical applications of diamond-like carbon (DLC) coatings: A review. *Surf Coat Technol* 2005;200:2518-2524.
6. Ching HA, Choudhury D, Nine MJ, et al.: Effects of surface coating on reducing friction and wear of orthopaedic implants. *Sci Technol Adv Mater* 2014;15:014402.
7. Chu JP, Jang J, Huang J, et al.: Thin film metallic glasses: Unique properties and potential applications. *Thin Solid Films* 2012;520:5097-5122.
8. Schuh CA, Hufnagel TC, Ramamurty U: Mechanical behavior of amorphous alloys. *Acta Materialia* 2007;55:4067-4109.
9. Wang Y, Zheng Y, Wei S, Li M: In vitro study on Zr based bulk metallic glasses as potential biomaterials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2011;96:34-46.
10. Li H, Pang S, Liu Y, et al.: Biodegradable Mg-Zn-Ca-Sr bulk metallic glasses with enhanced corrosion performance for biomedical applications. *Materials & Design* 2015;67:9-19.
11. Sun Y, Huang Y, Fan H, et al.: In vitro and in vivo biocompatibility of an Ag-bearing Zr-based bulk metallic glass for potential medical use. *J Non Cryst Solids* 2015;419:82-91.
12. Liu Y, Wang Y-M, Pang H-F, et al.: A Ni-free ZrCuFeAlAg bulk metallic glass with potential for biomedical applications. *Acta Biomater* 2013;9:7043-7053.
13. Chang C-H, Li C-L, Yu C-C, et al.: Beneficial effects of thin film metallic glass coating in reducing adhesion of platelet and cancer cells: clinical testing. *Surf Coat Technol* 2018;344: 312–321.
14. Tsai P, Lin Y, Li J, et al.: Sharpness improvement of surgical blade by means of ZrCuAlAgSi metallic glass and metallic glass thin film coating. *Intermetallics* 2012;31:127-131.
15. Chu JP, Yu C-C, Tanatsugu Y, et al.: Non-stick syringe needles: Beneficial effects of thin film metallic glass coating. *Sci Rep* 2016;6:31847.

