

鈦鋯合金人工牙根之周圍骨質應變/應力分析

Bone strain/stress analysis of Titanium-Zirconia alloy dental implant

黃恆立(Heng-Li Huang)¹ 林允德(Yun-Te Lin)¹ 許瑞廷(Jui-Ting Hsu)¹ 傅立志(Lih-Jyh Fuh)^{1,2}

¹中國醫藥大學 牙醫系 (School of Dentistry, China Medical University)

²中國醫藥大學 附設醫院 牙復牙科 (Department of Prosthodontics, China Medical University Hospital)

一、中文摘要

研究背景：鈦鋯合金是新型的合金材料，目前有研究顯示鈦鋯合金植體與純鈦金屬植體相比，鈦鋯合金植體具有良好的生物適應性¹，但實際上鈦鋯合金用於植牙手術所能呈現的結果有限，也缺乏相關研究資料。**研究目的：**藉由力學指標(應力、應變等)的比較來探討鈦鋯合金人工植體系統的生物力學特性。**研究方法：**進行有限元素電腦模擬分析，比較純鈦與鈦鋯合金人工牙根受力後各項指標的差異。**實驗結果：**與純鈦人工牙根相比，垂直施力時，鈦鋯合金人工牙根之最大主應變，最小主應變，最大應力降低約 4.37%、1.46%、0.88%，斜向施力時，降低的幅度為 4.84%、5.21%、5.47%。本研究可望獲取更多關於鈦鋯合金人工牙根的力學特性，並做為臨床醫師進一步評估鈦鋯合金人工牙根的參考資料，甚至是提供給研究者或人工牙根廠商，開發新型鈦鋯合金人工植體的可能性。

關鍵詞：鈦鋯合金、人工牙根、電腦模擬、生物力學、有限元素分析

Abstract

Background: Titanium zirconium (TiZr) alloys are a new choice for dental implants. Some studies showed that TiZr dental implants have better adaptation than Ti have¹. However, case reports and research about TiZr dental implants are limited.

Purpose: The aim of this study is to investigate the biomechanical properties of TiZr dental implants by comparing the stress and strain values with pure titanium implants. **Materials and Methods:** Finite element analysis is used for evaluating bone strain/stress around implants. **Results:** The results of the FE simulation showed that under vertical loading, as compared to Pure Ti implant the maximum/minimum principle strain, and the equivalent stress of the TiZr model are 4.37%, 1.46%, and 0.88% less, and under lateral loading,

the values are 4.84%, 5.21%, and 5.47%. **Conclusion:** 1). TiZr dental implants decrease strains in cortical bones therefore reduce the failure rate of implants due to overloading. 2). Under lateral loading, the strain values of TiZr model decrease more than Ti model.

This study may acquire more information about TiZr dental implants, and be references for clinicians to evaluate it, even for researchers or implant factories to invent new TiZr implants.

Keywords: Titanium zirconium alloys, dental implants, computational simulation, biomechanical, finite element analysis

二、緣由與目的

(一)鈦鋯合金的生物相容特性

1. Jan Gottlow¹等人在 12 隻迷你豬成豬的下顎兩側小白齒及第一大白齒位置，植入 3 支純鈦人工牙根和 3 支鈦鋯合金人工牙根，用來做組織學測試和移除力矩測試(removal torque)，根據研究結果，新型鈦鋯合金比純鈦合金擁有較高的穩定性、相同的骨傳導特性以及鈦鋯合金植體的腔室內可產生較多的骨面積。鈦鋯合金人工牙根在 3000rpm 的轉速下包覆 15s 後，接著在 600°C 高溫充滿氫氣的環境下放置 20 分鐘後，產生共 50μm 厚的 HA/TiO₂ 層，而後浸泡在 SBF(simulated body fluid) 中一段時間，可刺激磷灰石成份的生成²，此磷灰石成份與骨頭成份相似，可幫助骨母細胞的生長。

(二)鈦鋯合金的力學強度

1. 另外在 Jan Gottlow¹ 的研究結果中，新型鈦鋯合金的 RT(removal torque) 值(230.9 ± 22.4 Ncm) ($p=0.0013$) 明顯高於純鈦合金的 RT 值(204.7 ± 24 Ncm) ($p=0.0029$)，代表將鈦鋯合金取出需提供較大的力矩，也顯示鈦鋯合金人工牙根具有較好的穩定性。較早期的研究則顯²，鈦鋯合

金的硬度較純鈦金屬或純鋳金屬高約 2.5 倍，可以作為新型生物醫學合金的材料基底。

(三)鈦金屬與合金的材料參數

在Michael McCracken³與Mitsuo Niinomi⁴的研究中，整理了各種常見鈦金屬的材料參數，這些數據有相當的參考價值，可提供本研究在有限元素分析時使用。Wen-Fu Ho 等人⁵進行了牙科用鈦鋳合金之機械性質研究，其結果含有不同比例之鈦鋳合金成分之bending modulus；由於植體廠商未提供明確材料參數，本實驗將引用此研究結果之Ti-10Zr的bending modulus，根據其研究可推估Ti-10Zr之bending modulus約為 125~127GPa，本實驗取 125GPa為其bending modulus。

(四)鈦鋳合金人工牙根的文獻資料

根據Zeynep Özkurt與Ender Kazazoğlu的統計⁶，鈦鋳合金人工牙根的研究中，屬於應力分析的文章僅有一篇；研究植體在臨床上成功率的文章僅有三篇；作者也提到鈦鋳合金人工牙根尚未於臨床上常規使用。

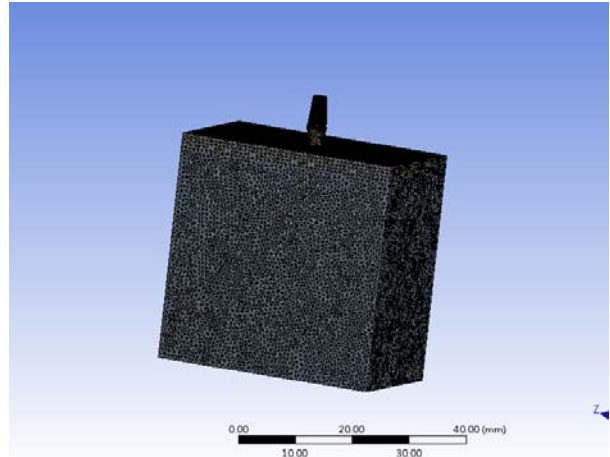
過去文獻僅提出鈦鋳合金具有良好的生物相容性，及鈦鋳合金的材料強度，但進一步的力學特性，如應力與應變的大小等，仍是未知數，因此本研究希望能獲得鈦鋳合金人工牙根受受力後的應力/應變趨勢，以增加對其力學上的了解。

三、材料與方法

本研究使用電腦輔助設計 CAD 軟體 (SolidWorks 2007, SolidWorks Corporation,Concord, MA, USA)做外型設計，在人工植體方面，首先取得所訂購之植體的實體，並使用游標卡尺及投影機量得植體的細部尺寸後，以電腦輔助設計 CAD 軟體建構其外型，再將顎骨模型與植體模型經過布林運算加以組合修飾模型，且讀入有限元素分析軟體 ANSYS 10.0(Swanson Analysis Inc., Huston, PA, USA)內，給定相關之材料係數並建立有限元素網格後，即完成初步三維有限元素模型之建構。

在收斂性分析方面，調整模型的元素數目，可達到模型應力值收斂的目的，然而，本研究所建構之實體模型在幾何外型上較複雜，若以全面增加模型元素的方式，進行收斂性測試，將會造成節

點與元素過多，而徒增電腦資源與運算時間上的浪費，由於骨質的應力值大多集中在人工植體的周圍，因此，本研究計劃只局部增加人工植體周圍骨質的元素，達到最佳化網格建立，並完成收斂性的測試。



圖一：建構完成之有限元素模型

有限元素模型建構完成後，將進行模型的運算，並記錄各組模型之人工植體周圍骨質的應力/應變值，以便進行結果的分析與比較。此外，本研究亦會輸出應力/應變的分布圖，觀察人工植體本身與周圍骨質之內部受力變化，針對力學行為與傳遞機轉有一清楚的了解。

材料參數設定：

各材料參數將參照以往文獻 4,5 與廠商提供之資料，詳列於下表：

表一：楊氏模數與普松比

Materials	Modulus (MPa)	Poisson' s ratio
cp grade IV Ti	104100	0.3
TiZr	125000	0.3
Cortical bone	16700	0.3
Trabecular bone	759	0.3

摩擦係數，由本系生物力學實驗室先前結果獲得：

表二：摩擦係數

植體	與皮質骨 摩插係數	與疏鬆骨 摩插係數	植體組件 摩插係數
SLActive	0.45	0.83	0.3
Roxolid	0.45	0.83	0.3

模型建構完成後直接進行轉檔，讀入 Ansys 軟體內進行有限元素模性建構，並進行以下設定：材料參數與環境設定：依照表二及表三所提供之數據進行材料參數設定。

植體內部組件間的接觸為摩擦，皮質骨與疏鬆骨間為緊密結合。受力大小固定為 190N，作用於支台齒之咬合面上。整組試件中人造骨底面設定為固定不動。

四、結果與討論

表三：純鈦與鈦鋯合金樣本之應力/應變量值。其中 V 代表 Vertical loading mode, L 代表 Lateral loading mode, C 代表 Cortical bone, T 代表 Trabecular bone, EQV 代表 Equivalent stress (亦是 von Mises stress)

Implant type	Loading type	Bone type	Maximun	Minimun	Maximum EQV (MPa)
			principle strain (μ strain)	principle strain (μ strain)	
Ti	V	C	2112.3	-3029.9	42
		T	7955.4	-6483.5	6.3
	L	C	6962.7	-11339	161.7
		T	6791.7	-6425	5.3
TiZr	V	C	2019.9	-2985.7	41.6
		T	8022.4	-6536.4	6.3
	L	C	6625.9	-10748	152.8
		T	6816	-6426.6	5.3

➤ 硬質骨部分：

不論垂直或斜向施力，純鈦植體於硬質骨處產生之主應變量與最大應力皆較鈦鋯合金植體高 (垂直

Ti:2112.3/3029.9/41.992, TiZr:2019.9/2985.7/41.62

2) (斜向

Ti:6962.7/11339/161.66, TiZr:6625.9/10748/152.81)

。於垂直施力狀況下，鈦鋯合金植體所產生之 maximum principle strain 大小較純鈦植體低約

4.37%；minimum principle strain 大小較純鈦植體低約 1.46%；maximum EQV 大小較純鈦植體低約 0.88%。於斜向施力狀況下，鈦鋯合金植體所產生之 maximum principle strain 大小較純鈦植體低約 4.84%；minimum principle strain 大小較純鈦植體低約 5.21%；maximum EQV 大小較純鈦植體低約 5.47%。又，由各量值之色層分布圖可發現，兩組樣本受力後之應力/應變分布趨勢相似，但純鈦植體之應力/應變集中區域面積略大於鈦鋯合金植體之區域面積。

➤ 鬆質骨部分：

不論垂直施力或斜向施力，鈦鋯合金植體於鬆質骨處產生之主應變量與最大應力皆較純鈦植體高 (垂直

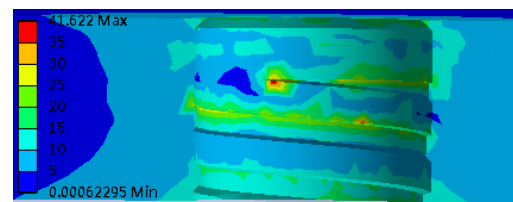
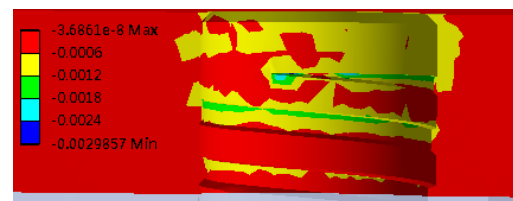
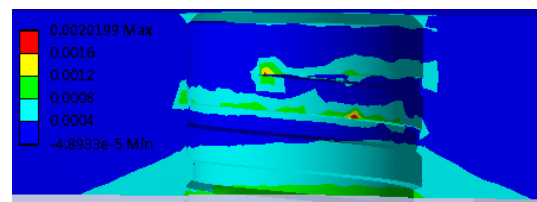
Ti:7955.4/6483.5/6.27, TiZr:8022.4/6536.4/6.3226)

(斜向

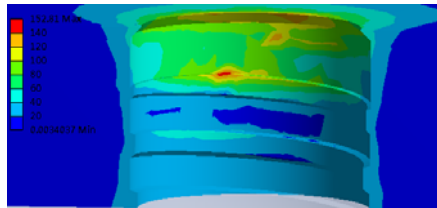
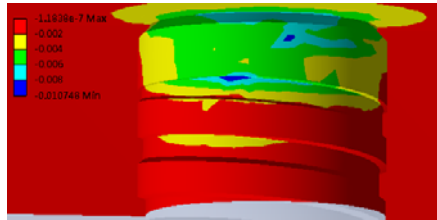
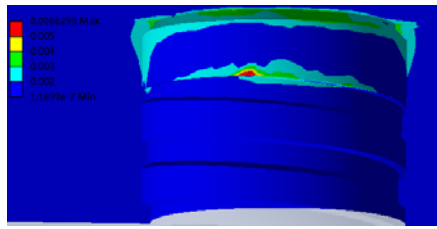
Ti:6791.7/6425.5/5.3266, TiZr:6816/6426.6/5.3573)。

觀察各量值之色層分布圖發現兩者之應力/應變分布趨勢相似。

(a)



(b)



圖二：於(a)垂直施力與(b)協向施力下，鈦銻合金植體於硬質骨處之最大主應變(上)、最小主應變(中)、最大應力(下)之色層分布圖。

五、結論

1. 鈦銻合金植體系統可以略為減低硬質骨所承受的應變，可降低力量過荷導致骨質流失而植牙失敗的機率。
2. 在斜向施力的狀況下，鈦銻合金植體系統所降低的應力/應變比例較多。

六、誌謝

本研究感謝國科會大專生計畫 NSC 100-2815-C-039-032-B、國科會計畫 NSC 101-2314-B-039-022-MY3 與長庚醫學研究計畫 CMPRG8A0761 資助本研究之經費。

七、參考文獻

- [1]. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. (2010) *Clin Implant Dent Relat Res*, on-line early view.
- [2]. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanaka H (1995) *J Biomed Mater Res* 29:943-950,
- [3]. McCracken M. (1999) *J Prosthodont* 8:40-43, 1999.
- [4]. Niinomi M (1998) *Mater. Sci. Eng., A* 243: 231-236.

- [5]. Ho WF, Chen WK, Wu SC, Hsu HC (2008) *J Mater Sci Mater Med* 19:3179–3186.
- [6]. Özkurt Z, Kazazoğlu E (2010). *J Oral Implantol* 37:367-376.