

The influence of arrangements of anisotropic materials on the mechanical performance – an application with fiber-reinforced composite

蕭亦婷(Yi-Ting Hsiao)¹, 林啟倫(Chi-Lun Lin)², 陳永崇(Yung-Chung Chen)^{1,3}

1 國立成功大學口腔醫學研究所

2 國立成功大學機械工程研究所

3 國立成功大學附屬醫院口腔醫學部

摘要

現今牙科廣泛運用的補綴材料，例如樹脂、陶瓷、氧化鋁等材料，其材料特性多是均質且等向性的，無法確切地呈現自然牙原本的特性。牙科目前常用具非等向性系統的材料為纖維強化樹脂(fiber-reinforced composite, FRC)，臨床上通常應用在固定式局部補綴物(fixed partial denture, FPD)如：牙橋(dental bridge)的底部構造(substructure)或支架上，提供了強度與剛性。但現階段仍沒有在單顆牙冠上的臨床應用。本研究採用有限元素模擬，假設具非等向性的牙科材料且經適當排列可以提升贖復體的力學表現。在設計上採用複合材料與人牙牙本質結合的模型，樣本組別以不同纖維排列區分成平行、垂直與無纖維兩組，對照組別為無纖維樣本。於樣本上方設置不銹鋼材質壓頭，調整施力頻率施予一負載應力以觀察樣本受力的變化。利用邊界條件設定限制樣本底部固定與壓頭的運動方向。初步結果顯示FRC縱向排列的樣本相較於其他組別能夠承受更大的應力。我們預期經由以上模擬可以證明導入非等向性後有助於提升其整體力學表現，期望未來可將此技術應用在臨床單顆牙冠的復形。

關鍵字：牙科生物力學、纖維強化樹脂、非等向性、有限元素法

ABSTRACT

Most dental materials such as resin, ceramic or zirconia are homogeneous and isotropic, which cannot fully mimic dentin and enamel. Fiber-reinforced composite (FRC) is one of the materials with anisotropy. It is often used for fabricating the substructure or framework of the fixed partial denture (FPD) clinically to enhance mechanical performance. However, FRC system has not been applied in fabricating a single crown.

We hypothesize that the mechanical performance of a dental crown can be improved by appropriately introducing anisotropy into its structure. To test the hypothesis, a finite element model was constructed. The material properties of FRC composite and human dentin were assigned to the parts. Two groups of models with different FRC arrangements were considered: parallel and vertical to the outer surface. The model without fiber embedment was set as the control group. A stainless steel indenter was created as loading apparatus and the pressure load was applied to its top surface. The bottom of the model was fixed and the indenter was confined to move in the vertical direction only. Preliminary results show that the models of vertical fiber arrangement exhibited better mechanical performance. Based on the results of the finite element simulations, we expect that anisotropy should further apply for the fabrication of single crown.

Keywords: dental biomechanics, fiber-reinforced composite, anisotropy, finite element method

一、緒論

人類的自然牙主要是由牙釉質(enamel)與牙本質(dentin)所構成，兩者具有非等向性、非均質等材料特性。目前被廣泛應用在補綴、鑲復牙科例如光聚合樹脂、陶瓷、氧化鋯等材料，其材料特性多為均質且等向性的，無法確切模擬自然牙的材料性質。而纖維強化樹脂(fiber-reinforced composite, FRC)為牙科目前常見具有非等向性的材料系統，臨床上通常應用在固定式局部補綴物(fixed partial denture, FPD)如：牙橋(dental bridge)的底部構造(substructure)或支架上，提供強度與剛性。但現階段仍沒有在單顆牙冠上的臨床應用。

電腦數值模擬分析可用來預測具有不同設計的 FRC 樣本經施力後的應力分布與表現。目前文獻對於添加 FRC 的單顆牙冠之研究十分稀少，因此，本研究的目的為將此技術應用在臨床單顆牙冠的復形。

本模擬假設具非等向性的牙科材料且經適當排列可以提升鑲復體的力學表現。借由建立一含有不同數量 FRC 包覆的樹脂與人牙牙本質構成樣本模型，並比較 FRC 以橫、縱兩種不同排列方式經施力的結果。

二、材料與方法

2.1 有限元素模型

本模擬使用 ABAQUS 6.14 軟體 Standard 模組，所使用之模型由樣本與壓頭組合而成。樣本尺寸為 5×5×4 mm，如圖 1 所示。基底層的材料性質定義為人牙牙本質，其楊氏模數(Young's modulus)為 18GPa、蒲松氏比(Poisson's ratio)為 0.31。複合材料則分別定義牙科用流動性光聚合樹脂(3M Filtek Z350 XT)，其楊氏模數(Young's modulus)為 11.6GPa、蒲松氏比(Poisson's ratio)為 0.3，與纖維強化樹脂(FRC, E-glass fiber)。纖維的直徑為 1.6mm，長 2mm。[1] [2]。

根據纖維排列方式(Longitudinal, L; Transverse, T) 以及數量(2, 3, 4 根) 分別編號 L2, L3, L4, T2, T3 共 5 組模型，對照組為沒有放任何 FRC 的樣本。纖維的材料特性可視為 transversely isotropic，故採用 Engineering Constants 來設定纖維各方向的

材料參數，並在模型中設定適當的材料方向(如圖 2 所示)。

壓頭的幾何設計成直徑為 4mm 的半球，採用的楊氏模數(Young's modulus)為 210GPa、蒲松氏比(Poisson's ratio)則是 0.3。

在接觸準則方面，設定為通用接觸(General contact)，並採用面對面(surface to surface)的接觸方式，選定壓頭的弧面為主面(master surface)，從面(slave surface)則選擇樣本的頂面。另外壓頭弧面與樣本頂部間，定義為無磨擦接觸。

在分析步(Step)，分別設定了位移(Displacement) 與施力>Loading) 兩個步驟。設定位移來確保壓頭與樣本完全接觸後，才於施力步驟中，在壓頭頂部設定 40MPa 的壓力。

邊界條件上，在位移步驟(Displacement Step)，樣本底部限制軸向與旋轉位移，對整個壓頭則分別限制 X、Y 軸的位移與三個軸向的旋轉，僅給予 Z 軸向下 0.005 的位移。在施力步驟>Loading Step)則將 Z 軸向下的位移中止，其於兩項邊界條件設定延續。

三、結果與討論

圖 3 為當網格尺寸為 0.1mm 時，各組模擬結果的應力雲圖，表 1 則是匯整五個實驗組別與對照組最大主應力，這邊我們主要觀察的為張應力。與對咬牙直接受力的部分為鑲復物的樹脂部分，結果數據顯示，縱向的三個組別(L2, L3, L4)與橫向三根纖維(T3)共四組模擬結果其張應力都比對照組來得大許多，只有橫向兩根 FRC (T2)組別的張應力比對照組來的低。

對於這樣的模擬結果，目前考慮可能的原因有以下幾點：

- FRC 過粗

目前採用纖維尺寸的是參照 GC 的 everstick C&B 系列材料，此款產品是由 4000 根左右的纖維集結成束狀，整體直徑約 1.5 ~ 1.7mm，這樣的尺寸會使得 FRC 占整體樣本的比例過高，使主要承受力的樹脂部分過少，造成應力提高的問題。

- 施力方式

目前模擬所採用的做法是於壓頭頂面給予一定壓力並將樣本底部固定，與實際實驗預計採用的施力方式有所差異，以現行採用的方法，縱向排列的組別的表現的確會比較好，而兩根纖維(T2)由於纖維間的樹脂比例較三根纖維(T3)來得高，從表 1 的數據來看，故 T2 組別的結果較佳。因此，我們認為這也有可能造成結果與預期假說不相符的原因之一。

四、結論與未來展望

經由以上模擬，我們找出了部分需要調整改良的問題，希望藉由往後重新模擬並佐以日後的實驗，可以證明導入非等向性後有助於提升其整體力學表現，期望未來可將此技術應用在臨床單顆牙冠的復形。

五、參考文獻

- [1] D. YOKOYAMA¹, A. SHINYA, H.GOMI¹, P.K. VALLITTU and A. SHINYA, "Effects of mechanical properties of adhesive resin cements on stress distribution in fiber-reinforced composite adhesive fixed partial dentures," *Dental Materials Journal* 31(2) pp. 189 - 196, 2012
- [2] T.C.F. Melo-Silva¹, C.L. Melo-Silva¹, C.F. Carvalho¹, A.B.Teixeira¹, J.F.C. Lins¹, J.P. Gouvêa, "Evaluation of Mechanical Properties of Composite Materials Used in Dentistry Varying the Inorganic Composition." *Materials Science Forum* Vol. 820, pp. 320-324, 2015
- [3]

六、表格

表 1 各組別之最大主應力 (單位: MPa)

	Control	L2	L3	L4	T2	T3
Dentin	11.808	11.028	10.130	11.220	12.106	9.657
Resin	37.338	55.336	60.069	40.258	34.174	53.752
FRC	-	53.484	70.837	25.563	92.254	93.722

十一、圖片

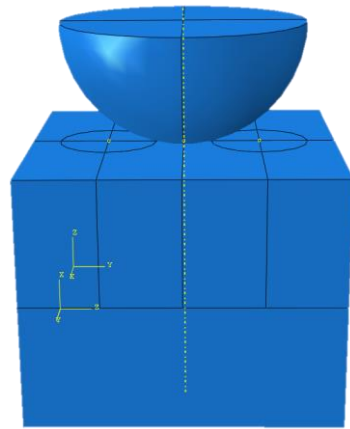


圖 1 樣本模型(此為 L2 組別)

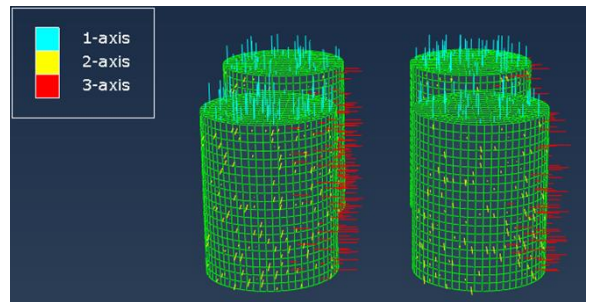


圖 2 定義 FRC 的材料方向(此為 L4 組別)

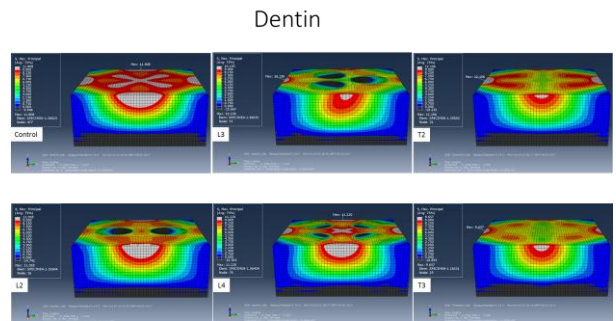


圖 3-1 各組牙本質層的應力雲圖

Resin

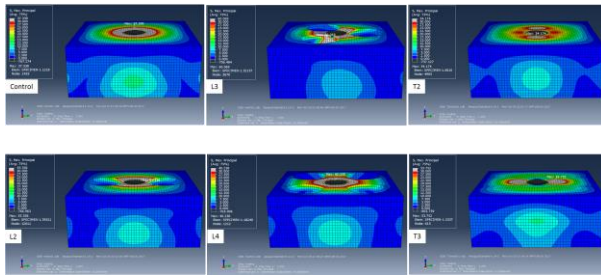


圖 3-2 各組樹脂層的應力雲圖

Fiber

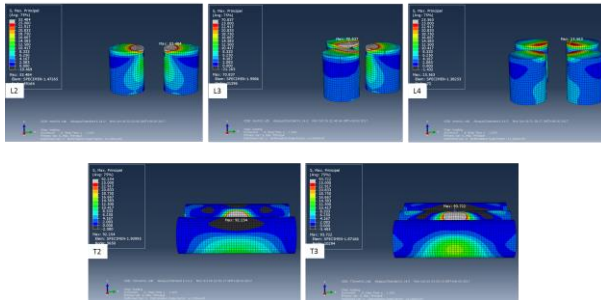


圖 3-3 各組 FRC 的應力雲圖