

管周牙本質厚度與填補小管材料對牙本質結構應力分佈之生物力學探討

游詩璇¹, 羅瑋璋¹, 林俊彬², 陳文斌¹

¹ 國立台北科技大學機械工程學系

² 國立臺灣大學牙醫專業學院

摘要

人類牙齒為一種含有有機和無機物質的多孔性生物複合結構，其中最獨特的微結構特徵為牙本質小管，主要可分為牙本質小管、管周牙本質與管間牙本質三個部分。在過去，許多學者利用多種顯微影像、力學試驗、理論分析以及有限元素分析，探討牙本質小管結構之形態學、楊氏模數、疲勞強度與斷裂韌性等機械性質，然而幾乎沒有研究量化管周牙本質對於整體牙本質的增強效應；而在牙科臨床上，齲齒清除或是根管治療會使天然牙本質與牙釉質成分減少，並產生接合之缺陷，造成牙齒機械強度下降而較容易斷裂，因此本研究的目的為探討在咬合力負載下，管周牙本質結構對整體牙本質應力與應變之影響，以及評估填補材料於牙本質小管中，是否可以提升牙本質的機械強度，降低斷裂之風險。本研究參照過去牙本質形態學與機械性質之相關文獻，建立七組牙本質三維有限元素模型，藉以探討管周牙本質的厚度、不同楊氏模數的填補材料以及小管密度之影響；材料參數方面，給予各結構之楊氏模數與泊松比，並設定為均質等向性；負載與邊界條件方面，一端給予模型垂直和平行於小管方向之均佈力，另一端設定全拘束，負載大小則參考人類在 60%咬合強度下，上顎第二白齒之咬合壓力。分析結果可以分為兩部分；其一，管周牙本質結構的存在以及厚度的增加，使模型受力面積和平均楊氏模數增加，造成管周與管間牙本質之應力與應變下降，並且當負載垂直小管方向時，更能改善牙本質小管管壁邊緣處的應力集中現象，在力學意義上提升了整體牙本質的機械強度；其二，無論負載方向為何，填補小管都能使管周牙本質與管間牙本質的應力與應變下降，且下降趨勢隨著牙本質小管密度的增加而更加顯著，此外，填補材料之楊氏模數以等於或略低於管周牙本質，效果為最佳。本研究可以作為未來更多填補牙本質小管相關研究之參考依據，包括建立更完整之牙本質模型、使用衝擊和疲勞負載或是更明確之填補材料特性等研究，期望有助於減少牙齒術後斷裂的風險，提升牙齒的生命週期。

關鍵字：牙本質小管、管周牙本質、管間牙本質、填補小管材料、有限元素分析

ABSTRACT

The human tooth is a porous biocomposite structure containing organic and inorganic substances. The most unique microstructural features are dentinal tubules, which can be divided into three parts consisting of dentinal tubules(DTs), peritubular dentin(PTD) and intertubular dentin(ITD). In the past, even though several researchers employed a variety of methods including microscopic imagings, mechanical testings, theoretical analyses and finite element analyses to explore the morphology, Young's modulus, fatigue strength, and fracture toughness of the dentinal tubules. However, there is no investigation on the reinforcement effect of the PTD to the overall dentin structure. In dental clinical practices, removal of caries or root canal treatment not only reduce the content of natural dentin and enamel but also cause joint defects, which may result in the decrease of mechanical strength of the teeth that makes it susceptible to fracture. Therefore, the objectives of this study were not merely to investigate the biomechanical effects of the PTD on the dentinal structure stress and strain distribution under occlusal loads, but also to evaluate whether the filling materials can improve the mechanical strength of the dentin and reduce the risk of fracture. In

this study, seven groups of 3D finite element models of dentin were established referring to the literatures on dentin morphology and mechanical properties and to explore the biomechanical effects of the thickness of PTD, the filling materials with different Young's moduli, and the density of DTs. In terms of material parameters, the Young's modulus and Poisson's ratio of each structure were given and set to be homogeneous and isotropic. One side of the model was given a uniform force perpendicular or parallel to the DTs, and the other side was set to be fully constrained. Besides, the magnitude of load was determined by the occlusal pressure on the second molar tooth at 60% occlusal intensity as referred from the literatures. The analysis results were divided into two sections. First, the presence and the increase of PTD thickness could raise the contact area and the average Young's modulus of the model, which give rise to the decrease in the stress and strain of the PTD and ITD. Moreover, it can ameliorate the stress concentration at the edge of the wall of the DTs when perpendicular loading was applied to the direction of DTs. Thus can improve the mechanical strength of the whole dentin on the aspect of mechanics. Secondly, DTs filling can reduce both the stress and strain of PTD and ITD no matter what the direction of load is. This descending trend becomes more obvious with the increase of DTs. In addition, the filling materials with the Young's modulus equal to or slightly lower than the PTD may be an optimal choice. This study can serve as a reference for further studies on the filling of DTs in the future, including establishing a more complete dentin model, using impact and fatigue loads, or more specific filling materials. It is expected to help reducing the risk of post-dental treatment fractures and improve the life cycle of the teeth.

Keywords: Dentinal Tubules, Peritubular Dentin, Intertubular Dentin, Tubule Filling Materials, Finite Element Analysis

一、緒論

牙齒的結構包括牙釉質、牙骨質、牙本質以及牙髓，而成熟牙本質的重量大約由 70 % 的礦物質(碳酸磷灰石)、20 % 的有機材料以及 10 % 的水所組成，為一種含有無機和有機物質的多孔性生物複合結構**錯誤! 找不到參照來源。錯誤! 找不到參照來源。**，其中最獨特的微結構特徵之一，為由牙骨質-牙本質連接處朝向牙本質-牙釉質連接處方向延伸之不規則管狀網絡**錯誤! 找不到參照來源。**。網絡結構主要可分為三個部分，第一個為最內層之牙本質小管，其密度約為 30000 ~ 45000 mm⁻²，管徑約為 1 ~ 4 μm，兩者皆會隨距離牙髓腔越近而增加**錯誤! 找不到參照來源。錯誤! 找不到參照來源。**；第二個為管周牙本質，為包覆於牙本質小管周圍的高度礦化磷灰石晶體，管壁的厚度約為 0.5 ~ 1 μm，並發現在靠近牙髓腔附近，管周牙本質結構會消失；最後是管間牙本質，佔據了牙本質小管之間的區域，是由被結晶磷灰石包覆之膠原纖維組成，並且分佈於垂直牙本質小管之平面上**錯誤! 找不到參照來源。**。在臨床上，牙本質小管的功能尚未被確定，但可能與牙本質之機械性質有關，楊氏模數較高之管周牙本質能提

供神經組織傳遞的路徑，然而其剛度的增加會提升牙本質小管周圍的應力，從而影響裂縫的傳播，1967 年 Boyde 等學者指出管間牙本質的斷裂平面為一個纖維網狀的表**面**，而管周牙本質則出現平順之裂紋，說明管周牙本質的存在，牙本質小管此結構對於整體牙本質之斷裂性是不佳的**錯誤! 找不到參照來源。錯誤! 找不到參照來源。錯誤! 找不到參照來源。**。

在學術研究方面，有三個層面是沒有被考慮或探討的。第一個為近年的牙本質楊氏模數和硬度量測，為了追求更準確的數值，大都是利用微壓痕或是奈米壓痕進行實驗，因此獲得的實驗數據都是局部位置的參數，即使區分了垂直和平行於牙本質小管方向，仍然忽略了整體管狀結構的影響力；第二個，許多研究利用拉伸試驗或有限元素分析，探討牙本質極限拉伸強度與斷裂韌性的大小和方向性，但在實際咬合情況中，牙齒受各方向之壓縮負載的機會是遠大於拉伸負載；最後一個為目前的研究大多是利用二維有限元素分析，探討牙本質之各項力學性質，然而使用平面應力或應變的方法，便無法區分負載垂直和平行於小管方向的差異性，使用同一個模型進行不同負載方向之分析。在牙科臨床上，敏感性牙齒問題困擾了

眾多的患者，此外進行齶齒清除或是根管治療後，都會使天然牙釉質和牙本質的成分減少，儘管填補了樹脂和馬來膠以及插入牙樁進行固定，恢復了牙齒的型態，但最終還是會留下接合的缺陷，造成牙齒的機械強度下降而變得容易斷裂。因此，若可以在清除齶齒和根管治療的過程中，分別填補某種材料於靠近牙釉質和牙髓腔的牙本質小管中，不但能改善敏感性牙齒問題，更能藉由提升整體牙本質的楊氏模數，達到增加牙齒機械強度的功效，使牙齒內部受咬合力作用時，能夠有機會改善應力集中的現象，或是降低平均應力與變形量，以減少牙齒斷裂的風險。傳統的力學實驗需要耗費較多的人力、時間和金錢等資源，因此本研究將使用有限元素分析，考慮上述牙齒之負載與邊界條件以及牙本質小管結構，來探討管周牙本質結構對整體牙本質的影響、水合作用之影響以及評估填補材料於牙本質小管中，是否可以提升整體牙本質的機械強度，如果可以，又以什麼材料性質的填補物效果最佳。最後將統整牙本質各結構應力與應變之分析結果，提供醫師做為參考，期望有助於減少術後牙齒斷裂的風險，以提升牙齒的生命週期。

二、材料與方法

2.1 牙本質模型建立

2.1.1 牙本質小管模型數量與管徑大小

由於每一顆牙齒具有上百萬根牙本質小管，外型尺寸皆不同，且每一根小管的直徑大小會從牙釉質與牙本質的交界處向牙髓腔遞增，平均長度介於 1~4 μm 之間。找不到參照來源。錯誤！找不到參照來源。；此外，本研究填補牙本質小管的預設位置有兩種，分別為清除齶齒時靠近牙冠牙釉質的區域，與根管治療過程中暴露出來的牙髓腔，兩者分別是牙本質小管管徑最小與最大之位置，因此本研究將使用繪圖軟體 SolidWorks 建立含有 7 根小管之牙本質模型，而小管外型皆設為圓柱狀，並利用過去量測之平均值 2.5 μm 作為小管管徑的設定，如圖 1 所示。

2.1.2 管周牙本質之管壁厚度

2017 年 Niu 等學者根據電子顯微鏡影像，提出管周牙本質的平均厚度大約介於 0.5~1 μm 之間[1]，因此本研究將改變管周

牙本質的厚度來建立五組模型，厚度分別設為 0, 0.5, 0.75, 1.0 和 1.5 μm [1]，如圖 2 所示，藉以探討有無管周牙本質以及不同管壁厚度對牙本質機械性質的影響。

2.1.3 牙本質小管之密度與排列方式

牙本質小管的密度不固定，數量介於 7000~60000 /mm² 之間[10][11]，從牙釉質與牙本質的交界處向牙髓腔遞增，而排列方式也不規則，其平均間隔為 5~10 μm [12]；然而 2017 年 Jeanneret 等學者，利用有限元素分析探討牙本質機械性質之等向性問題，發現牙本質小管以四邊形和六邊形排列時，受力後在橫斷面兩個垂直方向上的位移量出現相似的數值與趨勢，表示牙本質在垂直小管之平面上為等向性[13]，因此本研究將小管間的距離設定為 5, 7.5 和 10 μm 來建立三組模型，並都以六邊形排列，使每一根牙本質小管能夠保持相同的距離，藉此探討牙本質小管密度與其機械性質之關係，如圖 3 所示。

2.1.4 牙本質模型之外形與尺寸

由於靠近牙冠位置的牙本質小管長達 3.5 mm，約為小管直徑的 1400 倍，並且經過有限元素分析，發現小管的長度不會影響牙本質模型應力分佈的趨勢，因此本研究將牙本質模型的高度簡化為 100 μm ，如圖 4(a) 所示。而管間牙本質的長度與寬度，皆依照上述小管間的距離 5, 7.5 和 10 μm ，依序設為 16, 22.5 和 30 μm ，使形成三組不同小管密度之牙本質模型，並且密度大小都落在過去研究所量測的數值範圍之內，如圖 4 所示。

2.1.5 填補材料之外形與尺寸

填補材料的面積為完整牙本質小管的面積，因此建立模型為直徑 2.5 μm 的圓柱體，另外，由於填補的深度並不是整根小管，所以將模型長度設定為 50 μm ，剛好為小管的一半，如圖 4(b) 所示。

2.2 材料參數設定

本研究使用的是有限元素靜態分析，需要的材料參數為楊氏模數與泊松比。在牙本質楊氏模數方面，過去不僅有多種的量測方式，數值之間更存在明顯的差異性；而在牙本質泊松比方面，因為樣本非常微小且複雜，難以經由實驗獲得，所以在過去大多的有限元素分析研究中，牙本質的泊松比都是

經由理論模型計算或是自行假設[14][15]，並沒有經過實驗驗證。然而，2017 年 Jeanneret 等學者，利用理論模型配合哈辛和羅森邊界[16]，校準過去多項研究之實驗數據[17][18]，得出管間牙本質泊松比為 0.381，管周牙本質為 0.344，因此本研究參考此數值以及 Jeanneret 學者所使用之牙本質楊氏模數，作為模型之參數設定，如表 1 所示。在填補材料方面，本研究假設了七種不同楊氏模數的材料，其中 D 材料之楊氏模數與管周牙本質相同，A 材料為管周牙本質的一半，G 材料為管周牙本質的兩倍，其餘依照等比例增加插入 A、D 和 G 材料之間；而泊松比則全部設定與管周牙本質相同，如表 1 所示，藉由填補不同硬度的材料於牙本質小管中，探討對整體牙本質之力學影響。此外，以上所有材料性質與方向性的設定上，儘管過去許多學者提出牙本質之最大拉伸強度、剪切強度以及斷裂能量為非均質和非等向性，然而那是受小管結構所影響錯誤！找不到參照來源。[19]；因此本研究參考 1999 年 Kinney 等學者之文獻，將所有模型材料之楊氏模數皆設定為均質等向性[14]。

2.3 邊界與負載條件設定

本研究模型的負載方式分為平行小管與垂直小管兩種，且皆是上端平面給予負載，下端平面全拘束，如圖 5 所示。在負載方式的設定上，一方面考慮到牙齒咀嚼過程中是受到均佈力；另一方面，當負載平行小管方向時，對於有填補和沒填補的牙本質模型，儘管增加填補部分的面積，然而受力範圍卻是相同的，如圖 6 所示，因此在有限元素分析軟體中，以控制合力大小的均佈力進行設定，使更符合實際之情況。在負載大小設定上，參考 1999 年 Hidaka 等學者探討咬合力與咬合面積關係之研究結果，將上顎第二白齒在 60 % 之咬合強度下的咬合力量 230.1 N，除以該咬合力下的咬合面積 6.186 mm²，得到平均 37.197 N/mm² 咬合壓力，如圖 7 和 8 所示[20]。最後將此壓力分別乘上不同模型在不同負載下的受力面積，得到負載合力，如表 2 所示。

2.4 牙本質模型網格鋪設

本研究使用 Abaqus 有限元素分析軟體進行模型網格鋪設。在元素型態設定上，由於所有模型都為對稱性結構，因此將其進

行適當的切割，以利於使用八節點六面體元素(C3D8R)來鋪設網格，達到提升分析速度和準確性之目的。而在網格尺寸設定上，受限於模型體積非常微小，其中管周牙本質的厚度更介於 0.5 ~ 1.5 μm 之間，使網格大小必須控制在 0.1 ~ 0.5 μm，然而若將整體模型皆以此網格大小進行鋪設，會使大量的計算資源浪費於不重要的位置上，因此本研究將模型做適當的切割，一方面使管間牙本質與管周牙本質在接觸面附近，能夠維持 0.1 ~ 0.5 μm 之網格大小，以進行正確的分析；另一方面，大幅降低其他位置之網格數量，藉此提升分析效率，如圖 9 所示。最後統整七組牙本質模型，包含所有結構之網格型態、網格數量以及節點數量，如表 3 所示。

三、結果

3.1 牙本質小管厚度於平行負載下對牙本質盟麥斯應力之影響

由於在牙本質小管模型之負載端與拘束端，容易出現應力分佈不規則之情形，因此使用分析軟體中後處理的剖面(view cut)功能，觀察牙本質模型中間截面的盟麥斯應力分佈。圖 10 為當牙本質承受平行於小管方向之負載時，管周牙本質厚度分別為 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 μm 之牙本質盟麥斯應力分佈圖，可以發現無論管周牙本質厚度為何，所有組別之管間牙本質與管周牙本質之盟麥斯應力皆呈現均勻分佈，且應力大小隨管周牙本質厚度的增加而下降，其中管間牙本質應力值由 39.92 MPa 下降至 33.48 MPa，而管周牙本質由 64.41 MPa 下降至 56.61 MPa，如圖 11 所示。

3.2 牙本質小管厚度於垂直負載下對牙本質盟麥斯應力之影響

圖 12 為當牙本質承受垂直於小管方向之負載時，管周牙本質厚度分別為 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 μm 之牙本質應力分佈圖，可以觀察到在所有組別中，牙本質小管內緣皆出現應力集中之現象，這是由於小管結構引起的彎曲負載所造成的；其中管周牙本質厚度為 0.5 μm 之組別與無管周牙本質組別相比，管間牙本質之盟麥斯應力值明顯由 79.99 MPa 下降至 59.94 MPa，此外，與承受平行於小管方向之負載組別相同，隨著管周牙本質厚度的增加，管周牙本質與管間牙

本質之盟麥斯應力值皆出現下降的趨勢，如圖 13 所示。

3.3 牙本質小管填補不同材料於平行負載下對牙本質應力之影響

圖 14 為牙本質小管無填補材料與填補七種楊氏模數分別為 15.54, 23.31, 31.08, 38.85, 46.62, 54.39 和 62.16 GPa 之材料，在承受平行於小管方向之負載時的盟麥斯應力分佈圖，可以發現所有組別的管間牙本質與管周牙本質之應力，大致呈均勻的分佈，且之間的數值變化並不明顯；然而，藉由盟麥斯應力長條圖，觀察到管間牙本質隨無填補材料到填補楊氏模數為 62.16 GPa 之材料時，其應力值由 37.01 MPa 持續下降至 30.01 MPa，而管周牙本質應力值由 62.62 MPa 下降至 50.67 MPa，說明填補材料於牙本質小管中，對於牙本質在承受平行小管方向之負載時，可以些微地幫助減緩應力值，且隨著填補材料之楊氏模數越高，效果越佳，如圖 15 所示。

3.4 牙本質小管填補不同材料於垂直負載下對牙本質應力之影響

圖 16 為牙本質小管無填補材料與填補七種楊氏模數分別為 15.54, 23.31, 31.08, 38.85, 46.62, 54.39 和 62.16 GPa 之材料時，在承受垂直小管方向之負載的盟麥斯應力分佈圖，可以觀察到在小管沒有填補材料之組別中，於牙本質小管內緣處發生應力集中現象，使管周與管間牙本質分別產生 112.84 MPa 與 55.53 MPa 之高應力值；當填補材料後，便明顯改善由彎曲所造成的應力集中問題，使應力值大幅下降，並隨著填補材料之楊氏模數增加，產生先降後升之趨勢；對於管周牙本質與管間牙本質而言，最低值皆出現在填補 23.31 GPa 材料之組別中，大小分別為 42.19 MPa 和 37.88 MPa，如圖 17 所示。

3.5 牙本質小管密度於平行負載下對牙本質盟麥斯應力之影響

圖 18 為牙本質小管間距分別為 5, 7.5 以及 10 μm 之牙本質有限元素模型，當承受平行於牙本質小管方向之負載時，對應的盟麥斯應力分佈圖，上排三組為無填補材料之組別，下排三組為填補楊氏模數為 46.62 GPa 材料之組別；可以發現在牙本質小管無填補材料時，小管的密度影響不明顯，三組管周牙本質與管間牙本質之應力值幾乎相

同，如圖 27 與圖 28 所示；而對於有填補材料之組別，管周牙本質與管間牙本質之應力值，皆隨著填補材料之楊氏模數的增加而降低，且觀察到牙本質小管密度越高之組別，應力值下降趨勢越明顯，如圖 19 與圖 20 所示，說明除了填補材料之楊氏模數，牙本質小管的密度同樣會影響填補之效果。

3.6 牙本質小管密度於垂直負載下對牙本質盟麥斯應力之影響

圖 21 為牙本質小管間距分別為 5 μm , 7.5 μm 以及 10 μm 之牙本質有限元素模型，當承受垂直於牙本質小管方向之負載時，對應的盟麥斯應力分佈圖，上排三組為無填補材料之組別，下排三組為填補楊氏模數為 46.62 GPa 材料之組別。在牙本質小管無填補材料的組別中，皆發現小管內緣處出現明顯的應力集中現象，且應力值隨小管密度的增加而上升，其中當小管間距為 5 μm 時，管周牙本質應力值高達 125.1 MPa，而管間牙本質為 66.50 MPa，如圖 22 與圖 23 所示；在填補楊氏模數為 46.62 GPa 材料後，小管內緣處應力集中現象消失，並觀察到小管密度越大，牙本質應力值下降的趨勢越明顯，其中又以填補楊氏模數為 23.31 GPa 之材料效果最佳，當小管間距為 5 μm 時，管周牙本質與管間牙本質之應力值分別下降為 39.90 MPa 與 35.88 MPa，如圖 22 與圖 23 所示。

四、討論

4.1 管周牙本質厚度對牙本質盟麥斯應力之影響

觀察本研究有限元素分析結果，可以發現三種情形；第一，負載垂直牙本質小管方向之組別，所有管間與管周牙本質之應力值皆明顯大於平行小管之組別，如圖 11 與 13 所示，推測是因為牙本質小管的結構，使牙本質承受垂直小管負載時，容易於小管內緣處產生應力集中，進而提升應力與應變，如圖 24 所示；第二，於負載垂直牙本質小管方向之組別，觀察到管周牙本質結構的存在，使管間牙本質之應力值減少 31.3%，由 79.99 MPa 大幅降低至 54.94 MPa，而最大主應變也減少了 20.9%，由 2.33E-03 下降至 1.84E-03，如圖 25 所示，說明管周牙本質可以有效降低應力集中現

象，增強整體牙本質之強度；第三，無論負載為平行或垂直牙本質小管方向，整體牙本質之盟麥斯應力值與應變皆隨管周牙本質厚度的增加而下降，並且改善應力集中之情形，因此可以降低牙本質斷裂之風險，如圖 10 和 12 所示。2017 年 Wang 等學者利用二維有限元素分析，探討管周牙本質對整體牙本質之增強效應，發現增加管周牙本質的厚度可以降低牙本質小管周圍的應力集中和破壞情形，提高了整體牙本質的強度[1]，與本研究之分析結果有相同之趨勢。

4.2 牙本質小管填補不同材料對牙本質應力與應變之影響

藉由分析的結果可以觀察到三種現象；第一，當負載平行於小管方向時，由於此方向上結構規則，使應力呈現均勻的分佈，而管周牙本質與管間牙本質之盟麥斯應力值，隨著填補材料強度上升而些微的下降，下降的原因有兩項，其一為有填補小管的組別相較於正常組別，擁有較高之受力面積，得以分散更多的負載；其二為當負載方式為均佈力時，楊氏模數越高的填補材料可以吸收越多的能量，使整體牙本質之應力值越低；然而，儘管趨勢如此，並非填補強度越高的材料對牙本質越好，因為強度過高的材料可能造成應力集中於填補材料上且快速地向下傳遞，產生不良之影響。因此，必須再參考承受垂直於小管方向負載之牙本質應力分佈的狀態，綜合討論以找出適當之平衡點，才能夠選擇出最合適的填補材料。第二，當負載垂直於小管方向時，發現在填補材料後，管周牙本質與管間牙本質應力值出現明顯的下降，且下降比率顯著大於受平行負載之組別，如圖 15 與 17 所示，因為對垂直負載而言，填補材料的效益不單只是增加受力面積和吸收能量，更有效地改善原本因彎曲應力引起的應力集中問題，使應力值大幅降低，如圖 16 所示。第三，對於負載垂直於小管方向之所有組別，由變形量放大(Deformation Scale Factor)100 倍之最大主應變分佈圖可以發現加入填補材料大幅改善變形之現象，其中管周與管間牙本質最大主應變之最小值，分別出現於填補材料楊氏模數為 31.08 與 23.31 GPa 之組別，如圖 26 與圖 27 所示；而相似於應變之趨勢，圖 17 之應力長條圖指出，填補楊氏模數 23.31 GPa 之材料對於降低牙本質應力

的效果為最佳，其原因為各模型產生高應力之力學機制不相同，若將八個模型分為無填補、填補材料之楊氏模數低於、等於以及大於管周牙本質四個組別，可以發現當填補材料之楊氏模數低於管周牙本質時，儘管明顯地降低了牙本質小管內緣上的應力，仍然使管周牙本質的左右兩側因為彎曲產生高應力，而應力的傳遞方式為藉由整體牙本質均勻的向下延伸，說明在這個組別中，牙本質小管結構與填補材料提供了某程度上的緩衝效果，均勻地分配了咬合力量；此外，可以將填補材料之楊氏模數等於管周牙本質的組別設為一分水嶺，當填補材料強度高於管周牙本質時，高應力位置由管周牙本質的兩側轉為其上下邊緣，而應力的傳遞路徑也縮小為管周牙本質外徑之寬度，由三個長條狀的區域向下延伸，產生應力分佈不均之現象，甚至當填補材料強度過高時，如填補材料楊氏模數為 54.39 GPa 和 62.16 GPa 之模型，高應力明顯出現在填補材料上，這可能導致應力快速提升，進而影響到與其直接接觸或是鄰近的管周與管間牙本質，使牙本質應力值再次上升，如圖 16 所示；因此，綜合以上之討論，認為本研究的結果無論對於負載平行或是垂直於小管，填補小管皆能提供降低牙本質應力之效果，其中又以填補楊氏模數相同或是略低於管周牙本質之材料，能最有效降低牙本質之應力與應變。儘管目前尚未有其他填補牙本質小管的研究，但在過去有許多學者曾經探討老化與年輕牙本質的斷裂韌性，而老化牙本質由於礦物質的沉積，填充了部分小管內的區域，此現象與本研究進行的填補工作有相似之處，因此做為討論之內容。2005 年 Kinney 等學者與 2008 年 Koester 等學者擷取齒頸和牙根位置之牙本質，利用三點彎曲試驗比較老化與年輕牙本質之斷裂韌性[21][22]，而 2009 年 Nazari 等學者擷取牙冠附近之牙本質，利用拉伸試驗探討牙本質之斷裂韌性與裂紋萌生韌性[23]，以上三者雖然使用不同位置之牙本質與不同之測試方法，但都控制斷裂平面與小管長軸方向垂直，並一致發現年輕牙本質之斷裂韌性大於老化牙本質，意指填補小管對牙本質之機械性質是不好的，此結果與本研究有限元素分析之趨勢正好相反，因此做了以下四點討論；第一，過去學者為了探討牙本質斷裂韌性，在進行

各種力學試驗之前，都會預先給予牙本質試塊一個微裂紋，目的為控制裂紋生長的方向，因而跳過了裂紋萌生的階段，此與本研究探討填補小管是否可以藉由降低牙本質受咬合負載時的應力，以減少牙本質斷裂的風險並非相同，除此之外，過去多位學者曾經探討牙本質的壓縮比例極限與極限強度，儘管不同學者之實驗數據之間存在差異性，然而其大小皆明顯大於本研究之結果[24][25][26]，如表 4 所示，說明本研究的牙本質有限元素模擬，無論是管周或管間牙本質，在受負載後的變形仍位於彈性變形之範圍，因此能夠藉由應力的大小評估牙本質斷裂的風險，使本研究之分析結果，並沒有與過去文獻產生矛盾。第三，討論到填補材料與因老化沉積於小管中礦物質之材料性質的差異性，2009 年 Nazari 等學者指出老化牙本質由於礦物質含量增加，促進了整體牙本質脆化與裂紋敏感性增加，使其失去非彈性變形的能力，造成斷裂韌性下降，且斷裂平面更加規則和平整[23][27]，而本研究主要探討在牙本質斷裂之前，管周與管間牙本質結構上的應力情形，並沒有在填補材料之材料特性方面加入更多的設定與討論。然而，有鑒於過去諸多文獻，了解到若填補與礦物質相似特性之脆性材料，將很可能地發生與牙本質老化，所造成斷裂韌性下降的問題，因此如果可以選擇適當的材料，克服脆化的問題產生，並參考本研究的分析結果，將有機會達成不僅降低牙本質斷裂的風險，還可以避免未來因老化而失去延展性的問題。第四為負載方式的差異性，在過去牙本質老化的文獻中，無論是使用力學實驗或是有限元素分析，為了研究斷裂韌性或裂紋生長模式，都是利用拉伸試驗和三點彎曲試驗的方式，探討拉伸側的力學性質，然而本研究為了模擬牙齒實際的咬合狀態，使用了壓縮負載，此設定上的差異性很可能也是影響結果不同的因素之一。

4.3 牙本質小管密度對牙本質盟麥斯應力與應變之影響

關於小管密度的影響，本研究將結果分為填補之前與填補後進行討論；在填補前，當負載平行小管方向時，小管密度對牙本質應力影響並不明顯，如圖 18 所示，推測是小管密度的變化，改變了牙本質截面上管周牙本質與小管中空區域的面積比，管周

牙本質比例提高分散咬合力量，使管間牙本質與每一個管周牙本質的平均應力降低，但相對增加的中空區域卻造成反效果，兩者平衡之後，使小管密度沒有產生明顯的影響；而當負載垂直小管方向時，發現到小管密度越大，管間與管周牙本質應力值則越高，此趨勢是因為結構因素使小管邊緣嚴重彎曲，若相同體積的牙本質，擁有數量較高的弱點(weak point)，將使整體牙本質應變與變形量提升，造成應力集中效應更加明顯，如圖 29 所示。由於尚未有與牙本質小管密度對於壓縮強度之影響的相關文獻，因此本研究將討論小管密度對於其他牙本質機械性質的影響，進行綜合比較。2001 年 Carvalho 等學者探討小管密度與牙本質極限拉伸強度的關係，結果顯示兩者表現出些微的負相關，意指牙本質的極限拉伸強度隨小管密度的增加而下降，推測原因為管間牙本質質量的減少，且若將 x 軸所代表的小管密度，在左右兩側的樣本數提高，便有機會增加此負相關的趨勢，如圖 30 所示[4]。2015 年 Zhang 利用二維之有限元素分析，模擬奈米壓痕試驗，結果發現內部牙本質相較於外部牙本質，塑性變形較大而容易破壞，說明小管密度增加會降低牙本質的機械強度[28]。綜合本研究與以上文獻，儘管探討牙本質之機械性質不同，然而隨著小管密度的上升，其各項數值皆會降低為相同之趨勢。接著討論填補之後，小管密度對於整體牙本質應力之影響，由結果可以觀察到兩項趨勢；第一，無論負載為平行或垂直牙本質小管，當填補相較管周牙本質強度較低之材料時，牙本質小管密度越大，整體牙本質應力值下降越明顯，如圖 19, 20, 22 和 23 所示，而藉由力學原理能得到合理解釋，這些填補材料取代了原本空無一物的區域，使整體牙本質平均楊氏模數上升、增加了受力面積和能量的吸收，對於負載垂直小管而言，更改善了小管邊緣應力集中之問題，且以上效益隨填補小管數量的增加，趨勢則更加顯著；第二，對於負載平行小管而言，填補材料強度越高，牙本質應力值下降越多，但對於垂直負載並不然，首先由應變分佈圖可以發現，隨著小管密度上升，藍色區塊的比例增加，代表應變量的減少，此趨勢看似是有益的，如圖 31 所示，然而從應力分佈圖上可以觀察到，小管密度越大時，小管之間的相互影響

會越明顯，如圖 21 所示，說明如果填補高強度之材料，則高應力將會傳遞到更多的牙本質，而產生負面的影響，因此考量以上因素，認為以填補楊氏模數 23.31 GPa 之材料效果為最佳。

五、結論

在本研究中，建立了一個初始狀態完好的牙本質有限元素模型，來模擬 60 % 咬合強度下，不同厚度之管周牙本質對於正常牙本質的增強效應，以及分析填補多種材料於三種小管密度之牙本質小管中，所造成的力學影響和之間的差異性，而根據研究的結果得出以下結論；第一，管周牙本質結構的存在以及厚度的增加，導致管周牙本質與管間牙本質平均應力和應變量下降，特別對於負載垂直牙本質小管方向之組別，更改善了小管管壁邊緣應力集中的現象，在力學意義上提升了整體牙本質的機械強度；第二，填補牙本質小管的研究結果指出，無論負載方向為何，填補材料都能夠有效增加受力面積與能量吸收，並明顯改善應力集中現象，使管周與管間牙本質之應力值與應變量下降，且趨勢隨著牙本質小管密度增加而越顯著，其中又以填補楊氏模數等於或略低於管周牙本質之材料效果為最佳。

六、參考文獻

- [1] R. Wang, L. Niu, Q. Li, Q. Liu, and H. Zuo, "The peritubular reinforcement effect of porous dentine microstructure," *PloS. ONE*, vol. 12, 2017
- [2] G. L. Giudice, G. Cutroneo, A. Centofanti, A. Artemisia, E. Bramanti, A. Miliati, G. Rizzo, A. Favalaro, A. Irrera, R. O. Giudice, and M. Cicciù, "Dentin morphology of root canal surface: a quantitative evaluation based on a scanning electronic microscopy study," *BioMed. Research International*, 2015
- [3] W. Grayson, Jr. Marshall, S.J. Marshall, J.H. Kinney and M. Balooch, "The dentin substrate: structure and properties related to bonding," *J. Dent.*, vol. 25, pp. 441-458, 1997
- [4] R. M. Carvalho, A. O. Fernandes, R. Villanueva, L. Wang, and D. H. Pashley, "Tensile strength of human dentin as a function of tubule orientation and density," *J. Adhes. Dent.*, vol. 3, 2001
- [5] R. Garberoglio and M. Brännström, "Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules," *Arch. Oral Biol.*, vol. 21, pp. 355-362, 1976
- [6] B. Sögaard-Pedersen, H. Boye and M. E. Matthiessen, "Scanning electron microscope observations on collagen fibers in human dentin and pulp," *Scand. J. Dent. Res.*, vol. 98, pp. 89-95, 1990
- [7] S. Habelitz, B. J. Rodriguez, S. J. Marshall, G. W. Marshall, S. V. Kalinin and A. Gruverman, "Peritubular dentin lacks piezoelectricity," *J. Dent. Res.*, vol. 86, pp. 908-911, 2007
- [8] S. Weiner, A. Veis, E. Beniash, T. Arad, J. W. Dillon, B. Sabsay and F. Siddiqui, "Peritubular dentin formation: crystal organization and the macromolecular constituents in human teeth," *J. Struct. Biol.*, vol. 126, pp. 27-41, 1999
- [9] A. Boyde and K. S. Lester, "An electron microscope study of fractured dentinal surfaces," *Calcif. Tissue. Res.*, vol. 1, pp. 122-136, 1967
- [10] G. Fosse, P. K. Saele and R. Eide, "Numerical density and distributional pattern of dentin tubules," *Acta Odontol. Scand.*, vol. 50, pp. 201-210, 1992
- [11] L. Tronstad, "Ultrastructural observations on human coronal dentin," *Scand. J. Dent. Res.*, vol. 81, pp. 101-111, 1973
- [12] C. Xu, Y. Wong, "Chemical composition and structure of peritubular and intertubular human dentine visited," *Arch. Oral Biol.*, vol. 57, pp. 383-391, 2012
- [13] R. Jeanneret, C. Arson, and E. Vennat, "Homogenization of dentin elastic properties based on microstructure characterization, statistical back-analysis and FEM simulation," *Poromechanics VI.*, 2017
- [14] J. H. Kinney, M. Baloocha, G. W. Marshallb, and S. J. Marshallb, "A micromechanics model of the elastic properties of human dentin," *Archs. Oral Biol.*, vol. 44, pp. 813-822, 1999
- [15] D. H. Pashley, "Dentin: a dynamic substrate-a review," *Scanning Microsc.*, vol. 3, pp. 161-176, 1989
- [16] Z. Hashin and B. W. Rosen, "The elastic moduli of fiber-reinforced materials," *J.*

Appl. Mech., vol. 31, pp. 223-232, 1964

[17] J. H. Kinney, J. R. Gladden, G. W. Marshall, S. J. Marshall, J. H. So, and J. D. Maynard, "Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin," *J. Biomech.*, vol. 37, pp. 437-441, 2004

[18] D. Ziskind, M. Hasday, S. R. Cohen and H. D. Wagner, "Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests," *J. Struct. Biol.*, vol. 174, pp. 23-30, 2011

[19] V. Lertchirakarn, J. E. Palamara, and H. H. Messer, "Anisotropy of tensile strength of root dentin," *J. Dent. Res.*, vol. 80, pp. 453-456, 2001

[20] O. Hidaka, M. Iwasaki, M. Saito and T. Morimoto, "Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure," *J. Dent. Res.*, vol. 78, pp. 1336-1344, 1999

[21] K. J. Koester, J. W. Ager III and R. O. Ritchie, "The effect of aging on crack-growth resistance and toughening mechanisms in human dentin," *Biomaterials*, vol. 29, pp. 1318-1328, 2008

[22] D. Bajaj, N. Sundaram, A. Nazari and D. Arola, "Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin," *Biomaterials*, vol. 27, pp. 2507-2517, 2006

[23] S. T. Rasmussen and R. E. Patchin, "Fracture properties of human enamel and dentin in an aqueous environment," *J. Dent. Res.*, vol. 63, pp. 1362-1368, 1984

[24] J. H. Kinney, R. K. Nana, J. A. Pople, T. M. Breunig and R. O. Ritchie, "Age-related transparent root dentin: Mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties," *Biomaterials*, vol. 26, pp. 3363-3376, 2005

[25] R. G. Craig and F. A. Peyton, "Elastic and mechanical properties of human dentin," *J. Dent. Res.*, vol. 37, pp. 710-718, 1958

[26] R. G. Craig, F. A. Peyton and D. W. Johnson, "Compressive properties of enamel, dental cements, and gold," *J. Dent. Res.*, vol. 40, pp. 936-945, 1958

[27] B. An and H. D. Wagner, "The effect of microcracking in the peritubular dentin on the fracture of dentin," *J. Biomech.*, vol. 65, pp. 125-130, 2017

[28] X. G. Li, B. B. An and D. S. Zhang,

"Determination of elastic and plastic mechanical properties of dentin based on experimental and numerical studies," *Appl. Math. Mech. Engl. Ed.*, vol. 36, pp. 1347-1358, 2015

[29] R. K. Nalla, J. H. Kinney and R. O. Ritchie, "Effect of orientation on the in vitro fracture toughness of dentin: the role of toughening mechanisms," *Biomaterials*, vol. 24, pp. 3955-3968, 2003

[30] G. Huang, H. Schilder and D. Nathanson, "Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin," *J. Endod.*, vol. 18, pp. 209-215, 1992

七、表格

表 1 管間牙本質、管周牙本質和多種填補材料之楊氏模數與泊松比，填補材料下方之括號代表管周牙本質楊氏模數之比例[13]

	ITD	PTD	Filling Material						
			A	B	C	D	E	F	G
Young's Modulus	18.46	31.08	15.54 ($\frac{1}{2}P$)	23.31 ($\frac{2}{3}P$)	31.08 (P)	38.85 ($\frac{3}{2}P$)	46.62 ($\frac{5}{3}P$)	54.39 ($\frac{3}{2}P$)	62.16 ($2P$)
Poisson's ratio	0.381	0.344	0.344	0.344	0.344	0.344	0.344	0.344	0.344

P: Young's Modulus of Peritubular Dentin ; Young's Modulus : GPa

表 2 三種小管密度之牙本質模型，在平行和垂直小管方向上的負載壓力、負載面積和負載合力[20]

Density	Force Direction	Pressure (N/mm ²)	Area (mm ²)	Total force (N)
Large	parallel	37.197	2.56×10 ⁻⁴	9.522×10 ⁻³
	vertical	37.197	1.6×10 ⁻³	5.952×10 ⁻²
Medium	parallel	37.197	5.0625×10 ⁻⁴	1.883×10 ⁻²
	vertical	37.197	2.25×10 ⁻³	8.369×10 ⁻²
Small	parallel	37.197	9×10 ⁻⁴	3.348×10 ⁻²
	vertical	37.197	3×10 ⁻³	1.116×10 ⁻¹

表 3 七組牙本質模型中(五組不同管周牙本質厚度；三組不同小管間距；扣掉以上重複的一組，共七組)，所有結構之元素型態、網格數目以及節點數目

Dentine			Element Type	Element Number	Nodes Number
ITD	Distance of DTs (μm)	Width of PTD (μm)	C3D8R	246450	372855
	5	0.75	C3D8R	172700	196849
	7.5	0.0	C3D8R	290560	318780
	7.5	0.75	C3D8R	235680	261602
	7.5	1.0	C3D8R	206880	231110
	7.5	1.5	C3D8R	159100	179679
	10	0.75	C3D8R	181040	202000
PTD	5	0.75	C3D8R	14400	33840
	7.5	0.5	C3D8R	25920	34704
	7.5	0.75	C3D8R	9360	12584
	7.5	1.0	C3D8R	13440	18032
	7.5	1.5	C3D8R	10100	11514
	10	0.75	C3D8R	11520	15488
	10	0.75	C3D8R	8400	10293
Filling material	-	-	C3D8R	8400	10293

表 4 過去多位學者量測人類牙本質之壓縮比例極限與極限強度之數據[24][25][26]

	Proportional Limit (MPa)	Ultimate Compressive Strength (MPa)
R. G. Craig, 1958	166.9	297.2
F. A. Peyton, 1960	335.8	371.6
G. Huang, 1992	155.1	295.1

八、圖片

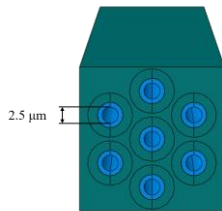


圖 1 牙本質實體模型，綠色區塊為管間牙本質，藍色區塊為管周牙本質，包含 7 個直徑為 2.5 μm 之牙本質小管

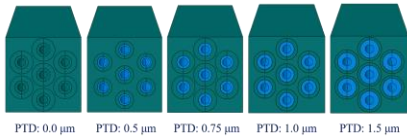


圖 2 五組管周牙本質厚度分別為 0, 0.5, 0.75 1.0 和 1.5 μm 之牙本質實體模型，其中 0.75 μm 為過去文獻量測之平均值，綠色區塊為管間牙本質，藍色區塊為管周牙本質，中空區域為牙本質小管

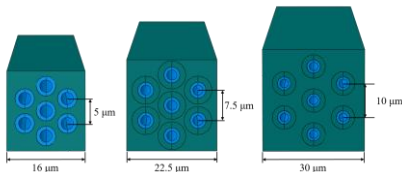


圖 3 三種牙本質小管間距分別為 0.5, 0.75 和 1.0 μm 之模型，綠色區塊為管間牙本質，長寬分別為 16, 22.5 和 30 μm，藍色區塊分別為管周牙本質

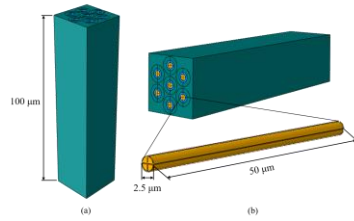


圖 4(a)牙本質簡化模型之垂直高度為 100 μm；(b)在牙本質小管中，填補材料模型之放大圖，橫截面直徑為 2.5 μm，高度為牙本質模型之一半 50 μm

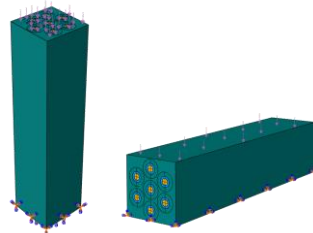


圖 5 牙本質有限元素模型負載方式，左為平行於小管之負載，右為垂直小管之負載，兩者皆為上端平面施予負載(粉紅色箭頭)，下端平面全拘束(橘色標誌)

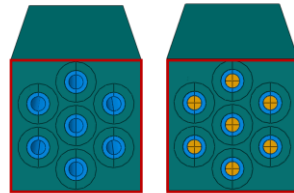


圖 6 左邊為尚未填補之牙本質模型，右邊為已填補之牙本質模型。給予平行小管之負載時，受力面積因黃色區塊的填補材料而不同，然而都在相同面積大小的紅線範圍內，因此所受合力為相同

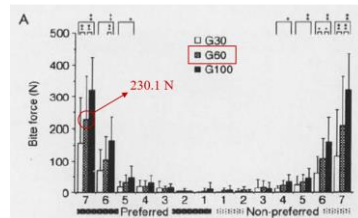


圖 7 上顎門牙至第二白齒共 14 顆牙齒，在 30, 60 和 100%咬合強度下的咬合力量，本研究使用在 60%咬合強度下的 230.1 N，進行負載大小計算[20]

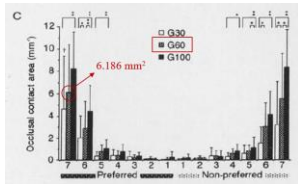


圖 8 上顎門牙至第二白齒共 14 顆牙齒，在 30, 60 和 100%咬合強度下的咬合面積，本研究使用在 60%咬合強度下的 6.186 mm²，進行負載大小計算[20]

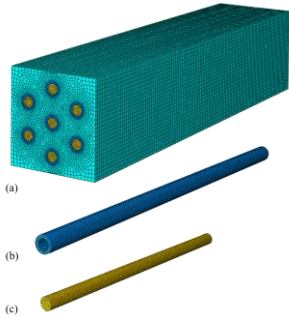


圖 9(a)整體牙本質之網格模型，在管間牙本質(綠色區塊)與管周牙本質(藍色區塊)交界面附近有較小網格；(b)管周牙本質網格鋪設示意圖；(c)填補材料網格鋪設示意圖

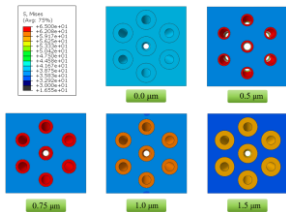


圖 10 管周牙本質厚度為 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 μm 之牙本質盟麥斯應力分佈圖

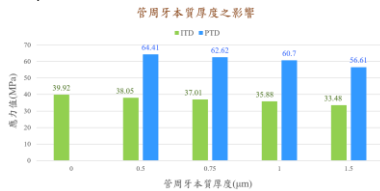


圖 11 管周牙本質厚度分別為 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 μm 之牙本質盟麥斯應力長條圖，縱軸為盟麥斯應力值，橫軸為管周牙本質厚度，綠色與藍色分別代表管間與管周牙本質

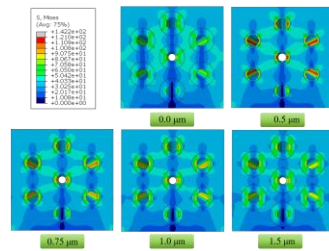


圖 12 管周牙本質厚度分別為 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 μm 之牙本質盟麥斯應力分佈圖

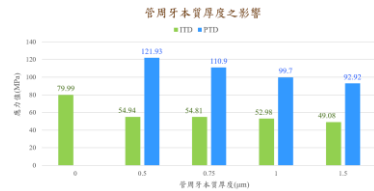


圖 13 管周牙本質厚度分別為 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 μm 之牙本質盟麥斯應力長條圖，縱軸為盟麥斯應力值，橫軸為管周牙本質厚度，綠色與藍色分別代表管間與管周牙本質

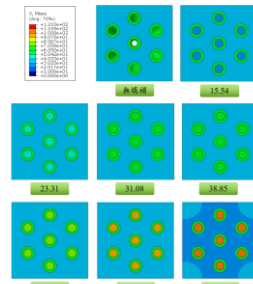


圖 14 牙本質小管無填補材料與填補七種楊氏模數分別為 15.54, 23.31, 31.08, 38.85, 46.62, 54.39 和 62.16 GPa 之材料，承受平行小管方向之負載時的盟麥斯應力分佈情形

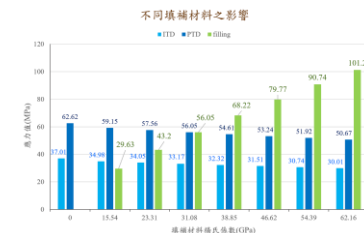


圖 15 牙本質小管無填補材料與填補七種楊氏模數分別為 15.54, 23.31, 31.08, 38.85, 46.62, 54.39 和 62.16 GPa 之材料，承受平行於小管方向之負載時的盟麥斯應力長條圖，縱軸為盟麥斯應力，橫軸為填補材料之楊氏模數，淺藍色長條代表管間牙本質，深藍色長條代表管周牙本質，綠色線長條代表填補之材料

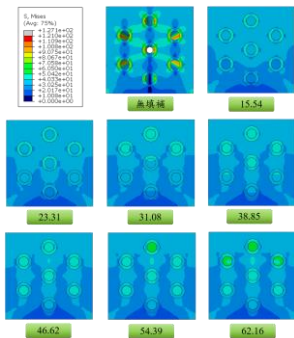


圖 16 牙本質小管無填補材料與填補七種楊氏模數分別為 15.54, 23.31, 31.08, 38.85, 46.62, 54.39 和 62.16 GPa 之材料, 承受垂直小管方向之負載時的盟麥斯應力分佈情形



圖 17 牙本質小管無填補材料與填補七種楊氏模數分別為 15.54, 23.31, 31.08, 38.85, 46.62, 54.39 和 62.16 GPa 之材料, 承受垂直於小管方向之負載時的盟麥斯應力長條圖, 縱軸為盟麥斯應力, 橫軸為填補材料之楊氏模數, 淺藍色長條代表管間牙本質, 深藍色長條代表管周牙本質, 綠色斜線長條代表填補之材料

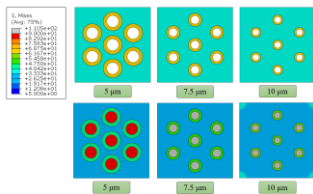


圖 18 牙本質小管間距分別為 5, 7.5 和 10 μm 模型, 承受平行小管方向負載之應力分佈圖, 上排三組為無填補材料組別, 下排三組為填補楊氏模數 46.62 GPa 材料組別

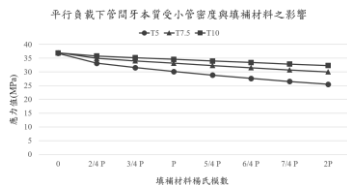


圖 19 三種牙本質小管密度之牙本質模型, 當承受平行於小管方向之負載時, 其管周牙本質與填補不同材料之關係圖, 縱軸為盟麥斯應力值, 橫軸為填補材料之楊氏模數; 圓形、三角形與正方形標記分別代表小

管間距 5 μm , 7.5 μm 以及 10 μm 之牙本質

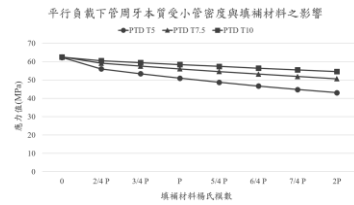


圖 20 三種牙本質小管密度之牙本質模型, 當承受平行於小管方向之負載時, 其管間牙本質與填補不同材料之關係圖, 縱軸為盟麥斯應力值, 橫軸為填補材料之楊氏模數; 圓形、三角形與正方形標記分別代表小管間距 5 μm , 7.5 μm 以及 10 μm 之牙本質

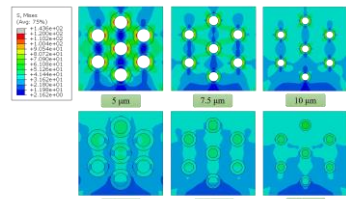


圖 21 牙本質小管間距分別為 5, 7.5 和 10 μm 之模型, 受垂直於小管方向負載之盟麥斯應力分佈圖, 上排三組為無填補材料之組別, 下排三組為填補楊氏模數為 46.62 GPa 材料之組別

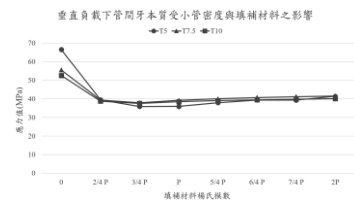


圖 22 三種牙本質小管密度之牙本質模型, 當承受垂直於小管方向之負載時, 其管周牙本質與填補不同材料之關係圖, 縱軸為盟麥斯應力值, 橫軸為填補材料之楊氏模數; 圓形、三角形與正方形標記分別代表小管間距 5 μm , 7.5 μm 以及 10 μm 之牙本質

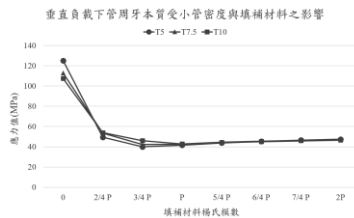


圖 23 三種牙本質小管密度之牙本質模型, 當承受垂直於小管方向之負載時, 其管間牙本質與填補不同材料之關係圖, 縱軸為盟麥斯應力值, 橫軸為填補材料之楊氏模

數；圓形、三角形與正方形標記分別代表小管間距 5 μm, 7.5 μm 以及 10 μm 之牙本質

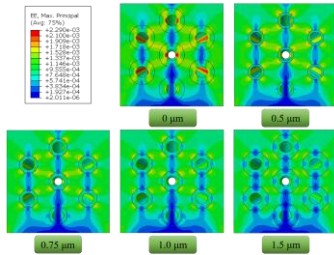


圖 24 承受垂直小管方向之負載時，管周牙本質厚度分別為 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 μm 之牙本質最大主應變分佈圖

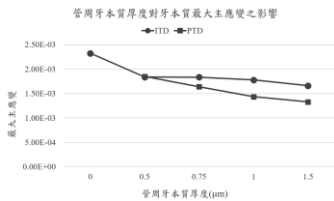


圖 25 承受垂直小管方向之負載時，管周牙本質厚度分別為 0, 0.5, 0.75, 1.0, 1.5 μm 之牙本質最大主應變數值折線圖，圓形與正方形標記分別為管間牙本質與管周牙本質

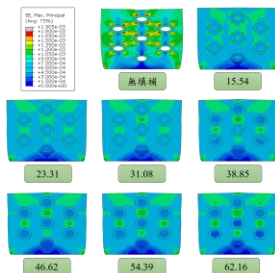


圖 26 牙本質填補不同材料後，在承受垂直小管方向負載下之最大主應變分佈圖，下方數字分別代表填補材料之楊氏模數(GPa)，變形量放大為 100 倍

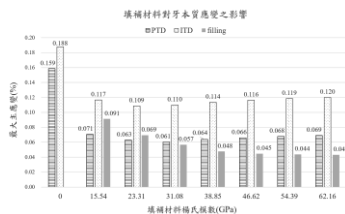


圖 27 牙本質小管無填補材料與填補七種楊氏模數分別為 15.54, 23.31, 31.08, 38.85, 46.62, 54.39 和 62.16 GPa 之材料，承受垂直於小管方向之負載時的最高主應變長條圖，縱軸為最大主應變，橫軸為填補材料之楊氏模數，橫線長條代表管間牙本質，點狀

長條代表管周牙本質，灰色實心長條代表填補之材料

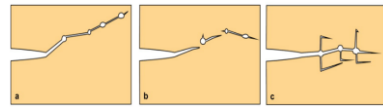


圖 28 牙本質斷裂韌性之增韌機制:(a)裂紋偏轉;(b)裂紋韌帶橋接;(c)裂紋分支 [29][21][30]

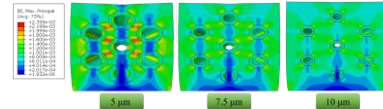


圖 29 三種小管密度之正常牙本質，於承受垂直小管方向負載時之應變分佈圖，5, 7.5 和 10 μm 為小管之間的距離，距離越小代表小管密度越大(變形量放大比例為 50 倍)

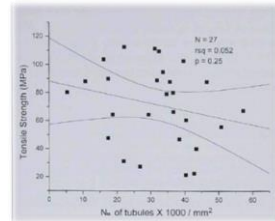


圖 30 在 2001 年 Carvalho 等學者探討小管密度與牙本質極限拉伸強度的關係，發現兩者呈現些微的負相關[4]

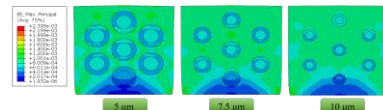


圖 31 三種小管密度之牙本質，於填補楊氏模數 23.31 GPa 之材料後，承受垂直小管方向負載時之應變分佈圖；5, 7.5 和 10 μm 代表小管之間的距離，距離越小代表小管密度越大(變形量放大比例為 50 倍)