

以有限元素分析探討複合水膠應用於新式人工牙植體之微動機制

李寶藏¹, 吳羿陞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

對於局部或全口缺牙患者，人工牙植體相較於傳統牙橋治療而言有其優點；但目前市面上的人工牙植體大多未具備有牙周韌帶之力學機制，因此長期使用下仍存在些許併發症，包括齒脊萎縮、植體鬆脫、甚至斷裂等。由文獻得知，許多具有微動機制的新式植體多以矽膠作為緩衝材料且利用超彈性材料模型描述其力學行為，藉以探討植體結構間的相互作用，然而實際的牙周韌帶同時具有固相及液相的力學特性，故本研究以雙相多孔彈性材料描述兩種新開發複合水膠(HS、HSP)的力學行為，經實驗後得到兩種材料特性(HS、HSP)，利用有限元素分析探討其是否具有類似於牙周韌帶之力學行為及材料參數之影響，最後評估複合水膠應用於新式人工牙植體之微動機制是否能有效分散咬合力，降低植體及齒槽骨之應力。

研究結果顯示，考慮水膠之雙相多孔彈性材料特性，首先可以發現，改變滲透率的大小會影響其瞬時位移的快慢（逃逸的時間）；第二，改變壓縮模數的大小會影響總行程，也就是預期的微動量。也證實了複合水膠能表現出類似於牙周韌帶「壓快回慢」之機制。最後，將此材料特性的複合水膠應用於先前開發之新式人工牙植體，發現在正常的咬合負載下無法進行分析，若在軸向小負載下（5 N）可以進行分析，但此機構之力學行為與過去文獻比較並沒有類似牙周韌帶的趨勢，推測是本研究所設定的緩衝體尺寸過於單薄的原因；因此僅先考慮固相材料性質，觀察到無論 HS 與 HSP 之緩衝植體相較於市售植體而言，只要較低的力量即能達到預期的樁柱體位移量且對於周圍皮質骨與植入體本身的應力有顯著性的降低。未來計畫可以藉由改變緩衝體厚度、形狀及材料特性，以提升複合水膠應用於新式人工牙植體之可行性。

關鍵字：牙周韌帶、有限元素分析、雙相孔洞彈性材料特性、複合水膠

ABSTRACT

For patients with local or fully edentulous teeth, dental implant treatment has its advantages over traditional dental bridge treatment. However, most of the dental implants on the market do not possess the mechanical mechanism of a periodontal ligament, so there are still some complications in long-term use, including alveolar bone crest atrophy, implants loosening, and even fractures. It is known from literatures that many novel implants with micromotion mechanism used silicon as buffers and used hyperelastic material model to describe the mechanical behavior of the implant thus explored the interaction between the implant-bone structures. However, the actual periodontal ligament has both mechanical properties of solid and liquid phases. Therefore, this study described the mechanical behavior of two kinds of newly developed composite hydrogels (HS, HSP) with biphasic poroelastic material properties. The biphasic mechanical properties for two hydrogel materials (HS, HSP) were obtained from experiments. Then, finite element analyses were performed to investigate whether these hydrogels exhibit similar mechanical behavior of the periodontal ligament and the influence of the material parameters on the mechanical behaviors of the hydrogels. Finally, the micromotion mechanism, dissipation of occlusal force, and the stress distributions on the implant and alveolar bone of a novel dental implant with hydrogel buffers were investigated.

The results of the study showed that when considering the biphasic poroelastic material properties of the hydrogels, it was found that by changing the permeability value, it could affect the speed of its instantaneous displacement (escape time). Second, by changing the compression modulus value, it could affect the total stroke, which is the expected micro-motion. It also prove the hydrogels could demonstrate a mechanism of "fast compression and slow rebound", which is similar to that of the periodontal ligament. Finally, when the composite hydrogel was applied to a previously-developed novel dental implant, it was found that the analysis cannot be performed under normal occlusal loads, but only under a small axial load (5 N). However, the mechanical behavior of this mechanism is not similar to that of the past literature, which is similar to the trend of periodontal ligament, It is speculated that the size of the buffer body used in this study was too thin. Therefore, only the solid phase mechanical properties were considered. It was observed that when both the HS and HSP were used as buffers in the novel dental implant, only a lower force was needed to achieve the expected abutment micromotion and there is a significant reduction of stresses on the surrounding alveolar bone and the implant body when compared with a commercially available dental implant. In the future, further study can be performed by changing the thickness, geometry and material properties of the buffer in order to enhance the feasibility of applying composite hydrogel to novel dental implants.

Keywords: Periodontal ligament, finite element analysis, Biphasic poroelastic material properties, Composite Hydrogel

一、緒論

對於局部或全口缺牙患者，人工牙植體已成為非常有吸引力的選擇。自 1950 年 Brånemark 發現鈦金屬可與骨細胞結合，進而提出骨整合(osseointegration)後，將此概念應用於牙科領域，Brånemark system 成為第一個牙植體系統，爾後各式各樣的人工牙植體設計便開始蓬勃發展。人工牙植體相較於傳統牙橋治療而言，不需要去破壞周圍健康的鄰牙。根據近十年的臨床報告，人工牙植體的成功率超過 85%，但人工牙植體在長期使用下仍存在些許併發症，近五年的臨床案例也發現，植體併發症的總發生率約為 12% [1][2]，最常見的症狀像是不當受力所造成的齒脊萎縮、植體鬆脫、甚至斷裂等 [3]。

人工牙植體需要承受的負載包含，咀嚼、吞嚥、衝擊、與夜間磨牙等外力，因此牙植體與周圍齒槽骨的骨整合效益極為重要。骨整合越好代表植體越穩定，但人工牙植體系統的力學行為仍與自然牙大相逕庭，因為其缺少牙周韌帶 (periodontal ligament, PDL)，牙周韌帶能提供自然牙的微量活動度，以及承受負載時自動調節自然牙高度的能力，因此當產生過大的外力於人工牙植體時，周圍齒槽骨承受過大的應力，進而導致骨流失的現象產生；當植體與齒槽骨間的介面微動量 (micromovement) 超過

150 μm ，會導致骨流失發生進而造成骨整合失敗 [4]。本研究團隊已研發出具微動式新型人工牙植體系統，提供植體微量的活動度，期望能進而提升人工牙植體之長期存活率。

現今人工牙植體的生物力學評估之研究，大多利用有限元素分析 (finite element analysis) 透過靜態負載，探討牙植體承受單一方向最大咬合力時，牙植體本身與齒槽骨的應力分佈與應力大小。但若要更貼近實際臨床狀況，不能只考慮單一軸向負載或水平力 (力矩引起的負載)，還要考慮複合力 (斜向咬合力) 所帶來的影響，另外過去文獻得知已設計出許多具有微動機制的人工牙植體，其中緩衝體的部分多以矽膠作為材料且利用超彈性材料模型描述其力學行為，藉以探討植體結構間的相互作用，然而實際的牙周韌帶同時具有固相及液相的力學特性，因此本研究以雙相多孔彈性材料描述兩種複合水膠 (composite hydrogel) 的力學行為，利用有限元素分析探討其是否具有類似於牙周韌帶之力學行為及材料參數之影響，最後評估複合水膠應用於新式人工牙植體之微動機制是否能有效分散咬合力，降低植體及齒槽骨之應力，將其結果提供給未來臨床牙植體之設計參考。

二、材料與方法

本研究採用有限元素分析評估緩衝植體之力學行為，將齒槽骨簡化為立方體，其尺寸大小為 $17 \times 17 \times 20 \text{ mm}^3$ ，分別代表齒槽骨生理結構的頰舌側、近遠心端與齒槽骨厚度，將此簡化齒槽骨結合一般鈦金屬植體與緩衝植體作為本研究兩種模型並且進行有限元素分析。本研究使用複合水膠作為緩衝體的材料，在進行有限元素分析前必須先取得緩衝體材料參數，利用雙相多孔彈性材料模型描述，進行拘束壓縮測試計算材料的壓縮勁度、力學潛變測試及孔隙比測試，可得材料參數聚合模數(Ha)、滲透率(k)、壓縮模數(E)、孔隙比(e)，將兩種複合水膠運算後之結果帶入有限元素分析進行材料參數設定，各組分析會給予相同的邊界條件及負載條件，最後探討不同複合水膠之雙相多孔性彈性材料特性及人工牙植體於齒槽骨上力學行為表現。

2.1 緩衝體材料-複合水膠製備

利用玻尿酸(Hyaluronic acid)、蠶絲蛋白(Silk Fibroin)與交聯劑做雙交聯結合而成，使用的交聯劑分別為 1,4-Butanediol diglycidyl ether (BDDE) 及 N-(3-Dimethylaminopropyl)-N-ethylcarbodiimide-hydrochloride/N-Hydroxy succinimide (EDC/NHS)。主要步驟是使用玻尿酸(HA)與交聯劑 BDDE 反應一段時間後，混入蠶絲蛋白，並均勻攪拌持續反應，而後用 HCl 停止 BDDE 交聯反應，最後再用 EDC/NHS 交聯，加強玻尿酸的 COOH 以及蠶絲蛋白的 NH₂。本研究共製成 2 種複合水膠，分別為 HS 及 HSP，其試片數各為 12 件(圖 2.1)。

2.2 實驗機台與封閉治具

本研究使用 MTS Model Bionix® Test System 材料試驗機(MTS Corporation, Eden Prairie, MN, USA)，進行複合水膠拘束壓縮測試，拘束壓縮測試會搭配 5 Kg 之荷重元(JIHSENSE INDUSTRIAL CO., LTD., ROC)，以及 InstruNET 數據擷取軟體(InstruNET i555, GW Instruments, Inc., USA)紀錄實驗時的力量-位移值。

本研究利用 Solidworks (Solidworks Corporation, Boston, MA, U.S.A.)繪製封閉式中空治具，其外徑為 30 mm；內徑為 3

mm；高度為 15 mm 的封閉治具(圖 2.2 B)，並在治具底部切削一個內徑為 25.5 mm；深度為 2.5 mm 的孔穴，目的是為了放置 100 μm 孔洞板(圖 2.2 C)以模擬水分進出的行為，另外繪製水槽治具，其外徑為 50 mm；內徑為 40 mm；高度為 25 mm，並在水槽內部底部切削一個內徑為 30 mm；深度為 5 mm 的孔穴(圖 2.2 D)。最後再搭配直徑 3 mm 的圓柱壓頭(圖 2.2 A)施壓在試片上。

2.3 複合水膠之靜態拘束壓縮測試

本研究進行靜態拘束壓縮測試，並輸出壓縮模數(E)。將複合水膠標準試片及孔洞板裝入中空治具，再放入裝滿食鹽水的容器內，並利用 MTS Model Bionix® Test System 材料實驗機搭配 5 kg 荷重元進行實驗。將裝好試片的封閉中空治具，放入裝滿食鹽水溶液的容器中，並確認圓柱探頭確實和組織接觸，接著使用位移控制，其負載條件為 0.2 mm/s，直到 2 mm (50% 應變量)停止。實驗結果輸出力量-位移曲線，透過(公式 2.1)計算 E 值及(公式 2.2)計算普松比。其中，F 為施加於探頭上方之力量；A 為組織面積； δ 為複合水膠高度變形量；L 為複合水膠初始高度， ν 為複合水膠之普松比。壓縮模數之計算公式：

$$E=(F/A)/(\delta/L) \quad (2.1)$$

普松比計算公式：

$$Ha = E(1 - \nu) / [(1 + \nu) \times (1 - 2 \times \nu)] \quad (2.2)$$

2.4 複合水膠之力學潛變測試

力學潛變實驗使用過去研究團隊自行設計之力學潛變機構，平台上方可以放置標準砝碼 (F1 級-不鏽鋼標準砝碼, Honder Weighing Scale, Inc., Taiwan) 給予固定力量(圖 2.4)，搭配之儀器有線性位移計(HR-100, Measurement Specialties, Inc., USA) (圖 2.3 A)、位移計顯示錶頭(TRACKER 200, Data Track Process Instruments, Inc., UK) (圖 2.3 B) 及 InstruNET 資料擷取系統(InstruNET i555, GW Instruments, Inc., USA) (圖 2.3 C)。線性位移計用來量測試片之位移變化量；位移計顯示錶頭可以觀察當前試片之位移數值；InstruNET 資料擷取系統能擷取實驗動態數據。

2.5 孔隙比實驗

實驗步驟參考過去 2005 年 Silva 等學者量測待測物孔隙比的方式[6]，以電子分析天平(AS/C1, Radwag, Inc., Poland)量測各組複合水膠的濕重量(Wwet)及脫水後的乾重量(Wdry)，透過(公式 2.3)計算複合水膠孔隙比。首先先將試片透過冷凍乾燥機(Benchtop 2K, VirTis, NY, USA)在-50°C下持續 24 小時凍乾脫水後，量測其乾重量，再將複合水膠進行吸水 1 小時後，量測其濕重量。其中，Vf 為液體體積； ρ_f 為液體密度；Vs 為組織固體體積；VT 為組織總體積 (Vf + Vs)；mf 為液體質量((Wwet-Wdry) / ρ_f)。

初始孔隙比計算公式:

$$e_0 = V_f / V_s = ((m_f / \rho_f)) / (V_T - V_f) \quad (2.3)$$

2.6 通透性分析之數學模型

當雙相孔洞彈性材料受到負載時，因內部液體被排出，導致材料變形，因此液體通透性、材料所承受之力量及變形量彼此具有相關性。本實驗複合水膠負載時的環境，考慮以線性雙相模型作為通透性理論，假設組織內部流體僅以軸向流動，使用過去 1980 年 Mow 等學者提出之線性數學模型，以曲線擬合套入方程式，r² 越接近 1，代表擬合曲線與實驗曲線越接近，其材料參數則越接近實驗情形。

線性雙相數學模型之計算公式:

$$(\partial^2 u) / (\partial z^2) - 1 / (H_A k) \partial u / \partial t = 0 \quad (2.4)$$

為了模擬雙相試片受負載後孔洞彈性特性隨時間的變化，本研究參考 1996 年 Argoubi 與 Shirazi-Adl 學者[7]提出的孔隙比與滲透率之關係式，並將由實驗取得之參數，初始滲透率(k₀)和初始孔隙比(e₀)代入此一非線性公式(公式 2.5)，得到隨時間變化的滲透率(k)。其中 M 為實驗參數，將潛變實驗的結果和有限元素分析的結果曲線進行曲線擬和(Curve Fitting)，求得實驗參數。

滲透率與孔隙比之關係式:

$$k = k_0 \left[\frac{e(1+e_0)}{e_0(1+e)} \right]^2 \exp \left[M \left(\frac{1+e}{1+e_0} \right) - 1 \right] \quad (2.5)$$

2.7 有限元素分析

建立兩種簡化牙植體模型以測試一般植體與緩衝植體的樁柱體位移量差異以及植體與齒槽骨間之應力分佈，並評估緩衝植體是否能有效均勻分散咬合力至周圍齒槽骨。一般植體之實體模型建立，該模型以臨床植體 ITI(Institut Straumann AG, Basel, Switzerland)做為參考模型，其樁柱體總長度為 11.9 mm、直徑為 3.5 mm；植入體總長度為 12 mm、直徑為 4.8 mm。而緩衝植體之實體模型則是沿用本研究室陳彥穎學者過去已建立之新型人工牙植體模型[8]，其以臨床植體 ITI 進行改良，將原本的樁柱體分化成 3 個元件，分別為上蓋(Coping)、緩衝體(Buffer)、樁柱體(Abutment)，利用內外螺紋間高度之差異並配合緩衝體來提供人工牙根具有微量的活動度為 0.2 mm，其中緩衝體的厚度為 0.3 mm，緩衝植體模型如圖 2.5 所示。齒槽骨的模型簡化成一幾何尺寸為高度 20 mm 與長度、寬度皆為 17 mm 的立方柱；其中包含海綿骨幾何尺寸為長度、寬度皆為 13 mm 與高度 16 mm 的立方柱，以及外面包覆厚度為 2 mm 的皮質骨。最後使用 SolidWorks(SolidWorks Corporation, Waltham, MA, USA) 將兩種簡化牙植體實體模型繪製完成。

完成實體模型建立後，本研究使用有限元素分析軟體 ABAQUS/CAE (SIMULIA, Providence, RI, USA)，選用十節點之二階四面體元素，元素大小(element size)最大為 2 mm，最小為 0.5 mm 進行模型網格化。所建立之緩衝植體各部件之三維有限元素模型(人工牙冠、樁柱體、上蓋、緩衝體、骨水泥、植入體、皮質骨、海綿骨)如圖 2.6 所示，表 2.1 為各有限元素模型之元素數目與節點數目。

完成三維有限元素模型建構後，使用有限元素分析軟體 ABAQUS/CAE (SIMULIA, Providence, RI, USA)進行分析設定。本研究所建構之模型為一複合結構，包含了樁柱體、上蓋、緩衝體、植入體、皮質骨、海綿骨。本研究材料性質皆假設為線彈性(linear elastic)、均質(Homogeneous)與

等向性(Isotropic)。參照牙齒生理解剖，簡化齒槽骨外型，將周圍之外層 2 mm 厚度設定為皮質骨，而內層設為海綿骨；骨質為一般正常骨質(class II)。樁柱體與上蓋設定為金；與齒槽骨接觸之植入體則屬於鈦金屬材料，其材料性質如表 2.2 所示。

參考 2015 年，Bulaqi 等學者之研究，一般植體模型在邊界條件方面設定各組件間的接觸界面假定為完全貼合(Tie)，而緩衝植體模型之微動區及壓縮軟墊的接觸面給予一摩擦係數為 0.16[9]；兩種模型的拘束條件皆為將齒槽骨底部上所有節點之三個軸向的位移及旋轉設為固定；本研究所給予的負載條件為兩個部分，分別為複合水膠材料參數分析及緩衝植體力學行為；複合水膠材料參數分析:(1) 軸向 5 N 進行加載-卸載分析(2) 0.2 mm/s 並且持續 5 s 進行鬆弛分析，如圖 2.7 所示；緩衝植體力學行為:(1) 位移控制 0.21 mm(2) 力量控制施予 118.2 N 的咀嚼力並且與咬合平面成大約 75° 的角度，如圖 2.8 所示。最後，本研究之分析假設於骨整合後，植入體與齒槽骨界面設定為不可滑動模式；將設定完成之模型轉入有限元素分析軟體 ABAQUS/CAE (SIMULIA, Providence, RI, USA) 中進行計算。最後匯出結果，觀察骨整合後一般植體與緩衝植體與齒槽骨間應力分佈差異，並且評估緩衝植體是否有效均勻分散咬合力至周圍齒槽骨。

三、結果

3.1 不同複合水膠之雙相多孔彈性材料特性

拘束壓縮測試

拘束壓縮測試中，以 0.2 mm/s 的負載條件進行測試。由圖 3.1 所示，由於複合水膠承受負載初期會先將液體排出，其應力應變曲線初期(應變 0% - 45%)會呈現非線性的趨勢，當液體完全排出後轉由固體基質的部分承受負載，其應力應變曲線後期(45% - 50%)則會呈現較為線性的趨勢，因此本研究以應變 45% - 50% 區間線性段的斜率作為本研究兩種複合水膠的壓縮模數。將其線性段的應力應變值代入公式 2.1 計算得到壓縮模數，HS、HSP 的壓縮模數分別為 0.41 MPa 與 1.21 MPa。

潛變測試

潛變測試試驗結果如所示，發現試片高度會隨著負載維持的時間增加而減少，當 2 分鐘後其高度減少量已趨於平緩，負載維持 1 小時即達平衡狀態。HSP、HS 兩組試片達平衡狀態時其高度減少量分別為 2.35 ± 0.47 mm、 3.87 ± 0.21 mm。

利用雙相線性數學模型之擬合結果，利用數學模型(公式 2.5)計算所得之理論曲線，與本研究之潛變試驗結果進行擬合，發現無論是 HS 組或是 HSP 組其實驗曲線與擬合曲線皆具有良好的匹配性，HS 組之皮爾森相關係數為 0.95；HSP 組之皮爾森相關係數為 0.95，實驗與分析呈現高度相關。透過曲線擬合後所得之水膠試片雙相材料參數如表 3.1 所示，HS 組其平均之聚合模數為 0.0135 ± 0.003 MPa、平均之液體滲透度為 $720.84 \pm 249.61 \times 10^{-12} \text{m}^4/\text{Ns}$ 、 $M=15$ ；HSP 組其平均之聚合模數為 0.031 ± 0.004 MPa、平均之液體滲透度為 $172.8 \pm 81.68 \times 10^{-12} \text{m}^4/\text{Ns}$ 、 $M=20$ 。

3.2 複合水膠之力學行為

緩衝體厚度之影響

本研究施予軸向 5 N 的負載維持一秒後移除，探討複合水膠是否具有類似於牙周韌帶的位移變化趨勢。緩衝體的直徑尺寸受到植體整體尺寸大小限制，因此在此僅改變其厚度進行探討；以 HSP 組為例，所探討的厚度分別為 0.3 mm、0.9 mm、1.8 mm、3 mm，並且施予 5 N 的軸向力探討其位移與時間的關係，由圖 3.3 發現厚度 0.3 mm 及 0.9 mm 之組別在受壓期間出現位移停滯狀態，表示超過其厚度之最大位移量，而厚度 1.8 mm 及 3 mm 之組別則顯示了雙相多孔彈性材料的特性，在壓縮階段呈現了負載初期藉由液體大量流失產生瞬時位移，接著由其本身固體基質的強度承受此負載量，因此位移量逐漸變小達到平衡狀態，隨著厚度的增加使得緩衝體的位移量增加且延長達到最大變形量的時間，使其更具緩衝的能力，卸載(回彈)的部分也呈現了類似的趨勢，隨著厚度的增加此雙相材料特性更加明顯；由結果可以觀察到在 5 N 軸向負載下，3 mm 組別與 1.8 mm 組別逐漸達到最大位移量，但其值仍與預期樁柱體位移量 0.2 mm 相差甚遠，且厚度因為植體本身的尺寸限制無法一直增加，因此將繼續探討固定厚度(3 mm)

下,改變材料滲透率與壓縮模數的不同對於位移變化之影響。

雙相材料特性之影響-滲透率

首先探討固定固相參數(壓縮模數)僅改變材料的液相參數(滲透率),由圖 3.4 結果顯示,首先觀察到壓縮階段,隨著滲透率變大其位移上升速度較快,表示液體迅速的排出,很快地由固體基質承受負載,而回彈階段亦可觀察到類似的趨勢,滲透率越小其回復到初始位置的時間越長,因此推測若是應用於本研究中的新型人工牙植體系統,滲透率將會影響瞬時位移也就是逃逸時間。

雙相材料特性之影響-壓縮模數

接著探討固定液相參數(滲透率)僅改變材料的固相參數(壓縮模數)以 HSP 組為例,觀察圖 3.5 結果可以發現固定負載、固定厚度(3 mm)且固定滲透率下,壓縮模數越小其固體基質越軟,壓縮的位移量也會越大,當 $E=0.4$ MPa 時,其位移量達到預期位移量 0.2 mm,因此得知若是要複合水膠達到預期位移量時,除了改變緩衝體的厚度外,固體基質的壓縮模數的改變也會影響其總行程的多寡。

鬆弛分析-雙相材料特性之影響-滲透率

此部分探討不同複合水膠的固相及液相參數對於力量鬆弛的響應,負載條件皆為位移控制 0.2 mm/s 後固定 5 秒後觀察其力量變化;首先固定固相參數(壓縮模數)觀察液相參數結果,由圖 3.6 可以發現三個趨勢,第一個趨勢為加載階段(1s)的力量隨著滲透率變小其力量峰值會增加,原因為複合水膠之滲透率越小,增加了液體流過複合水膠的阻力,因此需要更大的力量來達大目標位移量;從固定階段可以觀察到第二個趨勢為不同的滲透率並不會影響複合水膠穩態時的反力大小,推測原因為其進入穩態時主要是由固相的基質承受負載,因此在固定的壓縮模數下其得到的反力大小應相近;第三個趨勢,可以觀察到無論是 HS 組或是 HSP 組滲透率較小的複合水膠需要較長的鬆弛時間達到穩態時的力量,原因如同圖 3.4 結果。

鬆弛分析-雙相材料特性之影響-壓縮模數

接著討論固定液相參數(滲透率)固相的參數(壓縮模數)影響,發現到兩個趨勢,首先第一個趨勢同樣觀察到加載階段(1s),較高的壓縮模數有著較大的力量峰值,其反

力大小會隨著壓縮模數越大其反力越大;第二個趨勢觀察到固定階段,發現穩態時其反力大小出現明顯的差異,因此得到以下兩個結論:(1) 固相參數只影響加載階段的力量峰值。(2) 液相參數不僅影響加載階段及鬆弛階段的力量峰值也會影響鬆弛時間的長短。

3.3 市售植體與新式人工牙植體之力學行為

複合水膠應用於式人工牙植體

觀察複合水膠應用於新式人工牙植體在承受負載及卸載後的位移變化,由結果發現在正常的咬合負載(斜向 118.4 N)下無法進行分析,因此調整負載大小直到軸向 5 N 時才能進行分析,及結果如圖 3.8 所示,HS 組及 HSP 組在受壓期間(1s)會有位移停滯的現象,代表兩種複合水膠皆迅速達到最大變形量;為了瞭解複合水膠應用於新式人工牙植體在正常咬合負載下對於齒槽骨及植體本身的力學影響,本研究僅先考慮其固相材料性質進行探討。

新式人工牙植體之微動機制

圖 3.9 結果顯示,市售植體之力量呈遞增線性曲線,而緩衝植體之力量則呈現非線性的遞增曲線;緩衝植體在 0.2 mm 的位移期間,只需要微小的力量就能產生位移且緩慢的上升,當超過本機構允許的樁柱體位移量時其力量迅速上升;比較兩者的趨勢,發現相同位移量下,市售植體需要更大的力量,而緩衝植體只要較低的力量即能達到預期位移量。

齒槽骨之應力分佈

由有限元素分析結果觀察植體承受斜向咀嚼負載時,其齒槽骨應力分佈情形。皮質骨的部分,市售組最大等效盟麥斯應力約為 57.14 MPa,緩衝植體之 HS 組約為 36 MPa、HSP 組約為 31.44 MPa,HS 組與 HSP 組相較於市售組分別下降了 36.9%及 44.9%的應力值,皆有明顯下降之趨勢;海綿骨的部分,市售植體組約為 4.52 MPa,緩衝植體之 HS 組約為 4.6 MPa,而 HSP 組約為 3.89 MPa,發現市售植體組與緩衝植體組並無明顯差異;當植體受斜向咀嚼力時,其力量透過螺紋傳遞出去至齒槽骨中,發現最大等效盟麥斯應力集中於皮質骨區域且無論是皮質骨與海綿骨皆集中於受壓側(舌側)。

植體之應力分佈

由圖 3.10 的結果觀察兩種牙植體模型受斜向咀嚼力時的應力分佈狀況，發現兩者皆有相同的分佈狀況，其應力皆集中於受壓側(舌側)；其中緩衝植體組，其力量傳遞方式是先由頰側面之上蓋內螺紋接觸到樁柱體外螺紋將力量由頰側往舌側方向傳遞，藉由緩衝體吸收部分力量後傳遞至植入體，最後透過植入體的螺紋將力量傳遞至齒槽骨周圍。

植入體的應力集中於第一螺紋且市售組最大等效盟麥斯應力約為 90.12 MPa，而緩衝植體之 HS 組約為 80.8 MPa、HSP 組約為 77.9 MPa，HS 組與 HSP 組相較於市售組分別下降了 10.3% 及 13.6% 的應力值，皆有下降之趨勢；而觀察樁柱體下方螺紋處，其應力集中於第一螺紋螺紋的部分，市售組最大等效盟麥斯應力約為 37.5 MPa，而緩衝植體之 HS 組約為 39.36 MPa、HSP 組約為 36.56 MPa，發現市售植體組與緩衝植體組並無明顯差異。

四、討論

4.1 雙相材料特性參數之影響

拘束壓縮測試

牙周韌帶為自然牙承受負載的重要組織，若要在人工牙植體中增加類似於牙周韌帶在自然牙中的緩衝功能，此替代物必須具有一定的機械強度以承受負載，本研究選用複合水膠作為其功能的替代物；本研究以 0.2 mm/s 的負載條件進行測試，模擬牙周韌帶瞬間承受咬合力之情況，由圖 3.1 結果顯示 HSP 組其固體基質部分具有較高的壓縮模數，能承受更大的壓縮負載；過去的文獻指出牙周韌帶的壓縮模數介於 0.07-1750 MPa，發現牙周韌帶的機械強度缺乏一致性，原因包含個體間的差異大(年齡、牙齒健康程度不同)、人體的牙周韌帶取樣困難導致樣本大小形狀不一致(外型輪廓會導致其變形模式不同)、實驗的負載條件不同，儘管不同學者之實驗數據之間存在差異性，但本研究之兩種複合水膠的壓縮模數接近大部分學者之牙周韌帶壓縮模數，代表複合水膠在機械強度也就是固相的部分有類似於牙周韌帶的趨勢。

力學潛變測試

透過潛變量測裝置模擬新型人工牙植體系統之微動空間，並測量複合水膠於拘束環境中，承受固定負載時，其試片高度變化情形；觀察到當複合水膠試片承受固定負載 1 小時後，試片約減少 1-2 mm，其高度有明顯減少的趨勢，推測當複合水膠承受此負載時藉由液體大量流失產生瞬時位移，接著由其本身固體基質的強度承受此負載量，直到內部壓力與固定負載達平衡狀態時液體才會停止流動，而此作動方式與牙周韌帶承受外力時有著相似的反應；2011 年 Bergomi 學者[10]提到自然牙藉由牙周韌帶固定於齒槽骨內，當咬合負載施予自然牙時，牙齒將迅速地往根尖端產生瞬時位移而有微量的移動，接著透過牙周韌帶將咬合負載均勻地傳遞至齒槽骨，這樣的微量移動可以強迫鄰近的自然牙一起承擔咬合負載，此稱為逃逸機制，逃逸時間會影響鄰牙受力的時間；2014 年，本研究室陳彥穎學者[8]利用犬隻自然牙潛變測試，探討其自然牙力學特性，其結果發現在 500 g 負載下(亦為本研究實驗所設定之負載)其位移量逐漸減少，在受力初期立即產生較大的位移量藉此得到緩衝效果(逃逸機制)，受力後期自然牙逐漸展現出支撐的效果，達到平衡時其位移變化量約為 0.16 mm。上述自然牙的作動行為是由牙周韌帶所提供，使其具有保護與抵抗疲勞的能力，本研究不同複合水膠之潛變測試其位移變化結果與過去文獻有著相同的趨勢。

與過去牙周韌帶之相關研究進行材料特性之比較，文獻中液體滲透率介於 $3.89 \pm 4.33 \times 10^{-12}$ 與 $172.8 \pm 81.68 \times 10^{-12}$ 之間，本研究複合水膠之液體滲透率比過去文獻[10][11]所得數值高出許多。表示複合水膠相較於牙周韌帶而言其液體較容易於內部流動，推測原因是由於牙周韌帶相較於複合水膠即為較複雜的多孔性生物組織，液體要於牙周韌帶纖維間隙內部流動受到較多的拘束，故液體滲透率數值才較低。

4.2 複合水膠之力學行為

由圖 3.3 到圖 3.7 可以發現複合水膠具有類似於牙周韌帶的力學行為，首先是固定負載下探討其位移變化，可以觀察到負載階段，複合水膠的位移在負載初期因為液體大量排出會有瞬時位移，排完後持續增加最後

逐漸趨於平緩，卸載後複合水膠也能緩慢回復至初始位置，這與 2012 年 Wang 學者[12] 探討牙周韌帶之移動性的分析結果有著相同的趨勢；另外，固定位移下探討其力量的變化，發現其雙相材料特性對於複合水膠的力量變化影響與 2016 年 Favino 學者[13] 利用多孔彈性體描述牙周韌帶的非線性力學行為，探討不同滲透率對於其力量鬆弛響應，有著相同的現象，隨著滲透率的倒數增加其力量峰值也會跟著增加，且隨著分析時間增加而放鬆。

4.3 緩衝植體之力學行為

若是利用雙相多孔彈性模型描述複合水膠並且代入本研究之新式人工牙植體系統，會造成緩衝體網格變形量過大導致分析發散無法收斂，直到負載大小為軸向 5 N 時才能進行分析，2009 年 Qian 學者[14] 提出自然牙在承受咬合力初期會產生瞬時位移而後期位移量則會逐漸變小，將咬合力卸載後需要很長的時間回復到初始的位置，由本研究結果顯示和過去文獻並沒有類似的趨勢，推測是因為本研究所設定的緩衝體尺寸過於單薄，導致其受力後應變率過大液體迅速的排出。

本研究希望了解複合水膠在人工牙植體之應用的可行性，為了能夠模擬正常的咬合狀況下對於齒槽骨的影響，本研究先不考慮液相的因素，僅先考慮其固相材料特性，利用複合水膠之拘束壓縮結果與超彈性模型進行擬合，觀察對齒槽骨及植體本身應力的影響；由結果顯示在承受斜向負載 118.2 N 後，無論是 HS 組或 HSP 組在皮質骨及植入體的部分皆能有效降低最大盟麥斯應力，其中又以 HSP 組效果為佳，而海綿骨與樁柱體下方螺紋處皆無明顯差異。

4.4 研究限制

材料測試

首先是不同複合水膠之材料特性的重現性，同一組試片可能會有不同的位移變化，其原因是因為在複合水膠的製作過程中，為了量測試片乾燥時的乾重量需要將試片透過冷凍乾燥機在 -50°C 下持續 24 小時凍乾脫水，但其凍乾過程對於試片的收縮率難以控制，造成試片尺寸大小不一及表面較為粗糙，導致量測時判斷較為困難。

有限元素分析

自然牙藉由牙周韌帶固定於齒槽骨內，當其承受咬合負載時，牙齒會產生瞬時位移而有微量的移動，強迫鄰近的自然牙一起承擔咬合負載，本研究僅探討單一植體的力學行為及其對於齒槽骨的應力影響，並未加入鄰牙探討整體對於齒槽骨的應力影響。

有限元素分析中負載與邊界條件的設定，也與實際咬合狀況有所不同；負載設定方面，本研究僅考慮單一一次的咬合負載，並未考慮複合水膠的疲勞行為，此外，本研究以咀嚼力作為負載條件，因此與過去文獻中進行白齒及前白齒的牙周韌帶材料特性進行趨勢的比較，並未考慮其他牙位之負載及比較其牙周韌帶的材料特性。

五、結論

從過去的文獻得知，已經開發出多種具有緩衝功能的牙植體，其目的皆是以降低齒槽骨的應力影響為目的，但多數人工牙植體的力學特性仍與牙周韌帶並不相同，其原因是因為大多使用矽膠作為緩衝體；而本研究將利用複合水膠應用於新式人工牙植體系統，探討其雙相多孔彈性材料的影響及對於植體與齒槽骨的力學，而根據研究的結果得出以下結論：

1 雙相多孔彈性材料參數之影響

- 1.1 複合水膠具有類似於牙周韌帶之力學行為，能在負載初期藉由液體排出產生大位移，液體排完後由固體基質承受負載其位移量逐漸減少，在卸載的部分亦有同樣的趨勢，類似於牙周韌帶「壓快回慢」之機制
- 1.2 改變複合水膠之滲透率的大小會影響其逃逸的時間
- 1.3 改變複合水膠之壓縮模數的大小會影響其總行程，也就是預期樁柱體位移量

2 市售植體與緩衝植體之力學行為

2.1 僅考慮固相的材料性質，無論是 HS 組或 HSP 組之緩衝植體相較於市售植體皆只要較低的力量即能達到預期位移量

2.2 HSP 組能有效降低植體本身或齒槽骨的應力值

由於原本新式人工牙植體設計之緩衝體過薄，套用本研究的 HS 及 HSP 之複合水膠的雙相多孔彈性材料特性後無法承受正常咀嚼力，未來建議可以藉由增加緩衝體厚度及改變材料特性，使複合水膠能有更好的表現。

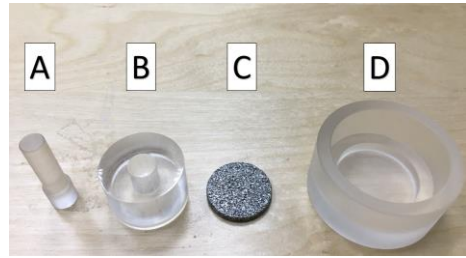


圖 2.2 (A)圓柱壓頭 (B)封閉式中空治具 (C)孔洞板 (D)水槽

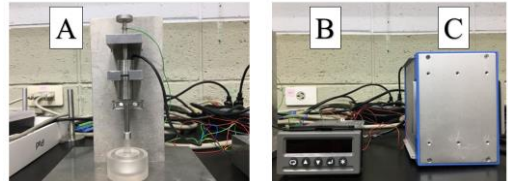


圖 2.3 (A)力學測試治具及 LVDT 線性位移計 (B)位移計顯示錶頭 (C)資料擷取系統

六、表格

表 2.1 緩衝植體各部件之元素與節點數目

Components ^o	Element ^o type ^o	Element ^o numbers ^o	Node ^o numbers ^o
Abutment ^o (commercial implant) ^o	C3D10M ^o	1394 ^o	2496 ^o
Abutment ^o (novel implant) ^o	C3D10M ^o	6984 ^o	11165 ^o
Fixture ^o	C3D10M ^o	18136 ^o	27824 ^o
Coping ^o	C3D10M ^o	2869 ^o	5323 ^o
Buffer ^o	C3D10M ^o	787 ^o	1620 ^o
Cortical bone ^o	C3D10M ^o	4707 ^o	8224 ^o
Cancellous bone ^o	C3D10M ^o	13912 ^o	20698 ^o

表 2.2 人工牙植體與齒槽骨之材料參數[9]

Components ^o	Material ^o	Young's modulus (MPa) ^o	Poisson's ratio ^o
Abutment ^o	Gold ^o	136000 ^o	0.37 ^o
Coping ^o			
Fixture ^o	Titanium ^o	110000 ^o	0.34 ^o
Buffer ^o	Nonlinear material ^o	-- ^o	-- ^o
Cancellous bone ^o	Cancellous bone ^o (class II) ^o	1370 ^o	0.3 ^o
Cortical bone ^o	Cortical bone ^o	13700 ^o	0.3 ^o



圖 2.4 標準砝碼

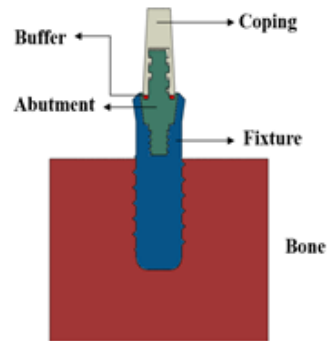


圖 2.5 緩衝植體實體模型示意圖

七、圖片

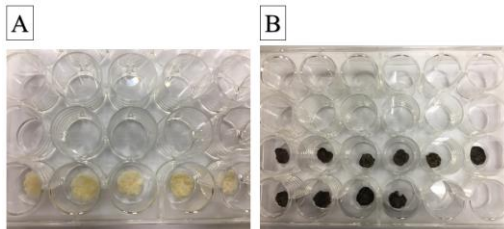


圖 2.1 (A)HS 複合水膠 (B)HSP 複合水膠

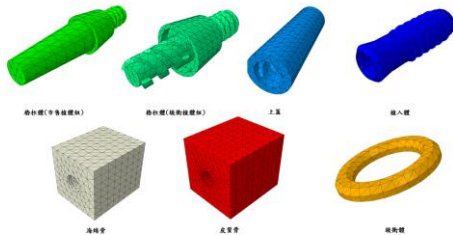


圖 2.6 緩衝植體各部件之有限元素模型

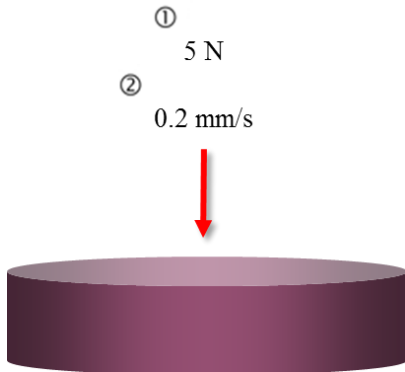


圖 2.7 複合水膠材料參數分析之邊界條件與負載設定

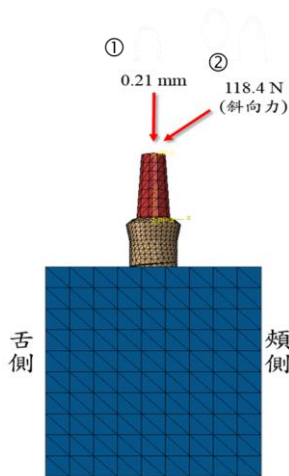


圖 2.8 緩衝植體力學行為之邊界條件與負載設定

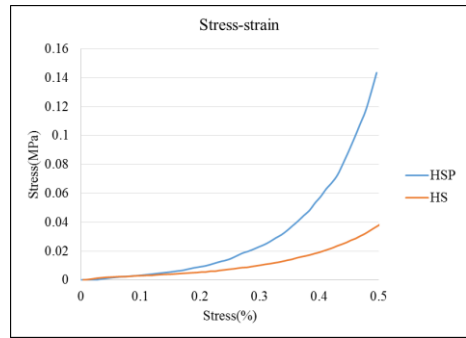


圖 3.1 兩種複合水膠之壓縮測試結果

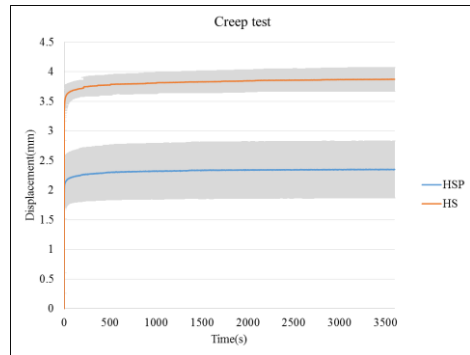


圖 3.2 兩種複合水膠之潛變測試結果

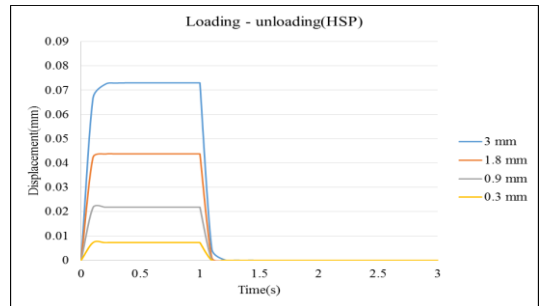


圖 3.3 不同厚度試片之壓縮-回彈曲線圖

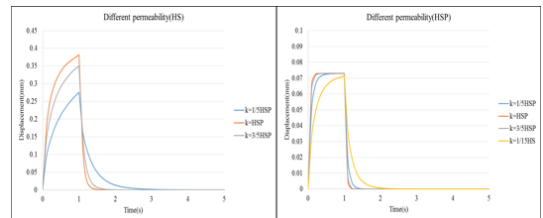


圖 3.4 HS 組、HSP 組不同滲透率之壓縮-回彈曲線圖

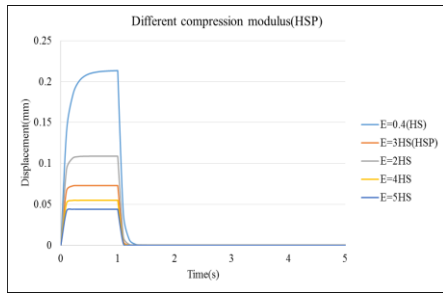


圖 3.5 不同壓縮模數之壓縮-回彈曲線圖

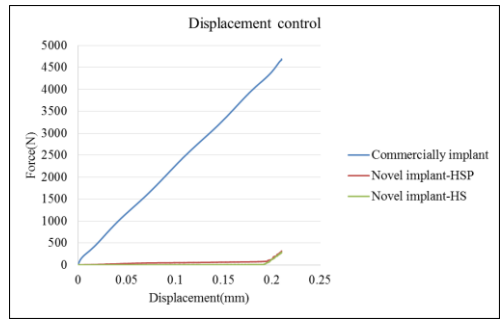


圖 3.9 傳統植體與緩衝植體之力量-位移曲線圖

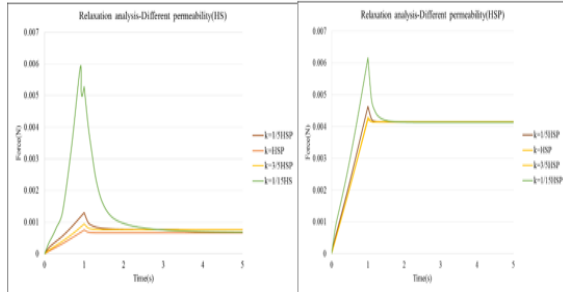


圖 3.6 HS 組、HSP 組-鬆弛分析中不同滲透率的響應

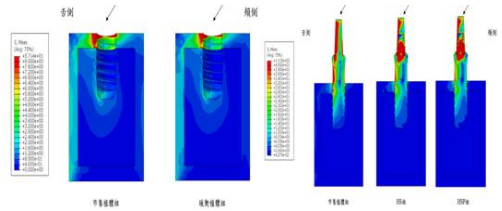


圖 3.10 齒槽骨與植體應力分佈狀況，箭頭為負載方向

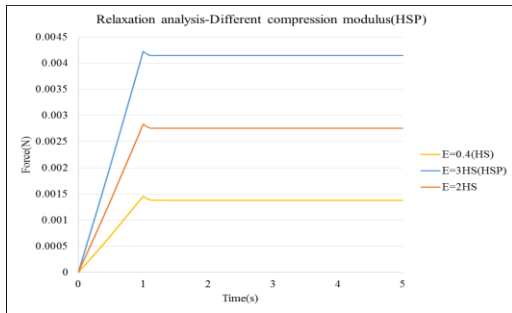


圖 3.7 鬆弛分析中不同壓縮模數的響應

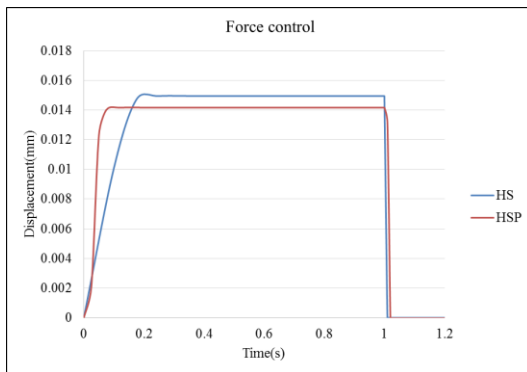


圖 3.8 軸向 5 N 之不同複合水膠位移變化

八、參考文獻

- 統之研發，博士論文，國立台北科技大學機電科技研究所，台北，2014
- [1] S. Kourtis, M. Damanaki, S. Kaitatzidou, A. Kaitatzidou, V. Roussou, "Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options," *J Esthet Restor Dent.*, vol. 29, pp. 233-246, 2017
- [2] R. E. Jung, A. Zembic, B. E. Pjetursson, M. Zwahlen, D. S. Thoma, "Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years," *Clin Oral Implants Res.*, vol. 23, pp. 2-21, 2012
- [3] T. Kwon, P. A. Bain, L. Levin, "Systematic review of short-(5-10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants," *J Dent.*, vol. 42, pp. 1228-1241, 2014
- [4] S. Szmukler-Moncler, H. Salama, Y. Reingewirtz, J. H. Dubrulle, "Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature," *J Biomed Mater Res.*, vol. 43(2), pp. 192-203, 1998
- [5] F. Watanabe, Y. Hata, S. Komatsu, T. C. Ramos, H. Fukuda, "Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution," *Odontology.*, vol. 91(1), pp. 31-36, 2003
- [6] P. Silva, S. Crozier, M. Veidt, M. J. Pearcy, "An experimental and finite element poroelastic creep response analysis of an intervertebral hydrogel disc model in axial compression," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 16, pp. 633-639, 2005
- [7] M. Argoubi and A. Shirazi-Adl, "Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression," *J Biomech.*, vol. 29, pp. 1331-1339, 1996
- [8] 陳彥穎，微動式新型人工牙植體系
- [9] H. A. Bulaqi, M. M. Mashhadi, H. Safari, M. M. Samandari, F. Geramipannah, "Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis," *J Prosthet Dent.*, vol. 113(6), pp. 548-557, 2015
- [10] M. Bergomi, J. Cugnoni, M. Galli, J. Botsis, U.C. Belser, H.W. Wiskott, "Hydro-mechanical coupling in the periodontal ligament: a porohyperelastic finite element model," *J Biomech.*, vol. 44(1), pp. 34-38, 2011
- [11] W. D. van Driel, E. J. van Leeuwen, J. W. Von den Hoff, J. C. Maltha, A. M. Kuijpers-Jagtman, "Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament," *Proc Inst Mech Eng H.*, vol. 214(5), pp. 597-504, 2000
- [12] C. Y. Wang, M. Z. Su, H. H. Chang, Y. C. Chiang, S. H. Tao, J. H. Cheng, L. J. Fuh, and C. P. Lin, "Tension-compression viscoelastic behaviors of the periodontal ligament," *J Formos Med Assoc*, vol. 111, pp. 471-481, 2012.
- [13] M. Favino, C. Bourauel, R. Krause, "A nonlinear poroelastic model for the periodontal ligament," *Journal International Journal for Computational Methods in Engineering Science and Mechanics*, vol. 17(3), pp. 1-29, 2016
- [14] L. Qian, M. Todo, Y. Morita, Y. Matsushita, K. Koyano, "Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament," *Dent Mater.*, vol. 25(10), pp. 1285-1292, 2009