



小心鑑別釐清鼻腭孔道疊影、或鼻腭囊腫

何琪康 DDS Danielkihong@icloud.com

- 國防醫學院牙醫學士
- 國防醫學院牙醫研究所碩士
- 壠新醫院主治醫師

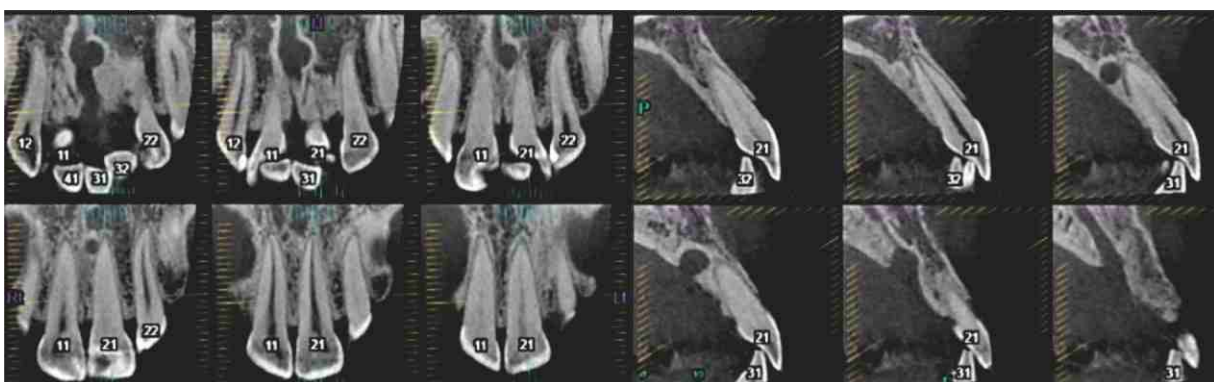
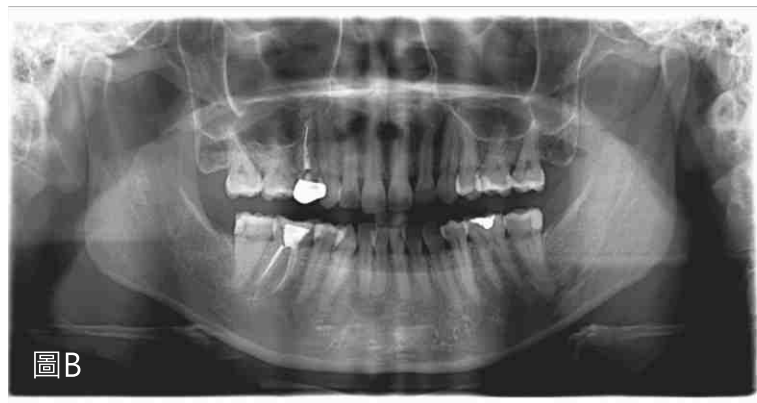


前言

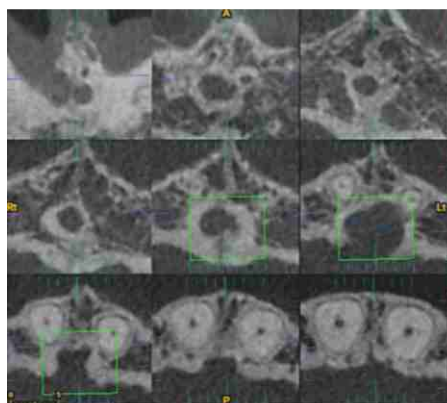
於二維X光影像上，屬頷骨特有結構因重疊投射成放射阻射者(radiopacity)，如：前鼻棘(anterior nasal spine)、顴弓(zygomatic process)、頰結節(genial tubercle)、下頷骨上升枝之內、外斜脊(internal/external oblique ridge)、...等。至於，屬頷骨正常管道、或孔洞...、而投射成放射透射者(radiolucency)，如：鼻腭管或稱切牙管(nasopalatine canal or Incisal canal)、鼻竇腔(maxillary sinus)、頰孔(mental foramen)、...等。其中，鼻腭孔道和頰孔的位置，特別容易混淆成根尖病灶；而較正常管徑略大的鼻腭孔道，更常遭誤判成囊腫。此乃醫師單憑平面影像以作為診斷判讀時，無可避免的困擾，臨床亟需加作CBCT檢測，以協助鑑別釐清。

案例報告

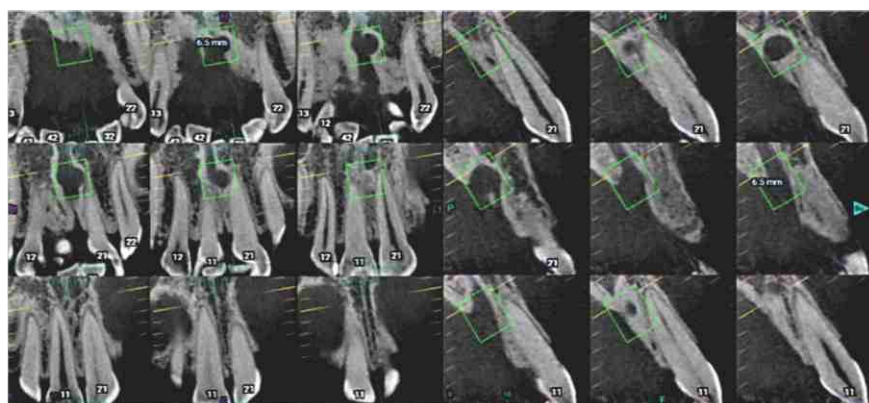
二維圖像無從辨別根尖病變



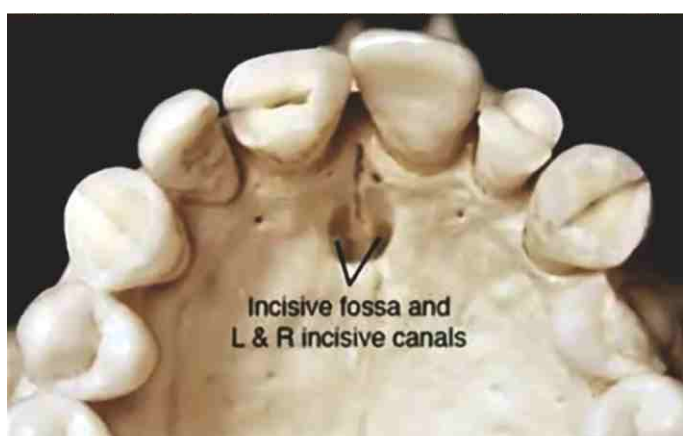
圖C



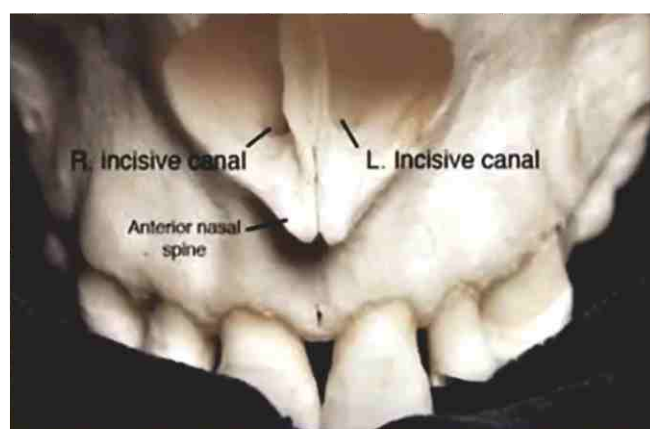
圖D Axial view



圖E



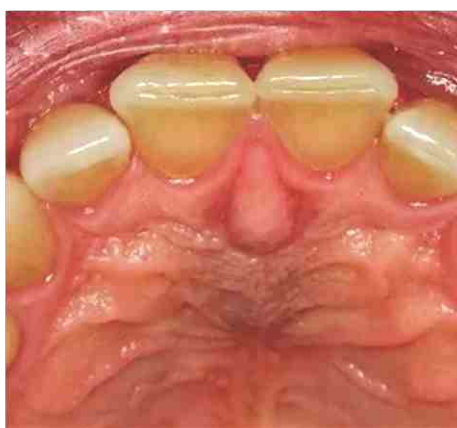
圖F



圖G



圖H



圖I

圖A 二十多歲女性患者，經轉診想瞭解其上頷大門牙根尖處的黑影，該怎麼處理？影像顯示11、21齒冠外形完好，髓腔根管的寬窄、勻稱度一致，且牙根周旁齒槽骨板連續而完整。直覺這個透射陰影，並非來自髓腔根管的感染

圖B 由於上頷門牙齒冠外形色澤正常，唇腭側齒齦黏膜緊實，沒有腫脹鼓起；按壓內外骨廓、敲扣相關齒體，皆無不適表現。向患者說明該黑影比較像是個天生較大

的鼻腭孔道疊影，但因需和根尖病變作鑑別，可選擇以直接、略帶破壞性的鑿洞測試齒髓活力；或拍攝CBCT以非侵入性的斷層圖像，檢視11、21根尖齒槽骨板實況，並用以確認此黑影和鼻腭孔道的關係

圖C 由影像專科醫師簽署的CBCT報告：確認11、21根尖的透射陰影，是稍大的正常鼻腭孔道；11、21牙根周旁的齒槽骨板，於拍攝當時依然完整，並未受到孔道結構膨大的壓擠

圖D 自軸向切面觀視鼻腭孔，位在兩顆正中門牙的腭側，往上朝鼻腔融合成單一鼻腭管道，並略微偏向左側，但管道仍受緻密骨板包覆

圖E 建議持續追蹤該透射影的變化，此刻CBCT測得鼻腭孔道最大徑為6.5mm；告知患者：鼻腭囊腫發生率高，不可輕忽。一旦發覺黏膜鼓起腫大，需回診檢視，再依病況考量手術介入

圖F 鼻腭管又名切牙管(Incisive canal)，位於硬腭前部，在上頷兩正中門牙齒槽骨的腭側後方，是連接硬腭和鼻腔之間的骨性通道 [圖像源自(YouTube影片) Dentistry to the point]

圖G 鼻腭管在鼻腔側的開口也許會超過2個，將分別位於骨性鼻中隔的兩側 [圖像源自(YouTube影片) Dentistry to the point]

圖H 若是鼻腭管內的鼻腭導管受到損傷，發展成囊腫的風險就會增高；鼻腭囊腫最大徑，平均可達15mm，有時大的囊腫將會推擠牙根，使之異位，而呈現有如心形的透射影，更是最典型的影像表現 [圖像源自(YouTube影片) Dentistry to the point]

圖I 除X光影像外，還需結合臨床症狀和患部體徵作判斷，如上顎骨廓有壓痛感、黏膜鼓凸...等，必要時還得進行活體採檢，做病理學確診 [圖像源自(YouTube影片) Dentistry to the point]

病情說明

二十多歲女性，到診主訴：年度潔牙保健、例行X光檢查時，牙醫師發現上頷兩顆大門牙根尖部位有個黑影，希望能讓專科醫師看看該怎麼處理。望著大螢幕上，轉診醫師傳來的影像，確實有一約6x8mm的放射透射陰影，位在11和21的根尖處。仔細檢視兩牙根周旁齒槽骨板(lamina dura)的連續性，似乎還蠻完整的；而且11、21牙冠外形完好，並無齲蝕，個別髓腔根管的寬窄、勻稱度也相當一致，並未見管道鈣化或遭到吸收情景。直覺這個透射陰影不是源自髓腔根管的病變(圖A)。詢問患者：上頷前排牙齒可曾遭受過撞擊？或出現疼痛不適？相關齒齦黏膜是否曾經腫脹過？病友回想後，答覆：都未曾發生過。

口腔檢查：上頷門牙齒冠色澤正常，其唇腭側齒齦黏膜緊實、紋理正常，沒有發炎或腫脹鼓起的跡象。按壓內外骨廓、或敲扣相關齒體，都無敏感不適表現；且沒有探得異常的牙周囊袋、也無齒齦易出血情景。因齒體略有咬磨耗損痕跡，觸按相關顫顎關節和咬合肌群，病友則表示稍有不適和壓痛感。向患者表示該黑影應該不是來自齒髓根管的感染問題，比較像是有個天生稍大的鼻腭管道，因X光拍攝投影時，正好重疊在兩顆門牙的根尖部位，致使看起來像似該處有一病變的黑影。不過，臨床確有不少因鼻腭管遭受到某種創傷或刺激，而轉變成囊腫的案例。只不過經由剛剛的檢查，還毋需擔心，只要每年常規檢查時，請牙醫師特別留意即可。

接著，患者詢問了許多倘若該黑影演變成囊腫，之前會有什麼症狀、又該怎麼治療...，等一系列問題...。於是，告知病友，雖然這不屬於個人的專業領域，但願意從教科書、和期刊文獻上摘錄一些相關訊息，提供參考[註]；同時也建議患者可以嚐試自網路上搜尋有關(nasopalatine duct cyst)病症的介紹。但此刻就專業領域，需要判定這個黑影是否為根尖病變，有以下兩種方式，可供選擇：一採較為直接、但有點侵入破壞性，即不給麻醉注射下，對21、11齒冠鑿洞，作窩洞測試其內部齒髓活性狀態。另一，就是接受CBCT檢測，雖然會承受些微輻射曝照劑量，但齒體不會受到相關鑿洞之破壞；重要的是，可依三維系列斷層圖像，確認11、21牙根周邊齒槽骨板目前有沒有受傷？而這個黑影和所懷疑的鼻腭管道結構，彼此關連性又如何(圖B)？況且，如果能先由CBCT，實際量得該黑影此時的尺寸大小、和位置涵蓋範圍、...等基本訊息，日後隨訪追蹤時，將可作為該黑影是否出現變化的比對依據。聰慧的患者，隨即同意接受CBCT的檢測。

一週後，由具有放射影像學專科證照的醫師簽署對此案例的CBCT 檢查報告。確認位於11、21根尖的透射陰影，是個較一般正常鼻腭管徑略大的結構投影，而11、21牙根周旁的齒槽骨板，則依然完整無損，並沒有受到稍大孔道的擠壓影響(圖C)。同時由軸向切面觀視(axial view)：鼻腭孔位在兩顆正中門牙的腭側，往上朝鼻腔融合成單管，但略微偏向左側(21根尖)，由於外圍仍有相當緻密的骨板包覆，判定仍屬於正常的鼻腭孔道(圖D)。建議每年定期追蹤檢視該透射影的變化，並宜知會患者：若是相鄰部位出現炎性反應、或腫大鼓起，得馬上回診檢視，再依病況變化，考量是否該以手術介入，摘除病變組織。需知鼻腭囊腫可是頷骨中，屬「非齒源性囊腫」(Non-Odontogenic Cyst)發生率最高者，千萬不可輕忽(圖E)。

由於，鼻腭管內有鼻腭神經血管束、鼻腭導管(nasopalatine duct)、纖維結締組織、脂肪組織和小唾液腺...等。鼻腭神經通常行走於鼻腭管的中央管道，或最靠近中央管道的側管內。在管道內的鼻腭導管(nasopalatine duct)，則是胚胎發育過程退化閉鎖(具有上皮襯裡)的管腔結構，也是口腔頷骨最常見的非齒源性「鼻腭囊腫」上皮的來源。若是鼻腭管內的鼻腭導管受到損傷，有可能因上皮細胞植入，而增加日後發生

囊腫病變的風險。已有文獻報導於上頷正中門牙位置，執行植牙時傷及鼻腭管，因而在骨整合後，出現鼻腭囊腫的案例。此外，由於鼻腭管的直徑大小存在蠻大的變異，(範圍可從1.5mm到9.2mm)，有時又隨著缺牙時間越久，鼻腭管徑就會有增大的傾向；而鼻腭囊腫的最大徑，約可從6mm到60mm不等，平均達15mm。因此，在診斷上，當影像測得鼻腭管最大徑介於6~10mm時，僅就影像要鑑別是屬於正常膨大的鼻腭管，還是屬鼻腭囊腫病變，非常困難；然而，在根尖平面影像上，常因前鼻骨嵴的投射，(anterior nasal spine請參考圖G)，讓鼻腭囊腫呈現出心形的透射影像，最教人印象深刻(圖H)。不過，往往還是需要結合臨床症狀、和患部體徵作判斷，必要時，還得經由手術探查、或進行活體採檢，以組織病理發現，做為最終確定診斷的依據(圖I)。因此，在植牙手術前，需對鼻腭管是否存在病變做充分評估，避免於存在鼻腭囊腫的情況下，進行植牙。當然，若是放射透射陰影正好與門牙之根尖相重疊，也不要冒然啟動根管治療，需謹慎評估相關牙體是否有齶蝕、或有大型填補物、或有邊緣滲漏現象。因此，建議不給麻醉浸潤，先施行窩洞測試齒髓活性狀態，是極為必要的，以便排除透射陰影是否來自髓腔根管的感染。

[註]

鼻腭管(nasopalatine canal)又名切牙管(Incisive canal)，它位於硬腭前部，在左右上頷正中門牙的腭側後方，是連接硬腭和鼻腔的骨性通道(圖F)。若由矢狀橫剝面觀視(sagittal view)，鼻腭管形態可呈圓柱狀、也似漏斗、沙漏、或紡錘形。通常，鼻腭管在鼻腔側的開口超過2個，分別位於骨性鼻中隔的兩側(圖G)，然而，在硬腭部分也許會融合成單管，朝下開口成鼻腭孔(又名切牙孔)。依據鼻腭管的數量，可為單管、雙管和多管形(3~4管)，研究調查所占比例分別為42.9%、23.2%、和33.9%。文獻報導鼻腭管的長度變異頗大，對沒有喪失前牙的上頷，統計分析顯示平均長度可達12mm，(介於8.4~15.8mm之間)。隨著年齡的增長，因齒槽骨嵴吸收，將使鼻腭管變短。然而，其管道直徑平均則約為4.6mm(1.5~9.2mm)，通常不超過6mm，(本案例測得最大徑為6.5mm)。至於，不同報導對鼻腭管直徑和長度的數據出現落差，可能係因研究對象族群、前頷骨吸收程度、成像技術以及測量方法...等，有所不同而導致。一般，鼻腭管略呈傾斜，但也有相當垂直的，據統計顯示其與鼻底水平板間的夾角平均約為66°，(自46~99度不等)，而鼻腭管與正中門牙長軸的夾角，則在7.9°±5.7°之間。

Take Home Message

單憑二維影像要釐清是屬於正常偏大的鼻腭孔道，還是鼻腭囊腫，相當困難；往往需結合臨床症狀、和患部體徵作判斷。

結語

對頷骨內出現異常的放射阻射(radiopacity)、或放射透射(radiolucency)影像，首先得要辨識是否為正常結構的投影[如：頰結節、頰孔...等(genial tubercle、mental foramen...)]；其次，則需鑑別是否與鄰旁齒體的結構相關(Odontogenic and/or Non-odontogenic issues)。若能確認該阻射或透射影像是來自齒源性問題，再進一步去區分是否和髓腔根管的感染或病變有關(lesions of endodontic origin)？尤其對根尖陰影，欲執行根管治療前，必須釐清該陰影是否源自髓腔根管感染所引發。

鑒於本案例位於11和21根尖處的放射透射陰影，經CBCT檢視確認是個較一般正常鼻腭管徑略大的結構投影，建議宜每年定期追蹤檢視該透射影的變化，並告知患者：若是相鄰部位出現炎性反應、或腫大鼓起，得馬上回診，再依病況變化，考量是否以手術介入，摘除病變組織。需知鼻腭囊腫可是頷骨中，屬「非齒源性囊腫」(Non-Odontogenic Cyst)發生率最高者，千萬不可輕忽。





玩轉三氧礦化物 (MTA) 的奇幻世界

陳志平 DDS; DSc; CAGS; FRCD(C)

endodr.chen@gmail.com

- 國防醫學院牙醫學士
- 美國波士頓大學齒髓病學博士暨根管治療專科醫師
- 加拿大皇家牙醫學院專科院士
- 台灣桃園全方位口腔醫療中心 主任教授
- 全方圓教育訓練中心 5D顯微根管治療系列課程主講人



前言

近三十多年來，經臨床諸多案例的報導與展現，足以見證MTA (Mineral Trioxide Aggregate)的應用與鋪陳，讓「再生性根管治療(Regenerative Endodontics)」的施術對象不再受到侷限、或只能運用於根尖仍然開放、牙根尚未完全發育成形的年輕恆牙。如今無論患者的年齡再大、或牙根周旁病灶成形多時、甚至根管通道已遭到大範圍的內外吸收、甚或管壁穿孔、髓腔底部已有很大的破洞，但凡病友願意嚐試、肯給無可救藥的牙齒再一次留存的機會，同時施術者懷抱著強烈的企圖心、並擁有嫻熟高超的診療技術，更善於使用MTA，就有圓夢成真的無限可能，終將順利留住患牙。

案例報告

幼時創傷脫落門牙能植回，已堪稱奇蹟；十數年後因蓄膿鬆動，如何再創奇蹟



圖A 2019-04-15



圖B 2018-12-01



圖C 2019-04-15



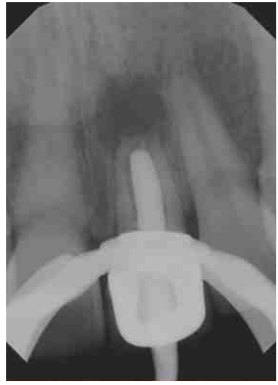
圖D



圖E



圖F



圖G



圖H



圖I



圖J



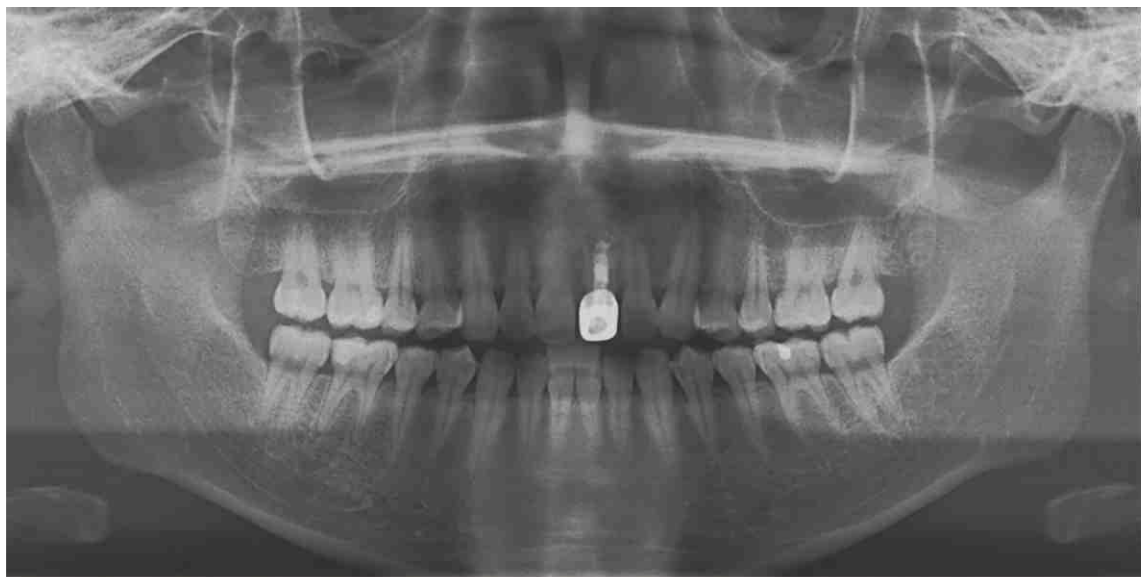
圖K 2019-05-23



圖L 2019-08-06



圖M 2019-08-06



圖N



圖O 2021-12-02



圖P 2022-06-04



圖Q 2022-06-04

- 圖A 二十多歲女性到診主訴：左上大門牙鬆動，唇側黏膜出現腫疱，膿液滲出，擔心牙齒已斷裂
- 圖B 半年前，醫師發現21牙根只剩半截，且根尖有透射病損影像，建議患者接受「根管再治療」，以求改善感染，讓骨缺損區能復原癒合；否則植體手術的重建也會相當困難
- 圖C 諮詢當天影像顯示21牙根的長度，只有鄰近牙位者的三分之二，且根尖未閉合、四周管壁薄弱，而前次治療的根充物鬆散；此外，11看不到髓腔根管，幾乎完全鈣化
- 圖D 顯微鏡檢視21贗復牙套，發現腭側之切齒緣，有明顯調修痕跡，懷疑前牙有咬合過度碰撞之勢
- 圖E 進行髓腔窩洞入口製備，甫見到橘色馬來膠身影，即湧現臭味，隨之膿血流出
- 圖F 繼續擴展窩洞邊壁，於放大檢視下，見到像似插在膿液中的馬來膠體
- 圖G 當挑出管道中鬆散的馬來膠針後，膿血不斷湧出，以生理食鹽水作沖洗；接著揉合自製的馬來膠體作試尖，影像顯示膠體可以抵達的深度、和管壁貼合度符合期待；此外，瞥見有一小段舊有膠體，仍留滯於根尖通道口
- 圖H 於顯微鏡下，眼看膿血不再流入管道，以紙針測試，判斷21尚無側壁破孔之虞；卻瞧見根尖通道口外，有肉芽組織沾連，決定暫時封閉髓腔窩洞，卸下橡皮障，讓患者稍作休息；影像確認舊有根充物已經全數取出
- 圖I 給予麻醉浸潤，以細長刮匙通過管道深入根尖外，挖除肉芽組織；先用生理食鹽水沖洗，繼而改用QMix溶液，都搭配超音波動力作激攪；經紙針確定根充範圍內沒有滲血後，將小塊明膠海綿陸續填塞到根尖外的骨缺損區，既能止血、又當襯裡屏障，接著用壓擠器具將MTA緊實填塞根尖通道
- 圖J 隨後，以施德氏根充手法，將客製的主膠體加熱、壓擠填塞，期待它的塑形滑動，同步也推擠MTA更緊實地封閉終末通道，並希望MTA能飽滿而凸出根尖，日後藉著誘導牙骨質細胞的沉積、最終能夠圍繞凸出根尖外的MTA，來增加21牙根的總長度，相對也盼望能有齒槽骨板的形成
- 圖K 依循往例，以纖維根柱搭配複合樹脂強化復形，並密實填補冠部窩洞；仔細交代術後注意事項，諸如：按時服用抗生素；記錄唇側膿疱消退情形；自我檢測21是否有過度咬合碰撞，並避免用21作切咬；定期回診受檢□等等
- 圖L 再治療兩個月後，21根尖的透射陰影已經明顯縮小；病友欣喜牙齒不再腫痛、也自覺變得更加穩固

圖M 檢視齒齦和黏膜的色澤紋理，21與鄰近牙位並沒有差異；按壓觸扣也無異常反應，而牙周囊袋則都在正常範圍；齒牙動搖測試雖然呈現穩固正常，但在21仍然感覺到咬合碰撞情形

圖N 因患者上下牙位排列其實不差，而21管壁厚實度真的不夠，建議此刻尚不宜接受齒列矯治

圖O 兩年六個月後，病友開心回診，自覺21愈來愈穩固，甚至還用它啃咬食物。X光影像已不見根尖病損，且似有齒槽骨板圍繞著凸出根尖的MTA

圖P 三年後，根尖顯示齒槽骨板包覆MTA的影像愈發清晰，致使牙根總長度如同先前預盼增長，遂建議拍攝CBCT，以三維圖像確認根尖實況；患者慨然應允

圖Q 口內照片可見21周邊齒齦黏膜與鄰近者無差異；告知病友若仍想接受齒列矯治，是可以共商治療時程了

病情說明

二十多歲女性到診諮詢，希望還有機會留住21。主訴：最近左上大門牙動搖，齒齦腫痛，醫師建議服用抗生素，先控制感染的擴展。兩天前，唇側黏膜出現膿疱後，反而覺得比較不痛了，只是牙齒的動搖依舊，擔心是不是牙齒斷了、再也無法保住？主責醫師補充說道：半年前，患者主動上門想作隱形矯正；檢查時，發現前牙有咬合過度碰撞情形，照了根尖X光片，發現21牙根只剩半截，且根尖有個很大的透射病影。建議患者藉由「根管再治療」，改善根尖環境，讓骨組織的缺損能夠復原癒合，日後若必須拔除21改作植牙時，把骨質條件養好，才有成功的機會。要不然，若現在就拔掉21，恐怕植體手術的重建也會相當困難。只是原本在半年前的21還蠻穩固的，沒想到患者一猶豫，考慮到要花不少錢重作根管，而且還只是個過渡性的處置，就拖延下來；不料這陣子感染擴散，把留住21的困難度又提高了許多，現在只能請專家出手，盡全力搶救看看。

口腔檢查：在21唇側的附著齒齦和前庭黏膜交界處，有一膿疱出口(圖A)；而21是個色澤較為灰暗的義齒套冠，其齒冠長度和寬度都較鄰近齒體突出。同時21呈現二至三級搖動，按壓觸碰齒體和鄰近黏膜時，患者都表現出極為敏感，並且有閃躲的反應。而牙周囊袋測試，則還在正常範圍內。X光檢查：21牙齒長度，(相較鄰近牙位者)，只有正常時的三分之二。根尖像似未閉合，四周管壁薄弱，而且根充物鬆散、不密實(圖B)；其根尖部位的放射透射陰影區，大概就是21牙齒該有正常長度所短缺的部分，(究竟是根尖遭到吸收？抑或曾接受過手術？尚待求證)。此外，11看不到髓腔根管通道，看來幾乎完全鈣化，(推想11和21在患者年幼時，曾受過創傷)？必須將這些

檢視發現的疑問，向患者求證(圖C)。病友說：母親常提及，大概在五、六歲時，剛換牙後不久，就因碰撞把兩顆大門牙都撞進骨頭裡，找到當地名醫，嚐試將門牙拉出來，結果是21整顆被扯出骨頭外，又趕緊放回固位。還記得醫師表示能留住這顆牙齒已是奇蹟。接著問病友：就目前21的義齒冠材質看來像似新近做的，不像已有十多年的樣子？患者表示：義齒套是在前年才配戴上去的，因為牙齒變黑了，很難看才去安裝的。又問：那為何在安裝配戴假牙套前，醫師沒有重作根管治療呢？病友回應：當年裝戴假牙套前，牙齒並沒有發生腫痛，而看到X光影像的醫生，也說這顆牙齒能夠留住是個奇蹟，不願意去破壞它穩定的平衡狀態，就直接修磨變黑的齒體，包覆上假牙套。

向病友說明檢視結果和想法：目前21根尖明顯出現感染，該部位的齒槽骨正嚴重蓄膿，由於膿血有了突破口，卸除了一些內聚壓力，就覺得不再那麼腫痛了。當然，若真的想要留住21，是可以如同主責醫師的想法，試試「根管再治療」，將一切先置之死地而後生，以最嚴謹的施術理念，用高規格的治療手法，清除感染源，期待身體的免疫機制能夠啟動，逆轉復原21根尖骨組織的缺損。當然，此刻也得要有將來需進行根尖手術的心理準備。目前初略估算21牙根在骨頭裡的長度，還可以支持整顆牙齒，如果經治療之後，21能夠變穩，不再動搖，那麼再創「奇蹟」不無可能。唯一擔心的是21牙根管壁的厚實度，(由於只有平面影像，並沒有立體結構圖像來支持，是否真值得留住21)，如果願意再花一小筆錢作個CBCT，那就更好了。此外，後續對21咬合過度碰撞的問題，該如何去防範，也是重點。無論如何，如果能夠下定決心想要試試「根管再治療」，必定需規劃妥當，才開始進行再創奇蹟的治療歷程。

患者細想後，堅定表示：還是希望能夠穩住21，只盼望療程中，不會太受罪就好。因此，開出術前用藥(Clindamycin 300mg 1# tid x 7 days)[註]，請患者按時服用，並相約兩天後，開始進行「再治療」程序。患者依約回診，詳細回答病友的提問之後，告知將先不給予局部麻醉，進行治療。患者雖有些許害怕，但還是表達願意坦然面對。安上橡皮障，以顯微鏡檢視21贗復牙套，發現其腭側之切齒緣，有明顯調修咬合碰撞的痕跡(圖D)。隨即，就髓腔窩洞的標準擴展位置，進行入口製備，剛見到橘色馬來膠體時，即有臭味湧現，隨之膿血流出(圖E)；繼續擴展窩洞邊壁，在放大檢視下，見到馬來膠體像似一支、一支插在膿液中的小樹枝(圖F)。此時先以生理食鹽水作沖洗，並用根管探針(DG-16)嚐試撥動，分開各個馬來膠體，並持續用生理食鹽水更新沖洗，再以無切削刃的細針透過超音波動力，去激攪浸潤在髓腔窩洞中的溶液，接著就以刮匙和鑷子一支、一支地挑出原插在管道中鬆散的馬來膠針；眼見膿血不斷湧出，還是只以生理食鹽水作沖洗。

接著以揉合的馬來膠體作試尖，影像顯示客製化膠體擬封填的深度、和與管壁直徑寬窄的妥適度符合期待；同時，瞥見有一小段舊有膠體，還留滯於根尖通道口(圖G)，定下心，穩住情緒起伏，在顯微鏡協助下，順利取出那一小段膠體。眼看著膿血不再汨汨流入管道，用紙針測試，沒有側邊血跡出現，判斷管壁除根尖外，並沒有其他側壁破孔。同時，在顯微鏡下瞧見根尖通道口外，有肉芽組織沾連，決定先暫時封閉髓腔窩洞，卸下橡皮障，讓患者稍微休息。同時拍攝X光，影像確認舊有根充物已經全數取出(圖H)。病友此時表示：剛開始治療時，雖然沒有麻醉但並不覺得疼痛，反而現在休息時，開始覺得有點脹痛了。以嚴肅但真誠的態度，告知患者，待會兒重新安上橡皮障前，將會先給予適度的局部麻醉注射，因為想透過寬廣的管道空間，用器具刮除位於根尖通道外圍的發炎組織。

患者此時顯得更為害怕。於是，柔聲地向患者問道：剛要開始進行治療時，不是苦苦哀求我，好心點，直接注射麻藥；怎麼現在真要注射時，反而就害怕了呢？穩住病友情緒，並順利給予麻醉浸潤後，對21安上橡皮障，以生理食鹽水沖洗，先使用粗的銼針深入根尖開口外作測試，確定患者已經沒有不適的感覺之後，以細長的刮匙深入根尖通道開口外，挖除肉芽組織。在顯微鏡的協助下，盡可能清除掉任何看得到的炎性組織。之後，再以生理食鹽水徹底沖洗，同時搭配超音波激攪沖洗液，在顯微鏡觀視下，當沒有看到雜質顆粒浮現；改用QMix溶液作沖洗，同樣也以超音波動力激攪管道中的QMix，更新QMix溶液、不時再以超音波動力對之作激攪。隨後，稍微吸乾在管腔中的溶液，以紙針再次確定根充深度範圍內沒有滲血跡象。然後，將剪成小塊狀的明膠海綿(gelfoam)，一塊接一塊陸續填塞到根尖通道外的骨缺損區域，一邊作止血(同時也吸附鮮血備用)，一邊作襯裡屏障，緊接著就將調配好的MTA，放進管腔，以壓擠器具將MTA緊實填塞封閉根尖通道(圖I)。

隨後，依施德氏根充手法，將客製揉合的主膠體加熱、壓擠填塞，再加熱、壓擠填塞，期待以主膠體的塑形滑動，同步也推擠著MTA填塞封閉21的根尖段通道，並希望MTA因而能夠被飽滿推擠而凸出根尖外圍，(藉著研究已證實MTA能誘導牙骨質細胞的轉化、爬附到MTA表面增生，而當沉積的牙骨質層圍繞著凸出於根尖外的MTA，逐步堆積之後，就可以增加21牙根的總長度。同時，希望日後於這一小段新生的牙骨質層之相對側，也能有齒槽骨板的形成)。當確認已作好對21緻密的根管填充(加上MTA的根尖封閉)之後(圖J)，隨即，依循往例，以玻璃纖維根柱搭配雙聚合式複合樹脂強化復形，並密實填補好冠部的窩洞。卸下橡皮障，拍攝X光留作日後比對(圖K)。仔細交代患者術後注意事項，諸如：按時服用抗生素(Clindamycin 300mg 1# tid x 7 days)，直到完成一整個周期的用藥；注意記錄唇側膿疱的消退情形；隨時自我檢測21是否有過度的咬合碰撞，儘量避免用該顆牙齒作切咬動作；定期回診受檢；並重申日後要有接受根尖手術的心裡準備。

兩週後，接到患者回報消息，表示：完成治療三天後，唇側的膿疱已經變小，到現在整個牙肉黏膜已經平整地和鄰近者相似了；最開心的是覺得牙齒變得比較穩固，希望從此就可以留住21，不需要再作手術了。賀喜病友，就診症狀已經改善，意謂再創奇蹟的歷程，已經踏出第一步。同時，也表達定期回診受檢很重要，若是一有腫痛或出現膿疱，必須儘速告知，此外，需隨時自我檢測21是否出現咬合過度碰撞，也儘量避免用21作切咬的動作。患者則非常感激團隊悉心的照護，表示一定會聽話，遵照執行。

兩個月後，患者如約回診，欣喜地表示：這一陣子，除了牙齒沒有出現腫脹疼痛之外；晚上刷牙時，也都會特別注意看看21的唇側，不但沒有發現膿疱，感覺牙齒也變得更加牢固了。此時，助理正將這回到診拍得的根尖X光，和前次剛完成再治療時的影像，併列投射到大螢幕上。病友馬上驚呼：黑影明顯變小了(圖L)。回覆患者：是的，21根尖缺損的骨組織，經過治療，已經啟動自我修復癒合的機制，看來也許日後真的不用施行根尖手術了；不過，還是得定期回診受檢。口腔檢查：21齒齦和黏膜的色澤紋理與鄰近牙位者相較，並沒有差異。按壓觸扣時，也無異常反應，而牙周囊袋測試則都在正常範圍內(圖M)。齒牙動搖測試雖然呈現穩固正常，但咀嚼咬合檢測時，仍然在21出現明顯的碰撞。經適度調修後，指導患者如何作自我檢視，以減少並盡量避免對21有過度的創傷性咬合碰觸。並且，建議患者此時加拍一張口腔全景X光，留作比對之用；看到影像後，告訴患者，目前上下牙位排列其實還算不錯，在21根尖骨缺損還未完全癒合復原前，暫時不要進行齒列矯正治療(圖N)，尤其因21的管壁厚實度不夠，最擔心出現過度的側方碰撞，導致牙齒斷裂，就功虧一簣了。

兩年六個月後，新冠疫情稍歇，病友依約回診，開心地表示：21愈來愈穩固，甚至偶爾忘了曾經的傷痛，還用它啃咬過食物。X光影像已不見根尖病損陰影，而且於凸出根尖通道MTA的周邊，似有齒槽骨板的影像成形(圖O)。按壓測試21動搖度，已和11相近。恭喜患者21再創奇蹟，並可確定日後毋需施行根尖手術；惟再三叮囑病友千萬別再刻意使用21作切咬。再過半年，根尖X光顯示：骨板包覆MTA的影像愈發清晰，致使牙根總長度有如先前預盼式的增長，遂建議病友可擇日拍攝CBCT，以三維圖像確認根尖實況；患者慨然應允(圖P)。請助理拍攝口內照片，記錄周邊齒齦黏膜樣貌，已與鄰近者無所差異。隨即，告知病友若仍然想要接受齒列矯治，是可以諮詢專科醫師，共商治療時程了(圖Q)。

[註] Clindamycin is no longer recommended as first-line treatment for penicillin allergic patients for managing dental infections or for antibiotic premedication. (www.compendiumlive.com Oct. 2022)

Take Home Message

自問世以來，MTA迭經臨床應用證實能夠有效促使牙根周旁附連組織(attachment apparatus)癒合復原。

結語

二十一世紀結合牙科臨床手術顯微鏡和超音波裝置的運用，將現代根管治療可處理的病例難度，突破了過往施術瓶頸，變成只要患牙願意接受治療，就可以被期待；往往醫師透過正規的根管治療，細膩地鋪陳MTA後，病痛齒體得以被成功留存，就幻化成無限地可能。尤其，近年來應用MTA進行修復、或施行再生性根管治療(regenerative endodontics)程序，並不只侷限在對仍具有活性齒髓的年輕恆牙，反倒有更多的案例報告，將MTA鋪陳到已經有根尖病變、或確定齒髓已壞死，而根尖尚未完全發育閉合的恆牙上，驚喜地見證MTA能夠成功誘導牙根繼續成長、閉合根尖、管壁得以更加厚實。本例經玩轉MTA，讓幼時創傷脫落植回的門牙，於十數年後，因蓄膿感染而搖搖欲墜時，仍能成功再創奇蹟般地繼續留存。



具卓越抗菌性能的 幾丁聚醣基底之齒科覆髓生醫陶瓷材料

(Chitosan-Based Bioceramic Materials for Dental Pulp Capping
with Superior Antibacterial Properties)

- 黃之誼 /元智大學化材系大四生
- 孫安正*/元智大學化材系教授、名冠生醫(股)技術總監
- 呂冠緯 /名冠生醫(股)總經理、新悅美學牙醫診所醫師

*Correspondence: acsun@saturn.yzu.edu.tw

摘要

新型的 AC-C 生物陶瓷材料是透過物理化學過程，將三鈣矽酸鹽與幾丁聚醣結合而成。此材料包含胺基、醯胺基、Si-O、CaO 和 PO43- 等官能基。添加幾丁聚醣有助於形成不同的相和化學結構，使該材料具有強大的抗菌性並能抑制生物膜的生成。材料中的鈣和矽元素能在 7 到 28 天內進行水和，並在此環境中形成不規則但穩定的結構。由於其抗菌性與生物相容性，這種基於幾丁聚醣的 AC-C 生物陶瓷材料在覆髓的牙科治療中具有極大的潛力。

關鍵詞：三鈣矽酸鹽、覆髓材料、幾丁聚醣、抗菌、生物相容性、生物膜。

Abstract

The new AC-C bioceramic material is made by combining tricalcium silicate and chitosan through a physical-chemical process. This material includes functional groups like amino, amide, Si-O, CaO, and PO43-. Adding chitosan helps form different phases and chemical structures, giving the material strong antibacterial properties and the ability to prevent biofilm growth. The calcium and silicon present enable hydration over 7 to 28 days, leading to an irregular but stable structure in water-based environments. Because of its antibacterial and biocompatible features, this chitosan-based AC-C bioceramic material has great potential as a pulp capping agent in dental treatments.

Keyword: Tricalcium silicate, pulp-capping material, chitosan, antibacterial, biocompatibility, biofilm.

1. 前言

牙髓來自神經嵴間充質組織，對於滋養與保護牙本質至關重要。然而，牙髓受到蛀牙或外傷影響後，往往會引發牙髓炎，進而降低其自我修復能力。目前臨床上常見

的治療方式包括根管治療與活髓治療，主要目的為恢復牙齒功能。然而，1970年代最早開發的根管填充材料感染率較高，促使後續研發更具生物相容性的新型材料，如ProRoot MTA®及Biodentine®。雖然這些材料具備良好的生物相容性並能促進礦化作用，但抗菌能力有限，導致封閉性不足，使細菌容易再次感染[1-5]。

理想的覆髓材料應能有效抑制細菌，同時不對牙髓組織造成傷害[6]。目前常見的牙科材料，如氫氧化鈣與矽酸三鈣(C₃S)類化合物，能在暴露的牙髓處形成鈣橋。其中，ProRoot MTA®可促進鈣橋生成，但在發炎環境下抗菌效果有限[7-10]。Biodentine®具有較快的硬化時間與更強的抗菌性，然而，在生物膜測試中效果仍存在差異[11-14]。此外，這些材料雖可產生鹼性環境，但與臨床實際情境仍有落差[14]。

由於現有根管治療產品的抗菌效果仍存有爭議，因此，本研究開發了一種新型抗菌覆髓填充材料，將C₃S與具廣效抗菌特性的幾丁聚醣(Chitosan)混合使用[7,15-19]。矽酸鈣(Calcium Silicate)的加入可改善材料封閉性並促進細胞生長，提升組織修復能力[10,20-22]。本研究針對大腸桿菌(E. coli)、變形鏈球菌(S. mutans)和牙齦卟啉單胞菌(P. gingivalis)進行抗菌測試，並與ProRoot MTA®和Biodentine®進行比較。此外，透過能量色散X射線光譜(EDX)、X射線繞射分析(XRD)、傅立葉轉換紅外光譜(FTIR)及機械性質測試，評估新材料的生物相容性與物理特性。本研究基於先前採用溶膠-凝膠法(Sol-Gel Method)合成Ca₃SiO₅的研究成果，進一步結合C₃S複合材料與抗菌粉末，以提升鈣離子釋放能力，優化封閉性與促進組織修復的特性[23-24]。

2. 材料與方法

2.1 抗菌牙髓覆蓋材料的製備

2.1.1 幾丁聚醣的製備

幾丁聚醣(Chitosan)溶液是透過將幾丁聚醣(Emperor Chemical Co., Ltd., 台北市)溶解於醋酸溶液中製備而成。先配置30%醋酸溶液後，再將幾丁聚醣粉末溶解進30%醋酸溶液裡，反應條件為90°C下持續攪拌4小時，而本研究最適抗菌配方為2%幾丁聚醣醋酸水溶液(即2克的幾丁聚醣粉末溶解進98克的30%醋酸溶液裡)。

2.1.2 製備以幾丁聚醣為基底的矽酸三鈣生醫材料(AC-Series)

C₃S採購自台灣名冠生醫有限公司。將上述2%的幾丁聚醣醋酸溶液再與固定比例的C₃S粉末混合以製備AC系列的抗菌粉末，混和的條件為4:3、5:3、10:3和20:3，其中4、5、10與20為2%的幾丁聚醣醋酸溶液的容量比例，而3為C₃S的重

量比例。混合後再用80°C烘箱乾燥以去除水分並促進化學鍵結，乾燥後將其粉碎並篩分以確保顆粒均勻度。經測試，抗菌能力達99%以上的AC4、AC5、AC10和AC20配方被選定進行後續研究。

2.1.3 製備以ACs-C系列生醫材料(ACs-C Series)

為提升牙髓覆蓋材料的鈣離子釋放量，再以物理混合方式將16.7 wt.%的ACs系列抗菌粉末(AC4、AC5、AC10與AC20)摻入83.3 wt.%的C₃S，用以製備新材料，並標記為AC4-C、AC5-C、AC10-C和AC20-C。實驗過程中的試片參數如下表一所示。

表一：本研究中所有的試片條件參數。

AC Series					
Additive	Samples name	AC4	AC5	AC10	AC20
2% Chitosan acetic acid solution (mL)		1.520	1.900	3.800	7.600
	C ₃ S (g)	1.8	1.8	1.8	1.8
AC-C Series					
• AC4-C = 16.7 wt% AC4 + 83.3 wt% C ₃ S					
• AC5-C = 16.7 wt% AC5 + 83.3 wt% C ₃ S					
• AC10-C = 16.7 wt% AC10 + 83.3 wt% C ₃ S					
• AC20-C = 16.7 wt% AC20 + 83.3 wt% C ₃ S					

2.2 抗菌牙髓覆蓋材料的生物學特性評估

2.2.1 抗菌實驗(使用大腸桿菌與變形鏈球菌)

將材料0.1 g溶於500μL PBS，靜置24小時後收集PBS作為實驗介質。抗菌測試中，分別混合400μL新鮮培養基、400μL實驗介質、200μL細菌懸浮液(大腸桿菌E. coli或變形鏈球菌S. mutans)，並培養24小時。透過平板塗布法評估細菌生長情形，以PBS作為對照組，並以變異數分析(ANOVA)計算抑菌率。

2.2.2 抑菌圈測試(使用E. coli與S. mutans)

將E. coli和S. mutans接種於培養皿，並在培養基上開孔，分別加入AC5-C、AC10-C、AC20-C材料，並以商用產品ProRoot MTA®作為對照組。培養後測量抑菌圈直徑以評估抗菌效果。

2.2.3 牙齦卟啉單胞菌生物膜抑制與破壞測試

使用96孔培養板測試材料對牙齦卟啉單胞菌(P. gingivalis)生物膜的影響，並透過結晶紫染色評估0-2小時(未成熟生物膜)與6-24小時(成熟生物膜)內的抑制與破壞效果。

2.2.4 細胞毒性與生物相容性測試

使用MTT分析評估細胞毒性。將材料置於DMEM培養液中浸泡24小時，再使用該培養液進行細胞培養，測試L929成纖維細胞(1×10^5 cells/200 μ L)的線粒體活性，以評估材料的生物相容性。

2.3 抗菌牙髓覆蓋材料的物理化學特性

2.3.1 合成抗菌覆髓材料的分析

根據ISO 9917-1:2007標準，透過XRD(X射線繞射)確認晶相結構，使用SEM(掃描電子顯微鏡)分析材料表面形態，並透過EDX(能量色散X射線光譜)評估元素組成。此外，透過FTIR(傅立葉轉換紅外光譜)分析材料於模擬體液(SBF)浸泡後的官能基變化，以確認材料的生物活性。

2.3.2 凝固時間與抗壓強度評估

依據ISO 6876:2012標準，使用Gillmore針入儀測量材料的初凝時間。抗壓強度測試則按照ISO 9917-1:2007標準，分別於7天與28天測試壓縮強度，以評估材料的機械性質。

3. 結果與討論

3.1 生物測試分析

3.1.1 矽酸三鈣與市售牙科材料的抗菌效果與生物相容性評估

本研究依據美國牙髓病學會(American Association of Endodontists, AAE)指南，評估合成矽酸三鈣(C_3S)與市售牙科材料對大腸桿菌(*E. coli*)和變形鏈球菌(*S. mutans*)的抗菌效果。結果顯示，在 10^4 與 10^6 CFU/mL濃度條件下，靜置24小時後收集PBS作為實驗介質的 C_3S (1D)對*E. coli*及*S. mutans*的抑制效果遠優於商用產品ProRoot MTA®和Biodentine®(如圖1A所示)，但 C_3S (5D)未顯示任何抗菌活性。從圖1A中也發現ProRoot MTA®的抗菌效果也優於Biodentine®，但抑制率未超過60%。另外圖1B的MTT細胞存活率測試則顯示，ProRoot MTA®和Biodentine®與 C_3S (5D)均具有高的生物相容性(細胞存活率 $> 80\%$)，但 C_3S (1D)的細胞存活率低於80%，顯示出一定的細胞毒性。

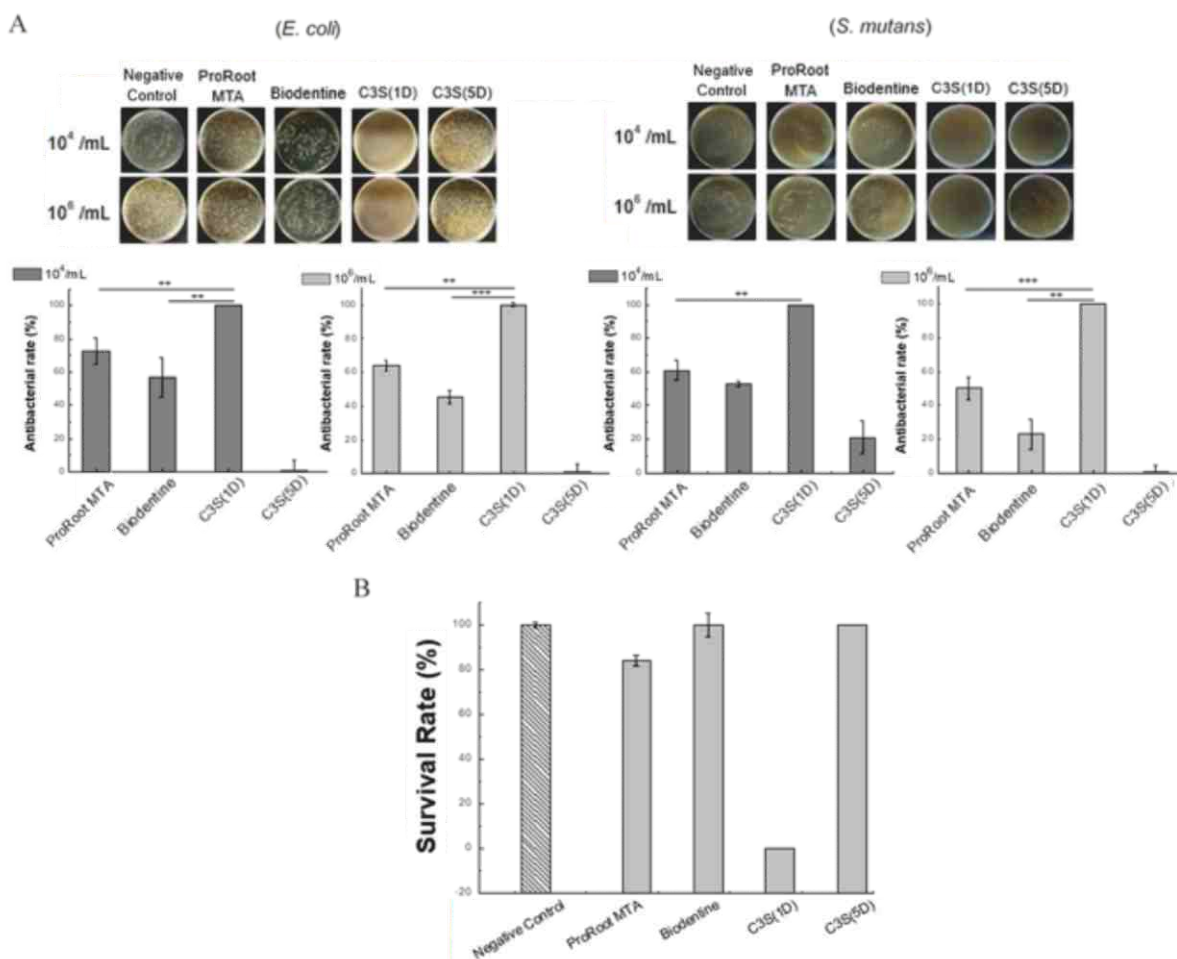


Figure 1. Antibacterial and Biocompatibility Assays of C₃S and Dental Materials: (A) Antibacterial efficacy of C₃S (1D, 5D) was tested after 24 hours against *E. coli* and *S. mutans* (10^4 and 10^6 CFU/mL), compared to ProRoot MTA® and Biodentine®. (B) cytotoxicity on L929 fibroblasts (1×10^5 cells/100 μ L) and compared to commercial products.

3.1.2 新合成ACs系列粉末的抗菌效果與生物相容性評估

為增強C3S的抗菌特性，本研究將不同比例的幾丁聚醣(Chitosan)添加至C₃S粉末裡形成ACs系列粉末。圖2A顯示ACs系列(AC4、AC5、AC10、AC20)粉末在*E. coli*與*S. mutans*測試中顯示出比ProRoot MTA®更強的抗菌效果，並在 10^6 CFU/mL濃度下完全抑制細菌生長。圖2B的ACs系列(AC4、AC5、AC10、AC20)粉末的MTT細胞存活率測試結果顯示，高pH值與高濃度的幾丁聚醣會對細胞存活率產生不良影響，使存活率降至80%以下。未來研究應進一步優化配方與混合技術，以在高鹼性環境與礦化效果之間取得平衡。

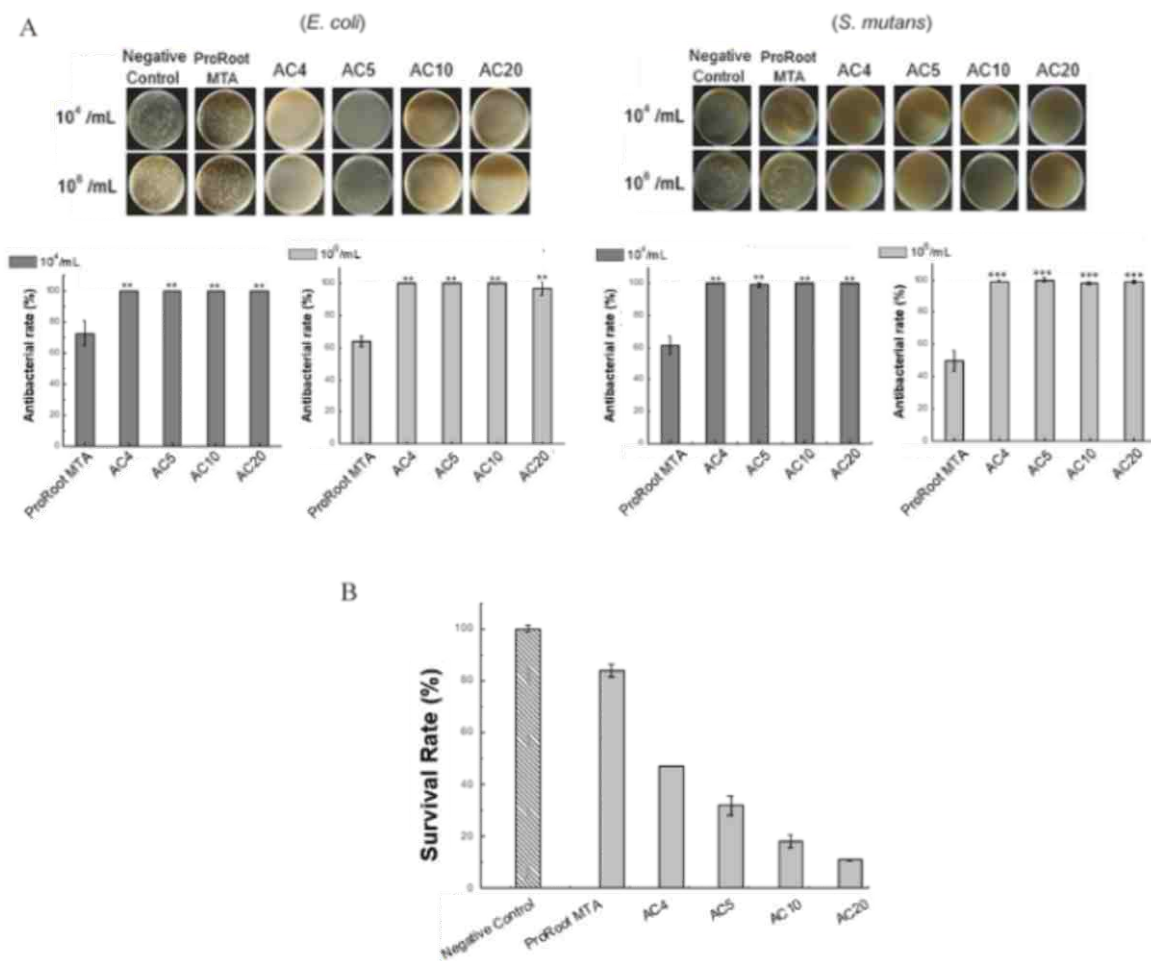


Figure 2. Antibacterial and Biocompatibility Assays of ACs:

(A) Antibacterial effects of AC4, AC5, AC10, and AC20 were tested after 24 hours with *E. coli* and *S. mutans* (10^4 and 10^6 CFU/mL), using CFU counts compared to PBS control (* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, *** $P < 0.001$, $n = 3$).

(B) Biocompatibility was assessed for cytotoxicity using L929 fibroblasts (1×10^5 cells/100 μ L).

3.1.3 ACs-C系列的抗菌效果與生物相容性評估

圖3顯示ACs-C系列的生物相容性與抗菌效率。圖3A顯示ACs-C系列對*E. coli*展現優異的抗菌效果，其中AC20-C在 10^4 CFU/mL濃度下的抑菌率超過95% ($P < 0.01$)，在 10^6 CFU/mL濃度下仍維持90%以上($P < 0.001$)，抗菌效果優於ProRoot MTA®。而在*S. mutans*測試中，AC20-C在低濃度條件下也具有顯著的抑制作用($P < 0.001$)，但在 10^6 CFU/mL濃度下則顯示出較差的抑制作用，其抑菌率低於60%。圖3B的MTT細胞存活率測試顯示AC20-C具良好生物相容性，細胞存活率超過90%($P < 0.05$)。整體而言，將抗菌粉末與C₃S再混合不僅提升了抗菌效果，也改善了細胞存活率。

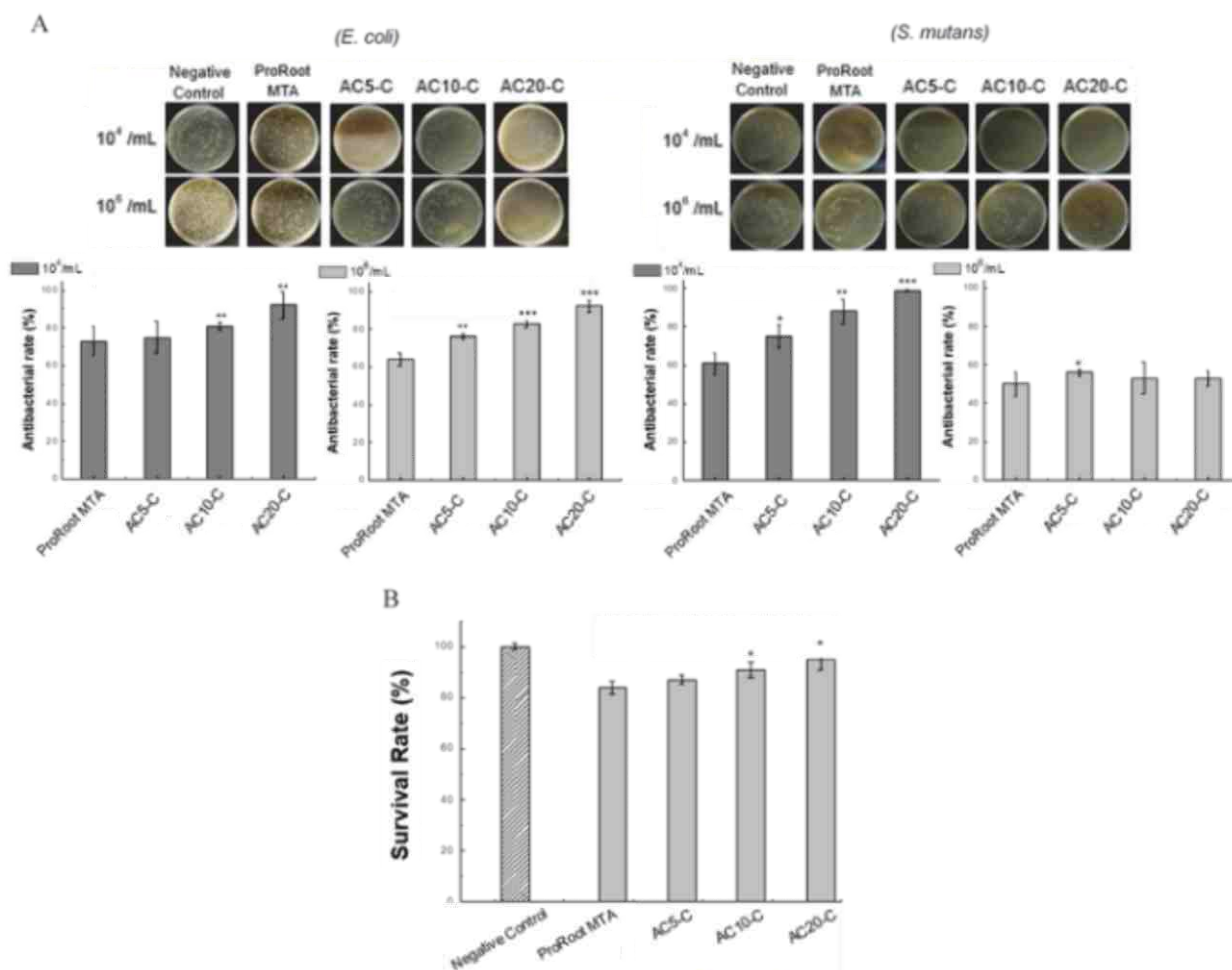


Figure 3. Antibacterial and Cytotoxicity Assays of AC-Cs.

(A) Antibacterial tests for AC5-C, AC10-C, and AC20-C with C₃S against *E. coli* and *S. mutans* (10⁴ CFU/mL and 10⁶ CFU/mL), compared to PBS control.

(B) Cytotoxicity of AC4-C, AC5-C, AC10-C, and AC20-C with C3S assessed using L929 fibroblasts (1 × 10⁵ cells/100 μL) (*P < 0.05, n = 3).

3.1.4 ACs-C 覆髓材料的抑菌圈測試

圖4為ACs-C系列的抑菌圈測試結果。結果顯示ACs-C系列的抗菌型矽酸鈣材料在最小抑菌濃度(MIC)下對變形鏈球菌(*S. mutans*)的抑制效果優於大腸桿菌(*E. coli*)。其中，AC20-C在*E. coli*測試中的抑菌圈直徑為4.2 ± 0.25 mm，在*S. mutans*測試中則達10.8 ± 0.29 mm，相比之下，ProRoot MTA®的抑菌圈分別僅為0.08 ± 0.00 mm和5.8 ± 0.29 mm，顯示AC20-C的抗菌效果至少超過ProRoot MTA®的兩倍。此外，AC5-C(*E. coli* : 3.4 ± 0.46 mm，*S. mutans* : 8.2 ± 0.76 mm)和AC10-C(*E. coli* : 3.9 ± 0.07 mm，*S. mutans* : 9.6 ± 1.06 mm)亦展現比ProRoot MTA®更佳的抑菌效果。

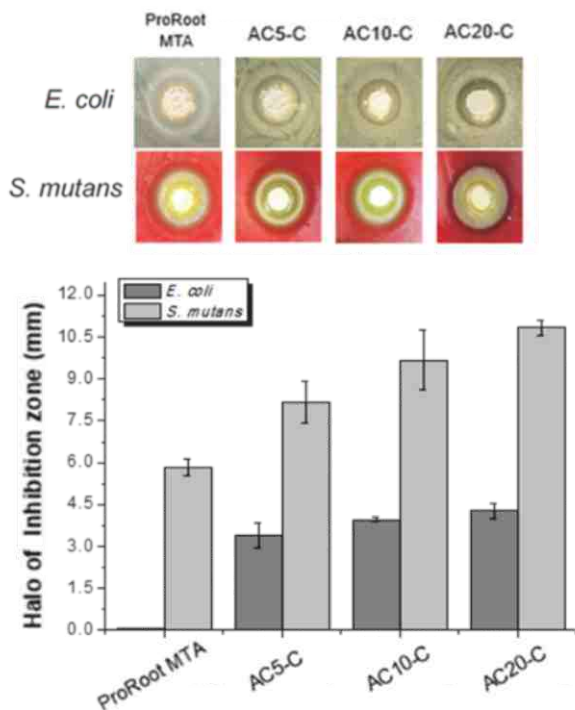


Figure 4. Inhibition Zones: Comparison of AC20-C, AC10-C, AC5-C, and ProRoot MTA® Against *E. coli* and *S. mutans*.

3.1.5 ACs-C系列牙髓覆蓋材料對牙齦卟啉單胞菌(*P. gingivalis*)生物膜抑制效果評估

圖5顯示ACs-C系列牙髓覆蓋材料對牙齦卟啉單胞菌(*P. gingivalis*)生物膜抑制效果，結果顯示ACs-C各系列對*P. gingivalis*的抗菌效果優於ProRoot MTA®，其中以AC20-C最優。在最小抑菌濃度(MIC)下，ProRoot MTA®抑菌率為24%，而AC10-C和AC5-C分別為54%和39%，AC20-C則達64%($P < 0.01$)，有最強的抑菌能力。在生物膜抑制測試中，AC20-C可破壞50%的2小時生物膜($P < 0.01$)，相比之下，ProRoot MTA®僅抑制22%，AC10-C和AC5-C則分別為37%和29%。對於6小時與24小時生物膜，AC20-C的抑制率分別為38%和29%。然而，對於超過6小時的成熟生物膜，所有材料的破壞效果皆顯著下降，顯示生物膜成熟度越高，材料的抑制效果越有限。

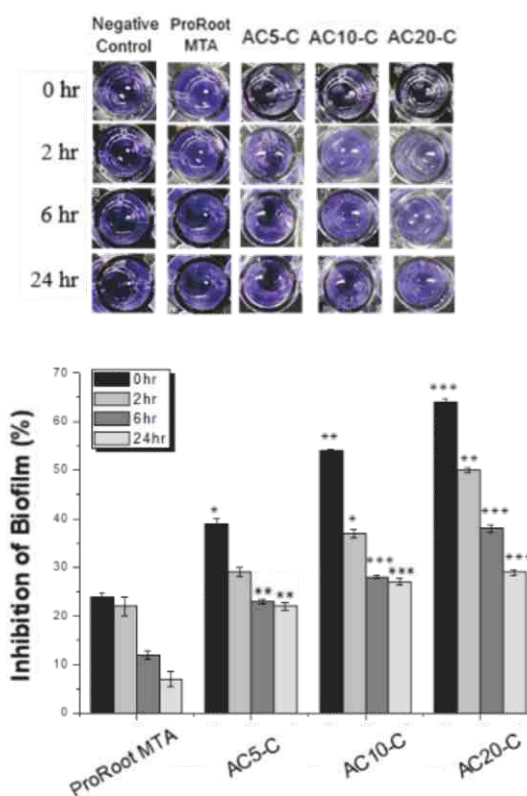


Figure 5. Biofilm Inhibition and Disruption: AC20-C, AC10-C, AC5-C, and ProRoot MTA® Against *P. gingivalis*.

3.2 物理性質分析

3.2.1 ACs-C系列覆髓材料的機械性質與硬化時間

圖6A為ACs-C系列覆髓材料的硬化時間測試結果。由於幾丁聚醣的加入會延長C3S水和凝固時間，所以幾丁聚醣含量最少的AC5-C的硬化時間影響最短，約18分鐘，如此可降低覆髓操作過程中受到污染的風險；而AC10-C與AC20-C的凝固時間分別為20分鐘與26分鐘，但仍比ProRoot MTA®的36分鐘要短許多。圖6B為ACs-C系列覆髓材料的抗壓強度測試結果。ProRoot MTA®在7天後的抗壓強度為110.5 MPa，高於AC5-C的97.0 MPa，而AC10-C和AC20-C由於水化不完全，強度較低。至28天時，所有材料的抗壓強度皆有小幅提升。

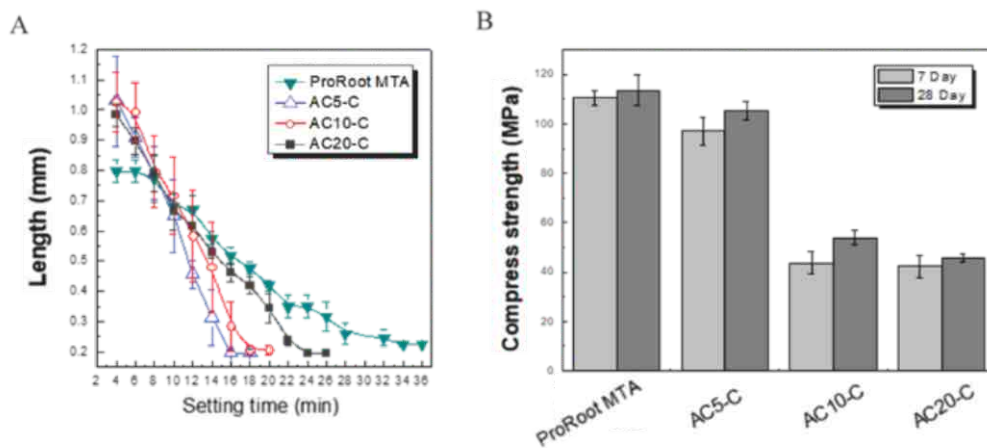


Figure 6. Physical and Clinical Feasibility of Pulp Antimicrobial Materials: (A) Setting time. (B) Compressive strength.

3.2.2 官能基分析

圖7A 顯示 FTIR 測試結果，可以確認抗菌粉ACs與ACs-C系列是有合成成功的。其中AC5-C中的胺基與C₃S有效結合，吸收波譜顯示水分、醇類及氫氧化鈣的存在，且胺基與醯胺基官能基變化表明分子斷裂與降解。500–990 cm⁻¹的Si–O振動與PO₄³⁻吸收峰確認了羥基磷灰石(Hydroxyapatite, Hap)的形成，顯示ACs-C系列粉末保留了抗菌功能所需的關鍵官能基。

3.2.3 晶體結構分析

圖7B 顯示 XRD 分析結果，呈現C₃S與C₂S的晶體特徵，峰值位移顯示在合成過程中產生新的晶相。特定角度的峰值確認C₃S與C₂S晶相的改善，這有助於牙本質橋的形成與細胞增殖。

3.2.4 SEM-EDS 分析

圖7C展示ACs-C系列與ProRoot MTA®浸泡SBF 7天與28天後的SEM影像，在7天與28天後的SEM影像中均觀察到纖維狀表面結構，這與羥基磷灰石與矽酸鈣水合物(CSH)的形成有關。EDX分析顯示ACs-C系列具有高鈣與矽含量，與ProRoot MTA®相近，這結果會支持牙本質再生的能力。

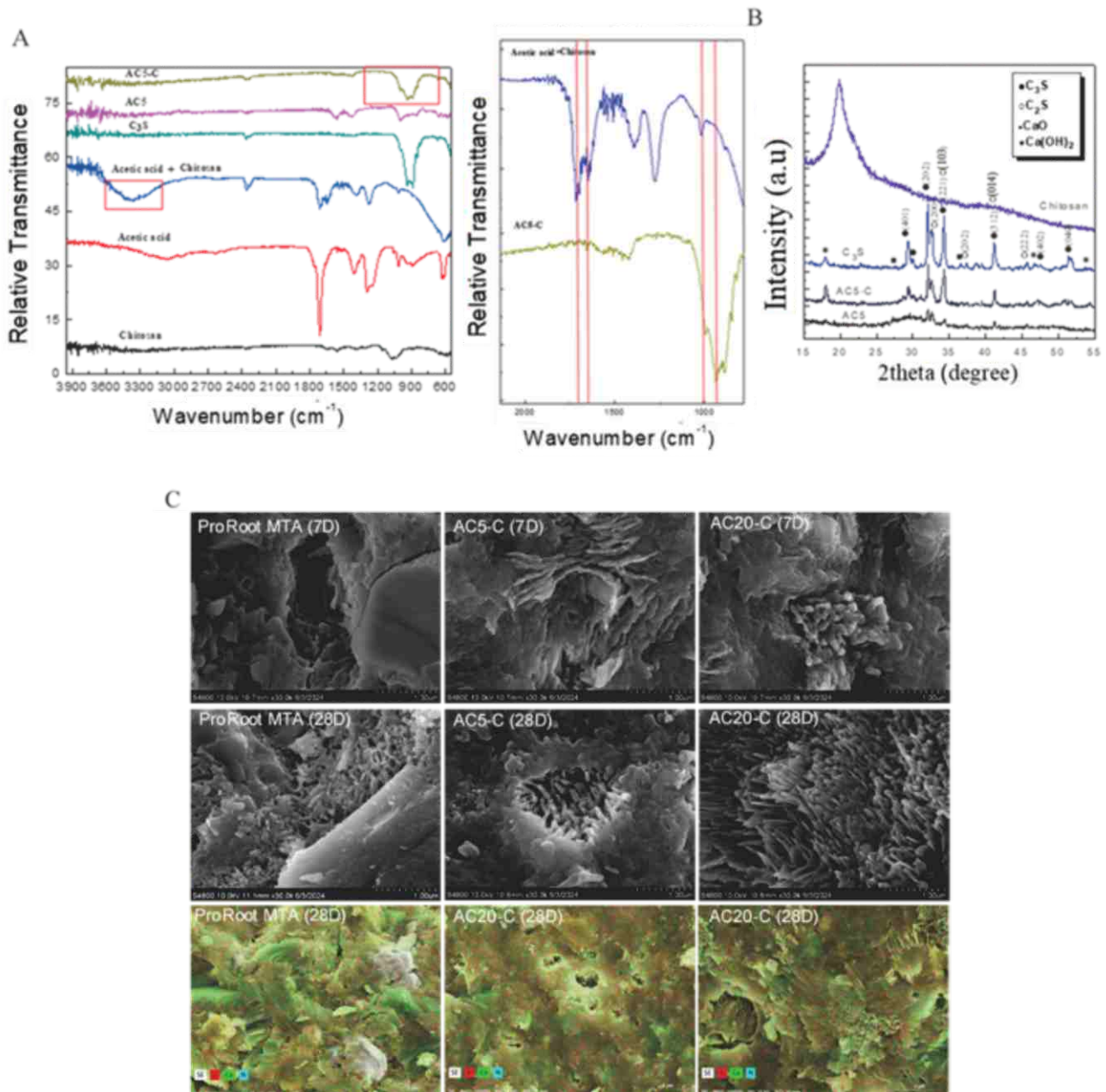


Figure 7. Analysis of AC-C Composites:

- (A) FTIR spectra of materials, highlighting AC5-C and chitosan in acetic acid (750–1700 cm⁻¹).
- (B) XRD patterns of materials.
- (C) SEM images of ProRoot MTA®, AC20-C, and AC5-C after 7 and 28 days, along with EDS analysis of their composition after 28 days.

4. 結論

本研究開發了一種抗菌型齒科生醫陶瓷覆髓材料，透過將C₃S粉末與抗菌劑幾丁聚醣結合，並調整幾丁聚醣濃度及抗菌劑與C₃S的混合比例，評估其抗菌效果、生物相容性，以及物理、化學與機械特性。結果顯示，添加83.3 wt.% C₃S的抗菌粉末可改善幾丁聚醣基生醫陶瓷的表面特性與化學組成，增強細胞相容性，並形成穩定的抗菌層，支持細胞生長。

高濃度抗菌粉末配方(AC20)對E. coli和S. mutans的抑菌率超過90%，抑菌圈分別為4.2 ± 0.25 mm與10.8 ± 0.29 mm。在生物膜測試中，AC20-C對P. gingivalis的抑制效果優於ProRoot MTA®。然而，官能基的取代降低了抗壓強度並延長凝固時間，使AC20-C適合用於深層根管填充。相比之下，含AC5奈米顆粒的矽酸鈣基材料(AC5-C)仍能維持70%至80%的抗菌效果，同時兼顧抗壓強度與快速凝固，適合最為齒科表面填補應用。

FTIR與XRD分析顯示胺基、醯胺基、Si-O、CaO及PO₄³⁻官能基的存在，EDX分析證實材料中鈣與矽的成分，並在浸泡樣本中觀察到羥基磷灰石(Hap)形成。這些結果表明，新型抗菌牙髓覆蓋材料可有效封閉牙髓並解決感染與壞死問題。

致 謝

本研究若有所成，必須要感謝國立臺灣大學材料科學與工程學系陳學人先生與李苑慈小姐在儀器分析方面的支持，還有感謝國立臺灣大學理學院儀器中心楊雅雲與林錦燕小姐在TEM與SEM測試方面的協助。此外，本研究獲得台灣國家科學及技術委員會(NSTC計畫編號：111-2221-E-155-006-MY2)及輔仁大學(計畫編號：A0111200-A0111202)的經費資助，然資助單位並未參與本研究之設計、數據收集、分析、解釋、論文撰寫及投稿決策。

Reference

- [1] M.S. Moreira, et al. Physical and biological properties of a chitosan hydrogel scaffold associated to photobiomodulation therapy for dental pulp regeneration: An in vitro and in vivo study. *BioMed Research International*, 2021(1) (2021) 6684667.
- [2] C. Wells, C. et al. Vital pulp therapy for endodontic treatment of mature teeth: a review of clinical effectiveness, cost-effectiveness, and guidelines. (2019).
- [3] M. Ducret, et al. Design and characterization of a chitosan-enriched fibrin hydrogel for human dental pulp regeneration. *Dental Materials*, 35(4) (2019) 523-533.
- [4] M.K. Wu, et al. Consequences of and strategies to deal with residual post-treatment root canal infection. *International endodontic journal*, 39(5) (2006) 343-356.

- [5] H. A. Alhadainy, Root perforations: a review of literature. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 78(3) (1994) 368-374.
- [6] C. Poggio, et al. Cytocompatibility and antibacterial properties of capping materials. *The Scientific World Journal*, 2014(1) (2014) 181945.
- [7] N. Salako, et al. Comparison of bioactive glass, mineral trioxide aggregate, ferric sulfate, and formocresol as pulpotomy agents in rat molar. *Dental traumatology*, 19(6) (2003) 314-320.
- [8] D. Tuna, et al. Clinical long-term evaluation of MTA as a direct pulp capping material in primary teeth. *International endodontic journal*, 41(4) (2008) 273-278.
- [9] N. Zhu, et al. Silver-doped bioactive glass/chitosan hydrogel with potential application in dental pulp repair. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 5(9) (2019) 4624-4633.
- [10] M. Torabinejad, et al. Antibacterial effects of some root end filling materials. *Journal of endodontics*, 21(8) (1995) 403-406.
- [11] M. Kaur, et al. MTA versus Biodentine: review of literature with a comparative analysis. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 11(8) (2017) ZG01.
- [12] V. Bhavana, et al. Evaluation of antibacterial and antifungal activity of new calcium-based cement (Biodentine) compared to MTA and glass ionomer cement. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 18(1) (2015) 44-46.
- [13] G.S. Hiremath, et al. Evaluation of minimal inhibitory concentration of two new materials using tube dilution method: An: in vitro: study. *Journal of Conservative Dentistry and Endodontics*, 18(2) (2015) 159-162.
- [14] S. Abusrewil, et al. Chitosan enhances the anti-biofilm activity of biodentine against an interkingdom biofilm model. *Antibiotics*, 10(11) (2021) 1317
- [15] E.S. de Alvarenga, et al. An approach to understanding the deacetylation degree of chitosan. *Carbohydrate Polymers*, 80(4) (2010) 1155-1160.
- [16] S.G. Kou, et al. Chitosan: A review of sources and preparation methods. *International Journal of Biological Macromolecules*, 169 (2021) 85-94.
- [17] R.L. Beverly, et al. Edible chitosan films on ready-to-eat roast beef for the control of *Listeria monocytogenes*. *Food microbiology*, 25(3) (2008) 534-537.
- [18] N.K. Sarkar, et al. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 31(2) (2005) 97-100.
- [19] C. Ardean, et al. Factors influencing the antibacterial activity of chitosan and chitosan modified by functionalization. *International Journal of Molecular Sciences*, 22(14) (2021) 7449.
- [20] M. Kaur, et al. MTA versus Biodentine: review of literature with a comparative analysis. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 11(8) (2017) ZG01.
- [21] M. Aeinehchi, et al. Mineral trioxide aggregate (MTA) and calcium hydroxide as pulp-capping agents in human teeth: a preliminary report. *International endodontic journal*, 36(3) (2003).
- [22] Z. Luo, et al. Effect of Biodentine™ on the proliferation, migration and adhesion of human dental pulp stem cells. *Journal of Dentistry*, 42(4) (2014) 490-497.
- [23] T.T.B. Lan, et al. Modification and characterization of tricalcium silicate bio-ceramic powders synthesized by sol-gel process for potential application in dental treatment. *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 690 (2024) 133743.
- [24] K.Y. How, et al. *Porphyromonas gingivalis*: an overview of periodontopathic pathogen below the gum line. *Frontiers in microbiology*, 7(2016) 53.

P.S. 本篇研究成果引用自「具卓越抗菌性能的創新幾丁聚醣基牙髓覆蓋生物陶瓷材料」，黃之誼、孫安正，元智大學103學年度工程論文競賽，桃園，台灣。

齒科表面抗敏感劑開發

(Development of Desensitizing Agents for Tooth Surface)

- 林燕慈 /元智大學化材系大四生
- 孫安正*/元智大學化材系教授、名冠生醫(股)技術總監
- 呂冠緯 /名冠生醫(股)總經理、新悅美學牙醫診所醫師

*Correspondence: acsun@saturn.yzu.edu.tw

摘要

本研究開發了一種基於矽酸三鈣(C_3S)和聚乙二醇(PEG)的抗敏感劑，並系統評估其性能及臨床潛力。結果顯示，調整PEG含量可縮短硬化時間，同時保持材料的抗壓強度與穩定性，具良好持久性。此外，材料酸鹼值維持在生理範圍，顯示出優異的生物相容性。流變性測試顯示材料流動性可調，便於覆蓋牙本質小管，增強操作便捷性。與傳統材料相比，新材料具有快速硬化、高穩定性和良好封閉效果，有效緩解敏感並提供持久保護。

關鍵詞：矽酸三鈣、聚乙二醇、抗敏感劑、硬化時間、牙本質小管。

Abstract

This study developed a desensitizing agent based on tricalcium silicate (C_3S) and polyethylene glycol (PEG), assessing its properties and clinical potential. Adjusting PEG content shortened setting time while maintaining strength and stability. The pH value of the material was within the physiological range, showing good biocompatibility.

Rheological tests showed adjustable flow, aiding precise tubule coverage. Compared to traditional agents, this formulation offers rapid setting, stability, and effective sealing, providing prolonged sensitivity relief.

Keyword: Tricalcium Silicate, Polyethylene Glycol, Desensitizer, Setting Time, Dentin tubules.

前言

現今的牙齒敏感問題普遍存在的，因為過度刷牙、不正確的刷牙方式、牙齦萎縮、攝取過多酸性食物，或頻繁進行牙齒美白，都可能導致牙本質暴露，進而刺激牙齒神經，造成敏感疼痛。而目前針對牙齒敏感的治療方法主要分為兩大類：物理屏障法和神經去敏法[1-2]。物理屏障法的基本原理是利用某些成分在牙本質表面形成沉積

物，從而封閉牙本質小管，阻止外界刺激傳遞到牙髓。氟化物和羥磷灰石便是常見的脫敏成分。氟化物可以在牙齒表面形成氟化鈣的沉積，這些微小晶體有助於封閉小管，防止外界刺激直接傳遞至牙髓。而合成的羥磷灰石則能模擬牙齒天然的礦物結構，滲入牙本質小管，修復和鞏固牙齒結構，提供長期的保護。

另一方面，神經去敏法則通過影響牙髓內神經的傳導性來減輕痛感。這一方法的代表性成分是硝酸鉀，通過釋放鉀離子來穩定神經細胞膜電位，從而阻斷疼痛信號的傳遞[1-2]。

除了奈米技術，生物材料在脫敏領域的應用也在逐步擴展。科學家們正在探索利用膠原蛋白、殼聚糖等天然聚合物材料來製作脫敏產品，這些材料的優勢在於它們具備良好的生物相容性，能夠有效封閉牙本質小管的同時，減少潛在的過敏和不適感[3]。此外，生物材料還具有促進牙齒再礦化的潛力，為敏感牙齒提供雙重保護[4-5]。

目前市面上的抗敏感產品皆來自國外，而最常見的產品為Gluma Desensitizer。這是一種常用於牙科的脫敏劑，主要作用原理是封閉牙本質小管，阻斷外界刺激物透過牙小管刺激牙神經，從而減少敏感反應。然而在台灣，我們並沒有自製研發的抗敏感產品，所以為了能解決牙齒敏感的問題，我們希望可以利用實驗室自行研發的牙髓填充材料進行改良[6]，研發出一款抗敏感劑，幫助緩解或消除牙齒敏感問題，提升患者的口腔舒適度。

研究方法

一、配置抗敏感劑

由於抗敏感劑產品是使用針管填裝的方式做使用，所以對於擠出的順暢度有比較高的要求，所以產品需要好一點的流動性。因此，成分選擇使用矽酸三鈣(C3S)與聚乙二醇(PEG)，根據不同比例，如下表一所示。重量比例的計算為聚乙二醇/矽酸三鈣。

表一、本研究試片中的C3S與PEG的比例分佈

No.	C ₃ S(g)	PEG(g)	PEG/C ₃ S(%)
1	A	D	低
2	B	E	中
3	C	F	高

二、吉爾摩針入儀

吉爾摩針入儀(Gillmore Needle Apparatus)是一種用來測量水泥漿或石膏材料凝結時間的儀器。測量原理是利用針的重量，通過針入樣品來判定材料由液態轉變為固態的過程。

測量過程是將材料填入模具後浸泡在水中，取出後，使用吉爾摩針以每12小時為單位進行測量。

三、萬能材料試驗機

萬能材料試驗機(Universal Testing Machine, UTM)是一種廣泛應用於材料科學和工程領域的儀器，主要用來測量材料的機械性能，如拉伸、壓縮、剪切和彎曲等。原理是通過施加一定的負載，測量材料在該負載下的變形和破壞情況。

測量過程是將材料壓入模具後，放置在恆溫37°C的環境中，並浸泡在超純水中7天和28天。浸泡結束後，將樣品取出，烘乾一天後從模具中取出進行抗壓強度測量。

四、酸鹼度計

酸鹼度計是一種用於測量液體酸鹼度(pH值)的儀器，其基本原理是基於氫離子濃度對電壓的影響。當測量液體的酸鹼度時，酸鹼度計的電極系統會浸入樣品中，其中主要由參比電極和指示電極組成。指示電極通常是由玻璃製成，且其表面具有特殊的氫離子選擇性，這使得它能夠對氫離子濃度變化敏感。

測量過程是將材料放入超純水中浸泡，根據1小時、3小時、1天、7天、14天、及28天的時間點測量。

五、掃描式電子顯微鏡

掃描電子顯微鏡(SEM)和能量色散光譜儀(EDS)是一種結合使用的分析技術，廣泛應用於材料科學、化學和生物醫學等領域。SEM的基本原理是利用電子束掃描樣品表面，通過探測電子和樣品相互作用產生的信號來獲取高解析度的圖像。

EDS則是與SEM結合的元素分析技術。當電子束照射到樣品上時，會激發樣品內部的原子，導致這些原子發射出特徵X射線。這些X射線的能量特徵可以用來識別樣品中的元素。

研究過程是將材料均勻塗抹於仿生模具(Dentine)表面，待材料陰乾後，使用掃描式電子顯微鏡進行觀察與測量，以評估其填補效果和材料與表面的結合狀況。

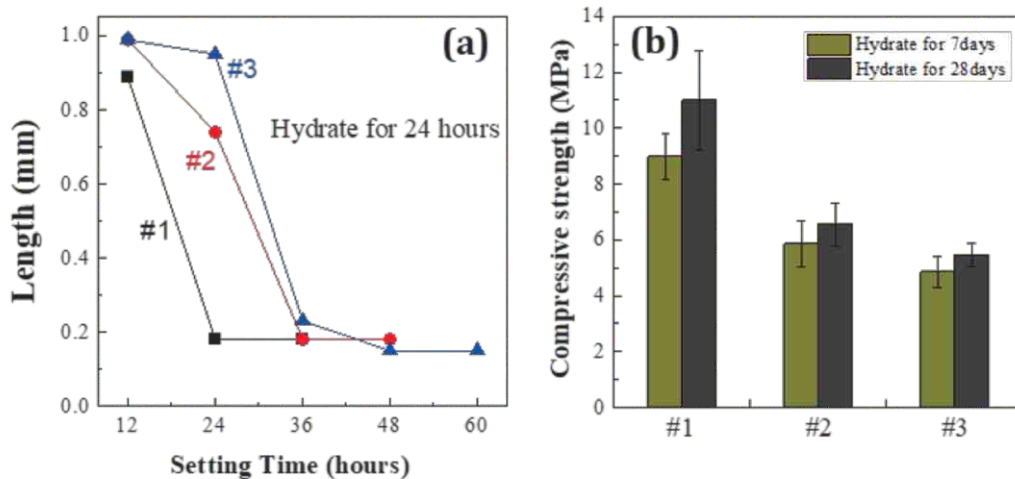
研究結果與分析

一、硬化時間

根據圖一(a)的實驗結果，所有試片的硬化時間均超過一天，但不同材料之間的硬化速度存在明顯差異。試片1的硬化時間最短，約需24小時，顯示出較佳的硬化效率，有潛力成為快速治療的首選材料。而試片3的硬化時間最長，約為48小時，表示其硬化過程較為緩慢，可能影響臨床使用時的效率和患者的舒適度。

二、抗壓強度

從圖一(b)的實驗結果可觀察到，試片的抗壓強度在不同浸泡時間下有所差異。試片1表現出較好的硬度特性，其在浸泡7天和28天後的抗壓強度均顯著較高，表明材料的機械性能穩定且持久。相較之下，試片3的表現不如理想，其在7天及28天的抗壓強度皆較低，顯示材料在長期使用中可能無法提供足夠的支持力，潛在地增加了牙齒損壞或填充失效的風險。



圖一、不同試片的(a)硬化時間，(b)抗壓強度。

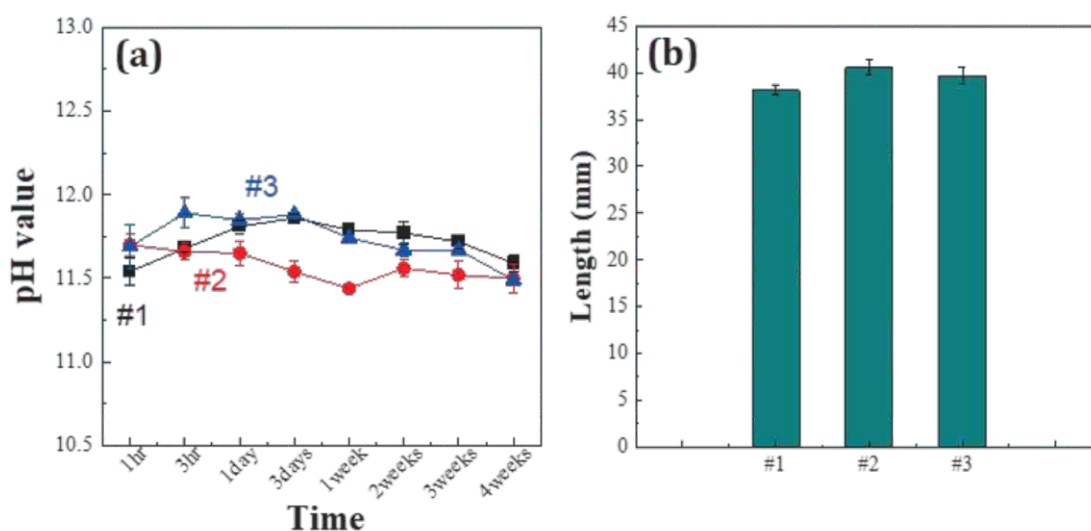
三、酸鹼值

根據上述的研究結果，材料的硬化時間和抗壓強度在不同聚乙二醇(PEG)含量下呈現出不同的變化趨勢。隨著PEG含量的減少，材料的硬化時間顯著縮短，這對於牙科治療過程來說是有利的，因為這可以減少患者的等待時間並提高操作效率。同時，PEG含量的減少也伴隨著抗壓強度的增強。

然而，雖然在機械性能上取得了提升(如圖二(a))，我們注意到材料的pH值在PEG含量不同的條件下仍然保持在11.5至12.0之間，這表明材料在硬化過程中呈現出一定的鹼性。

四、流動性

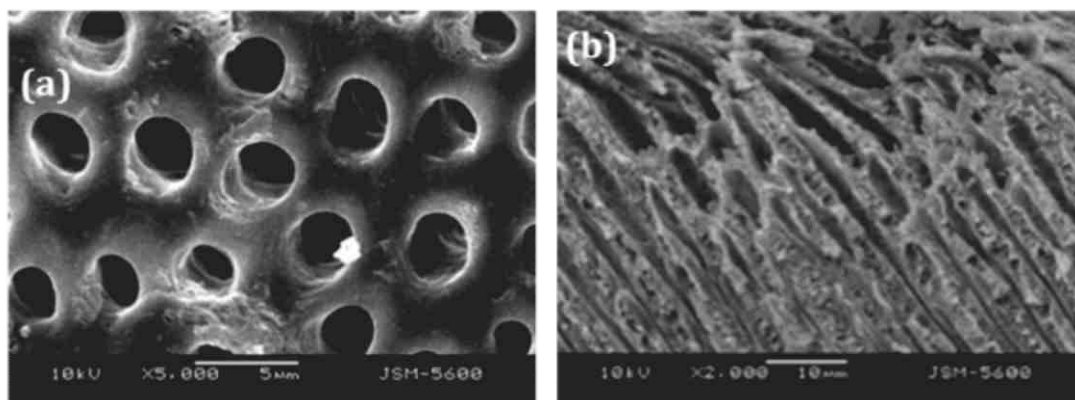
根據表二的測量結果，試片2材料的流動性測試顯示最終總平均為39.44 cm，這意味著在標準化的測試條件下，材料能夠穩定地達到該數值的流動距離。此外，測量結果的標準差為1.236，表明材料的流動性在不同試樣間保持相對穩定，變異性較小。



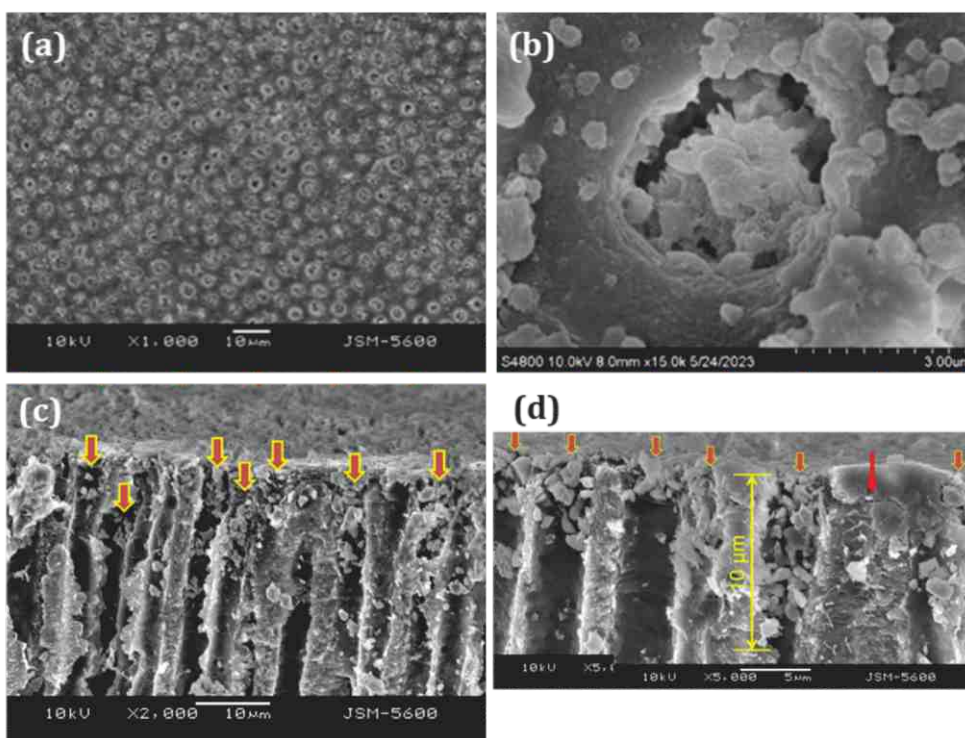
圖二、(a)不同試片的酸鹼值，(b)各試片的流動性測量值。

五、填補效果-填補深度

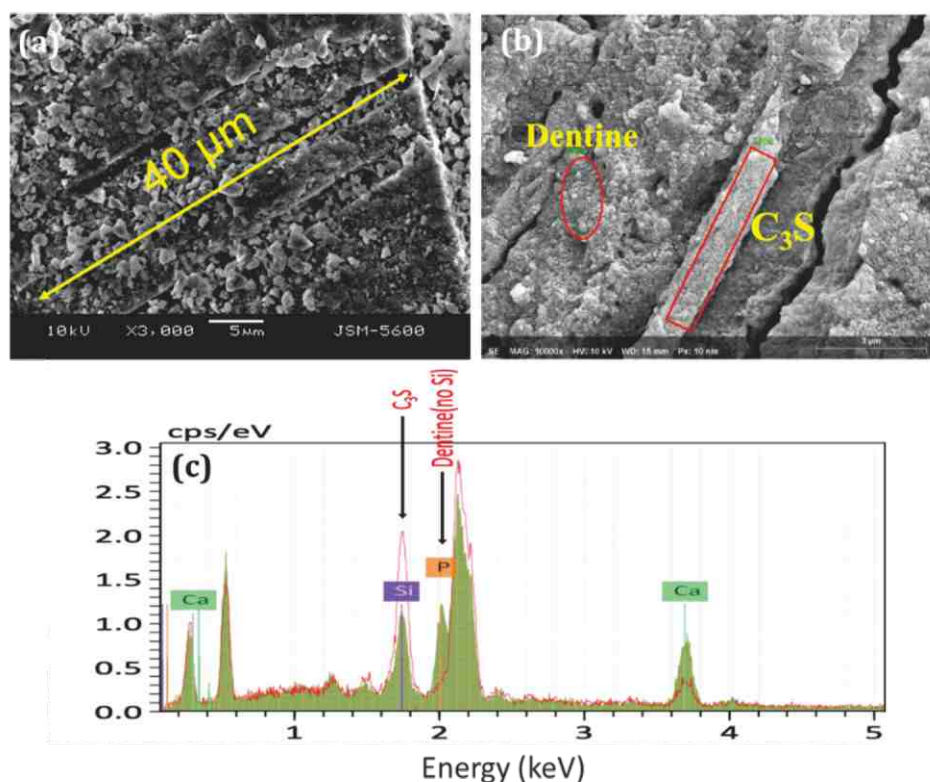
根據圖三至圖五的測試結果顯示，研究的材料在仿生模具(Dentine)的牙本質小管中的滲透深度達到10至40 μm ，顯示出優異的填補深度。此外，材料在小管內的密合度非常高，實現了緊密且均勻的填充效果。這樣的性能表明材料具備良好的滲透性，能夠順利進入牙本質小管的微小空隙中，並形成穩定的封閉層。



圖三、(a)未塗抹上填充材料的仿生牙本質模具表面SEM照片，
(b)未塗抹上填充材料的仿生牙本質模具橫截面SEM照片。



圖四、塗抹上填充材料的仿生牙本質模具表面SEM照片，(a)放大1000倍、(b)放大15000倍，(c)(d)填充材料填補仿生牙本質模具的橫截面SEM照片。



圖五、(a)填充材料填補仿生牙本質模具的橫截面SEM照片，(b)成分分析選取範圍，(c)成分分析結果。

六、填補效果-填補成分分析

根據能量色散光譜(EDS)的成分分析結果(如圖五所示)，我們對仿生模貝(Dentine)中的填充材料與周圍模貝進行了詳細的元素對比分析。結果顯示，圖中柱狀結構的元素組成與我們所引入的填充材料完全一致，這表明材料成功地分布在設計位置，並與預期中的成分完全吻合。

從EDS的分析中可以看到，填充材料在20 μm 的深度處均勻分布，這與我們的設計要求完全相符，表明材料的滲透深度符合預期。材料的均勻性和穩定性在這一深度範圍內都得到了充分的驗證，顯示出良好的滲透能力及一致的成分分佈。

圖六為本研究初代產品，臨床使用時只要將注射嘴安裝好再擠出進行牙齒表面的塗佈即可。



圖六、抗敏感劑初代成品展示。

結 論

本研究的核心目標是開發一種新型的抗敏感劑，並針對其預期的理想特性進行一系列測試和優化，以確保材料在臨床應用中的效果。研究團隊針對硬化時間、抗壓強度、酸鹼值、流動性及填補深度等關鍵性能指標進行了詳細測量，最終確定B量的矽酸三鈣(C3S)與E量的聚乙二醇(PEG)為最佳配方。

在這一比例下，抗敏感劑能在36小時內完成硬化，滿足快速治療的需求，有效減少患者的等待時間。此外，材料的酸鹼值穩定在11.5至12.0之間，略偏鹼性，這不僅有助於抑制口腔中的酸性環境，還能減少對牙齒和口腔黏膜的刺激。研究還顯示，在

填補牙本質小管的測試中，材料在仿生模具(Dentine)的滲透深度可達10至40 μm ，並具備優異的密合度，確保填充材料能夠有效封閉小管內部，阻止外界刺激物進入，進而緩解牙本質敏感症狀。

除了在硬化時間和滲透性能方面表現出色外，該抗敏感劑還具備良好的流動性，使其在臨床操作中易於控制和應用，特別是在使用針管擠出時，能夠順利填充至需要處理的區域。這些性能使得材料在臨床應用中顯得更加靈活且高效。從測試結果來看，這款抗敏感劑不僅能迅速硬化、方便操作，還能有效封閉牙本質小管，減少外界的溫度、酸性物質及其他刺激傳遞至牙神經，從而達到顯著的抗敏效果。

參考資料

- [1] Burwell, A., Litkowski, L. J., & Greenspan, D. C. (2010). Calcium sodium phosphosilicate (NovaMin®): Remineralization potential. *Advances in Dental Research*, 22(2), 75-79.
- [2] Bansal, M., Kaushik, M., & Gupta, N. (2013). Nanosized particles in dentin desensitization: A review. *Journal of Conservative Dentistry*, 16(6), 455-459.
- [3] Markowitz, K., & Kim, S. (1992). The role of selected cations in the desensitization of intradental nerves. *Proceedings of the Finnish Dental Society*, 88(1), 39-54.
- [4] Orsini, G., Procaccini, M., & Manzoli, L. (2010). A double-blind randomized-controlled clinical trial of a new dentifrice containing 8% arginine and calcium carbonate for the treatment of dentin hypersensitivity. *Journal of Clinical Periodontology*, 37(6), 510-517.
- [5] Pagonis, T. C., & Zavras, A. I. (2021). Nanotechnology-based therapeutic approaches for dentin hypersensitivity: Current perspectives. *Journal of Applied Oral Science*, 29, e20210101.
- [6] 矽酸三鈣之製備及其應用於臨床之潛力探討，陳奕倫、孫安正，元智大學化材系，碩士論文，2021。

P.S. 本篇研究成果引用自「齒科表面抗敏感劑開發」，林燕慈、孫安正，元智大學103學年度工程論文競賽，桃園，台灣。