

論文壁報比賽 診所組第一名

水雷射用於輔助微創治療中重度牙周病 —病例報告

閻以輝 醫師 / 恆美牙醫診所院長



ABSTRACT 摘要

使用水雷射erbium-doped yttrium aluminium garnet (Er:YAG) laser 或 erbium, chromiumdoped: yttrium, scandium, gallium, garnet (Er,Cr: YSGG) laser用於牙周病雷射治療已經獲得顯著的成效。利用雷射瞬間產生之高溫，可以將表面感染組織蒸發、汽化，達到徹底殺菌、止血，不僅不傷牙肉而且牙齦也不會萎縮，可以很容易在短時間完成牙周病治療、囊袋處理及牙周止血消腫的工作，術後牙周病復發的比例低並且復原快速。

INTRODUCTION 前言

Scaling and root planning是一種微創牙周病治療的方式，因為它是一種非手術與不翻瓣的方法，目的在徹底消除根面上的牙結石，可以改善臨床發炎症狀，例如減少bleeding on probing和降低牙周囊袋深度。然而有時在scaling and root planning後的牙根面上仍會殘留一些牙結石，對於中重度牙周病囊袋深度的改善，治療結果可能並不總是完全成功。在這些情況下，經過進一步評估後，可能會進行牙周翻瓣手術與組織再生手術。雖然牙周手術不是微創的，但如果在牙scaling and planning後進行牙周手術，將會產生更好的牙周病的治療結果。如果能為中重度牙周病建立可預測的治療方案，僅需微創不翻瓣手術，而達到相同牙周翻瓣手術的治療效果，將被許多慢性牙周病患者以及牙醫師所接受。

2015年日本東京醫科齒科大學Aoki教授等學者所提出的Er-LCPT erbium-doped yttrium aluminium garnet (Er:YAG) laser-assisted comprehensive periodontal pocket therapy (Er-LCPT) 牙周雷射微創手術治療，提供了中重度牙周病患者以微創不翻瓣牙周治療方法，達到相當手術性牙周病治療的效果，更容易被患者所接受，也減少患者對牙周手術治療的心裡壓力。

CASE REPORT 病例報告



圖1



圖2



圖3



圖4



圖5



圖6

患者是一位53歲中年男性，於2023年3月初診，主訴右下牙齒酸痛動搖，經臨床與X光檢查後（圖1），發現#45#46有中重度成人慢性牙周病，部分區域有8-9 mm的牙周囊袋深度，且有bleeding on probing現象，#45合併有2-3級動搖度。患者患有心血管疾病，曾有裝3根血管支架的病史，並持續服用血壓藥與抗凝血劑。經過與患者說明討論各種治療方式後，患者先進行根管治療與牙周統合照護治療（圖2、3）。

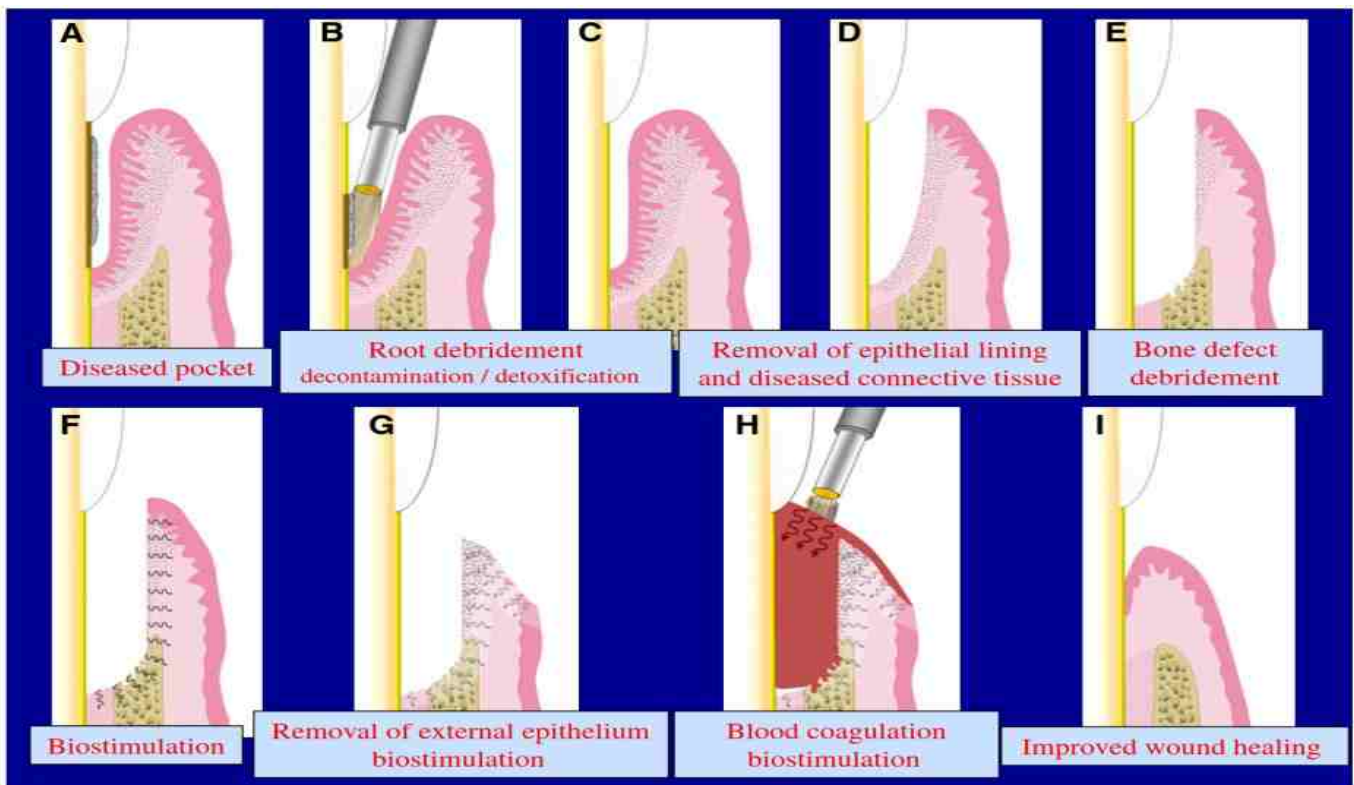
半年後進行牙周健康狀況的評估追蹤，牙周狀況有改善，但是仍有牙周囊袋6-7mm的現象。建議患者進行第二階段的牙周手術治療以減少牙周囊袋的深度，並期待用牙周再生處理以減少#45的牙齒動搖度。但是患者以身體健康因素，拒絕傳統手術性牙周治療，但能接受雷射輔助微創牙周治療。使用表面麻醉劑塗抹的方式局部麻醉後，以水雷射Er:YAG laser(2940 nm)進行牙周治療，達到爆破牙結石與汽化牙周發炎組織效果，患者也配合改善口腔衛生習慣。

一年後追蹤檢查，發現牙周囊袋已經改善到3-4mm的正常測量深度值，沒有bleeding on probing，X光檢查發現牙槽骨缺損處有生長改善的現象，牙齒周圍的lamina dura明顯生成，牙齒動搖度只有0-1度，牙齒咀嚼力也大幅改善，#45牙齒的預後良好，建議患者製全瓷牙冠保護（圖4、5、6）。

DISCUSSION 討論

Aoki教授等學者在2015年提出以erbium-doped yttrium-aluminium-garnet (Er:YAG) laser-assisted comprehensive periodontal pocket therapy (Er-LCPT) 的治療方式，以微創不翻瓣的方式來治療中重度牙周病，取代牙周病治療中的phase II 翻瓣牙周手術的治療，達到相似的減少牙周囊袋深度、去除發炎組織、促進齒槽骨再生、牙齦貼合牙根表面、沒有bleeding on probing、增加牙齒穩定度的治療效果。Er:YAG雷射是一種波長為2940 nm 的中紅外線雷射，這種治療方式同時也可以適用在植體牙齦炎peri-implant mucositis 與初期的植體周圍炎initial peri-implantitis。Kelbauskiene等學者也提出以水雷射Er,Cr:YSGG laser，波長為2780 nm，用相同的治療步驟，也可以達到良好的治療效果。

以下以圖片說明的方式，來說明的處理步驟:



A：牙周組織顯示有嚴重性牙周囊袋，牙齦組織脫離牙根表面，牙齦下牙結石沉積以及牙根表面細菌污染，角化牙齦上皮組織向牙齦內側面延伸，牙齦結締組織發炎，齒槽骨垂直骨吸收，發炎結締組織長入骨缺損處。

B,C：ultrasonic scaler and curescapes處理牙根表面牙結石，水雷射輔助牙根表面去污染以及去毒化。

D,E：水雷射消融化blation牙齦內面的lining epithelium、發炎的結締組織，以及去除齒槽骨缺損中的發炎組織，造成骨表面出血，創造將來齒槽骨再生的條件



- F：以低能量雷射low level laser treatment 刺激牙周組織活化，讓發炎反應降低，加速細胞生長，加快癒合速度
- G：水雷射消融氣化ablation牙齦外面的 epithelium、發炎的結締組織，阻止外側的角化牙齦部分、長入牙齦的內側面，造成新的牙周囊帶，製造游離牙齦外側粗糙面，以便日後的血塊可以固定在牙周囊袋，同時也去除上層的結締組織，目的是減少牙周囊袋的深度。
- H：將雷射探頭離開牙齦表面，不噴水模式，defocus的方式來回照射牙齦表面，以高能雷射模式達到低能量雷射low level laser的效果穿透牙齦，幫助牙周囊袋內的血塊凝固，確保牙周囊袋內的牙周再生過程可以進行。為了達到這個目的，使用二極體雷射diode laser，可以達到更好的效果，因為二極體雷射的穿透能力更深，波長範圍容易被紅血球吸收，凝血效果更好。
- I：長期追蹤觀察後，可以見到良好的傷口癒合、結締組織貼合牙根表面、齒槽骨再生、正常牙周囊袋深度。

Er:YAG雷射與Er,Cr:YSGG laser雷射，其波長最容易被水份所吸收，所以又稱水雷射。水雷射在牙周病治療中的理論與方法，主要是利用特定波長的雷射光激發水分子，產生高速動能，以達到以下治療目的：

1. **水吸收雷射能量**：水雷射儀器會發射特定波長的雷射光，這些光束容易被水分子吸收。由於牙周組織和牙結石中都含有水分，當雷射光照射時，水分子會迅速吸收能量並被激發。照射時可使組織內的水分瞬間汽化，產生為微爆效應，從而精準去除牙結石、牙菌斑以及病變組織，同時減少對周圍健康組織的熱傷害。
2. **微爆破效應(Hydrophotonic Effect)**：被激發的水分子會產生微小的爆破，這種爆破能有效地分離和移除牙齒表面的牙結石、牙菌斑以及受感染的軟組織。
3. **選擇性消融 (selected ablation)**：水雷射能精確地針對病灶區域進行切割和移除，對牙周囊袋內的感染組織和牙根表面附着的biofilm生物膜具有選擇性清除作用，能有效減少牙周致病菌，減少對周圍健康牙齦組織的損傷。
4. **低溫治療**：由於雷射能量被水吸收，治療過程中產生的熱能較少，有助於降低患者的不適感和減少對牙周組織的熱傷害。
5. **殺菌作用**：雷射本身具有一定的殺菌效果，有助於減少牙周囊袋內的細菌數量，降低術後感染的風險。
6. **生物刺激效應(biostimulation effect)**：特定波長的雷射光可以刺激牙周組織的再生和修復，促進傷口癒合。生物刺激效應：低能量模式下，Er:YAG雷射可促進牙周

組織再生，也能讓小血管或是微血管產生血塊，進而使血管封閉後加強止血，對於凝血功能較差的患者可以加速牙周傷口癒合，有幫助傷口止痛，能夠降低術後腫脹疼痛與不適。

7. 減少術後敏感：傳統牙週治療會在牙根表面產生塗抹層 (smear layer)。這是造成牙周治療術後敏感的主因。雷射能封閉牙本質小管或是去除塗抹層，這樣能降低術後敏感問題，並且能讓牙周組織重新與牙根表面貼合，達到修復的效果。

SUMMARY 結論

雷射治療適合注重舒適性、微創性與止血需求的健康特別需求族群，但需嚴格篩選適應症，並避免過度依賴單一療法。操作雷射要特別的小心，避免操作不當，反而造成患者牙周傷害與醫療人員受傷。然而，雷射治療並非適用於所有牙周病患者，因為牙周病的病因複雜，除了細菌感染外，還涉及牙結石、牙齒解剖變異、口腔衛生習慣等因素。因此，雷射治療通常需要與傳統牙周治療方法結合使用，以達到最佳效果。臨床上建議以「患者中心」角度，權衡療效、成本及長期預後再做治療計畫。

REFERENCE 參考文獻

1. Aoki A, Mizutani K, Schwarz F, Sculean A, Yukna RA, Takasaki AA, Romanos GE, Taniguchi Y, Sasaki KM, Zeredo JL, Koshy G, Coluzzi DJ, White JM, Abiko Y, Ishikawa I, Izumi Y. Periodontal and peri-implant wound healing following laser therapy. *Periodontol 2000* 2015; 68: 217–269.
2. Koji Mizutani, Akira Aoki, Donald Coluzzi, Raymond Yukna, Chen-Ying Wang, Verica Pavlic, Yuichi Izumi. Lasers in minimally invasive periodontal and peri-implant therapy. *Periodontol 2000* 2016; 71: 185–212.
3. Kelbauskiene S, Baseviciene N, Goharkhay K, Moritz A, Machiulskiene V. One-year clinical results of Er, Cr:YSGG laser application in addition to scaling and root planing in patients with early to moderate periodontitis. *Lasers Med Sci* 2011; 26: 445–452
4. Aoki A, Sasaki KM, Watanabe H, Ishikawa I. Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontol 2000* 2004; 36: 59–97.
5. Aoki A, Takasaki AA, Pourzarandian A, Mizutani K, Ruwanpura SM, Iwasaki K, Noguchi K, Oda S, Watanabe H, Ishikawa I, Izumi Y. Photo-bio-modulation Laser Strategies in Periodontal Therapy. In: Waynant R, Tata DB, editors. *Light-activated tissue regeneration and therapy II*. Tomar, Portugal: Springer, 2007: 181–190.
6. 葉立維醫師. (2024)。牙周治療與植牙圖解百科。創意市集出版社。

論文壁報比賽 醫院組第二名

Diagnosing Maxillary Occlusal Cant with average 3D Skeletofacial Model Template

Shun-Chien Cheng¹, Chen-Ting Ho²

¹Resident, Division of Craniofacial Orthodontics, Department of Dentistry,
Chang Gung Memorial Hospital, Lin-kou

²Director of Dental department, Chang Gung Memorial Hospital, Lin-kou

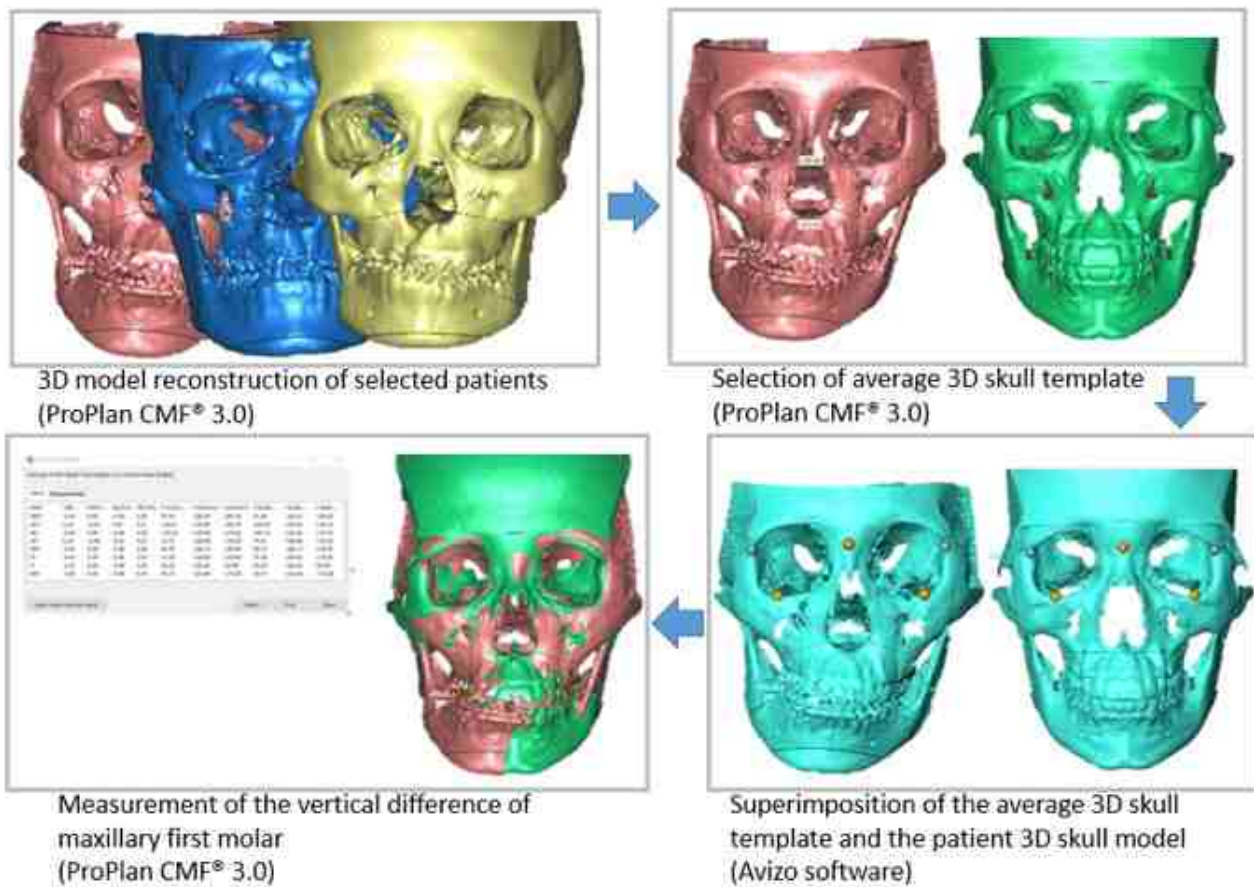


Introduction

Occlusal cant often correlates with facial asymmetry in Class III patients, affecting their occlusal function, facial aesthetics, and psychosocial well-being. Several methods exist for diagnosing occlusal cant, including clinical examination, two-dimensional X-ray analysis, and three-dimensional methods. However, none of these methods classify occlusal cant instances as equal faults on both sides, overdevelopment on one side, or underdevelopment on the other. Classification and diagnosis are crucial for devising appropriate orthodontic and surgical plans to improve tooth alignment, occlusion, and facial aesthetics. To our knowledge, no studies have utilized an average 3D template for diagnosing occlusal cant. In a previously published article, we demonstrated the effectiveness and accuracy of an average 3D model template as a reference guide for orthognathic surgical planning and simulation. Therefore, the aim of this study is to introduce this innovative approach for diagnosing maxillary occlusal cant in Class III asymmetry. We utilize our previously established average 3D skull model template to examine the classification of occlusal cant, aiming to improve the precision of diagnosis and surgical planning for more accurate and effective outcomes.

Patients and Methods

This study included 60 Taiwanese patients (35 females, 25 males) undergoing two-jaw orthognathic surgery (OGS) with surgical simulation using the average skull template, from 2016 to 2023. The patients, aged 19 to 38 years, presented with maxillary occlusal plane cant, class III malocclusion, facial asymmetry, and other related issues.

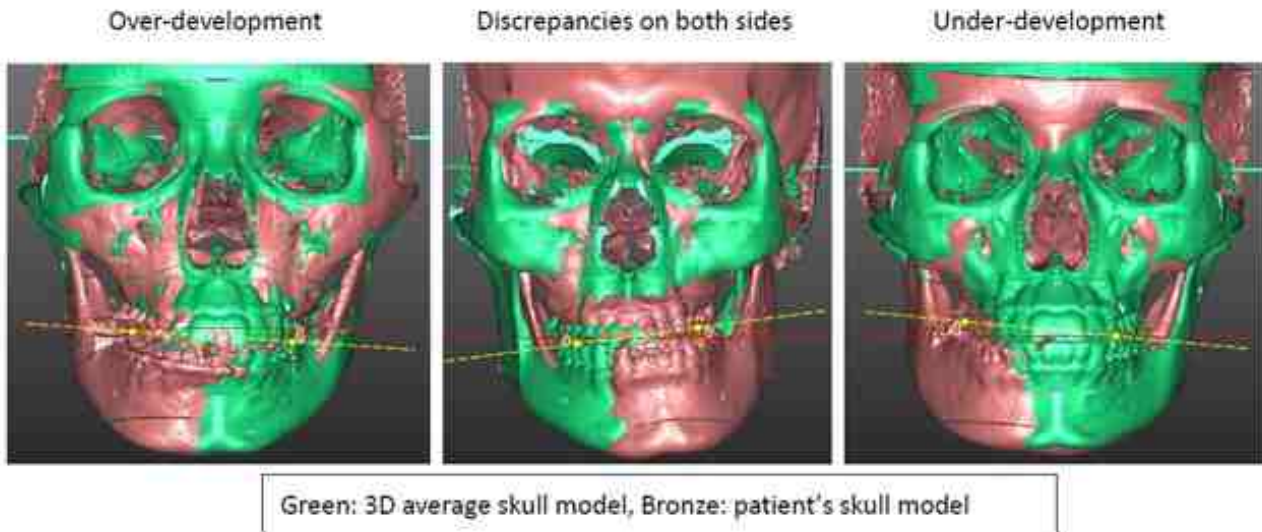


3D image acquisition: Participants underwent pre-surgical CBCT scans. The scans was performed 2 weeks pre-surgery. The resulting image data were processed in Materialise ProPlan CMF 3.0 (Leuven, Belgium) to reconstruct and analyze 3D skeletofacial models.

Selection of template and image superimposition:

According to patient's gender and facial index, we selected the appropriate average 3D skull template for subsequent superimposition. (Mesoprosopic facial type: $0.85 \leq$ facial index < 0.90 , Leptoprosopic facial type: facial index ≥ 0.90). Using Avizo software (version 7.1, VSG, Bordeaux, France), the average skull models were aligned and superimposed onto the patients' skull models based on seven pairs of anatomical landmarks (N, Or (L, R), Lo (L, R), Zy (L, R)). Image resizing was performed to achieve by resizing the upper facial height (N - ANS).

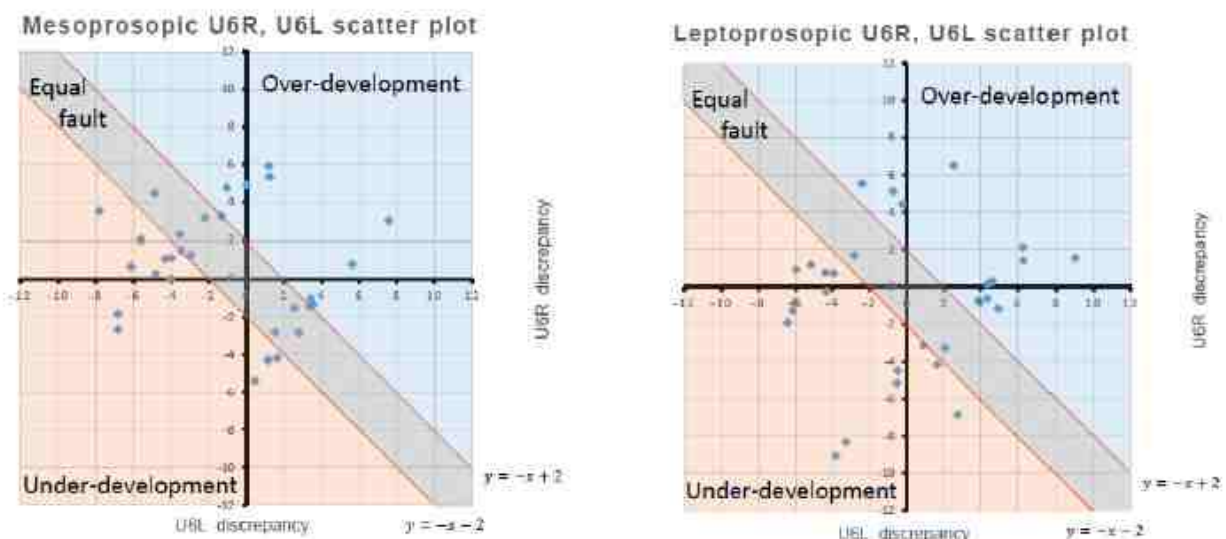
Measurement: The vertical distances in millimeters from the mesial buccal cusp tip of maxillary first molar to the FH plane were measured using integrated software tools. Based on the magnitude of the disparity, patients were classified into three groups: Over-development (Class A), Under-development (Class B), or equal fault on both sides (Class C).



Statistical analysis: Two chi-square tests were conducted to assess the equality of canting distribution across three categories between mesoprosopic and leptoprosopic facial types.

Results

Scatter plots were employed to visually depict the demographic data of our 60 samples.



Regarding the comparison between the two facial types, the analysis revealed a significant association between facial types and the three classes, $\chi^2(2,60)=6.857$, $p=.036(<.05)$. Specifically, a significantly higher proportion of mesoprosopic facial type patients exhibited equal fault ($p<.05$) (Table 1). Additionally, individuals with mesoprosopic facial types exhibit greater odds of being diagnosed with equal fault compared to those with leptoprosopic facial types (Odds Ratio=7.00, 95% CI[1.381, 35.478]) (Table 2).

Table 1. Number of each facial type of each class

	Class A	Class B	Class C	Total
Mesoprosopic	8 (27%)	12 (40%)	10 (33%)	30
Leptoprosopic	13 (43%)	15 (50%)	2 (7%)	30
Total	21	27	12	60

Table 2. Number of each facial types between the equal fault and not equal fault category.

	Class C	Class A+B	Total
Mesoprosopic	10 (33%)	20 (67%)	30
Leptoprosopic	2 (7%)	28 (93%)	30
Total	12	48	60

Discussion

Maxillary occlusal cant is often perceived as balanced, with equal fault attributed to overdevelopment on one side and under-development on the other. However, our analysis using average 3D skeletofacial templates revealed different patterns. Only 33% of individuals in the mesoprosopic group and 7% in the leptoprosopic group exhibited the Class C patterns.

The leptoprosopic facial type consistently presents with a long face ($N-Me/Zy-Zy \geq 0.9$). However, this does not necessarily imply that individuals with a long face have an extended nasomaxillary height. Rather, clinical observations indicate that a long lower third is more frequent.

Furthermore, the study suggests that occlusal cant may arise from the differential growth of the vertical maxilla on both sides, encompassing basal bone height and dental alveolar bone height. Understanding these factors is crucial for a comprehensive approach to address occlusal cant.

Conclusion

Using average 3D skeletofacial models as templates emerges as a valuable and effective approach for diagnosing and classifying the instances of maxillary occlusal cant. Contrary to expectations, our analysis reveals that an equal fault pattern is not the primary characteristic; rather, under-development of the maxilla predominates in our study. Additionally, these models offer significant utility as reference points in surgical planning.

Reference

Cheng SC, Lin HH, Kuo JC, Lo LJ, Ho CT. Diagnosing Maxillary Occlusal Cant with average 3D Skeletofacial Model Template. *Plast Reconstr Surg.* 2024 Sep 17. (in press, SCI 3.2)

本土化黏土狀矽酸三鈣生物陶瓷齒科填充材料之開發及臨床潛力探討

Development of localized ready-to-use tricalcium silicate bio-ceramic endodontic reparative material and its clinical potential

蔡乙禎/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

矽酸三鈣 (C_3S) 因其優良的機械性質、抗菌性、生物相容性和組織誘導能力，被視為優秀的牙髓填充材料。本研究透過調整實驗室合成的 C_3S 和 Ta_2O_5 中增稠劑的比例，製成黏土狀材料Putty，以解決Bio-C-Repair的硬化時間長和價格高昂的問題。最佳參數Putty-0.169的硬化時間約60-80分鐘，顯影程度高於鋁梯第三階，符合ISO 6876:2012標準 (3 mm Al)。抗壓強度接近市售產品Bio-C-Repair，已達臨床標準，顯示Putty具替代進口牙髓填充材料的潛力。

關鍵字：矽酸三鈣，五氧化二鉭，黏土、生物陶瓷、牙髓填充材料

Abstract

Tricalcium silicate (C_3S) is an excellent endodontic material due to its mechanical, biocompatible, and tissue-regeneration properties. In this study, we will create a localized-endodontic material, called Putty, by adding thickening agents into C_3S and Ta_2O_5 to address the long setting time and high cost of commercial product Bio-C-Repair. The Putty-0.169 is an optimized parameter that has met ISO 6876:2012 radiopacity standards (3 mm Al) and has a setting time of 60–80 minutes. The compressive strength is almost comparable the Bio-C-Repair, and then it meets clinical standards, showing potential as a substitute for imported materials.

Keywords: Tricalcium silicate, 黏土、生物陶瓷、Tantalum Pentoxide, Capping pulp material

前言

矽酸三鈣因其卓越的生物相容性、抗菌性以及誘導礦化的能力被廣泛應用於牙科治療中 [1-3]。近年來，黏土狀生物陶瓷材料因其良好的均勻性和操作性逐漸成為牙科覆髓治療的首選 [4,5]。其中，Bio-C-Repair臨床操作便捷，顯影效果佳且符合ISO 6876:2012標準，但其硬化時間長及抗壓強度低為其缺點[6-8]。臺灣在生物陶瓷領域研究已有成就，惟牙髓填充材料依賴昂貴的進口產品[9]。因此，本研究旨在開發新型本土化黏土狀生物陶瓷材料(Putty)，使用實驗室合成的矽酸三鈣(C_3S)為基底，並混入顯影劑 Ta_2O_5 和增稠劑以提升其操作性，並評估其物化性質和臨床應用潛力。

研究內容

壹、實驗流程

本實驗分成兩大部分，首先，將 C_3S 粉和 Ta_2O_5 粉末置入平台式球磨機中研磨並過篩。其次，準備 C_3S 粉末與同比例的顯影劑 Ta_2O_5 混合，稱為產物A；接著將產品A混入不同比例的增稠劑，稱為Putty。最後，將產品A、Putty以及市售產品Bio-C-Repair進行以下物化性質測試：硬化時間、抗壓強度及顯影程度以得到最佳性能比例之Putty。第二步再將最佳比例之Putty與產品A和市售產品Bio-C-Repair進行SEM、元素分析以及Mapping測試。

結果與討論

壹、硬化時間

Fig.1和Fig.2顯示了產物A、不同Putty比例及Bio-C-Repair的硬化時間。Fig.1顯示產物A硬化約需18至20分鐘。相比之下，Fig.2顯示，Putty硬化需60至80分鐘，而Bio-C-Repair約60分鐘，這是因為兩者皆含有增稠劑，根據Gitae SON等人研究，波特蘭水泥加入增稠劑後硬化時間可達637分鐘[10]。

增稠劑延緩水合有兩個原因：其C-O-C基團中的氧與 Ca^{2+} 因靜電吸引力形成增稠劑- Ca^{2+} 複合物[11,12]；此外，增稠劑有多個羥基位點與水形成氫鍵[13]。而Putty的硬化時間較長是因增稠劑的添加。增稠劑的羥基與水形成氫鍵，減慢 C_3S 水合。儘管Putty硬化時間較長，但符合ISO 6876:2012標準，具備臨床應用潛力。

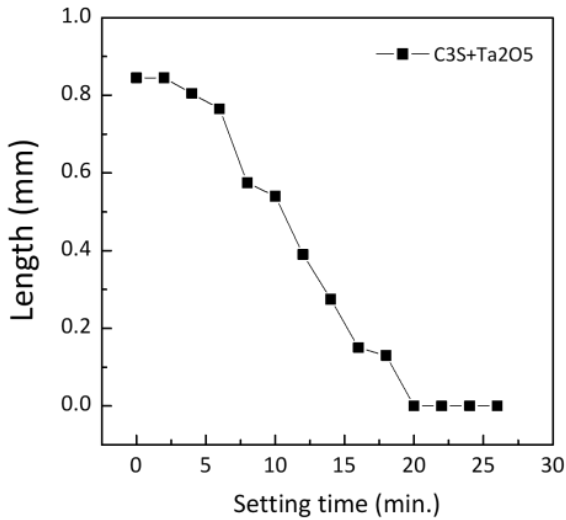


Fig. 1. 產物A (C₃S+Ta₂O₅)的硬化時間。

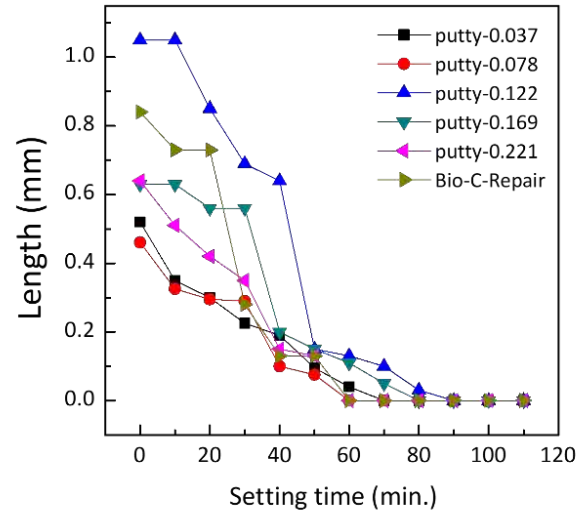


Fig.2. 不同比例的Putty及市售產品Bio-C-Repair的硬化時間。

貳、抗壓強度

抗壓強度源自水合矽酸鈣 (CSH) 的形成。Tab.1顯示產物A、Putty及Bio-C-Repair在7天和28天的抗壓強度，而Fig.3為其長條圖。數據顯示，產物A在7天的抗壓強度略高於28天，因其水合後形成孔洞 (圖Fig.6)，這與Zhenhai Xu等人研究顯示一致，C₃S易於水合28天後產生有害孔洞 [14]。Fig.4顯示，Putty的抗壓強度隨增稠劑含量增加而提升，尤其是Putty-0.169達89 MPa。然而，所有比例的Putty在28天的抗壓強度皆低於7天，這可能是因為在水合28天時，表面形成了較多的孔洞 (圖Fig.6)。相比之下，Bio-C-Repair的抗壓強度在7天和28天分別為75.90 MPa和97.45 MPa，其28天抗壓數值高於Putty是因為Bio-C-Repair的28天水合表面幾乎無孔隙且結構緊密 (圖Fig.6)。然而，這與Maykely Naara Morais Rodrigues等人測得的Bio-C-Repair在7天的抗壓強度為20 MPa不同，可能是由於所使用的樣品模具直徑不同，導致樣品的含量不一致，從而有數值上的差異。

	7天抗壓數值(Mpa)	28天抗壓數值(Mpa)
C3S + Ta2O5	55.26	54.27
Putty-0.037	63.33	60.81
Putty-0.078	58.99	57.99
Putty-0.122	65	56.5
Putty-0.169	89.99	59.54
Putty-0.221	84.38	58.97
Bio-C-Repair (BCR)	75.90	97.45

Tab. 1.
 產物A、不同比例之Putty以及市售產品Bio-C-Repair於七天以及二十八天的抗壓強度數值。

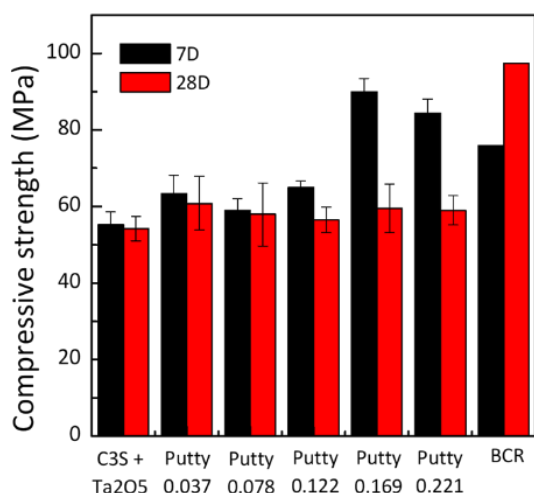


Fig. 3. 產物A、不同比例之Putty 以及市售產品Bio-C-Repair於7天以及28天的抗壓強度值。

參、顯影效果

在根管治療中，添加顯影劑可提升填充材料與牙齒組織的對比度，便於術後影像觀察。Tab.2 顯示，產物A未添加增稠劑時顯影為2mmAl，加入增稠劑後，Putty顯影提升至3mmAl，這顯示增稠劑提高料密度使X射線吸收增加。Fig.4 顯示Putty和Bio-C-Repair顯影均勻，這可增加診斷準確性。

Bio-C-Repair的顯影值為4mmAl，與Livia Bueno Campi等人一致[6]，儘管Ta₂O₅顯影效果優於ZrO₂ (Piyawat Vibulcharoenkitja 證實 [8])，但Bio-C-Repair顯影劑濃度更高，雖然其顯影效果優於其他樣品，但卻可能因此犧牲了抗壓強度與硬化時間。雖然我們自製的Putty顯影不及Bio-C-Repair，但也已達到ISO 6876:2012標準，已經具臨床應用潛力，未來再經過優化後變能提升抗壓強度。

	Bio-C-Repair	Putty-0.037	Putty-0.078	Putty-0.122	Putty-0.169	Putty-0.221	C ₃ S+Ta ₂ O ₅
RGB值	169	135	143	131	137	141	111
	163	147	136	139	146	151	118
	160	141	131	137	130	154	116
平均	164	141	136.67	135.67	137.33	148.67	115
標準差	4.58	6	6.03	4.16	3.06	6.81	3.61
鋁梯階數 (mm)	4	3	3	3	3	3	2

Tab.2. 產物A、不同比例的Putty以及市售產品Bio-C-Repair的顯影數值。

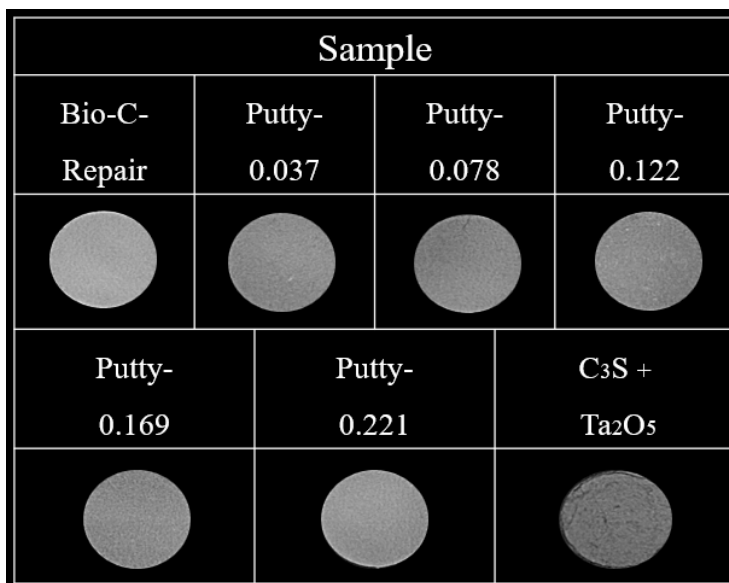


Fig. 4. 產物A、不同比例的Putty以及市售產品Bio-C-Repair的顯影圖。

肆、物化性質小結

綜合抗壓強度、硬化時間及顯影的測試結果，增稠性液體的最佳比例為Putty-0.169。因此，後續實驗如SEM影像、Mapping以及元素分析僅比較產物A、Putty-0.169以及市售產品Bio-C-Repair。

伍、表面形貌

所有樣品均以矽酸三鈣為主要成分，水合後生成CSH和Ca(OH)₂。SEM顯示，Ca(OH)₂呈現層狀粗糙結構，而CSH由小球團簇組成。Fig.5 (a) 和(b) 展示矽酸三鈣在7天和28天水合的SEM影像，兩者均呈現粗糙不規則形貌，含有大小不一的孔洞，且圖(b)的孔洞更大。這表示隨著水合時間增加，矽酸三鈣的生成物導致孔洞增大且增多。圖中有不規則白色細小顆粒，可能為Ta₂O₅。Fig.5 (c) 和 (d) 顯示Putty-0.169的SEM影像，Putty在7天後CSH生長較多，推測增稠劑促進了CSH的形成。在28天觀察中，孔洞較少，可能是硬化後裂紋擴展導致結構不穩固，進而使抗壓強度下降。通過比較圖(a)至(d)的表面形貌，可以發現增稠劑的加入減少了產物A的孔洞分布，這些成分的黏稠性使Putty結構更堅固，因此其在7天及28天的抗壓強度均高於產物A，且CSH分布更均勻。Fig.5 (e) 和 (f) 顯示市售產品Bio-C-Repair在7天和28天水合的SEM影像，CSH緊密排列，結構堅實，這證實了Bio-C-Repair的卓越抗壓能力。

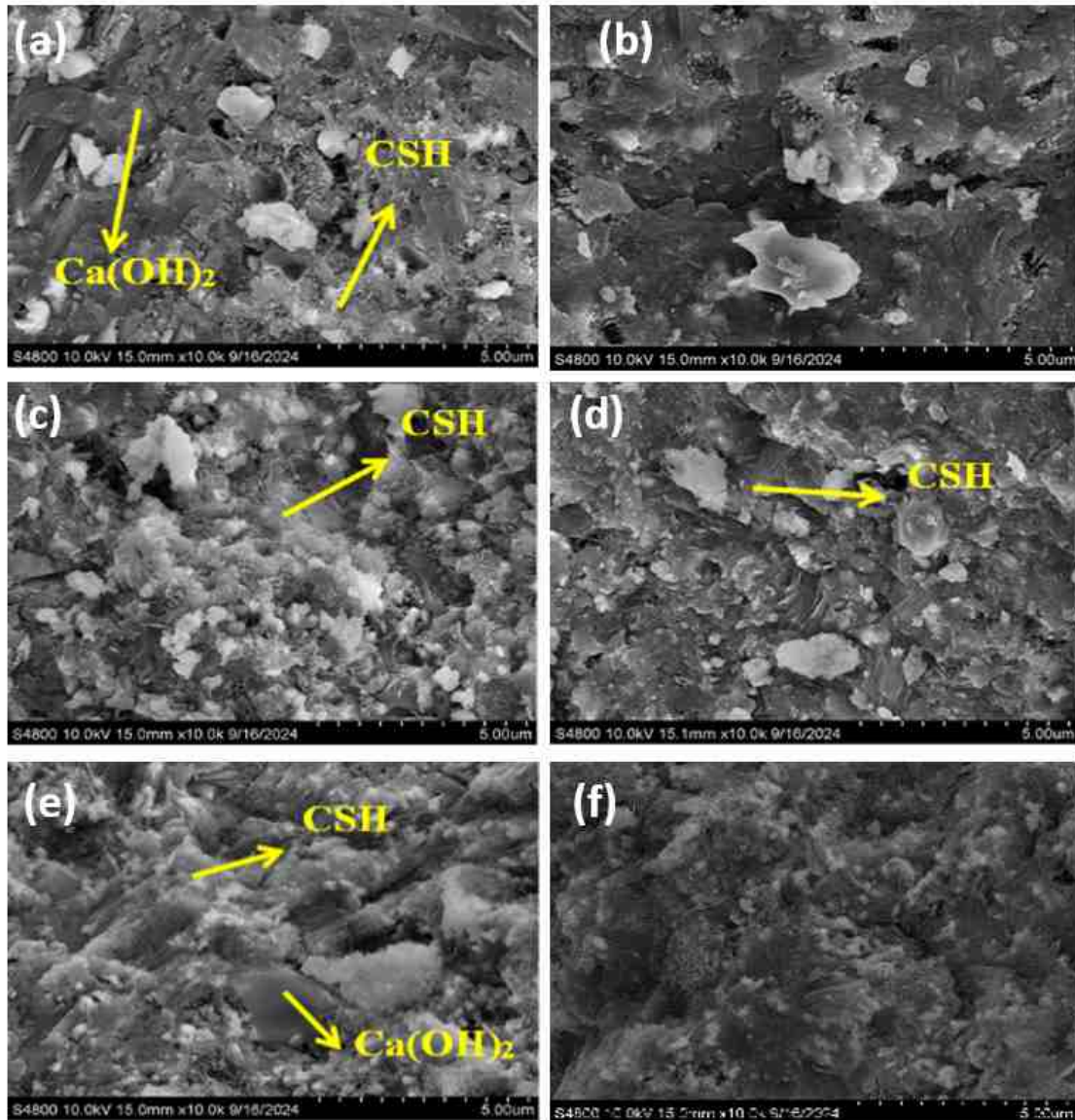


Fig. 5. (a)產物A水合7天SEM影像。(b)產物A水合28天SEM影像。
(c) Putty-0.169水合7天SEM影像。(d) Putty-0.169水合28天SEM影像。
(e) Bio-C-Repair水合7天SEM影像。(f) Bio-C-Repair水合28天SEM影像。

陸、元素分析及Mapping

EDX圖譜與Mapping分析用於檢測樣品的元素分布及濃度，在樣品上鍍金是為提高導電度並減少表面電荷累積。Fig.6(a)、(b)和(c)分別顯示產物A、Putty-0.169和Bio-C-Repair的元素分析結果。理論上， Ca_3SiO_5 中因同時含有Si跟Ca，所以有Si的地方必定有Ca重疊，兩者無法分開。但在Fig. 6的(a)和(b)中Si較集中而發亮的區域在Ca分布中並沒有發亮，表示未偵測到Ca，反而在Ta分布中發亮了，這是因為Si與Ta的激發能量（1.740 keV和1.712 keV）接近而導致能量上重疊，使Mapping結果顯示Si和Ta位置相同，從圖中推測Si中發亮的區域應來自Ta元素的訊號，換句話說，Ta中

發亮的區域就是實際的Ta顆粒了。此外，產物A和Putty-0.169理論上不應含有Zr，但Mapping中顯示出該元素的分布。這可能是因為Zr與Au的激發能量(2.044 keV和2.123 keV)接近而導致能量重疊，元素分析中的零星的Zr訊號應是來自Au。Fig.6(b)顯示Putty中的Ta分布比產物A更均勻，這可歸因於Putty中增稠劑的流動性，促進成分混合，使得Putty的顯影效果更好。

觀察Fig. 6(c)發現Bio-C Repair中的確不含Ta元素，這與元素分析中Ta 濃度為0%的結果一致。然而，Ta的Mapping顯示出其分布，這是來自試片中Si與Ta的激發能量(1.740 keV和1.712 keV) 接近而導致能量上重疊，事實上發亮的Ta全都是來自Si的訊號所致。此外，圖中的元素分析顯示Zr含量很高，表明Bio-C Repair中顯影劑濃度高，因此顯影效果優異於Putty。

Fig. 7. 為本研究牙髓填充材料Putty的初代產品，除了具備前述所提的硬化時間、抗壓強度與顯影功能等優勢外，同時還具有良好的操作性、不黏器械、容易塑形等優點，為將來台灣自製研發黏土狀齒科覆髓材料Putty打下基礎。

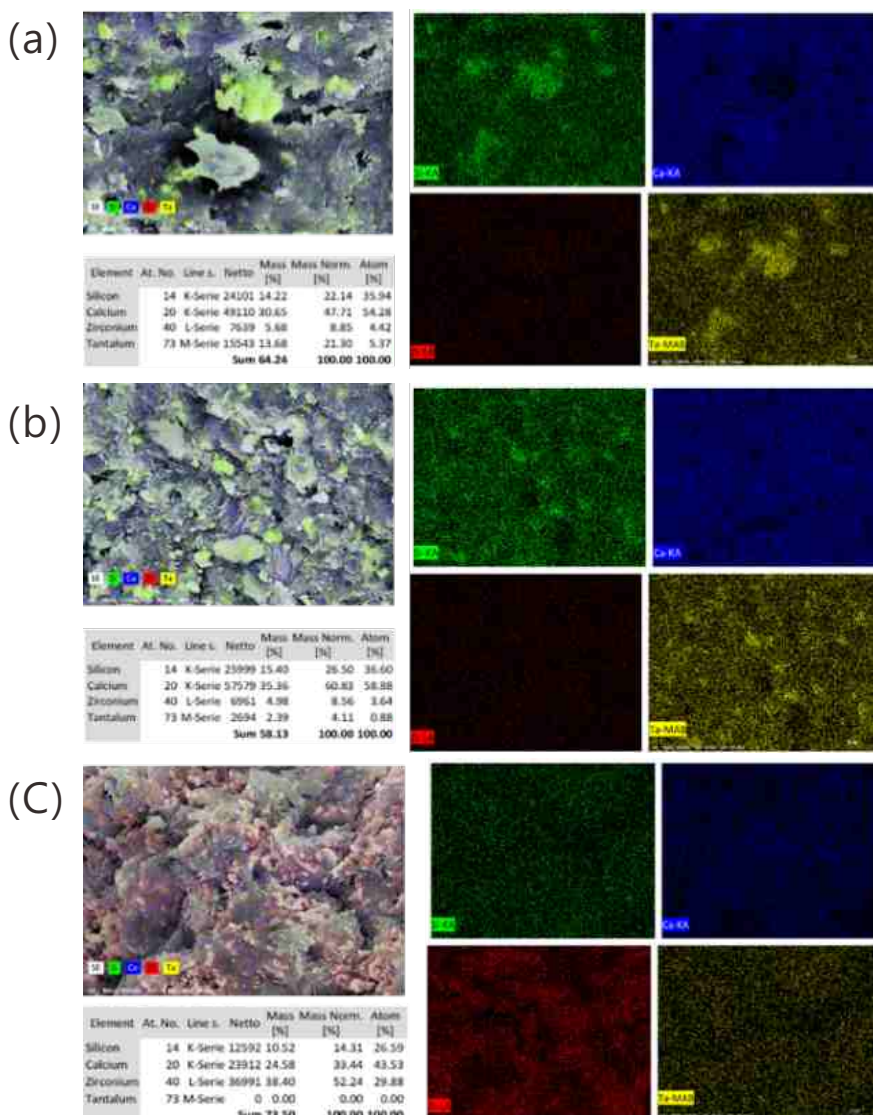


Fig. 6.
 (a)產物A的元素分析以及 Mapping。
 (b)Putty-0.169的元素分析以及 Mapping。
 (c)市售產品Bio-C-Repair的元素分析以及 Mapping。



Fig.7. 為本研究牙髓填充材料Putty的初代產品。

結 論

本研究旨在開發一種新型牙科用黏土狀生物陶瓷材料，通過調整矽酸三鈣 (C_3S) 與五氧化二鉭 (Ta_2O_5) 中的增稠劑比例製成Putty，並與市售產品Bio-C-Repair進行性能比較。 C_3S 粉末經球磨和篩分後，與 Ta_2O_5 及增稠劑混合製成Putty，進行抗壓強度、硬化時間、pH值等測試。選定Putty-0.169為最佳配方，因其初期抗壓強度和結構穩定性優異，7天抗壓強度達89 MPa，28天維持在55-60 MPa。SEM影像顯示其CSH分佈均勻，結構穩固，Ta元素均勻分佈提高顯影效果。本研究所開發的Putty，其硬化時間達70分鐘，顯影能力為3 mm Al，並擁有不錯的抗壓強度與硬化時間。未來研究將聚焦於優化材料以提升顯影能力、硬化時間及後期抗壓能力，提高臨床應用競爭力。

參考文獻

- [1] Aljifan, M., Almakrami, A., Al Mutairi, B., Alyami, H., Hawsawi, H., Halawi, M., Almanasif, M., Almasoud, M., Alresheedi, S., Asubail, J., & Almunasif, M. (2022). Advantages and types of bioceramics in Endodontics. *JOURNAL OF HEALTHCARE SCIENCES*, 02(05), 73–78.
- [2] Jayaswal, G. P., Dange, S. P., & Khalikar, A. N. (2010). Bioceramic in dental implants: A review. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(1), 8–12.
- [3] Dong, X., & Xu, X. (2023). Bioceramics in Endodontics: Updates and Future Perspectives. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, 10(3), 354.
- [4] Motwani, N., Ikhari, A., Nikhade, P., Chandak, M., Rathi, S., Dugar, M., & Rajnekar, R. (2021). Premixed bioceramics: A novel pulp capping agent. *Journal of conservative dentistry : JCD*, 24(2), 124–129.

- [5] Debelian, G., & Trope, M. (2016). The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *Giornale Italiano Di Endodonzia*, 30(2), 70–80.
- [6] Campi, L. B., Rodrigues, E. M., Torres, F. F. E., Reis, J. M. D. S. N., Guerreiro-Tanomaru, J. M., & Tanomaru-Filho, M. (2023). Physicochemical properties, Cytotoxicity and bioactivity of a ready-to-use bioceramic repair material. *Brazilian dental journal*, 34(1), 29–38.
- [7] Toubes, K. S., Tonelli, S. Q., Girelli, C. F. M., Azevedo, C. G. S., Thompson, A. C. T., Nunes, E., & Silveira, F. F. (2021). Bio-C Repair – A New Bioceramic Material for Root Perforation Management: Two Case Reports. *Brazilian dental journal*, 32(1), 104–110.
- [8] Rodrigues, M. N. M., Bruno, K. F., de Alencar, A. H. G., Silva, J. D. S., de Siqueira, P. C., Decurcio, D. A., & Estrela, C. (2021). Comparative analysis of bond strength to root dentin and compression of bioceramic cements used in regenerative endodontic procedures. *Restorative dentistry endodontics*, 46(4), e59.
- [9] Darcey, J., Roudsari, R. V., Jawad, S., Taylor, C., & Hunter, M. (2016). Modern Endodontic Principles. Part 5: Obturation. *Dental update*, 43(2),
- [10] Son, G., Seon, G. M., Choi, S. H., & Yang, H. C. (2024). Effects of vehicles on the physical properties and biocompatibility of premixed calcium silicate cements. *Dental materials journal*, 43(2), 276–285.
- [11] Zhang, C., Pang, C., Mao, Y., & Tang, Z. (2022). Effect and mechanism of polyethylene glycol (PEG) used as a phase change composite on cement paste. *Materials*, 15(8), 2749.
- [12] Siva, T., Muralidharan, S., Sathiyarayanan, S., Manikandan, E., & Jayachandran, M. (2017, February 27). Enhanced polymer induced precipitation of polymorphous in calcium carbonate: Calcite aragonite vaterite phases- *journal of inorganic and Organometallic Polymers and Materials*. SpringerLink.
- [13] Patra, A., Bandyopadhyay, A., Roy, S., & Mondal, J. A. (2023). Origin of strong hydrogen bonding and preferred orientation of water at uncharged polyethylene glycol Polymer/Water interface. *The Journal of Physical Chemistry Letters*, 14(50), 11359–11366.
- [14] Xu, Z., Zhou, Z., Du, P., & Cheng, X. (2016). Effects of nano-silica on hydration properties of tricalcium silicate. *Construction and Building Materials*, 125, 1169–1177.
- [15] Sarunket, C. (2021). Radiopacity of Portland cement and calcium silicate-based cement with different mixed ratios of radiopacifiers. *European Endodontic Journal*.

P. S. 本篇研究成果引用自「本土化黏土狀矽酸三鈣生物陶瓷齒科填充材料之開發及臨床潛力探討」· 蔡乙禎、孫安正· 元智大學103學年度工程論文競賽· 桃園· 台灣。