

行政院及所屬各機關出國報告
(出國類別：研究)

國立成功大學醫學院附設醫院
醫師出國進修報告

牙科陶瓷玻璃纖維根柱之相關研究

服務機關：國立成功大學附設醫院

出國人 職稱：主治醫師

姓名：莊淑芬

出國地區：美國密西根州安娜堡市

出國期間：92年7月22日至93年7月2日

報告日期：93年9月

Tc

C0930264

系統識別號:C09302691

公務出國報告提要

頁數: 30 含附件: 是

報告名稱:

牙科陶瓷玻璃纖維根柱之相關研究

主辦機關:

國立成功大學醫學院附設醫院

聯絡人/電話:

洪璨貞/06-2353535轉2049

出國人員:

莊淑芬 國立成功大學醫學院附設醫院 牙醫部 醫師

出國類別: 研究

出國地區: 美國

出國期間: 民國 92 年 07 月 22 日 -民國 93 年 07 月 02 日

報告日期: 民國 93 年 09 月 14 日

分類號/目: J0/綜合(醫藥類) J0/綜合(醫藥類)

關鍵詞: 全磁冠、陶瓷鑲覆嵌、磁鑲面、CAD-CAM、根柱、碳纖維、玻璃纖維釘柱、吸收應力(stress absorption)、牙本質新生

內容摘要: 近年來牙科材料學發展迅速，一方面，新的直接黏著性復形材料逐漸盛行。另外，因應患者對美觀材料的需求，各種牙科陶瓷於是興起。近年來，由於材料學研究的進步，許多全陶瓷復形系統，各種壓鑄或燒結的陶瓷紛紛興起，如Incerem、Empress II、Procera 等材料，應用於臨床可製作全磁冠、陶瓷鑲覆嵌、磁鑲面等可由陶瓷一體成形。在這些系統中，電腦輔助陶瓷復形製作(CAD-CAM)結合影像處理、自動化科技、與材料學的進步，更受矚目。在失活性牙齒的復形中，根柱的使用被認為也有增強失活齒的作用。但近年來發現，原本的金屬鑄造釘住可能造成應力完全集中在齒頸部分。而使牙根發生橫向或斜向的斷裂。近年來，許多碳纖維、玻璃纖維釘柱的上市，這些材料的機械性質與齒質的機械強度更為類似，是否這些彈韌性復形材料比絕對剛性材料，具有吸收應力(stress absorption)的作用，這個課題，也是個人一直很有興趣的領域。密大牙醫學院歷史悠久，也是美國牙科材料基礎研究之翹楚。本人本次奉派出國，除就以上兩個研究課題進行研究外，也參與了部分分子生物實驗室的研究，參與牙本質新生的基礎研究，並將研究延伸到材料的生物毒性分析上。結果將分別發表於國內外牙醫學會中

本文電子檔已上傳至出國報告資訊網

行政院及所屬各機關出國報告提要

出國報告名稱：

牙科陶瓷玻璃纖維根柱之相關研究

頁數_____ 含附件：是 否

出國計畫主辦機關/聯絡人/電話

國立成功大學醫學院附設醫院/洪臻貞/ (06) 2353535 ext. 2049

出國人員姓名/服務機關/單位/職稱/電話

莊淑芬/成大醫院/牙醫部/主治醫師/ (06) 2353535 ext.2788

出國類別：1.考察 2.進修 3.研究 4.實習 5.其他

出國期間：92年7月22日至93年7月2日 出國地區：美國安娜堡市

報告日期：93年9月

分類號/目

關鍵詞：牙體復形學(restorative dentistry)、陶瓷、根柱(post)

內容摘要：(二百至三百字)

近年來牙科材料學發展迅速，一方面，新的直接黏著性復形材料逐漸盛行。另外，因應患者對美觀材料的需求，各種牙科陶瓷於是興起。近年來，由於材料學研究的進步，許多全陶瓷復形系統，各種壓鑄或燒結的陶瓷紛紛興起，如Incerem、Empress II、Procera 等材料，應用於臨床可製作全磁冠、陶瓷鑲覆嵌、磁鑲面等可由陶瓷一體成形。在這些系統中，電腦輔助陶瓷復形製作(CAD-CAM)結合影像處理、自動化科技、與材料學的進步，更受矚目。在失活性牙齒的復形中，根柱的使用被認為也有增強失活齒的作用。但近年來發現，原本的金屬鑄造釘住可能造成應力完全集中在齒頸部分。而使牙根發生橫向或斜向的斷裂。近年來，許多碳纖維、玻璃纖維釘柱的上市，這些材料的機械性質與齒質的機械強度更為類似，是否這些彈韌性

復形材料比絕對剛性材料，具有吸收應力(stress absorption)的作用，這個課題，也是個人一直很有興趣的領域。

密大牙醫學院歷史悠久，也是美國牙科材料基礎研究之翹楚。本人本次奉派出國，除就以上兩個研究課題進行研究外，也參與了部分分子生物實驗室的研究，參與牙本質新生的基礎研究，並將研究延伸到材料的生物毒性分析上。結果將分別發表於國內外牙醫學會中。

本文電子檔已上傳至出國報告資訊網 (<http://www.report.gsn.gov.tw>)

目次

	頁數
目的 -----	5
過程 -----	7
心得 -----	14
建議 -----	15
誌謝 -----	16
圖表 -----	18

一. 目的

近年來牙科材料學發展迅速，由於對汞毒性的恐懼、及患者對齒色材料的偏好，牙科材料有極大的轉變。一方面，在直接填補材料中，複合樹脂(resin composite)、玻璃離子黏合劑(Glass ionomer cement)、複合體(Compomer)等新的黏著性復形材料逐漸盛行。但這些填補材，受限於機械強度的限制，與臨床上操作技巧的個人差異，在大型牙齒齲蝕不宜應用。因應患者對美觀材料的需求，各種牙科陶瓷於是興起。牙科陶瓷的應用早於數十年前即應用於磁包覆金屬牙冠(porcelain fused to metal)上，但於今由於金屬內殼的存在，與遮蓋劑(Opaquer)的應用，始終無法達到近乎自然的境界。近年來，由於材料學研究的進步，許多全陶瓷復形系統，如全磁冠、陶瓷鑲覆嵌、磁鑲面等可由陶瓷一體成形，真正落實美容牙科的定義，牙醫師可由這些材料達到逼近自然的要求。在這些系統中，電腦輔助陶瓷復形製作(CAD-CAM)結合影像處理、自動化科技、與材料學的進步，更受矚目。

在失活性牙齒的復形中，根柱的使用被認為除了提供復形物的機械固持力外，也有增強失活齒的作用。但近年來發現，原本的金屬鑄造釘住可能造成應力完全集中在齒頸部分，不當的設計也會造成應力集中於尖端處。而使牙根發生橫向或斜向的斷裂。近年來，許多碳纖維、玻璃纖維釘柱的上市，配合使用酸蝕黏著系統與樹脂黏著劑、樹脂冠心，不僅符合黏著性牙科的潮流，這些材料的機械性質與齒質的機械強度更為類似，也使研究者開始關心，是否這些彈韌性復形材料比絕對剛性材料，具有吸收應力(stress absorption)的作用，或應力分布較平均，可減少應力集中於尖端而斷裂的失敗比例。但臨床上的種種變數眾多，因此至今所得的研究結果也是兩極化。對於這個課題，也是個人一直關注的領域。

這些材料的物理及機械性質亟待評估，其中關於臨床治療的研究，如製作與設計的影響，及其他基礎研究，如生物相容性、材料疲勞測試等種種研

究都十分重要。本人本次進修主題即著眼於先進牙科陶瓷(電腦輔助陶瓷復形製作)的製作，與玻璃根柱的斷裂強度探討兩方面。

二. 過程：

本人此次選擇密西根大學牙醫學院(Dental School, University of Michigan) 進修，除了因為密大牙醫學院歷史悠久，在美國牙醫學院中評比甚高外；其具有完備的各種復形專科訓練，也是考慮的主要原因之一。此外，密大也是牙科材料研發的啟蒙之處，其榮譽教授 Professor Robert G.Craig 所著之 Restorative Dental Material，為牙醫學之經典教科書，數十年來仍被奉為圭臬。而其牙醫學院內的生物材料部門(Department of biologic and material sciences)，為美國牙科材料基礎研究之翹楚。另外，外子與我本年度同時申請出國進修同獲通過，在備感幸運之餘，要選擇他的急診專門學科與我的牙體復形學都具備，兼具臨床與學術評比的研究機構，在申請進修院校時著實讓我們費了一番功夫。所幸最後兩人同為密大接受為訪問學者，在接受函中，主任 Prof. Clarkson 並接受本人為訪問助理教授，實感榮幸與喜悅。

由於密西根大學牙醫學院在台灣的校友頗多，在行前，許多醫師紛紛幫忙介紹當地的學生以供諮詢，本科袁國醫師提供牙醫學院概況，湯明哲副院長是密大校友，更熱心介紹當地近況與家庭生活的準備事宜，讓我猶如吃了定心丸。另外，林其和副院長介紹他的好友梁靜祝老師，研發長黃肇瑞教授介紹他的多年好友高家駿教授，對行前準備都有很大幫忙。

第一季

在經過洛杉磯轉機延遲的一番折騰後，外子的堂弟媳 Elisabeth 在午夜由 Detroit 國際機場接機。由於密大提供完善的宿舍，我們在行前就已申請好宿舍，甚至對週遭環境甚至室內配置都有認識，抵美後便搬入了新居。密大的有眷宿舍(family housing)於北校區內，不僅規劃良好，水電、電話線、瓦斯、電視纜線、及電腦網路的連線一應俱全，即使外來居住者也可立即進入狀況。此外宿舍環境優美，更有專人帶領認識環境。在略為添購家具與採買家用品後，逐漸安頓下來。小孩也順利進入當地 Angell 小學就學。在整

體完善的規劃下，很短時間內就克服了有關環境認識與日常生活適應問題。

密大牙醫學院位於中校區內，包含門診區、幾個基礎與臨床研究館，周圍有密大的自然史博物館、語言中心、綜合活動中心 Michigan League 與大的表演研討中心 Power Center。在安頓後首次拜會所屬的復形及齶齒學科，碩士學位訓練部門之臨床負責人 Professor Peter Yaman。Professor Yaman 首先介紹環境。密大牙醫學院共有十個臨床門診區，其中的復形及齶齒學科臨床門診有 30 張牙醫診療椅，陣容包括五位主治醫師與幾位每週一次的臨床指導醫師。其訓練對象主要以碩士班學生為主，另外每年約會有 10 數位不等的美容與一般牙醫專科訓練(Aesthetic and General Dentistry training, AEGD)的學生共同組成臨床團隊，此外也會有牙醫學院大學部學生，與兩位牙科衛生士、十位牙科助理。(圖一) 此一臨床門診特別之處，在於以美容牙科為教學與治療重點，患者主要是由一般門診過濾轉診來的特殊病例。治療項目除一般美容牙醫所治療之複合樹脂填補復形與陶瓷鑲面、牙冠等治療外，在門診區共有 7 組具掃描與研磨完整功能之西門子 Cerec 3D 陶瓷齒雕製作機，其規模龐大，為一般牙醫學院不能及。此 3D 陶瓷齒雕製作機除了提供臨床患者服務外，由 Dr. Dennis J. Fasbinder 所主持的 Cerec 3D 齒雕研磨機操作訓練計畫，除了訓練本科內醫師與學生，也接受大學部學生與外界牙醫師之短期訓練計畫。

本人抵達時間，已錯過本批新進學生與訓練醫師之初期訓練，但與指導醫師 Professor Yaman 討論下，仍修習 復形--齶齒學講座、牙科放射線學、齒顎矯正—復形—廣復學科共同研討會。在首次復形--齶齒學講座中，恰巧是 Dr. Fasbinder 的 Cerec 3D 齒雕研磨機操作訓練。此訓練共兩整天完成，每日上午為 Dr. Fasbinder 演講介紹 Cerec 3D 之基本材料性質與掃描機操作介面，下午則分階段製作完成不同牙齒、不同設計之磁鑲嵌、磁冠與牙橋。在訓練期間，所有門診停止，讓學生可以運用全部診台製備模型與上機練習，所有材料包括齒科模組與昂貴的磁塊由牙科提供，Dr. Fasbinder 並親自

檢查所有操作步驟。(圖二) Dr. Fasbinder 專精 Cerec 3D 陶瓷復形製作，並有豐富相關著述。此訓練計畫為精心設計，再搭配實際操作，本人雖並無操作經驗，在短短訓練期間也完成磁冠等之製作，獲益良多。

第二季

在密大研習三個多月後，漸漸熟悉門診作業方式與安娜堡市週邊環境。對密西根州的豐富自然景觀，也有進一步認識。密大所在安娜堡市為一大學城，其建築遍佈全市，因此校園中常設五路公車巡迴搭載學生，聯絡交通十分便捷。市區雖不如一般大都會區繁華，但有另一番恬靜。

在訓練方面，除參與原定計畫安排之復形--齶齒學講座、牙科放射線學、齒顎矯正—復形—贗復學科等共同研討會，也參與密大牙醫學特別聘請，Dr. Goldenstein 之特別演講。由復形--齶齒學講座中，聆聽多位指導醫師於各方面之專精，獲益良多。其中我的指導醫師，Professor Yaman 專精陶瓷鑲面製作，不論在臨床經驗與基本材料均提供寶貴經驗予以指導。Dr. Jacques E. 為密大牙醫學院近年之分子生物學之研究主力，講授有關復形材料對牙髓毒性之研究與覆髓材料之新觀念。由於與長久以來的觀念有所抵觸，因此在會中後與 Dr. Nor 進行討論，對其所提論調與研究方法進一步了解。Professor Clarkson 為復形--齶齒學科主任，其講授齶齒學之新觀念，由於本人長久以來進行本院牙科住院醫師與醫學系學生教授齶齒學課程，因此領略更多。在牙科放射線學講座上，研習了包含放射線原理與條件影響、齶齒判讀、頰側物體原則(buccal object rule)，雖是已學習過的課程，但對我的教學更有啟發。另外，也參加了齒顎矯正—復形—贗復學科等共同研討會，此研討會由知名矯正大師 Dr. McNamara 主持，主要探討一些併合複雜矯正—復形—贗復問題的特殊病例，由研究生提出病例，三科醫師共同討論治療計畫。大師主持的研討會嚴謹有序，獲益不少。在特別演講方面，一月份參加美容牙科

大師 Dr. Goldenstein 的特別演講。Dr. Goldenstein 為美容牙科界首屈一指，其演講中除闡述他對前牙審美的經驗，也對新的牙科填補材與光聚合機面面俱到予以介紹。這些僅是我所參加之部分精采演講。

在研習方面行有餘力，在本階段，也著手與指導醫師 Professor Yaman 進行討論，擬定以陶瓷玻璃纖維釘柱為研究主題，進行陶瓷纖維釘柱與傳統的金屬釘柱、碳纖維釘柱之斷裂強度試驗，並預定配合本人研修之醫工專長，進行有限元素分析模擬與比對。由於設定以有限元素分析為另一研究主題，因此設定所研究的三種材料釘柱，必須是在幾何形狀上相同或十分相似，以控制形狀變異的參數。在 Professor Yaman 豐富的知識輔助下，找到 J. Morita 公司生產三種材料之釘柱，且形態近似，僅尺寸稍有差異。最後設定以此三種釘柱進行試驗。研究初期，除向 J. Morita America 公司申請材料贊助外，由於是進行齒內釘柱試驗，也需要收集外形尺寸相似之牙齒。一般前牙的收集並不容易，所幸 Professor Yaman 從旁協助，因此順利收集足夠樣本數牙齒，進行清潔與尺寸量測，作為隨後研究準備工作。(圖三)

本階段除進行與指導醫師 Professor Yaman 共同合作之以陶瓷纖維釘柱斷裂試驗研究外，另外，認識教授生化學與分子生物學之學科老師 Dr. Helena Ritchie。Dr. Ritchie 在研究牙本質新生之引導蛋白質方面，有極大貢獻。由於她將進行牙本質新生之動物實驗，急需有臨床專長之人員加以輔助，因此在徵得 Prof. Yaman 同意後，除進行原有既定研究，另加入 Dr. Ritchie 之實驗室進行研究。

第三季

在陶瓷纖維釘柱之斷裂強度試驗方面，在順利收集足夠樣本數牙齒，進行清潔後，須先進行去髓、清創修形與根管充填工作。由於進行樣本數多，大量根管治療是既耗時又費力的工作。所幸密大設備完備，利用門診的機械

式根管治療機 (Rotary instrument)，與根管治療科的熱熔式馬來膠針充填機，可以省時省力將過程中根管治療完成。根管充填後，進行釘柱固定與冠心堆砌工作，並進行牙冠製備工作。由於美國技工費甚高，因此計畫中牙冠製作送回台灣技工所製作。

在加入 Dr. Ritchie 實驗室後，首先熟悉分子生物實驗室的一般操作流程，並籌劃動物實驗所需材料與器械。由於美國對動物實驗把關相當嚴謹，動物實驗必須由動物中心的專屬委員會通過試驗書，對其中有疑問處均再三斟酌討論。參與動物實驗人員除必須遵守試驗書中的實驗程序，也要參加多次的動物中心所舉辦的講習以獲得認證，講習內容包括不同的動物照護、實驗室規範等。其中對於動物實驗中由實驗室的設計、動物的麻醉藥使用、術前後的生跡象監督，都有嚴謹的規範。此外，本研究擬用 Ferret (水貂) 為研究動物，Dr. Ritchie 另外邀請 Professor Graham Holland 在實驗初期，協助實驗設計及操作。Professor Holland 為 Archive of Oral Biology 主編，對動物實驗有豐富經驗。在他示範麻醉的施予後，本人順利進行數隻水貂的覆髓實驗，將浸泡不同的牙本質新生引導蛋白質的膠原纖維膜置入接近牙髓處。之後以玻璃離子黏著劑、複合樹脂依序填補。(圖四) 手術後 30 天將水貂犧牲，取出顎骨與牙齒，進行 paraformaldehyde 固定與脫鈣，脫鈣完成後，進行石蠟包埋與切片。結果除測量牙本質增生厚度(reparative dentine thickness) 以及牙髓組織反應外，也以原位雜交配對法(in situ hybridization)、免疫組織化學反應法(immunohistochemistry)測定細胞內 mRNA 活性。

在本季中，也參加於牙體復形學會年會(Annual meeting of Academy of Operative Dentistry)、芝加哥牙科年會，與夏威夷 Honolulu 舉行的國際牙醫學研究會年會。牙體復形學會年會與芝加哥牙科年會接續在芝加哥舉行，規模盛大，每年均有牙醫學宗師 Buonocore 的紀念演講。芝加哥牙科年會芝加哥牙科年會以臨床為主，幾天的演講猶如精采的菜單，讓各個專科的醫師都

可找到有興趣的題目。國際牙醫學研究會年會為全球牙醫界研究人才的盛事，幾年來本人均在此發表論文。在會中見到好久不見的醫工所張志涵老師與黃恆立同學，也與明尼蘇達大學柯慶昌教授會談。另外，也與美國 Bisco 公司總裁 Dr. Suh 討論他的有關牙本質微斷裂試驗的研究，參觀 Bisco 公司的樹脂收縮率測量機與微斷裂試驗機，並與研發的工程師討論。

第四季

在最後數月中，與 Professor Yaman 共同合作之陶瓷纖維釘柱研究，已完成陶瓷牙冠製作，在粘著牙冠後，依計畫置入冷熱溫度循環機進行冷熱試驗。密大牙醫學院所擁有的冷熱溫度循環機，屬於冷熱溫度機與動力裝置分離的機型。在進行完第一批牙齒試驗後，冷卻機內的冷卻管因有氣體進入而造成膨脹斷裂。Professor Yaman 緊急連絡，將樣本送往底特律大學牙醫學院，才順利完成冷熱溫度循環試驗。將樣本包埋固定後，在 Instron 材料試驗機上測試斷裂強度(圖五)，所得結果尚須進行分析。

在 Dr. Ritchie 實驗室工作方面，動物實驗所得樣本已進行包埋切片。所得結果以顯微鏡觀測，發現引導性蛋白質造成牙髓內修復性牙本質新生，對於 odontoblast 的新生與修復也有顯著效果。另外，在對引導性蛋白質的作用，與 Dr. Ritchie 討論後，進行一項新穎的實驗，將引導性蛋白質加入 agarose 藻膠中，使其成為具有引導牙本質新生的生物活性。由於對藻膠的生物毒性並無相關著述可循，先期試驗進行細胞培養以檢測藻膠的毒性與混入引導性蛋白質的交互作用。在培養 MMP4 牙髓細胞後，在不同培養皿中置入含不同濃度蛋白質的藻膠，初期觀察細胞形態之異同。結果發現引導性蛋白質似乎具有化學吸引力，不同濃度蛋白質的作用也不盡相同。因此在繼續進行另一研究，以免疫組織化學反應法，探討不同濃度蛋白質的藻膠中對不同的信使 RNA (messenger RNA)，與激酶 Alkaline phosphatase 細胞內表現(圖六)。

另外，本人也設計一項研究，進行自體酸蝕牙本質粘著劑對細胞毒性的敏感性。由於 Dr. Ritchie 的協助，本項研究不僅以傳統細胞凋亡方式檢測細胞毒性，也同時以激酶 Alkaline phosphatase 的濃度，檢測細胞的活性。這些細胞培養的實驗結果在短短二個月中完成，結果已紀錄，因時間倉卒，無法完整進行分析，但初步觀察在動物實驗與細胞培養實驗中，均可發現有意義的結果。這不僅是個人研習的成果，Dr. Ritchie 也肯定這些研究的對牙本質新生研究，可能具有很大的突破。回顧一年的收穫，很慶幸能到密大這個良好的學術環境，認識許多良師益友，在學術生涯與個人經歷上這是無法取代的一年。

三. 心得

在這珍貴的一年中，拋下臨床與教學工作的負擔，把自己回歸到零點，盡量吸收與嘗試是我對這一年的規劃。幸運的是遇到很好的良師益友，以及到資源充足與規劃十分完善的研究機構，以及家庭的全力配合，讓我這一年不虛此行。在臨床治療方面，不僅學習電腦輔助 3D 陶瓷齒雕的製作，也參與牙科的幾個主要研討會。實驗室方面，不僅完成原先規劃的玻璃纖維根柱的試驗，也參與了分子醫學研究室，由起步學習到實驗執行，逐漸吸收了相關知識，並能上手操作。對這個原本未知的領域的涉入，是我這一年始料未及的收穫。

在研究成果方面，玻璃纖維根柱的試驗已收集斷裂強度，斷面正進行破壞力學分析。結果可望在明年國際牙醫學研究會發表。牙本質新生等動物實驗成果，由於陸續進入脫鈣、切片等部份，只限於初步組織學變化的觀察，後續的免疫組織染色等部份在實驗室其他成員完成後可進行判讀。牙本質黏著劑的生物毒性方面研究在與 Dr. Ritchie 討論後，待進行發表。

除了以上所述，個人感觸較深的是醫院與研究室的工作精神。如 Professor Yaman 身為臨床指導者，在其指導學生時間決不分心其他事。Dr. Dennison 對我遇到試驗機故障時，為我想盡辦法找 University of Detroit Mercy 的機器以繼續實驗，真不知如何感謝。Dr. Ritchie 對研究的投入，教學的熱誠、與遇到瓶頸永遠執著的精神，也對個人有所啟發。這些良師所呈現出的風範與慷慨的胸懷，是個人無形的領略，與有形的研究成果一樣珍貴。

四. 建議

1. 在生活方面:

本次進修很幸運，由於密大的完善宿舍規劃，在行前就可以定好宿舍，相較其他同事必須安頓家庭，花許多時間尋找住所，接洽水電等事宜，真不知節省多少心力。建議有機會進修同事可多方面收集資訊，除選擇個人學術領域專長外，有類似的宿舍安排的學校可以列入較優先考慮。反觀國內，要吸引國外訪問學者或交換學生，在這方面若可以完整規劃，讓訪問學者可以無後顧之憂，一定可以吸引更多學術交流。

2. 在研究方面：

許多臨床醫師較熟悉臨床工作，在進修一年中一方面有外界環境適應的問題，一方面進入實驗室，流程不清楚，是一大挑戰。如能先有實驗室的經驗，比較能儘快進入狀況。在國外實驗室的環境陌生，材料的供應並不如想像中容易，盡量準備好可能應用的硬軟體，不致等後援部隊由國內寄去，耗時費力。

3. 進修的機會：

在國外與國外友人言談中，他們均對台灣的研究能力、台灣研究人才的主動性與能力表示肯定，但同時也質疑，為何台灣學生出國比例逐漸減少。反觀彼岸大陸，許多學生主動爭取赴美進修或進入實驗室工作，因此在學生比例上有所消長。建議政府相關部門提供更多研究進修的經費與機會，讓更多的研究人才有拓展視野，增進與國外交流的機會。

誌謝

個人赴美研究一年，除感謝上述文中所有人在國外的幫忙外，要感謝很多人。醫學院宋瑞珍院長與陳志鴻院長的厚愛，都在出國前召見，訓勉有加。副院長湯銘哲提供宿舍與學校介紹，讓我對未知的環境不致擔心。在牙科內，劉佳觀主任不僅行前諄諄教誨，也調派人力協助牙體復形科的臨床重擔，一年內由於人力的短缺，科內同事張川陽醫師、謝達彬醫師分擔我的行政教學工作，對兩人很過意不去。助理黃相茹小姐與黃恆立、林鼎勝同學在醫工所張志涵教授指導下，幫我繼續執行國內進行的研究計畫；張志涵老師尚且指導我的學生楊靜宜的研究進行，對這些幫忙心中感激無法言喻。

抵美前幾週，由於外子的堂弟 Avery 為密大校友，對我們的生活安頓多次由芝加哥開車來協助，讓我們可以融入美式生活，享受特別的一年。他的丈母娘也在我們抵達當夜，開車於午夜接機。在抵美後，相識同一宿舍區的鄰居林孟東博士與彭美真夫婦，因此前幾週的生活採買、活動全部仰賴他們。一年來朝夕與共，遠親不如近鄰，真正人在國外就會驗證。這樣的互相照顧的情誼在人情逐漸淡泊的台灣應是少見。

學術上，Prof. Yaman, Dennison, Dr. Ritchie 的協助，自不在話下。Dr. Nor、Dr. Holland、Dr. McDonald 及 Prof. Peters 等教授的支持，使我能在研究上獲得充分協助，謝謝他們。更要感謝的是實驗室的好友 Ke Wan, 張學仁、李苑玲醫師，他們不僅協助我完成研究，在我遇到各方面困難時從旁協助，能有所獲。

另外，當地的學生蕭富元，在我們抵達時帶領我們勇闖數關報到，也協助我們到市政機關辦理手續。幾位牙科的研究生 Sabrina、Martha、Carol、Augustin、Tjan 等人的協助，好朋友 Nora Robinson 都給了我很大的幫忙。最後要謝謝的，是外子紀志賢醫師。在忙碌的研究工作外，尚要分擔家務，讓我沒有後顧之憂，並要承受我常常突如其來的好奇嘗試。我們的兩個女兒，

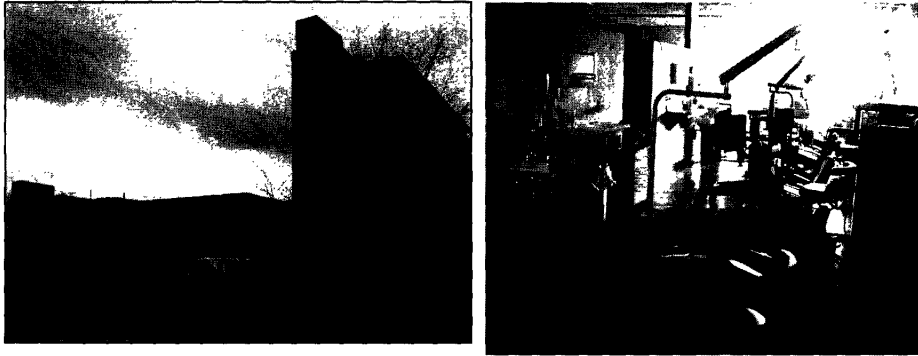
他們投入陌生的環境，接受陌生的語言，卻也快樂的 Survive 於異地。這種家庭凝聚的感覺，是在台灣忙碌的工作中，我所未有的體會。

圖表

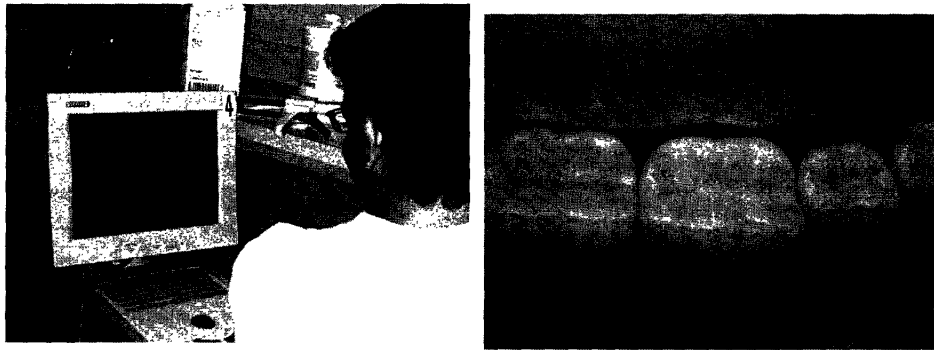
表一、陶瓷玻璃纖維釘住實驗所用材料

	Post type	Material	Lot no.	Post diameter	Post length in root
Group 1	SB post	Pre-sandblasted Stainless steel	63515LL	1.44 mm	10 mm
Group 2	SB post	Pre-sandblasted Stainless steel	03795M	1.44 mm	5 mm
Group 3	GF Post	Glass fiber	03238	1.40 mm	10 mm
Group 4	GF Post	Glass fiber	03238	1.40 mm	5 mm
Group 5	CF post	Carbon fiber	02283	1.40 mm	10 mm
Group 6	CF post	Carbon fiber	02283	1.40 mm	5 mm
Ultra-Etch		35% phosphoric acid	V087		

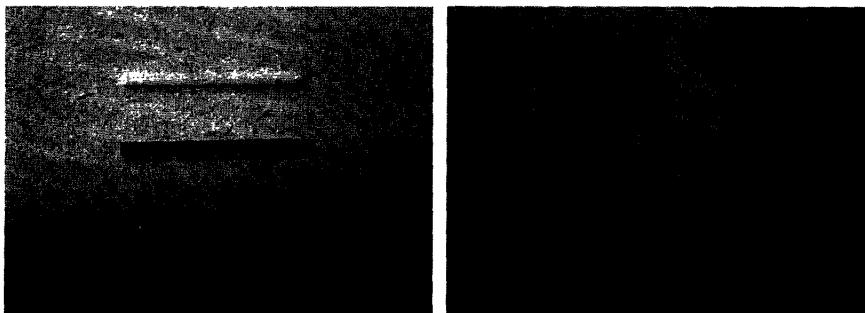
圖一、左：密大牙醫學院。右：復形及齶齒學科臨床門診



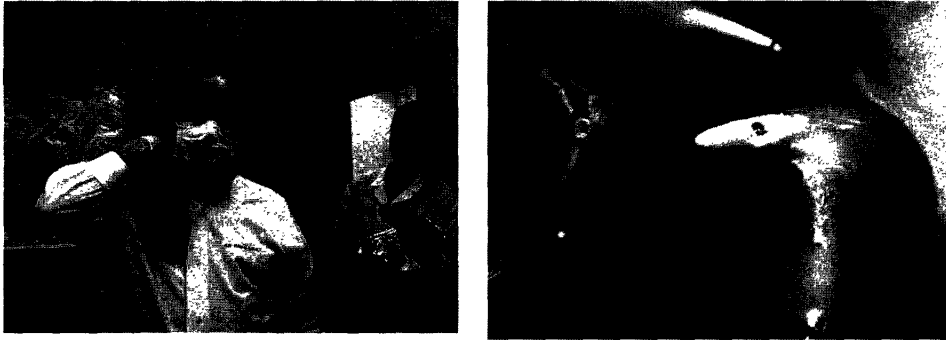
圖二、左：學生操作西門子 Cerec 3D 陶瓷齒雕製作機。右：我的齒雕製作全陶瓷牙冠



圖三、左：所選定三種材料釘柱(由上到下)陶瓷纖維釘柱、碳纖維釘柱與傳統的金屬釘柱。右、收集的前牙樣本



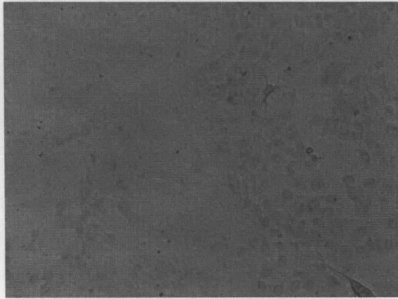
圖四、左：Professor Holland and ferret。右、進行覆髓實驗。



圖五、Instron 材料試驗機上測試斷裂強度



圖六、以免疫組織化學反應法，探討不同濃度蛋白質的藻膠實驗。左：0.2ulPP2
的免疫組織染色。右：5 ulPP2 的免疫組織染色。



Research Protocol

Fracture resistance of devitalized teeth restored with different prefabricated posts -- Experimental approach and finite element simulation

Shu-Fen Chuang, DDS,^a Peter Yaman, DDS, MS,^b and Joseph B. Dennison, DDS, MS^c

Medical College, National Cheng Kung University and School of Dentistry, University of
Michigan

^a Clinical assistant professor, Departments of Dentistry, National Cheng Kung University Hospital, Tainan, Taiwan.

^b Clinical Professor, Department of Cariology, Endodontics, and Restorative Sciences, School of Dentistry, University of Michigan, Ann Arbor, MICH

^c Professor, Department of Cariology, Endodontics, and Restorative Sciences, School of Dentistry, University of Michigan, Ann Arbor, MICH

Address correspondence to Shu-Fen Chuang, DDS

1610 McIntyre Dr., Ann Arbor, MI 48105, USA

Tel: (H) 734-647-0980, (O) 734-764-1532

E-mail: sfchuang@umich.edu

Fracture resistance of devitalized teeth restored with different prefabricated posts -- Experimental approach and finite element simulation

Introduction

Endodontically treated teeth are known to lack a lot of tooth substance loss, either from preexisting decay or endodontic therapy, thus presenting a high risk of root fracture. In consideration of treating these devitalized teeth, use of post-and-core system is usually considered necessary for severely destructive teeth to rebuild their structures and retain restorations. Many types and techniques of post-and-core systems, including cast posts and prefabricated posts, are provided for clinical use. Their survival rates were dependent to their materials, design, tooth and restoration conditions, and also varied in different literatures.

Many prefabricated metal alloy posts were reported to present stress concentration around apex of the posts and resulted in unfavorable root fracture. Recently, the preference of dentists has changed from post of rigid materials to those of less rigid materials such as carbon fiber posts, composit-post systems, ceramic posts, and fiber composite laminate post cores. Some investigators had demonstrated that using posts with similar biomechanical properties as dentine created a mechanically homogenous unit and reduced risk of root fracture.

The aim of this study is to investigate that the stress distribution using different posts in devitalized tooth by computational method, finite element analysis (FEA), and to compare result of the simulation with that of in vitro mechanical test. The result from this established simulation model can help to analyze the fracture mechanics in the actual experiment even the behavior in vivo. By realizing the influence of material properties of posts on the stress distribution in post, and surrounding root wall, clinicians will be aided in proper post core material selection.

Materials and Methods

Experimental test

Sixty intact extracted teeth are chosen for the experimental mechanical test. All the chosen teeth are similar in their diameter and root length. Mean root length of these teeth is 15.42mm (SD 0.85mm). After cleansing, these teeth are examined for any crack and fracture under light microscope, and then stored in isotonic saline with 1 % sodium azide. Coronal portions of the test teeth are removed but leave 2mm higher than CEJ level. The root of each tooth is instrumented with a conventional step-back technique to a file size of #40 at the apical constriction. Each canal is then obturated with gutta-percha by the lateral condensation technique. After completion of root canal obturation, these teeth are divided into 6 experimental groups by different kinds of posts and post length (Table 1). In group 1, 3 and 5, 10 mm of gutta-percha is removed with a heated plugger. In another 3 groups, 5 mm of gutta-percha is removed. The specimen teeth are then stored at 100% humidity for 24 hours.

Since the post will be inserted into root canal at different length, a taper-shaped post is inappropriate for the experimental design since its tips will be too thin to fit the root canal. Three posts with parallel cylindrical shape but constricted tips are chosen for the present study: one stainless steel post, SB post; one glass fiber post, GF post; and one carbon fiber post, CF post. All of them come from the same manufacturer (J.Morita).

The root canal space in each tooth specimen is prepared with a special spiral reamer (L3, Lot no. 7260) corresponding to the chosen size of post. The selected posts are shortened to the designed length and leave 5 mm coronal extending length. The post room space in each tooth is water-rinsed and thoroughly dried with absorbent points. Then the post room space is primed with Bistite II DC primer 1/primer 2 (J. Morita)

according to manufacturer's instruction. One coat of a dual-cured resin cement Bistite II DC (J. Morita) is applied in the root canal for the cementation. Then the tooth is cemented with the post respective to experiment design and cleaned the excess cement. After five minutes, the exposed coronal portion of post and coronal portion of the teeth are primed with Bistite II DC primer 2 and followed by 10 seconds of light-curing. For standardization of core volume, preformed translucent core formers are made from a stone cast. Clearfil Photo Core resin is condensed into the former and slip on the root. The excess is removed and then the composite is light-cure through the core former for 60 seconds. After removing the core former with a sharp scalpel, the core is prepared to remove remained flush and create a 10° taper feature. The crown margin is not at the same level as the core margin but located approximately 1 mm cervically in a chamfer margin (ferrule design).

The teeth are impressed with poly-vinylsiloxane and poured into stone model. Wax patterns is formed in each tooth with a palatal step design (0.3 mm deep and 1 mm wide), then cast with a Ni-Cr alloy (Wiron 99; Bego). The cast metal framework are fired with porcelain (Vita) with 1.5 mm thick labially and 1mm thick lingually but exposed the palatal step to form the porcelain-fused-to-metal crown. The fabricated crown is luted to the composite cores with Bistite II DC cement.

To test the fracture resistance, the root of each tooth is covered with a thin coat of rubberized film (Plasti-Dip, PDI Inc, Circle Pines, MN) to simulate the periodontal ligament. The tooth is mounted in a stone model with a 135° labially tilted and fixed in a special jig. A universal testing machine is used to apply a load at a crosshead speed of 0.5 mm/min until failure occurred. Failure is defined as the point at which the loading force causes either fracture of root/ post/crown, bending the post, or debonding of the post. After loading, mode of failure from all specimens is observed and analyzed with a microscope. All data are analyzed statistically.

Finite element analysis

One intact extracted tooth, with 22.5 mm in total length and 14.8 mm of root length, is chosen for the construction of finite element simulation model. Coronal portion of the tooth is removed and the root is instrumented and obturated with gutta-percha as above mentioned. After obturation, 10 mm length of gutta-percha is removed to leave the post space. Root canal of this tooth is prepared with GF post spiral reamer (J. Morita) to the dimension of 1.40 mm post room. The root canal is water rinsed, dried with paper absorbent points, and primed with Bistite II DC primers according to manufacturer's instruction. Then the post room space is applied with one coat of Bistite II DC resin cement. A CF post (J. Morita) with 1.40 mm post diameter is cemented into the canal. After 5 minutes, the post is shorten but leaves the same coronal extending length as the experimental teeth. Then the tooth is restored with core and crown as the experimental teeth.

After completion of the restoration, the tooth is embedded with a red resin (Duralay, Reliance Dental Mfg. Co, Worth, Ill). The embedded resin block is measured the original height and serially ground off its thickness with a Grinder (ECOMET 3, Buhler) (Fig 1). The ground surface images are recorded every 0.3-0.5 mm at the crown portion and every 0.7 to 1 mm at the root portion with a flatbed scanner and saved in a PC-compatible computer.

An in-house program developed for image processing (Chuang & Lin, 2003) is applied to detect the boundaries of the crown, core, post, and root from each sectioned image. An automatic three-dimensional mesh program (Lin et al., 1999) which provides the function with verifying nodes of the uniform shape, is employed to generate the element meshes for the model. The ANSYS preprocessor is used to build up the 3-D finite element model. The model is meshed with quadratic tetrahedral element (solid92).

The completed model is used to simulate the experiment group 1, group 3, and group 5. A pseudo-contour of periodontal ligament and alveolar bone is created to surrounding the tooth model. The ANSYS solver is employed to perform stress analyses. At first, one group is meshed with different sized element to compare the convergence effect. After the numerical convergence is tested, the element size is chosen for all of the model construction. For the remaining three groups, a pseudo-contour is created by drawing back the simulated volume of the post to be 5 mm long in the canal. The space occupied originally by the post was replaced with gutta-percha. The material properties of the dental tissues and restorative materials were adopted from literatures (Table 2).

A loading force of 300N is applied 70° to the lingual surface. By using the finite element method in this study, it is anticipated that the influence of individual structural geometry and the variation in mechanical property in different specimen could be overcome. Considering the local tensile stress is the most potential failure stress. The stress to be observation will include tensile stress (located in post and root wall), principle stress, and von Mises stresses. Result about tensile stress will show the nature of the stress, while von Mises stresses show the location of the most highly stressed areas.

Table 1. Groups, their post types, materials, and experimental designs

	Post type	Material	Lot no.	Post diameter	Post length root
Group 1	SB post	Pre-sandblasted Stainless steel	63515LL	1.44 mm	10 mm
Group 2	SB post	Pre-sandblasted Stainless steel	03795M	1.44 mm	5 mm
Group 3	GF Post	Glass fiber	03238	1.40 mm	10 mm
Group 4	GF Post	Glass fiber	03238	1.40 mm	5 mm
Group 5	CF post	Carbon fiber	02283	1.40 mm	10 mm
Group 6	CF post	Carbon fiber	02283	1.40 mm	5 mm
Ultra-Etch		35% phosphoric acid	V087		

TABLE 2. The elastic properties of the modeled materials (quoted from EskitascýogluG, et al., 2002)

Material	Young's Modulus (GPa)	Poisson's Ratio	Reference
Dentine	18.6	0.31	a
Periodontal ligament	0.0689	0.45	a
Gutta-percha	0.00069	0.45	a
Spongiose bone	1.37	0.30	b
Compact bone	13.7	0.30	b
NiCr	200	0.33	c
Resin Composite	16.6	0.24	d
Carbon fiber	21	0.31	e
Glass fiber	41	0.31	f

a. Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JG., 1983

b. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD, 1980

c. Williams KR, Edmundson JT, Rees JS, 1987

e. Technique information from Composipost

f. Technique information from Snow-white post

Fig 1. (Left) The embedded resin block is measured the height to calculate the ground off height. (Right) The grinder ECOMET 3 (Buhler)

