

雷射全瓷冠移除技術

— 實驗室原理證明的概念驗證研究

— 第二階段 牙冠脫膠時間

作者簡介 *Peter Rechmann, DDS PhD,* Natalie C.H. Buu, DMD, Beate M.T. Rechmann, and Frederick C. Finzen, DDS*

■ School of Dentistry, Department of Preventive and Restorative Dental Sciences, University of California at San Francisco, 707 Parnassus Avenue, San Francisco, California 94143

譯者 龔萬儀 · 黃萬騰 醫師 · 柯俊宏 博士



背景和目標：

全瓷冠的移除是在牙醫診所裡一個耗時的過程。一直以來，在全瓷冠移除技術上所做的研究非常的少。這個第二階段的概念驗證的實驗試驗研究的目的是評估是否 Ivoclar Vivadent 全瓷冠可以有效地使用鉬雅各雷射從自然牙上移除而不損害下面的牙齒結構。

研究設計／材料和方法：

所用的陶瓷材料為 IPS E.max CAD Lithium-disilicate 二矽酸鋰 (LS₂) (E.max CAD) 和 IPS E.max ZirCAD Zirconium oxide 氧化鋯 (二氧化鋯瓷塊) (ZrO₂) (ZirCAD) (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein)。臼齒，

不管單顆的或是排在人工齒列裡，都已經作好了安裝全瓷冠的準備。邊緣採用羽毛狀設計 (feather edge) 和一般設計 (regular margin) 的 Coping (牙帽/頂蓋/內冠/蓋冠) 和 Full Contour Crown (全輪廓冠) 也進行了修形。全瓷冠是用 Ivoclar Multilink Automix 粘結與牙齒上。使用鉬雅各雷射剝離每個牙冠的時間也進行了測量。鉬雅各雷射 Er : YAG (LiteTouch, Syneron, Yokneam, Israel) 使用時是配合1100微米直徑的光纖尖頭，能夠使能量高達600mJ/脈衝。(波長2,940nm，10Hz的重複率，脈衝持續時間為100ms，在126mJ/脈衝，和400毫秒在590mJ/脈衝)。雷射照射時，以設計好的模式施加到冠面的距離為10mm。Air-water spray (空氣-水噴霧) 則以每分鐘67毫升的速率施加到牙冠上。

結果：

所有全瓷冠，在使用雷射後都成功脫粘。全陶瓷 E.max CAD 冠脫膠的平均時間為 190 ± 92 秒 (average \pm SD)。ZirCAD 羽毛薄邊牙冠 (featheredge crown) 的脫膠時間為 226 ± 105 秒和 ZirCAD 一般標準邊緣牙冠的脫膠時間為 312 ± 102 秒。牙冠並無斷裂，也沒有檢測到底層的牙本質受到任何損害。

牙本質黏著劑經過鈔雅各雷射照射後發生變質。此外，沒有觀察牙本質/黏著劑接口發現到碳化的跡象。

結論：

鈔雅各雷射的能量可以成功有效地使用於全瓷全輪廓冠從自然牙的移除而不會損壞底層的牙齒結構。

Key words：

all-ceramic crowns; Er:YAG laser; laser debonding; crown removal; debonding time; zirconiumoxide ; lithium-disilicate

簡介

因為齲齒，牙體大面積填充，齒裂或根管治療會削弱到牙齒結構，因而造成了牙冠使用上的需求。烤瓷熔附金屬全冠 (Porcelain fused to metal (PFM) crowns) 是一種在金屬合金上堆疊燒瓷的牙冠，現佔據著牙色修復體的主要市場。然而，在過去幾十年中，物理特性和陶瓷材料的製造方法的巨大進步

已導致越來越多地全瓷牙色冠的使用^[1]。此外，粘合技術的進步允許了全瓷冠在牙齒上的粘合，也增加了全瓷冠在牙科界的使用率^[2,3]。於美學，牙色的修復補綴上日益增加的需求，引起了陶瓷牙體越來越多地使用與前冠以及後牙。全瓷冠用於後牙所需要的材料必須可承受較高的咬合力。較新的陶瓷材料，如二矽酸鋰 (LS₂)，還有尤其氧化鋯 (ZrO₂)，在所有的陶瓷中具有最高的抗斷裂性，因而讓全瓷冠能夠在實用上有效地替代烤瓷冠 (PFM Crowns)^[1,2,6]。最近已發展到使用配合解剖學形狀之CAD/CAM整塊狀的牙冠就可以實現審美以及功能上的要求。整塊狀的牙冠不會受到陶瓷貼片碎裂的問題。此外，其他故障及失敗的情況，如疲勞上的失誤也能有效的預防^[3,5,7-9]因此，這些牙體系統被認為是金屬陶瓷修復補綴的潛在替代品。

(本文已正式取得Rechman教授的授權翻譯)

Conflicts of Interest Disclosures: All authors have completed and submitted the ICMJE Form for Disclosure of Potential Conflicts of Interest and have disclosed the following: [This is a PI initiated study partially sponsored by Department discretionary funds and partially sponsored by Ivoclar Vivadent AG].

*Correspondence to: Peter Rechmann, DDS, PhD, University of California at San Francisco, School of Dentistry, Department of Preventive and Restorative Dental Sciences, 707 Parnassus Avenue, San Francisco, CA 94143, USA.

E-mail: rechmannp@dentistry.ucsf.edu

Accepted 14 July 2014

Published online in Wiley Online Library
(wileyonlinelibrary.com).

DOI 10.1002/lsm.22280

當需要移除一個PFM牙冠時，相對較軟的PFM烤瓷冠可用金剛石 (diamond) 或碳化鎢鑽 (tungsten carbide bur) 分段切開^[10]。然後從邊緣扭轉開，使兩半部能迅速取出。相比之下，高強度全瓷冠是非常難以分段和移除的。PFM烤瓷冠的抗折強度為120百萬帕 (120 MPa)^[11]，黏著後的白榴石強化瓷 (leucite-reinforced porcelain) 具有200-220百萬帕^[12-15] 抗折強度，full contour LS2 牙冠的抗折強度超過360百萬帕 (CAD/CAM製造) 和400百萬帕 (pressed)^[16]。基本上，一個 full contour zirconia crown 氧化鋯冠可承受的力為1,000百萬帕。因此，移除的過程是非常耗時的。金剛砂很快地會變得遲鈍，而且也會因為牙冠材料和金剛石鑽之間的接觸時間過長而時常產生火花^[17]。

當切割瓷冠時，會面臨到的主要的困難在於牙醫師要區分牙鑽是在切割瓷冠，還是已經到達了黏著劑的部分或是更深層的牙本質結構。由於所有三種材料外表都比較白，視覺上的差異比較難區分^[18]。牙醫往往會停下來進行評估，希望不要切入健康的牙體組織。

全瓷冠去除技術上所做的研究非常的少。隨著脈衝雷射的引進和推出，在使用這些雷射於去除全瓷冠的可行性不斷增加。鉬雅各雷射用於切除牙齒硬組織^[19-22] 複合樹脂^[23-25] 上都非常安全。如前面的文獻所示，這些短脈衝雷射是一種使牙貼面脫膠並且同時避免牙髓過熱的一種很有效的方法。如果玻璃離子黏著劑能夠迅速剝離，那就可避免因緩慢的熱軟化^[26-28] 過程所導致的熱傳導^[29]。

在最近的研究中，我們已經證實，用鉬

雅各雷射可使瓷貼面從牙齒上完整的剝離，而不損害健康的牙體組織。瓷牙貼面 (IPS Empress Esthetic 與 e.max Press HT) 的剝離過程在時間上非常有效率，平均只要100秒就可以把每個貼面都移除掉。

這個第二階段概念實驗室驗證的研究目標是評估是否以抗斷裂的陶瓷如二矽酸鋰 (LS2) 和氧化鋯 (ZrO₂) 製成而具有較高的抗彎強度的 Ivoclar Vivadent 全瓷冠，可以有效地使用鉬雅各雷射從自然牙取出。

基於這個原因，在這個試驗性研究的第二階段，我們只測試了 IPS E. max CAD 和 IPS E.max ZirCAD，而並沒有測試只能提供二矽酸鋰LS2大約50%的抗彎強度，並在第一階段實驗室研究測試的所有材料中的擁有最低彎曲強度指數的白榴石 leucite glass-ceramic Empress Esthetic。

Empress Esthetic 全瓷冠對去除過程上提供了相對較低的挑戰。這項研究的目的是要證明，使用鉬雅各雷射能夠順利和及時的使具有較高的抗彎強度的全瓷冠成功脫膠並從牙齒上去除，而同時不會對底層牙齒結構造成不必要的損害。

據我們所知，這篇文章是第一個展示出高效率的雷射全瓷冠去除技術研究的科學出版物。

材料和方法

我們假設了可以應用鉬雅各雷射從自然牙上移除的 Ivoclar Vivadent 二矽酸鋰 LS2 和氧化鋯全瓷冠而不破壞底層的牙本質。為了檢證這一假設，我們進行了多次雷射全瓷冠去除的試驗。

在預測試驗中，我們首先研究了二矽酸

鋁LS₂和氧化鋯全瓷內冠去除上所用的時間，接下來，我們評估在單顆牙齒上去除全輪廓冠的過程。最後，我們評估了在人工齒列的全瓷全輪廓冠拆除的時間。

陶瓷材料

在這項研究中所用的陶瓷材料是 IPS E.max CAD 色階 LT A2 (LS₂) (E.max CAD) 以及 IPS E.max ZirCAD 色階 MO0 (ZrO₂) (ZirCAD) (Ivoclar, Vivadent, Liechtenstein) 這項研究所使用的全瓷冠和全輪廓冠皆是 Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, NY, USA 生產的。

前項測試- 全瓷薄蓋冠和全輪廓冠從獨立的牙齒上去除

在前項測試中，我們應用了全瓷冠和全輪廓冠於尋找使用雷射去除全瓷冠的基本參數。薄蓋冠 (Coping) 是由一種非常薄的基底材料覆蓋在預備好的牙齒上。接下來在臨床使用上，薄蓋冠可以更進一步的與其他陶瓷材料堆疊而成為全輪廓的牙冠。在接受頂蓋和全輪廓的牙冠之前，牙齒修形的錐角角度為4-8度。印模是由 Ivoclar Virtual extra light and heavy body 的聚乙炔基矽氧烷 polyvinylsiloxane (PVS) 印模材料所製成。對於該研究的這一前項測試的部分，所有的牙齒被安裝在一個小型的固定器上，所有的牙齒並不相鄰。

四個 E.max CAD 牙冠 (色階 LT A2) 和四個 ZirCAD 牙冠 (色階 MO0) 頂蓋經過修形後粘合到對應的牙齒上 (步驟見下文)。粘合後的 E.max CAD 牙冠顯示出均勻的1毫米牙壁厚度。ZirCAD 牙冠的牙壁厚度為

0.5至1.0毫米。

接下來，八個臼齒都已準備好接受全輪廓全瓷冠。在牙冠的設計和製作上，所有的牙冠都有詳細的厚度要求。邊緣的寬度規定為1毫米，而在接觸點上厚度的要求為1.5毫米。非功能性咬頭 (non-functional cusps) 採用1.5mm厚度的設計，而功能性咬頭 (functional cusps) 厚度的要求為2.0毫米。

全瓷全輪廓冠從人工齒列的牙齒上去除

在這最後的測試階段，我們進行了 E.max CAD 全輪廓冠，ZirCAD 羽毛薄邊牙冠和 ZirCAD 一般標準邊緣牙冠的去除測試。在這部分的研究中，所有的牙齒都被安裝在人工齒列上。共計四十個臼齒為這部分的牙冠雷射去除研究進行了準備。二十個臼齒被分配到 E.max CAD 組，另外二十個臼齒被分配到 ZirCAD 陶瓷組。

如同前項測試，所有的牙齒修形的錐角角度為4-8度。全部二十個 E.max CAD 牙冠和其中十個 ZirCAD 牙冠都指定了統一的厚度。在接觸點處的厚度限定為1.5毫米。非功能性咬頭採用1.5mm厚度的設計，而功能性咬頭有著2.0毫米的厚度。牙冠修形和設計上允許的邊緣寬度在1毫米。其餘的十個 ZirCAD 牙冠進行了“羽毛薄邊”的修形。羽毛薄邊牙冠仍是作為全輪廓冠設計的，但是修形和牙壁厚度在1至1.5毫米之間。頸緣 (cervical margin) (牙骨質-牙釉質交接CEJ) 寬度為0.3~0.5毫米。印模是由 Ivoclar Virtual extra light and heavy body 的聚乙炔基矽氧烷 (PVS) 印模材料所製成。E.max CAD 牙冠是以色階 LT A2 製造，而 E.max ZirCAD 牙冠製成的顏色色階是 MO0。

牙冠設計及修形完成之後，所有研究中所使用的牙冠上的部分都進行了測量以確認它們的厚度 (Mitutoyo micrometer, model # IDC-112E, Mitutoyo America, Aurora, IL)。近心側，遠心側，頰側，舌側以及咬合面都進行了測量。在每個表面的最厚區域進行了三次測量，並進行了平均值的計算。

在進行牙冠黏合時，遵照製造商的使用說明，在牙冠表面使用酸蝕底劑 (Monobond plus) 進行表面處理，後放置在修復體黏接劑裡 (Ivoclar Multilink Automix [黃色階])。製造商的說明裡有提到，這些劑量裡並無任何矽烷 (silane) 的含量，因此可能的化學結合並不會發生。黏合後，將 E.max CAD 牙冠放置在37°C生理鹽水溶液為期4-21天。ZirCAD 牙冠在生理鹽水溶液中放置1-15天。

雷射設置

在這項研究中所用的雷射是鈔雅各雷射 (LiteTouch by Syneron, Yokneam, Israel)，配有2940nm (奈米) 的波長，10Hz (赫茲) 的重複頻率，和100微秒在126mJ/pulse (毫焦/脈衝) 到400微秒在590mJ/pulse (毫焦/脈衝) 的脈衝持續時間。

脈衝持續時間是使用一個熱電冷卻的 HgCdZnTe 汞碲鋅鎘 (HCZT) 探測器 (BSA Technology Model PCI-L-2TE-12, Torrance, CA) 的1,100毫米直徑的藍寶石尖頭來測量。雷射脈衝的形狀為正方形，並在最開始呈現出尖峰形狀 (initial sharp peak)。在光纖尖頭的尖端呈現的光束曲線分佈為高頂禮帽 (tophat) 的形狀。實驗前和之後的每一

個步驟，在光纖尖頭的尖端部分都使用電錶 (Energymax 400, Molectron Detector, Inc., Portland, OR)。進行了雷射的能量輸出測量。

在雷射照射下，使用藍寶石光纖尖頭從陶瓷表面的距離為 (5到) 10毫米。根據先前的雷射能量傳輸測量 (之前的報告)，鈔雅各雷射配合不同的材料和材料厚度使用了不同的能量 (每脈衝304mJ (毫焦) 到590mJ (毫焦) 之間，10Hz赫茲脈衝重複頻率 (pulse repetition rate))。牙沖洗灌注器 (牙沖洗注射器/牙間沖洗器) 的 Air-water 空氣-水噴霧對著牙冠表面沖洗。水流量則反覆以67毫升每分鐘的水的速率施加。

我們對照射牙冠直到全瓷冠剝離所需的時間進行了測量。為了測試是否牙冠已經充分剝離，我們一開始照射1分鐘後便檢查第一次。在牙冠的頰側面與舌側面放一個鉗子並往咬合方向施加脫位的移動力。

如果使用輕微拉力時沒有檢測到任何牙冠的移動，我們繼續進行雷射剝離的過程。當剝離足夠了，直接使用鉗子輕微的施力便能把牙冠拉扯下來。或者，牙冠由於照射過程中因消融的壓力而自主性剝離的時間也進行了測量。

剝離後，下面的牙齒結構進行了2.5倍得放大檢查，查看有無肉眼可見的損壞。我們也在臨床上考察了黏著劑及其附着到牙本質和全瓷冠的程度。

雷射剝離過程

下面將說明全瓷全輪廓冠剝離時所使用的雷射照射模式：雷射先從咬合面開始照射，照射光纖在30秒的時間裡從牙齒的頰

側到舌側來回移動，從一個接觸點照射到另一個。當尖頭來到了與其之前相對的接觸點，重複相同的照射模式從頰側到舌側來回移動直到到達原始接觸點（目測用1mm的寬條紋畫在表面上）。當尖頭到達最初的接觸點，照射的方向由近中變為遠中（和往復/反之亦然），而咬合區是從接觸點照射到另一個接觸點。下一個步驟是照射頰側角/咬頭，時間最多為30秒。

接下來，繼續往下照射頰側面的時間不要超過30秒，在這期間，只有一次擊中頸緣。接著，以照射頰側面同樣（先照射舌側角/咬頭，後往下照射頸緣）的方式照射舌側角/咬頭和舌側面不超過1分鐘的時間。

頰側面和舌側面的照射方式是由上到下，從切緣到頸緣進行照射。最後，鄰牙面的照射方式是深入進去鄰牙面，用和鄰牙同一個方向由上到下照射（光纖平行於鄰牙）——從舌側面和頰側面兩個位置開始（最多1分鐘）。

這個臨床實驗步驟所得到的總照射時間大約為3.5分鐘。開始的照射能量為每脈衝550毫焦耳（1,100微米光纖頭）。黏著劑的透明度改變，或顏色變灰色等等的變質都影響著照射距離。如果變化是立即發生的，照射距離增加，而“畫”的速度也隨之增加，才能使總剝離時間縮短。通常，照射尖頭離陶瓷表面的距離為10毫米遠。注射器的空氣-水噴霧以大致45度的角度瞄準了光纖尖端和牙冠表面。從陶瓷表面保持距離能防止在剝離過程產生火花。有些牙冠照射過程中就會自動的彈出，有些需要鉗子的輔助。

拆除 ZirCAD 冠時花了更多的時間在接觸點的照射上。每個接觸點都是從咬合脊側

的方向照射。此外，從頰側面和舌側面開始，照射從超過接觸點的方向引導到接觸點。持續對從接觸點下方的部分到頸緣的部位進行照射。

結果

前項測試- 全瓷冠從獨立的牙齒上去除 雷射全瓷薄蓋冠應用於獨立的牙齒上的去除技術

四個 E.max CAD Coping（牙帽/頂蓋/內冠/薄蓋冠）有1毫米左右的壁厚（厚度邊距值高達1.3毫米），進行脫膠時，鉬雅銘雷射所使用的為每脈衝300mJ的雷射能量。每個Coping（牙帽/頂蓋/內冠/薄蓋冠）去除時所需的時間為2-3分鐘。並未觀察到在Coping（牙帽/頂蓋/內冠/薄蓋冠）或者下面的牙本質有任何的裂縫，更改或破壞。所有的Coping（牙帽/頂蓋/內冠/薄蓋冠）很容易被拉斷用鉗子或自行彈出。氧化鋁頂蓋與為0.5mm的壁厚用300mJ的激光脈衝能量為約2分鐘脫粘。氧化鋁冠與牆厚度為1.0mm時則用每脈衝500mJ的能量在不到5分鐘脫膠。

再一次，剝離後的上述牙冠並沒有表現出破壞的跡象，底層牙本質也未觀察到有變化。在所有情況下，黏著劑出現變質，而且容易以鈍器“刮除”牙齒及牙冠的內部（圖1a和1b）。

雷射剝離單一牙齒進行的全瓷全輪廓冠

E.max CAD 牙冠呈現的軸向壁厚為1.5-2毫米，邊緣為1mm的厚度，和咬合面為2毫米厚（2個A2色階與2個A4色階）。所有全



Fig. 1. 氧化鋯薄蓋冠為0.5mm的壁厚;
(a) 剝離E.max ZirCAD coping後的牙冠表面，黏著劑變成白色而且黏黏的，並且主要只有出現在牙齒表面;
(b) ZirCAD coping 的內部顯現出幾乎完全乾淨。

輪廓冠使用雷射進行剝離。剝離時間分別為2:00·2:30·2:15·3:30 (分:秒)，以每脈衝約500毫焦耳的雷射能量。隨後，幾個牙冠被重新鞏固並再次雷射剝離。有一些粘著於牙齒的牙冠一直保持在生理鹽水溶液2-7週，並未觀察在雷射剝離時有明顯的差異。

雷射剝離位於人工齒列的全瓷全冠輪廓 人工齒列全瓷 E.max CAD 全輪廓冠的雷射剝離

所有黏著於單獨牙齒後，插入放置在人工齒列上的20個 CAD 全瓷全輪廓冠都成功地進行雷射脫膠和去除。圖2顯示了 E.max CAD 牙冠置入於人工齒列上用於銜接鄰牙的測試 (一個雙尖牙和1大白齒)，固定螺釘在後面部分可見。雷射能量設定為560毫焦，但由於有不同的組別其雷射的脈衝能量在實驗過程中在500到590毫焦之間變化。所有的牙冠都是整個剝離，並沒有牙冠在剝離過程中斷裂，在之後的觀察中有發現其中一個牙冠在邊緣呈現微小的齒裂。

去除的牙冠的咬合面實際平均厚度為 1.91 ± 0.25 毫米 (平均標準偏差[SD])，頰側面為 1.68 ± 0.15 毫米，舌側面為 1.75 ± 0.26



Fig. 2. E.max CAD牙冠置入於人工齒列上的滑機用於銜接鄰牙的測試。

毫米，而近心面和遠心面為 1.82 ± 0.21 毫米。20個 E.max CAD 牙冠的雷射剝離/去除平均時間進行了計算，全瓷冠進行脫膠的時間為 190 ± 92 秒 (平均值 \pm SD)。能引起脫膠的照射時間在85秒至420秒的範圍內。20個牙冠裡其中的八個牙冠被拆除的時間範圍為85-150秒。

雷射剝離人工齒列上的全瓷 zirCAD 羽毛薄邊全輪廓冠

全輪廓氧化鋯羽毛薄邊冠的咬合面實際平均厚度為 0.90 ± 0.1 毫米，頰側面為 $0.96-0.05$ 毫米，舌側面為 $0.95-0.05$ 毫米，而近心面和遠心面為和 0.98 ± 0.04 毫米的 (平均值 \pm SD)。在牙齦緣 (Gingival margin)，這些牙冠的最小厚度為0.6毫米，頸緣最薄處的區域厚度平均值為 0.67 ± 0.05 。牙齦緣 (Gingival margin) 的最大平均厚度邊距是 0.9 ± 0.05 毫米。

所有10個黏著於白齒上然後放置在人工齒列的 Ivoclar ZirCAD 羽毛薄邊全輪廓冠，都成功的進行雷射脫膠和去除。所有的牙冠都是整個剝離，並沒有冠在剝離過程中斷裂。底層的牙本質未觀察到變化。

ZirCAD 羽毛薄邊冠拆除時所需的照射時間從160秒到492秒不等。平均去除時間為 226 ± 105 秒(平均值 \pm SD)。

由於這是概念驗證的研究，平均去除時間的計算會包括所有雷射嘗試的過程中進行調整的情況，其中(雷射能量已經下降到每脈衝小於450毫焦耳)。如果這些延遲的時間被排除在外，則平均去除時間將減少 196 ± 50 秒。

全瓷氧化鋯全輪廓冠(正常邊緣) 在人工齒列進行雷射剝離

全輪廓氧化鋯冠 ZirCAD (正常邊緣) 在咬合面的平均厚度為 1.89 ± 0.18 毫米，頰側面為 1.6 ± 0.08 毫米，舌側面為 1.55 ± 0.05 mm，而近心面和遠心面為 1.57 ± 0.07 毫米(平均值 \pm SD)。

所有10個黏著於臼齒上然後放置在人工齒列的 Ivoclar ZirCAD 全輪廓冠，都成功的進行雷射脫膠和去除。所有的 ZirCAD 牙冠都是整個剝離，並沒有牙冠在剝離過程中斷裂。底層的牙本質未觀察到變化。圖3顯示了 ZirCAD 全輪廓冠移除之後的情況。接觸點接受的雷射能量較少，而黏著劑發生了變質破壞，而其他部分接受到的能量較多，在黏著劑及牙冠界面處(cement/crown interface)產生了些微的碳化。

十個 ZirCAD 牙冠的個別移除時間為210到501秒之間。平均而言，一個 ZirCAD 全輪廓冠是在 312 ± 102 秒時雷射脫膠。

同樣的，排除嘗試的過程中進行調整的時間，平均 ZirCAD 全輪廓冠去除時間將減少到 253 ± 69 秒。



Fig. 3. ZirCAD全輪廓冠移除之後的情況。圖中顯示了近心接觸點；在接觸點幾乎沒有變黑，而牙冠界面處(cement/crown interface)則產生了些微的碳化。

黏合劑在雷射去除牙冠後的情況

在所有雷射牙冠脫膠和剝離的情況下，黏合劑幾乎完全被破壞。在大多數情況下，大多數的黏合劑仍留在牙齒的軸向壁表面和牙冠的咬合內表面。黏合劑呈現出的狀況為易碎，容易散開。如果黏合劑在去除牙冠的時候還未“脫落”，使用鈍刮刮除就可輕易的去除。

如果產生了碳化的反應，牙冠－黏合劑之間的界面處是唯一能觀察到這種反應的地方。在黏著劑及牙本質界面或是牙本質本身並不會產生任何的碳化反應及變色。除去氧化鋯冠時碳化的情況在牙冠－黏合劑之間的界面處發生更頻繁。

討論

在先前的研究中，我們已經證明，陶瓷貼面可以很容易地且有效地從使用鈿雅各雷射從拔出的牙齒去除^[30,31]。貼面可進行剝離而不損壞下面的牙齒結構。

此外，在概念驗證的研究的第1階段中，我們已經表明，從 Ivoclar Vivadent 全瓷冠材料，LS2，和氧化鋯製成的扁平陶瓷樣品 flat ceramic samples 都允許傳遞鈿雅各雷射的能量。

此外，我們還表明，用於牙冠中較厚的陶瓷通常將要求雷射剝離時的能量比薄貼面要求更高。最後，相較於LS₂陶瓷，ZrO₂製成的陶瓷牙冠可能對雷射剝離構成另一項挑戰，因為氧化鋯傳輸的鉬雅各雷射能量比LS₂少80%。

由於LS₂和氧化鋯的紅外光譜 (FTIR spectra) 在鉬的波長沒有表現出氧化鋯更強的吸收 [前文]，可以因此推論為氧化鋯對雷射光散射的機率較高。

在黏合劑陶瓷界面觀察到的碳化反應允許我們猜測，去除氧化鋯冠時，黏合劑會如描述的那樣冒煙，因而加熱和變質，而這個情況下爆炸性的消融反應不太可能的發生。

然而，以前的試驗已經表明，氧化鋯可以允許足夠的雷射能量傳輸來達到剝離效果。在這第1階段概念驗證研究中，我們也已經證實了不同的黏著劑只需要少許的雷射能量就可以達到變質或剝離的效果。結論中，我們假設傳統的全瓷冠可以穿透傳輸鉬雅各雷射的能量，而穿透的能量可以被黏著劑所吸收，黏著劑因此就會變質，而全輪廓瓷冠就可能可以被移除了 (Las Surg Med, 前文)。

在這個第二階段的概念驗證的實驗室試驗性研究，我們證明了全瓷全輪廓冠可使用鉬雅各雷射進行脫膠，剝離，因此可以很容易地取出。

顯而易見的，全輪廓 E.max CAD 牙冠能夠允許足夠的能量穿透來進行牙冠剝離。從單顆的牙齒去除全輪廓 E.max CAD 牙冠只用了120-210秒。在一般較厚的接觸點碰觸及破壞黏著劑，其所需要的雷射傳輸能量設定比較高。具體地來說，當我們把脫膠的牙冠，在模擬自然的條件下放置在其他相鄰

的牙齒旁，雷射能量將難以到達接觸點。此外，為了達到接觸點，光纖尖頭需要以特定的角度來使用，從而降低了在抵達到黏著劑表面上的有效的照射能量。在完成設計一個有效的照射模式之後，移走在人工齒列的牙冠只需要平均190秒。移除牙冠最短的時間為85秒，而最長的拆除時間則花費了五倍的時間。

有的案例在時間上的延長一般是由於雷射系統本身的雷射能量傳輸的問題。雷射手機鏡面上的可能受損，或更常見的是過度使用的光纖尖頭是導致傳遞的能量到牙冠時不足的原因。當在臨床使用上，能量傳輸很明顯過低時 (見下文)，調整能量和/或更換光纖尖頭到可使牙冠剝離的能量。此後，每一個牙冠都能成功地剝離。

正如預期的那樣，從先前在這項研究中 (前文 Las Surg Med) 第1階段報告的傳輸測量，氧化鋯冠的雷射剝離稍微更具挑戰性。由於 E.max ZirCAD 比 E.max CAD 傳輸的雷射能量少大約80%，我們開始時先剝離極薄壁的 coping (牙帽/頂蓋/內冠/薄蓋冠)。為了在臨床牙科使用，Coping 塗上了一層層的貼面，使其傳輸的雷射能量的功能比氧化鋯好很多。第一個目標是測試我們是否可以去除氧化鋯 coping。當使用300-500mJ的雷射能量，厚度為0.5至1.0mm的氧化鋯 coping 分別在2-5分鐘脫膠。

最薄的全輪廓全瓷氧化鋯冠是羽毛薄邊冠，其牙體的預備是在最低限度。這些牙冠呈現極薄“羽緣”的優點，具有挑戰性的材料特性。然而，我們能夠雷射脫膠，並移除所有羽毛薄邊氧化鋯冠，其壁厚均顯著高於薄蓋冠。此外，雷射成功地剝離羽毛薄邊氧

化銦冠被放置在人工齒列上的牙冠。氧化銦羽毛薄邊冠被設計為全輪廓冠的剝離，其平均耗時為226秒。這個時間只比為全輪廓 E.max CAD 牙冠的平均需要剝離時間只有多了36秒。如果無須考慮那些雷射設定的調整，所有的羽毛薄邊氧化銦冠移除只需要比 E.max CAD 冠的剝離僅僅多了6秒。

作為最後的挑戰，我們對正常邊緣的全輪廓氧化銦冠 ZirCAD 的剝離進行了測試。這些全瓷的 Emax ZirCAD 冠儘管有著更厚的壁厚還是完全的剝離了。雷射的剝離時間平均是312秒，這個時間是略長於羽毛薄邊氧化銦冠被放置在人工齒列上的牙冠。如果無須考慮那些雷射設定的調整，所有的全輪廓氧化銦冠平均剝離的時間下降至253秒。因此概括地說，一個全輪廓氧化銦冠的剝離比LS2全瓷冠只多花了2分鐘的時間。而如果無須考慮那些雷射設定的調整，其剝離時間只差了1分鐘。

因為這是一個概念驗證研究，主要目的是為了證明全瓷冠都是可使用鈔雅各雷射進行脫膠剝離，其次，剝離的時間是在一個合理的時間範圍實現。剝離照射方式有明顯的學習曲線。在臨床的實踐中，剝離時間會趨向越來越短的。

我們已經知道瓷 (Porcelain) 在口腔內一段時間後會吸收水分^[15,32,33]。因為鈔雅各雷射最主要的是能被水所吸收，在瓷裡面任何儲存的水分都可能在雷射時導致瓷的破裂與剝離。因此，由於雷射引起的水極度膨脹，牙冠可能產生破裂與脫落，允許更容易的牙冠移除。存儲在鹽水溶液中全瓷冠長達21天並沒有對齒裂的發生率有明顯的影響。只有一個微小的齒裂觀察到在一個 E.max CAD 牙冠的邊緣。

因為 Multilink cement 是一個雙固化黏著劑，而聚合時有和沒有光的應用，聚合迅速且完全地發生，並且不會影響黏合劑隨著時間的光吸收特性。我們也知道複合材料在口腔內一段時間後會吸收水分^[34-36]。由於鈔雅各雷射在水中被高度吸收，黏著劑所吸收的水將雷射提高了吸收能量。其結果是，我們只需要較少的雷射能量就可以鬆解黏著劑。該瓷冠因此更容易脫落。可能是由於儲存時間短，並沒有觀察到雷射剝離時間的明顯變化。

鈔雅各雷射臨床上可以用來去除複合材料的填充物。雷射吸收發生在複合樹脂中的有機成分。其所涉及的剝離機理 (ablation mechanism) 是爆炸性的汽化，隨後通過高壓噴射出去^[37]。經由熔化有機成分的快速熔化而使材料的體積變化產生極大的膨脹力^[38]。

臨床上觀察指標用於是否傳輸了足夠的脫膠能量是在全瓷冠的半透明/不透明的變化來自於粘著劑的改變。陶瓷似乎稍微改變顏色為灰色而更不透明的色澤，但只感覺到半透明已經減少；該材料是不太可能改變它的物理性質。這種半透明的變化可能是類似在半導體行業中的雷射剝離程序 (Laser-lift-off procedure) 的執行過程中的顏色變化，其中觀察到的顏色變化是一個明確的指標，剝離程序發生在使用過的藍寶石^[39,40]。

另外，碳化的黏著劑將會影響所感知的色階。在感知半透明上 E.max CAD 材料很容易地觀察上述的變化，但也發生在 ZirCAD 材料上，只是程度較輕。

由於當雷射光離開光纖後，改變光纖尖頭的距離，就可以用於控制在陶瓷表面上的發散光束在黏著劑的光束通量。當光通量大

高時的結果影響的是陶瓷-黏著劑之間界面在黏著劑上的不必要燃燒，這些狀況可以在某些 E.max CAD 全瓷冠情況下觀察到。因此，該瓷冠的不透明度迅速地改變。相對的，對於高度散射的氧化鋁來說，這是更難以穿透，最有可能的情況是傳輸能量不足以造成爆炸性的剝離消融，但只能導致黏著劑的冒煙與變質，並且在黏著劑-氧化鋁界面造成黏著劑碳化。對於高能量傳輸的LS2牙冠而言，其鬆解工藝是黏著劑的爆炸性剝離消融；而對於非常低的能量傳送的氧化鋁牙冠，其鬆解發生更可能是由於冒煙並且因此黏著劑的熱變質。

在一般情況下，為了防止任何熱損傷，尤其特別是更半透明LS2瓷冠的情況下，它應用所需的最低光通量以鬆解全瓷冠，當顯示全瓷冠變得明顯較暗時可以稍微拉回光纖尖頭為宜。

儘管如此，由於在這個第一階段的概念驗證的研究中所描述，由於鈔雅各雷射在低能量照射黏著劑造成“黏著劑的冒煙”作為變質的第一個指標。由於氧化鋁冠又厚而能量只有低量的發送，冒煙似乎足以打破冠和齒之間的鍵結力。因此，我們能除去所有的測試類型的全瓷冠。剝離後黏著劑的粉碎，易碎的一致性也支持這樣的假設使黏著劑被嚴重改變。鈍抹刀或手動刮刀都可以用於除去變質的黏著劑，接著用潔牙杯和浮石粉清潔牙齒拋光。

由於雷射的能量到達牙冠的內側 (2至5焦耳/平方厘米) 是安全的，它是遠低於已知去除牙釉質或牙本質 (80-160焦耳/平方厘米) 的雷射能量^[19-22]。它和那些用於去除複合材料高達5倍的雷射能量^[24,25,41] 相比下，全瓷冠去除過程應該是對牙髓組織安全

的。不過，在雷射全瓷冠去除時的牙髓組織溫度測量應該評估可能的溫度上升，將有助於評估牙髓的安全。在下一個第三階段的概念驗證的研究中，該實驗室導引系列的第三個階段會被評估的雷射牙冠剝離過程是否可以被認為是合適安全的供臨床使用。關於必要的要求，以保證溫度上升在牙髓腔內保持牙髓組織在安全的溫度範圍將被討論。

本實驗所施加的能量，特別是那些在到達牙冠的內側，遠遠低於那些需要消融牙本質的能量，因此在下面的牙齒結構保持完好，並沒有改變。繼雷射牙冠剝離和去除齲壞之後，如果需要一個新的牙冠可以被製造並置換。

本研究的限制是我們測試的這兩種不同的全瓷全輪廓冠都只有一個色階。其中一個瓷牙的色階明顯比另一個較輕。而可感知色階是依賴於在可見光譜範圍內的光學特性，鈔雅各雷射波長是在該範圍之外，也不可能被陶瓷的色階所影響。對於這兩種瓷牙，我們測試的只有一種黏著劑和各只有一個色階。該陶瓷的組成明顯比色階的影響雷射傳輸更多。在這項研究中的陶瓷厚度也僅限於全瓷冠的典型壁厚範圍，極端的厚度並沒有經過測試。在概念驗證的研究中，本研究的重點是單層牙冠測試而非多層陶瓷。然而，我們認為多層全瓷冠可能會更容易去除。該層狀長石瓷具有較低的彎曲強度和雷射牙冠剝離過程期間可能很容易斷裂了。因而，將剩餘的薄瓷蓋冠應該相對容易清除。

結論

關於雷射去除全瓷冠技術，我們能確定有足夠的鈔雅各雷射能量能通過LS2和氧化鋁牙冠，從而對全瓷冠進行脫膠。Ivoclar

Vivadent E.max CAD 和 ZirCAD 全瓷全輪廓冠都很容易地進行了脫膠及去除。雖然黏著劑因照射而產生了變質，在牙本質上並沒有觀察到任何損害，移除，或更改。

致謝

作者感謝 Arun B. Sharma, School of Dentistry, Department of Preventive and Restorative Dental Sciences, UCSF (阿倫B.夏爾馬·牙醫學院·預防和恢復牙科·加州大學舊金山分校) 提供雷射全瓷冠去除技術相關的討論思路的幫助。This article was approved to be translated by professor Rechmann. However, this is an unofficial translation of an article that appeared in a Wiley publication. The publisher has not endorsed this translation.

REFERENCES

1. Deany IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Critical reviews in oral biology and medicine: An official publication of the American Association of Oral Biologists* 1996; 7(2):134–143.
2. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent* 2010;13(4):195–203.
3. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: A clinical review. *Quintessence Int* 2011; 42(2):173–182.
4. Raut A, Rao PL, Ravindranath T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. *Indian J Dental Res* 2011; 22(1):140–143.
5. Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2013.
6. Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995;74 (2) :145-150.
7. Land MF, Hopp CD. Survival rates of all-ceramic systems differ by clinical indication and fabrication method. *J Evid Based Dent Pract* 2010;10(1):37–38.
8. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: Comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont* 2010;23(5):434–442.
9. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2011;106(3):145–152.
10. Siegel SC, von Fraunhofer JA. Comparison of sectioning rates among carbide and diamond burs using three casting alloys. *J Prosthodont* 1999;8(4):240–244.
11. Yener ES, Ozcan M, Kazazoglu E. The effect of glazing on the biaxial flexural strength of different zirconia core materials. *JT Acta Odontol Latinoam* 2011; 24(2):133–140.
12. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: A retrospective study. *Quintessence Int* 2002; 33(7):503–510.
13. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. *J Prosthodont* 2004; 13(3):141–149.
14. Sorensen JA, Choi C, Fanuscu MI, Mito WT. IPS Empress crown system: Three-year clinical trial results. *J Calif Dent Assoc* 1998; 26(2):130–136.
15. Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000;16(3):226–233.
16. Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: A metal-free alternative. *Dent Today* 2009;28(3):112–113.
17. Engelberg B. An effective removal system for Zirconia and Lithium-disilicate restorations. *Inside Dentistry* 2013; 92–98.
18. Whitehead SA, Aya A, Macfarlane TV, Watts DC, Wilson NH. Removal of porcelain veneers aided by a fluorescing luting cement. *J Esthet Dent* 2000; 12(1):38–45.
19. Keller U, Hibst R. Histological findings of pulpal changes after Er:YAG laser irradiation. *J Dent Res* 1995;74(1159):545.
20. Keller U, Hibst R. The pulp reaction following Er:YAG laser application. In: SJ, O'Brien DN, Dederich HA, Wigdor AM, Trent, editors *SPIE Proceedings of Lasers*

- in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine;. 1991. 1991///; Bellingham, Washington: SPIE; p 127-133. (SPIE Proceedings of Lasers in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine).
21. Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: A clinical pilot study. *Lasers Surg Med* 1997; 20(1):32-38.
 22. Dostalova T, Jelinkova H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Prochazka S, Himmlova L. Dentin and pulp response to Erbium:YAG laser ablation: A preliminary evaluation of human teeth. *J Clin Laser Med Surg* 1997; 15(3):117-121.
 23. Dostalova T, Jelinkova H, Kucerova H, Krejsa O, Hamal K, Kubelka J, Prochazka S, Noncontact Er:YAG laser ablation: Clinical evaluation. *J Clin Laser Med Surg* 1998;16(5):273-282.
 24. Correa-Afonso AM, Pecora JD, Palma-Dibb RG. Influence of pulse repetition rate on temperature rise and working time during composite filling removal with the Er:YAG laser. *Photomed Laser Surg* 2008; 26(3):221-225.
 25. Hibst R, Keller U. Removal of dental filling materials by Er: YAG laser radiation. In: SJ, O'Brien DN, Dederich HA, Wigdor AM, Trent, editors SPIE Proceedings of Lasers in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine; 1991. 1991///; Bellingham, Washington: SPIE; p 120-126. (SPIE Proceedings of Lasers in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine).
 26. Dostalova T, Jelinkova H, Sulc J, Koranda P, Nemeč M, Racek J, Miyagi M. Laser radiation debonding. In: Rechmann P, Fried D, editors *Lasers in Dentistry*; 2008. San Jose: SPIE Washington; (Lasers in dentistry).
 27. Dostalova T, Jelinkova H, Sulc J, Koranda P, Nemeč M, Ivanov I, Miyagi M, Iwai K, Laser brackets. Debonding: Tm: YAP Nd: YAG, and GaAs diode lasers evaluation. In: Rechmann P, Fried D, editors *Lasers in Dentistry*; 2009. San Jose: SPIE Washington; (Lasers in Dentistry).
 28. Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 138(2):195-200.
 29. Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(1):79-83.
 30. Morford CK, Buu NC, Rechmann BM, Finzen FC, Sharma AB, Rechmann P. Er: YAG laser debonding of porcelain veneers. *Lasers Surg Med* 2011;43(10):965-974.
 31. Buu NC, Morford CK, Finzen FC, Sharma A, Rechmann P, Er: YAG laser debonding of porcelain veneers. In: Rechmann P, Fried D, editors *Lasers in Dentistry XVI*, SPIE Proceedings. Volume 7549. San Francisco: 2010.
 32. Mante FK, Brantley WA, Dhuru VB, Ziebert GJ. Fracture toughness of high alumina core dental ceramics: The effect of water and artificial saliva. *Int J Prosthodont* 1993; 6(6):546-552.
 33. Nakamura T, Wakabayashi K, Kawamura Y, Kinuta S, Mutobe Y, Yatani H. Analysis of internal defects in allceramic crowns using micro-focus X-ray computed tomography. *Dent Mater J* 2007;26(4):598-601.
 34. McCabe JF, Rusby S. Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials. *Biomaterials* 2004;25(18):4001-4007.
 35. Santos C, Clarke RL, Braden M, Guitian F, Davy KW. Water absorption characteristics of dental composites incorporating hydroxyapatite filler. *Biomaterials* 2002; 23(8):1897-1904.
 36. Braden M. Water absorption characteristics of dental microfine composite filling materials. II. Experimental materials. *Biomaterials* 1984;5(6):373-375.
 37. Fried D, Zuerlein MJ, Featherstone DB, Seka W, Duhn C, McCormack SM. IR laser ablation of dental enamel: mechanistic dependence on the primary absorber. *Appl Surf Sci* 1998;127-129:852-856.
 38. Lizarelli RFZ, Moriyama LT, Pelino JEP, Bagnato VS. Ablation rate of morphological aspects of composite resin exposed to Er:YAG laser. *J Oral Laser Applic* 2005;3:151-160.
 39. Delmdahl R, Patzel R, Brune J, Senczuk R, Gossler C, Moser R, Kunzer M, Schwarz UT. Line beam processing for laser liftoff of GaN from sapphire. *Phys Status Solidi A* 2012;209(12):2653-2658.
 40. Delmdahl R, Patzel R, Brune J. Large-area laser-lift-off processing in microelectronics. *Physcs Proc* 2013; 41:241-248.
 41. Correa-Afonso AM, Palma-Dibb RG, Pecora JD. Composite filling removal with erbium:yttrium-aluminum-garnet laser: Morphological analyses. *Lasers Med Sci* 2010; 25(1):1-7.

