

ポーセレンベニアの Er:YAG レーザー(ライトタッチ)による剥離

ピーター・レッチマン教授(カリフォルニア大学歯学部)

Cynthia K. Morford, DDS (CM), Natalie C.H. Buu, DMD (NB), Beate M.T. Rechmann, (BR),
Frederick C. Finzen, DDS (FF), Arun B. Sharma, BDS, MS (AS), and Peter Rechmann, DDS, PhD (PR)
Department of Preventive and Restorative Dental Sciences, School of Dentistry,
University of California at San Francisco, 707 Parnassus Avenue, San Francisco, California 94143

背景と目的: Er:YAG レーザーを用いたポーセレンベニアの剥離は、これまで科学文献に記載されていない。本研究は、光ファイバーを使わないレーザー・イン・ハンドピース方式(以下LIHS) Er:YAG レーザー・ライトタッチによるベニアの剥離の有効性を系統的に調査することを目的とした。

研究デザイン/材料と方法: フーリエ変換赤外分光法を10個の平坦なベニアサンプル (IPS Empress Esthetic, e.max Press HT) に使用し、どの赤外レーザー波長がベニアを透過するかを評価した。さらに、ボンディングセメント(RelyX)のFTIR(Fourier Transform Infra- red)スペクトルを得た。その結果、Er:YAG レーザー(波長2,940 nm、繰り返し周波数10 Hz、パルス時間100 msec、133 mJ/pulse)の、さまざまな厚さのベニアを透過するエネルギーが測定された。24個のベニアが、抜歯して準備したばかりの切歯に接着された。剥離に必要なエネルギーを決定し、レーザーでベニアを剥離した。全剥離に要した時間を測定し、下層の歯質への損傷の可能性を光学顕微鏡で評価した。

結果: ベニア材料はFTIR(フーリエ変換赤外分光光度計の略)において特徴的な水分吸収バンドを示さなかったが、ボンディングセメントは幅広いH₂O/OH吸収バンドを示した。ベニアは入射Er:YAGエネルギーの11.5%から43.7%を透過し、Emaxは同程度の厚さでEEより2倍のエネルギーを透過した。セメントアブレーションの初期徴候は、ベニア表面から3~6mmの距離にファイバーチップを配置し、133mJの出力エネルギーで、1.8~4.0J/cm²で発生した。24枚の接着ベニアはすべて完全に除去され、平均除去時間は113.76秒であった。下の歯質は損傷しなかった。剥離は主にセメントとベニアの界面で発生した。Emaxベニアでは、剥離中に破損したものはなかったが、EEでは36%が破損した。

※参照: フーリエ変換赤外分光光度計 (FTIR) は、試料に赤外光を照射し、透過または反射した光量を測定する。赤外光は、分子結合の振動や回転運動のエネルギーとして吸収されるため、分子の構造や官能基の情報をスペクトルから得ることができ、物質定性・同定に関する有効な情報を得ることができる。

結論: LIHS方式のEr:YAGレーザー照射は、歯の構造を維持しながらポーセレンベニアを効果的に剥離する。ベニアの完全性の維持は、おそらくベニアポーセレンの曲げ強さに依存した。(Lasers Surg.Med.43:965-974, 2011.β 2011 Wiley Periodicals, Inc.

キーワード: LIHS方式のEr:YAGレーザー; ベニアの剥離; ポーセレンベニア; 単板剥離; ポーセレンベニア; FTIR, エネルギー伝達; ベニア曲げ強度

INTRODUCTION

デンタルベニアは、審美性を向上させるために前歯に装着される非常に薄いポーセレンのフェーシング材である。通常、歯の外側の層であるエナメル質に限定される最小限の侵襲的な接着用エッチング前処置を受けた後、光硬化性または自己硬化性の樹脂で接着される。ベニアの除去は通常、回転器具を使って行われる。この方法では、ベニアを完全に除去することができるが、比較的時間がかかり、下の歯質が必要以上損傷する可能性があるため、理想的な方法ではない。ベニア除去の最も一般的な理由は、長時間の歯面清掃を必要とする辺縁部のう蝕であるため、ベニア除去がベニアの破壊を伴うことは当然容認される。しかし、代替的なベニア除去技術の研究はほとんど行われていない。

したがって、歯科にパルスレーザーが導入されたことで、このようなレーザーをベニアの除去に応用することは有益と考えられた。我々の知る限り、これはポーセレンベニアのレーザー剥離を研究した最初の科学的発表である。

ショートパルスレーザーアブレーションは、歯髄の過熱を回避しながらベニアの剥離を行う有望な方法である可能性が考えられた。セメントが急速にアブレーションされれば、熱軟化[1-3]の緩慢なプロセスによる熱伝導を避けることができる[4]。そこで、ライトタッチEr:YAGレーザーは、コンポジットレジジン[9-11]だけでなく、歯科硬組織[5-8]のアブレーションにも安全と考えられた。コンポジットレジジンの再溶解中にパルス繰り返し率を上げると、歯髄温度が少なからず上昇するが、それでも歯髄の活力にとって安全と考えられる限界以上の温度上昇は起こらない[10]。

本研究の目的は、抜歯した歯のポーセレンベニアのレーザーによる剥離の有効性を明らかにすることである。仮説は、このEr:YAGレーザーを使用することで、(1)抜歯した歯からポーセレンベニアを完全に剥離できること、(2)下にある健康な歯質を損傷したり除去することなく剥離できること、(3)ベニアボンディングの予約時に不慮の事故が発生し、ベニアが不正確に装着された場合でも、ベニアを破壊することなく剥離できること、である。

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

E-mail: rechmannp@dentistry.ucsf.edu

Accepted 26 October 2011

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

DOI 10.1002/lsm.21144

材料と方法

ポーセレンベニア

本研究で使用したポーセレンベニア材料は、IPS Empress Esthetic (EE) (リユースサイトガラスセラミック) と IPS e.max Press HT (Emax) (二ケイ酸リチウムガラスセラミック、高透明度、Ivoclar, Vivadent, Switzerland) である。ベニアは歯科技工所 (Dental Masters, Santa Rosa, CA) で製造者の指示に従って製作された。

標準フラットベニア

フーリエ変換赤外 (FTIR) 分光計 (Nicolet, Thermo Fisher Scientific FT-IR Spectrometer, Waltham, MA) で各ベニア材料の吸収特性を評価するために、各材料の平坦な表面を持つ標準ベニア5枚 (5 mm 5 mm, 平均厚さ 1.23 0.06 mm; EE 1.26 0.04 mm, Emax 1.21 0.07 mm [mean SD]; Mitutoyo micrometer, model # IDC-112E, Mitutoyo America, Aurora, IL) を作製した。さらに、これらの単板ベニアを使用して、これらを介したエネルギー伝達とそれに伴うセメントのアブレーションを評価した (下記参照)。

通常のベニア

24本の抜歯したての前切歯にガンマ線を照射し、使用するまでチモール溶液 (0.1%) で保存した。エナメル質に限定してベニアのプレパラートを作製した (ダイヤモンド円筒バリ 5856.31.021, Brassler, Savannah, GA)。印象後、準備した歯は生理的食塩水で保存した。通常のポリビニルシロキサン (Reposil, Dentsply Caulk, Milford, DE) で印象採得後、ラボに送り、ベニア (EEベニア11本、Emaxベニア13本) を作製した。

各ベニアの厚みは、ラボから引き渡された後、切歯縁の最も厚い部分、中央3分の1の部分、および頸部3分の1の薄い部分の3箇所測定された。すべてのベニアの厚み測定は、1箇所につき3回繰り返し平均した (ミットヨ製マイクロメーター、型番IDC-112E, Mitutoyo America)。

また、各ベニア材料で形成された3枚の歯を用いて、切歯部、中間部、歯頸部におけるベニアを介した透過損失を計算するためのエネルギー透過率を測定した。

ベニアセメント

典型的な歯科用ベニアセメントの吸収特性とアブレーション閾値に関する基本的な理解を得るために、一連のセメントサンプルを調製した。試験したベニアセメントは、3M ESPE RelyX for Veneers shade A1 (3M ESPE, St. Paul, MN) で、光重合のみのレジンセメント (bisGMAおよびTEGDMAポリマーにジルコニア/シリカおよびヒュームドシリカのフィラーを配合) である (セメントサンプル直径3mm、厚さ1.5~2.5mm、光重合両面20秒)。

ベニアセメントの赤外吸収特性を測定するために、3つのセメントサンプルをFTIR分光分析に使用した。

他の3つのセメントサンプルは、ベニアセメントのアブレーション閾値を設定するために使用した。セメントのアブレーション閾値の決定は、拡大鏡 (倍率2倍) と光学顕微鏡 (Olympus Microscope BX50、倍率2、5、10、20、50、imaging micro-publisher 3.3、カナダ、プログラム image pro) を用いた目視検査によって行った。セメント表面の最初の目に見える変化 (ヒュームの発生を伴う小さなアブレーションクレーター) を記録し、対応するレーザーエネルギーを記録した。ベニアを透過するエネルギーとセメントの連続アブレーションを確認するため、標準的な平坦なベニア試料をセメント試料の上に置いた。アブレーション開始時の照射チップ先端からベニア表面までの距離を測定した。

レーザー設定

この研究で使用したレーザーは、Er:YAG レーザー (Syneron社製 LiteTouch; 波長 2,940nm、繰り返し周波数 10Hz、パルス持続時間 100ms (熱電冷却 HgCdZnTe [HCZT]) 検出器で測定したパルス持続時間; BSA Technology社製モデル PCI-L-2TE-12、カリフォルニア州 トーランス)、133mJ/パルス; ストレートサファイアチップ直径 1,100mm、ターゲットまでの異なる距離 (下記参照)、エアスプレー付き; Syneron社製、イスラエル、Yokneam) であった。実験の各ステップの前で、チップ先端部のレーザーエネルギー出力をエネルギーメーター (Energymax 400, Molectron Detector, Inc.) で確認した。通常の単板を透過するエネルギー測定では、サファイアチップを単板に直接接触させて使用した。Er:YAG レーザーを使用し、レーザーシステムから供給される5つの異なる設定エネルギー (パルスあたり 133、217、316、400、503mJ)、パルス繰り返し周波数 10Hz で、単板材料サンプルを透過するエネルギー量を測定した。すべての透過率測定は、EEベニア3枚と Emaxベニア3枚を用いて、ミニマムで3回繰り返した。

接着されたベニアを除去する実験では、エネルギーは、システムから供給される可能な限り低いエネルギー設定 (133mJ) に設定された。また、ファイバーは、ベニアを通してセメントを切除するのに必要なエネルギーが最小になるような距離を保った。

ベニアのレーザー接着除去

11EEおよび13Emaxのベニアを歯に接着した後、各組織のベニア3枚を生理食塩水に浸した。唾液との初期接触による影響をシミュレートするため、レーザーによる剥離の前に5日間保管した。残りの8つのEEと10つのEmaxベニア (歯に接着) は、接着後、乾燥した状態に保ち、装着したてのベニア/装着ミスシミュレートした。

接着直後と生理食塩水保存3日後に、EEベニアと Emaxベニアを、Er:YAG レーザーを用いて、133mJ/パルス、10Hz、ファイバー先端からベニアまでの距離 3-6mm、エアスプレーをかけながら、可能な限り低いエネルギー設定で除去した。除去には単純な照射パターンを用いた。まず、頸部の最も薄い部分を避けて、ベニアのすべての縁に照射した。続いて、切歯縁から歯頸部辺縁まで、ベニアサーフェスを水平に平行に "レーザーペインティング" 照射した。

ベニアの完全な除去に要した時間は、それが全体として除去されたか、断片的に除去されたかどうかと同様に記録された。

結果

ポーセレンベニア

ポーセレンベニアのフーリエ変換赤外分光法(FTIR)。標準化された5種類のフラットエンプレスエステティックベニアサンプルのFTIRスペクトルから、シリカに関連すると思われる強いピークが検出された(波数1,100付近)。また、FTIRスペクトルから、EEベニアは特徴的なH₂O/OH吸収バンド(それぞれ波数3,750-3,640、3,600-3,400)を示さないことが判明した(図1)。標準化された5種類のEmax HT PressベニアのFTIRスペクトルは、同じ特徴的な吸収ピーク(単板は少量のリン酸塩を含むため、強いシリカピークがリン酸塩ピークと重なる可能性がある)を示し、水の吸収バンドは見られなかった(図2)。

したがって、Er:YAGレーザーの発振波長2,940 nm(波数3,400)付近に明瞭な吸収がないことから、FTIRの結果は、Er:YAGレーザー照射は試験したポーセレンベニア材料に強く吸収されず、ベニアを透過する可能性があることを予測した。

ベニアを通してのエネルギー伝送。 Er:YAGレーザー光がポーセレンベニアを透過する際のエネルギー損失を計算するため、レーザー照射をベニア表面に対して垂直に行った。シリカの強いピーク(波数1,100付近)を示し、水の吸収帯は検出されなかった(3サンプルのスペクトルを重ね合わせたもの)。

Er:YAGレーザー光がポーセレンベニアを透過する際のエネルギー損失を測定するため、レーザー照射はベニア表面に垂直に行い、レーザーチップを接触させ、ベニア裏側の反対側のエネルギーを測定した。エネルギー透過率の測定には、各材料の通常のベニア3枚を使用した。

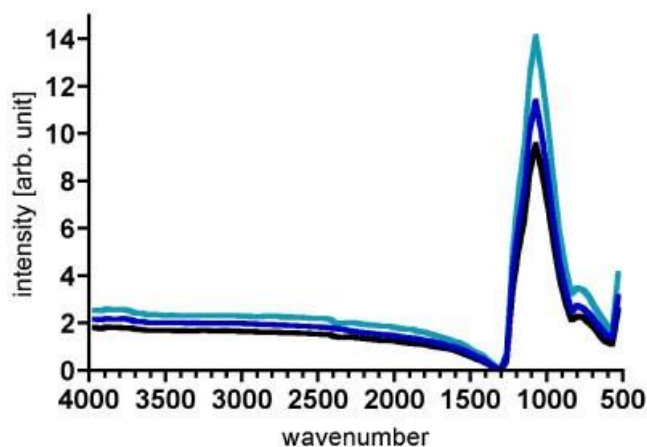


図1. IPSエンプレス・エステティックの標準ベニア3試料のFTIRスペクトル。強いシリカのピーク(波数1,100付近)を示し、水の吸収帯は検出されなかった(3試料のスペクトルを重ね合わせたもの)。

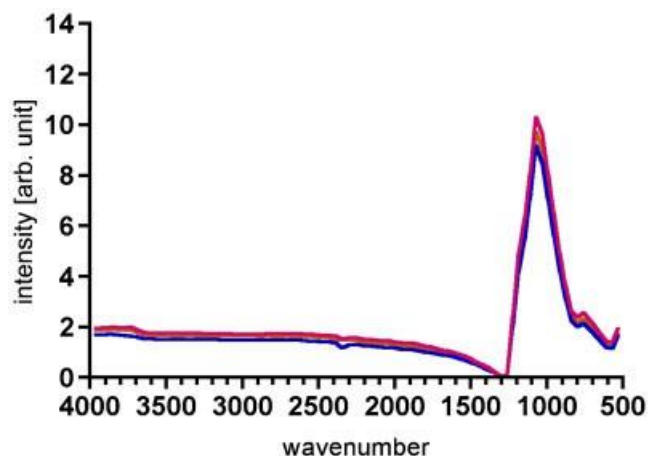


図2. 標準化されたIPS Emax Press HTベニアサンプル3種のFTIRスペクトル。強いシリカピークを示す(波数1,100付近、単板には少量のリン酸塩が含まれるため、強いシリカピークはリン酸塩ピークと重なる可能性がある)。

レーザーは、133、220、310、398、486mj/回、10Hzの5種類の出力エネルギーに設定した。図3はEE用、図4はEmax用で、それぞれベニア厚に対する異なるレーザーエネルギーの平均透過エネルギー(平均SD)を示しています。EEベニアの表1とEmaxベニアの表2は、ベニアの3つの異なる位置について、5つの異なるエネルギーレベルにおける平均透過エネルギーを示しています。表には、透過率測定に使用したベニアの厚さ(平均SD)も示している。

エネルギー透過測定に使用したEEベニアの単板厚は、 $0.73 \pm 0.12 \sim 1.39 \pm 0.13$ mmであった。Emaxベニアの厚さもほぼ同様で、 0.77 ± 0.12 mmから 1.31 ± 0.04 mmの範囲であった。

表1と表2は、エネルギー透過率をパーセントで示したものである。EEベニアのレーザーエネルギー透過率は11.5%~21%で、主にベニアの厚みに依存した。一方、Emaxベニアは、照射エネルギーの26.5%から43.7%の範囲で、より多くのエネルギーを透過した。同程度の厚さであれば、およそ2倍のエネルギーを透過した。

EEベニアでは、直線回帰曲線のあてはめにより、直線の勾配は最低エネルギーで12.4 5.3、最高エネルギーで32.8 1.3と計算され、それぞれ $r^2 = 0.8435$ 、 $r^2 = 0.9985$ となった。Emax単板の勾配は、最低エネルギーでは23.6 2.1、最高エネルギーでは53.7 5.9で計算され、それぞれ r^2 イコール0.992と $r^2 = 0.9881$ であった。

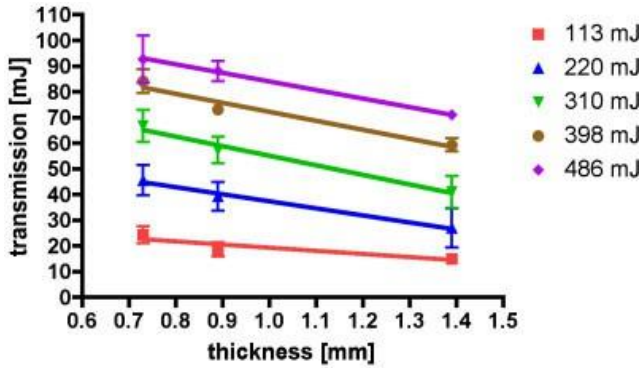


図3.IPSIPS Empress Estheticsレギュラー ベニア ; エネルギー 0.73mm (歯頸部3分の1の最も薄い部分)、0.89 0.03mm (ベニア中央部)、1.39 0.13mm (切縁部の最も厚い部分) のベニア厚みで、異なるベニア厚みを透過し、レーザーエネルギーの11.5~20%を透過させることができる。レーザーエネルギーの11.5~20%が透過; レザーエネルギーは5つの異なる出力設定 (113、220、310、398、486mJ)、繰り返し周波数10Hz; 直線相関の適合度 r^2 は0.8435~0.9985。

高い r^2 値は、直線回帰線の適合度が非常に高いことを表している。

全試験単板の厚み表3は、全24試験ベニアの厚さをEEとEmaxに分けて示したものである。2つの異なるセットの厚さはわずかに異なるだけであった。切縁部では平均1.18 0.12mm、中間部では0.98± 0.07mm、頸部では0.76± 0.11mm (平均SD) であった (図5)。

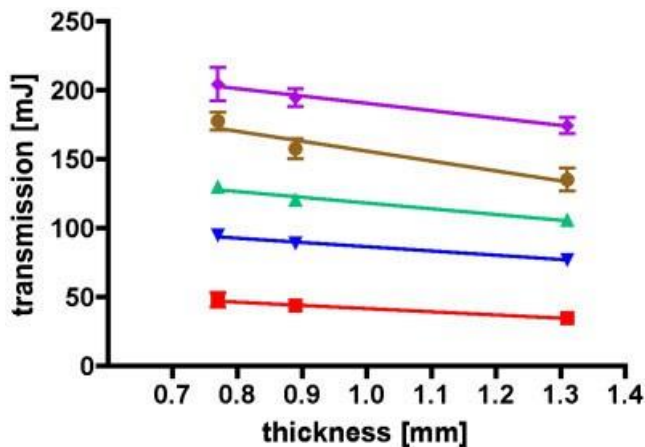


図4.IPS Emax Press HTレギュラーベニア; 異なるベニア厚を通してエネルギー伝達。ベニア厚は0.77 ±0.12 mm (歯頸部3分の1の最も薄い部分)、0.89± 0.04 mm (ベニア中央部)、1.31 ±0.04mm (切歯端の最も厚い部分) で、レーザーエネルギーの26.5~43.7%を透過させることができた。レーザーエネルギーは、5つの異なる出力設定 (113、220、310、398、486mJ)、繰り返し周波数10Hzで設定され、直線相関の適合は r^2 が0.992~0.9881であった。

ベニアセメントのFTIRスペクトル RelyX A1セメントのFTIRスペクトルからは、シリカに関連すると思われる強いピーク (波数1,100) と、波数1,680/1,630のC1/4Oピークが検出された。さらに、FTIRスペクトルでは、幅広いH2O/OH吸収バンド (それぞれ波数3,750-3,640および3,600-3,400) が示され、これはEr:YAGレーザーの発光波長と一致した (図6)。このように、RelyXセメントはEr:YAGレーザー照射を吸収し、セメントのアブレーションが起こる。

セメントアブレーション閾値 目視によるアブレーション閾値の決定により、Er:YAGラセルRelyX shade A1セメントは、約1.8~4.0 J/cm²のフルエンスでアブレーションされること示された。セメント表面から発生するアブレーションヒュームは、約1.8 J/cm²で初めて確認された。明らかなアブレーションクレーターは約4.0 J/cm²で検出された。

ベニアを貫通するエネルギー伝達とセメントの連続アブレーションの可能性を検証するため、標準化した単板試料をセメント試料上に置き、それを貫通するアブレーションの最初の徴候が発生したときのベニア表面までの距離を評価した。標準化されたベニアを通してのセメントアブレーションの最初の兆候は、ファイバー先端からベニア表面までの距離が3~6 mmのときに、ファイバー先端で1パルスあたり133 mJで起こった。

レーザーによるベニアの剥離

IPSエンプレスエステティックベニアの剥離。 すべてのEEポーセレン・ベニアは、Er:YAGレーザーを用いて歯から完全に、かつ容易に除去された。平均除去時間は113 76秒であり、除去時間は31秒から290秒であった。さらに、顕微鏡による画像診断では、歯質を切除したり損傷したりすることなく除去が行われた。光学顕微鏡観察 (以下、光顕観察) により、剥離は主にセメントとベニアの界面で生じたことが明らかになった (下記参照)。

装着したばかり/装着ミスシミュレートするために乾燥させたサブセットでは、8本中2本 (25%) のベニアが破折した。短期間の装着状態をシミュレートするために生理食塩水に5日間浸漬した部分群では、3本中2本 (66%) が除去中に破折した。合計64%のEEベニアは、除去プロセス中に破折しなかった。

IPS Emax Press HT ベニアの剥離 すべてのEmaxマックスベニアは、歯質を損傷することなく完全に除去した。平均除去時間は100 から42秒 (範囲48~205秒) でした。セメントで接着されたEmaxベニアは、乾燥または湿潤状態で保管されていたため、除去手順によってベニアに目に見えたり、光学顕微鏡で検出可能な破折や損傷が生じることはなかった。

ベニアの剥離-概要 要約すると、LIHS方式のEr:YAGレーザーを使用して、すべてのベニアが完全に簡単に除去できました。ベニアは歯の表面から滑り落ちるだけで、こじ開ける必要はなかった。除去中にベニアが破折した場合、通常、1つの部分が滑り落ち、その後、最大で1つか2つの部分が続いた。チップを清潔に保ち、さらに基板を冷却するために、エアブローを行った。

図7は、LIHS方式のEr:YAGレーザーを使用し、アブレーション閾値の決定から算出された最低エネルギー設定を用いて、ベニアを除去するのに必要な時間を示している。ベニアの除去時間は平均106± 59秒で、31秒から290秒の範囲であった。EmaxベニアはEEベニアよりわずかに早く除去されたが、除去時間の差は有意ではなかった (P = 0.6; unpaired t-test)。

TABLE 1. IPS Empress Esthetic veneer thickness for transmission measurements

Area of the veneer	Mean \pm SD (mm)	Energy transmitted (mJ)	Energy applied (mJ)				
			131	227	318	406	482
Incisal	1.39 \pm 0.13	Energy transmitted (mJ)	15.0 \pm 1.9 (11.5%)	27.0 \pm 7.6 (11.9%)	41.0 \pm 6.2 (12.9%)	59.3 \pm 2.6 (14.6%)	71.0 \pm 1.7 (14.7%)
Middle	0.89 \pm 0.03		18.6 \pm 2.7 (14.2%)	39.3 \pm 5.6 (17.3%)	57.3 \pm 5.2 (18.1%)	73.0 \pm 1.4 (18.0%)	88.0 \pm 4.0 (18.3%)
Cervical	0.73 \pm 0.12		24.3 \pm 3.3 (18.5%)	45.6 \pm 5.9 (20.1%)	66.7 \pm 6.2 (21%)	84.0 \pm 4.6 (20.7%)	92.7 \pm 9.2 (19.2%)

Veneer thickness for transmission measurements incisal, middle, and cervical area on the veneer, energy applied and energy transmitted, percent of energy transmitted (in parenthesis) for IPS Empress Esthetic, three veneers.

TABLE 2. IPS e.max HT Press Veneer Thickness for Transmission Measurements

Area of the veneer	Mean \pm SD (mm)	Energy transmitted (mJ)	Energy applied (mJ)				
			131	227	318	406	482
Incisal	1.31 \pm 0.04	Energy transmitted (mJ)	34.7 \pm 4.1 (26.5%)	77.0 \pm 5.4 (33.9%)	106.0 \pm 12.5 (33.3%)	135.1 \pm 21.9 (33.3%)	174.4 \pm 15.5 (36.1%)
Middle	0.89 \pm 0.04		43.8 \pm 4.0 (33.4%)	89.0 \pm 4.5 (39.2%)	120.5 \pm 10.1 (37.9%)	157.5 \pm 17.9 (38.8%)	194.7 \pm 15.8 (40.4%)
Cervical	0.77 \pm 0.12		47.8 \pm 5.2 (36.5%)	94.7 \pm 10.8 (41.7%)	130.3 \pm 8.4 (41%)	177.6 \pm 15.8 (43.7%)	204.4 \pm 29.4 (42.4%)

Veneer thickness for transmission measurements incisal, middle, and cervical area on the veneer, energy applied and energy transmitted, percent of energy transmitted (in parenthesis) for IPS e.max HT Press, three veneers.

TABLE 3. Thickness of All Veneers and Separated Into Emax and EE Veneers

Area of the veneer	Empress Esthetics (n = 11), mean ± SD (mm)		IPS e.max Press HT (n = 13), mean ± SD (mm)		All veneers (n = 24), mean ± SD (mm)	
	Incisal	1.18 ± 0.05	1.18 ± 0.15	1.18 ± 0.12	0.97 ± 0.05	0.98 ± 0.09
Middle	0.97 ± 0.05	0.98 ± 0.09	0.98 ± 0.07	0.70 ± 0.07	0.80 ± 0.11	0.76 ± 0.11
Cervical	0.70 ± 0.07	0.80 ± 0.11	0.76 ± 0.11			

Thickness of all veneers and separated into Emax and EE veneers, respectively; mean and standard deviation at the thickest area at the incisal edge, an area in the middle third, and at the thinnest area in the cervical third of the veneer.

ベニアの各部位でアブレーションを起こすために、チップのベニア表面までの距離が適切かどうかを確認する臨床的な目安として、ベニア下のセメントのアブレーションによるベニアの透光性の変化を観察することができる。レーザーをベニアの上から左右に照射すると、照射部位の外観が半透明から不透明に変化する。十分な面積が照射されると、ベニアは滑り落ちる。顕微鏡検査では、レーザーによるベニアの剥離による歯の損傷は認められなかった。また、顕微鏡写真は、剥離が主にベニアとセメントの界面で起こったことを示している。ベニア剥離後の歯表面の入射光の顕微鏡写真から、歯の可視表面のほとんどが接着セメントで覆われていることがわかる。いくつかの領域では、きれいなエナメル質表面の線状のストライプが見られる(図8)(倍率50)。これらは、除去に使用された照射パターンに匹敵し、照射された縞模様を反映している。セメント層間のこれらの部分は、高倍率(100)で見ても、切除や損傷の徴候のないエナメル質を示している(図9)。

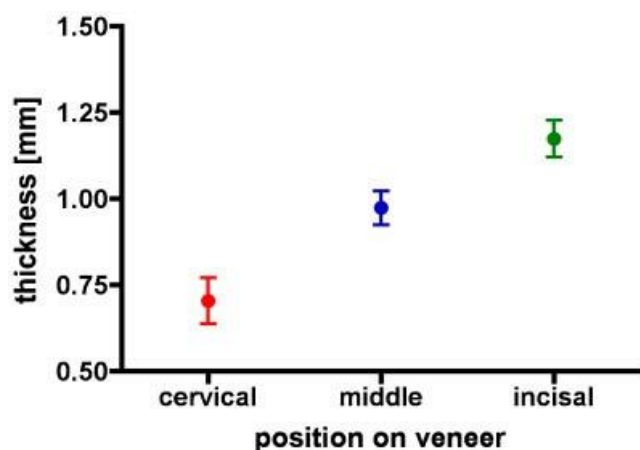


図5.全ベニアの厚み(平均値および標準偏差)、歯頸部、中央部、切歯部。

DISCUSSION

ベニア接着用セメントRelyX shade A1のFTIRスペクトルを測定した結果、シリカとC1/40に最も類似した強いピークのために、このセメントが幅広いH2O/OH吸収帯を示すことがわかった。この水の吸収帯は、Er:YAGレーザーの発光波長と一致する。対照的に、IPS Empress Estheticとe.max HT PressベニアのFTIRスペクトルは、この特徴的な吸収帯を示さない。したがって、Er:YAGレーザーからのレーザーエネルギーは、製造されたばかりのベニアでは強く吸収されず、このベニアを透過することができると仮定することができる。透過したエネルギーは接着セメントに吸収され、Er:YAGレーザーによるコンポジット・フィリングの除去/アブレーションと同様に、セメントのアブレーションを引き起こす。LIH方式のEr:YAGレーザーによるコンポジットレジンのアブレーションはすでに成功しているため、他のベニアボンディングセメントも試験したものとよく似た挙動を示すはずである。同レーザーは、硬化したコンポジットレジンを、歯質の硬い物質のアブレーションとは少し異なる方法で除去する。このアブレーションメカニズムは、爆発的な気化に流体力学的な影響が続くもの。[12]。有機成分の急速な溶解により、溶解時の材料の体積変化による大きな膨張力が生じる[13]。

切歯縁の最も厚い部分、中央の部分、および歯頸部3分の1の最も薄い部分におけるレーザーエネルギーの透過率を測定した結果、IPS Em-pressエステティックベニアは、主にベニアの厚さによって異なりますが、照射エネルギーのおよそ12%~21%を透過することが示された。さらに、IPS eEmax HTベニアは、同程度のベニア厚で約2倍のエネルギーを透過し、照射エネルギーの約27%から約44%を透過することが示された。したがって、エネルギー透過の観点からEmaxベニアを除去する場合、初期に必要なレーザーエネルギーは少なくなる。赤外波長スペクトルにおけるエネルギー透過率の違いは、両ベニア材料の化学組成の違いに起因しているに違いない。

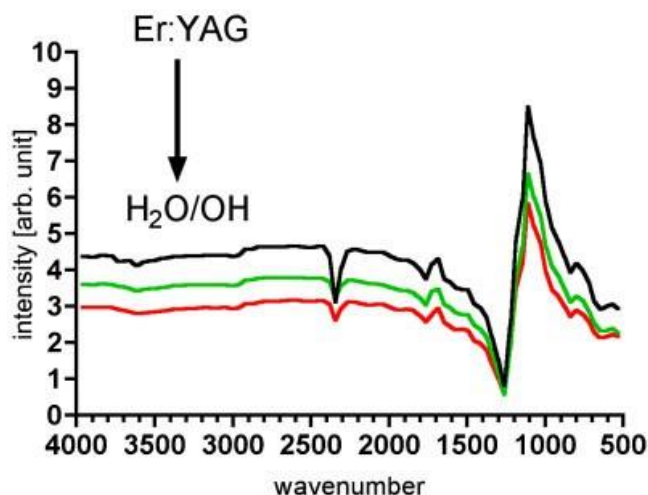


図6.強いシリカピーク（波数1,100）、C1/4Oピーク（波数1,680/1,630）、Er:YAGレーザー発光波長と一致するブロードな水/OH吸収帯を示す3種類のRelyX shade A1セメント試料のFTIRスペクトル（3試料のスペクトルを重ね合わせたもの）。

ベニアとセメントの吸収特性に関するFTIRスペクトロスコピーで得られた知見とエネルギー透過データを組み合わせて、次のステップでは、Er:YAGレーザーをベニアに照射すると接着セメントがアブレーションすることを証明するために、標準化したベニアサンプルをセメントサンプルの上に置いた。

Er:YAGレーザーをベニア表面に垂直に照射し、レーザー出力を最低の133mJ/パルス、繰り返し周波数10Hzに設定した時点で、ベニアを貫通するセメントのアブレーション条件はすでに達成されていた。

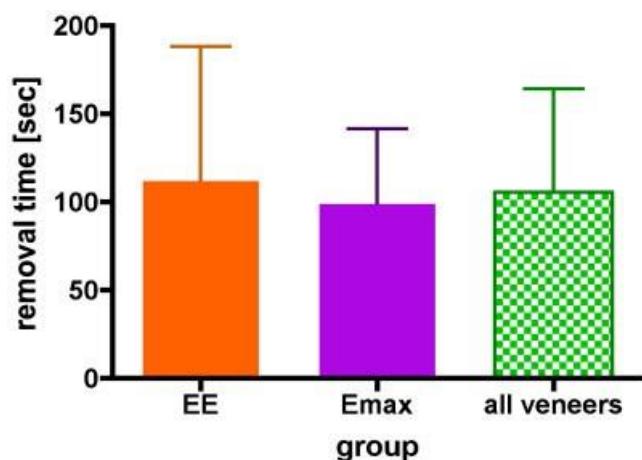


Fig. 7. Veneer removal time (mean ± SD) until complete removal of the veneer; the removal time for a veneer averaged 106 ± 59 seconds; there was no significant difference between the removal time for the two different veneer types.

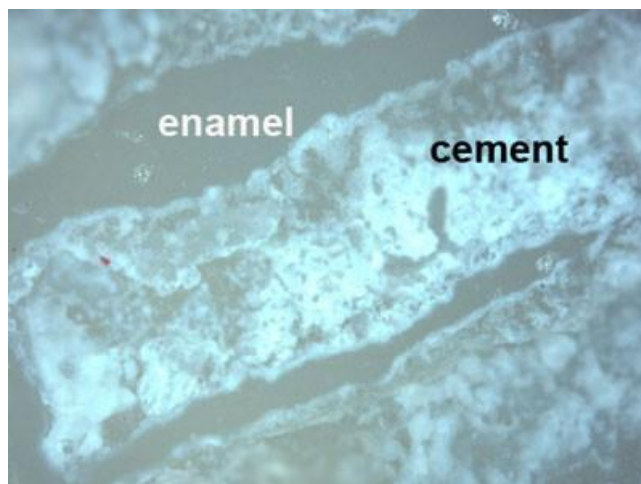


Fig. 8. Incident light microscope image of the tooth surface after veneer debonding showing that most of the visible surface is covered with bonding cement (50× magnification); irradiation pattern used for debonding is visible.

セメント表面のアブレーションの初期徴候は、照射レーザーチップをベニアから3～6mm離れたときに検出された。一般的なエンプレスエステティックベニアの表面で、この最も低いレーザー設定を適用した場合、セメント表面でのフルエンスは1.8～4.0 J/cm²となり、これがセメントの最初のアブレーションの兆候を引き起こした。Emaxベニアは、厚みあたりのエネルギー透過率が高いため、同じ低エネルギー密度を達成するためには、ベニア表面までの距離を大きくする必要があった。

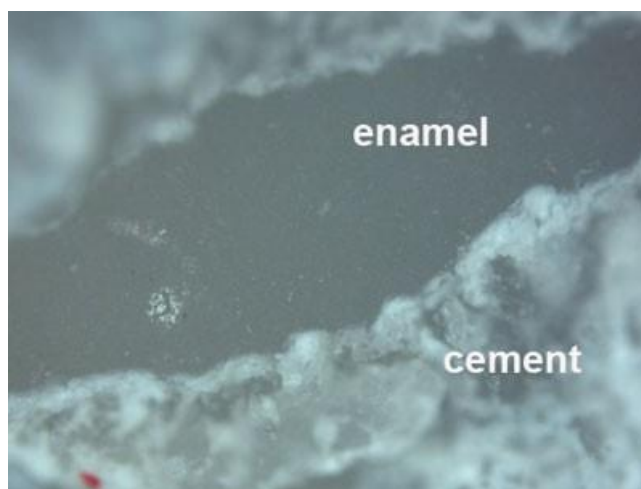


Fig. 9. Area between cement layers showing enamel surface at higher magnification (100×) with no signs of ablation or damage of the enamel.

このような低エネルギー/衝撃を加えると、接着されたすべてのベニアが歯の表面から完全に除去され、研究の主目的が達成された。INCI-歯科顕微鏡写真から、ベニアと歯のエナメル質との接着は主にベニアセメント界面で破壊され、ベニアの大部分はきれいなままであることが明らかになった。歯の表面には、損傷や切除の兆候は認められなかった。

その結果、エネルギー密度が4.0 J/cm²未満となり、エナメル質のアブレーションに必要なエネルギー[14,15]をはるかに下回るエネルギーが適用された。さらに、光学顕微鏡で観察したところ、レーザーによる平行照射の結果、清浄なエナメル質表面の剥離縞模様を観察された。この観察は、セメントの熱軟化よりもむしろレーザーアブレーションがベニアの剥離を達成することを強調している。エナメル質には、わずかなアブレーション痕やアブレーションクレーターさえも観察されなかった。剥離に使用されるこの低エネルギーレベルは、エナメル質のアブレーションに必要なエネルギーの最大20分の1であり、エナメル質のアブレーションの兆候は期待できない。健康な歯質を積極的に破壊したり除去したりすることなくベニアを剥離するという、この研究の第二の目標も達成された。

LIH方式のEr:YAGレーザーによる歯科用硬質物質のアブレーションメカニズムは、エナメル質中の少量の水分にレーザーエネルギーが吸収され、その後爆発的に急速に水が膨張することに基いている[16,17]。さらに、硬質物質の除去にEr:YAGを使用する場合は、基質を冷却するために空気-水スプレーを適用し[18,19]、失速効果を防止します[20,21]。

Empress Estheticのベニアを除去する際、平均36%が破折した。また、剥離前に生理食塩水に5日間保管した場合は、さらに多くの破損が発生した。ポーセレンは、口腔内で時間が経つと水分を取り込むことが知られているため[22-24]、生理食塩水中で保管したベニアがより頻繁に、かつ急速に破折したことは理解できる。実際、生理食塩水で保存したベニアの一部は、レーザー照射後わずか3秒で破折した。破折せずに乾燥保存されたベニアを除去するのに要した時間は、最短でも51秒であった。生理食塩水を保存したベニアがほぼ即座に破折したのは、**多孔質ポーセレンに十分な水分が入った**からだと推測できる。その結果、レーザーエネルギーによってベニア内の水分が急速に膨張/爆発し、ベニアに亀裂が生じた。

興味深いことに、IPS Emax Press HTベニアは、レーザー除去プロセス中に破折しなかった。おそらくこの材料は多孔性が低く、この実験で与えられた短時間では十分な水分を蓄えることができないのであろう。さらに考えられる説明としては、エンプレス エステティクスのリユース系ガラスセラミックの曲げ強度が160 MPaであるのに対し、Emax Press HTの二ケイ酸リチウム系ガラスセラミックの曲げ強度は400 MPaです。従って、後者は、セメントの爆発的アブレーションによる歯とベニアの間の圧力上昇に、より容易に抵抗することができ、ベニアは除去プロセス中に破壊されない。

レーザーデボンディング中にベニアが破折しないということは、ベニアボンディングを行った後で不慮の事故が発生し、ベニアの位置がずれて再ポジショニングが必要になった場合に有利である。

光顕観察したところ、ベニアに変化は見られず、ボンディングセメントがベニア表面に付着している箇所が複数あった。再接着では、ベニアとエナメル質の表面からレジンの残りをきれいに取り除く必要がある。ポーセレンやエナメル質に悪影響を与えることなく、LIH方式のEr:YAGレーザーを使用してレジンを除去することで、「選択的」にレジンを除去できるかどうかについては、さらなる研究が必要である[25]。ベニア側では、ポーセレンがレジン除去に必要なフルエンスに容易に耐えるという事実から、これは達成可能である。再エッチングとシラン化が必要である。エナメル質側では、微細なダイヤモンド・バーで表面を仕上げる代わりに、同YAGレーザーによる仕上げと平滑化[26]として説明されている方法を利用して、エナメル質表面をきれいにし、さらなる接着に備えることができる。

将来的には、レーザーデボンディング後のエナメル質表面、さらに重要なベニア表面について、より詳細な情報を提供する走査型電子顕微鏡による調査が、アブレーションプロセスによるベニアの変化や損傷の可能性を評価するために必要であろう。これらの変化は、低倍率の光学顕微鏡による調査では見えないかもしれない。徹視的な損傷がある場合、そのベニアの再使用は禁忌である。

ポーセレン内部の水分ではなく、セメントアブレーションによるアブレーション圧が破断につながることを示唆するもうひとつの観察は、可能な限り高いレーザーエネルギー設定でも、EEもEmaxも、ベニアが破断しなかったという事実である。ベニアの曲げ強度は、水分の取り込みよりもむしろ、レーザー剥離時のベニアの破断を防ぐ鍵であるようだ。

ベニア除去のメカニズムについては、LIH方式のEr:YAGレーザーエネルギーはベニアを透過し、その透過量は単板の厚みと組成に依存すると結論づけられる。ベニアレジンセメントは、最終的に透過したエネルギーを吸収し、すでに低いレーザーのエネルギーでセメントのアブレーションが起こる。十分な量のセメントが除去されると、歯の表面から滑り落ちた。ラミネートベニア材料の耐圧性（ラミネートベニアの引張強さなど）により、ラミネートベニアは一体または部分的に剥がれ落ちる。また、圧力に対する抵抗は、追加的な水よりもベニアの安定性に大きな影響を与えるという結論に達している-したがって、歯髄の安全のためには、常に強力な空冷-水冷スプレーを使用すべきである。

ベニアの除去時間は31秒から290秒で、平均は106秒であった。この研究の第三の目的は、ベニアを損傷することなく除去できることを証明することであった。例えば、ベニアの縁にう蝕がある場合など、ベニアの完全性を維持せずにベニアを除去することが目的であれば、エネルギーを少し大きくすることで、簡単にアブレーションプロセスを加速することができる。報告されているように、入射放射線の44%までが透過し、ベニアの裏側で測定できたが、残りのエネルギーはベニアを（後方）散乱したり、ベニアから反射したりした。単板除去に高いエネルギーを使用すると、単板が加熱される可能性もあるため、効率的な空気/空気-水スプレー冷却が必要となる。

適用されたレーザーエネルギー（最大4 J/cm）は、エナメル質や象牙質の除去に安全であることが知られているエネルギー（80～160 J/cm²）[5-8]をはるかに下回り、コンポジットレジン除去に使用されるエネルギー[10,11,27]の最大20分の1であるため、ベニア除去プロセスは歯髄組織にも安全であるはずである。一般的に、歯髄組織が48℃以上に加熱されなければ、歯髄にとって安全な処置であると認められている[28]。歯科医院では、縁のう蝕が原因で破損した古いベニアを素早く除去することが、レーザーによるベニア除去の主な指標となる。とはいえ、将来的には、ベニア剥離中の歯髄温度測定を実施すべきである。

この研究は、比較的少ないサンプル数で行われた。とはいえ、24枚すべてのベニアが効果的に除去された。今後、サンプル数を増やして研究を行えば、ベニア素材による違いを区別できるかもしれない。このことは、出産当日にベニアを取り換え、すぐに除去して再度装着しようとした場合に、特に興味深いことであろう。

要約すると、現時点での研究の限界は、エネルギー伝達について2つの異なるベニア材料のみがテストされたことである。一般的に、様々なEr:YAGレーザーによってあらゆる種類のベニアが剥離できることを保証するためには、HIL方式のEr:YAGレーザーに限らずより多様なテストを行うべきである。ベニア接着セメントも同様である。結果を一般化するために、複数のベニアボンディングセメントをテストする必要がある。歯髄の安全性を保証するために、ベニア除去中の歯髄室の温度測定を行わなければならない。もし歯科医が、間違っただけで装着されたベニアの位置を柔軟に変更したいのであれば、この操作を可能にする適切なベニア材料を選択することで、ベニアだけでなく歯からのコンポジットレジン除去に関するより多くの情報を収集する必要がある。これらの情報を得ることで、少なくともLIH方式のEr:YAGレーザーのユーザーの間では、このテクニックが安全で簡単に適用でき、非常に時間が節約できるため、広く採用されることが確実となる。

謝辞

本研究のためにポーセレンベニアを提供してくれたカリフォルニア州サンタローザのデンタルマスターズ社に感謝する。また、アリゾナ州ATSUメサのアリゾナ歯学・口腔衛生学校のRobert Levine氏の技術サポートに感謝する。

REFERENCES

- Dostalova T, Jelinkova H, Sulc J, Koranda P, Nemec M, Racek J, Miyagi M. Laser radiation debonding. In: Rechmann P, Fried D, editors. *Lasers in dentistry*. San Jose: SPIE Washington (Lasers in dentistry). 2008.
- Dostalova T, Jelinkova H, Sulc J, Koranda P, Nemec 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*. San Jose: SPIE Washington (Lasers in dentistry). 2009.
- 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.
- Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(1):79–83.
- Keller U, Hibst R. Histological findings of pulpal changes after Er:YAG laser irradiation. *J Dent Res* 1995;74(1159): 545.
- Keller U, Hibst R. The pulp reaction following Er:YAG laser application. In: O'Brien SJ, Dederich DN, Wigdor HA, Trent AM, editors. *SPIE Proceedings of Lasers in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine*, Bellingham, Washington: 1991; SPIE. pp 127–133.
- Keller U, Hibst R. Effects of Er:YAG laser in caries treatment: A clinical pilot study. *Lasers Surg Med* 1997;20(1): 32–38.
- 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.
- 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.
- 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.
- Hibst R, Keller U. Removal of dental filling materials by Er:YAG laser radiation. In: O'Brien SJ, Dederich DN, Wigdor HA, Trent AM, editors. *SPIE Proceedings of Lasers in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine*, Bellingham, Washington: 1991; SPIE. pp 120–126.
- 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.
- 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.
- Apel C, Meister J, Ioana RS, Franzen R, Hering P, Gutknecht N. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel. *Lasers Med Sci* 2002;17(4):246–252.
- Apel C, Franzen R, Meister J, Sarrafzadegan H, Thelen S, Gutknecht N. Influence of the pulse duration of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers Med Sci* 2002;17(4):253–257.
- Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989;9(4):338–344.
- Hibst R, Keller U. The mechanism of Er:YAG laser induced ablation of dental hard substances. In: Dov Gal DVM, O'Brien SJ, Vangness CT, White JM, Wigdor HA, editors. *SPIE Proceedings of Laser in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine II*, Bellingham, Washington: 1996; SPIE. pp 156–162.
- Visuri SR, Walsh JT, Jr., Wigdor HA. Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling. *Lasers Surg Med* 1996;18(3):294–300.
- Fried D, Ragadio J, Champion A. Residual heat deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2.79, 2.94, 9.6, and 10.6 microm. *Lasers Surg Med* 2001;29(3):221–229.
- Rechmann P, Goldin DS, Hennig T. Er:YAG lasers in dentistry: An overview. In: Featherstone JD, Rechmann P, Fried D, editors. *Lasers in dentistry*. San Jose: SPIE Bellingham; 1998.
- Kim ME, Jeoung DJ, Kim KS. Effects of water flow on dental hard tissue ablation using Er:YAG laser. *J Clin Laser Med Surg* 2003;21(3):139–144.
- Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater* 2000;16(3):226–233.
- 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.
24. Nakamura T, Wakabayashi K, Kawamura Y, Kinuta S, Mutoke Y, Yatani H. Analysis of internal defects in all-ceramic crowns using micro-focus X-ray computed tomography. *Dent Mater J* 2007;26(4):598–601.
 25. Lizarelli Rde F, Moriyama LT, Bagnato VS. Ablation of composite resins using Er:YAG laser—Comparison with enamel and dentin. *Lasers Surg Med* 2003;33(2):132–139.
 26. Bader C, Krejci I. Marginal quality in enamel and dentin after preparation and finishing with an Er:YAG laser. *Am J Dent* 2006;19(6):337–342.
 27. 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.
 28. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Path* 1965;19:515–530.