

熱膨張性マイクロカプセルと CO<sub>2</sub> レーザーを応用した  
セラミックブラケット撤去方法の検討

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻

齊藤 綾乃

(指導：清水 典佳 教授， 納村 泰弘 助教)

## 目 次

概 要	..... 2
緒 言	..... 5
材料および方法	..... 6
成 績	..... 9
考 察	.....15
結 論	.....18
謝 辞	.....19
引用文献	.....20
基幹論文	.....22

Saito et al. Lasers in Medical Science, in press

## 概 要

矯正治療終了時にセラミックブラケットを撤去する際、従来の撤去方法では、強い荷重が歯やブラケットに加えられるため、エナメル質の破損や歯の疼痛を引き起こすことがあった。特に、セラミックブラケットはメタルブラケットと比較して審美性に優れているが、脆く、撤去時にブラケットウイングが破損した際にはブラケットベースを切削除去するため長時間を要する。

これまでに、80℃で70倍に膨張する熱膨張性マイクロカプセルを矯正用接着材(SuperBond)に30, 40 wt%含有した接着材で接着したメタルブラケットの接着強さは、加熱により、非加熱群に比べてそれぞれ0.3倍(7 MPa)、0.2倍(3 MPa)に減少したことが報告されている。また、40 wt%の熱膨張性マイクロカプセルを含む接着材で接着したセラミックブラケットの接着強さは、加熱により、非加熱群に比べて約0.3倍(4.5 MPa)に減少したことも報告されている。これらの研究では、マイクロカプセルを膨張させるためにヒーターを使用した。300℃に熱したヒーターの使用は口腔周囲の熱傷の危険を伴うため、より安全な加熱方法が望まれた。

近年、歯科領域で様々なレーザー機器が軟組織や硬組織の切除、齲蝕の除去、疼痛緩和、組織の賦活化の目的で、幅広く使用されるようになった。レーザーの中でもCO<sub>2</sub>レーザーはセラミックブラケットによく吸収され、これまで、レーザーによるブラケット撤去の研究に多く用いられてきた。しかし、それらの報告の中には、レーザー照射時間が数十秒に及ぶもの、レーザー照射後の接着強さの減少が不十分なものもあった。レーザー照射時のエネルギーは局所に集中するため、加熱源としてレーザーを使用すれば、従来のヒーターよりも、より効率的にブラケットを加熱できると推察される。

そこで、本研究ではCO<sub>2</sub>レーザーと熱膨張性マイクロカプセルの併用により、ブラケット撤去時に生じていた従来の問題を軽減することを目的とし、熱膨張性マイクロカプセル含有矯正用接着材で接着したセラミックブラケットの接着強さと、撤去に要する時間に与えるCO<sub>2</sub>レーザーの影響を検討した。

これまでにCO<sub>2</sub>レーザーを使用したブラケット撤去方法はいくつか報告されているが、CO<sub>2</sub>レーザーの照射出力、照射時間、照射距離の設定は様々である。レーザー照射出力が大きくなれば歯髄への熱影響が懸念されることから、本研究では、これまでの報告の中で比較的low出力な3 Wを照射出力として設定した。本実験に適切なレーザー照射距離を求めるため、ブラケット表面からの距離が0, 3, 5, 8, 10 mmの

5 条件でレーザー照射したときのブラケットベース温度が 80°Cに達するのに要した時間を検討したところ、有意差はなかった。このため、本実験では最も再現性があると考えられる条件、すなわちブラケット表面にレーザー照射チップを接触させて照射することとした。

一方、レーザー照射時間については、3 W の CO<sub>2</sub> レーザーを 3, 4, 5, 6 秒照射したときのブラケットベース温度を計測したところ、4, 5, 6 秒照射でブラケットベース温度が 80°Cを越えた。そのため、本実験でのレーザー照射時間を 4, 5, 6 秒に設定した。

試料には、抜去したウシ下顎前歯で亀裂や齶蝕などのない 96 本を使用した。常温重合レジン中に牛歯歯冠の唇側表面を露出させて包埋し、エナメル質表面を前処理後、30 秒間エッチングし、水洗、乾燥した。マイクロカプセル含有量 0, 30, 40 wt%の熱膨張性マイクロカプセル含有矯正用接着材を用い、セラミックブラケットを 1 歯につき 1 つ接着した。

CO<sub>2</sub> レーザー照射条件（照射距離 0 mm ; 照射時間 0, 4, 5, 6 秒）で照射された 96 個（n = 8, 12 群）の試料について、剪断接着強さを万能試験機にて計測した。剪断試験はレーザー照射終了 10 分後に行い、クロスヘッドスピード 1 mm/min で試料の歯冠軸方向に剪断力を加え、得られた最大荷重を接着強さとした。

剪断接着強さの計測後、接着面の破壊様式を検討するために、各試料を光学顕微鏡を用い、15 倍で観察した。

また、レーザーによるブラケット加熱中、加熱後の歯髓腔内温度上昇を評価するため、矯正治療のために抜去されたヒト第一小白歯を使用し、歯髓腔内温度を計測した。

レーザー非照射群で、マイクロカプセルを 30 もしくは 40 wt%含有することで、マイクロカプセル非含有時に比べて剪断接着強さはそれぞれ 0.75, 0.63 倍に減少した。マイクロカプセル非含有接着材では、4~6 秒のレーザー照射後でもレーザー非照射時と比べ、剪断接着強さに有意差はなかった。30 wt%のマイクロカプセル含有群の剪断接着強さは、レーザー照射 4 秒で 0.80 倍に減少し、レーザー照射 5, 6 秒では 0.46 倍に減少した。40 wt%のマイクロカプセル含有群の剪断接着強さも同様の傾向を示し、4 秒では 0.80 倍に、5, 6 秒ではそれぞれ 0.48, 0.40 倍に減少した。

歯髓腔内温度はレーザー照射停止後も上昇し、約 60 秒で最大温度に達した。各群のレーザー照射 4, 5, 6 秒後の平均歯髓腔内温度上昇値はそれぞれ 3.1, 3.7, 4.3°Cであった。

接着材の破壊様式に各群間での有意差は見られなかったが、30, 40 wt%のマイクロカプセル含有群では CO<sub>2</sub> レーザー照射時間 0, 4 秒時に接着材が歯面に残る傾向を

示し、レーザー照射時間 5, 6 秒時には接着材が歯面に残りにくくなる傾向を示した。

以上のことから、CO<sub>2</sub>レーザーと熱膨張性マイクロカプセル含有矯正用接着材を併用したセラミックブラケット撤去方法は、エナメル質の損傷や歯の痛みを軽減でき、より効果的で安全な方法であると考えられた。

なお、本論文は CO<sub>2</sub> laser debonding of a ceramic bracket bonded with orthodontic adhesive containing thermal expansion microcapsules (in press) を基幹論文とし、これにレーザー照射距離別のブラケットベース温度を新たな実験データとして加えることによって、総括したものである。

## 緒 言

矯正治療終了時にセラミックブラケットを撤去する際、従来の撤去方法では、強い荷重が歯やブラケットに加えられるため、エナメル質の破損や歯の疼痛を引き起こすことがあった。特に、セラミックブラケットはメタルブラケットと比較して審美性に優れているが、脆く、撤去時にブラケットウイングが破損した際にはブラケットベースを切削除去するため長時間を要する。また、エナメル質破損は接着強さ 9.7 MPa 以上で起こると報告されている<sup>1)</sup>が、矯正用接着材の接着強さはこれよりも大きい<sup>2-5)</sup>。

これまでに、ブラケット撤去時のエナメル質破損、歯の痛み、ブラケット破損などの問題を減少させるために、いくつかの方法が提案されてきた<sup>6-11)</sup>。鶴岡ら<sup>12)</sup>は、80°C で 70 倍に膨張する熱膨張性マイクロカプセルを用い、矯正用接着材 (SuperBond) に 30, 40 wt% の熱膨張性マイクロカプセルを含有した接着材で接着したメタルブラケットの接着強さを検討し、加熱により、非加熱群に比べてそれぞれ 0.3 倍 (7 MPa), 0.2 倍 (3 MPa) に減少したことを報告した。龍ら<sup>13)</sup>は、40 wt% の熱膨張性マイクロカプセルを含む接着材で接着したセラミックブラケットを使い、加熱により接着強さが非加熱群に比べて約 0.3 倍 (4.5 MPa) に減少したと報告した。これらの研究では、マイクロカプセルを膨張させるためにヒーターを使用した<sup>14)</sup>が、300°C に熱したヒーターの使用は口腔周囲の熱傷の危険を伴うため、より安全な加熱方法が望まれた。

近年、歯科領域で様々なレーザー機器が軟組織や硬組織の切除、齲蝕の除去、疼痛緩和、組織の賦活化の目的で、幅広く使用されるようになった<sup>14)</sup>。レーザーの中でも CO<sub>2</sub> レーザーはセラミックブラケットによく吸収され、これまで、レーザーによるブラケット撤去の研究に多く用いられてきた<sup>15-19)</sup>。しかし、それらの報告の中には、レーザー照射時間が数十秒に及ぶもの<sup>18)</sup>、レーザー照射後の接着強さの減少が不十分なもの<sup>18,19)</sup>もあった。レーザー照射時のエネルギーは局所に集中するため、加熱源としてレーザーを使用すれば、従来のヒーターよりも、より効率的にブラケットを加熱できると推察される。

そこで、本研究では CO<sub>2</sub> レーザーと熱膨張性マイクロカプセルの併用により、ブラケット撤去時に生じていた従来の問題を軽減することを目的とし、熱膨張性マイクロカプセル含有矯正用接着材 (orthodontic adhesive containing thermal expansion microcapsules; ATEM) で接着したセラミックブラケットの接着強さと撤去に要する時間に与える CO<sub>2</sub> レーザーの影響を検討した。

## 材料および方法

### 1. 熱膨張性マイクロカプセル含有矯正用接着材 (ATEM) の調製

4-META/MMA-TBB レジン矯正用接着材 (Orthomite SuperBond, サンメディカル, 滋賀, 日本) のポリマーに, 鶴岡ら<sup>12)</sup>, 龍ら<sup>13)</sup>の報告に従って, 80°Cに加熱すると70倍膨張する熱膨張性マイクロカプセル (Matsumoto Microsphere F-36D, 松本油脂製薬株式会社, 大阪, 日本) を30, 40 wt%含む接着材を試験的に調製した。

### 2. CO<sub>2</sub> レーザー照射距離の検討

異なるレーザー照射距離でのブラケットベース温度上昇の違いについて検討した。CO<sub>2</sub> レーザー (Opelaser Pro, ヨシダ, 東京, 日本) の照射チップ先端をセラミックブラケット (Coby, Biodent, 東京, 日本) の唇側表面から0, 3, 5, 8, 10 mmの各距離に設定し, 照射出力3 Wで6秒間レーザーを照射したときのブラケットベース温度の上昇を, ブラケットベースに接触させたKタイプ熱電対センサー (岡崎製造所, 兵庫, 日本) (先端直径0.5 mm) で計測した。

### 3. CO<sub>2</sub> レーザー照射時間の検討

レーザー照射時間は, ブラケット唇側表面にレーザーを3, 4, 5, 6秒照射したときのブラケットベース温度を, 前項のようにブラケットベースに接触させたKタイプ熱電対センサーで計測し, ベース温度が80°Cを越える照射秒数を求めた。レーザー照射は, 前項で示した実験によって得られた結果から, 0 mmの照射距離にて行った。

### 4. 試料の作製とブラケットの接着

試料には, 抜去したウシ下顎前歯で亀裂や齶蝕などのない96本を使用した。牛歯に付着している軟組織を取り除き, 歯根と歯冠を分割した。その後, 歯髄を取り除いた牛歯歯冠を, 使用するまで蒸留水中に浸漬した。

牛歯歯冠を試験機に固定しやすくするために, 常温重合レジン (トレーレジン, 松風, 京都, 日本) 中に包埋した。それぞれの歯冠の唇側表面を平滑にし, 耐水研磨紙の400, 600番で研磨したのち, エナメル質表面を水洗, 乾燥した。このように作製した試料をそれぞれ8個ずつの12群にランダムに分けた。

試料には, 0.018 インチスロットのジルコニアセラミック上顎中切歯用ブラケット (Coby, Biodent, 東京, 日本) を1歯につき1つ接着した。メーカーの指示通り, エナメル質表面を30秒間エッチングしたのち, 水洗, 乾燥した。ATEM

(マイクロカプセル含有量 0, 30, 40 wt%) をブラケットベース上に乗せ、処理後のエナメル質表面の中央にブラケットを位置付けた。余剰接着材はブラケットに接触することのないよう、注意を払って探針で取り除き、ブラケットを強固に接着した。10 分間大気中に放置後、試料を 37°C の蒸留水中に 24 時間浸漬した。96 個全てのブラケットの接着は一人の術者が行った。使用したブラケットのベースの面積は 12.4 mm<sup>2</sup> であった。

#### 5. 剪断接着強さの計測

2, 3 項で求めた CO<sub>2</sub> レーザー照射条件 (照射距離 0 mm ; 照射時間 0, 4, 5, 6 秒) で照射された 96 個 (n = 8, 12 群) の試料の剪断接着強さを、万能試験機 (5567, インストロン, Norwood, MA, USA) にて計測した。ブラケットベース上端が万能試験機のジグ先端と平行になるように試料を機械に固定し、剪断試験をレーザー照射終了 10 分後に行った。クロスヘッドスピード 1 mm/min で試料の歯冠軸方向に剪断力を加え、得られた最大荷重を接着強さとした。

#### 6. 歯髄腔内温度の計測

レーザーによるブラケット加熱中、加熱後の歯髄腔内温度上昇を評価するため、矯正治療のために抜去された 5 本のヒト第一小臼歯を使用した。本研究は日本大学歯学部倫理委員会によって審査され、承認を得ている (倫許 2012-18)。4°C の蒸留水中に浸漬、保管していたヒト小臼歯頬側歯面にマイクロカプセル 40 wt% 含有 ATEM を使用してブラケットを接着した。各歯の舌側セメントエナメル境から、ブラケット接着面直下の歯髄腔内壁方向に #102R ダイヤモンドバーを用い、エアタービンで穿孔させ、K タイプ熱電対のセンサー先端を、ブラケット接着面直下歯髄内壁に位置づけた。歯の頬側表面から歯髄内壁までの平均距離は 3.4 ± 0.5 mm であった。歯髄内壁の温度は室温 23 ± 1°C 条件下で計測され、計測は 4, 5, 6 秒の照射時間についてそれぞれ 5 回行った。

#### 7. 残余レジンの評価

剪断接着強さの計測後、接着面の破壊様式を検討するために、各試料を光学顕微鏡 (SZ-3003, As one, 大阪, 日本) を用い、15 倍で観察した。残余レジンの指標 (Adhesive remnant index score; ARI スコア) は以下のように定めた: 0 ; 歯面に接着材の残余なし, 1 ; 50%未滿の接着材が歯面に残っている, 2 ; 50%以上の接着材が歯面に残っている, 3 ; ブラケットベースの明瞭な跡とともに全ての接着材が歯面に残っている。

#### 8. 統計解析

接着強さの平均値, 標準偏差は SPSS ソフト (バージョン 16.0; IBM, Chicago,



IL, USA) を使用して計算した。レーザー照射距離の検討で、各距離におけるブラケットベース温度上昇の比較には Kruskal Wallis H 検定を行った。加えて、レーザー照射群、非照射群間の多重比較には Scheffe 検定もしくは Games-Howell 検定を行った。ARI スコアの分布の違いはカイ二乗検定を用いて評価した。全ての検定の有意水準は  $p < 0.05$  とした。

## 成 績

### 1. CO<sub>2</sub> レーザー照射距離の検討

ブラケット唇側表面から 0, 3, 5, 8, 10 mm の距離でレーザーを照射した時のブラケットベース温度上昇を経時的に計測した (図 1)。各距離群においてベース温度が 80°C に達するまでに要した時間は約 4.6~5.2 秒であり, 各群間に有意差は見られなかった。そのため以下の実験では照射距離 0 mm とした。

### 2. CO<sub>2</sub> レーザー照射時間の検討

CO<sub>2</sub> レーザーを 3, 4, 5, 6 秒照射したときのブラケットベースの温度上昇を経時的に計測した (図 2)。全ての照射時間条件において, ベース温度の上昇はレーザー照射後も続き, 最大温度はレーザー照射停止後数秒で得られた。3 秒の照射ではブラケットベース温度は 80°C に達しなかったが, 4, 5, 6 秒の照射で, ブラケットベース温度が 80°C を越えたため, 以下の実験では照射時間 4, 5, 6 秒とし, 対照としてレーザー非照射群を加えた。

### 3. 剪断接着強さ

各群の剪断接着強さを図 3 に示す。レーザー非照射群で, マイクロカプセルを 30 もしくは 40 wt% 含有することで, マイクロカプセル非含有時に比べて剪断接着強さはそれぞれ 0.75, 0.63 倍に減少した。マイクロカプセル非含有接着材では, 4~6 秒のレーザー照射後でもレーザー非照射時と比べ, 剪断接着強さに有意差はなかった。30 wt% のマイクロカプセル含有群の剪断接着強さは, レーザー照射 4 秒で 0.80 倍に減少し, レーザー照射 5, 6 秒では 0.46 倍に減少した。40 wt% のマイクロカプセル含有群の剪断接着強さも同様の傾向を示し, 4 秒では 0.80 倍に, 5, 6 秒ではそれぞれ 0.48, 0.40 倍に減少した。

### 4. レーザー照射時の歯髄腔内温度上昇

歯面に接着したブラケットにレーザーを照射した時の歯髄腔内温度変化を図 4 に示す。レーザー照射後も, 歯髄腔内温度は上昇し, レーザー照射開始から約 60 秒で最高温度に到達した。各群のレーザー照射 4, 5, 6 秒後の平均歯髄腔内温度上昇値はそれぞれ 3.1, 3.7, 4.3°C であった。

### 5. ARI スコアによる残余レジンの評価

ARI スコアを表 1 に示す。各群間での有意差は見られなかったが, 30, 40 wt% のマイクロカプセル含有群では CO<sub>2</sub> レーザー照射時間 0, 4 秒時にスコア 1, 2 が多く, レーザー照射時間 5, 6 秒時にはスコア 0, 1 が多くなる傾向を示した。

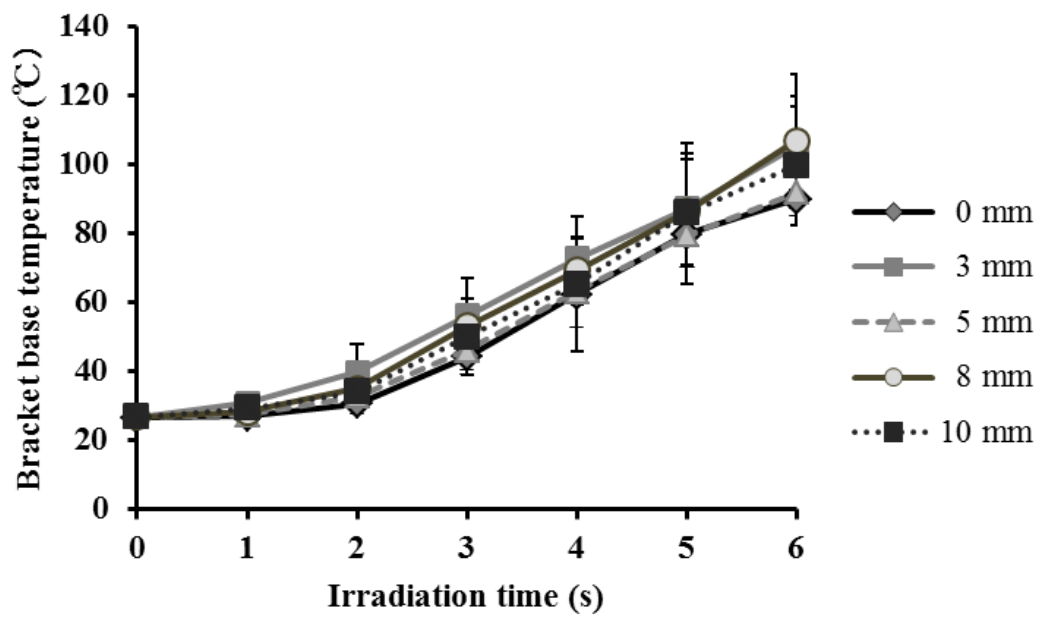


図 1

レーザー照射距離 0, 3, 5, 8, 10 mm における, レーザー照射時間とブラケットベース温度の関係を示す。ブラケットベース温度が 80°C に達するまでに要した時間に, 照射距離間での有意差は見られなかった。

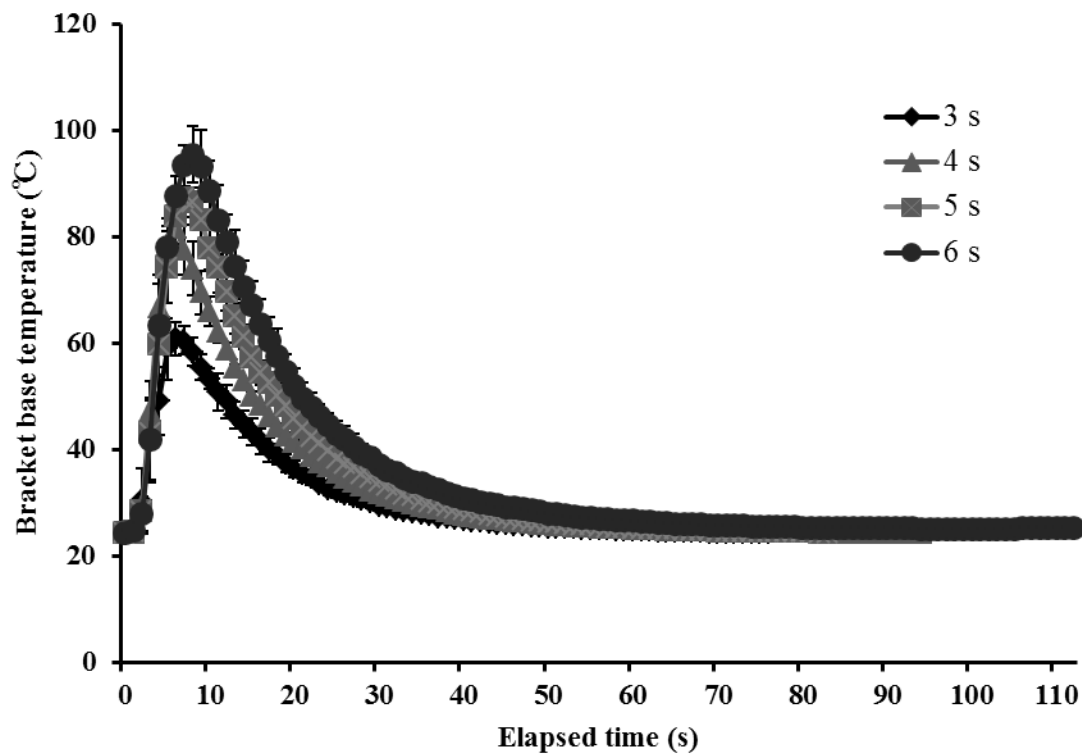


図2

レーザー照射時間とブラケットベース温度の関係を示す。レーザー照射3秒ではブラケットベース温度は80°Cを越えなかったが、レーザー照射4秒以上で80°Cを越えた。

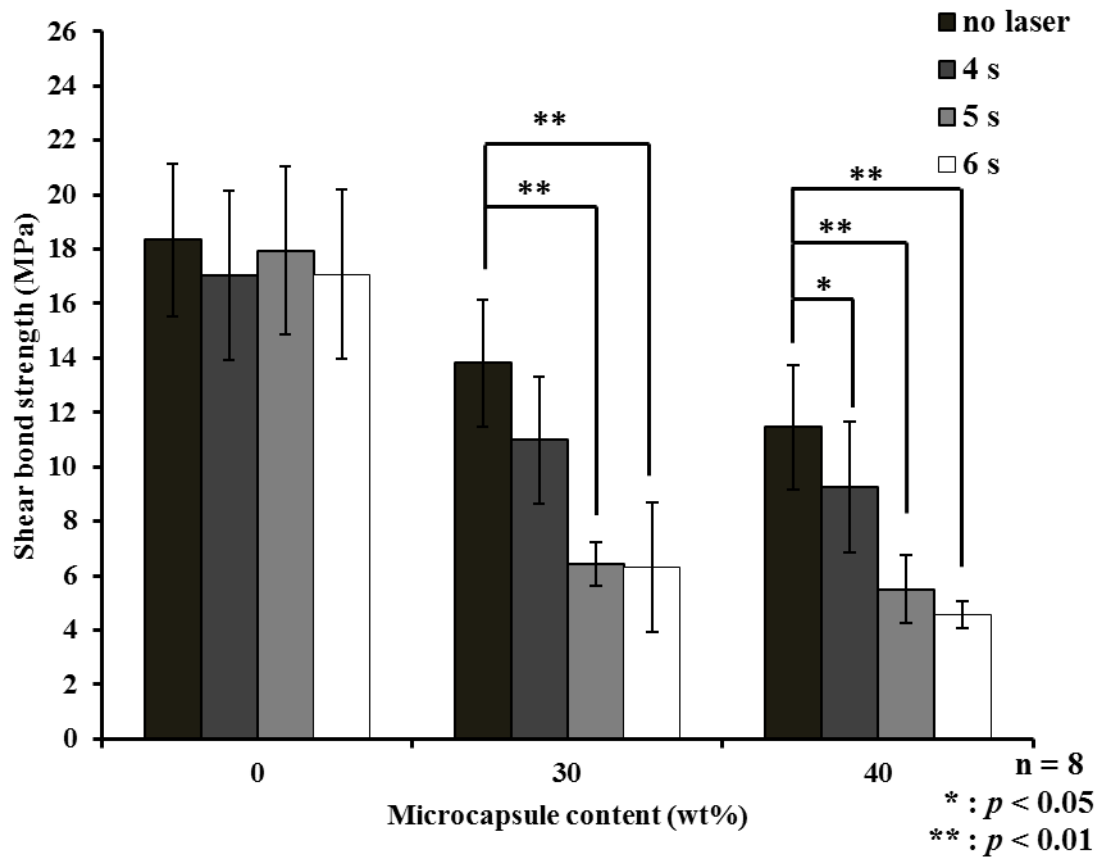


図 3

レーザー照射時・非照射時の剪断接着強さを示す。30, 40 wt%の ATEM で接着したブラケットの剪断接着強さは、5, 6 秒のレーザー照射後にレーザー非照射群と比較して 0.40~0.48 倍に、有意に(\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ )減少した。

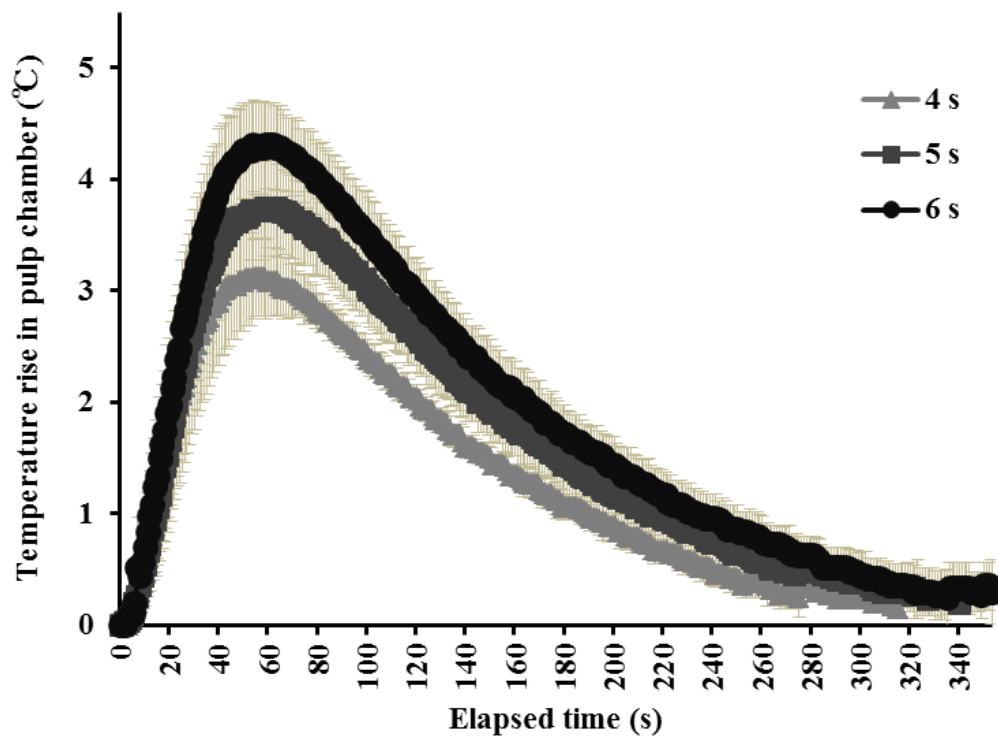


図4

レーザー照射時の歯髓腔内温度上昇を示す。歯髓腔内温度はレーザー照射停止後も上昇し、約60秒で最大温度に達した。照射時間6秒で、歯髓腔内温度上昇は最大4.3°Cであった。

表 1 ARI スコアによる残余レジンの評価

Microcapsule content (wt%)	Laser irradiation time (s)	Score															
		0				4				5				6			
0		4	4	0	0	0	7	0	1	5	3	0	0	5	3	0	0
30		0	5	3	0	0	6	2	0	6	2	0	0	5	3	0	0
40		1	7	0	0	0	3	5	0	5	3	0	0	3	3	2	0

#### ARIスコア

0 ; 歯面に接着材の残余なし, 1 ; 50%未満の接着材が歯面に残っている, 2 ; 50%以上の接着材が歯面に残っている, 3 ; ブラケットベースの明瞭な跡とともに全ての接着材が歯面に残っている

## 考 察

これまでに CO<sub>2</sub> レーザーを使用したブラケット撤去方法はいくつか報告されている<sup>15-19)</sup>が、CO<sub>2</sub> レーザーの照射出力、照射時間、照射距離の設定は様々である。レーザー照射出力が大きくなれば歯髄への熱影響が懸念されることから、本研究では、これまでの報告の中で比較的 low 出力な 3 W<sup>18,20,21)</sup>を照射出力として設定した。本実験に適切なレーザー照射距離を求めるため、ブラケット表面からの距離が 0, 3, 5, 8, 10 mm の 5 条件でレーザー照射したときのブラケットベース温度が 80°C に達するのに要した時間を検討したところ、有意差はなかった。このため、本実験では最も再現性があると考えられた、ブラケット表面にレーザー照射チップを接触させて照射することとした。

一方、レーザー照射時間については、3 W の CO<sub>2</sub> レーザーを 3, 4, 5, 6 秒照射したときのブラケットベース温度を計測したところ、4, 5, 6 秒照射でブラケットベース温度が 80°C を越えた。そのため、本実験でのレーザー照射時間を 4, 5, 6 秒に設定した。

Retief ら<sup>1)</sup>によると、ブラケット撤去時に要する荷重が 9.7 MPa を上回るとエナメル質の損傷が生じる。Rix ら<sup>22)</sup>は、接着強さが 10.99~20.19 MPa の時、ブラケット撤去後のエナメル質亀裂はブラケット撤去前に比べて 16% 増加したと報告した。また、Reynolds<sup>23)</sup>は、6~8 MPa の接着強さが矯正歯科治療の臨床応用に適していることを報告した。このため、接着強さは矯正治療時に十分耐えうるもので、撤去時には 6 MPa を下回るものが理想的と考えられる。本研究では、マクロカプセル非含有の接着材にレーザーを照射しても接着強さは変化しなかった (図 3) ことから、レーザー照射単体では接着強さに影響を与えないことがわかった。30 wt% のマイクロカプセルを含む ATEM に CO<sub>2</sub> レーザーを 5, 6 秒照射したとき、接着強さはレーザー非照射群と比較して 0.46 倍 (それぞれ 6.4, 6.3 MPa) に減少した。同様に、40 wt% のマイクロカプセルを含む ATEM に CO<sub>2</sub> レーザーを 5, 6 秒照射した時、接着強さはレーザー非照射群と比較して 0.40~0.48 倍 (4.6~5.5 MPa) に低下し、これは臨床応用に最低限必要な接着強さ (6 MPa)<sup>21)</sup>以下であった。これらの結果から、40 wt% の ATEM を使用し、5, 6 秒の CO<sub>2</sub> レーザー照射を行うことで接着強さが顕著に低下し、ブラケットが容易に撤去できると考えられた。鶴岡ら<sup>12)</sup>、龍ら<sup>13)</sup>は、加熱方法としてヒーターを使い、8 秒の加熱で ATEM の接着強さが十分に低下することを報告した。それゆえ、本研究での 5, 6 秒の加熱時間は従来のヒーターによる方法と比較して口腔周囲組織の熱傷の危険を避けながら、1 歯につき 2, 3 秒加熱時間が短くなった。



ARI スコアは接着材の破壊がエナメル質—レジジン界面，レジジン内部，レジジン—ブラケット界面のどこで起きているかを判別する指標である。Bishara ら<sup>24)</sup>は，セラミックブラケットが機械的に撤去された時，接着材の破壊はレジジン内部もしくはエナメル質—レジジン界面で起こったが，エナメル質—レジジン界面での接着材の破壊は，ブラケット撤去の荷重が直接エナメル質に伝わるため，エナメル質表面の損傷の可能性を高めると報告されている。本研究では，CO<sub>2</sub> レーザー5，6 秒照射群ではブラケット撤去後の ARI スコアに 0 や 1 が多かった（表 1）。すなわち，エナメル質—レジジン界面で接着材の破壊が起こったが，その時の接着強さはエナメル質の損傷が起こる荷重よりも顕著に低かった。このように，CO<sub>2</sub> レーザーと ATEM を併用したブラケット撤去は，エナメル質—レジジン界面で破壊が起こり，むしろ歯面の清掃が容易になり，また，エナメル質損傷も防ぐことができるため，より安全であると考えられた。

Tocchio ら<sup>25)</sup>は，レーザーによる接着強さ減少の基本的なメカニズムは 3 つの要素，すなわち，thermal softening, thermal ablation, photo ablation からなることを報告している。レジジンが加熱された時に明らかな初期軟化とともに thermal softening が起こる。thermal ablation は，蓄積したエネルギーがレジジンの溶解温度に達した時に起こり，thermal softening の前にレジジンが蒸散する。photo ablation は，接着材中の特定の原子や分子間の結合がエネルギーレベルの上昇により分離された時に起こる。本研究での接着強さ減少についての詳細は不明だが，レジジン中にマイクロカプセルを添加した時のみ有意に接着強さが減少したため，接着強さの減少はレーザー照射単独の作用でないことは明確で，接着強さの減少はレーザー照射によるマイクロカプセルの膨張が主な要因であると考えられた。

数秒間のセラミックブラケットへのレーザー照射による歯髄腔内の温度変化を評価するために，セラミックブラケットを接着したヒト小臼歯を使用し，4，5，6 秒レーザー照射したときの歯髄腔内温度を計測した。図 4 に示したように，レーザーを 6 秒照射した時でも，歯髄腔内温度上昇は最大 4.3°C であった。CO<sub>2</sub> レーザーのエネルギーは多結晶セラミックブラケットに吸収されやすい<sup>15-17)</sup>ため，歯質や歯髄腔内にほとんど熱が到達しないことが報告されている。Zach と Cohen<sup>26)</sup>は，macaque monkey を使った実験で歯髄腔内の温度上昇による組織への影響は可逆的であり，5.5°C 以内の温度上昇であれば歯髄腔内の 85% の組織が回復したと報告している。また，温度上昇が 11.1°C 以上では 60% の歯髄が膿瘍を形成し，温度上昇が 16.6°C 以上では全ての歯髄が壊死すると報告している。本研究ではレーザー照射後に冷水での冷却は行わなかったため，歯髄腔内温度はレーザー照射停止後も徐々に上昇し，60 秒で最高温度に達した。しかしながら，レーザー照射時間が 6 秒でも歯髄腔内温度上昇は 4.3°C 以

下であり、本研究でのレーザー照射条件は歯髄に熱影響を与えないと考えられた。

最近、Tozlu ら<sup>27)</sup>は、Bis-GMA レジンの接着強さがレーザー照射の 1 秒後に 0.1 倍に低下することを報告した。この 1 秒での有意な接着強さの低下はレジンの溶解によるものであると考えられる。彼らの研究では歯髄腔内の温度に関するデータは報告されていないが、温度上昇による影響が危惧される。Bis-GMA レジンは本研究で使  
用したレジンとは異なるが、歯髄腔内温度上昇を考慮したブラケットの撤去方法の検討が必要と考えられる。

## 結 論

本研究では、以下の結果および結論を得た。

1. 30, 40 wt%のマイクロカプセルを含む接着材は、矯正治療に十分な接着強さを示すが、5, 6 秒の CO<sub>2</sub> レーザー照射で、レーザー非照射群に比べて 0.40~0.48 倍に低下した。
2. 本研究での 5, 6 秒のレーザー照射時間は、従来のヒーターを使う方法と比較してもさらに 2, 3 秒短縮が可能である。
3. 歯髄腔内温度上昇はレーザーを 6 秒照射した時でも 4.3°C以下であり、これは歯髄損傷を引き起こす温度よりも低かった。

以上のことから、CO<sub>2</sub> レーザーと ATEM を併用したセラミックブラケット撤去方法は、エナメル質の損傷や歯の痛みを軽減でき、より効果的で安全な方法であると考えられた。

## 謝 辞

本研究遂行にあたり、格別たるご指導ご鞭撻を賜りました日本大学歯学部歯科矯正学教室の清水典佳教授に謹んで心より感謝申し上げます。

また、本研究を通じ多大なるご協力と助言を賜りました本学部矯正学教室の納村泰弘助教、本学部解剖学第Ⅱ教室の磯川桂太郎教授、永井英男技術員を始め、矯正学教室、解剖学第Ⅱ教室の皆様に深く感謝いたします。

本研究は平成 24、25 年度大学院歯学研究科研究費（学生分：齊藤綾乃）、平成 25 年度日本大学総合歯学研究所研究費によって行った。

本研究の要旨および本研究に関連した研究の要旨は、第 72 回東京矯正歯科学会大会（2013，東京）において発表した。

## 引用文献

- 1) Retief DH. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1: 265-284, 1974
- 2) Coreil MN, McInnes-Ledoux P, Ledoux WR, Weinberg R. Shear bond strength of four orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 97: 126-129, 1990
- 3) Su J, Hobson RS, McCabe JF. Effect of impression technique on bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125: 51-55, 2004
- 4) Samruajbenjakul B, Kukiattrakoon B. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs to feldspathic porcelains. *Angle Orthod* 79: 571-576, 2009
- 5) Sfondrini MF, Gatti S, Scribante A. Shear bond strength of self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 33: 71-74, 2011
- 6) Sernetz F, Kraut J. Laboratory evaluations on thermal debonding of ceramic brackets. *J Clin Dent* 2: 87-91, 1991
- 7) Brouns EM, Schopf PM, Kocjancic B. Electrothermal debonding of ceramic brackets. An in vitro study. *Eur J Orthod* 15: 115-123, 1993
- 8) Boyer DB, Engelhardt G, Bishara SE. Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108: 262-266, 1995
- 9) Crooks M, Hood J, Harkness M. Thermal debonding of ceramic brackets: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111: 163-172, 1997
- 10) Jost-Brinkmann PG, Radlanski RJ, Årtun J, Loidl H. Risk of pulp damage due to temperature increase during thermodebonding of ceramic brackets. *Eur J Orthod* 19: 623-628, 1997
- 11) Algera TJ, Kleverlaan CJ, de Gee AJ, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. The influence of accelerating the setting rate by ultrasound or heat on the bond strength of glass ionomers used as orthodontic bracket cements. *Eur J Orthod* 27: 472-476, 2005
- 12) Tsuruoka T, Namura Y, Shimizu N. Development of an easy-debonding orthodontic adhesive using thermal heating. *Dent Mater J* 26: 78-83, 2007
- 13) Ryu C, Namura Y, Tsuruoka T, Hama T, Kaji K, Shimizu N. The use of easily debondable orthodontic adhesives with ceramic brackets. *Dent Mater J* 30: 642-647, 2011
- 14) Convissar RA. Principles and practice of laser dentistry. Mosby Elsevier, St. Louis, MO., 2011

- 15) Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 101: 152-158, 1992
- 16) Rickabaugh JL, Marangoni RD, McCaffrey KK. Ceramic bracket debonding with the carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110: 388-393, 1996
- 17) Ma T, Marangoni RD, Flint W. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111: 203-210, 1997
- 18) Iijima M, Yasuda Y, Muguruma T, Mizoguchi I. Effects of CO<sub>2</sub> laser debonding of a ceramic bracket on the mechanical properties of enamel. *Angle Orthod* 80: 1029-1035, 2010
- 19) Tehranchi A, Fekrazad R, Zafar M, Eslami B, Kalhori KA, Gutknecht N. Evaluation of the effects of CO<sub>2</sub> laser on debonding of orthodontics porcelain brackets vs. the conventional method. *Lasers Med Sci* 26: 563-567, 2011
- 20) Mimura H, Deguchi T, Obata A, Yamagishi T, Ito M. Comparison of different bonding materials for laser debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108: 267-273, 1995
- 21) Obata A. Effectiveness of CO<sub>2</sub> laser irradiation on ceramic bracket debonding. *J Jpn Orthod Soc* 54: 285-295, 1995
- 22) Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119: 36-42, 2001
- 23) Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 2: 171-179, 1975
- 24) Bishara SE, Forrseca JM, Fehr DE, Boyer DB. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod* 64: 277-282, 1994
- 25) Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103: 155-162, 1993
- 26) Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 19: 515-530, 1965
- 27) Tozlu M, Oztoprak MO, Arun T. Comparison of shear bond strengths of ceramic brackets after different time lags between lasing and debonding. *Lasers Med Sci* 27: 1151-1155, 2012

## 基幹論文

Ayano Saito, Yasuhiro Namura, Keitaro Isokawa and Noriyoshi Shimizu (2013)  
CO<sub>2</sub> laser debonding of a ceramic bracket bonded with orthodontic adhesive  
containing thermal expansion microcapsules. *Lasers in Medical Science*, in press