総説**REVIEW ARTICLE****歯科矯正治療におけるレーザー応用の可能性**

清水 典佳

日本大学 歯学部 歯科矯正学講座

(平成 27 年 8 月 7 日受理, 平成 27 年 10 月 22 日掲載決定)

Possibility of the Laser Applications in the Orthodontic Treatment

Noriyoshi Shimizu

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Nihon University

(Received August 7, 2015, Accepted October 22, 2015)

要 旨

歯科矯正治療は、不正咬合患者の顎や歯を再構築し、口腔や顔面の正常な機能、形態や審美性を回復する治療であるが、治療のデメリットもある。我々は歯科矯正治療のデメリットを改善するために、低出力レーザー照射の生体に対する光刺激作用を矯正治療に応用した一連の研究を行ってきた。その結果、低出力レーザー照射は上顎正中口蓋縫合急速拡大時の縫合部骨形成促進作用や、実験的歯の移動の移動促進作用があり、また、矯正用アンカースクリュー植立時には、周囲の骨形成促進作用を介してスクリュー安定性を向上した。また低出力レーザー照射の骨形成促進作用機序を検討した結果、レーザー光照射により IGF-1 や BMP のような骨形成関連因子の発現亢進を介して骨形成を活性化することがわかった。

一方、高出力レーザーの応用では、加熱膨張性マイクロカプセルを混入した接着材で矯正用ブラケットを牛歯に接着し、CO₂ レーザーでブラケットを加熱後撤去し、接着強さを測定した。5 または 6 s の過熱で、非照射群に比べ 0.4 (4.6 MPa) – 0.48 (5.5 MPa) 倍の接着強さに減少した。また、歯髓腔内の温度上昇も 6 s 照射で平均 4.3℃であり、障害を起こす温度以下であった。これらの結果から、加熱膨張性マイクロカプセルを混入した接着材と CO₂ レーザーを併用することは、セラミックブラケット撤去時にエナメル質の損傷や歯痛を軽減できる安全で有効な方法であることが示唆された。

このように低および高出力レーザーを矯正臨床に応用することで、矯正治療期間の短縮やより良質の矯正治療を提供できる可能性があると考えられる。

キーワード : 低出力レーザー, 促進作用, 骨形成, 歯の移動, 高出力レーザー, 矯正ブラケット撤去

Abstract

Orthodontic treatment is to reconstruct the jaws and teeth of malocclusion patients, and is re-establishing normal function and morphology and aesthetics of the oral cavity and face, however, there are some demerits. In order to improve the demerits of orthodontic treatment, we have conducted a series of studies that the bio-stimulatory effects of soft laser irradiation on orthodontic treatment. The results of those studies were that soft laser irradiation could accelerate bone regeneration in a mid-palatal suture during rapid palatal expansion, tooth movement during orthodontic tooth movement, and stability of orthodontic anchor screws through surrounding bone formation. Furthermore, the mechanism of accelerated bone formation was found to be due to increased expression of bone formation-related factors such as IGF-1 and BMPs by means of a laser irradiation.

On the other hand, as an application of hard laser, ceramic orthodontic brackets were bonded to bovine incisors using bonding materials containing thermal expansion microcapsules and the bond strength were measured after CO₂ laser irradiation. After laser irradiation for 5 or 6 s, the bond strengths of the adhesive containing 40 wt% microcapsules were significantly decreased to

0.4-0.48-fold (4.6-5.5 MPa) compared with the non-laser groups. The mean temperature rise of the pulp chamber was 4.3°C with laser irradiation for 6 s, which was less than that required to induce pulp damage. Based on these results, it is concluded that the combined use of a CO₂ laser and adhesive containing microcapsules could be effective and safe for de-bonding ceramic brackets with less enamel damage or tooth pain.

Thus, by applying the soft and hard laser in the orthodontic treatment, it is likely that it is possible to provide shorter orthodontic treatment period and better quality of treatment.

Key words : soft laser, acceleration, bone formation, tooth movement, hard laser, orthodontic bracket debonding

1. 緒言

歯科矯正治療は、不正咬合患者の顎や歯を再構築し、口腔や顔面の正常な機能、形態や審美性を回復する治療であるが、冗長な治療期間や後戻りなど改善すべき点も多い。これらを含めた矯正治療のデメリットを改善するための様々な研究がなされてきた。

近年低出力レーザー照射の生体に対する光刺激作用が注目され、種々の生物学的効果が報告されているが、未だ十分なコンセンサスは得られていない。低出力レーザーを臨床応用するためには、十分なエビデンスを集積すると共にその発現機序を解明することが必要である。我々は低出力レーザーの生体光刺激作用に着目し、歯科矯正治療に応用するために一連の *in vivo* および *in vitro* の研究を行い、いくつかの実験結果を得ている。

一方、歯科矯正治療終了時に、歯に接着しているセラミックブラケットに強い荷重を加えて撤去するため、歯痛やエナメル質の亀裂、破折を生じる。そこで、加熱膨張性マイクロカプセルを混入した接着材でブラケットを接着し、撤去時に CO₂ レーザーでブラケットを加熱することで、接着強さを顕著に減少させ、短時間で安全にブラケットを撤去できる方法を開発した。このように低および高出力レーザーの矯正臨床応用に関するいくつかの研究結果を紹介する。

2. 低出力レーザーの応用

2.1 材料及び方法

2.1.1 レーザー光照射がラット正中口蓋縫合拡大部の骨形成に与える影響

狭窄した上顎歯列弓を有する患者の矯正治療では、拡大スクリューを用いた上顎急速拡大装置により短期間で正中口蓋縫合部を拡大し歯列弓幅を増大させる (Fig.1 (a), 1 (b)). この時、縫合部骨辺縁では骨形成機転が働き骨修復されるが、拡大後長期間保定をしないと顕著な後戻りが起こる。拡大した縫合部に早期に骨修復を誘導できれば、後戻りを軽減でき治療期間を短縮できると考えられる。

そこで、上顎急速拡大治療のモデル実験系として、6週齢ウィスター系雄性ラット上顎切歯間に厚さ 1.5 mm の金属リングを圧入することで正中口蓋縫合部を実験的に急速拡大した (Fig.2). 拡大した縫合部にレーザー光照射を行い、縫合部骨形成量を評価した。7日間の縫合部拡大期間中 1 日 1 回、6 日間、毎日 3 min または 10 min (18-60 J) 光ファイバーにて口蓋粘膜面から縫合部にレーザー光照射を行った (パナラス 1000, Ga-Al-As 半導体レーザー、波長 830 nm、出力 100 mW、松下産業機

器)。また実験初日、3 日、6 日目にテトラサイクリンとカルセインによる骨生体染色を行い、7 日目に屠殺し口蓋縫合部の前頭断非脱灰研磨標本作製し、骨形態計測法により骨形成量を定量的に評価した。また前半 3 日間または後半 3 日間、さらに拡大初日のみのレーザー光照射についても同様に検討した。

Fig.1 (a) Rapid palatal expansion and bone formation of mid-palatal suture in a patient with narrow maxillary arch. (b) Molar cross bites (arrows) and anterior crowding were corrected by maxillary expansion. Mid-palatal suture was wide open just after expansion, but was repaired with bone after 6 months.

Fig.2 Lateral view during laser irradiation of mid-palatal suture in rat (Cited from reference 3). Suture was expanded indirectly by inserting metal ring between maxillary incisors. Irradiation was performed by placing optical fiber in contact with tissue to prevent reflection of laser beam onto tissue surface.

2.1.2 レーザー光照射が移動歯周囲の骨リモデリングに与える影響

歯科矯正治療の欠点の一つに冗長な治療期間が挙げられる。低出力レーザーの生体光刺激作用により、移動歯周囲の骨リモデリングが活性化されれば歯の移動は促進すると考えられる。そこで、実験的歯の移動時に移動歯周囲にレーザー光照射を行った時の歯周組織の変化について検討した。

6 週齢ウィスター系雄性ラット上顎左側第一臼歯と両側切歯をコイルスプリングで連結し 10 g 荷重で臼歯を近心移動した。移動直後から毎日 1 回 Ga-Al-As 半導体レーザー (100 mW) を移動歯の頬、舌及び近心側に 3 min ずつ、計 9 min (54 J) 12 日間照射した (Fig.3)。移動開始直後 (0 日)、1, 2, 4, 12 日に印象採得後模型を作成し第一臼歯の移動量を測定した。また、0, 4, 8, 12 日にカルセインを投与し 13 日に屠殺した。Villanueva 骨染色後、上顎左側第一臼歯部を臼歯咬合平面から 3.0 mm の深さで水平断面の研磨標本および脱灰標本を作製し、移動歯牽引側の骨形成量、細胞増殖核抗原 (PCNA) 染色による歯根膜内の PCNA 陽性細胞数、酒石酸抵抗性酸性フォスファターゼ (TRAP) 染色による圧迫側の破骨細胞数を計測した。

2.1.3 レーザー光照射が矯正用アンカースクリューの安定性に与える影響

矯正治療では、歯を移動するための固定源を主に大臼歯に求めるが、難症例では強固な固定源が必要である。そのために顎外固定装置を大臼歯に装着し固定源を強化するが、患者が装置を使用しなければ固定源を強化できず、良好な治療結果を得ることができない。そこで患者の協力に依存しない方法として、近年チタン製のスクリューを歯槽骨等に植立し歯の移動時の固定源とする治療法が開発され、大変有効な手段として用いられている。しかし若年者では植立したスクリューが動揺しやすく、固定源になりにくいことが報告されている。そこで若年者におけるスクリューの骨内安定性向上を目的として、若齢ラットを用いて検討した。

6 週齢ラットに全身および局所麻酔を施し、脛骨陵下

Fig.3 Tooth movement and laser irradiation points in rat (Cited from reference 4). Upper 1st molar was moved mesially by the closed coil spring at 10 g of orthodontic force. Irradiation was performed by placing the optical fiber in direct contact with the tissue to prevent reflection of the laser beam onto the tissue surface. Circles: laser irradiation points.

部の皮膚を切開し、脛骨に直径 1 mm のドリルで植立孔を開け 1.5 x 3.5 mm あるいは 1.4 x 7.3 mm のスクリューを専用ドライバーを用いて植立した (Fig.4)。植立 0 日目から 6 日目まで計 7 日間、毎日一回スクリューの近遠心に各 4.5 min (54 J) 前述と同様に低出力レーザー照射 (LLLT) を行った。実験動物用 C T (リガク社 R_mCT) を用い、植立から 0, 3, 5, 7 日にスクリュー周囲の骨を撮影した。また、スクリューを含む標本を作製し、透過型電子顕微鏡で周囲骨を観察した。植立後 7 日目および 35 日目に、ペリオテストを用いてスクリューの動揺度を測定した。さらに、植立 1, 3, 5 および 7 日目にハンドドライバーを用いてスクリュー撤去後、トレファインバーを用いてスクリュー外周 0.15 mm の周囲骨を採取し、RNA を抽出後 real-time PCR 法により bone morphogenetic protein (BMP) -2 遺伝子発現を検討した。

2.1.4 レーザー光照射が培養骨芽細胞の bone nodule 形成に与える影響

レーザー光照射が骨形成やそれに関与する局所因子にどのような影響を与えるかを、骨芽細胞の培養実験系を用いて検討した。妊娠 21 日目のウィスター系雌性ラットから胎仔頭頂骨を摘出し、コラゲナーゼ消化により骨芽細胞を得た^{1,2)}。一定数の骨芽細胞を 35 mm ディッシュに培養し、レーザー光照射日を変えることにより分化段階の異なった骨芽細胞に一度だけ 3.82 J/cm² の Ga-Al-As 半導体レーザー照射を行った。光ファイバー先端にレンズを装着し、光を均一に拡散させて培養細胞にレーザー光照射を行い、3 週間培養後の bone nodule 形成量とアルカリフォスファターゼ活性やオステオカルシン発現を検討した。

2.1.5 レーザー光照射による bone nodule 形成促進作用機序の解明

bone nodule 形成促進作用には骨形成系の成長因子が関与していると考え、骨形成に関与する成長因子である insulin-like growth factor (IGF) -I や BMPs の発現とそれらの関連因子発現について骨芽細胞を用いて検討した。

1) レーザー光照射が IGF-I 発現に与える影響

前述と同様にウィスター系雌性ラット胎仔から採取した骨芽細胞を一定数ディッシュに培養した。培養液

Fig.4 Placement of orthodontic anchor screws and laser irradiation. (a) The orthodontic anchor screws were placed after 1mm pilot hole was made in rat tibiae. (b) Laser irradiation was performed the mesial and distal sides of the screw (arrow heads) percutaneously by placing the lens 1mm apart from the tissue.

にリコンビナント(r) IGF-I を 10 ~ 100 nM 添加した系, レーザー光照射 (3.82 J/cm²) した系, IGF-I 抗体 (Ab) を添加した系, さらに IGF-I-Ab を添加しレーザー光照射した系において bone nodule 形成数を検討した。また, レーザー光照射後の IGF-I 発現を ELISA および免疫組織化学にて検討した。

2) レーザー光照射が BMPs 関連遺伝子発現に与える影響

マウス頭頂骨由来骨芽細胞様細胞である MC3T3-E1 細胞を一定数ディッシュに培養し, 前述と同様な方法でレーザー光照射 (1.91 J/cm²) を行い継続的に BMP-2, 4, 6, 7 の遺伝子およびタンパク発現を検討した。さらに BMP シグナル伝達下流の骨芽細胞分化関連転写因子 Runx2, Dlx5, Osterix, Msx2 の遺伝子発現と BMP シグナル伝達に不可欠な Smad1 のリン酸化を検討した。さらに BMPs 受容体アンタゴニストである noggin (100 ng/mL) を添加した系でレーザー光照射を行い, これら因子の発現変化ならびに bone nodule の Ca²⁺ 量を定量した。

3) レーザー光照射による bone nodule 形成能と IGF-I, BMPs 発現との関連性

レーザー光照射による bone nodule 形成促進作用は IGF-I と BMPs が関連していることがわかったが, 両者がどの程度 bone nodule 形成に関わっているかを IGF-I 受容体のインヒビターである cycloolignan picropodophyllin (PPP, 100 ng/mL), あるいは BMPs 受容体のアンタゴニストである noggin (100 ng/mL) さらに両者を添加した系でレーザー光照射 (1.91 J/cm²) を行い, Runx2 発現や IGF-I シグナル伝達に不可欠な ERK のリン酸化と bone nodule の Ca²⁺ 量を定量した。

2.2 結果及び考察

2.2.1 レーザー光照射がラット正中口蓋縫合拡大部の骨形成に与える影響

6 週齢ラットを用いた縫合部拡大実験では, 処置を行っていない Intact 群に比べ, 急速拡大 (Expansion) 群では, 縫合部のラベリングライン間隔が広くなり骨形成量が増大していたが, 拡大後にレーザー光照射 (Laser 3, 10 min) をすることで, 縫合部骨形成量が顕著に増大していた (Fig.5)。これらを定量的に評価すると, レーザー光照射で骨形成量は最大 1.4 倍増大しており, レーザー光の照射量に依存していた (Fig.6(a))。さらにレーザーの骨形成促進作用は拡大前期 (day0-2) の 3 回照射では有効であったが, 後期 (day4-6) の 3 回照射では無効で, また拡大初日の 1 回照射でも無効であることがわかった (Fig.6 (b))。このことから, 外来刺激が加わって細胞が活性化され盛んに増殖, 分化している時期に, 繰り返しレーザー光照射することで骨形成促進効果を発揮することがわかった³⁾。

2.2.2 レーザー光照射が移動歯周囲の骨リモデリングに与える影響

上顎第一臼歯の近心移動量は, 12 日間のレーザー光照射群が 0.87 mm で非照射群 (0.67 mm) に比べ 1.3 倍有意に大きかった。また移動歯近心根牽引側の骨形成量は照射群が非照射群に比べ有意に (1.75 倍) 大きく (Fig.7), 牽引側歯根膜内の PCNA 陽性細胞数も day1 と day2 で有意に (1.3 倍) 多かった (Fig.8)。また, 圧迫側破骨細胞

Fig.5 Effects of diode laser irradiation on bone formation in mid-palatal suture during rapid palatal expansion (Cited from reference 3). Width between each labeling line (arrows) was wider in laser irradiation group (Laser 3 min, 10 min) compared with nonirradiation group (Expansion). Intact: neither expansion nor irradiation group. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

Fig.6 Effects of laser irradiation on newly formed mineralized bone area (Cited from reference 3). (a) Newly formed mineralized bone area in laser irradiation group was significantly increased compared with that in nonirradiation group (Exp) (* $P < 0.01$). The effect was irradiation dose dependent. (b) Laser irradiation on days 0 to 2 significantly increased newly formed mineralized bone area compared with that in nonirradiation control (Exp) († $P < 0.01$), (b) whereas irradiation on days 4 to 6 and irradiation on day 0 did not have any effect on area.

Fig.7 Comparison of new bone formation area with or without application of laser irradiation (Cited from reference 4). Bone formation (day 0-12) rate (arrows) was higher in the laser irradiation group than in the nonirradiation control. PDL, periodontal ligament; AB, alveolar bone. (For interpretation of the references to color in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

胞数は day2 で有意に (1.4 倍) 多かった (Fig.9)。これらの結果から, 実験的歯の移動時のレーザー光照射は, 牽引側の歯根膜細胞や骨芽細胞の増殖による骨形成促進作

Fig.8 The rate of PCNA-positive cells (the number of PCNA-positive cells/the number of all the cells) in the tension side of the irradiation and nonirradiation groups (Cited from reference 4). **:Significantly different from nonirradiation group ($P<0.01$)

Fig.9 The number of osteoclasts in the pressure side of the irradiation and nonirradiation groups (Cited from reference 4). **:Significantly different from nonirradiation group ($P<0.01$)

用ならびに圧迫側の破骨細胞形成促進による骨吸収促進作用により、移動歯周囲の骨リモデリングの代謝活性が上がり、歯の移動が促進されたと考えられた⁴⁾。しかし、歯の移動促進作用の発現機序については十分解明されておらず、引き続き検討する必要がある。レーザー光照射の歯の移動に与える影響については多くの検討がなされてきたが、無効と結論している報告もある。しかし、矯正治療中にレーザー光照射を行った研究を集めた最近のシステマティックレビュー⁵⁾では、各研究でレーザー光照射条件が異なるので、最適な照射条件を検討する必要はあるが、低出力レーザー光照射は歯の移動を促進すると明瞭に結論している。

2.2.3 レーザー光照射が矯正用アンカースクリューの安定性に与える影響

SEM 及びマイクロ CT 画像で両群のスクリュー周囲の骨形成を比較すると、植立 7 日目で、レーザー照射群 (LLLT) では対照群に比べスクリュー周囲に不透過像が多く観察された (Fig.10 (a))。スクリュー植立部周囲を含む $3.0 \times 3.0 \times 1.5 \text{ mm}^3$ の直方体を計測範囲とし、植立 0, 3, 5 および 7 日目の骨体積をボクセル数として計測し定量的に評価した (Fig.10 (b))。その結果、植立 7 日

Fig.10 R_mCT and SEM images around the screw (Cited from reference 6). (a) R_mCT images processed by the imaging software: control group (C1-C4), LLLT group (L1-L4). SEM images corresponding to the regions depicted in R_mCT images: control group (C5-C8), LLLT group (L5-L8). Both image types show that the formation of new bone tissue increased gradually in peri-screw bone and seemed to be stronger in the LLLT group. (b) Effects of LLLT on newly formed peri-screw bone volume within the measurement area, calculated by subtraction using bone-volume-measuring software. *: Significantly different from nonirradiation control ($P<0.05$)

目で照射群では対照群に比べ 1.5 倍周囲骨の体積が有意に増大していた。一方、動揺度を測定したペリオテスト値では、照射群は、対照群と比較して 7 日目では 0.79 倍、35 日目には 0.67 倍であり、ともに有意に低下していた。また、35 日目のペリオテスト値は 7 日目に比較して両群ともに有意に低下していた (Fig.11)。

BMP-2 遺伝子発現は、植立 1 日目に照射群で約 2 倍対照群よりも有意に増加していたが、それ以後両群の有意差はなかった (Fig.12)。このことから、若齢ラット脛骨に植立したミニスクー周囲への低出力レーザー照射は、少なくとも BMP-2 遺伝子発現の増大を介して周囲骨形成を促進し、スクリューの安定性を向上させることが示唆され、若年者のアンカースクリュー安定性にレーザー光照射が有効であると考えられた⁶⁾。

2.2.4 レーザー光照射が培養骨芽細胞の bone nodule 形成に与える影響

培養骨芽細胞を用いた *in vitro* の研究では、培養 1 日

Fig.11 Effect of LLLT on the stability of screws (Cited from reference 6). The stability of screws was measured using the Periostest[®]. periost test values (PTVs) on days 7 and 35 were reduced significantly by LLLT treatment. PTVs were significantly lower on day 35 than on day 7 in both the LLLT and control groups. *: Significantly different from corresponding group ($P<0.05$)

Fig.12 Effects of LLLT on BMP-2 gene expression (Cited from reference 6). Total RNA was isolated from periosteal bone of rat tibiae and analyzed by real-time RT-PCR. Ratios of target genes relative to housekeeping genes (GAPDH) are reported. *: Significantly different from corresponding group ($P<0.05$)

から13日までにレーザー光照射を行うと bone nodule 形成促進作用が見られ, bone nodule 数は最大1.7倍 (Fig.13 (a)), 総面積は最大3.4倍増大したが (Fig.13 (b)), その効果は13日まで徐々に減少しており, それ以後では促進作用が見られなかった. また骨芽細胞の分化マーカーと言われるアルカリフォスファターゼ (ALP) 活性においても, 培養1日の照射では培養後期の ALP 活性は顕著に促進していたが, 培養15日の照射でむしろ抑制していた. 同様に骨芽細胞の分化マーカーと言われ骨に多く存在する非コラーゲン性蛋白であるオステオカルシン遺伝子発現もレーザー光照射により増大することがわかった⁷⁾. 以上の結果から, レーザー光照射は未分化な osteoprogenitor cell や preosteoblast の増殖や分化促進を介して骨形成を促進することがわかり, 分化した osteoblast には効果がないと考えられ, 上記 *in vivo* の研究と類似した結果が得られた.

Fig.13 Effect of laser irradiation on the number and the area of mineralized and unmineralized bone nodules at day 21 (Cited from reference 7). (a) The number of nodules was significantly increased by laser irradiation on days 1 (1.7-fold) to 13 (1.2-fold). However, laser effect decreased in an irradiation-day-dependent manner. (b) The total area of bone nodules in a dish was significantly enhanced by laser irradiation on day 1 (3.4-fold) to 12 (1.3-fold), and it was decreased in an irradiation-day-dependent manner. Significantly different from nonirradiation control: * $P<0.05$, ** $P<0.01$, *** $P<0.001$.

2.2.5 レーザー光照射による bone nodule 形成促進作用機序の解明

材料及び方法に記載の1)から3)の検討を行い以下のような結果を得た.

- 1) ラット胎仔頭頂骨より採取した骨芽細胞にレーザー光照射を行うと, IGF-I の発現の亢進を介して bone nodule 形成が促進されると考えられた⁸⁾.
- 2) MC3T3-E1 細胞へのレーザー光照射は BMPs の発現亢進, Smad1 のリン酸化亢進, さらに転写因子 Runx2, Osterix, Dlx5, Msx2 発現亢進を介し bone nodule 形成を促進しているものと考えられた⁹⁾.
- 3) MC3T3-E1 細胞へのレーザー光照射による bone nodule 形成促進作用は, レーザー光照射により細胞の BMPs と IGF-I 産生亢進を介しており, これらがほぼ同程度に作用し bone nodule 形成を促進していると考えられた¹⁰⁾.

このように, レーザー光照射による骨形成促進作用とその発現機序が徐々に明らかになってきているが, 臨床

応用するには照射条件の詳細な検討が必要であり、今後も引き続き *in vivo* および *in vitro* の検討を行っていきたいと考えている。

3. 高出力レーザーの応用

3.1 CO₂ レーザー光照射による矯正用ブラケットの容易な撤去法の開発

歯科矯正治療終了時に、個々の歯に接着しているセラミックブラケットを撤去する際、ブラケットに強い荷重を加え、接着剤を破壊し撤去するため、強い歯痛やエナメル質の亀裂や破折を生じることが報告されている。また、撤去時セラミックブラケットの破折が起これば、歯質より硬いブラケットを切削除去せざるを得ないため、多大な時間を必要とする。そこで我々は、既存の 4-META/MMA-TBB レジン接着材に、80℃に加熱すると 70 倍膨張するマイクロカプセルを混入した接着材 (ATEM) を作製し、ブラケットを接着後、ヒーターで加熱すると、非加熱時に比べて接着強さが 1/3 に減少し、歯痛やエナメル質のダメージを回避できることを報告した^{11,12)}。しかし、300℃に加熱したヒーターは、口唇熱傷の危険を伴うため、より安全な加熱装置を用いる必要があった。CO₂ laser は、セラミックブラケットに吸収されやすい波長であり被照射体のみ加熱する性質

があるため、ATEM と CO₂ laser を併用し、より短時間で安全なブラケット撤去方法を開発する検討を行った。

3.2 材料及び方法

1) CO₂ レーザー光照射時間の決定

本研究では、CO₂ レーザー (波長 10.6 μm, 照射出力 3 W, オペレータープロ, ヨシダ) に、内径 3.0 mm の照射チップを取り付けて連続波で使用した。マイクロカプセルの膨張開始温度が 80℃であるため、CO₂ laser 照射時にセラミックブラケット (COBY, Biodent) ベース温度が 80℃を越える時間を熱電対を用いて測定した。

2) CO₂ レーザー光照射がブラケット剪断接着強さに与える影響

ウシ下顎前歯の唇側面を研磨しメーカーの指示通りに 65% リン酸水溶液でエッチング後、マイクロカプセル含有量 30, 40 wt% の ATEM を使用し、上顎中切歯用セラミックブラケットを、歯面中央に一定の条件で接着した。ブラケット接着 24 時間後にレーザー光照射、非照射群に対し、インストロンを用いブラケット剪断接着強さを測定した (Fig.14 (a))。

3) CO₂ レーザー光照射が歯髓腔内温度の上昇に与える影響

抜去した新鮮ヒト小臼歯に、マイクロカプセル含有量 40 wt% の ATEM で、セラミックブラケットを頬側面に接着し、歯の舌側歯頸部から頬側のブラケット接着面に向けて穴をあけ、K タイプ熱電対センサーを、歯髓内壁に位置づけた。ブラケット表面への 4, 5, 6 s 照射時の歯髓腔内温度の計測を行った (Fig.15 (a))。

Fig.14 Shear bond strengths with or without laser irradiation (Cited from reference 13). (a) Shear bond strengths were measured using a universal testing machine (Instron). (b) For the 30 and 40 wt% ATEM, the bond strengths after irradiation for 5 and 6s were significantly decreased to 0.4–0.48-fold, compared without laser irradiation (* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$).

Fig.15 Temperature increase in the pulp chamber (Cited from reference 13). (a) The first premolar bonded a bracket was drilled from the lingual cemento-enamel junction and the 0.5-mm-diameter sensor head of a K-type thermocouple was placed in contact with the labial surface. (b) The pulp chamber temperature increased and peaked at ~60 s after cessation of laser irradiation, irrespective of irradiation time. No temperature increase exceeded 4.5℃.

3.3 結果および考察

ブラケットベース温度が 80℃を超えるためには、4 s 以上の CO₂レーザーの照射が必要であったため、照射時間は 4, 5, 6 s に設定した。

マイクロカプセル含有量が 30, 40 wt% の ATEM で接着したブラケットにレーザーを 5 あるいは 6 s 照射すると、非照射群に比べて全ての剪断接着強さが有意に低下した。マイクロカプセル含有量が 30 wt% の ATEM ではレーザー非照射群に比べて接着強さは 45% (6.4 MPa, 6.3 MPa) に減少し、40 wt% の ATEM では、50% (5.5 MPa), および 40% (4.6 MPa) に減少した (Fig.14 (b))¹³⁾。矯正臨床に適した接着強さは 6-8 MPa であり¹⁴⁾、9.7 MPa 以上の接着強さを有するブラケットを撤去する際、エナメル質に破折が生じる恐れがあると報告¹⁵⁾されていることから、本研究では、マイクロカプセル含有量 40 wt% の ATEM はレーザー非照射時に矯正治療に適した接着強さを有し、5 あるいは 6 s の CO₂レーザー光照射で、エナメル質損傷の恐れがない接着強さにまで低下することがわかった。

一方、歯髄腔内温度上昇が 5.5℃以上になると、歯髄に障害を生じる可能性があるとして報告されているが¹⁶⁾、本実験では 6 s レーザー光照射した後も、歯髄腔内温度上昇は平均 4.3℃であり (Fig.15 (b))、本実験条件での CO₂レーザー光照射による、歯髄への影響はないと考えられた。

以上の結果より、熱膨張性マイクロカプセルと CO₂レーザーを併用したセラミックブラケット撤去方法は、歯痛やエナメル質損傷を回避でき、短時間で安全にクブラケットを歯から撤去できる方法であることが示唆された。

このように低および高出力レーザーを矯正臨床に応用することで、矯正治療期間の短縮やより良質の矯正治療を提供できる可能性があると考えられる。

利益相反の開示

開示すべき利益相反なし。

参考文献

- 1) C.G. Bellows, J.E. Aubin, J.N.M. Heersche, *et al.*: Mineralized bone nodules formed *in vitro* from enzymatically released rat calvaria cell populations. *Calcif Tissue Int.*, 38: 143-154, 1986.
- 2) C.G. Bellows, J.E. Aubin: Determination of numbers of osteoprogenitors present in isolated fetal rat calvaria cells *in vitro*. *Dev Biol.* 133: 8-13, 1989.
- 3) S. Saito, N. Shimizu: Stimulatory effects of low-power laser irradiation on bone regeneration in mid-palatal suture during expansion in rat. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 111: 525-532, 1997.
- 4) K. Kawasaki, N. Shimizu: Effect of low-energy laser irradiation on bone remodeling during experimental tooth movement in rats. *Lasers Surg Med.* 26: 282-291, 2000.
- 5) M.V. Sousa, A. Pinzan, A. Consolaro, *et al.*: Systematic literature review: Influence of low-level laser on orthodontic movement and pain control in humans. *Photomed Laser Surg.* 32: 592-599, 2014.
- 6) S. Omasa, M. Motoyoshi, Y. Arai, K. Ejima, N. Shimizu: Low level LASER therapy enhances the stability of orthodontic mini-implants via bone formation related to BMP-2 expression in a rat model. *Photomed Laser Surg.* 30: 255-261, 2012.
- 7) Y. Ozawa, N. Shimizu, G. Kariya, *et al.*: Low-energy laser irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvarial cells. *Bone* 22: 347-354, 1999.
- 8) N. Shimizu, K. Mayahara, T. Kiyosaki, *et al.*: Low-intensity laser irradiation stimulates bone nodule formation via insulin-like growth factor-I expression in rat calvarial cells. *Lasers Surg Med.* 39: 551-559, 2007.
- 9) K. Fujimoto, T. Kiyosaki, N. Mitsui, *et al.*: Low-intensity laser irradiation stimulates mineralization via increased BMPs in MC3T3-E1 cells. *Lasers Surg Med.* 42: 519-526, 2010.
- 10) T. Kiyosaki, N. Mitsui, N. Suzuki, *et al.*: Low-level laser therapy stimulates mineralization via increased Runx2 expression and ERK phosphorylation in osteoblasts. *Photomed Laser Surg.* 28: s167-s172, 2010.
- 11) T. Tsuruoka, Y. Namura, N. Shimizu: Development of an easy-debonding orthodontic adhesive using thermal heating. *Dent Mater J.* 26: 78-83, 2007.
- 12) C. Ryu, Y. Namura, T. Tsuruoka, T. Hama, K. Kaji, N. Shimizu: The use of easily debondable orthodontic adhesives with ceramic brackets. *Dent Mater J.* 30: 642-647, 2011.
- 13) A. Saito, Y. Namura, K. Isokawa, N. Shimizu: CO₂ laser debonding of a ceramic bracket bonded with orthodontic adhesive containing thermal expansion microcapsules. *Lasers Med Sci.* 30: 869-874, 2015.
- 14) I.R. Reynolds: A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod.* 2: 171-179, 1975.
- 15) D.H. Retief: Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil.* 1: 265-284, 1974.
- 16) L. Zach, G. Cohen: Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Path.* 19: 515-530, 1965.

著者紹介

清水 典佳 (Noriyoshi Shimizu)

1977 日本大学歯学部卒業。1982 日本大学松戸歯学研究科修了。1982 日本大学松戸歯学助手。1985 同講師。1986-1988 カナダトロント大学。MRC group in periodontal physiology 研究員。1999 日本大学歯学部助教授。2003 日本大学歯学部教授。2004 日本大学歯学部付属歯科病院 副病院長。2007 日本大学歯学部付属歯科病院病院長。2012 日本大学歯学部次長。2014 日本大学歯学部附属歯科技工専門学校 校長。2015 日本大学歯学部研究担当。2016 日本矯正歯科学会理事長。歯学博士、東京矯正歯科学会理事、日本レーザー歯学会理事、日本顎変形症学会評議員。日本矯正歯科学会認定医、指導医、専門医、日本レーザー歯学会認定医、指導医。