HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	歯科用高出力レーザーの透過率に関する研究
Author(s)	石井, 教生; 佐藤, 嘉晃; 飯田, 順一郎
Citation	北海道歯学雑誌, 32(1), 35-45
Issue Date	2011-09-15
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/47229
Type	journal article
File Information	04_ishii_gencho.pdf

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

原　著

歯科用高出力レーザーの透過率に関する研究

石井　教生　　佐藤　嘉晃　　飯田順一郎

抄　録：これまでに組織の修復や治療に対して低出力レーザーを用いて効果をみた報告は多数見られる．一方，1990年以降，組織深部までレーザー光が到達する能力を持つ高出力レーザーについての報告も散見される．歯周組織深部にある歯根膜や歯槽骨で生じるリモデリングなどの変化に対して好影響を与える事を目的とするレーザー光の使用では，皮膚粘膜表面に悪影響を与えずに深部に到達する効果が求められる．今回，歯科用高出力レーザー光が与える組織表面性状の変化および透過率を調べる事を目的として実験を行った．

材料・方法

コラーゲン製人工真皮（テルダーミス）を資料にし，半導体レーザー，Nd-YAGレーザー，Er-YAGレーザーおよび炭酸ガスレーザーの歯科用高出力レーザー発生装置を用いて下記の検討を行った．1．照射による表面性状変化の有無の臨界値の測定　2．各種レーザーの人工真皮透過率測定　3．半導体レーザーについての検討　1）レーザー照射器先端と検知面の距離によるレーザー強度の変化に関する検討　2）レーザー照射器先端と人工真皮の距離による透過率の差異に関する検討．

結果と考察

1．Er-YAGレーザーと炭酸ガスレーザーの両者は照射により表面性状が変化しやすいが，半導体レーザーおよびNd-YAGレーザーにおいては近距離で照射した場合においても表面性状は変化しにくかった．これは組織での吸収が少なく発熱等による影響が少ない為と考えられた．

2．透過率は高い順番に半導体レーザー24％，Nd-YAGレーザー18％，炭酸ガスレーザー2.5％，Er-YAGレーザー2.4％，の順番であった．これより半導体レーザーが表面に影響を与えず内部に透過する点において最有用であると考える．

3．(1)距離による減弱は連続波とパルス波の両者において10mmでは4～5％，70mmでは81％であった．(2)透過率については，距離の条件によらず，23～26％であった．

キーワード：歯科用高出力レーザー，人工真皮，透過率

緒　　言

1950年代Towns[1]らによってメーザーの概念が出されて以来各種レーザー発生装置が開発されている．メーザーとは，すでにあったレーザー光の原理を最初にマイクロ波で実現した装置であり，これ以降すべてのレーザー発生装置はこれを基礎として開発されるに至った．生体に対する応用においては1968年Mesterらによりルビーレーザーを発毛促進[2]や難治性潰瘍に用いられたのがその始めである[3]．近年では低出力レーザー装置から高出力レーザー装置へと開発および実用化が移行されてきている．森岡は「一般に出力が数mWから数100mWのものを低出力レーザーとし，それ以上のものが高出力レーザーと考えられている」[4]と定義しているが，必ずしも低出力と高出力の差をあらわす明確な定義は無く，一般的に出力が高い装置を高出力，低いものを低出力と呼ぶ[5]のが現状である．

歯科領域におけるレーザーの応用は，1980年代に歯科用低出力レーザーが開発されたことにはじまるが，これまで行われている研究報告の多くは，低出力レーザーを用いた組織変化および培養細胞活性[6-15]，もしくは疼痛緩和[16]に関するものが多い．しかし，2010年における日本国内での低出力レーザーの販売実績はほとんどないのが現状である．一方，2010年8月現在高出力レーザーは，Er-YAGレーザー，Nd-YAGレーザー，炭酸ガスレーザー，および半導体レーザーが薬事承認を受け臨床応用されている．しかし，高出力レーザーの研究は，高出力の特性である到達深

北海道大学　大学院歯学研究科　口腔機能学講座　歯科矯正学教室

度の深さや高いエネルギー量を利用したレーザーメス[17,18]・歯牙切削[19,20]・殺菌[21]・照射後の病理組織[22]についての報告などがほとんどで，組織活性に対する効果についての研究は少なく，石川ら[23]がEr-YAGレーザーを歯周病に応用しその効果を認め，下川が炭酸ガスレーザーをインプラント治療に応用し治癒促進を認めた報告[24]などにとどまる．

歯科矯正治療においては，歯の移動を速やかに行う事は治療期間の短縮という点から重要である．今回，組織の活性化をはかり歯の移動を速やかに行うという観点からレーザーの応用を考える着想に至った．すなわち，表面性状に影響を与える事なく，有効と考えられるエネルギー量のレーザー照射により，歯根膜や歯槽骨といった深部の組織に影響を与える事で，組織のリモデリングを活性化し，歯の移動を速やかに行うという考えである．このような応用を考える際，より深部にエネルギーを効率的に到達させやすい高出力レーザーが望ましいと考えられる．しかしこれまで，高出力レーザーについては，組織活性はもとより，レーザーの組織透過率そのものを検討した報告は少なく[25-27]，またこれらも報告者によって差が見られる．今回，各種歯科用高出力レーザーの組織透過率を明確にすることを目的として，規格化された工業製品である人工真皮を用いて検討した．

材料と方法

実験１．高出力レーザー発生装置による臨界値の測定

高出力レーザー光を照射した際，高出力という特徴から組織に変性などの性状の変化を生じさせる可能性がある．このような変化は，透過率に影響をおよぼす可能性があるので，表面性状に影響を与えない臨界値をまず計測した．資料には真皮欠損用グラフト（テルダーミス　テルモバイオ社製　東京：以下　人工真皮）を用いた．使用した高出力レーザー発生装置の一覧を表１に示す．実験に際しては，レーザー光を所定の条件で照射した際に，表面性状に変化が無いという条件で，最も高い出力かつ最も近い距離を臨界値と定義した．臨界値の判定には実体顕微鏡を用い，表面性状の陥没あるいは着色が生じたことをもって変性が生じたものと判定した．臨界値測定のための模式図を図１に示す．なお，照射条件のうち時間のみを180秒に固定した．次にレーザー照射器先端から人工真皮までの距離を40mm

表１：使用したレーザー発生装置

使用したレーザー発生装置	波　長	出力範囲	可能な出力条件	種　類
ZH-M184DJP 松下電器産業株式会社製	805nm	0.5-20W	連続波もしくはパルス波	半導体
SLP7200 ソキアメディカル社	1064nm	0.5-7.2W	パルス波のみ	Nd-YAG
Erwin ML-22 株式会社モリタ	2940nm	0.1-3.5W	パルス波のみ	Er-YAG
ZH-M222DJP 松下電器産業株式会社製	10600nm	1.0-5W	連続波もしくはパルス波	炭酸ガス

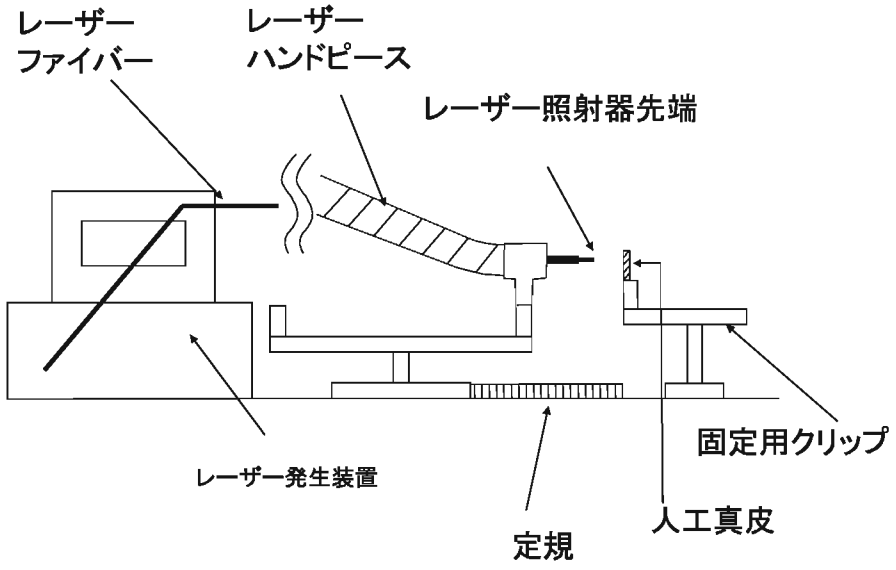

図１：臨界値の測定模式図

～10mm まで10mm 間隔で，出力を最少出力から各装置での１段階出力強度（0.1W ～0.5W）を上げて臨界値を求めた．なお10mm の距離で最高出力にて照射した際にも，臨界値に至らない場合は１～５mm の距離で同様の実験を繰り返した．レーザー光を出力する際には発振方式により，レーザー光照射時休みなく照射される状況（以下連続波とする）とレーザー光照射時，照射と非照射を繰り返す状況（以下パルス波とする）の２つの方式がある．半導体レーザーおよびNd-YAG レーザーにおいては，連続波とパルス波の両者について設定可能であるが，Er-YAG レーザーおよびNd-YAG レーザーについては，装置の設計上連続波の設定が不可能の為パルス波について計測を行った．パルス波のDuty 比については半導体レーザーおよび炭酸ガスレーザーは設定が同一になる様に50％とした．Nd-YAG レーザーとEr-YAG レーザーはDuty 比を調節する事が装置の設計上不可能であり，Nd-YAG レーザーではDuty 比9.9％，Er-YAG レーザーではDuty 比0.2％で計測した．

実験２．各種レーザーの人工真皮透過率測定

臨界値のデータをもとに透過率の計測を行った．出力の検出にはサーモパイルセンサー方式レーザーパワーメーター（30A-SH OPHIR 社製エルサレム）を用いた．人工真皮透過率測定の模式図を図２に示す．レーザーパワーメーターの検知面（以下検知面とする）は人工真皮を装着する部位より７mm 凹んだ状態となっており，さらに人工真皮の厚みが３mm であることから，検知面から人工真皮表面までの距離は10mm になる．透過率の計測は人工真皮の表面から40mm（検知面から50mm）の部位にレーザー照射器先端が来るように設定して行った．コントロールとなる基準値として，レーザー照射器先端を検知面から50mm に設置し人工真皮の無い状態でレーザー出力を計測した．出力条件は実験１で求めた臨界値を参考に表２のとおり設定した．すなわち，出力は条件を統一するためにEr-YAG レーザーにおける最高出力値である，3.5W パルス波とした．ただし，Nd-YAG レーザーについてはレーザー発生装置の設計上3.5W の設定が不可能であった為，3.6W とした．パルス波のDuty 比（１秒間の照射割合％）は各レーザー発生装置での可能範囲で近い値に設定した．計測値としては，基準値を100％として，人工真皮を透過した値をそれに対する百分率（透過率）で表し，計測した．なお，計測は３回行い平均した．これらの各種レーザー光における透過率について一元配置分散分析を行った後，Tukey による多重解析を行った．

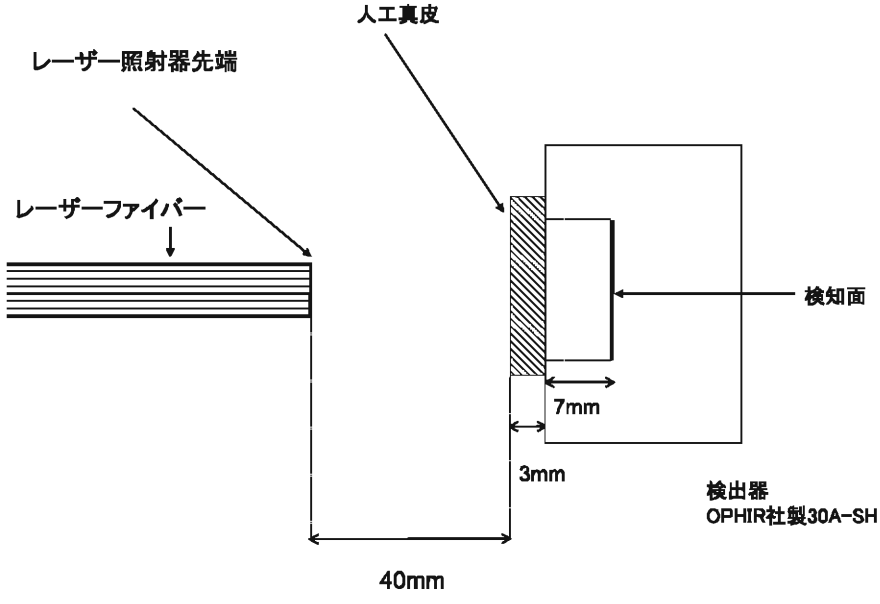

図２：人工真皮透過率の測定

表２：人工真皮透過率計測時照射所条件

種　類	波　長	出力条件
半導体	805nm	3.5W パルス波 Duty 比50％
Nd-YAG	1064nm	3.6W パルス波 Duty 比9.9％
Er-YAG	2940nm	3.5W パルス波 Duty 比0.2％
炭酸ガス	10600nm	3.5W パルス波 Duty 比50％

Duty 比：１秒間の照射割合（％）

実験３．半導体レーザーについての検討

実験２において人工真皮の透過率が最も高かった半導体レーザーについて詳細に検討する事を目的に以下の２つについて検討した．

１）レーザー照射器先端と検知面の距離によるレーザー強度の変化に関する検討

レーザー照射器先端と検知面の距離によるレーザー強度の違いを検討するためにレーザー照射器先端と検知面の距離を10mm から70mm まで各10mm 間隔で変化させ，レーザー強度を計測した．出力については連続波とパルス波で両者とも1.0～4.0W まで各1.0W 間隔にて３回計測した．距離によるレーザー強度の変化はレーザー照射器先端の検知面接触時の値を100％とし，それに対するそれぞれ距離における計測値の百分率の平均値を用いた．また，これら算出された連続波とパルス波の両者におけるレーザー強度についてｔ検定にて有意差の検定を行った．

２）レーザー照射器先端と人工真皮の距離による透過率の差異に関する検討

レーザー照射器先端と人工真皮の距離が透過率に対してどの様に影響するかを検討する為，計測を行った．出力については１）と同様の条件とした．１）と同様に検知面からの距離を10～70mm としたが，10mm の値ではレーザー照射器先端と人工真皮が直接触れ，レーザー照射器先端に人工真皮の炭化物が付着し，正確な計測が不可能になる為，検知面から10mm の条件のみ11mm とすることにした（以下検知面から11mm の所を T-1とする）．検知面から20mm（以下 T-10mm とする）からは，各10mm 間隔で検知面から70mm（それぞれ検知面から30mm の所を以下 T-20，40mm の所を以下 T-30，50mm の所を以下 T-40，50mm の所を以下 T-40，60mm の所を以下 T-50，70mm の所を以下 T-60とする）まで計測した．基準値はそれぞれの距離において人工真皮を介在させない状態で測定した．透過率は測定された計測値の基準値に対する百分率として算定した．計測は１）と同様に３回行い平均値を用いた．これら，算出された数値について一元配置分散分析を行い有意差を検定した．

結　　果

実験１．高出力レーザー発生装置による臨界値の測定

臨界値を超えると Er-YAG レーザー以外は黄褐色の変性と陥凹が，Er-YAG レーザーでは色の変化はないものの表面の陥凹が見られた（図３）．

半導体レーザーの結果を図４に示す．距離を１mm とした場合は4.5W が臨界値であるが，距離が２mm においては最大出力である20W においても表面性状の変化は見られなかった．Nd-YAG レーザーの結果を図５に示す．本レーザー装置においては距離１mm の時４W で表面性状は変化せず，５mm の距離では最高出力である7.2W でも表面性状が変化しなかった．Er-YAG レーザーの結果を図６に示す．本レーザーは0.5W 10mm で表面性状が変化せず，40mm の距離で最高出力である3.5W でも表面性状の変化は見られなかった．炭酸ガスレーザーの結果を図７に示す．本レーザーでは最少出力である1.0W の距離10mm が臨界値であった．これらの結果より人工真皮の表面性状に影響を与えず最も高出力で，最も近くからの照射が可能であったのは半導体レーザーである事がわかった．

実験２．各種レーザー光の人工真皮透過率測定

各種レーザー光の人工真皮から40mm の部位にレーザー照射器先端を位置させた際の透過率を表３に示す．透過率が高かったのは，半導体レーザーで約24％，次いで Nd-YAG レーザーで約18％，炭酸ガスレーザーレーザー

図３ａ：コントロール

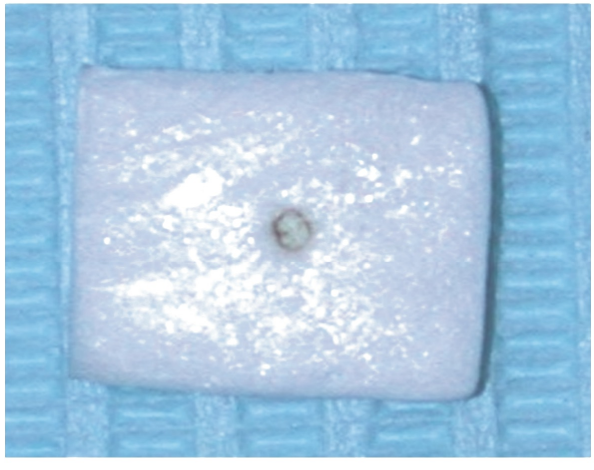

図３ｂ：人工真皮の臨界値を越えた状態
（中央のくぼんだ部分が変性した所）
条件：炭酸ガスレーザー　距離10mm
レーザー強度1.5W　時間180秒

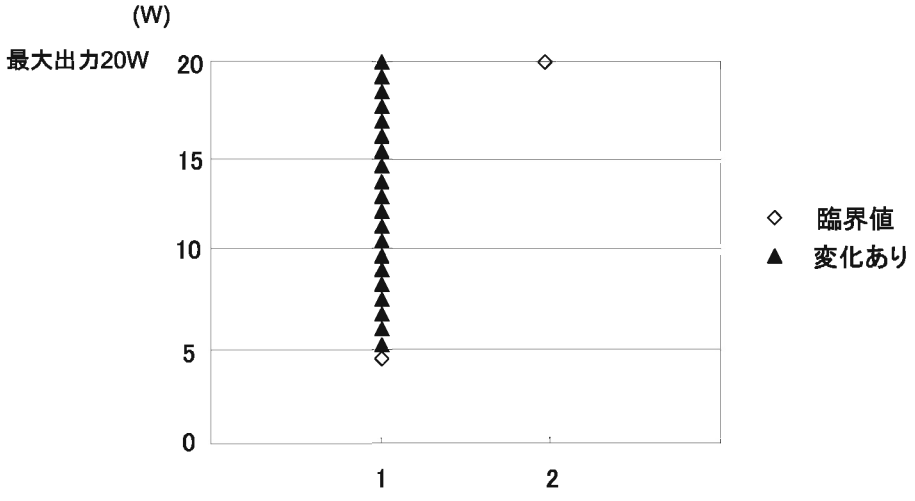

図4：半導体レーザー臨界値グラフ

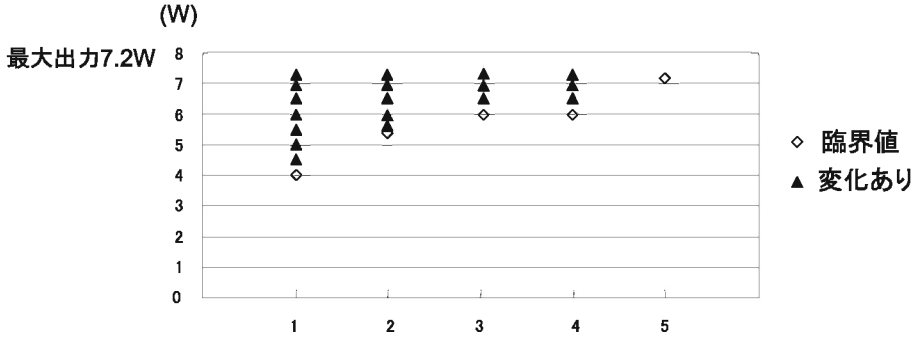

図5：Nd-YAG レーザー臨界値グラフ

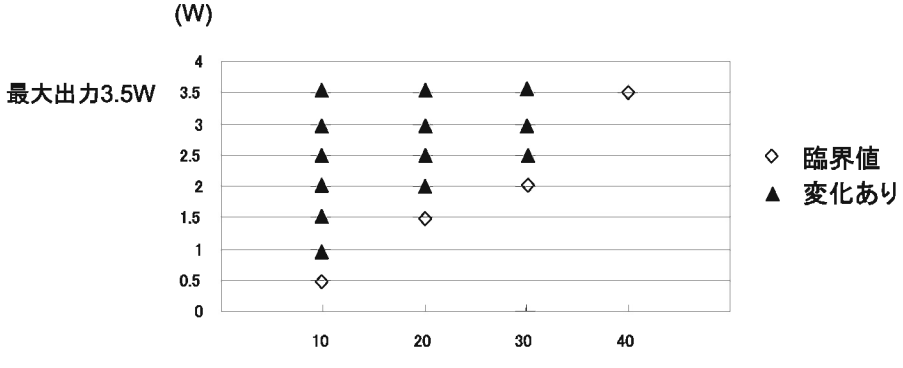

図6：Er-YAG レーザー臨界値グラフ

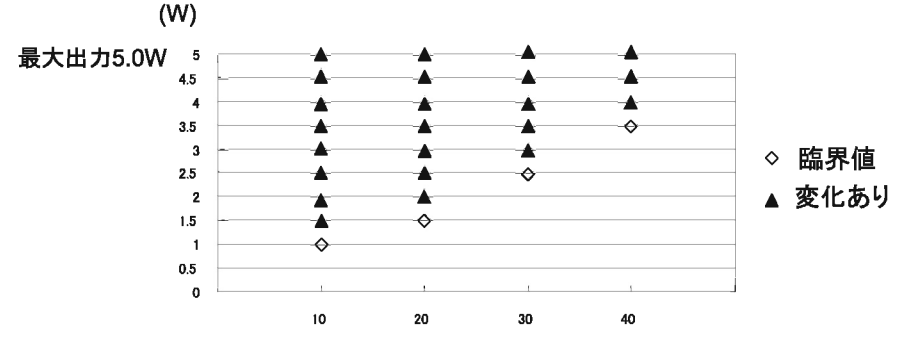

図7：炭酸ガスレーザー臨界値グラフ

表3：各種レーザー人工真皮透過率

種　類	基準値(W)	人工真皮透過値(W)	平均透過率(%)
半導体レーザー	0.41W ±0.04	0.10W ±0.01	24.19% ±0.88
Nd-YAG レーザー	0.58W ±0.08	0.11W ±0.02	18.49% ±0.14
Er-YAG レーザー	0.43W ±0.01	0.01W ±0.00	2.35% ±0.03
炭酸ガスレーザー	0.40W ±0.04	0.01W ±0.00	2.54% ±0.23

（平均± SD）　Tukey *P<0.05

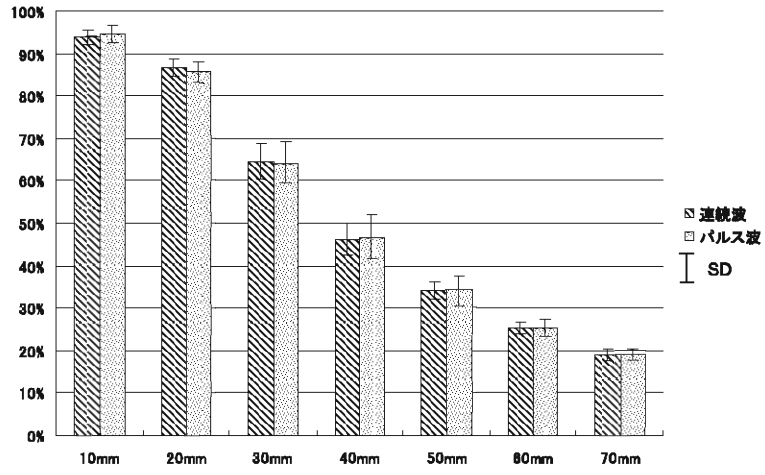

図8：レーザー照射器先端と検知面の距離によるレーザー強度の差異

表4：レーザー照射器先端と人工真皮の距離による透過率の差異

	連　続　波			パ　ル　ス　波		
計測項目	基準値(W)	人工真皮透過値(W)	透過率(W)	基準値(W)	人工真皮透過値(W)	透過率(W)
T-1	1.57	0.38	24.27%(0.62)	0.83	0.21	25.10%(1.15)
T-10	1.45	0.33	22.93%(0.92)	0.76	0.18	23.68%(0.95)
T-20	1.08	0.26	23.99%(0.68)	0.57	0.14	24.24%(1.19)
T-30	0.77	0.19	24.28%(0.83)	0.41	0.10	25.22%(0.87)
T-40	0.57	0.14	23.95%(0.94)	0.30	0.07	24.84%(2.61)
T-50	0.42	0.10	22.82%(3.61)	0.22	0.06	25.01%(2.70)
T-60	0.32	0.08	25.31%(2.28)	0.17	0.04	25.60%(2.23)

平均（SD）

2～3%，Er-YAG 2～3%の順番であった．Er-YAGレーザーと炭酸ガスレーザーについては透過率が低いことが明らかになった．

半導体レーザーの透過率は他の3つの透過率に対して有意に大きく，Nd-YAG レーザーも Er-YAG レーザー，炭酸ガスレーザーに対して有意に大きかった．Er-YAG レーザーおよび炭酸ガスレーザーの両者においては有意な差は認められなかった．

実験3．半導体レーザーについての検討

1）レーザー照射器先端と検知面の距離によるレーザー強度の差異に関する検討

連続波およびパルス波の両者について距離によるレーザー強度の差異を図8に示す．これら連続波とパルス波の両者に有意な差は認められなかった．これより半導体レーザーは連続波，パルス波のどちらであっても約40mmの距離で50%程度の減弱が認められる事がわかった．

2）レーザー照射器先端と人工真皮の距離による透過率の差異に関する検討

T1-T60の透過率の結果を表4に示す．透過率は人工真皮からの距離あるいは連続波かパルス波かによらずすべて22.82～25.60%であった．連続波とパルス波の間またそれぞれにおける，異なる距離の値の間には有意な差は認められなかった．

考　　察

一般に，歯の移動に際しては，矯正力を発揮する装置により，歯根膜の圧迫側に骨吸収を，牽引側に骨添加を引き起こす形で骨のリモデリングが生じる．この際，力が強いと圧迫側歯根膜の血流が途絶え，いわゆる変性組織を生じるため，結果として歯の移動を遅滞させる可能性を有する．このことを背景に現在では歯の移動を速やかに達成するために，矯正力としては弱い力が推奨される場面が多い．一方，歯根や歯槽骨の形態，歯根膜の厚みなどの点から，このような変性組織を全く生じさせないような歯の移動はきわめて困難であるとも考えられている[28-29]．これらをふまえると，歯の移動を速やかに生じさせるためには，歯槽骨のリモデリングを活性化させることのみならず変性組織の修復機転を速やかに促すような組織活性の手法が大切な要件になると考えられる．

これまで，低出力レーザーの照射による組織活性については多数検討されており[6-16]，矯正治療においても疼痛緩和などの点で有用であると報告されている[30]．しかし，これらのうち，歯の移動との関連を示唆するものは少ない[31]．また，低出力レーザーはその性質上，組織内深部にレーザー光が透過するにしても有効とするパワー密度（W/cm^2）それによるエネルギー密度（W/cm^2×時間）を得るまで時間がかかる可能性がある．矯正治療においては歯の移動が歯根を取り巻く歯根膜や歯槽骨で生じることを考えると，レーザー光がこのような深部の組織まで有効とされるパワー密度およびエネルギー密度で透過することが前提となる[27]．本研究ではこのようなことを背景に近年応用がすすんでいる高出力レーザー光に焦点をあて，透過率の検討を行った．

今回は人工真皮を用いて，歯科用高出力レーザー光の透過率の検討を目的としたが，透過させる物質に何を選択するかという点で異なるデータが得られる可能性がある．これまでの検討からは，久保[25]は犬の胃の組織を，Müller[26]は人間皮膚を用い，加藤[27]は抜去智歯切片を用いるなど，多様な方法が行われており，異なる見解が得られている．今回は，なるべく再現性の高い物質であること，ならびに口腔粘膜や歯根膜の透過を念頭に置いたため，軟組織を対象に選ぶことを優先した．

人工真皮は工業製品である．これは牛のコラーゲンを用いた真皮欠損用グラフトであり，一般の皮膚とは異なり水分を含まないという特徴がある．レーザー光透過性の実験においては水分量によってデータに大きな違いが生じる[25]と言われている為，透過性を調べる実験には適した素材と考える．ただし，実際の皮膚や粘膜は水分を多量に含んでいる事から，今後は規定した水分を含ませた検討を行うなどの実験が必要であると考える．また，今回の実験では，高出力レーザーを当てた際に表面に変性を生じる状況は避けるべきであるとの考えから，臨界値を検討した．人工真皮はこの臨界値を表面性状のくぼみや色の変化といった違いから判断できることからも実用性が高いという利点を有すると考える．これまで工業製品を用いた同種の実験はないが，上記のような要件に加え，構造が比較的均質である等の利点も考慮すると，人工真皮は条件設定を一定にできるという優れた特長を有すると考え，今後同種の実験の基準となる可能性がある．

実験１．高出力レーザー発生装置による臨界値の測定

計測時間を180秒としたのは，最高出力にて180秒以上照射すると，レーザー発生装置本体に負担がかかる機種があった為にこの時間に決定した．臨界値の測定においては，Er-YAG レーザーおよび炭酸ガスレーザーの両者は2.0Wで照射した場合，被照射体から３cm 以上距離を開けないと表面性状が変化した．炭酸ガスレーザーにおいて滝澤ら[22]は牛抜去歯から得られた厚さ１mm の象牙質資料を介して炭酸ガスレーザーを１ヵ所へ照射（２W，0.5s）し，その反対側の象牙質表面の温度変化を測定したところ，平均で144.7℃の温度上昇を認めたと述べている事から本結果における炭酸ガスレーザーによる表面性状の変化は熱による影響が大きいと考えられる．Er-YAG レーザーは硬組織切削にも使用されるレーザーである．熱による影響は少ないが微小爆発による物理的変化により表面性状に影響を与えることで切削を行うと仮説されている[20]．Er-YAG レーザー照射における人工真皮の変性は，色の変化がないことから，熱の影響というよりも人工真皮表面が蒸散されたためとも考えられる[19-20]．

一方，半導体レーザーおよびNd-YAG レーザーは上記２つのレーザーと比較して，近距離でも表面性状に変化を与えにくかったことから，熱や他の物理的要因による表面への影響は少なかったと考えられる．この両者においても，Nd-YAG レーザーと半導体レーザーをレーザーメスとして使用し，その熱による影響を比較すると半導体レーザーの方が熱による影響が少なかったとする報告もある[32]．これらの事からも同じ高出力レーザー光でも種類によって作用機序には大きな違いがあることが示唆される[1,25]．一般に，レーザー光照射時の生体への作用は，熱，圧力，光，電磁界などと言われている[4,22,25]．しかし，現時点では，生体に対してこれらが具体的にどの様なものとして作用しているかは未だ不明であるものの，今回得た結果から，半導体レーザーに関しては，熱作用や他の物理的な為害作用は弱く，光作用や電磁界による影響を強く出来る可能性があるものと推察している．

実験２．各種レーザー光の人工真皮透過率測定

今回我々が行った実験においては，半導体レーザーが24.19％（±0.88SD）と最も透過率が高く，次に Nd-YAG

レーザー18.49%（±0.14SD），炭酸ガスレーザーが2.54%（±0.23SD），Er-YAG レーザーが2.35%（±0.03SD）と大きな相違がみられた．久保は犬の胃組織を用いNd-YAG レーザーの透過性は1mm位と報告している．また，炭酸ガスレーザーは，生体組織の表層近く（約0.05mm程度）でほとんど吸収され，熱化して組織破壊を起こすと報告している[25]．さらに，加藤は抜去智歯切片（1mm）で透過率を検討しており，半導体レーザーでは，エナメル質で30%，象牙質で25%．Nd-YAG レーザーにおいてはエナメル質で65%，象牙質で45%．Er-YAG レーザーおよび炭酸ガスレーザーの両者ではエナメル質，象牙質共に全く透過しなかったと述べている[27]．今回の実験と加藤[27]，久保[25]が行った実験との間では直接の比較はできないものの，それぞれが異なる結果であった．一般に透過率には，試料の材質のみならず，照射するレーザー光の波長，被照射体の色調および水分量などが影響を与えるといわれている[25]．結果が異なる原因としては用いた試料が異なることに起因するものと考えられる[4]．

これまでの透過率と波長に関する研究から，Müller[26]は，人間皮膚に各種レーザー光を応用し波長が760nm のレーザー光が最も透過率が高いと報告している．今回の実験で用いたレーザー光のうち，波長が760nm に最も近いものは半導体レーザーの805nm であったことから，波長が半導体レーザーの透過率が高いことの一因とも考えられる．また，Müller[26]は，波長が10600nm の炭酸ガスレーザーでは，では角質層最表面から中に入っておらず透過性はないとしている．なお，本来波長の短い Er-YAG レーザーの方が理論的には炭酸ガスレーザーよりも透過率が高いと考えられる．しかし，今回用いたレーザーパワーメーターの検出限界値は0.01W であるため，小数点2位以下の数値ならびに基準値との関係で今回の結果に至った可能性はあると考える．

次に水分量の点からは，半導体レーザーの水の吸収係数は$10^{-1}cm^{-1}$であり，Nd-YAG レーザーは$1\,cm^{-1}$，炭酸ガスレーザーは$10^{3}cm^{-1}$であり，Er-YAG レーザーは$10^{4}cm^{-1}$である[33]．水に対する吸収は，歯科用高出力レーザーにおいては半導体レーザーが最も低く，Er-YAG レーザーが最も高いことになる．実際に人間の身体は水分が70%を占める事をふまえると[34]，より高い透過性を求める場合は水吸収係数の小さい半導体レーザーが最も良いと考えられる．この点から，今回は行っていないが，水分を有した環境においても高い透過率を求める場合は半導体レーザーが良いと考えられる．

今回，透過率という観点からの検討を行ったが，レーザー光の生体に対する組織活性化作用については，レーザー光の透過率が全てでは無いとの報告もある．田島は[35]ラット脛骨に炭酸ガスレーザーを2W パルス波照射したところ骨髄側に骨形成を認めたと報告している．これらの事からも，透過率以外にもレーザーの効果が何によって成されるのか今後検討が必要であると推察される．

実験3．半導体レーザーについての検討

歯科用高出力レーザーの中で最も透過率の高かった半導体レーザーについて，詳細に透過率について検討を行った．

1）レーザー照射器先端と検知面の距離によるレーザー強度の変化に関する検討

生体に対して組織活性を積極的に期待してレーザー光照射を行う場合，エネルギー密度が大切である為[36]，距離によりレーザー強度がどの程度変化するのかの基礎データを得ることを目的に実験を行った．この結果，距離により一定の減弱が見られた（図8）．これはレーザー光の空気中での散乱・反射による減弱以外にも，レーザー照射器先端の形状特性にもよると考えられる．本レーザー発生装置はレーザー照射器先端よりレーザー光が照射される際，レーザー光が拡散されて照射されるタイプのレーザー照射装置であることが，この様な結果を生じた大きな要因と考えられる．連続波およびパルス波において計測した値の間に有意な差は認められなかった．

2）レーザー照射器先端と人工真皮の距離による透過率の差異に関する検討

人工真皮の透過率は，発振方式（連続波およびパルス波），出力・距離を問わず，ほぼ一定の値を示した．すなわち，一定の距離と出力を設定すると，対象となる部位に到達するレーザー光の量は確定出来ることが示された．これらから被照射体に与える影響や効果を考慮した照射であるパワー密度を決定する事が可能であると考える．

以上の結果より，組織深部へのレーザー光の透過を考えると，半導体レーザーが最も安全に，なおかつ効率的にレーザー光を到達させることができる可能性が示された．今後は半導体レーザーを用いて，レーザー照射が組織活性に有効なのか，歯の移動や歯槽骨のリモデリングを促進するのか，について照射条件を含めて検討する必要がある．

結　　論

1．Er-YAG レーザーおよび炭酸ガスレーザーの両者は照射により表面性状が変化しやすいが，半導体レーザーおよびNd-YAG レーザーにおいては近距離において照射した場合においても表面性状は変化しにくかった．この要因として，半導体およびNd-YAG レーザーは組織による吸収が少なく発熱等による影響が少ない為と考えられた．

2．歯科用高出力レーザーの透過率はレーザーにより大きな差のある事が解った．人工真皮を用いた透過実験では半導体レーザーで最も高い透過性がみられ，次いでNd-YAG であった．Er-YAG と炭酸ガスレーザーは透過性がほとんど認められなかった．

3．半導体レーザーの厚さ3 mmの人工真皮における透過率は距離および出力によらず約23～26％であった．

4．組織透過率や組織表面損傷の危険性を考慮し，組織深部に効果を求めた場合には半導体レーザーが安全かつ透過率の観点で有効である可能性が示唆された．

謝　　辞

稿を終えるにあたり，多大なるご支援を賜わりました白水貿易株式会社ならびにパナソニック四国エレクトロニクス・パナソニックデンタル株式会社に感謝いたします．また本研究にご協力を頂きました北海道大学大学院歯学研究科口腔機能学講座歯科矯正学教室各位に謹んで深謝いたします．

尚，本研究の一部は，文部科学省科学研究費基盤研究（C）（一般）課題番号　215925850010の補助により行った．

参 考 文 献

1）C. H. タウンズ，霜田　光一訳：レーザーはこうして生まれた．11-97，岩波書店，東京，1999.

2）Meser E. Lundany G. Selei M : The stimulating effect of low power laser-Ray on biological systems. Laser Rev : 1-3, 1968.

3）Meser E. Spiry T. Szende B. Tota Joran G : Effect of Laser Rays on Wound Healing. Am J. Surg : 532-535, 1971.

4）森岡俊夫：レーザー臨床とは．森岡俊夫，松本光吉編，歯科のさまざまな応用レーザー臨床上，6-7，日本医療文化センター，東京，1989.

5）佐藤俊一，稲場文男，佐藤信紘，永野公一，田口喜雄，植木浜一：医学・生命科学への応用．矢島　達夫，霜田　光一，稲場　文男，難波　進編，新版　レーザーハンドブック，694-716，朝倉書店，東京，1989.

6）田口喜雄，大原　刭，黒川良望，佐藤俊一，益子信朗，稲場文男：レーザーによる創傷治癒促進．日本レーザー医学会誌，(9)2：25-31，1988.

7）二宮　禎，小林博之，吉村　卓，宮本裕一，西坂　剛：レーザー光と骨形成．日本レーザー医学会誌，23(4)：249-257，2002.

8）中嶋正人，平田健一，滝　永一，篠田公敬，五明俊二，関根一朗：GaAlAs半導体レーザーの出力が培養細胞に及ぼす影響．日本歯科保存学会誌，38(6)：1408-1413，1995.

9）折笠紀晶，草刈玄，川瀬知之，鈴木暲俊：低出力レーザーの骨に対する影響ー病理組織学的および細胞生理学的検討ー．日本補綴学会誌，35：339-350，1991.

10）神谷一有：He-Neレーザー照射がラット口腔粘膜創傷治癒に及ぼす影響．日本歯科保存学会誌，35(6)：1595-1610，1992.

11）比留間信行：低出力レーザーのいわゆる光刺激作用についての研究．明海歯学誌，22(1)：21-38，1993.

12）福島淳夫，金村成智，西野輔翼，堀亘孝：低出力（He-Ne）レーザー照射によるヒト線維芽細胞の増殖能促進効果．日本歯科保存学会誌，36(5)：1491-1495，1993.

13）高木茂樹：骨系細胞に対するソフトレーザーの効果．奥羽大歯学誌，22(4)：280-287，1995.

14）谷仁史，草刈玄，野原廣美：低出力レーザーの歯肉創傷治癒に与える影響について．新潟歯学会誌，21(2)：119-129，1991.

15）紺健一：低出力レーザー照射による骨組織形成促進作用に関する実験的研究ー特に照射期間および照射時間による影響についてー．日本レーザー歯学会誌，3：35-44，1992.

16）吉田清司，弦間豊樹，大島光宏，武市収，小木曽文内，明石俊和，大塚吉兵衛：低出力半導体レーザー照射が培養ヒト歯髄細胞のプロスタグランジンＥ２（PGE2）産生に及ぼす影響．日本歯科保存学会誌，44(6)：912-916，2001.

17）Luomanen M : A comparative study of healing of laser and scalpel incision wounds in rat oral mucosa. Scand J. Dent Res 95 : 65-73, 1987.

18）Wyman A : Preliminary Evaluation of a New High Power Diode Laser. Laser in Surgery and Medicine 12 : 506-509, 1992.

19）滝澤雅一：Er-YAGレーザーによる歯牙硬組織切削に関する検討．日本歯科保存学会誌，39(5)：1089-1128，1996.

20）関根義朗：Er: YAGレーザーによる歯牙硬組織切削の病理組織学的研究．日本歯科保存学会誌，38(1)：211-233，1995.

21）松本妃可，吉嶺嘉人，西垣奏一郎，小野真紀子，赤峰昭文：Er-YAGレーザーの根管内照射による影響象牙質感染モデルにおける殺菌効果について．日本歯科保存学会誌，50(3)：379-385，2007.

22）瀧澤雅一，清野栄治，青木聡，高瀬保晶，平井義人，高橋一裕，石川達也：炭酸ガスレーザー照射による成犬歯髄の病理組織学的変化について．日本歯科保存学会誌，39(1)：24-37，1996.

23）石川烈，青木章，水谷幸嗣，渡辺久：歯科におけるレーザー治療の現在．日本歯科医師会雑誌，56：4-13，2003.

24）下川公一：歯槽堤増大術へのCO2レーザーの応用．補綴臨床，40(1)：50-63，2007.

25）久保宇市：医用レーザー入門．72-80，オーム社，東京，1985.

26）Müller G : Basic laser tissue interaction safety and laser tissue interaction. Müller G, Schaldah B, Advan-

ces in Laser Medicine Ⅱ, 17-26, Heds Ecomed Munich, Berlien, 1989.

27) 加藤純二：レーザーで遊んでみよう．栗津邦夫，篠木毅，守矢佳世子，一からわかるレーザー歯科治療，8-25．医歯薬出版株式会社，東京，2003.

28) Yoshiaki Sato, Hiroyuki Ishikawa, Shinji Nakamura, Minoru Wakita : Time dependent changes of periodontal tissue at pressure side incident to orthodontic tooth movement. Journal of Japan Orthodontic Society, 55(6) : 549-553, 1996.

29) Yoshiaki Sato, Hiroyuki Ishikawa, Toyohisa Kusakabe, Johgen Irie, Shinji Nakamura, Hajime Morikawa, Morimasa Nishihira, Katsuyuki Yamamoto, Minoru Wakita . Histological changes in the PDL influenced by tooth root configuration during orthodontic tooth movement. Journal of Oromaxillofacial Baiomechanics, 5(1) : 25-31, 1999.

30) 陳明裕，浅見勲，吉位尚，藤田邦夫，寺延　治，石井準之助，寺尾　牧，浜田充彦，平田たつみ，島田柱吉：歯科矯正治療における低出力レーザー除痛効果の応用．日本レーザー医学会誌，14：5-11，1993.

31) Delma R, Eduardo K, Kohara S, Ribeiro, Niklaus U : Effects of Low-Intensity Laser Therapy on the Orthodontic Movement Velocity of Human Teeth : A Preliminary Study : Laser in Surgery and Medicine, 35 : 117-120, 2004.

32) Taylor D, Steven A, Robert N, Mark E, Thomas D, Kenneth E : Comparison of a High Power Diode Laser With the Nd : YAG Laser Using In Situ Wound Strength Analysis Healing Cutaneous Incision. Laser in Surgery and Medicine, 21 : 248-254, 1997.

33) 栗津邦夫：レーザーを理解しよう．加藤純二，篠木毅，守矢佳世子，一からわかるレーザー歯科治療．1-7，医科歯科薬出版株式会社，東京，2003.

34) 石渡裕政：レーザーの安全性～その基本的な考え方～．渡辺久，西山俊夫，津田忠政監修，歯科用レーザー臨床まるごと大辞典．144-155，デンタルダイアモンド社，東京，2003.

35) 出島直人：ラット脛骨組織の骨形成に対する炭酸ガスレーザー照射の影響について．日本レーザー歯学会誌，14(1)：32-43，2003.

36) Al-Watban FA, Zhang XY, Andres BL, Al-Anize A : Visible lasers were better than invisible lasers in accelerating burn healing on diabetic rats. Photomed and Laser Surgery, 27(2) : 269-72, 2009.

ORIGINAL

Study on the transmissibility ratios of the dental high-level laser light

Yoshio Ishii, Yoshiaki Sato and Jun-ichiro Iida

There are many reports of the effects of low-level lasers on inflammatory reactions or in other therapies. Furthers, since 1990s, high-level lasers, with light which has the potential to penetrate deep portions of tissue, has been developed for some therapies. When the aim of using high-level lasers are healing or repair of damaged tissue in deep parts of periodontal tissue such as periodontal ligaments or alveolar bone, it is necessary to be able to avoid the tissue surface damage on the skin or mucosa. The aim of this study is to investigate tissue surface changes and transmissibility ratios using the high-level laser light on such tissue.

Materials and method

A collagen-based artificial dermis (TERUDERMIS) was used to investigate the tissue surface changes and transmissibility ratios. Semiconductor, Nd-YAG, Er-YAG , and carbon dioxide lasers were used as the high-level lasers in this study. The focused on: 1. Determination of critical levels of tissue surface changes, using the collagen-based artificial dermis. 2. Measurement of transmissibility ratios of the artificial dermis by the 4 lasers used. 3. Investigation of the relationship between laser light intensity and distance from the laser to the detecting device with or without the artificial dermis.

Results and discussion

1. Irradiation with both the Er-YAG and the carbon dioxide lasers resulted in changes in the tissue surface of the artificial dermis. The surface of the artificial dermis was little changed when using the semiconductor and the Nd-YAG laser, even at close range. It is considered that these two lasers produced less heat induced changes, because of lower absorption ratios.
2. The transmissibility ratio of the artificial dermis were 24% for the semiconductor laser, 18% for the Nd-YAG laser, 2.5% for the Er-YAG laser, and 2.4% for the carbon dioxide lasers. These results suggest that the semiconductor laser equipment has the best transmissibility ratio, inducing the least tissue surface changes.
3. Attenuation ratios with distance using the semiconductor laser was 4-5% at 10mm and 81% at 70mm with both continuous and pulse waves. The transmissibility ratio of the artificial dermis was 23-26% at any distance.

Key Words . high-level laser, collagen-based artificial dermis, transmissibility ratios

Department of Orthodontics, Division of Oral Functional Science, Graduate School of Dental Medicine, Hokkaido University (Chief : Prof. Jun-ichiro Iida) Kita 13, Nishi 7, Kita-Ku, Sapporo, 060-8586, Japan