

— 海外情報中心主義 —

予防へ保存・矯正へ。未来ある歯科を！

Mリポ新聞

クリニカル・M・リポート新聞 NEWSPAPER CLINICAL・M・REPORT



Facebookもチェック
まずは いいね! をしよう!

2024年新春号 **第64号**

定期配布歯科医院様募集のご案内
定期配布をご希望の歯科医院様は、歯科医院様名、歯科医院様のご連絡先（住所、電話番号、ファックス番号、メールアドレス）およびお取引業者様名、ご担当者様名をご記入いただき、弊社あてにファックス（035808-9351）をご送付ください。新聞はお取引業者様よりご配布いたしております。

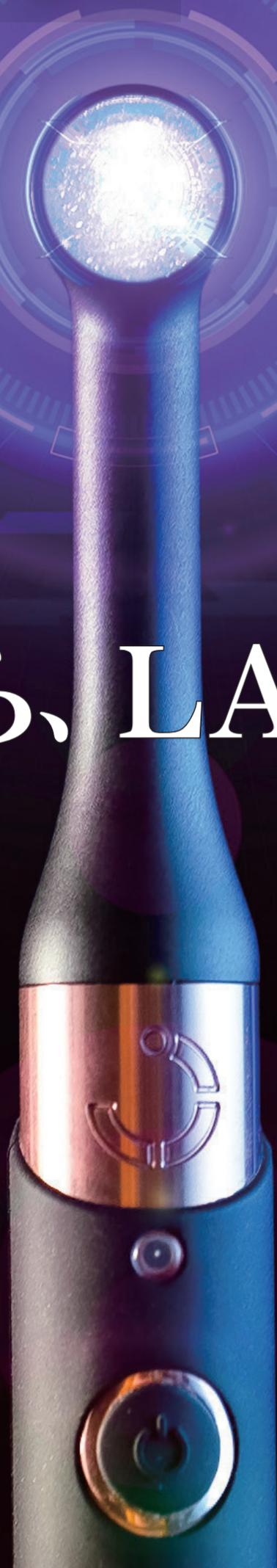
第64号の紙面
1面 MONET レーザーキュアリングライト広告
2～3面 レーザー照射器MONETが開く新たな扉
4～6面 レーザーおよびLED照射器がバルクフィルコンポジットレジン重合時の歯髄温度上昇に及ぼす影響
7～8面 次世代型照射器を用いたBiomimetic approachのパラダイムシフト

MONET[®]

laser curing light

CAO
INNOVATING
DENTISTRY
SINCE 2000

LEDから、LASERへ



MONET
レーザーキュアリングライト
製品情報・デモリクエスト
については
こちらから



- 私が望んでいた光照射器 -

レーザー光照射器 Monet が開く新たな扉

サダル アリレザ Alireza SADR 博士 (歯学)
准教授, 講座副主任
ワシントン大学修復学講座



和訳：日本大学歯学部保存学教室修復学講座 准教授 高見澤 俊樹 先生

光重合型コンポジットレジンを用いた直接修復は、コンポジットレジンの機械的性質および接着システムの向上によって信頼のおける修復治療として、様々な症例に適応が可能である。コンポジットレジンおよび歯質接着システムを含むレジン材料の多くは、オンデマンドで重合が開始する光重合方式を採用している。その一方で、光照射に関わる問題が存在するのも事実である。とくに、深い窩洞の場合は照射光線の減衰が生じることで接着材およびコンポジットレジンの重合が不十分となることが指摘されている。そこで、この問題を解決するために、様々な臨床手法や材料の改良がこれまでなされてきた。例えば、積層充填法はレジンペーストを数回に分けて充填、光照射することでコンポジットレジンの重合を向上させる臨床手法として推奨されてきた。積層充填法は、重合収縮および収縮に伴って発生する応力を減ずる効果も有するとされている。一方、材料開発の観点からは一括充填で4 mmの深さまで重合を可能としたバルクフィルコンポジットレジンが登場し、現在では広く使用されている⁽¹⁾。

また、コンポジットレジン修復に不可欠な光照射器においても技術的な改良が継続的に行われており、深い窩洞に対してもレジン材料の十分な重合を可能とする照射器の開発が行われている。臨床的には、深い窩洞の修復に際しては照射時間を延長することで光エネルギー量の減衰を補う方法が行われるが、照射強度と照射時間によって導き出される総エネルギー量の法則とレジン材料の重合度および重合挙動は、必ずしも一致しないとの報告も散見される。そのため、高出力の照射器(2000 mW/cm²以上)の使用は、コンポジットレジンの硬化深度の向上に有効とされる⁽²⁾。

一方、どのようなLED照射器を使用しても、ターゲットとする部位から照射チップ先端の距離が増加するに伴って光強度は減衰する。この理由は、LED照射器から照射される光が拡散光であることに起因する。そのため、光学的に特別なレンズを装着するか、高出力の照射器を使用することで、ある程度の改善が期待できる。临床上、照射光が届きやすい部位での処置に際しては標準的なLED照射器で

十分であるが、窩洞が深く隣接面辺縁部へのアクセスが困難あるいは根管内に接着を求める場合は、光強度の減衰は避けられない。

レーザー技術を応用した照射器の開発は、非常に革新的である。レーザー光の特性にコリメーション(平行光線束)性がある。すなわち、コリメーションとはレーザー光を構成している全ての光線が互いに平行であり、現在使用されている照射器と異なって照射チップ先端がターゲットとなる部位から離れても光の拡散が生じない。したがって、このレーザー光照射器の有する光学特性は、深い窩洞に対しても有用であることが期待される。

Optical coherence tomography

(OCT, 光緩衝断層撮影)は、物質を非破壊かつリアルタイムで観察が可能な画像技術であり、コンポジットレジン重合時に発生する欠陥の観察などを可能としている⁽³⁾。過去10数年に渡って我々の研究機関では、光重合型コンポジットレジン重合時の挙動をOCTから観察してきた。その成果として、光重合型コンポジットレジンの重合時には非常に大きな収縮ベクトルが窩洞最深部の接着界面に発生し、これが窩底部でのコンポジットレジンの剥離の原因となることを示した⁽⁴⁾。また、コンポジットレジンの重合挙動の変化が脱離や窩底部でのギャップ形成に影響を及ぼすことを明らかとした。例えば、デュアルキュア型コンポジットレジンに対して光照射を行わず、化学重合方式のみで重合させた場合は、重合時の収縮ベクトルは窩底部から表面に向かい、窩底部でのギャップ形成は観察されなかった。また、試作コンポジットレジンに対して高出力のLED照射器を用いた際の重合挙動を観察したところ、短い照射時間でも照射光は窩底部まで達していることを明らかとした。

一方、レーザー光照射器のMonetを使用した際の光重合型コンポジットレジンの重合挙動をOCTから観察した結果では、この照射器は表層から8 mm離れた距離においても3秒間の照射で十分に4 mm深さのコンポジットレジン重合させる能力を示し、20秒間LED照射器で照射した条件と比較しても、窩底部でのギャップ形成は少なかった(図1)。この研究はコンポジットレジン種類などのいく

つかの因子が関与した可能性は否定できないものの、硬化深度に関しては他の照射器と比較してMonetは、照射距離の影響が少なかった。

レーザー光照射器は、非常に革新的であり、今後の照射器開発に変革をもたらす可能性を有している。また、私の臨床においてはバルクフィルコンポジットを使用する代わりに、従来の光重合型コンポジットレジンを使用することも多いため、優れた光線浸透性を有するこの照射器への期待は大きい。以下に、アマルガム修復歯をファイバー強化型コンポジットレジンにて再修復した症例を図2~5に提示する⁽⁵⁾。隣接面窩洞においては、マトリックス上部から歯肉側壁辺縁部までは6 mm以上の距離を有していた。Monetは、照射距離の違いにかかわらず光強度の減衰が少ないため、窩底部での接着性ととも隣接面壁および辺縁隆線部での接着材およびコンポジットレジンの十分な重合が期待できる。また、複数のステップが必要な複雑な修復処置では、照射時間が数秒で済むことはチェアタイムの短縮にもつながる。

根管内に接着を求める修復処置は、デュアルキュア型のレジン材料を使用としたとしても十分な重合が得られているか疑問が残るところである⁽⁶⁾。図6, 7に金属ポストの脱落した歯の再修復症例を提示する。十分なフェール(帯環効果)が得られないため、些か歯の保存が困難と考えられる症例であるが、直接法のコア用レジン接着システムを用いて歯の保存に努めた。Monetの使用は、確実な根管への接着が期待でき、歯の延命に貢献できるものと考えられる。このような特別な症例では、根管への接着操作後、ファーバーポストを用いて直接法でレジン築造を行い、セラミックス冠を装着した。また、セラミックス冠の装着に際しては、加熱した光重合型コンポジットレジン装着材料とし、Monetを用いて照射した。デュアルキュア型のレジンセメントの代わりに機械的性質に優れる光重合型コンポジットレジン装着材料として用いることで予知性の高い修復治療もMonetは実現可能とする。

「私が望んでいた光照射器」レーザー光照射器 Monet が開く新たな扉

2面からの続き

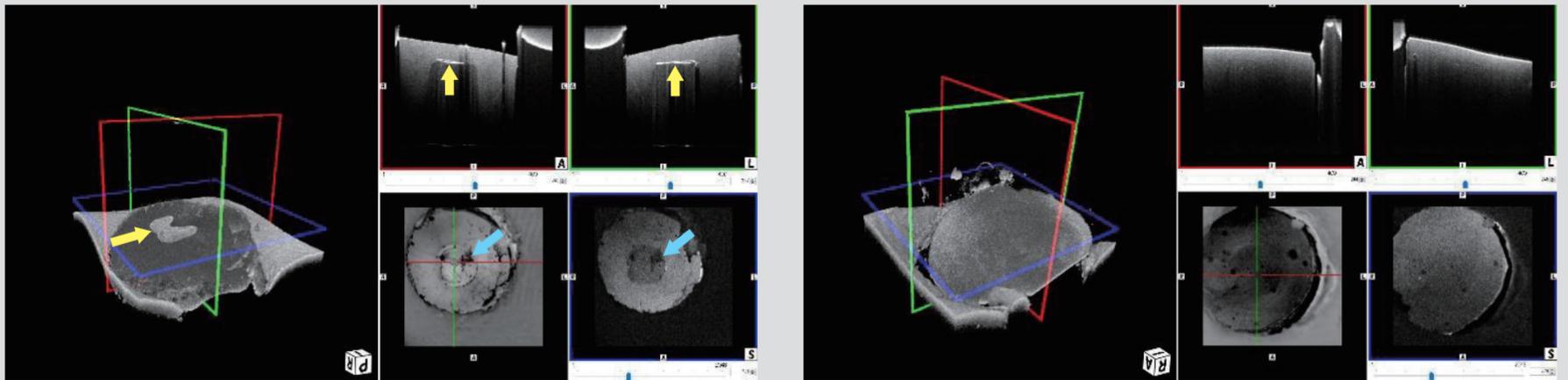


図1. OCT画像からLED照射器を用いた際は、窩洞深さ4 mmの窩底部にはギャップ形成が認められたものの（左図）、レーザー照射器のMonetではギャップ形成は認められなかった（右図）。ギャップ形成部を水色矢印で示す。また、同時に窩底部では輝度の上昇が認められた（黄色矢印）。



図2. 旧アマルガム充填物を除去した後、隣接面部の歯肉側壁辺縁に合わせてセクショナルマトリックスを固定した。



図3. 歯面処理を行い、隣接面部と辺縁隆線を光重合型コンポジットレジンで築盛し、Monetで照射を行った。



図4. Monetのヘッドは、臼歯部に近接照射が可能な形にデザインされている。



図5. 隣接部および頬舌側壁の築盛後、照射を行い、次いで咬合面側に特殊ポリエチレン繊維を設置、Monetにて照射を行った。



図6. 金属ポストとともに脱離したクラウン。



図7. 残存歯質は少ないものの、歯の保存を行うのであれば根管象牙質への確実な接着が必要となるため、十分な重合が得られる方法を選択すべきである。

参考文献

[1] Hayashi J, Espigares J, Takagaki T, Shimada Y, Tagami J, Numata T, et al. Real-time in-depth imaging of gap formation in bulk-fill resin composites. *Dental Materials* 2019;35:585-96. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.01.020>.

[2] Hayashi J, Tagami J, Chan D, Sadr A. New bulk-fill composite system with high irradiance light polymerization: Integrity and degree of conversion. *Dental Materials* 2020;36:1615-23. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.10.012>.

[3] Hayashi J, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y, Sadr A. Real-Time Imaging of Gap Progress during and after Composite Polymerization. *J Dent Res* 2017;96:992-8. <https://doi.org/10.1177/0022034517709005>.

[4] Cho E, Sadr A, Inai N, Tagami J. Evaluation of resin composite polymerization by three dimensional micro-CT imaging and nanoindentation. *Dental Materials* 2011;27:1070-8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.07.008>.

[5] Sadr A, Bakhtiari B, Hayashi J, Luong MN, Chen Y-W, Chyz G, et al. Effects of fiber reinforcement on adaptation and bond strength of a bulk-fill composite in deep preparations. *Dental Materials* 2020;36:527-34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.01.007>.

[6] Wu H, Hayashi M, Okamura K, Koytchev EV, Imazato S, Tanaka S, et al. Effects of light penetration and smear layer removal on adhesion of post-cores to root canal dentin by self etching adhesives. *Dent Mater* 2009;25:1484-92. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.06>

目立たない・ほどけない・強固で薄い
動揺歯固定および矯正保定用

スプリント繊維

リボンド

特殊ポリエチレン繊維



モリムラホームページ
「リボンド」製品情報は
こちらから



レーザーおよびLED照射器が バルクフィルコンポジットレジン重合時の 歯髄温度上昇に及ぼす影響

Cristiane Maucoski^{1,2}, Richard Bengt Price², Braden Sullivan²,
Juliana Anany Gonzales Guarneri¹, Bruno Gusso¹, Cesar Augusto Galvão Arrais¹

和訳：日本大学歯学部保存学教室修復学講座 准教授 高見澤 俊樹 先生

抄録

目的：レーザーおよびLED照射器が異なる粘性のバルクフィルコンポジットレジン重合時の歯髄の温度上昇 (ΔT) に及ぼす影響について検討した。

材料および方法：光照射器の光線出力について測定した。上顎臼歯部咬合面に皿状の1級窩洞および歯頸部に5級窩洞の形成を行った。口腔内環境を模した歯髄腔に2個のT型熱電対を挿入し、歯髄温度を32度に設定した。次いで、形成した窩洞にT社バルクフィルレジン、T社バルクフィルフローレジン、I社バルクフィルレジンあるいはI社バルクフィルフローレジンの異なる粘性を有するバルクフィルコンポジットレジンを充填した。バルクフィルコンポジットレジンへの光照射について、Monet Laser 照射器においては1あるいは3秒間光照射を行い、バルクフィルコンポジットレジン重合時に生じた歯髄温度の変化を測定した。歯髄温度の上昇については、一元配置分散分析およびシェフェの多重比較から統計処理を行った。

結果：Monetの1秒間照射は1.9 Jで最小の照射エネルギーを示し、3秒間照射 (FB-OneおよびTP-Fill) は、最も低い温度上昇 (0.9~1.7°C) を示した。それぞれのコンポジットレジン材料間における温度上昇に有意差は認められなかった。

結果：用いたコンポジットレジンの種類にかかわらず、1~3秒間の照射であれば歯髄温度の上昇は少なかった。

臨床的妥当性：バルクフィルコンポジットレジン重合時には歯髄の温度上昇が認められた。コンポジットレジンの重合に必要な光エネルギーは不十分である可能性は否定できないものの、1~3秒間の光照射であれば歯髄内の温度変化への影響は軽微であった。

キーワード：光照射器, 歯髄, レーザー, コンポジットレジン, 温度

1. 緒言

光重合型コンポジットレジン修復の際には照射器からの光線およびコンポジットレジン重合時の発熱の影響から歯髄の温度も上昇する。とくに、歯髄温度の上昇は照射器の出力に影響を受け、この照射強度 (照度) の増加に伴って歯髄の温度上昇も増加する。初期のLED照射器 (照射強度約240 mW/cm²) は、ハロゲン光源の照射器 (照射強度約450~1200 mW/cm²) に比較して熱の発生が少ないとされている。しかし、現在のLED照射器の多くは、照射強度が2,000 mW/cm²以上を有するとともにいくつかの製造者は、5秒以下の照射時間でも十分であるとし、照射時間および修復操作時間の短縮が可能である。一方で、このような高強度の照射器の使用は軟組織および歯髄への影響が懸念されている。1965年にZachおよびCohenが行ったサルを用いた研究では、歯髄温度の上昇が5.5度であれば15%に、11度であれば60%に歯髄壊死が生じると報告している。したがって、多くの研究者は5.5度の歯髄温度上昇が許容できる限界点と考えている。

最近、従来の照射器とは異なる波長域および強度を有した照射器がいくつか上市されている。例えば、青色ダイオードレーザー照射器であるMonetは、非常に狭い波長域で高出力かつ高強度の光照射が可能である。この照射器は、従来の照射器に替わりうる次世代の照射器として開発され、狭い波長域で高い光子密度を有することを特徴としている。Monetは、光強度が2,000~4,000 mW/cm²であり、コリメート (平行) 光であるため1秒照射でコンポジットレジンの重合が可能としている。

一方、バルクフィルコンポジットレジン重合時の発熱が歯髄内の温度変化に及ぼす影響については既に多くの報告がある。しかし、歯髄内の温度上昇については、コンポジットレジン自体の重合時の発熱とともに充填されるコンポジットレジンの体積量も影響を及ぼすとされている。そこで、高強度の照射器と重合メカニズムを改良したバルクフィルコンポジットレジンを組み合わせた新たな臨床技法が提案されている。

本研究は高粘性あるいは低粘性バルクフィルコンポジットを窩洞に充填した際の歯髄温度上昇についてレーザー照射器のMonetを用いて検討した。

レーザーおよびLED照射器がバルクフィルコンポジットレジン重合時の歯髄温度上昇に及ぼす影響

4面からの続き

2. 材料および方法

2.1 照射器の光学分析

光ファイバー分光ラジオメーターを積分球に取り付け、照射器の分光光線出力を測定した。チップ先端から0 mmの距離で光線を捕捉できるように積分球に照射器のチップ先端を設置した。光線出力は、ソフトウェアOceanViewを用いて記録し、総照射出力と分光光線出力を求めた。

照射器から歯に照射される照射エネルギーは、照射強度と照射時間を乗して求めた。照射器の照射発散度を検討するために照射チップの直径をデジタルキャリパーによって計測するとともにチップからの光学的照射領域を計算した。光学的照射領域の値を光線出力(W)で除すことで、それぞれの照射器の照射モードから得られた総照射発散度(mW/cm²)を求めた。

2.2 温度分析

本研究は、健全で修復されていないヒト抜去上顎大白歯を使用した。咬合面に幅3 mm、長さ5 mmおよび深さ4 mmのClass I級外開き皿状窩洞および頬側面に幅2 mm、長さ5 mmおよび深さ2 mmのClass V級の外開き皿状窩洞を形成した。いずれの窩洞においても約1 mmの厚みの象牙質を髄壁側に残存させた。残存象牙質の厚径および熱電対の位置は、X線撮影によって確認した。抜去大白歯に形成したClass I級およびClass V級窩洞を図3に示す。セメントーエナメル境から4 mm下方の歯根は切除し、根尖側から根管を拡大した。2個の熱電対を根管内から髄腔内に挿入し、髄角およびV級窩洞軸側壁に近接して設置し、抜去臼歯をアクリルレジンに包埋した。

修復時の温度変化を0.05秒毎に温度集積ソフトを用いて術前、術中および術後に記録した。温度測定について図4に略図を示した。照射器のチップは、咬頭から0 mmの位置とし、表に示した照射条件でコンポジットレジンに光照射した。Class V窩洞は窩洞の深さが2 mmであるものの、照射器チップは頬側面に設置し、Class I級窩洞と同様な手順で照射を行った。

2.3 統計処理

本研究の要因分析については説明変数としてバルクフィルコンポジットレジンおよび照射器の組み合わせを、目的変数を温度上昇とした。歯髄内温度上昇(ΔT)については、一元配置分散分析およびSheffe'sの対比較を行い、有意水準5%で統計処理した。異なる照射条件での照射器からの供給エネルギー(J)がコンポジットレジン重合時の歯髄温度上昇に及ぼす影響についてはロジスティック回帰分析を行った。

3. 結果

3.1 照射光分析

表3に照射器チップ直径、照射出力(mW)、照射エネルギー(J)、照射発散度あるいは照射強度(mW/cm²)および照射露光量(J/cm²)を示した。Monetの1秒照射は、照射エネルギー1.9 Jを示した。表3および図5にピーク波長と照射器における照射時間の分光光線出力を示す。Monetは、いずれも単一のピーク波長を有した。しかし、ピーク波長の中央は451 nmで波長域は非常に狭かった。

3.2 温度分析

表4にClass I窩洞における各コンポジットレジン充填時の温度上昇(ΔT)を示す。Monetの1秒照射、Monetの3秒照射(FB-OneおよびTP-Fill)は、低い ΔT を示した(0.9~1.7度)。この温度上昇は、いずれの場所に設置した熱電対においても同様の傾向を示した。しかし、Class I級窩洞とClass V級窩洞での異なるコンポジットレジンにおける ΔT の順位は異なるものであった。

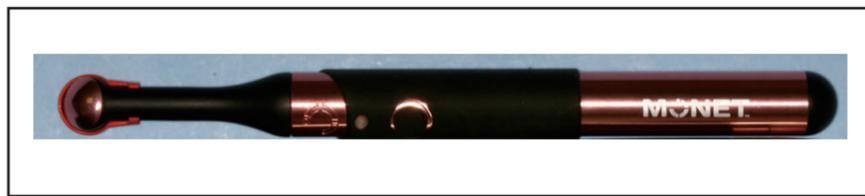


図1. 供試光重合照射器

表5に各コンポジットレジン充填時のClass V窩洞における温度上昇(ΔT)を示す。いずれのコンポジットレジンにおいてもMonetの1秒照射および3秒照射は、低い ΔT (0.5~1.2度)を示した。一方、Class I級窩洞における温度上昇は、いずれの熱電対においても同様な傾向を示したものの、Class V級窩洞では、窩洞軸側から離れた熱電対は窩洞軸側側の熱電対と比較して低い ΔT を示した。

図6に ΔT および照射エネルギーとの相関をロジスティック回帰分析から検討した結果を示す。いずれのコンポジットレジンにおいてもコンポジットレジンに供給される照射エネルギーと歯髄内の温度上昇は、正の相関(決定係数 $R^2 = 0.713$ (FB-One), $R^2 = 0.783$ (FB-Flow), $R^2 = 0.661$ (TP-Fill)および $R^2 = 0.722$ (TP-Flow))を示した。

4. 考察

本研究は、バルクフィルコンポジットレジンにClass I級およびClass V級窩洞に充填し、レーザー照射器を用いて修復した際の歯髄内の温度上昇を評価したものである。Monetは、高出力Class 4レーザーであるものの、照射光は非常に狭い波長域であり、1秒照射においては照射されるエネルギーはわずか1.9 Jであるため、温度上昇は最も低いものとなった。したがって、本実験の結果からも歯髄内の温度上昇に関与する因子は、照射器からの照射強度よりはむしろ照射露光量値(J/cm²)であることを示すものとなった。すなわち、1秒あるいは3秒照射を行ったMonetにおいては、歯に供給されるエネルギーは1933 mWで同じにもかかわらず、照射時間の延長を行った群が短い照射時間の群と比較して、高い温度上昇を示したことから説明できる。

コンポジットレジンに含有されるレジンモノマーの増加は、より多くの熱を発生するとされている。したがって、低粘性コンポジットレジンには、高粘性コンポジットレジンと比較してフィラー含有量が少なく、レジンモノマーの割合が高いため、歯髄温度が上昇するものと考えられる。Class V級窩洞においてフロアブルレジンでは、最も高い温度上昇を示したものの、供試コンポジットレジン間に有意差は認められなかった。

本研究においては、一本の歯にClass I級とClass V級の窩洞を形成して、実験を行った。そのため、歯冠が小さい小臼歯および前歯あるいは修復窩洞が大きな場合は、本研究の知見がそのまま応用できるものではない。しかし、供給される照射エネルギーが大きくなればなるほど歯髄の温度上昇は増すという点に関しては共有すべきである。

5. 結論

本実験の結果から、以下の結論を得た。

- 短時間照射(1~3秒)かつ照射発散度3,000 mW/cm²以下でコンポジットレジン重合した際の照射エネルギー供給は、6 J以下で、歯髄内温度の上昇は許容できる範囲のものであった。
- 歯髄内温度の上昇は、供給される照射エネルギーと修復物に対する照射器チップ先端の位置関係に依存する。

6面に続く

※本記事は、「In-vitro pulpal temperature increases when photo-curing bulk-fill resin-based composites using laser or light-emitting diode light curing units.」を邦訳し、本誌用にMONETの記載部分のみを抜粋させていただきましたものです。邦訳全文は右のQRコードから閲覧いただくことができます。



レーザーおよびLED照射器がバルクフィルコンポジットレジン重合時の歯髄温度上昇に及ぼす影響

5面からの続き

表1. 製造者が提供する光照射器 (LCU) 情報

Light curing unit	Serial number	Manufacturer	Type	Irradiance (mW/cm ²)	Mode tested
Monet Laser	00249	AMD Lasers, West Jordan, UT, USA	Laser	2000-2400	1 s 3 × 1 s



図2. X線画像から熱電対の位置および残存象牙質厚径の確認

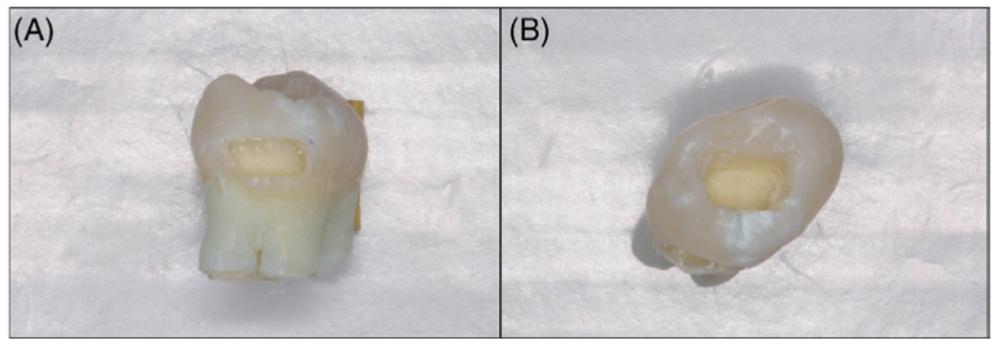


図3. 大白歯に高洞形成したClass I 級およびClass V 級

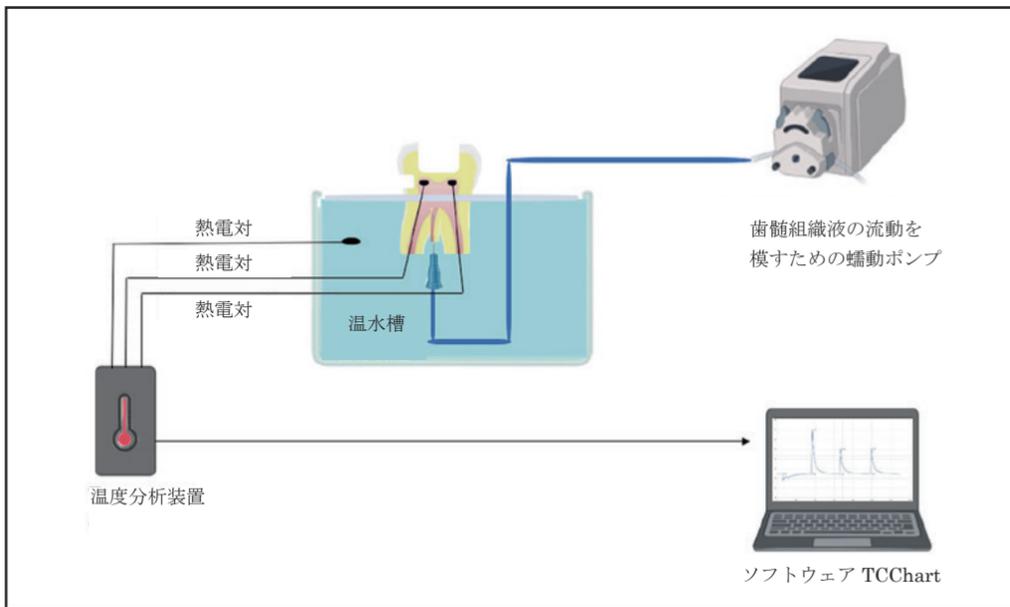


図4. 温度測定略図

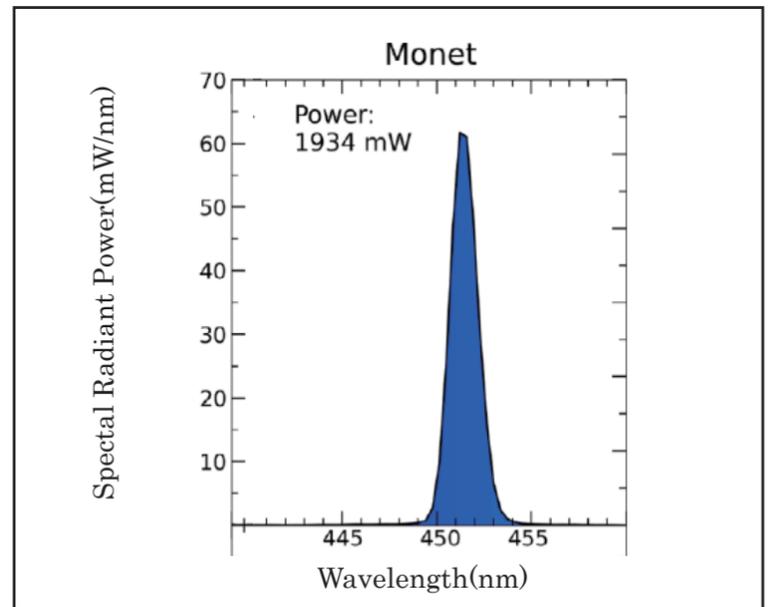


図5. レーザー照射器の分光波長分布および出力

表2. バルクフィルコンポジットレジン

バルクフィルコンポジットレジン	ロット番号	タイプ	製造者	シェード
Filtek Bulk Fill Flowable	NF23205	Low viscosity	3 M Oral Care, St Paul, MN, USA	A2
Filtek One Bulk Fill	NC44145 NE63556	High viscosity	3 M Oral Care, St Paul, MN, USA	A2
Tetric PowerFlow	Z02X2L Z010KV	Low viscosity	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	IVA
Tetric PowerFill	Z02PCM Z033N3	High viscosity	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	IVA

表3. 照射9条件でのピーク波長, チップ径, チップ面積, 出力, エネルギー供給, 照射発散度(チップ照度), 照射露光量

照射器と露光時間	ピーク波長 (nm)	チップ径 (mm)	チップ面積 (cm ²)	出力(mW)		エネルギー供給(J)		照射露光量 (J/cm ²)
				Mean	SD	照射発散度 (チップ照度) (mW/cm ²)	照射露光量 (J/cm ²)	
Monet 1 s	451	12.8	1.29	1933	3.7	1.9	1502	1.5
Monet 3 s	451	12.8	1.29	1933	3.7	5.8	1502	4.5

注: 照射器および照射条件によって供給されるエネルギー (J) を順 (小→大) にランク付けしている。

表4. Class I級窩洞における歯髄内温度上昇(ΔT)順位

照射時間	バルクフィルコンポジットレジン	歯髄内温度上昇 (ΔT-°C)					
		Class I級窩洞		Class V級窩洞		順位	
		Mean	SD	Mean	SD		
Monet 1 s	Filtek Bulk Fill Flow	1.2	0.0	MNOP	1.2	0.1	LMN
Monet 1 s	Tetric PowerFill	1.1	0.1	NOP	1.1	0.1	MN
Monet 1 s	Tetric PowerFlow	1.0	0.0	OP	1.1	0.1	MN
Monet 1 s	Filtek One	0.9	0.2	P	0.9	0.2	N

注: 同一アルファベット間に有意差は認められない。(Scheffe's post hoc test, p ≥ 0.05).

表5. Class V級窩洞における歯髄内温度上昇(ΔT)順位

照射時間	バルクフィルコンポジットレジン	歯髄内温度上昇 (ΔT-°C)					
		Class I級窩洞		Class V級窩洞		順位	
		Mean	SD	Mean	SD		
Monet 1 s	Tetric PowerFlow	0.3	0.1	LM	0.9	0.1	LM
Monet 3 s	Tetric PowerFill	0.4	0.1	FGHIJKLM	0.9	0.1	LM
Monet 1 s	Filtek Bulk Fill Flow	0.3	0.1	M	0.9	0.1	LM
Monet 1 s	Tetric PowerFill	0.2	0.1	M	0.7	0.2	M
Monet 3 s	Filtek One	0.3	0.1	JKLM	0.6	0.0	M
Monet 1 s	Filtek One	0.2	0.1	M	0.5	0.0	M

注: 同一アルファベット間に有意差は認められない。(Scheffe's post hoc test, p ≥ 0.05).

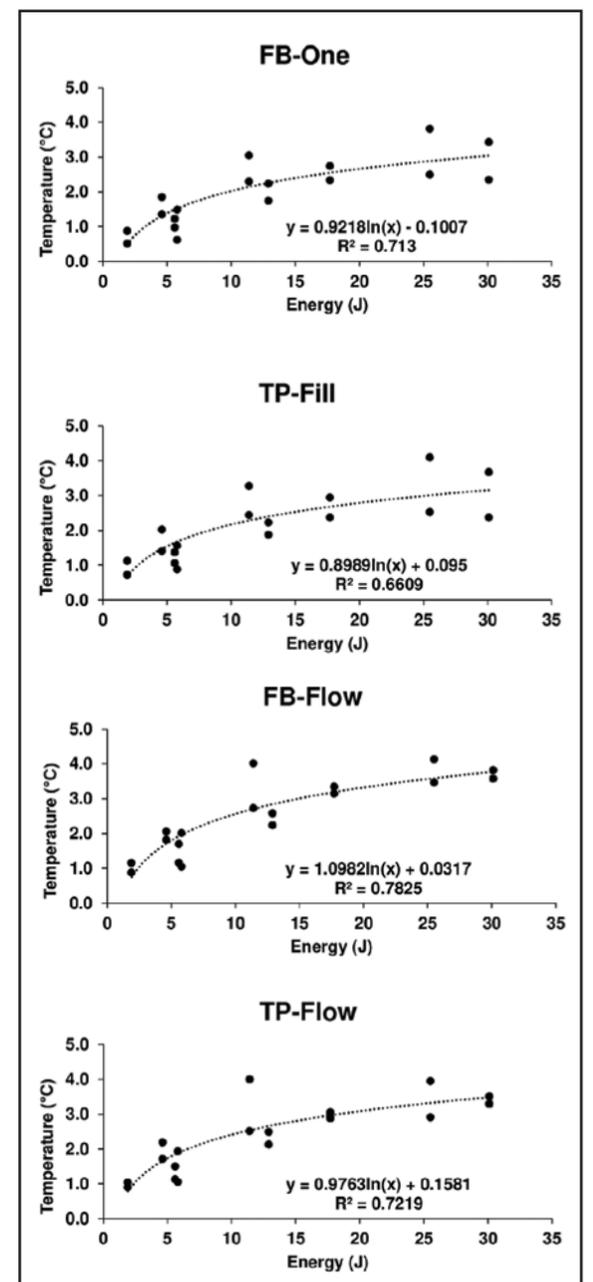


図6. FB-One, FB-Flow, TP-Fill and TP-Flow コンポジットレジンにおける歯髄温度上昇と照射器からの総エネルギーの回帰分析

次世代型照射器を用いた Biomimetic approach のパラダイムシフト

8面からの続き



図7. 17クラウン、メタルコア除去後。患歯周囲にエナメル質の残存を確認した。



図8. 17う蝕除去後、サンドブラストで象牙質をクリーニングした。



図9. 17リボンド®とShort fiber reinforced composite resinにより築造した。fiberは象牙質に可及的に密着させた。



図10. 17レーザー照射。照射方向に気を配るが距離を気にせず照射した。照射時間はLEDと比較して非常に短く感じた。

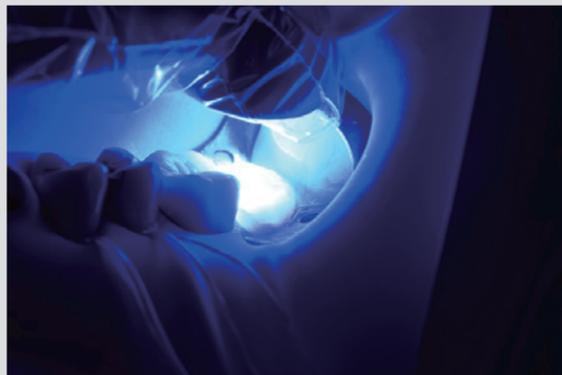


図11. 17照射。光強さはLEDとは異なる印象だった。



図12. BioBase完成。象牙質は露出していない。



図13. サンドブラスト前マーキング。汚染除去は必要最小限とした。



図14. 16、17とも、形成部位の象牙質の露出は確認されなかった。



図15. 接着性レジンセメントによりセメンテーションした。



図16. グリセリンジェルを使用して未重合層を可及的に除去した。



図17. 術後(2週間)。歯肉に炎症所見はなかった。

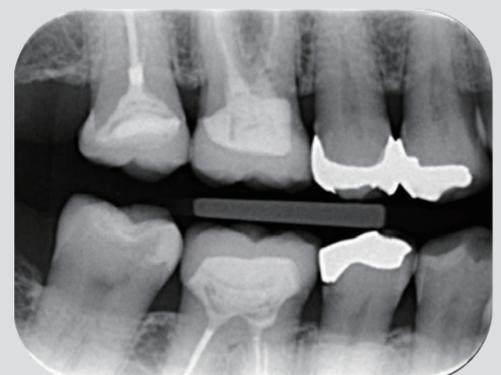
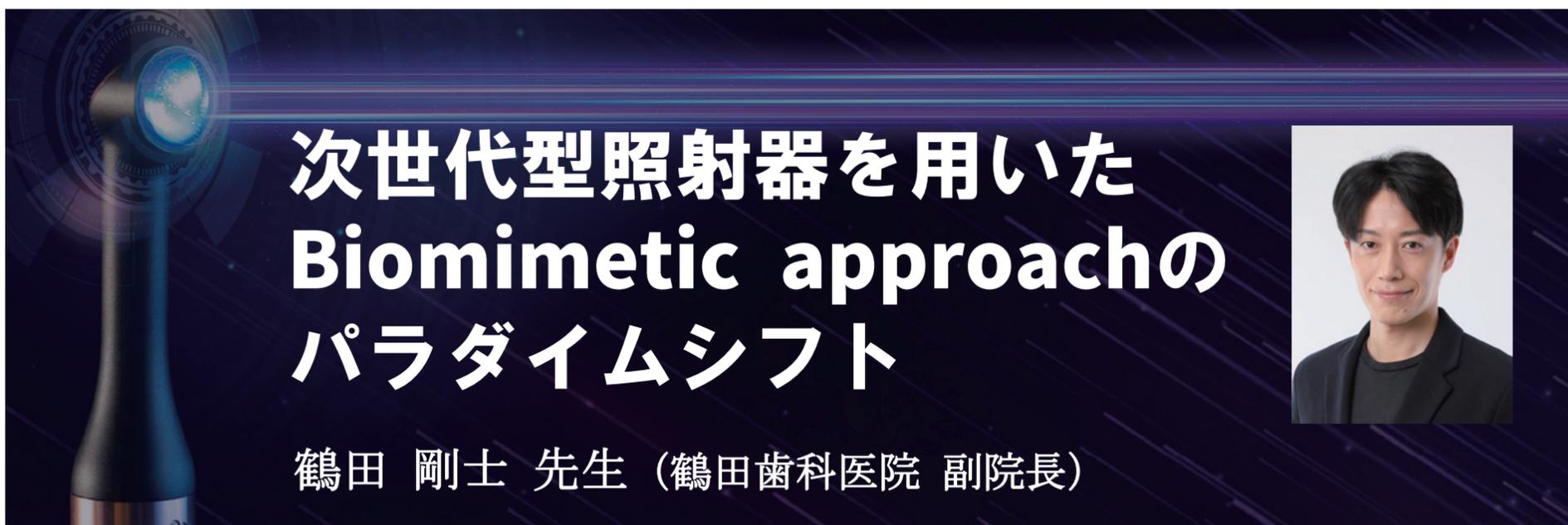


図18. 術後デンタルエックス線写真。適合に問題はない。ファイバー部はvoid様の透過像を示している。



次世代型照射器を用いた Biomimetic approachの パラダイムシフト



鶴田 剛士 先生 (鶴田歯科医院 副院長)

現代歯科治療において、接着を主軸とする治療戦略は一般化し、レジンやセラミックなどを中心に生体模倣 (Biomimetics) をコンセプトに天然歯の機能や構造を模倣する治療方法が、治療戦略の一つとなっている。この治療戦略はBiomimetic approachと呼ばれ、質の高い確実な接着により達成される。しかし、質の高い確実な接着を達成させるために、質の高い防湿、確実な接着操作、重合収縮応力の解放、適切な光エネルギーの供給など各ステップを確実に踏む必要がある。これらは、達成のために時間を要し、治療ステップの省略や簡略化は臨床的なエラーに直結する。そのため、Biomimetic approachは複雑な治療ステップによる長時間のチェアタイムが課題となる。

臨床技術の向上やチームの連携により、質の高いラバーダム防湿など時短の図れる部分はあるものの、接着に決定的に関与する例えば

積層充填やハイブリッドレイヤーの成熟時間の待機など、重合収縮応力が関わる処置内容において時短を図ることは極めて難しい。そのため、より効率的なBiomimetic approachを行うために何らかのアプローチが必要となる。

レーザー照射器、Monetは短時間で高出力のエネルギーを放出できる照射器で、2021年に市場に登場した。Argon laser、Plasma Arcなどの照射システムや近年の高出力のLED照射器の流れを汲み、ハンディタイプで効率的なエネルギーを放出するレーザー照射システムである。450±5nmの波長のみ強力に発し、光が平行に進むことが特徴で、照射方向があってれば距離によるエネルギーの減衰を考慮する必要がない。また、メーカーのプロトコルでは1秒で2.5mm以下のコンポジットレジン硬化させ、5mm以下であれば3秒で硬化させることが可能としている。

Monetを使用したコンポジットレジンの研究ではLED光照射器の10秒とMonetの1秒が同等の硬化深度を示し、LED光照射器10秒とMonet3秒が同等の硬さを示すデータが得られている。温度上昇もLED光照射器と同様の上昇であった。報告グループや文献は限られるものの、Monetの有用性を示すデータが報告される。また、レーザーは組織為害性があるが、ラバーダム防湿下での照射であれば、組織損傷を起こす可能性は極めて低い。このため、Monetは時間のかかるBiomimetic approachを激変させる可能性を強く持っている。従来の照射器と比較して圧倒的に照射時間が短いため、Monetを使用することで治療時間の時短を図ることが可能であると筆者は感じている。

以下臨床例を提示する。

7面に続く



図1. 術前写真。

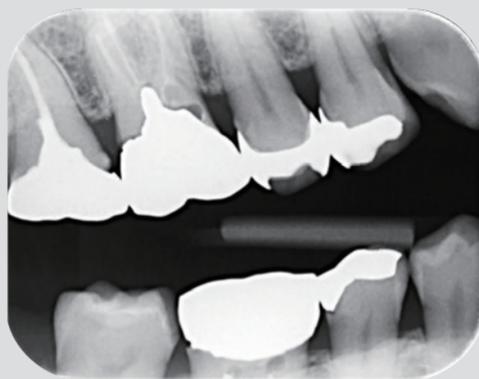


図2. 術前デンタルエックス線写真。17、16クラウンの下に透過像が確認された。



図3. 16クラウン、メタルコア除去した。適切な防湿がBiomimetic approachには必須である。



図4. サンドブラストにより汚染を丁寧に除去する。金属マトリックスを設置し、環境汚染へ配慮した。



図5. 16リボンド®とShort fiber reinforced composite resinを組み合わせ築造した。切削象牙質はすべてレジンコーティングを行った。

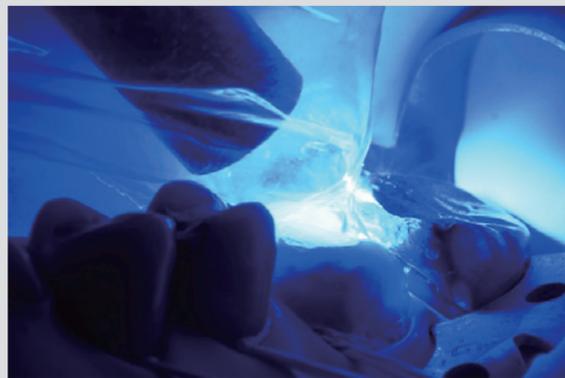


図6. 16 LED照射。髄床底まで距離があり、複数回照射するため長時間の照射を要した。

本紙に掲載されている情報は2024年1月のものです。形態・仕様は予告なく変更することがあります。

Mリポ新聞

第64号 (2024年新春号)

発行 MORIMURA
株式会社 モリムラ

110-0011 東京都台東区上野3-17-10
TEL.03-5808-9350 FAX.03-5808-9351

モリムラホームページ
QRコード
http://www.morimura-jpn.co.jp

Facebookもチェック
まずは「いいね!」をしよう!
f i LINE
morimura_dental

LINE 公式アカウント
QRコード