



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 Price ², Braden Sullivan ²,
Juliana Anany Gonzales Guarneri ¹, Bruno Gusso ¹, Cesar Augusto Galvão Arrais ¹

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

1 Department of Restorative Dentistry,
State University of Ponta Grossa,

Ponta Grossa, Parana, Brazil

2 Department of Dental Clinical
Sciences, Faculty of Dentistry,

Dalhousie University, Halifax, Nova
Scotia, Canada Correspondence

Richard Bengt Price, 5981 University
Ave, Halifax, Nova Scotia B3H 3J5,
Canada.

Funding information

Coordenação de Aperfeiçoamento de
Pessoal de Nível Superior; Dalhousie
University; Mitacs

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：5種類の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Filtek One Bulk Fill (3M Oral Care), Filtek Bulk Fill Flow (3M Oral Care), Tetric PowerFill (Ivoclar Vivadent)あるいはTetric PowerFlow (Ivoclar Vivadent)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は、異なるタイプの光照射器を用いて行った。すなわち、Monet Laser 照射器においては1あるいは3秒間、PowerCure照射器では3あるいは20秒間、PinkWave照射器では3あるいは20秒間、Valo X照射器では5あるいは20秒間およびSmartLite Pro照射器では20秒間光照射を行ない、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、PinkWaveの20秒間照射は30.1 Jで最大の照射エネルギーを示した。Valo XおよびPinkWaveの20秒間照射は、最大の温度上昇（ ΔT ：3.4～4.1℃）を示した。一方、Monetの1秒間照射、PinkWaveの3秒間照射、PowerCureの3秒間照射（FB-Flow以外）およびMonet 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℃）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：いずれの光照射器においても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

緒言

4~5 mmの窩洞深さであっても一括充填が可能なバルクフィルレジンコンポジットは、従来のコンポジットレジンに比較してテクニクセンシティブ因子が少ないものとされている¹。従来型コンポジットレジンを用いた修復との比較では、術後の知覚過敏の発生は同等度あるいは少ないとされており²、硬化深度に優れ³、簡便かつ操作時間の短縮が可能なバルクフィルコンポジットレジン⁴は、1.5 mm~2 mmの積層充填を行った従来型コンポジットレジンと同等な臨床成績を示すとされている^{4,6}。

一方、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⁷の影響から歯髄の温度も上昇する^{8,9}。とくに、歯髄温度の上昇は照射器の出力に影響を受け^{10,11}、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¹²。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⁸。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¹³。一方で、このような高強度の照射器の使用は軟組織¹⁴および歯髄への影響^{10,15}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¹⁶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℃の歯髄温度上昇が許容できる限界点と考えている^{9,17}。

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¹⁸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^{19,20}、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²⁰。Monetは、光強度が2,000~4,000 mW/cm²であり¹⁸、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²¹。また、最近上市された照射器のPinkWaveは、1,720 mW/cm²の光強度を有するとともに”Quadwave“（異なる4波長を有する）技術を用いることで、3秒照射によってコンポジットレジンの重合を可能とし、重合収縮の低減化と4波長の相乗効果から硬化深度の向上が報告されている²²。Valo Xは、第3世代の光照射器とされ、いくつかの波長を組み合わせた照射器である。また、先行照射器のValo Grandと比較して、照射器チップ先端の径は、12.5 mmと広がっている。この照射器は、380~515 nmの波長域から3つの異なる波長を発するとともに、標準の光強度は1,100mW/cm²であるものの、2,200 mW/cm²の高出力の機能も有している²³。しかし、これらの高出力10および広波長域の照射器⁹の使用は、歯髄の温度上昇の可能性が否定できないため、照射に伴う歯髄障害が懸念される²⁴。

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^{12,17}。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⁷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¹⁷。したがって、一括で重合するコンポジットレジン⁷の体積量が多いほどその発熱量も増すため¹⁷、バルクフィルコンポジットレジン重合時の発熱が懸念されている¹⁷。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²⁵を組み合わせた新たな臨床技法が提案されている²⁵。すなわち、次世代のバルクフィルコンポジットレジン²⁵は、可逆的な付加-開裂連鎖移動（RAFT）重合メカニズムを採用することで、3秒の照射でも重合が可能としている。一方、照射時間の延長を行った場合と比較しても同等の機械的性質および粘弾性挙動を示すとされている^{25,26}、このバルクフィルコンポジットレジンおよび最近の高出力照射器を組み合わせが歯髄の温度上昇に関する情報は皆無である。

そこで、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およびQuadwave技術を採用したPinkwaveについて従来の高出力LED照射器と比較検討した。本研究の帰無仮説は、(1): 窩洞に充填したバルクフィルコンポジットレジンに対して Monet, PinkWaveおよび高出力LED照射器の使用および照射時間を1, 3あるいは20秒に変更した照射条件の違いは、歯髄の温度変化に影響を及ぼさない、(2): 異なる粘性を有するバルクフィルコンポジットは照射条件の違いにかかわらず歯髄の温度上昇に影響を及ぼさない、とした。

2. 材料および方法

2.1 照射器の光学分析

レーザーダイオード照射器、単波長LED照射器および複数波長を有する3種類の高出力LED照射器を用いた。校正した分光ファイバー分光ラジオメーターを直径6インチの積分球に取り付け、供試した照射器の分光光線出力を測定した。すなわち、チップ先端から0 mmの距離ですべての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。



図1. 供試光重合照射器

表 1. 製造者が提供する光照射器 (LCU) 情報

光照射器	シリアル番号	製造者	タイプ	光強度(mW/cm ²)	試験モード
SmartLite Pro	H00466	Dentsply Sirona, Charlotte, NC, USA	Monowave LED	1200	2 × 10 s (Standard)
PinkWave	00380H	Vista Dental Products, Racine, WI, USA	Polywave LED	>1515 >1720	20 s (Standard) 3 s (Boost)
PowerCure	1,428,005,297	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Polywave LED	1200 3050	20 s (High) 3 s (3 s Cure)
Monet Laser	00249	AMD Lasers, West Jordan, UT, USA	Laser	2000-2400	1 s 3 × 1 s
Valo X	00249	Ultradent Jordan, UT, USA	Polywave LED	1100 2200	2 × 10 s (Standard) 5 s (Xtra)

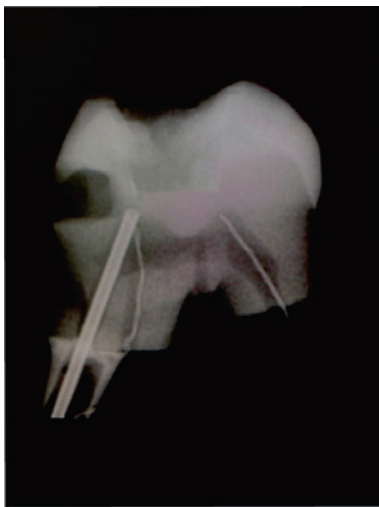


図2. X線画像から熱電対の位置および残存象牙質厚径の確認

それぞれの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。それぞれの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、本研究施設の倫理委員会の承認を得て行った (# 2021-5703)。大学のtooth bankに保存してある健全なヒト抜去上顎大白歯を使用した。包含基準として、健全で修復されていない抜去歯とした。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高速エアータービンにカーバーイトバーを装着して形成した。窩洞の形態は、William's 歯周プローブを用いて確認した。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。また、充填したコンポジットレジンの取り外しを容易にするため、窩壁の機械的嵌合力を極力小さくする目的で窩洞内壁を研磨材のEnhance polisherを用いて研磨した。セメントーエナメル境から4 mm下方の歯根は切除し、Gates Glidden drillsを用いて根尖側から根管を拡大した。2個の直径0.011インチのT型超高速反応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た。ラバーダム防湿およびクランプの設置を想定して、抜去大白歯をアクリルレジんに包埋した²⁴。また、口腔内環境を模して、温水槽に抜去歯のセメントーエナメル境まで浸漬した。歯髄の温度測定に際しては、窩洞に対してエッチング後、水洗した後の生理的な状況を想定し、基本温度として32度に設定、これを温度測定のベースラインとした²⁷。蠕動式ポンプに装着したチューブを近心根に挿入し、チューブからの水流量は、0.026 mL/minとし^{24,28,29}、3番目の熱電対は、温水槽に設置、温度を測定した。

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。照射後のコンポジットレジンについては、接着操作を行っていないため、取り外しが可能である。ワセリンを窩壁に薄く塗布し、コンポジットレジンへの光照射前にフロスをコンポジットレジンに挿入した。ベースラインとした歯髄内温度が32度に達した後、Class I級窩洞内に以下の供試コンポジットレジン²⁴を4 mm深さまで充填した。Filtek One Bulk Fill (FB-One; Shade A2; 3M, St. Paul, MN, USA), Filtek Bulk Fill Flowable (FB-Flow; Shade A2; 3M), Tetric PowerFill (TP-Fill; Shade IVA; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) あるいはTetric PowerFlow (TP-Flow; Shade IVA; Ivoclar Vivadent)。TP-FillおよびTP-Flowは、RAFT重合メカニズムを採用している。FB-OneおよびFB-FlowにおいてもRAFT重合メカニズムに関連した技術を採用している。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。実験のデザインを図S1に示した。

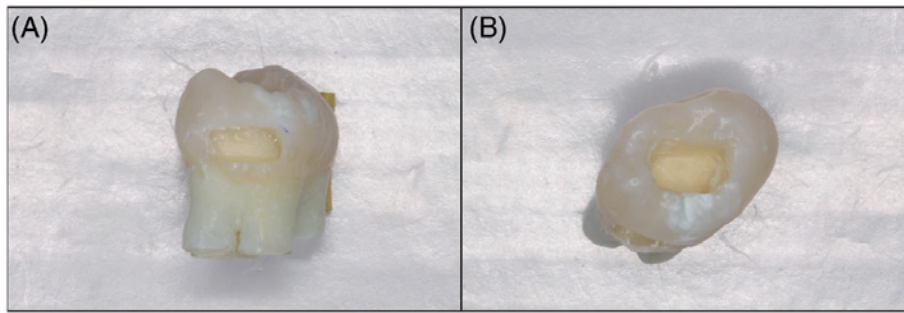


図3. 大白歯に窩洞形成した
Class I級およびClass V級

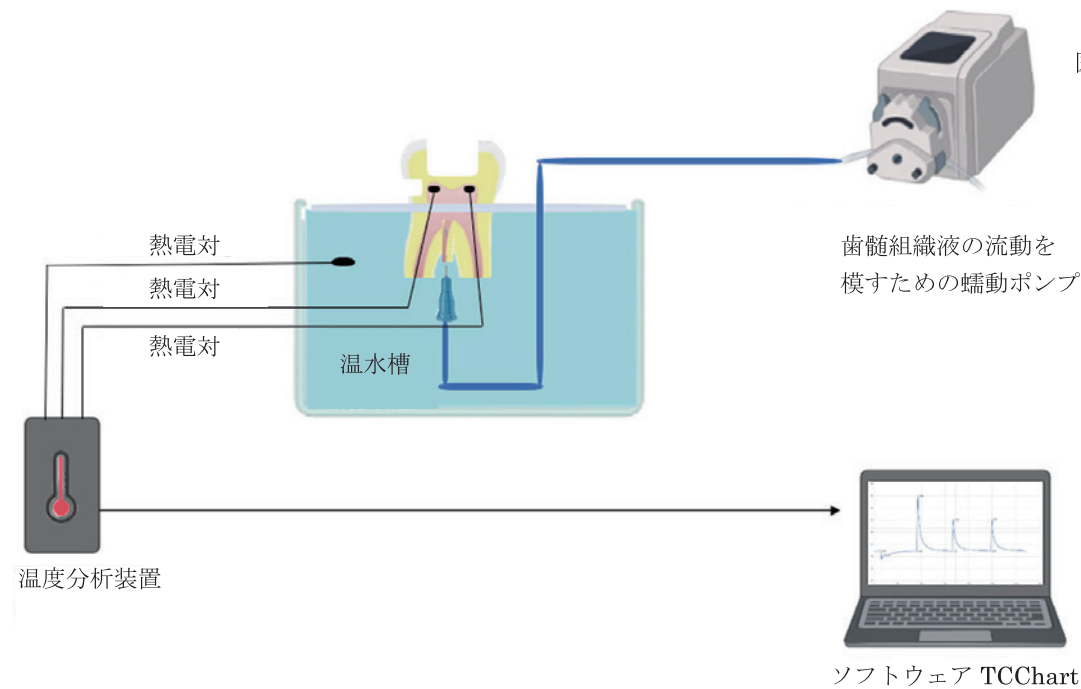


図4. 温度測定の略図

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

2.3 統計処理

いくつかの製造者は、バルクフィルコンポジットレジンと照射器を組み合わせた修復システムを上市している理由から、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。要因枠組みとしては、72の実験群とともにそれぞれ

群について5回計測を行った。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それぞれ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。

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

光照射器と 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
PowerCure 3 s	408 and 451	8.3	0.54	1525	3.2	4.6	2818	8.5
PinkWave 3 s	410, 471, 631 and 860	11.9	1.11	1874	6.1	5.6	1685	5.1
Monet 3 s	451	12.8	1.29	1933	3.7	5.8	1502	4.5
PowerCure 20 s	408 and 451	8.3	0.54	572	1.3	11.4	1057	21.1
Valo X 5 s	393, 445 and 458	12.5	1.23	2579	9.7	12.9	2102	10.5
SmartLite Pro 20 s	462	10.3	0.83	886	0.9	17.7	1064	21.3
Valo X 20 s	393, 445 and 458	12.5	1.23	1277	6.5	25.5	1041	20.8
PinkWave 20 s	410, 471, 631 and 860	11.9	1.11	1505	6	30.1	1353	27.1

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。

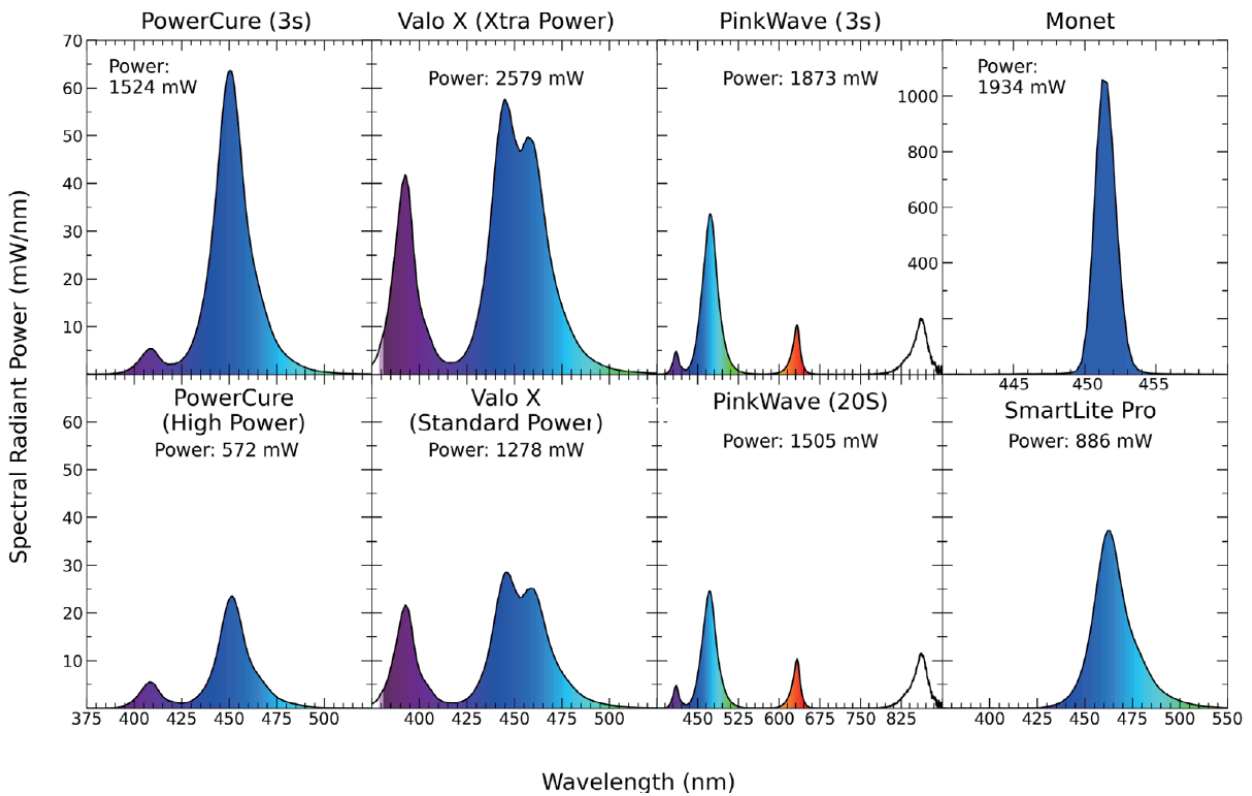


図5. LED照射器およびレーザー照射器の分光波長分布および出力。Monetレーザー照射器およびLED照射器では、異なる波長分布および分光光線出力である。PinkWave照射器においても他のLED照射器とは異なる広範囲の波長分布を示す。

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 PinkWaveでは波長350~900 nm領域の, 他の照射器では波長

350~550 nm領域の露出条件での照射露光量 (J/cm²) を示した。Valo Xでの5秒照射が最大の出力 (2579 ± 9.7 mW) を示した。PowerCureでの20秒照射が最小の出力 (572 ± 1.3 mW) を示したが, 照射エネルギーは20秒照射で11.4 Jの値を示した。Monetの1秒照射は, 最小の照射エネルギー1.9 Jを示し, PinkWaveの20秒照射は最大の照射エネルギー30.1 Jを示した。

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 - $^{\circ}$ C)					
		Class I級窩洞			Class V級窩洞		
		Mean	SD		Mean	SD	
Valo X 20 s	Filtek Bulk Fill Flow	4.1	0.1	A	4.6	0.2	A
Valo X 20 s	Tetric PowerFill	4.1	0.3	A	3.8	0.2	ABC
Valo X 20 s	Tetric PowerFlow	3.9	0.1	AB	4.2	0.4	AB
PinkWave 20 s	Filtek Bulk Fill Flow	3.8	0.3	AB	4.6	0.4	A
Valo X 20 s	Filtek One	3.8	0.4	AB	3.7	0.2	ABCD
PinkWave 20 s	Tetric PowerFill	3.7	0.5	ABC	3.7	0.5	ABCD
PinkWave 20 s	Tetric PowerFlow	3.5	0.1	ABCD	4.2	0.2	AB
PinkWave 20 s	Filtek One	3.4	0.4	ABCDE	3.6	0.3	ABCD
SmartLite Pro20 s	Filtek Bulk Fill Flow	3.1	0.1	BCDEF	3.4	0.2	BCDE
SmartLite Pro20 s	Tetric PowerFill	2.9	0.3	CDEFG	2.9	0.3	CDEFG
SmartLite Pro20 s	Tetric PowerFlow	2.9	0.1	CDEFG	3.2	0.1	CDEF
SmartLite Pro20 s	Filtek One	2.7	0.1	DEFGH	2.7	0.3	DEFG
PowerCure 20 s	Filtek Bulk Fill Flow	2.7	0.0	DEFGH	2.8	0.2	DEFG
Valo X 5 s	Filtek Bulk Fill Flow	2.6	0.2	EFGHI	2.6	0.1	EFGH
PowerCure 20 s	Tetric PowerFlow	2.5	0.1	FGHIJ	2.5	0.2	EFGH
Valo X 5 s	Tetric PowerFlow	2.5	0.2	FGHIJ	2.4	0.1	EFGHI
PowerCure 20 s	Tetric PowerFill	2.4	0.3	FGHIJ	2.3	0.3	FGHIJ
PowerCure 20 s	Filtek One	2.3	0.2	FGHIJK	2.2	0.2	FGHIJKL
Valo X 5 s	Filtek One	2.2	0.1	GHIJKL	1.9	0.5	GHIJKLM
Valo X 5 s	Tetric PowerFill	2.2	0.1	GHIJKL	2.2	0.1	FGHIJK
Monet 3 s	Filtek Bulk Fill Flow	2.0	0.2	HIJKLM	2.1	0.2	GHIJKL
Monet 3 s	Tetric PowerFlow	1.9	0.1	HIJKLMN	2.0	0.0	GHIJKLM
PowerCure 3 s	Filtek Bulk Fill Flow	1.8	0.1	IJKLMNOP	1.7	0.2	HIJKLMN
PowerCure 3 s	Tetric PowerFlow	1.7	0.1	IJKLMNOP	1.6	0.0	HIJKLMN
PinkWave 3 s	Filtek Bulk Fill Flow	1.7	0.1	JKLMNOP	1.7	0.1	HIJKLMN
Monet 3 s	Tetric PowerFill	1.6	0.1	KLMNOP	1.7	0.1	HIJKLMN
PinkWave 3 s	Tetric PowerFlow	1.5	0.1	KLMNOP	1.9	0.2	GHIJKLMN
Monet 3 s	Filtek One	1.5	0.0	KLMNOP	1.5	0.1	IJKLMN
PowerCure 3 s	Tetric PowerFill	1.4	0.1	LMNOP	1.4	0.1	IJKLMN
PinkWave 3 s	Tetric PowerFill	1.4	0.0	LMNOP	1.3	0.1	JKLMN
PowerCure 3 s	Filtek One	1.4	0.1	MNOP	1.2	0.1	KLMN
PinkWave 3 s	Filtek One	1.2	0.2	MNOP	1.3	0.1	KLMN
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, $p \geq 0.05$).

表3および図5にピーク波長とそれぞれの照射器における照射時間の分光光線出力を示す。MonetおよびSmartLite Proの照射器は、いずれも単一のピーク波長を有した。しかし、Monetのピーク波長の中央は451 nmで波長域は非常に狭く、SmartLite proの波長域はやや広く、そのピーク波長の中央は

462 nmであった。一方、Powecure, Valo XおよびPinkWaveは、複数のピーク波長を有していた。PowerCureでは、2つの異なるピーク波長を可視光線領域内で有し、一つは紫色領域 ($\lambda 1 = 408 \text{ nm}$)、他方は青色 ($\lambda 2 = 451 \text{ nm}$) であった。

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	バルクフィルクンポジットレジ	歯髄内温度上昇 (ΔT - °C)					
		Class I級窩洞			Class V級窩洞		
		Mean	SD		Mean	SD	
PowerCure 20 s	Filtek Bulk Fill Flow	0.9	0.1	ABCD	4.0	0.3	A
PowerCure 20 s	Tetric PowerFlow	1.0	0.0	ABCD	4.0	0.4	A
PinkWave 20 s	Filtek Bulk Fill Flow	1.0	0.1	ABC	3.6	0.2	AB
Valo X 20 s	Filtek Bulk Fill Flow	1.1	0.1	A	3.5	0.1	ABC
SmartLite Pro 20 s	Filtek Bulk Fill Flow	0.9	0.1	ABCDE	3.3	0.1	ABCD
PinkWave 20 s	Tetric PowerFlow	0.9	0.1	ABCD	3.3	0.3	ABCDE
PowerCure 20 s	Tetric PowerFill	0.9	0.0	ABCDE	3.3	0.2	ABCDEF
SmartLite Pro 20 s	Tetric PowerFlow	0.9	0.1	ABCDE	3.1	0.2	BCDEFG
PowerCure 20 s	Filtek One	0.9	0.1	ABCDE	3.0	0.1	BCDEFG
Valo X 20 s	Tetric PowerFlow	1.0	0.0	AB	2.9	0.2	BCDEFGH
Valo X 20 s	Tetric PowerFill	1.1	0.1	A	2.5	0.3	CDEFGHI
Valo X 20 s	Filtek One	1.1	0.1	AB	2.5	0.3	DEFGHI
SmartLite Pro 20 s	Tetric PowerFill	0.9	0.1	ABCDE	2.4	0.1	EFGHI
PinkWave 20 s	Tetric PowerFill	0.7	0.1	BCDEFGH	2.4	0.1	EFGHI
PinkWave 20 s	Filtek One	0.8	0.1	BCDEF	2.4	0.2	FGHI
SmartLite Pro 20 s	Filtek One	0.8	0.1	ABCDE	2.3	0.2	GHI
Valo X 5 s	Filtek Bulk Fill Flow	0.8	0.0	BCDEFG	2.2	0.2	GHI
PowerCure 3 s	Tetric PowerFlow	0.7	0.1	CDEFGHIJK	2.2	0.2	GHI
Valo X 5 s	Tetric PowerFlow	0.7	0.1	BCDEFG	2.1	0.2	GHI
PowerCure 3 s	Filtek Bulk Fill Flow	0.7	0.1	CDEFGHI	2.1	0.2	HIJ
PowerCure 3 s	Tetric PowerFill	0.6	0.1	EFGHIJKLM	2.0	0.1	HIJ
Valo X 5 s	Tetric PowerFill	0.6	0.1	DEFGIJKL	1.9	0.2	IJK
PowerCure 3 s	Filtek One	0.7	0.0	CDEFGHI	1.9	0.2	IJK
Valo X 5 s	Filtek One	0.7	0.1	CDEFGHIJ	1.7	0.1	IJKL
PinkWave 3 s	Filtek Bulk Fill Flow	0.4	0.1	HIJKLM	1.2	0.3	JKLM
PinkWave 3 s	Tetric PowerFlow	0.3	0.0	IJKLM	1.1	0.1	JKLM
PinkWave 3 s	Tetric PowerFill	0.3	0.1	IJKLM	1.1	0.2	KLM
Monet 3 s	Tetric PowerFlow	0.4	0.1	HIJKLM	1.1	0.2	KLM
Monet 3 s	Filtek Bulk Fill Flow	0.4	0.1	GHIJKLM	1.0	0.3	KLM
PinkWave 3 s	Filtek One	0.3	0.1	KLM	1.0	0.0	KLM
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, $p \geq 0.05$).

Valo Xにおいては、($\lambda 1 = 393 \text{ nm}$, $\lambda 2 = 445 \text{ nm}$, $\lambda 3 = 458 \text{ nm}$)の3つの異なるピーク波長を示した。また、PinkWaveでは、4つの異なるピーク波長を有し、そのうち3つは可視光線領域内($\lambda 1 = 410 \text{ nm}$, $\lambda 2 = 471 \text{ nm}$, $\lambda 3 = 631 \text{ nm}$)であり、1つは不可視光線の領域で近赤外線領域あるいは熱放射であった($\lambda 4 = 860 \text{ nm}$)。

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充填時の温度上昇 (ΔT) を示す。いずれのコンポジットレジにおいてもValo XとPinkWaveの20秒照射は、最も高い ΔT (3.4~4.1度)を示したものの、用いたコンポジットレジ間に有意差は認め

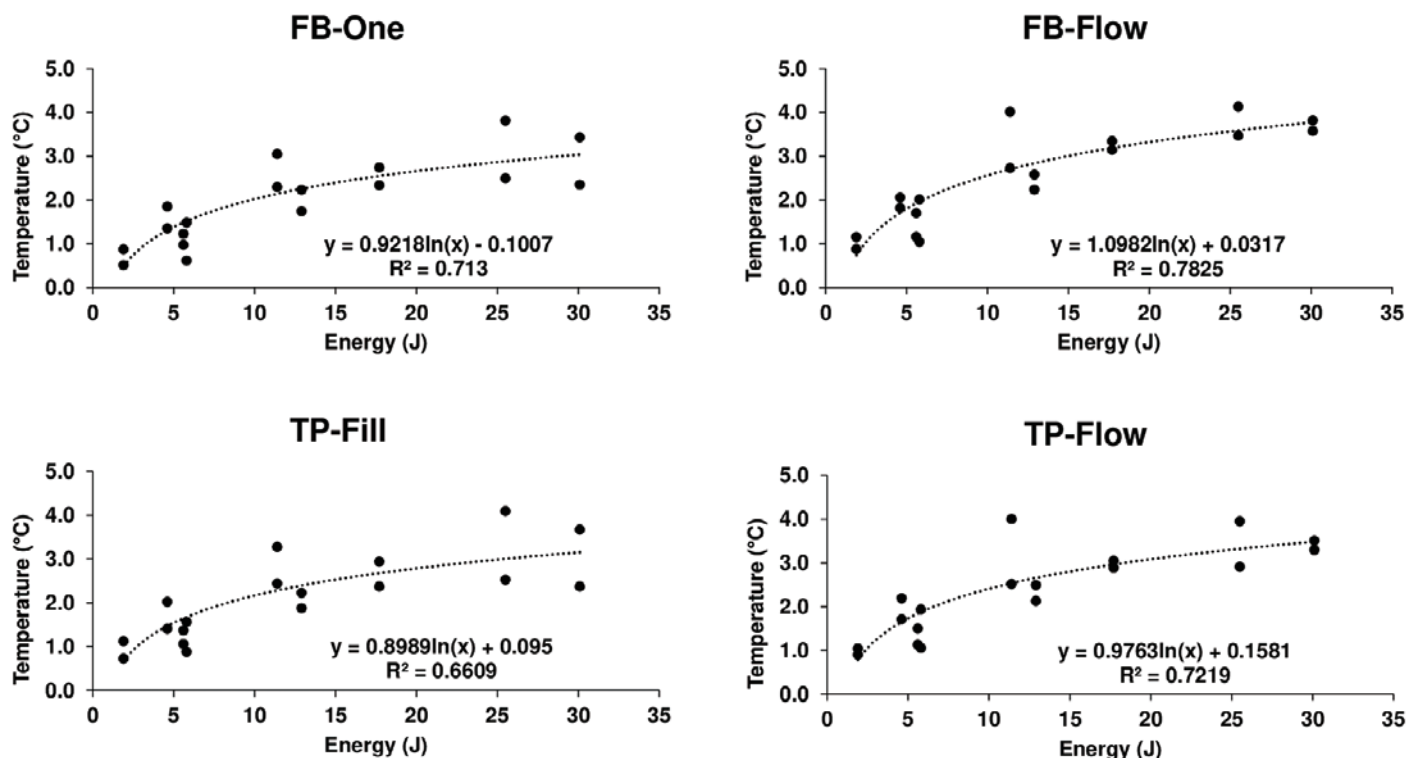


図6. FB-One, FB-Flow, TP-Fill and TP-Flowコンポジットレジンにおける歯髄温度上昇と照射器からの総エネルギーの回帰分析

られなかった。Monetの1秒照射およびPinkWaveの3秒照射，PowerCureの3秒照射（FB-Flowを除く），Monetの3秒照射（FB-OneおよびTP-Fill）は，最も低い 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。

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。Class V級窩洞軸壁側に近接した熱電対は，PowerCureの20秒照射（FB-Flow, TP-FlowおよびTP-Fill），PinkWaveの20秒照射（FB-FlowおよびTP-Flow），Valo Xの20秒照射（FB-Flow），SmartLite Proの20秒照射（FB-Flow）で，最も高い ΔT （3.3～4.0度）を示した。しかし，用いたコンポジットレジン間に有意差は認められなかった。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秒照射およびPinkWaveの3秒照射は，最も低い 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の傾向を示したものの，Class V級窩洞では，窩洞軸壁側から離れた熱電対は窩洞軸壁側の熱電対に比較して低い 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，RAFT技術^{25,30}を採用した高粘性／低粘性バルクフィルク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，Quadwave照射器あるいは現在のLED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。照射時間の延長を行った20秒照射は，低い照射発散度であったが，短時間照射で高い照射発散度での条件（供給される照射エネルギーは小さい）に比較して，歯髄温度の上昇は大きかった。具体的には，Class I級修復をValo XあるいはPinkWaveを用いて20秒照射した条件は，高い ΔT を示したものの，1秒あるいは3秒照射群では低い ΔT を示した。したがって，“レーザー，QwadWaveあるいは高出力LED照射器を1, 3および20秒照射条件で使用した際の歯髄内の温度上昇に違いは生じない”という帰無仮説は却下された。広い波長域を有する照射器は，狭い波長域のLED照射器に比較して，歯髄内の温度上昇が大きいとされている¹⁰。この理由としては，短波長である紫色領域での光子および高エネルギーの供給によるものとしている³¹。また，本実験の結果から，歯髄温度の上昇は照射時間の延長によって影響を受けた³²。このことは，照射器から歯に供給される照射露光量と関係するためである³³。したがって，Valo X（出力1227 mWおよび1041mW/cm²）の20秒照射では，約25.5 Jおよび20.8 J/cm²を供給するものの，高出力モードで5秒間照射した場合は，出力2102 mW/cm²であるが供給されるエネルギーは12.9 Jおよび10.5 J/cm²（表3）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^{27,33}。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に比較して、高い温度上昇を示したことから説明できる。

注目すべきは、コンポジットレジンと照射器の組み合わせによる歯髄内温度上昇の順位は、Class I級窩洞とClass V級窩洞で異なっていた。すなわち、Class I級窩洞においては、Valo XとPinkWaveの20秒照射が最も高い歯髄温度を示したものの、Class V級窩洞においては、PoweCureとFB-FlowあるいはPowerCureとTP-Flowの組み合わせが最も高い歯髄温度上昇を示した。材料および方法の項目においても記述したが、臨床術式を想定したラバーダム防湿のため、セメントーエナメル境より歯冠側が露出するようにアクリルレジンに包埋した。そのため、照射器チップ先端径が比較的大きなValo X (12.5 mm) およびPinkWave (11.9 mm) はチップを窩洞の中央部に位置図けることが出来なかった。一方、比較的チップ径が小さいPowerCureは、窩洞中央部にチップを設置できたため、窩洞全体への照射が容易であった。修復物に効果的に光エネルギーを伝達するうえでも照射時のチップ先端位置は、大切なものとなる⁸。チップ先端の位置によっては、コンポジットレジン、残存象牙質および歯髄組織への熱伝達は異なるものと考えられる。したがって、Valo XおよびPinkWaveは、咬頭頂から照射を行ったので結果として低い温度上昇になったものと考えられた。修復物に照射する際のチップ先端の位置関係は、照射されるエネルギー量に関係するとともに歯髄温度の上昇にも影響を及ぼす可能性が示唆された。

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^{17,34-36}。したがって、低粘性コンポジットレジン、高粘性のコンポジットレジンに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FB-flowおよびTP-flow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。そのため、“コンポジットレジンの粘性の違いは、照射器の種類および照射条件にかかわらず歯髄内温度の上昇に影響を及ぼさない”という帰無仮説は、RAFT技術を用いた4つのコンポジットレジンにおいては棄却されなかった。本研究において、Class I級窩洞およびClass V級窩洞ともに約1 mmの象牙質が歯髄腔と窩底の髄壁に残存している。本来、象牙質の熱伝導率は ($\approx 1.87 \times 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{s}$) ³⁷と低いため、優れた断熱能力を有している。したがって、窩底に厚い象牙質が残存している場合は、歯髄内の温度上昇は生じにくい³⁸⁻⁴¹。結果として、発熱反応によって熱が象牙質表面に達したとしても髄壁および軸壁の残存象牙質が熱を吸収し、緩やかに周囲組織に熱を伝導する。そのた

め、残存象牙質の存在によってコンポジットレジンの粘性の違いによる影響は熱電対での測定においては、検出されなかった。また、いくつかの先行研究では重合に伴うコンポジットレジンからの発熱に比較して照射器の選択が処置中の発熱に大きな影響を及ぼすものとしている^{7,42}。異なる粘性のコンポジットレジン間で温度上昇に有意差が生じなかった理由が、これらの2つの因子からも説明できる。

PinkWaveの20秒照射は、Class I級窩洞およびFB-FlowとTP-Flowを使用したClass V級窩洞で最も高い温度上昇を示した。PinkWaveは、複数のピーク波長を有する照射器として、赤外線領域とともに可視光線領域の赤色、青色および紫色の波長を有する。遠赤外線は、赤外線領域を細分化した際の領域で、照射エネルギーが熱に転化するため熱電対が放射熱として検出したものと考えられた⁴³。したがって、PinkWaveがいずれの照射条件においても高い歯髄内温度の上昇を示した理由としては、赤外線領域の波長からの熱放射に加えて比較的高い出力の照射器であることに起因したものと考えられた。

本研究においては、2つの熱電対を上顎臼歯の歯髄腔内に設置し、Class I級窩洞では歯髄腔内の髄壁付近およびClass V級窩洞での軸壁側付近での温度変化を同時に測定した。異なる照射条件で粘性の異なるコンポジットレジン使用時の窩洞における温度変化の測定結果から、歯髄温度の上昇傾向にはいくつかの違いが認められた。照射器から照射された光は、コンポジットレジン表面に達すると、反射、拡散および透過し、一部は熱に変換される⁴⁴。この熱は、周囲の組織に移行、吸収され、象牙質および歯髄での温度勾配が形成される⁴¹。したがって、Class V級窩洞の軸壁近くに設置した熱電対が、窩洞軸壁およびコンポジットレジンから離れた部位に設置した熱電対に比較して高い温度上昇を示した理由は、歯髄内での温度勾配に起因するものと考えられた。

ロジスティック回帰分析から、照射エネルギーが温度上昇に及ぼす影響について検討したところ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), $R^2 = 0.722$ (TP-Flow)) を示した。照射器の種類にかかわらず低い照射エネルギーの供給では、歯髄温度の上昇は小さかった。このことは、温度上昇は照射露光量に依存するが、少ない照射露光量は修復物の機械的性質を低下させ^{46,47}、細胞毒性が向上⁴⁷する危険性があることについても念頭に置く必要がある。

本研究においては、歯髄組織液の流速は先行研究を参考に0.026 mL/minに調整した^{24,28,29}。歯髄温度について、実験室環境モデルと口腔内環境モデルを比較した先行研究では、いずれの環境のモデルにおいても近似した歯髄温度上昇を示した⁴⁸。歯髄組織液の流動は、歯髄温度上昇を有意に減ずる^{49,50}とともに歯髄組織液の流速に影響を受ける⁵⁰。したがって、照射器のタイプ、照射強度および露光時間の違い、コンポジットレジン種類が歯髄温度上昇に及ぼす影響については、歯髄組織液の流速の違いによっても異なる可能性がある。しかし、0.042

mL/min, 0.028 mL/minおよび0.07 mL/minと流速を変更して(0.028 mL/minは本研究で採用した流速に近似) 歯髄温度の変化を評価した先行研究では、流速の影響は少ないものであったと報告している¹¹。したがって、照射器およびコンポジットレジンの種類の違いが歯髄温度上昇に及ぼす影響について検討した本研究の結果と実際の口腔内での変化は近似したものとなるであろう。

いずれの条件においても明らかな歯髄温度の上昇が観察されたものの、歯髄壊死が生じる5.5°C以上¹⁶の温度上昇は認められなかったことから本研究でおこなった照射条件での歯髄温度の上昇は許容できるものであった。歯髄温度の上昇は、照射器の照射強度ではなく照射エネルギーに関連する。ヒトを対象とした臨床研究の報告では、10,000 mW/cm²の照射出力を短時間照射した群は、24.6 J/cm²以下の照射発散度で照射時間を延長とした対照群と比較し、歯髄内に炎症性反応を示すいくつかの前駆体(インターロイキン1β)の発現が増加したとしている。しかし、照射発散度が73.8 J/cm²で出力1231 mW/cm²の条件で照射時間を60秒間行なった群では、血管の拡張と充血が観察された⁵¹。この先行研究の著者は、歯髄内に生じた変化は照射時間が1あるいは2秒であっても10,000 mW/cm²の高い照射出力が影響したものと考察している⁵¹。我々の行った研究では、最大でも照射出力(2818 mW/cm²)および照射露光量(27.1 J/cm²)であり、上述の先行研究で使用した照射条件は、我々の条件と比較しても3~10倍高い値となっている。したがって、照射強度をパラメーターとして歯髄障害等の影響を考察するよりも照射発散度および照射エネルギーを基に考えるべきである。

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。本研究では、残存象牙質は1 mmと規定したが、残存象牙質が薄い場合は温度上昇が大きくなるものと考えられる。さらに、本研究で使用したコンポジットレジン(RAFT技術を採用したバルクフィルコンポジットレジン)を2 mmおよび4 mmの厚みで積層したものを評価した。したがって、従来型のコンポジットレジンを用いて修復した際には、本研究の結果とは異なるものとなる。

5. 結論

本実験の結果から、以下の結論を得た。

1. 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を重ね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。
2. 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。

ACKNOWLEDGMENTS AND DISCLOSURE

The present study was supported by MITACS (travel grants IT26826 and#IT29166) and was also financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brazil (CAPES) – Finance Code 001 and an internal research fund grant from the Faculty of Dentistry, Dalhousie University. The authors do not have any financial interest in the companies whose materials are included in this article. The authors thank the manufacturers for supplying the RBCs used in this study.

DATA AVAILABILITY STATEMENT

The data that support the findings of this study are available from the corresponding author upon reasonable request.

ORCID

Cristiane Maucoski <https://orcid.org/0000-0001-7159-2400>
 Richard Bengt Price <https://orcid.org/0000-0001-6479-1436>
 Braden Sullivan <https://orcid.org/0000-0002-3328-7365>
 Juliana Anany Gonzales Guarneri <https://orcid.org/0000-0003-2764-0748>
 Bruno Gusso <https://orcid.org/0000-0003-1283-1963>
 Cesar Augusto Galvão Arrais
<https://orcid.org/0000-0003-3432-5009>

REFERENCES

1. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P. Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J.* 2017;222(5):337-344.
2. Tardem C, Albuquerque EG, Lopes LS, et al. Clinical time and postoperative sensitivity after use of bulk-fill (syringe and capsule) vs. incremental filling composites: a randomized clinical trial. *Braz Oral Res.* 2019;33:e089.
3. Van Ende A, De Munck J, Lise DP, Van Meerbeek B. Bulk-fill composites: a review of the current literature. *J Adhes Dent.* 2017;19(2): 95-109.
4. Veloso SRM, Lemos CAA, de Moraes SLD, do Egito Vasconcelos BC, Pellizzer EP, de Melo Monteiro GQ. Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2019;23(1): 221-233.
5. Tirapelli C. Is the clinical performance of incremental and bulk-fill resin composite different? *Evid Based Dent.* 2022;23(2):84.
6. Arbildo-Vega HI, Lapinska B, Panda S, Lamas-Lara C, Khan AS, Lukomska-Szymanska M. Clinical effectiveness of bulk-fill and conventional resin composite restorations. *Syst Rev Meta-Anal Polym.* 2020;12(8):1786.

7. Balestrino A, Verissimo C, Tantbirojn D, Garcia-Godoy F, Soares CJ, Versluis A. Heat generated during light-curing of restorative composites: effect of curing light, exotherm, and experiment substrate. *Am J Dent.* 2016;29(4):234-240.
8. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res.* 2017;31(suppl 1):e61.
9. Mouhat M, Stangvaltaite-Mouhat L, Mercer J, Nilsen BW, Ortengren U. Light-curing units used in dentistry: effect of their characteristics on temperature development in teeth. *Dent Mater J.* 2021; 40:1177-1188.
10. Mouhat M, Mercer J, Stangvaltaite L, Ortengren U. Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development-potential risk for patients. *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1687-1696.
11. Park SH, Roulet JF, Heintze SD. Parameters influencing increase in pulp chamber temperature with light-curing devices: curing lights and pulpal flow rates. *Oper Dent.* 2010;35(3):353-361.
12. Wang WJ, Grymak A, Waddell JN, Choi JJE. The effect of light curing intensity on bulk-fill composite resins: heat generation and chemomechanical properties. *Biomater Investig Dent.* 2021;8(1):137-151.
13. Almeida R, Manarte-Monteiro P, Domingues J, et al. High-power LED units currently available for dental resin-based materials-a review. *Polymers.* 2021;13(13).
14. Maucoski C, Zarpellon DC, Dos Santos FA, et al. Analysis of temperature increase in swine gingiva after exposure to a Polywave((R)) LED light curing unit. *Dent Mater.* 2017;33(11):1266-1273.
15. Kim MJ, Kim RJ, Ferracane J, Lee IB. Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities. *Dent Mater.* 2017;33(10):e373-e383.
16. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19(4):515-530.
17. Lempel E, Ori Z, Kincses D, Lovasz BV, Kunsagi-Mate S, Szalma J. Degree of conversion and in vitro temperature rise of pulp chamber during polymerization of flowable and sculptable conventional, bulk-fill and shortfibre reinforced resin composites. *Dent Mater.* 2021;37(6):983-997.
18. Rocha MG, Maucoski C, Roulet JF, Price RB. Depth of cure of 10 resin-based composites light-activated using a laser diode, multipeak, and single-peak light-emitting diode curing lights. *J Dent.* 2022; 122:104141.
19. Kouros P, Dionysopoulos D, Deligianni A, Strakas D, Sfeikos T, Tolidis K. Evaluation of photopolymerization efficacy and temperature rise of a composite resin using a blue diode laser (445 nm). *Eur J Oral Sci.* 2020;128(6):535-541.
20. Drost T, Reimann S, Frentzen M, Meister J. Effectiveness of photopolymerization in composite resins using a novel 445-nm diode laser in comparison to LED and halogen bulb technology. *Lasers Med Sci.* 2019;34(4):729-736.
21. AMD. Monet laser curing light. The 1 second revolution. Accessed 12 October, 2021. <https://www.amdlasers.com/pages/monet-lasercuring-light-intro>.
22. VISTA APEX. PinkWave - light curing evolved. Accessed July 18, 2022. <https://vistaapex.com/pinkwave/>.
23. Ultradent. Valo X Curing Light. Accessed 23 December, 2022. <https://www.ultradent.com/resources/product-instructions>.
24. Maucoski C, Price RB, Arrais CAG, Sullivan B. In vitro temperature changes in the pulp chamber caused by laser and quadwave LEDlight curing units. *Odontology.* 2022. doi:10.1007/s10266-022-00780-y
25. Ilie N, Watts DC. Outcomes of ultra-fast (3s) photo-cure in a RAFTmodified resin-composite. *Dent Mater.* 2020;36(4):570-579.
26. Ilie N, Diegelmann J. Impact of ultra-fast (3s) light-cure on cell toxicity and viscoelastic behavior in a dental resin-based composite with RAFT-mediated polymerization. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021; 124:104810.
27. Zarpellon DC, Runnacles P, Maucoski C, et al. In vivo pulp temperature changes during class V cavity preparation and resin composite restoration in premolars. *Oper Dent.* 2021;46:374-384.
28. Akarsu S, Aktug KS. Influence of bulk-fill composites, polymerization modes, and remaining dentin thickness on Intrapulpal temperature rise. *Biomed Res Int.* 2019;2019:1-7.
29. Savas S, Botsali MS, Kucukyilmaz E, Sari T. Evaluation of temperature changes in the pulp chamber during polymerization of light-cured pulp-capping materials by using a VALO LED light curing unit at different curing distances. *Dent Mater J.* 2014;33(6):764-769.
30. 3M. Filtek One Bulk Fill Restorative. Accessed 23 December, 2022. <https://multimedia.3m.com/mws/media/13176710/3m-filtek-onebulk-fill-restorative-technical-product-profile.pdf>.
31. Harlow JE, Rueggeberg FA, Labrie D, Sullivan B, Price RB. Transmission of violet and blue light through conventional (layered) and bulk cured resin-based composites. *J Dent.* 2016;53:44-50.
32. Armellin E, Bovesecchi G, Coppa P, Pasquantonio G, Cerroni L. LED curing lights and temperature changes in different tooth sites. *Biomed Res Int.* 2016;2016:1-10.
33. Runnacles P, Arrais CA, Pochapski MT, et al. In vivo temperature rise in anesthetized human pulp during exposure to a polywave LED light curing unit. *Dent*

- Mater. 2015;31(5):505-513.
34. Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, Phillips RW. Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dent Mater.* 1988;4(4):174-178.
35. Baroudi K, Silikas N, Watts DC. In vitro pulp chamber temperature rise from irradiation and exotherm of flowable composites. *Int J Paediatr Dent.* 2009;19(1):48-54.
36. Al-Qudah AA, Mitchell CA, Biagioni PA, Hussey DL. Thermographic investigation of contemporary resin-containing dental materials. *J Dent.* 2005;33(7):593-602.
37. Chiang YC, Lee BS, Wang YL, et al. Microstructural changes of enamel, dentin-enamel junction, and dentin induced by irradiating outer enamel surfaces with CO2 laser. *Lasers Med Sci.* 2008;23(1):41-48.
38. Aguiar FH, Barros GK, Lima DA, Ambrosano GM, Lovadino JR. Effect of composite resin polymerization modes on temperature rise in human dentin of different thicknesses: an in vitro study. *Biomed Mater.* 2006;1(3):140-143.
39. Murray PE, Smith AJ, Windsor LJ, Mjor IA. Remaining dentine thickness and human pulp responses. *Int Endod J.* 2003;36(1):33-43.
40. Yazici AR, Muftu A, Kugel G, Perry RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, in vitro. *Oper Dent.* 2006;31(2):261-265.
41. Jakubinek MB, O'Neill C, Felix C, Price RB, White MA. Temperature excursions at the pulp-dentin junction during the curing of light-activated dental restorations. *Dent Mater.* 2008;24(11):1468-1476.
42. Nilsen BW, Mouhat M, Haukland T, Ortengren UT, Mercer JB. Heat development in the pulp chamber during curing process of resin-based composite using multi-wave LED light curing unit. *Clin Cosmet Investig Dent.* 2020;12:271-280.
43. Vatansever F, Hamblin MR. Far infrared radiation (FIR): its biological effects and medical applications. *Photon Lasers Med.* 2012;4: 255-266.
44. Dederich DN. Laser/tissue interaction: what happens to laser light when it strikes tissue? *J Am Dent Assoc.* 1993;124(2):57-61.
45. Par M, Repusic I, Skenderovic H, Milat O, Spajic J, Tarle Z. The effects of extended curing time and radiant energy on microhardness and temperature rise of conventional and bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig.* 2019;23(10):3777-3788.
46. Grazioli G, Cuevas-Suarez CE, Mederos M, et al. Evaluation of irradiance and radiant exposure on the polymerization and mechanical properties of a resin composite. *Braz Oral Res.* 2022;36:e082.
47. Ilie N, Schmalz G, Fujioka-Kobayashi M, Lussi A, Price RB. Correlation of the mechanical and biological response in light-cured RBCs to receiving a range of radiant exposures: effect of violet light. *J Dent.* 2021;105:103568.
48. Runnacles P, Arrais CAG, Maucoski C, Coelho U, De Goes MF, Rueggeberg FA. Comparison of in vivo and in vitro models to evaluate pulp temperature rise during exposure to a Polywave(R) LED light curing unit. *J Appl Oral Sci.* 2019;27:e20180480.
49. Kodonas K, Gogos C, Tziafas D. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrapulpal temperature changes following application of heat on tooth surfaces. *Int Endod J.* 2009;42(3):247-252.
50. Kodonas K, Gogos C, Tziafa C. Effect of simulated pulpal microcirculation on intrachamber temperature changes following application of various curing units on tooth surface. *J Dent.* 2009;37(6):485-490.
51. Gross DJ, Davila-Sanchez A, Runnacles P, et al. In vivo temperature rise and acute inflammatory response in anesthetized human pulp tissue of premolars having class V preparations after exposure to Polywave(R) LED light curing units. *Dent Mater.* 2020;36(9):1201-1213.

SUPPORTING INFORMATION

Additional supporting information can be found online in the Supporting Information section at the end of this article.

How to cite this article: Maucoski C, Price RB, Sullivan B, Guarneri JAG, Gusso B, Arrais CAG. In-vitro pulpal temperature increases when photo-curing bulk-fill resin-based composites using laser or light-emitting diode light curing units. *J Esthet Restor Dent.* 2023;1 - 12. doi:10.1111/jerd.