

Mリポ新聞

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

モリムラ 発行：株式会社モリムラ
〒110-0005 東京都台東区上野3-17-10
TEL 03-3836-1871 FAX 03-3832-3810

2013年春号
年4回発行 **第42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、弊社にてファックス（0120-66-8020）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42号の紙面

- 1, 2面 新発想! MTA系 覆髄材 セラカルLC
- 3面 セラカルLCの直接覆髄症例報告
- 4面 ビスコ社セラカルLCの有用性—小児歯科医の視点から—
- 5, 6, 7, 8面 光重合型MTAを配合する覆髄材料セラカルLCの化学的・物理的特徴

巻頭特集



新発想! MTA系 覆髄材 セラカルLC



Inside Dentistry, April 2012, Volume 8, Issue 4
Published by AEGIS Communications

By Douglas J. Brown DDS, FAGD
翻訳：株式会社エイコー

歯髄の保護は歯科医師の重要な責務である。“封鎖そして治癒”は有効な象牙質保護処置結果の目標であり、症状を示さない歯牙処置として、部分的なう蝕病巣の除去は、保存修復学において認められた原則である^{1, 2)}。影響象牙質を確実に封鎖することは、象牙質/歯髄に見られる自然治癒を助ける。この立場から感染象牙質の大半を除去することについて、次のように示す。

- 1) う蝕病巣の完全な除去と比較して、医原性露髄を有意に減らす。
- 2) 過去の研究が示すように、原則的に影響象牙質を封鎖界面に残存させる。
- 3) 影響象牙質の再生能力及び、それを“基礎”にした修復象牙質を形成する。

中程度から深部で生じる脱灰、再石灰化過程は相互に動的であり、歯牙自らの治癒のため経るべき過程であると言える。この過程は歯牙基質中に本来的に備わった多様な機序によって促進されるが、一般的に用いられる多種の歯科用裏層材によって、長期に渡る封鎖の維持やアパタイト形成が阻害されることがある³⁾。脱灰された象牙質は“受傷”したのであり、歯牙自らは、その“傷”を癒そうとする。この歯牙の自然治癒力を促すために必要なこととして、次のことが知られている。

- 1) 自己封鎖能力があり、接着に依存することなく、細菌侵入を阻止できる裏層材。
- 2) アマルガムやコンポジット充填下に生じる圧縮力に耐える十分な物理的特性を有する。
- 3) 修復処置における必要十分なエッチング効果と接着力を有する。
- 4) 識別性を高めたX線造影性。
- 5) カルシウムイオンを容易にかつ長期にわたり放出し、本来存在する象牙質基質プロテインを動員し、“受傷”部位にアパタイトを再形成する。

接着材が露髄面と直接的に接することにより、歯髄に炎症反応が生じることが報告されている^{4, 5)}。レジン強化型ガラスアイオノマーセメントや水酸化カルシウムは、今日までこの目的に使用される最も一般的な製品であるが、個別に使用される場合でもこの製品は、修復能力を促進するために求められる歯髄を保護する機能に乏しい。

水酸化カルシウムは易水溶性で象牙質との接着性、圧縮強度、耐蝕性に乏しい。そこで、水酸化カルシウムと併用されるレジン強化型ガラスアイオノマーには、水酸化カルシウムを圧縮刺激から解放し、細菌侵入を阻止する封鎖性が求められる。レジン強化型ガラスアイオノマーには細胞毒性があり、深部象牙質への適用あるいは露髄面への直接適用の可否が明確にされていない⁶⁾。現在のガラスアイオノマーセメントに必須のポリアクリル酸やレジン強化型ガラスアイオノマーに配合される未反応HEMAは、体内においてアパタイト形成を阻害することや歯髄に対する毒性を有することが知られている^{6, 7)}。水酸化カルシウムとともに光重合型水酸化カルシウムも薄いデンティンブリッジを形成することが報告されている⁸⁾。この見解は、MTA (Mineral Trioxide Aggregate) を配合したプロレートMTA (デンツプライ) が数年前に発売されたことにより報告されたものである。アパタイト形成誘導ケイ酸カルシウムを配合しており、このケイ酸カルシウムは、象牙質形成誘導や歯髄保護作用に関し、従来の水酸化カルシウムやレジン強化型ガラスアイオノマーと比較して優れていることが長い間知られていた。1回当たりのコストが高く、硬化に時間を要すること、溶解性があることにより、これらが日々診療における直接覆髄処置を妨げる要因であった。

相乗効果を有する フロアブルな新たな製品領域

セラカルLC (TheraCal™ LC, Bisco, Inc.) は、X線造影性を備え、HEMAを配合しない光重合型フロアブルレジンで、アパタイト誘導ケイ酸カルシウムを配合した歯科界初の製品である。セラカルLCは、歯髄の保護とともに修復に資する本格的なフロアブルレジンであり、光重合型レジン強化型ケイ酸カルシウムと表すことができる新たな領域を開拓した製品である。ケイ酸カルシウムは、その適用部位にハイドロキシアパタイトを形成し、生物学的封鎖性があること示す研究がある⁹⁾。

セラカルLCに配合する親水性レジン、独自のものであり、象牙細管内液と浸透性をもちながらも溶解し難い特性をもつ。セラカルLCには、象牙質形成の“基礎”形成作用に類似した働きがあり、象牙細管内液はセラカルLC中に吸収されると同時に、カルシウムイオンと水酸化物イオンを放出し、歯牙の直接的反応のひとつとして、歯牙本来の封鎖性を潜在させるアパタイトが、セラカルLC直下に形成される。この生体親和性とアパタイト形成補助能が、歯髄保護の重要なかつ積極的な役割を果たすことになる⁷⁻¹²⁾。

セラカルLCはフロアブルタイプで、シリンジに装填されており、組織液で湿った影響象牙質に、あるいは露髄面に直接適用することができる。練和不要で専用インストルメントあるいは粉材を要しない。セラカルLCは、積層厚さ1mm (0.5mmを推奨) を20秒間の光重合で硬化させる光重合型レジンであり、重合後直ちにカルシウムイオンを放出し、歯牙本来の“治癒”を助ける (図2)。



セラカルLC 新発売キャンペーン

キャンペーン期間

2013年 5月21日(火) ~ 8月20日(火)

セラカルLC 1g 4本入

セラカルLC 1g 1本入

合計歯科医院様参考価格

¥18,750



歯科医院様参考価格 ¥15,000

歯科医院様参考価格 ¥3,750(相当)

キャンペーン
特別価格

にてご提供いたします。

新発想！ MTA系覆髄材 セラカルLC

1面からの続き

直接覆髄

図1、2は、症状の無い仮性露髄の症例に、直接覆髄を処置したものである。軽度の出血を認め、滅菌生理食塩水を滅菌綿球に含ませ、圧迫止血した(図1)。露髄部分をセラカルLCで直接覆髄し、20秒間光重合した。さらに、セラカルLCを積層し、封鎖性を強化し治癒のための防壁とした(図2)。

間接覆髄

セラカルLCは、間接覆髄材料としても使用できる。充填物を除去した際、二次う蝕を認めることがある。図3～図6はその症例である。充填物を除去、感染象牙質を除去、影響象牙質を残し、2%クロルヘキシジンで清掃した(図3)。そのX線像(図4)には、症状を認めないが、歯髄がう蝕部に近接して観察

できる。セラカルLCを1mm積層し、直ちに光重合する。引き続き、オールボンドSE(ビスコ社)を塗布し、ベース/コアとしてコアフロー(ビスコ社)を充填した(図5)。セラカルLCもコアフローとともにX線造影性があるので、X線像にて、処置状況を容易に識別できる(図6)。

根管孔と根分岐部高底象牙質の封鎖

セラカルLCは、根管処置を受けた歯牙にも適用できる。図7、8はその症例である。先ず根管再処置を行い、化学的に軟化させ、消毒した(図7)。セラカルLCを1mm積層し、目視できる根管孔と根分岐部軟化高底を封鎖した(図8)。

結論

セラカルLCは、これまでの研究成果と材料の改良が相俟って、アルカリ性の保持、カルシウ

ム放出性、細菌感染を防ぐ即時封鎖性、外圧に耐える物性をその特性とする歯髄の治癒と歯髄保護(デンティンブリッジ形成と象牙質再石灰化)に必要なとされる要件を備えた製品への一步であると言える。

参考文献:

1. Foley J, Evans D, Blackwell A. Partial caries removal and cariostatic materials in carious primary molar teeth: A randomised controlled clinical trial. Br Dent J. 2004;197(11):697-701.
2. Mertz-Fairhurst EJ, Curtis JW Jr, et al. Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. J Am Dent Assoc. 1998;129(1):55-66.
3. Hilton TJ. Keys to clinical success with pulp capping: a review of the literature. Oper Dent. 2009;34(5):615-625.
4. Demarco FF, Tarquinio SB, Jaeger MM, et al. Pulp response and cytotoxicity of 2 dentin bonding agents. Quintessence Int. 2001;32(3):211-220.
5. Cehreli ZC, Turgut M, Olmez S, et al. Short term human primary pulp response after direct pulp capping with fourth-generation dentin adhesives. J Clin Pediatr Dent. 2000;25(1):65-71.
6. Kamitakahara M, Kawashita M, Kokubo T, Nakamura T. Effect of polyacrylic acid on the apatite formation of a bioactive ceramic in a simulated body fluid: fundamental examination of the possibility of obtaining bioactive glass-ionomer cements for orthopaedic use. Biomaterials. 2001;22(23):3191-3196.
7. Hebling J, Costa C, Nogueira L, et al. Cytotoxicity of resin-based light-cured liners. Am J Dent. 2009;22(3):137-142.
8. Cannon M, Gerolias I, Vieira EM, et al. Effects of Different Pulp Capping Techniques on Hard Tissue Bridge Formation. European Academy of Pediatric Dentistry. June 2006, Amsterdam, Netherlands.
9. Mineral Trioxide Aggregate. Comprehensive Literature Review. Journal of Endodontics. March 2010.
10. Gandolfi MG, Suh B, Siboni F. Chemical-physical properties of TheraCal LC pulp capping material. Presented at: International Association of Dental Research (IADR). March 18, 2011; San Diego, CA. Abstract #2521.
11. Gandolfi MG, Siboni F, Taddei P, et al. Apatite-forming ability of TheraCal LC pulp capping material. Presented at: International Association of Dental Research (IADR). March, 2011; San Diego, CA. Abstract #2520.
12. Gandolfi MG, Siboni F, Taddei P, et al. Chemical-physical properties of TheraCal LC, a novel light-curable MTA-like material for pulp-capping. International Endodontic Journal. 2012.



図1. 軽度の出血を認め、滅菌生理食塩水を滅菌綿球に含ませ、圧迫止血。



図2. 露髄部分をセラカルLCで直接覆髄。
症例: Dr. Gary Alex, Huntington, New York



図3. 二次う蝕が認められた症例。影響象牙質を2%クロルヘキシジンで清掃。症状を認めないが、歯髄に近接することから、セラカルLCにて間接覆髄を予定。

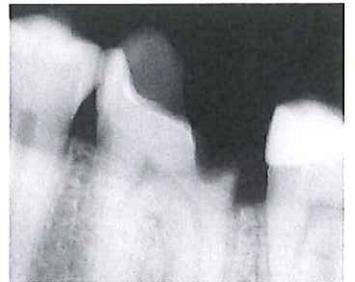


図4. 図3のX線像。



図5. セラカルLCにて間接覆髄。



図6. 図5のX線像。

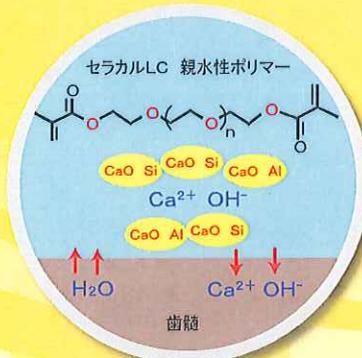


図7. 根管再処置の症例。化学的に軟化させ、消毒を終えた根分岐部軟化窩底。

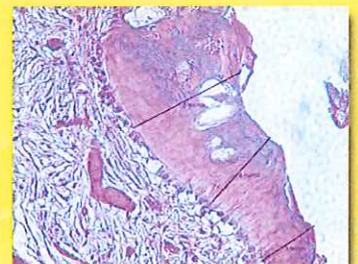


図8. セラカルLCを1mm積層し、目視できる根管孔と根分岐部軟化窩底を封鎖。

セラカルLCのカルシウムイオン放出のメカニズム



セラカルLCの浸透性のある親水性モノマーは、重合後、組織内液との相互移動を可能とし、ケイ酸カルシウムから、カルシウムイオンと水酸化物イオンを放出し、アルカリ環境をつくり、デンティンブリッジの形成を促進します。



セラカルLCを適用した28日後。デンティンブリッジの形成を確認することができます。

特別寄稿

セラカルLCの 直接覆髄症例報告

医療法人 おぎた小児歯科
萩田 修三 先生

セラカルLCを約1年間使用した症例数

- 合計：84例
- ・ 直接覆髄：17例
- ・ 間接覆髄：67例
- 成功例：83例
- 不快症状有り：0例
- 抜髄に至ったもの：1例

成功率
98.8%

本セラカルLCは、ラバーダム防湿下で窩洞形成、軟化象牙質の除去を行い、不幸にも露髄してしまった場合、もしくは歯髄に非常に近接し歯髄が透けて見えるような場合に貼薬することにより、歯髄の鎮静、歯髄に加わる理化学的的刺激を遮断すると同時に第2象牙質形成を促進するのに非常に有効に作用する薬剤として注目される。

本セラカルLCを、約1年間に、直接覆髄17例、間接覆髄67例の合計84例に使用し、成功例は83例、不快症状有りは0例、露髄した歯が抜髄に至ったものは1例と、成功率はかなり高く、予後は非常に良好で、齲蝕の進行はやく深部にまで広がった症例などには大変有効であると思われる。

【術式】

- 1). まずラバーダム防湿が必須条件である。
- 2). 露髄した部分もしくは歯髄に近接した部分を次亜塩素酸ナトリウムおよびオキシドールにて交互洗浄を行った後水洗する。
- 3). エアーはかけずに滅菌綿球にて無圧下で余分な水分を除去する。
- 4). 出来れば炭酸ガスレーザーにて創面の殺菌と歯髄固定を行った後、セラカルLCを貼薬し、光を当てて硬化させる。この時、付属のシリンジの先を使って直接創面に貼薬してもよいが、出来れば滅菌した充填器を使った方がより感染を防止できる。
- 5). セラカルLCが硬化した後、本剤は比較的硬く、はがれにくいという特徴があるので、隔壁などを装着した後直ちに接着処理を行い、CR充填を行うことが出来る。



図1 ラバーダム防湿下で窩洞形成、軟化象牙質の除去後、露髄した症例。
 図2 露髄部を次亜塩素酸ナトリウムにて洗浄。
 図3 露髄部をオキシドールにて交互洗浄。エアーはかけずに滅菌綿球にて無圧下で余分な水分を除去する。
 図4 炭酸ガスレーザーにて創面の殺菌と歯髄固定を行う。
 図5 炭酸ガスレーザー使用後。
 図6 セラカルLCを適用。
 図7 光重合20秒間。
 図8 セラカルLC硬化後。
 図9 隔壁などを装着。
 図10 接着処理、CR充填を行う。
 図11 CR充填後。
 図12 形態修正後。

デュアルキュア型レジンセメント デュオリンク

○ 化学重合および光重合ともに高い重合率と安定性を有したデュアルキュア型レジンセメントです。



デュオリンク デュアルシリンジ
トランスルーセント 8g

歯科医院様参考価格
¥7,500



歯科用コンポジットレジンセメント 管理医療機器
医療機器登録番号 224AG82X00005000
製造業者: BISCO, Inc. (ビスコ インク社)
製造国: アメリカ合衆国 (USA)

光重合型2液性セルフエッチングシステム オールボンドSE

○ 2液を混和後、ワンボルトタイプと同様の簡単操作を実現した光重合型2液性セルフエッチングシステムです。



パートI 6mL パートII 6mL

オールボンドSE
パートI&IIセット

歯科医院様参考価格
¥15,000

歯科用コンポジットレジンセメント 管理医療機器
医療機器登録番号 224AG82X00005000
製造業者: BISCO, Inc. (ビスコ インク社)
製造国: アメリカ合衆国 (USA)

特別寄稿

ビスコ社セラカルLCの有用性 —小児歯科医の視点から—

医療法人アリスバンビーニ小児歯科
福島伸二先生, 蓮池 愛先生, 丸山進一郎先生

小児のう蝕治療の主な対象は、乳歯と幼若永久歯である。その解剖学のおよび組織学的な特徴から、窩洞の最深部は歯髄に近いことが多く、修復時に歯髄を保護できるかどうかは治療の成否に影響しやすい。当院では、通常の窩洞であればコンポジットレジンで修復しているが、う蝕除去中の点状露髄や歯髄近くまで及ぶ歯の破折など、修復後に速やかなデンティンブリッジの形成を期待したい時は、水酸化カルシウム製剤を覆髄することもある。しかし、水酸化カルシウム製剤は歯質への接着性が少ないため、これまで少し不安を感じながら使用していた。

この度発売される「セラカルLC (ビスコ社)」は、レジン強化型ケイ酸カルシウム覆髄材であり、水酸化カルシウム製剤と同様にデンティンブリッジの形成を促進する効果があり、かつ、歯質への接着強さが優れていることが特徴である。

本製品を使用した症例を提示する。

【症例1】10歳男児

右上4番のう蝕を除去したところで点状露髄した(図1)。この年齢では当該歯の歯根は未完成である可能性が高く、歯髄保存の意義は大きい。幸い術前の痛みもなく、露髄面からの出血も少ないため、セラカルLCで直接覆髄を行い(図2)、通法に従いコンポジットレジンを充填した(図3)。術後2か月、当該歯に自発痛や咬合痛などの症状はなく、引き続き経過をみている。

【症例2】6歳女児

右下Cのう蝕除去後、窩洞最深部は歯髄が透けて見える状態で、不顕性露髄が疑われた(図4)。セラカルLCで覆髄を行い(図5)、コンポジットレジンで充填した(図6)。術後3か月、当該歯に症状はない。

本製品を実際に使用してみて良かった点は、その操作性である。水酸化カルシウム製剤では、化学重合型で練和が必要な製品もあるが、本製品は光重合型でシリンジに入っていて練和が不要であり、操作時間が短くてすむ。また、フローが適度で流れ過ぎないことも良い。すなわち、塗布したい所に塗布したい量だけ出して、すばやく硬化させることができる。このことは、手早い処置が求められる小児歯科においては、大変重要である。

以上、小児歯科医の視点から本製品について述べた。使用した症例の経過を追跡するとともに、今後も使っていきたいと思う。一般歯科の先生方でも、従来の覆髄材に何らかの疑問を感じておられるならば、ぜひお勧めしたい製品である。

症例1：10歳男児



図1：右上4番の髄角に点状露髄した(矢印先端)
図2：セラカルLCで直接覆髄
図3：コンポジットレジン充填

症例2：6歳女児



図4：右下Cの不顕性露髄が疑われる
図5：セラカルLCで覆髄
図6：コンポジットレジン充填(右下Dは乳歯冠を装着した)

さらに上級の歯面清掃・研磨に

歯面をコンディショニングする
新しいタイプの歯面研磨材です

クエン酸配合 歯面研磨材

PerioREFRESH

ペリオリフレッシュ



10mL

PerioREFRESH
Perio Cleansing Agent
10ml
Concept Two Solution
Made in USA

医療機器届出番号:13B1X10098000007 一般医療機器 歯面研磨材
製造業者:Concept Two Solution LLC(コンセプトツー ソリューション エルエルシー)
製造国:アメリカ合衆国(USA)

光重合型MTAを配合する覆髄材料セラカルLCの化学的・物理的特徴

6面からの続き

さらに、ISOに規定する試験方法(ISO 6876²⁷⁾)は、臨床使用の条件とは異なり、得られた結果として、臨床にて得られる結果とはかけ離れていると指摘せざるを得ない。例えば、プロルートMTAの高い溶解性は、臨床使用における優れた性能とは一致しない。

覆髄材としても水酸化カルシウム材や酸化カルシウム材は、血液や組織液の存在にて硬化しないことが臨床上の課題として指摘されていることは深刻な問題である。それ故、光重合型覆髄材には臨床使用における大きな可能性がある。セラカルLCは、光重合時間20秒で、重合深度が約2mmあることから、所要の物性を直ちに発揮できる。

生物学的活性化イオンの放出性は、生理活性性能を有し、アパタイト形成の起点となる材料として具備すべき必須条件である。ケイ酸カルシウムMTAセメントはリン酸配合液との接触で、その表層にアパタイトを形成するとの報告がある¹²⁾¹³⁾¹⁴⁾¹⁶⁾¹⁹⁾。アパタイト形成による効能は、例えば、細胞にとって適切な露出面であり¹⁵⁾¹⁶⁾、類象牙芽細胞による新生象牙質生成誘導作用、アパタイト結晶の沈着により周囲に象牙質を石灰化²⁰⁾¹⁹⁾²⁰⁾するなどが挙げられる。プロルートMTAやダイカルと同様に、セラカルLCにも、それに接してアパタイトが形成されることを示す有望な予備的知見が得られた。また、組織液(血液、滲出液、血漿、歯髄液)に含まれるリン酸イオンは、材

料から溶離されるカルシウムイオンや水酸化物イオンと反応し、アパタイト結晶沈着の起始となるものである。

結論

セラカルLC、新しい光重合型の覆髄材で、カルシウムイオンを放出し、放出開始後7日目以降は生理的なpHに近似した値を示した。光重合深度は1.7mmであり、全部が溶解するリスクを避けることができるものと思われた。セラカルLCのカルシウムイオン放出は、アパタイト形成や象牙芽細胞の分化を誘導し、新生象牙質形成に資することができるものと結論する。

参考文献

1. Bogen G, Kim JS, Bakland LK (2008) Direct pulp capping with mineral trioxide aggregate. An Observational Study. *Journal of American Dental Association* 139, 305-15.
2. Clapham DE (1995) Calcium signaling. *Cell* 80, 259-68.
3. Danesh G, Dammaschke T, Gerth HU, Zandbiglari T, Schafer E (2006) A comparative study of selected properties of ProRoot mineral trioxide aggregate and two Portland cements. *International Endodontic Journal* 39, 213-9.
4. Desai S, Chandler N (2009) Calcium hydroxide-based root canal sealers: a review. *Journal of Endodontics* 39, 415-22.
5. Devito LK, Ortega AL, Haiter-Neto F (2009) Effect of the storage in water on the radiopacity of calcium hydroxide cements. *Brazilian Journal of Oral Sciences* 5, 958-62.
6. Dougherty EW (1962) Dental cement material. US patent 3017108.
7. Estrela C, Holland R (2003) Calcium hydroxide study based on scientific evidences. *Journal of Applied Oral Sciences* 11, 269-92.
8. European Society of Endodontology (2009) Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International Endodontic Journal* 39, 921-30.
9. Furey A, Eljahlouh J, Lohner D (2010) Toxicity of Flow Line, Durafil VS, and Dyal to dental pulp cells: effects of growth factors. *Journal of Endodontics* 36, 1149-53.
10. Gandolfi MG, Paganini S, Perut F, Ciapetti G, Baldini N, Prati C (2008) Innovative silicate-based cements for endodontics: a study of osteoblast-like cell response. *Journal of Biomedical Materials Research* 86(A), 477-86.
11. Gandolfi MG, Ciapetti G, Perut F et al. (2009) Biomimetic calcium-silicate cements aged in simulated body solutions. Osteoblasts response and analyses of apatite coating. *Journal of Applied Biomaterials and Biomechanics* 7, 160-70.
12. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Prati C (2010a) Apatite-forming ability of ProRoot MTA. *International Endodontic Journal* 43, 917-29.
13. Gandolfi MG, Van Landuyt K, Taddei P, Modena E, Van Meerbeek B, Prati C (2010b) ESEM-EDX and Raman techniques to study ProRoot MTA and calcium-silicate cements in wet conditions and in real-time. *Journal of Endodontics* 36, 851-7.
14. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, Dorigo De Stefano E, Rossi PL, Prati C (2010c) Kinetics of apatite formation on a calcium-silicate cement for root-end filling during ageing in physiological-like phosphate solutions. *Clinical Oral Investigations* 14, 659-68.
15. Gandolfi MG, Ciapetti G, Taddei P et al. (2010d) Effect of ageing on bioactivity and in vitro biological properties of calcium-silicate cements for dentistry. *Dental Materials* 26, 974-92.
16. Gandolfi MG, Shah SN, Feng R, Prati C, Akintoye SO (2011a) Biomimetic calcium-silicate cements support differentiation of human orofacial bone marrow stromal cells. *Journal of Endodontics* 37, 1102-8.
17. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ginebra MP, Prati C (2011b) Fluoride-containing nanoporous calcium-silicate MTA cements for endodontics and oral surgery: early fluorapatite formation in a phosphate-containing solution. *International Endodontic Journal* 44, 938-49.
18. Gandolfi MG, Taddei P, Tinti A, De Stefano Dorigo E, Prati C (2011c) Alpha-TCP improves the apatite-formation ability of calcium-silicate hydraulic cement soaked in phosphate solutions. *Materials Science Engineering C* 31, 1412-22.
19. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Ciapetti G, Prati C (2011d) Development of the foremost light-curable calcium-silicate MTA cements root-end in oral surgery. Chemical-physical properties, bioactivity and biological behaviour. *Dental Materials* 27, e134-57.
20. Gandolfi MG, Taddei P, Siboni F, Modena E, Prati C (2011e) Biomimetic remineralization of human dentine using promising innovative calcium-silicates hybrid "smart" materials. *Dental Materials* 27, 1055-69.
21. Gollberg M, Smith AJ (2007) Cells and extracellular matrices of dentin and pulp: biological basis for repair and tissue engineering. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 15, 13-27.
22. Hebling J, Lessa FCR, Nogueira I, Corvalho RM, de Souza Costa CA (2009) Cytotoxicity of resin-based light-cure liner cements. *Journal of Dental Research* 87B, 470.
23. Horsted-Bindslev P, Lovshall H (2002) Treatment outcome of vital pulp treatment. *Endodontic Topics* 2, 24-34.
24. Hosoya N, Takahashi G, Arai T, Nakamura J (2001) Calcium concentration and pH of the periapical environment after applying calcium hydroxide into root canals in vitro. *Journal of Endodontics* 27, 343-6.
25. Islam I, Chng HK, Yap AUJ (2009) Comparison of the physical and mechanical properties of MTA and Portland cement. *Journal of Endodontics* 32, 193-7.
26. ISO 4019 (2000) Dentistry-polymer-based filling, restorative and luting materials. Geneva: International Organization for Standardization ISO 4019.
27. ISO 6876 (2002) Dental root canal sealing materials. Geneva: International Organization for Standardization ISO 6876.
28. Jung GY, Park YJ, Han JS (2010) Effects of HA released calcium ion on osteoblast differentiation. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine* 21, 1649-54.
29. Lazic S (1995) Microcrystalline hydroxyapatite formation from alkaline solutions. *Journal Crystal Growth* 147, 147-54.
30. Lopez-Cazaux S, Blateau G, Magne D, Lieubeau B, Guichoux J, Alliot-Licht B (2006) Culture medium modulates the behaviour of human dental pulp derived cells: technical note. *European Cells & Materials Journal* 11, 35-42.
31. Mieno S, Niki Y, Matsumoto H et al. (2005) The effect of calcium ion concentration on osteoblast viability, proliferation and differentiation in monolayer and 3D culture. *Biomaterials* 26, 4817-55.
32. Meyer JL, Eanes ED (1978) A thermodynamic analysis of the amorphous to crystalline calcium phosphate transformation. *Calcified Tissue Research* 25, 59-68.
33. Min KS, Lee SJ, Lee Y, Kim EC (2009) Effect of radiopaque Portland cement on mineralization in human dental pulp cells. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology* 108, e82-6.
34. Modena E, Casas-Apayco LC, Atta MT et al. (2009) Cytotoxicity and biocompatibility of direct and indirect pulp capping materials. *Journal of Applied Oral Science* 17, 544-54.
35. Moghaddame-Jafari S, Mantellini MG, Botero TM, McDonald NJ, Noor JE (2005) Effect of ProRoot MTA on pulp cell apoptosis and proliferation in vitro. *Journal of Endodontics* 31, 387-91.
36. Mohammadi Z, Dummer PMH (2011) Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International Endodontic Journal* 40, 697-730.
37. Nekooar MH, Adessi G, Sheykhrzay MS, Hynes SJ, Bryant ST, Dummer PMH (2007) The effect of condensation pressure on selected physical properties of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal* 40, 453-61.
38. Okuy T, Yoshida K (2009) Comparative dentinogenesis induced by mineral trioxide aggregate: a review from the biological and physicochemical points of view. *International Journal of Dentistry* 2009, 1-12.
39. Pariorokh M, Torabinejad M (2010a) Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of Endodontics* 36, 16-27.
40. Pariorokh M, Torabinejad M (2010b) Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review-Part II: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of Endodontics* 36, 400-13.
41. Pekkan G, Saridag S, Beriat NC (2011) Evaluation of the radiopacity of some luting, lining and filling dental cements. *Clinical Dentistry and Research* 35, 2-9.
42. Prati C, Parrilli AP, Fini M, Dummer PMH, Gandolfi MG (2011) Interface porosity of human root canals sealed with a new flowable MTA-based sealer: a high-resolution microcomputed tomography study. *International Endodontic Journal* 44, 28.
43. Rashid F, Shiba H, Mizuno N et al. (2003) The effect of extracellular histological ion on gene expression of bone-related proteins in human pulp cells. *Journal of Endodontics* 29, 104-7.
44. Sawicki L, Pamejor CH, Emerich K, Adamowicz-Klepalska B (2009) Histological evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide in direct pulp capping of human immature permanent teeth. *American Journal of Dentistry* 1, 262-6.
45. Schroeder U (1985) Effects of calcium hydroxide-containing pulp-capping agents on pulp cell migration, proliferation, and differentiation. *Journal of Dental Research* 64, 541-8.
46. Shou Q, Sun J, Wu J, Liu C, Chen F (2010) An in vitro investigation of the mechanical-chemical and biological properties of calcium phosphate/calcium silicate/bismutite cement for dental pulp capping. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials* 91, 141-8.
47. Shubich I, Miklos FL, Rapp R, Draus FJ (1978) Release of calcium ions from pulp-capping materials. *Journal of Endodontics* 4, 242-4.
48. Suh B, Cannon M, Yin R, Martin D (2008) Polymerizable dental pulp healing, capping, and lining material and method for use. International Patent A61K33/42; A61K33/42 Application number WO2008/0220; Publication number WO2008/103712 (A2); Publication date 2008-08-28.
49. Taddei P, Tinti A, Gandolfi MG, Rossi PL, Prati C (2009) Ageing of calcium silicate cements for endodontic use in simulated body fluids: a micro-Raman study. *Journal of Raman Spectroscopy* 40, 1858-66.
50. Takita T, Hayashi M, Takeichi O et al. (2006) Effect of mineral trioxide aggregate on proliferation of cultured human dental pulp cells. *International Endodontic Journal* 39, 415-22.
51. Tamburic SD, Valota GM, Ochenjevic JM (1993) In vitro release of calcium and hydroxyl ions from two types of calcium hydroxide preparation. *International Endodontic Journal* 26, 125-30.
52. Toy FR, Pashley DH (2008) Guided tissue remineralization of partially demineralised human dentine. *Biomaterials* 29, 1127-37.
53. Torabinejad M, Pariorokh M (2010) Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review 2013 part ii: leakage and biocompatibility investigations. *Journal of Endodontics* 36, 190-202.
54. Torabinejad M, White DJ (1995) US Patent Number 5,769,638.
55. Torneck CD, Moe H, Howley TP (1983) The effect of calcium hydroxide on porcine pulp fibroblasts in vitro. *Journal of Endodontics* 9, 131-6.
56. Tronstad L, Anderson JO, Hasselgren G, Kristerson L, Riis I (1981) pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *Journal of Endodontics* 7, 17-21.
57. Tuna D, Olmez A (2008) Clinical long-term evaluation of MTA as a direct pulp capping material in primary teeth. *International Endodontic Journal* 41, 273-8.
58. Wilson AD (1976) Specification test for the solubility and disintegration of dental cements: a critical evaluation of its meaning. *Journal of Dental Research* 55, 721-9.

硬化時間わずか2分のシリコン系模型材 クイックダイ

チェアサイドで歯牙形態やシェード等を確認しながら間接修復物を作製できます。

- リポンドスプリント作製用模型
- CAD/CAM用模型
- マウスガード作製用模型
- 矯正用アライナー作製用模型 等



クイックダイ模型の取り出し

硬化時間 2分

アルジネート印象材に本品を注入

手戻時間 30秒

シリコン印象材の場合、本品の注入前に分録材を使用してください。

ミキシングチップを用いて直接印象材に注入しますので、操作が簡単で、気泡の混入を防止します。



クイックダイ

内容:クイックダイ カートリッジ 48mL入 2個
(ベース24mL、キャタリスト 24mL)
ミキシングチップ 4個

¥7,900

歯科医院機参考価格

歯科用樹脂系模型材 一般医療機器
医療機器届出番号 1381X1009040014
製造業者: BISCO, Inc. (ビスコ インク社)
製造国: アメリカ合衆国 (USA)

光重合型MTAを配合する覆髄材料セラカルの化学的・物理的特徴

7面からの続き

セラカルLCが少なくとも28日間にわたり、カルシウムイオンと水酸化物イオンを放出し、全試験期間中、プロルートMTAとダイカルの上回るとは予想外のことであった。

ダイカルのカルシウムイオン放出は試験全期間中見られ、他の研究報告を裏付けた⁴⁾⁵⁾が、プロルートMTAはダイカルを凌ぐ有意な放出で、これもこれまでの報告²⁰⁾を確認できた。

MTAセメントがもたらすヒト歯髄細胞の増殖に関する有効性については、カルシウムイオンの安定的、継続的供給により、強化されることが示唆された。即ち、ダイカルや対照群と比較して、MTAからの溶離分、例えばカルシウムイオンなど(約0.3 mmol/L)と歯髄細胞増殖が、用量反応関係にあることが示唆された²⁰⁾。

興味有ることは、本研究から、セラカルLCのカルシウムイオン放出量が骨形成細胞³⁰⁾や歯髄細胞⁵⁰⁾、象牙芽細胞^{30) 40)}を活性化する濃度範囲にあることが明らかになったことである。

本研究の所見から、セラカルLCの配合レジンは、湿润した創傷部位(歯髄、象牙質のいずれか、あるいは両部)との相互移動を可能とし、カルシウムイオンと水酸化物イオンの放出を促進、あるいは維持させることが示唆された。吸水性試験の結果は、セラカルLC成分の親水性モノマーは吸水性を有し、ポルトランドセメント粒子との水和反応を開始させ、結果として、ポルトランドセメント化あるいは水酸化カルシウムを形成させることが示唆された。類似した化学的物理的現象は、MTA基材とし両親水性(親水性と疎水性を有する)レジンを配合する材料にも見られることが、報告されている¹⁹⁾。

セラカルLCとプロルートMTAのカルシウムイオン放出と周囲組織内液をアルカリ化させる能力は、水酸化カルシウム形成と相関性がある。それは、水酸化カルシウムはカルシウムイオンと水酸化物イオンに分離し、カルシウムイオンと水酸化物イオンを放出して、pHを上げる。覆髄材におけるアルカリ化能は、他のアルカリ関連生物学的特徴を示す重要な特性を意味する。水和反応時に水酸化物イオンを放出することは、細菌の生存と増殖にとって、劣悪な環境となる。このような抗菌的特性は、象牙質修復界面においては先ず、必須の具備条

表1 カルシウムイオン放出量試験。全試験期間中、セラカルLCからのカルシウムイオン放出量は、プロルートMTAとダイカルのカルシウムイオン放出量より有意に多い。

| 試料 | 3時間 | 1日 | 3日 | 7日 | 14日 | 28日 |
|----------|----------------------------|-----------------------------|----------------------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| セラカルLC | 74.74 ± 9.20 ^{Aa} | 37.41 ± 4.54 ^{Ba} | 25.18 ± 6.54 ^{Ca} | 24.56 ± 1.96 ^{Ca} | 24.13 ± 1.12 ^{Ca} | 19.63 ± 3.06 ^{Ca} |
| ダイカル | 34.25 ± 9.74 ^{Ab} | 14.76 ± 5.33 ^{Bb} | 12.50 ± 1.40 ^{Bb} | 12.83 ± 4.27 ^{Bb} | 17.08 ± 0.81 ^{Bab} | 12.93 ± 3.93 ^{Bb} |
| プロルートMTA | 32.21 ± 4.52 ^{Ab} | 29.82 ± 3.51 ^{Aab} | 35.44 ± 2.33 ^{Bc} | 24.51 ± 3.85 ^{Ab} | 14.32 ± 2.73 ^{Cb} | 16.11 ± 2.94 ^{Cab} |
| 精製水 | 1.66 ± 0.57 ^{Ac} | 1.33 ± 0.57 ^{Ac} | 1.33 ± 0.10 ^{Ad} | 0.33 ± 0.57 ^{Bc} | 0.24 ± 0.34 ^{Bc} | 0.54 ± 0.21 ^{Ac} |

表2 水酸化物イオン放出量試験。プロルートMTAのpHは、試験開始後7日までは、セラカルLCとダイカルのpHより有意に高い。

| 試料 | 3時間 | 1日 | 3日 | 7日 | 14日 | 28日 |
|----------|----------------------------|----------------------------|-----------------------------|----------------------------|---------------------------|----------------------------|
| セラカルLC | 10.96 ± 0.03 ^{Aa} | 10.19 ± 0.24 ^{Ba} | 9.28 ± 0.41 ^{Ca} | 8.32 ± 0.06 ^{Ba} | 8.63 ± 0.15 ^{Ba} | 8.04 ± 0.18 ^{Ba} |
| ダイカル | 10.83 ± 0.44 ^{Aa} | 10.99 ± 0.51 ^{Ab} | 10.14 ± 0.28 ^{ABb} | 9.60 ± 0.38 ^{Bb} | 9.94 ± 0.16 ^{Bb} | 10.25 ± 0.49 ^{Ab} |
| プロルートMTA | 11.52 ± 0.75 ^{Ab} | 10.91 ± 0.13 ^{Ab} | 11.52 ± 0.41 ^{Ac} | 11.25 ± 0.82 ^{Ac} | 7.84 ± 0.13 ^{Bc} | 8.25 ± 0.24 ^{Ba} |
| 精製水 | 6.88 ± 0.04 ^{Ac} | 7.00 ± 0.02 ^{Ac} | 7.07 ± 0.09 ^{Ad} | 7.10 ± 0.10 ^{Ad} | 6.96 ± 0.06 ^{Ac} | 7.22 ± 0.12 ^{Ac} |

表3 溶解性、吸水性、光重合深度、X線不透過性。セラカルLCの溶解度は、統計的有意差をもって、ダイカルより小さく、またプロルートMTAよりも小さい。セラカルLCの吸水率は、統計的有意差をもって、ダイカルより大きく、プロルートMTAより小さい。プロルートMTAとダイカルは光重合型材料に該当しない。セラカルLCとダイカルのX線不透過性は、プロルートMTAのX線不透過性より小さい。

| | 溶解度 (n = 10) | 吸水率 (n = 10) | 光重合深度 (mm, n = 3) | X線不透過性 (mm of Al, n = 6) |
|----------|---------------------------|---------------------------|----------------------|-----------------------------|
| セラカルLC | 1.58 ± 0.35 ^a | 10.42 ± 0.34 ^a | 1.69 ± 0.04 | 1.07 ± 0.06 ^a |
| ダイカル | 4.58 ± 1.11 ^b | 4.87 ± 0.61 ^b | - | 2.30 ± 0.10 ^b |
| プロルートMTA | 18.34 ± 0.51 ^c | 13.96 ± 3.92 ^c | - | 4.34 ± 0.64 ^c |

件であり、そこで残存した細菌が増殖し、再感染と二次う蝕のリスクを高めることになる。特に抗菌作用のないコンポジットを適用する場合には考慮すべき点である。さらに、アルカリ性であることは修復象牙質形成時に炎症反応を惹起²⁰⁾³⁰⁾し、ハイドロキシアパタイト形成にも寄与することが知られている²⁰⁾³²⁾。

セラカルLCの水酸化物イオンの放出が放出開始7~14日後以降、生理的なpH近くに低下しており、これは、歯髄細胞の維持や代謝活動、新たな、あるいは三次の修復象牙質形成に寄与すると考えられる。

この研究から、今回用いた覆髄材からカルシウムイオンと水酸化物イオンがかなりの時間 にわたり放出すること、そしてこれらのイオンの作用として生活組織から硬組織を形成すること、抗菌性を有することが明らかになった。化学的な溶離は液体の存在で生じ、その環境でカルシウムイオンと水酸化物イオンは水酸化カルシウムから電離し、周囲組織に浸透するようである²⁰⁾²⁰⁾。臨床場面では、組織内液の存在環境としては、歯髄処置面が湿润した環境

であり、電離(定数)を維持しうるものである、と考えられよう。

従来の水酸化カルシウム材や酸化カルシウム材の欠点は高い溶解性にあり、処置後1~2年内に消失することが指摘される。このことが覆髄直下の修復象牙質にトンネル欠損(開通性)をもたらす、細菌侵入³³⁾に対する封鎖性の欠落として指摘されるのである。本研究から、セラカルLCは、溶解度が小さいことが示されたが、プロルートMTAは溶解度が大きく硬化に長時間を要することと関連するものであり、結果として、未硬化分が分解し真の溶解度を示すことが示された。

溶解性を有する材料の溶解性に関する試験方法として利用できるISOの溶解性の定義には批判がある。固体に関する物理化学的溶解性として適用する条件は、純粋の化学物質がその液状にて熱力学的平衡状態にあることと、されるが、歯科材料に関しそのような平衡状態にはならない³⁵⁾、とするものである。

5面に続く

セラカルLC ご使用方法(直接覆髄例) Dentistry courtesy of Dr. Mark Cannon



ラバーダム防湿のもと、窩洞形成します。必要に応じて洗浄を行います。生理食塩水を湿した綿球にて露髄部を軽く圧迫止血します。綿球等にて余剰水分を除去し、濡れていることが分かる湿润状態を維持します。※エアブローは行わないでください。



露髄部及び露髄部周囲象牙質を1mm以上覆うように、セラカルLCを厚み1mm以下にて積層します。



積層ごとに、光重合20秒間します。



接着処理、コンポジットレジン修復します。



修復後。

光重合型MTAを配合する覆髄材料セラカルの化学的・物理的特徴

8面からの続き

カルシウムイオン、水酸化物イオンの放出

それぞれのセメントをPVC製型（直径8mm、高さ1.6mm）に過剰に充填し、試料とする。これらを、37℃、10mLの精製水を入れた直径4cm、高さ3cmの円筒状の容器の底部に置く。露出面の面積は、50.24±0.01mm²（上面）である。溶媒は3時間後、24時間後、3日、7日、14日、28日後に交換し、収集され、分析した。カルシウムイオンと水酸化物イオンはカルシウムイオン用電極、温度補償付きpH電極をマルチメーターに接続し、計測を行なった。カルシウムの定量は、4mol/Lの塩化カリウム溶液0.200 mL (2%)を10 mLの精製水に加えて行なった。結果は小数点2位までを記録した。

溶解性、吸水性、水中保管後の重量変化（Δ%）

それぞれのセメントをPVC製型（直径8mm、高さ1.6mm）に過剰に充填し試料とする。プロルートMTAとダイカルは、指示書の硬化時間の70%、即ち、ダイカルは2分後、プロルートMTAは117分後に型から取り出した。セラカルLCは、試料の上面と下面にポリエステラップを置き、光照射強度1700mW/cm² LEDで20秒間光重合した。重合後はこのラップを除去する。円筒形の試料を37℃、20mLの精製水を入れた直径4cm、高さ3cmのポリスチレンシールドの円筒状の容器の底部に置く。この際、試料の底面の一方を上げるように傾けて置き、下面も上面同様、溶媒に十分接触するようにした。露出面の面積は、140.67±0.01mm²である（上面と下面の面積は、2(nr²)=100.48 mm²で、側壁面積は、2πrh =40.19 mm²）。溶解性と吸水性は重量測定法を採用し、化学質量計を用い、重量を3回秤量後、その重量変化率を算出した。溶解性の算出はISO 6876²⁰⁾に準じた。

円筒形試料につき、浸漬前（初期重量）と24時間後に試料から余剰の水分を吸い取り、37℃48時間の乾燥を経て秤量値が安定するのを確認し、これを乾燥重量とした。秤量後、試料を廃棄した。算出式は次のとおり。

$$\text{溶解度 } \Delta W\% = \left[\frac{\text{計測時における重量} - \text{初期重量}}{\text{初期重量}} \right] \times 100$$

規格値は3%以下である²⁰⁾。

吸水性に関しては、24時間、精製水中浸漬（浸漬重量）。その後37℃48時間の乾燥を経て、秤量値が安定するのを確認し乾燥重量とした。

$$\text{吸水率 } \% = \left[\frac{\text{計測時における浸漬重量} - 48時間後乾燥重量}{48時間後乾燥重量} \right] \times 100$$

光重合深度

重合深度の評価はISO 4049²⁰⁾に準じた。セラカルLCを型（直径4 mm、高さ9mm）に充填し、上面を20秒間光重合し、型より取り出した。底面の未重合層をスパチュラにて除去し、デジタルマイクロメーターにて重合深度を計測した。計測は同一試料にて、計測点を変え、3点で計測。平均値を求め重合深度とした。規格値はISO 4049²⁰⁾に準じ1.5mmより大であること。

X線不透過性

適用規格はISO 6876²⁰⁾である。完全に硬化した試料（直径10±0.1 mm、高さ1.0±0.1 mm）をレントゲンにてアルミニウムステップウェッジ（長さ60 mm、幅10 mm）を参照にして、3cmの距離、0.13秒の露出時間、線源は70 KVp and 8 mAにて撮影した。歯科用フィルムを使用し、自動現像しスキャンに供した。次いで濃淡密度（色調密度）をアルミニウムステップウェッジと等価厚み（mm Al）に換算した。適合基準は3mm Al以上（ISO 6976²⁰⁾）である。

統計処理

結果を平均±SDを算出した。カルシウムイオンと水酸化物イオン放出結果は繰り返しのある二元分散分析テューキー法を適用した。溶解度と吸水率には、一元分散分析テューキー法を適用した。表中、同一行中、同一大文字表記には有意差（P<0.05）を認め、小文字表記は同一列中で有意差を認めたものである。

結果

セラカルLCのカルシウムイオン放出量は、試験期間中全てを通じて、プロルートMTAとダイカルより有意に多い（表1）。カルシウムイオン放出量は、いずれの試料も、時間経過とともに減少する。プロルートMTAは、試験開始後3日間、放出量が不安定であった。

セラカルLCのpHは、試験開始後3時間～3日間ではpHが約10～11で、7～28日ではpH8～8.5で、アルカリ性を示した。プロルートMTAは試験開始後7日間はセラカルLCやダイカルよりも有意に高いpHを示した。ダイカルは試験期間中、約pH10と安定した値を示した（表2）が、プロルートMTAは試験開始後7日以降安定せず、有意に低下した。セラカルLCの溶解度は、ダイカルとプロルートMTAに比べ有意に小さい（表3）。

セラカルLCの吸水率はダイカルより有意に高いがプロルートMTAに比べ有意に低い（表3）。

セラカルLCの光重合深度は20秒間光照射にて1.7mmであった（表3）。ダイカルとプロルートMTAの光重合深度は、光重合型ではないことから計測の対象とはしない（ISO 4049²⁰⁾）。

ダイカルとセラカルLCのX線不透過性は低い（表3）。プロルートMTAは均質な値を得ることができず、試料中のSDが最も大きい、ISO 6876²⁰⁾に適合したのはプロルートMTAのみであった。

考察

直接覆髄法は、生活歯髄の露髄に際し、歯科材料をもって封鎖し、修復象牙質形成を誘導する手法⁴⁾²¹⁾²²⁾³⁰⁾であり、生活歯髄保護の最も重要な手法のひとつである。裏層材としては、歯髄複合体を保護するため防壁であり、歯髄と修復物の間にデンティンブリッジあるいは類デンティンブリッジの生成を誘導する性質を具備するものでなければならない。

カルシウムイオンは、石灰化組織形成に関わる種々の生体現象において重要な役割を担う。

今回、試験に用いた全試料は、カルシウムイオンを放出することが確認された。

6面に続く

セラカルLC ご使用方法（間接覆髄例） Dentistry courtesy of Dr. Ross Nash



ラバーダム防湿のもと、窩洞形成し、全ての感染象牙質を除去します。必要に応じて洗浄を行います。綿球にて窩洞内の余剰水分を除去し、濡れていることが分かる湿潤状態を維持します。※エアブローは行わないでください。



セラカルLCを厚み1mm以下にて積層し、表面を滑らかにします。



積層ごとに、光重合20秒間します。



オールボンドSE等を用いて、接着処理します。



支台歯築造します。

巻末特集

光重合型MTAを配合する覆髄材 セラカルLCの化学的・物理的特徴

Chemical-physical properties of TheraCal, a novel light-curable MTA-like material for pulp capping

M. G. Gandolfi, F. Siboni & C. Prati

Laboratory of Biomaterials and Oral Pathology, Department of Odontostomatological Sciences, University of Bologna, Bologna, Italy
Received 14 July 2011; accepted 29 December 2011. International Endodontic Journal

※本報告は、IADR2011 (サンディエゴ) ポスターセッション2521にて発表されました。

翻訳: 株式会社エイコー

要約

目的

光重合型覆髄材セラカルLCは、レジン、ケイ酸カルシウム等(ポルトランドセメント)を配合する新製品であり、その化学的・物理的特徴を、他の覆髄材であるプロルートMTAおよびダイカルと比較し評価する。

方法

セラカルLC、プロルートMTA、ダイカルについて、試験項目として、カルシウムイオンと水酸化物イオンの放出性(28日間)、24時間後溶解性、吸水性、重合深度、X線不透過性を比較検討し、統計処理として、二元分散分析法(繰り返しあり)テューキー法、一元分散分析法テューキー法を適用した。

結果

セラカルLCのカルシウムイオン放出量は、プロルートMTAとダイカルに比べ、試験期間を通じて有意に多い。セラカルLCの周囲のpHは、初期(3時間~3日)のpHが10~11で、7~14日後にはpH8~8.5となるアルカリ性を示した。セラカルLCの重合深度は1.7mmであった。セラカルLCの溶解度-1.58%は、ダイカル-4.58%とプロルートMTA-18.34%に比べ有意に小さい。セラカルLCの吸水率は+10.42%で、ダイカルの+4.87%より有意に高いが、プロルートMTAの+13.96%よりは有意に低い。

結論

セラカルLCは高いカルシウム放出性を有し、溶解性が小さく、光重合深度は1.7mmで、これは、早期に崩壊するリスクを回避できる厚みである。このような特性は、覆髄材として極めて大きな長所である。

はじめに

直接覆髄材は、露髄面を覆い、歯髄複合体を保護し、生活歯髄を維持する材料である¹⁾。水酸化カルシウムや酸化カルシウムを基材とする材料が直接・間接覆髄材として利用されており、溶解し水酸化物イオンとカルシウムイオンを放出する^{2) 3) 4)}。これらの材料は、溶解性が大きく、かつpHを上げ、歯髄と材料界面にて壊死層を形成する欠点がある。

ダイカル⁵⁾は、化学硬化型で硬化時間は2.5~3.5分⁶⁾、X線不透過性で水酸化カルシウムを基材とした直接・間接覆髄材で、修復物、セメント、他の裏層材下の裏装材として適用される。ダイカルの有するアルカリ性pH(pH 9~11)は、直接歯髄と接することで、二次象牙質の形成を促進する。一方、その毒性に関しての報告がある^{7) 8)}。

X線不透過性を有するポルトランドセメントは、一般的にMTA(mineral trioxide aggregate)セメントと言われ、グレーセメントとして根管修復用ケイ酸カルシウム材として発表された⁹⁾。MTAセメントは、石灰化組織誘導性を有しており、口腔顔面領域の間葉系幹細胞の分化を促し¹⁰⁾、歯髄細胞における石灰化を促すとされており、このことから、さらに覆髄材としての可能性を持っていると言われているのである¹¹⁾。

ホワイトプロルートMTA(デンツプライ)には、生理活性があり^{12) 13) 14) 17) 18) 19)}、生体親和性があり²⁰⁾、化学硬化型、親水性ケイ酸カルシウムセメント^{10) 39)}であり、効果的な直接覆髄材として使用される現状にある。MTAは水酸化カルシウム材に比べて効果的で優れた製品であり、適用直後の歯髄組織との相互作用が促進され²⁰⁾、腐食性が弱く、炎症作用が極めて弱い

²¹⁾との報告がある。またMTAは、ヒト歯髄細胞の分化を促進¹⁰⁾し、石灰化組織誘導性があり、速やかにデンティンブリッジを形成し、新たな硬組織形成する^{11) 35) 38)}。

セラカルLC(Bisco, Inc.)は、直接・間接覆髄材として設計された光重合型レジン強化型ケイ酸カルシウム覆髄・裏層材である。成分は、ポルトランドセメント、X線不透過性材、親水性増粘材、レジン材など⁴⁸⁾である。セラカルLCは封鎖性に優れ⁴⁹⁾、象牙芽細胞を死滅させることなく耐容性を有する特徴がある²²⁾。

カルシウムイオンと水酸化物イオンの放出性、重合深度、溶解性、吸水性、X線不透過性について、覆髄材であるプロルートMTA、ダイカルと比較することとする。

試験試料と試験方法

試料

セラカルLC(Bisco, Inc.)は酸化カルシウム、ケイ酸カルシウム(ポルトランドセメント)、レジン材等を配合する単一のペーストである⁴⁸⁾。

ホワイトプロルートMTA(デンツプライ)の成分は、ホワイトポルトランドセメントと酸化ビスマス³⁹⁾である。プロルートMTAは、製造者の指示に準じ、粉液比3:1で練和する。

ダイカル(デンツプライ)は、ベースペーストとキャタリストペーストから構成され⁴⁰⁾、使用に際しては、ベースペーストとキャタリストペーストを等量練和して使用する。

7面に続く

BISCO

TheraCal LC
For Pulp Capping

光重合型レジン強化型ケイ酸カルシウム覆髄材 セラカルLC

- 生体親和性 & カルシウムイオンを放出
- 高い封鎖性 & 歯質接着性
- 簡単操作

MTA系

医療機器登録番号: 225AGBZX00000000 管理医療機器 歯科用覆髄材料 製造業者: BISCO, Inc. (ビスコ インク社) 製造国: アメリカ合衆国(USA)

本紙に掲載されている価格は2013年5月のもので(税抜)です。形態・仕様は予告なく変更することがあります。