

(11) 特許出願公開番号

特開2016-105751

(P2016-105751A)

(43) 公開日 平成28年6月16日(2016.6.16)

(51) Int. Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 C 13/15 (2006.01)	A 6 1 C 13/15	4 F 1 0 0
H 0 1 L 33/64 (2010.01)	H 0 1 L 33/00 4 5 0	5 E 3 2 2
H 0 1 L 33/58 (2010.01)	H 0 1 L 33/00 4 3 0	5 F 1 4 2
H 0 1 L 33/60 (2010.01)	H 0 1 L 33/00 4 3 2	
H 0 1 L 33/00 (2010.01)	H 0 1 L 33/00 L	
審査請求 有 請求項の数 37 O L (全 35 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2015-227914 (P2015-227914)
(22) 出願日	平成27年11月20日 (2015.11.20)
(62) 分割の表示	特願2011-544597 (P2011-544597) の分割
原出願日	平成21年12月29日 (2009.12.29)
(31) 優先権主張番号	61/174, 873
(32) 優先日	平成21年5月1日 (2009.5.1)
(33) 優先権主張国	米国 (US)
(31) 優先権主張番号	61/174, 843
(32) 優先日	平成21年5月1日 (2009.5.1)
(33) 優先権主張国	米国 (US)
(31) 優先権主張番号	61/141, 482
(32) 優先日	平成20年12月30日 (2008.12.30)
(33) 優先権主張国	米国 (US)

(71) 出願人 399128493
ウルトラデント プロダクツ インコーポ
レイテッド
アメリカ合衆国 84095 ユタ州 サ
ウス ジョーダン サウス 10200
ウエスト 505

(74) 代理人 110001243
特許業務法人 谷・阿部特許事務所

(72) 発明者 ディー ジェショップ
アメリカ合衆国 84084 ユタ州 ウ
エスト ジョーダン サウス レッドウッ
ド ロード 6885 アpartment
210

[最終頁に続く](#)

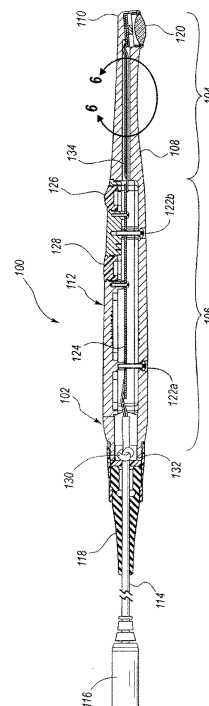
(54) 【発明の名称】 ヒートシンクとして機能する一体設計の歯科用硬化ライト

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】熱を硬化ライトの発光ダイオード部から遠ざけるように効率的に伝導する装置本体を有する歯科用硬化ライトを提供する。

【解決手段】装置本体１０２は、把持用近位端１０６とヘッド側遠位端１１０を有する。装置本体は、熱伝導性本体材料で形成される。ＬＥＤダイから遠ざける方向への優れた熱伝導は、装置本体上に配置される熱伝導層を使用することによって実現される。熱伝導層は、熱をＬＥＤダイから遠ざける方向に素早く伝導し、装置本体の材料内で放散させるためのコンジットとして機能する。このようにして、装置本体の材料は、高効率の放熱体として機能する。熱伝導層を装置本体に結合する表面積は十分に大きく、装置の動作中に、熱伝導層によって伝導される熱の大部分が装置本体に伝達される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近位端と遠位端との間に延びる、熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素であって、前記連続する継ぎ目のない要素は、前記遠位端の発光ヘッド部、前記近位端に延びるハンドル部、および、前記近位端と前記遠位端との間に少なくとも部分的に延びる内部空洞を有する、前記連続する継ぎ目のない要素と、

前記ヘッド部に熱的に結合される L E D アセンブリであって、前記 L E D アセンブリは、1 つまたはそれ以上の L E D ダイ、および、熱伝導性 L E D アセンブリ基板を含む、前記 L E D アセンブリと、

前記 L E D アセンブリを前記ヘッド部に熱的に結合する熱伝導層と、

前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素の前記内部空洞内に配置された電子機器アセンブリ、を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 2】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、前記発光ヘッド部と直接接触していることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 3】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層を前記ヘッド部に結合する表面積は、前記熱伝導層を前記 L E D アセンブリ基板に結合する表面積と同等かそれ以上の大きさであることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 4】

請求項 3 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層を前記ヘッド部に結合する表面積は、前記熱伝導層を前記 L E D アセンブリ基板に結合する表面積より、少なくとも約 1 0 % 大きいことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 5】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記電子機器アセンブリは、前記 1 つまたはそれ以上の L E D ダイを、少なくとも $2000 \text{ mW} / \text{cm}^2$ 、例えば、少なくとも $2000 \text{ mW} / \text{cm}^2$ の出力光強度に駆動するように構成された電気回路を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 6】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記電子機器アセンブリは、前記 1 つまたはそれ以上の L E D ダイの定格最大電力の 7 0 % 未満でありながら、少なくとも $800 \text{ mW} / \text{cm}^2$ の発光を実現する、最大入力電力で、前記 1 つまたはそれ以上の L E D ダイを駆動するように構成された電気回路を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 7】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、1 0 0 ミクロンから 1 . 5 mm の範囲の厚さを有し、前記連続する継ぎ目のない要素とは分離した要素を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 8】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、0 . 0 5 ミクロンから 5 0 ミクロンの範囲の厚さを有し、前記ヘッド部に被着される材料を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 9】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、約 $150 \text{ W} / \text{m} \cdot \text{K}$ より大きな、例えば、約 $300 \text{ W} / \text{m} \cdot \text{K}$ より大きな熱伝導性を有することを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 1 0】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、前記連続する継ぎ目のない要素の前記熱伝導性材料より大きな熱伝導性を有することを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 1 1】

10

20

30

40

50

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、窒化アルミニウム、酸化ベリリウム、ダイヤモンド、炭化ケイ素、窒化ボロン、および、それらの組み合わせからなる群から選択されることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、熱伝導性接着剤によって、前記 L E D アセンブリ基板に熱的に結合されることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記連続する継ぎ目のない要素の前記熱伝導性材料は、アルミニウム、銅、マグネシウム、および、それらの合金からなる群から選択される金属を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

10

【請求項 1 4】

請求項 1 3 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、前記金属に対し傷防止を提供する、前記連続する継ぎ目のない要素の外表面の陽極酸化層を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記連続する継ぎ目のない要素の前記熱伝導性材料は、カーボンファイバ、ボロンファイバ、窒化ボロンファイバ、および、それらの組み合わせからなる群から選択される熱伝導性セラミックファイバを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

20

【請求項 1 6】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記連続する継ぎ目のない要素は、約 1 m m と約 1 5 m m の間の厚さを有する前記ヘッド部と、1 0 m m と 4 0 m m の間の厚さを有する前記ハンドル部を備え、略直線的であることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 1 7】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記 1 つまたはそれ以上の L E D ダイは、光スペクトルの青色領域で放射する第 1 の L E D ダイと、前記光スペクトルの紫外 (U V) 領域で放射する第 2 の L E D ダイを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 1 8】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、前記連続する継ぎ目のない要素の前記ヘッド部に、レンズまたはフォトリソニック結晶を含み、該レンズまたはフォトリソニック結晶は、前記 1 つまたはそれ以上の L E D ダイから放射される光を聚焦するように構成されることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

30

【請求項 1 9】

請求項 1 8 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、前記レンズの少なくとも一部に反射防止コーティングを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 2 0】

請求項 1 8 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、その内面に、貴金属を含む反射コーティングのような、反射コーティングを有する反射カラーを含み、該反射カラーは、前記 1 つまたはそれ以上の L E D ダイと前記レンズまたはフォトリソニック結晶との間に配置され、前記反射カラーは、光を反射し、前記 1 つまたはそれ以上の L E D ダイから前記レンズまたはフォトリソニック結晶へ光を向けるように構成される開口部を画定することを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

40

【請求項 2 1】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、前記連続する継ぎ目のない要素の前記ヘッド部に形成される受容部に着脱可能に受け入れられる、熱伝導性着脱可能部材を含み、前記熱伝導層および前記 L E D アセンブリは、前記熱伝導性着脱可能部材に取り付けられることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 2 2】

請求項 2 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記ヘッド部に形成される前記受容部は

50

、前記ヘッド部に形成される、ねじ山付開口部を含み、前記熱伝導性着脱可能部材は、前記ねじ山付開口部で前記ヘッド部に、熱的に、および、螺合可能に結合される熱伝導性カップを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 2 3】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、前記 L E D アセンブリの 1 つまたはそれ以上の接点に電氣的に接触するトレースを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 2 4】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、プリント回路基板、例えば、セラミックプリント回路基板または金属化プリント回路基板の少なくとも 1 つを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

10

【請求項 2 5】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、1 つまたはそれ以上の熱伝導フィラ材料を有する熱伝導グリースまたはゲル、例えば、シリコングリース、ポリマグリース、金属化グリース、ナノ粒子グリース、および、それらの組み合わせからなる群から選択される熱伝導性グリースを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 2 6】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記熱伝導層は、変形可能パッドを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 2 7】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、前記ヘッド部と前記ハンドル部の間で、前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素の少なくとも一部を被覆する、保護コーティング、例えば、フッ素重合体またはパリレンの少なくとも 1 つを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

20

【請求項 2 8】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、前記連続する継ぎ目のない要素の外表面に傷防止層を含み、例えば、前記傷防止層は、酸化アルミニウム (Al_2O_3)、窒化アルミニウム (AlN)、および、それらの組合せから選択されることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 2 9】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記電子機器アセンブリは、期間にわたって、光の強度を徐々に上げるように構成され、前記電子機器アセンブリは、徐々に上げる期間として、長期間および短期間の選択を提供し、例えば、第 1 の徐々に上げる期間は、3 から 7 秒の範囲であり、第 2 の徐々に上げる期間は、8 から 12 秒の範囲であることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

30

【請求項 3 0】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、前記内部空洞へのアクセスを提供する、前記連続する継ぎ目のない要素の側部に細長い開口を含み、該細長い開口は、前記連続する継ぎ目のない要素の大半に沿って延び、前記電子機器アセンブリは、前記細長い開口を通して、延び、および／または、アクセス可能であるコントロールパネルを含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

40

【請求項 3 1】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、前記連続する継ぎ目のない要素は、単体の材料を機械加工することによって形成されることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 3 2】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置であって、さらに、前記連続する継ぎ目のない要素の前記近位端に孔を含み、それを通して、電源コードが前記電子機器アセンブリに結合され得ることを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項 3 3】

請求項 1 の歯科用硬化ライト装置を製造する方法であって、

50

単体の熱伝導性材料を機械加工して、近位端と遠位端の間に延び、前記遠位端の発光ヘッド部、前記近位端に延びるハンドル部、および、前記近位端と前記遠位端の間に少なくとも部分的に延びる内部空洞を有する、熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素を形成することと、

前記連続する継ぎ目のない要素の前記ヘッド部と熱的に連通する、熱伝導層を被着または形成することと、

前記熱伝導層が前記LEDアセンブリを前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素に結合し、前記LEDアセンブリは、1つまたはそれ以上のLEDダイ、および、熱伝導性LEDアセンブリ基板を含むように、前記LEDアセンブリを前記熱伝導層と結合することと、

10

前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素の前記内部空洞内に電子機器アセンブリを配置すること、を含むこと特徴とする方法。

【請求項34】

近位端と遠位端の間に延びる熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素であって、該連続する継ぎ目のない要素は、前記遠位端の発光ヘッド部、前記ヘッド部に形成されたねじ山付開口部、前記近位端に延びるハンドル部、および、前記近位端と前記遠位端の間に少なくとも部分的に延びる内部空洞を有する、前記連続する継ぎ目のない要素と、

前記ねじ山付開口部で前記ヘッド部に、熱的に、および、螺合可能に結合される、熱伝導性カップ内に配置されるLEDアセンブリであって、該LEDアセンブリが、1つまたはそれ以上のLEDダイ、および、熱伝導性LEDアセンブリ基板を含む、前記LEDアセンブリと、

20

前記LEDアセンブリを前記熱伝導性カップに熱的に結合する熱伝導層と、

前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素の前記内部空洞内に配置される電子機器アセンブリ、を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項35】

請求項34の歯科用硬化ライト装置を製造する方法であって、

単体の熱伝導性材料を機械加工して、近位端と遠位端の間に延び、前記遠位端の発光ヘッド部、前記ヘッド部に形成されるねじ山付開口部、前記近位端に延びるハンドル部、および、前記近位端と前記遠位端の間に少なくとも部分的に延びる内部空洞を有する、熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素を形成することと、

30

前記ねじ山付開口部において、前記ヘッド部に、熱的に、および、螺合可能に結合するように構成される熱伝導性カップを形成することと、

前記熱伝導性カップ内に、前記熱伝導性カップと熱的に連通する、熱伝導層を被着または形成することと、

前記熱伝導層がLEDアセンブリを前記熱伝導性カップに熱的に結合し、前記LEDアセンブリが、1つまたはそれ以上のLEDダイ、および、熱伝導性LEDアセンブリ基板を含むように、前記熱伝導性カップ内に、前記熱伝導層と熱的に連通する前記LEDアセンブリを配置することと、

前記熱伝導性カップおよび前記熱伝導層が、前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素に、前記LEDアセンブリを熱的に結合するように、前記熱伝導性カップを、前記ねじ山付開口部において、前記ヘッド部に螺合可能に結合することと、

40

前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素の前記内部空洞内に電子機器アセンブリを配置すること、を含むことを特徴とする方法。

【請求項36】

近位端と遠位端の間に延びる熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素であって、該連続する継ぎ目のない要素は、前記遠位端の発光ヘッド部、前記近位端に延びるハンドル部、および、前記近位端と前記遠位端の間に少なくとも部分的に延びる内部空洞、および、前記内部空洞へのアクセスを提供する、前記連続する継ぎ目のない要素の側部の細長い開口を有し、前記細長い開口は、前記連続する継ぎ目のない要素の大半に沿って延びている、前記連続する継ぎ目のない要素と、

50

前記ヘッド部に熱的に結合されるＬＥＤアセンブリであって、該ＬＥＤアセンブリは、１つまたはそれ以上のＬＥＤダイ、および、熱伝導性ＬＥＤアセンブリ基板を含む、前記ＬＥＤアセンブリと、

前記ＬＥＤアセンブリを前記ヘッド部に熱的に結合する熱伝導層と、

前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素の前記内部空洞内に配置される電子機器アセンブリであって、該電子機器アセンブリは、前記細長い開口を通して、延び、および／または、アクセス可能であるコントロールパネルを含む、前記電子機器アセンブリ、を含むことを特徴とする歯科用硬化ライト装置。

【請求項３７】

請求項３６の歯科用硬化ライト装置を製造する方法であって、

10

単体の熱伝導性材料を機械加工して、近位端と遠位端の間に延び、前記遠位端の発光ヘッド部、前記近位端に延びるハンドル部、前記近位端と前記遠位端の間に少なくとも部分的に延びる内部空洞、および、前記内部空洞へのアクセスを提供する、前記連続する継ぎ目のない要素の側部の細長い開口を有し、前記細長い開口は、前記連続する継ぎ目のない要素の大半に沿って延びる、熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素を形成することと、

前記連続する継ぎ目のない要素の前記ヘッド部と熱的に連通する、熱伝導層を被着または形成することと、

前記熱伝導層がＬＥＤアセンブリを前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素に結合し、前記ＬＥＤアセンブリが、１つまたはそれ以上のＬＥＤダイ、および、熱伝導性ＬＥＤアセンブリ基板を含むように、前記ＬＥＤアセンブリを前記熱伝導層に熱的に結合することと、

20

前記熱伝導性材料の連続する継ぎ目のない要素の前記内部空洞内に電子機器アセンブリを配置し、該電子機器アセンブリは、前記細長い開口を通して、延び、および／または、アクセス可能であるコントロールパネルを含むこと、を含むことを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は一般に、光硬化装置の分野に関する。より詳しくは、本発明は、重合性複合材料を硬化させるように構成された、光硬化波長を提供するための１つまたはそれ以上の発

30

【背景技術】

【０００２】

歯科分野では、歯腔または形成窩洞はしばしば、可視光等の放射エネルギーに曝露されることによって硬化する感光性重合性複合材料で充填および／または密封される。このような複合材料は一般に、光硬化性複合材料と呼ばれ、歯腔形成部の内部または歯表面上に設置され、その後、光が照射される。放射光によって、複合材料内の感光成分が重合性成分の重合化を開始し、それによって、歯腔形成部の内部または他の歯表面上の光硬化性複合材料が硬化する。

【０００３】

40

光硬化装置は一般に、活性化光源、たとえばクオーツタングステンハロゲン（ＱＴＨ）電球または発光ダイオード（ＬＥＤ）を用いて構成される。ＱＴＨ電球は広い光スペクトルを発生させ、これは、幅広い種類の重合性複合材料の硬化に使用できる。ＱＴＨ電球は大量の廃熱を発生し、廃熱を電球から遠ざけ、これを放散させるために、大きな周辺構造を必要とする。

【０００４】

ＬＥＤ光源の使用は、歯科用硬化装置における大きな改良となっている。ＬＥＤはＱＴＨ電球より小さく、一般に、特定のピーク波長の周辺の狭い範囲の光を放射する。ＬＥＤの場合、所望の放射出力を発生させるために必要な入力電力がずっと少なくてすむ。これに加え、ＬＥＤ光源はＱＴＨ電球より寿命が長い（たとえば、数万時間またはそれ以上）

50

。しかしながら、LED光源を有する装置についても、熱管理（たとえば、放熱）の問題は依然として残る。

【0005】

先行技術におけるLED硬化ライト装置は、電球型の硬化装置より生成する廃熱が少なくかもしれないものの、LED硬化装置でも、照射中にLEDおよびそのすぐ周辺の構造物の温度を大幅に上昇させる廃熱を生成させる傾向がある。このような温度上昇は、LEDの使用寿命を短縮させるかもしれない。LEDは、放熱させなければ、ものの数分で焼け切れて、LED光源の交換が必要となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0006】

【特許文献1】米国特許出願第61／174, 562号明細書

【特許文献2】米国特許出願第61／141, 482号明細書

【特許文献3】米国特許第7, 473, 933号明細書

【特許文献4】米国特許公開第2006／0033052号公報

【特許文献5】米国特許公開第2006／0194172号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】“Handbook of Aluminum Volume 2: Alloy Production and Materials Manufacturing”、ジョージ・E・トッテン（編集者）、D・スコット・マッケンジー、CRC: 1st ed.（2003年4月25日）

20

【非特許文献2】“Introduction to Aluminum Alloys and Temper”、J・ギルバート・カウフマン、ASM International, 1st ed.（2000年12月15日）

【非特許文献3】“Aluminum and Aluminum Alloys: ASM Specialty Handbook”、ジョセフ・R・デイヴィス；ASM International（1993年12月1日）

【発明の概要】

【0008】

30

本発明は、使用中に熱を発光ダイオード（LED）から遠ざける方向に効率的に放散させる硬化ライト装置に関する。歯科用硬化ライト装置は、ネック部によって遠位側ヘッド部に連結された把持用近位端（すなわち、ハンドル部）を持つ装置本体を有する。装置本体は、有利な形としては、1つまたはそれ以上の熱伝導性本体材料（たとえば、熱伝導性金属、重合体、セラミックおよび／または熱伝導性セラミックファイバまたはナノ材料）から形成される。1つの実施形態において、装置本体は、接合部を持たない1つの連続する要素（すなわち、「一体」構成）である。装置本体の全部または一部は、装置本体が使用中に（すなわち、装置が使用者設定可能な最大光出力に設定されているとき）LEDによって生成される所望の熱を放散させるのに十分な熱伝導性を有するかぎり、熱伝導性本体材料から製作することができる。1つの実施形態において、LEDアセンブリは、装置本体の遠位側ヘッド部の上またはその中に含まれる。LEDアセンブリは、1つまたはそれ以上のLEDダイと熱伝導性のLEDアセンブリ基板を有し、1つまたはそれ以上のLEDダイはLEDアセンブリ上の1つまたはそれ以上の接点に電氣的に結合される。1つまたはそれ以上のLEDダイは、光硬化性複合材料を硬化させることができる光スペクトルを発生するように構成される。発生されるスペクトルには、すべてのLEDが同じ波長で発光するように構成された実施形態では、1つのピーク波長が含まれていてもよい。あるいは、LEDダイの少なくとも1つが、少なくとも1つの他のLEDダイに関して異なるピーク波長を発光するように構成されている場合は、スペクトルには2つまたはそれ以上の異なるピーク波長が含まれていてもよい。

40

【0009】

50

LEDアセンブリからの放熱は、装置本体の遠位側ヘッド部の、LEDアセンブリと装置本体の熱伝導性本体材料の間に熱伝導層を用いて実現してもよい。熱伝導層は薄く、したがって、ヒートシンクとして機能するのに十分な質量をもたない。しかしながら、熱伝導層は、LEDアセンブリ基板から装置本体の本体材料中に熱を放散させるためのコンジットとして機能するのに十分に大きい表面積と熱伝導率を有する。装置本体の材料は、高効率の放熱体として機能し、それによって、別の内部ヒートシンクが不要となる。1つの実施形態において、有利な形として、歯科用硬化装置は、内部ヒートシンクを持たない。熱伝導層を装置本体に熱的に結合する表面積は十分に大きく、熱伝導層によってLEDアセンブリから遠ざかる方向に伝導される熱の大部分（たとえば、略全部）が装置本体に伝達される。

10

【0010】

1つの実施形態において、熱伝導層は、装置本体の一部に固定される個別の要素であってもよく、厚さは約100マイクロメートルから約1.5mmの範囲であってもよく、1つまたはそれ以上の高熱伝導性材料、たとえば、これらに限定されないが、酸化ベリリウム、ダイヤモンド、窒化アルミニウムまたはこれらの組み合わせで製作することができる。他の実施形態において、熱伝導層は、装置本体の少なくとも一部の上に被着される（たとえば、化学蒸着またはプラズマ蒸着法、またはプラズマ溶射による）ごく薄い層を含んでいてもよい。このような実施形態において、厚さはわずか約0.05マイクロメートルから約50マイクロメートルであってもよい。熱伝導層の厚さと表面積は、LEDによって生成される廃熱の全部でなくてもほとんどが、確実に熱伝導層を通して伝達され、本体材料内に放散されるのに十分である。中程度から低い動作温度で、熱伝導層は、熱がLEDアセンブリからLEDアセンブリ基板の中に放散されるのと同じ速度で、熱をLEDアセンブリ基板から放散させることができ、それによって、中ないし低温での連続動作が可能となる。装置本体の十分な表面積と接触する熱伝導層を使用することにより、1つまたはそれ以上のLEDから熱が驚異的に良好に放散されることがわかっている。本発明の構成によれば、ずっと以前から存在していた、LEDベースの硬化ライトの過熱に伴う問題が基本的に解消される。

20

【0011】

別の実施形態によれば、個々のLED半導体ダイを装置本体に直接取り付けてもよい。言い換えれば、装置本体が、LED半導体ダイを直接取り付けのための基板となる。個々のダイへの電力接続は、装置本体の上に形成された熱伝導性の電氣的絶縁層の上に、またはそれを通して配置された導電性金属トレース（たとえば金）によって行ってもよい。これと上記の実施形態との相違は、それ自体のLEDアセンブリ基板を含む、比較的大きなLEDアセンブリが装置本体の遠位側ヘッド部の上に取り付けられる点である。別の実施形態では、装置本体の少なくとも遠位側ヘッド部の上に配置された熱伝導性の電氣的絶縁層は、LEDアセンブリ基板の厚さ（たとえば、約500-1000マイクロメートルのオーダー）と比較して、ずっと薄い（たとえば、約0.05から約50マイクロメートル）。このようなLED基板は、基板上に取り付けられた1つまたはそれ以上のLEDダイを含むLEDパッケージ全体の保護力と強度を高めるように、十分に厚くなければならない。熱伝導性／電氣的絶縁層は、金属からなっているかもしれない下地本体からダイを電氣的に絶縁するように、十分な厚さを持つ。同時に、この層は比較的薄く（たとえば、約50マイクロメートル以下、好ましくは約10マイクロメートル以下）、この層を通じた熱伝導への抵抗がなるべく小さくなっている。このような実施形態は、LEDパッケージアセンブリの比較的厚い基板層が排除されるため、放熱がさらに改善されるかもしれない。

30

40

【0012】

1つの実施形態において、硬化ライト装置は、1つまたはそれ以上のLEDダイへの電力を制御する電子機器アセンブリを有する。電子機器アセンブリは、LEDから遠ざけるように熱を効率的に放散させることができるため、LEDダイを過熱させることなく、長時間にわたり、ごく高強度の光で1つまたはそれ以上のLEDダイを駆動するように構成できる。1つの実施形態において、1つまたはそれ以上のLEDダイは、少なくとも約2

50

000 mW/cm²、少なくとも3000 mW/cm²、さらには3500 mW/cm²を超える、安定した発光を生成することができる。本発明のLED硬化装置は、一般的に3500 mW/cm²で動作するアーク灯により生成される光と同等、またはそれよりはるかに高い強度の安定した出力を1つまたはそれ以上のLEDを用いて実現することができる。本発明の硬化ライトは本体を通じて熱を放散させ、それによって、装置は、高出力で、従来の光硬化装置より長時間にわたって動作することができる。

【0013】

本発明の1つの実施形態において、電子機器アセンブリは、光出力の強度が高くても、1つまたはそれ以上のLEDダイの出力の波長シフトを最小限に抑えるように構成される。この実施形態において、電子機器アセンブリは、LEDダイの実際の最大、または定格入力より実質的に低い最大入力で、LEDダイに電源供給するように構成される。たとえば、硬化ライトは、定格10ワットのLEDアセンブリを備えることができ、電子機器アセンブリは、最大入力電力2.5ワットで装置に電源供給するように構成できる。1つの実施形態において、電子機器アセンブリは、1つまたはそれ以上のLEDダイには、1つまたはそれ以上のLEDダイの定格最大入力の約80%未満、より好ましくは約50%未満、最も好ましくは1つまたはそれ以上のLEDダイの定格最大入力の約40%未満の最大電力で電源供給しながら、光硬化装置から少なくとも約1000 mW/cm²の全光出力、より好ましくは少なくとも約2000 mW/cm²、さらにより好ましくは少なくとも約3000 mW/cm²、さらには光硬化装置から少なくとも約3500 mW/cm²の全光出力を実現するように構成される。このようにして、光出力の安定性が維持される。たとえば、すべての波長シフトが最小限に抑えられ、好ましくは約1%未満、より好ましくは約0.5%、最も好ましくは約0.1%未満とされる。

【0014】

1つの実施形態において、供給電力の低い装置は、入力電力1ワットあたりの全光出力の効率を高く高いものとすることができる。1つの実施形態において、硬化ライトのLEDダイの効率は、少なくとも約40%、少なくとも約60%、さらには少なくとも約80%の効率とすることができる。歯科用硬化ライト装置の最高の効率は、LEDとレンズの間の反射カラーを含む構成、および/またはレンズの上の反射防止コーティングを含む構成で実現されるかもしれない。いくつかの実施形態では、レンズの代わりに、光をコリメートするフォトニック結晶を利用してもよい。

【0015】

装置本体は、LEDダイおよび/またはLEDアセンブリに対してはるかに大きなサイズであることから、高い放熱能力を有する。装置本体は放熱体として機能するため、装置の本体の中に別個のヒートシンクは不要である。ヒートシンクを排除することにより（先行技術の一般的な装置と比較して）、製造工程が簡素化され、優れた放熱性を提供しながら、患者の口内でより操作しやすい、より小さく、より薄いネックと遠位側ヘッドの構成が可能となる。一体構成の装置本体を提供することは、熱を最大限に放散させるのに役立つ。また、これにより、ごみがたまる可能性のある接合部や継ぎ目が最小限となる。

【0016】

1つの実施形態において、装置本体のヘッド部には、LEDアセンブリと熱伝導層の少なくとも一部を格納する着脱可能なカップ状部材を設けることができる。熱伝導層はLEDアセンブリに結合されて、アセンブリのLEDから着脱可能な部材および装置本体への熱伝達を促進する。着脱可能な部材は、遠位側ヘッド部の一部にねじ止めし、またはその他の方法で連結することができる。着脱可能な部材は、取り付けられると、たとえば遠位側ヘッド部の対応部分と着脱可能な部材の間の大きな表面積による接触によって遠位側ヘッド部と熱的に一体化され、着脱可能な部材を通り、装置本体の残りの部分への効率的な熱伝導が保持される。

【0017】

1つの実施形態において、ハンドル部、ネック部および遠位側ヘッド部を含む装置本体の全体は、熱伝導性材料の単体の要素で形成される。使用できる金属の例としては、これ

10

20

30

40

50

らに限定されないが、アルミニウム、銅、マグネシウムおよび／またはこれらの合金がある。使用できる熱伝導性セラミック材料の例としては、これらに限定されないが、炭素（たとえば、グラフェン）、ボロン、窒化ボロンおよび／またはこれらの組み合わせのファイバまたはナノ材料がある。単体要素の本体は1つだけの要素であるため、本体そのものに継ぎ目や接合部がなく、装置全体の中のその他の界面が最小限となる。たとえば、単体要素の本体（すなわち、一体構成）は、LEDヘッドアセンブリ用の穴、制御アセンブリ用の穴および電源コード用の穴を有していてもよい。LEDヘッドアセンブリ用の穴は、LEDアセンブリを含む着脱可能な部材を受けるように構成される。個々のLED半導体ダイ（支持するLEDアセンブリ基板がない）が装置本体のヘッドに直接取り付けられる実施形態において、LEDヘッドアセンブリ用の穴はなくてもよい。もちろん、他の実施形態では、個々のLED半導体ダイを着脱可能な部材に直接取り付けてもよく、この部材が後に装置のLEDヘッドアセンブリ用の穴に連結される。本体のハンドル部の中に形成される制御アセンブリ用の穴は、電子機器制御アセンブリを受けるように構成される。本体の近位端に形成された電源コード用の穴は、電子機器制御アセンブリに結合される電源コードを受けるように構成される。もちろん、本体は、内部構成部品を所定の場所に保持するための1つまたはそれ以上のねじまたはその他の取付手段を収容するように、本体を通るその他の穴を有していてもよい。

10

【0018】

本体の全体が一体構成で単体要素として形成されているため、本体内の放熱が改善され、これは本体そのもののの中の継ぎ目（すなわち、本体の第一の要素が本体の第二の要素と接触する場所）は、熱伝導に対する抵抗となりうる。本体には、有利な形として、このような接触継ぎ目がない。本体にこのような継ぎ目がないことはまた、乱暴な取扱いおよび／または落下に対してより強力な、堅牢な歯科用硬化ライトの提供にもつながる。

20

【0019】

本発明の上記およびその他の利益、利点および特徴は、以下の説明と付属の特許請求項からより十分に明らかとなり、または、以下に記すような本発明の実践から知ることができるであろう。

【0020】

本発明の上記およびその他の利益、利点および特徴が得られる方法をよりよく理解するために、上で簡潔に述べた本発明を、添付の図面に示される本発明の具体的な実施形態に関して、より詳しく説明する。これらの図面は、本発明の代表的な実施形態を示しているにすぎず、したがって、その範囲を限定するものではないと理解した上で、添付の図面を用い、本発明をさらに具体的に、詳細に記し、説明する。

30

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】把持用近位端とヘッド側遠位端を有する装置本体を含む歯科用硬化ライトの上側斜視図である。

【図2】図1の歯科用硬化ライトの底側斜視図である。

【図3】図1の歯科用硬化ライトの断面図である。

【図4】図1の歯科用硬化ライトの装置本体の上側斜視図である。

40

【図5】図1の歯科用硬化ライトの装置本体の底側斜視図である。

【図5A】図4の装置本体の断面図である。

【図5B】他の歯科用硬化ライトのヘッド側遠位端部の断面図である。

【図5C】他の構成を有するまた別の歯科用硬化ライトの遠位側ヘッド部の断面図である。

【図5D】図5Bの装置本体のヘッド側遠位端の、LEDダイとその関連構造を取り付ける前の斜視図である。

【図5E】図5Dのヘッド側遠位端部の、薄い電氣的絶縁性熱伝導層が被着された後の斜視図である。

【図5F】図5Eのヘッド側遠位端部の断面図である。

50

【図 5 G】図 5 E のヘッド側遠位端部の、L E D ダイが本体に直接取り付けられた状態の斜視図である。

【図 5 H】図 5 G のヘッド側遠位端部の断面図である。

【図 5 I】図 5 H のヘッド側遠位端部の、反射ウェルが L E D ダイの周囲に構築された状態の断面図である。

【図 5 J】図 5 I のヘッド側遠位端部の、保護層が L E D ダイの上に被着された状態の断面図である。

【図 6】図 1 の装置本体のネックの一部の、その表面を被覆する傷防止コーティングおよびフッ素樹脂コーティングを示す断面図である。

【図 7】図 1 の硬化ライトのネックおよびヘッド部の断面図である。

10

【図 8】図 1 の硬化ライトの L E D アセンブリの斜視図である。

【図 9】図 8 の L E D アセンブリの断面図である。

【図 10】複数の L E D ダイを有する別の L E D アセンブリの断面図である。

【図 11】他の実施形態のネックおよびヘッド部の、L E D アセンブリを格納する着脱可能な部材を示す部分分解図である。

【図 12】着脱可能な部材を遠位側ヘッド部のウェルの中に取り付けた、図 11 のヘッドおよびネック部を示す図である。

【図 13】図 12 の装置の遠位側ヘッド部とネック部の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

20

I. 緒言

本発明は、熱を硬化ライトの発光ダイオード（L E D）部から遠ざける方向に効率的に放散させる歯科用硬化ライトに関する。装置本体は、熱伝導性本体材料（たとえば、熱伝導性金属、重合体、セラミックおよび／または熱伝導性セラミックファイバまたはナノ材料）から形成される。1つまたはそれ以上の L E D から遠ざける方向への優れた放熱は、装置本体に結合された熱伝導層を使用して実現される。熱伝導層は、装置本体の遠位側ヘッド部の少なくとも一部の上に配置され、熱が1つまたはそれ以上の L E D から遠ざかる方向に、装置本体の中へと効率的に伝導されるようになっている。層の熱伝導率は十分に高く、熱伝導層は、熱を L E D アセンブリ基板または直接取り付けられた L E D ダイから遠ざけ、熱が放散される装置本体の材料へと素早く伝導するためのコンジットとして機能する。このように、装置本体の本体材料は、高効率の放熱体として機能することができる。L E D アセンブリまたは直接取り付けられた L E D ダイを装置本体に熱的に結合する熱伝導層の表面積は十分に大きく、熱伝導層に伝えられる廃熱の大部分（たとえば、略全部）が素早く装置本体に伝達され、放散される。一般に、熱伝導層の表面積は、有利な形としては、L E D アセンブリの基板または直接取り付けられた L E D ダイの表面積より大きい。

30

【0023】

本発明の解釈において、「大部分」という用語は50%より多いことを意味する。

【0024】

本発明の解釈において、「光硬化装置の最大電力設定」とは、装置の使用者が選択できる最大電力設定であり、装置の1つまたはそれ以上の L E D に入力可能な理論上の最大電力ではない。

40

【0025】

特に断りがないかぎり、「定格最大電力」とは、L E D の製造者が L E D の試験と評価を行った上で定めた最大電力定格か、L E D の最大電力を試験し、評価するための業界基準により定められた最大入力のいずれか大きい方を指す。

【0026】

I I. 歯科用硬化ライトの例

図1から図3は、ヘッド側遠位端104と把持用近位端106を持つ装置本体102を有する、一例としての歯科用硬化ライト100を示している。遠位端104は、ネック部108とヘッド部110を有する。遠位端104は、歯科患者の口内に挿入するような大

50

きさと構成である。

【0027】

歯科用硬化ライト100は、装置本体102の空洞の中に配置される電子機器アセンブリ112も有する。電子機器アセンブリ112によって、歯科医療従事者は、歯科用硬化ライト100の電源の入切を行い、硬化ライト100からの光出力の強度と持続時間を制御できる。電子機器アセンブリには、LEDダイが使用者によって選択的に電源投入され、動作されるようにするハードウェア、回路および／またはプログラミングを含めることができる。1つの実施形態において、回路はプログラム可能である。プログラム可能な回路の例は、本出願人による本願と同時係属中の“Dental Curing Light Including Active And Activatable Programs For Alternate Uses”と題する「特許文献1」に記載されており、同出願を引用によって本願に援用する。

10

【0028】

硬化ライト100は、装置を電源に接続できるプラグ116を有する電源コード114を有する。しかしながら、他の実施形態において、歯科用硬化ライトには、電子機器アセンブリに電源供給する再充電可能なバッテリーを設けることができる。装置本体102は、近位端に取り付けられた保護スリーブ118を有していてもよい。保護スリーブ118は、装置本体102の、コード114が通過する開口部を取り囲み、また、コード114を支持して、コード114がショートするのを防止するようにしてもよい。

【0029】

20

図2は、歯科用硬化ライト100の底側斜視図である。ヘッド部110には、LEDアセンブリ120が含まれる。LEDアセンブリ120は、歯科患者の口内で歯科用硬化性複合材料を硬化させるのに適した1つまたはそれ以上の波長の光を発生するように構成される。穴122aと122bにより、電子機器アセンブリ112を、たとえば1対のねじを使って装置本体102に固定することができる。

【0030】

図3は、歯科用硬化ライト100の断面図である。電子機器アセンブリ112は、回路基板124、電源ボタン126および強度セクタ128を含む。電源ボタン126によって、歯科医療従事者は硬化ライト100の電源をオンオフすることができる。強度セクタ128によって、歯科医療従事者はLEDアセンブリ120から発生される光の強度を最小出力から最大出力まで増大させることができる。強度セクタ128を作動させることによって、回路基板124を通じてLEDアセンブリ120に供給される電力が増大する。出力の強度を下げるためには、使用者は硬化ライト100の電源をオフにし、再びオンにすればよい。これに代わる制御および動作モードも、当業者は容易に思いつくであろう。ワイヤ134は、回路基板124をLEDアセンブリ120に連結する。電源コード114はまた、回路基板124に接続されて、電子機器アセンブリ112に電源供給する。

30

【0031】

1つの実施形態において、電源コード114は、高強度のファイバおよび／または複合材料からなってもよい。たとえば、電源コード114は、ケブラおよび／またはカーボンファイバを含む材料からなってもよい。このような材料により、非常にフレキシブルでしなやかな、格段に優れた強度特性を有する電源コードが提供される。好ましい実施形態において、電源コード114は、結び目130を使って装置本体102に固定される。電源コード114の結び目130は、装置本体102の電源コード用の穴132の内側に位置付けられる。ネット130は、穴132の周囲で装置本体と当接し、コード114が穴132から抜け落ちるのを防止する。結び目130はまた、穴132からの抜け落ちに対して高い抵抗力を有することがわかっており、より大きな表面積全体に引っ張り力が分散されることによって、破損が防止される。結び目130は、任意で、装置本体102に接合または固定して、結び目130が装置本体の穴の中にさらに押し込まれるが防止されるようにしてもよい。驚くべきことに、ケブラおよび／またはカーボンファイバ等の

40

50

高強度のコード材料と内部の結び目との組み合わせで、約 50 ポンドを超える引っ張り力に耐えられることがわかった。結び目を用いた電源コードは、強力に引っ張られても（たとえば、医療従事者が足をコードに引っ掛けた場合等に起こる）、電源コードと回路基板の間の接続に損傷を与えない。

【0032】

回路基板 124 は、LED アセンブリ 120 に電氣的に結合される。電気接続は、歯科分野での使用に適していれば、どのような接続とすることもでき、たとえば、これらに限定されないが、導電性トレース（線）および／またはワイヤがある。図 3 には、回路基板 124 を LED アセンブリ 120 に接続するワイヤ 134 が示されている。

【0033】

A. 装置本体

図 4、図 5 および図 5 A は、歯科用硬化ライト 100 の装置本体 102 を示す。装置本体 102 は、歯科医療従事者が手で持ち、操作するような大きさと構成のハンドルまたは把持部 106 を含む。ハンドル部 106 は一般に丸みがつけられ、歯科患者の口内に挿入するように構成されたネック部 108 よりかなり広い。ネック部 108 は一般に狭く、また長く、患者の口内で硬化ライト 100 を操作するのに必要な空間が最小限ですむようになっている。ヘッド部 110 は、ネック部 108 より広く、LED アセンブリのためのスペースが提供されるようになっていてもよい。他の構成（たとえば、LED ダイの直接取り付けおよび／または小さく、フレキシブルな有機 LED ダイ等）では、ネック部と同等の狭さ、またはさらにもっと狭いヘッド部を有していてもよい。本明細書で説明する装置は一般に、装置を患者の口内で使用するように構成する構造的特徴を有するが、装置は口内用に限定されない。ヘッド 110 は、LED アセンブリを格納する陥凹部または空洞 144 を有するように描かれている。しかしながら、他の実施形態では、ヘッド 110 は、LED アセンブリを支持する平坦な表面を有していてもよい（たとえば、図 5 B と図 5 C 参照）。以下により十分に説明するように、ヘッド 110 はまた、LED アセンブリを含む着脱可能な部材を有していてもよい。

【0034】

装置本体 102 は、内部空洞 136 を有する。空洞 136 は、LED アセンブリ 120 に電源供給することを含め、歯科用硬化ライト 100 を動作させるために使用される電子機器アセンブリを格納するような大きさと構成である。空洞 136 は、取付地点、溝および、電子機器アセンブリをしっかりと受けるように構成されたその他の特徴を有することができる。1つの実施形態において、空洞 136 はリム 138 を有し、これは、対応する電子機器アセンブリ 112 のリムと密接に嵌合して、空洞 136 を適正に密封する。

【0035】

ハンドル部 106 はまた、空洞 136 から装置本体 102 の外部までの経路を提供する端部開口部 132 も有する。開口部 132 は、上述のように、電源コード 114 のための経路となる。カラー 140 は、図 3 に関して上述したように、コード 114 を保護し、開口部 132 を密閉するスリーブ 118 との接続を提供する。

【0036】

装置本体 102 は、空洞 136 と、ヘッド部 110 の陥凹部または空洞 144 の間に延びる第二の経路 142 を有していてもよい。経路 142 は、LED アセンブリ 120 に電源を供給する空洞 136 と 144 の間のアクセスを提供する。

【0037】

装置本体 102 は、熱伝導性本体材料から構成される。装置本体 102 は、適当であればどのような根導電性本体材料で形成してもよく、たとえば、これに限定されないが、熱伝導性金属、重合体、セラミック、ファイバおよび／またはナノ材料（たとえば、グラフェン等のナノチューブおよび／またはナノシート材料）がある。1つの実施形態において、適当な熱伝導性金属の例には、これらに限定されないが、アルミニウム、銅、マグネシウムおよびそれらの合金がある。好ましい実施形態において、装置本体はアルミニウム合金からなる。アルミニウム合金により、器材の損傷、欠陥またはその他変形の原因となる

条件や状況に置かれることの多い歯科医療に使用するために十分に頑丈な装置本体が提供される。アルミニウム合金は一般に、材料の丈夫さおよびその他の特性を増強する合金化金属を含む。アルミニウムまたはその他の母材との合金化が可能な金属の例としては、これらに限定されないが、亜鉛、マグネシウム、銅、チタン、ジルコニウムおよびこれらの組み合わせがある。1つの実施形態において、アルミニウム合金は、ANSI 6000または7000アルミニウム合金シリーズから選択される合金である。ANSI 6000および7000シリーズのアルミニウムおよびその他の適当な装置本体材料に関する議論は、「非特許文献1」、「非特許文献2」および「非特許文献3」に掲載されており、これらのすべてを引用によって本願に援用する。

【0038】

10

1つの実施形態において、アルミニウム合金は、ANSIアルミニウム合金6061、6033、6013、6020、7075、7068および／または7050または、十分な強度と熱伝導特性を有するどの合金であってもよい。さらに別の実施形態において、装置本体は熱伝導性セラミックファイバ（たとえば、カーボンファイバ、ボロンファイバ、窒化ボロンファイバまたはその他熱伝導性ファイバ）からなっているてもよい。また別の実施形態において、装置本体は熱伝導性ナノ材料（たとえば、グラフェンのナノシートおよび／またはナノチューブ）からなっているてもよい。

【0039】

熱伝導性重合体の例としては、その中に熱伝導性フィラ材料を含む疎水性および／または親水性重合体があり、フィラ材料には、たとえば、これらに限定されないが、カーボン、酸化ベリリウム、窒化ボロンおよび／またはその他の熱伝導性セラミックおよび／または熱伝導性粒子状金属のナノ材料がある。熱伝導性セラミックの例としては、窒化アルミニウム、酸化ベリリウム、炭化ケイ素および窒化ボロンがある。

20

【0040】

装置本体には、上記の熱伝導性本体材料のいずれかを単独で、または組み合わせて含めることができる。おそらく、上記ほど好ましくないが、装置本体は、装置本体の実質的部分が熱伝導性を有し、電源投入されたときに1つまたはそれ以上のLEDから所望の量の熱を放散させることができるかぎり、非熱伝導性材料を含んでいてもよい。

【0041】

装置本体は、ある部分を中実材料、および／または他の部分を中空とすることができる。たとえば、ヘッドおよびネック部は、特にLEDアセンブリが着脱可能でなく、および／またはLEDダイが熱伝導層に直接取り付けられる実施形態においては、中実であってもよい。装置本体の中空部分は、各種の構成部品、たとえば、これに限定されないが、電気構成要素を収容するための場所を提供することができる。

30

【0042】

1つの実施形態において、装置本体は一体構成である。ハンドル106、ネック108、ヘッド110の少なくとも一部は、本体材料の単体要素から形成することができる。好ましい実施形態において、ハンドル部、ネック部およびヘッド部の略全部が、本体材料の単体要素からなる。装置本体102は、1つまたはそれ以上のLEDのための放熱体として機能する。本体を熱伝導性材料の単体要素から形成することによって、装置本体102への熱伝導が最大限となり、熱は本体全体を通じて、また空中に急速に放散することができる。

40

【0043】

このような一体の本体が図4、図5および図5Aに示されている。ハンドル部106、ネック部108およびヘッド部110を含む装置本体102の全体は、熱伝導性材料の単体要素（たとえば、好ましくは、アルミニウム合金等の金属）で形成される。単体要素の本体102は1つだけの要素であるため、本体102そのもののものに継ぎ目がなく、その他の界面も最小限ですむ。たとえば、図の例は、LEDヘッドアセンブリ用の穴144、制御アセンブリ用の穴136および電源コード用の穴132を有する。LEDヘッドアセンブリ用の穴144は、LEDヘッドアセンブリ用の120を受けるように構成されてい

50

る（図３）。ハンドル部１０６の中に形成される制御アセンブリ用の穴１３６は、電子機器制御アセンブリ１１２を受けるように構成されている。本体１０２の近位端に形成された電源コード用の穴１３２は、電子機器制御アセンブリ１１２に連結される電源コード１１４（図３）を受けるように構成されている。

【００４４】

図４、図５および図５Ａに示される一体構成によって、本体１０２そのものにおける継ぎ目と接合部がなくなり、装置１００全体の中の界面の存在が最小限ですむ。本体１０２の全体が単体要素として形成されているため、本体１０２を通じた放熱が改善され、これは、装置本体の中の継ぎ目または接合部（すなわち、本体の第一の要素が本体の第二の要素に当接する場所）が熱伝導に対する抵抗となる可能性があるからである。本体１０２の中にこのような継ぎ目がないことによって、乱暴な取扱いおよび／または落下に耐えられる堅牢な歯科用硬化ライトが提供されることにもなる。これはまた、ごみや細菌がたまる可能性のある接合部または隙間も減らす。

【００４５】

L E Dヘッドアセンブリ１２０は、図の実施形態では別個の要素からなる（たとえば、L E Dまたはその他のL E Dアセンブリ構成部品が故障した場合に、素早く交換できる利点を提供する）が、熱がL E Dヘッドアセンブリ１２０から一体の本体１０２に伝導されるため、熱を伝導させなければならない追加の継ぎ目は１つだけであり、これは、熱がL E Dヘッドアセンブリ１２０から一体の本体１０２へと伝導されるからである。継ぎ目が１つしかないことは、本体が相互に当接し、接合する複数の要素からなる構成から、大きな改善である。このような実施形態により、L E Dヘッドアセンブリを容易に取り外し、交換することができる（たとえば、L E Dが故障した場合、またはL E Dヘッドアセンブリを別のアセンブリでアップグレードするため）。他の実施形態において、L E Dヘッドアセンブリまでも単体要素の本体に一体化してもよく、それによって、熱を１つまたはそれ以上のL E Dダイから一体の本体の残りの部分に伝導させなければならない継ぎ目なくなる。このような構成は図５Ｂに示され、この図を用いて説明する。

【００４６】

一般に、L E Dヘッドアセンブリ１２０は、本体１０２と同じ材料からなる。好ましい実施形態において、これらの構造は金属で形成され（たとえば、アルミニウム合金）、唯一のヒートシンクとして機能し、その中に１つまたはそれ以上のL E Dダイによって生成された廃熱が放散される。好ましくは、L E Dヘッドアセンブリ１２０の質量は、これらが別個の要素である実施形態における本体１０２の質量と比べて、相対的に小さい。たとえば、L E Dヘッドアセンブリ１２０の質量は、本体１０２の質量の約２５％以下、より好ましくは本体１０２の質量の約１０％以下、最も好ましくは本体１０２の質量の約５％以下である。したがって、L E Dヘッドアセンブリ１２０の質量と放熱特性は、本体１０２と比較して微少またはとるに足らない。L E Dヘッドアセンブリ１２０は、比較的小さな質量を有し、単純に、アセンブリ１２０から、熱が放散できる本体１０２への熱の伝導を素早く促進する役割を果たす。現実問題として、本体１０２は唯一のヒートシンクとして機能する。

【００４７】

装置本体１０２は、好ましくは金属、たとえばアルミニウム、銅、マグネシウムまたは、これらの金属を含む合金からなる。特に好ましいアルミニウム合金には、A N S Iアルミニウム合金６０６１、６０３３、６０１３、６０２０、７０７５、７０６８および／または７０５０がある。７０７５は、本体１０２の製造に使用してもよいアルミニウム合金の一例である。アルミニウム合金材料の単体要素は、機械加工、鋳造または金型成形して、一体の単体要素の本体（すなわち、一体構成）としてもよい。機械加工が好ましく、これは、機械加工によれば、寸法誤差のごく小さい本体が提供されるからである。機械加工された合金はしばしば、他の方法（たとえば、鋳造または金属射出金型成形）により形成される金属または合金と比較して、密度と強度が大きい。

【００４８】

図5Bは、別個のLEDヘッドアセンブリを含まず、LEDダイ160'が1つの要素である本体そのもののヘッド側遠位端110'に直接取り付けられた他の実施形態100'を示す。その結果、単体要素の熱伝導性本体102'には、LEDアセンブリを受けるように構成されたLEDアセンブリ用の穴がなく、これはLEDダイが本体102'に直接取り付けられているからである。装置100'のヘッドおよびネック部は中実であってもよく、近位側ハンドル部は、電子機器制御用構成部品を収容する空洞を有していてもよい。このような構成では、1つまたはそれ以上の使用できなくなったLEDダイの交換を容易にできず、また、LEDアセンブリの容易な交換／アップグレードもできないが、熱をLEDダイから遠ざかる方向に、単体要素の本体へと伝導しなければならない継ぎ目がないという利点は確かに得られる。さらに、有利な形として、LEDダイ160'とその下地の取付層154'の間に中間基板層がない。このような層（たとえば、一次ヒートシンクおよび／または比較的厚い基板）をなくすことにより、熱を伝導させなければならない界面が減るため、装置の放熱能力が増大する。このような界面の存在が減ることにより、さらに、このような層の間の界面に一般的に使用される、比較的非効率なサーマルグリースおよび／またはエポキシの必要性も低下する。

【0049】

このような構成はまた、きわめて堅牢で、損傷に対する抵抗力が強く、これは、厚いアセンブリ基板162とパッケージ164を含む、比較的かさばるLEDアセンブリ120（図8）が不要となるからである。有利な形として、半導体ダイ160'と、熱伝導性の本体の上の薄い熱伝導性／電気的絶縁性層154'の間に基板層がない。各LEDダイ160'は熱伝導性本体102'の熱伝導性／電気的絶縁層154'に直接取り付けられているため、各ダイから発生された廃熱の熱伝導性本体102'への伝導に対する抵抗が小さいという点で有利である。

【0050】

図5Bに示されるように、一体の本体102'の少なくともヘッド側遠位端110'には、一体本体102'の上に直接形成された、薄い、電気的絶縁性で熱伝導性の層154'（たとえば、下地の金属本体基板の酸化物または窒化物）がある。LEDダイ（die）160'（アセンブリ基板を持たない）は、層154'の上に取り付けられ、ダイが下地の（たとえば金属）基板から電気的に絶縁されるようになっている。この薄い層154'の厚さは、約0.05マイクロメートルと約50マイクロメートルの間であり、これは下地の一体の本体基板102'からLEDダイ160'を電気的に絶縁するのに十分である。いくつかの実施形態において、層154'は、この層の熱伝導率が下地の金属本体102'のそれよりずっと小さくてもよいから、電気的絶縁に必要なものより厚くないことが有利である。たとえば、アルミニウム合金7075（たとえば、本体102'）の熱伝導率は約130W/m-Kであり、酸化アルミニウム（たとえば、層154'）のそれはわずか40W/m-Kである。このような問題は、層154'の材料により、重要度が低いかもしれない。たとえば、窒化アルミニウムの熱伝導率は、約285W/m-Kである。図では、明瞭にするために、層154'の厚さは大きく強調されている。

【0051】

電気的絶縁／熱伝導層154'は、約0.05マイクロメートル程度と薄くても、約50マイクロメートル程度と厚くてもよく、より好ましくは、層154'の厚さは約0.1マイクロメートルと約10マイクロメートルの間であり、最も好ましくは、約0.2マイクロメートルと約1マイクロメートルの間である。

【0052】

層154'はまた、下地の金属またはその他の伝導性材料の本体の熱膨張率がLEDダイ160'のそれとは異なることによる影響を小さくすることにおいても有益である。言い換えれば、金属本体材料の高い熱膨張率に対するLEDダイの比較的低い熱膨張率に有意な差がしばしばある。層154'の材料は、熱膨張率が本体材料（たとえば金属）のそれと1つまたはそれ以上のLEDダイのそれとの間になるように選択してもよく、これは下地の本体が、使用中、長時間の温度サイクルの後に、マイクロクラックや亀裂を形成す

る傾向を低下させるのに役立つ。いくつかの実施形態において、熱伝導層（たとえば、154'または154）は、なくてもよい。たとえば、本体（たとえば102'）が電氣的絶縁材料（たとえば、カーボンファイバ、窒化ボロンおよび／またはグラフェン）で形成される場合、熱伝導層は、下地の本体材料（たとえば、本体102'）によって優れた熱伝導性が得られるために、省略してもよく、LEDダイ（たとえば160'）は、電氣的絶縁、熱伝導性本体材料（たとえば本体102'）の上に直接取り付けてもよい。取付は、化学的（たとえば、熱伝導性エポキシの使用による）および／または機械的圧縮（たとえば、熱伝導グリースおよび／またはゲルを使用）で行ってもよい。

【0053】

1つの実施形態によれば、層154'は、一体金属本体基板102'またはその実質的部分の上に被着されてもよい。層154'は、化学蒸着またはプラズマ蒸着、プラズマ溶射または、当業者にとって明白なその他の技術を使って被着させてもよい。LED半導体ダイ160'への電力接続は、層154'の上に成形された（たとえば、蒸着工程による）金またはその他の導電性金属トレース170'を通じて行ってもよく、これによりトレース170'を下地の本体102'から電氣的に絶縁される。トレース170'を損傷から保護するために、トレースは層154'の間に挟まれてもよい。たとえば、層154'は実際には、伝導性金属トレース170'が間に挟まれた状態で、全体の厚さが前述ようになる2つの層として形成異してもよい。このような構成が図5Bに示されている。図のように、トレース170'は1つまたはそれ以上の電力接点171'を有してもよく、ここでトレース170'が露出して、LEDダイ160'と電氣的に接触する。図の実施形態において、ネックおよびヘッド側遠位端は、中空ではなく忠実であってもよく（中空の例は図7に示される）、これは、電力接続が中空のヘッドの中に設置されるワイヤではなくトレース170'によって行われるからである。中空のネックおよびヘッドを提供することにより、一体の本体の放熱能力はさらに増大するかもしれない、これは本体の質量の大部分が、発熱するLEDダイ160'に直接隣接する位置で利用できるからである。明瞭にするために、各半導体LEDダイ160'に対して電力接続点171'が1つだけ示されているが、異なる、さらには同じ断面平面にもう1つの接続点（または、2つより多くてもよい）を設けてもよい。

【0054】

説明した実施形態のいずれも、光をコリメートする（平行にする）ためのフォトニック結晶をさらに含んでもよい。図5Bを参照すると、歯科用硬化ライト100'は、光コリメータとして機能するフォトニック結晶150'をさらに含むように描かれている。フォトニック結晶は、半導体結晶が電子の動きに影響を与えるのと同様に、光子の動きに影響を与える周期的な光学ナノ構造である。例として、一部の天然素材としての材料、たとえばオパール、クジャクの羽根、蝶の羽根および玉虫等はフォトニック物質を含んでいる。フォトニック結晶は、量子準位で動作して、入ってくる光子を捕捉し、これを特定の方法で屈折させる。フォトニック結晶は、これらが捕捉し、コリメートする具体的な波長または範囲に合わせてカスタマイズされる。このために、結晶は所望の波長の光を捕捉し、コリメートする（たとえば、約350nmと約490nmの間のいずれかの地点であり、結晶はLEDダイに適合される）ように選択される。

【0055】

従来のレンズと比較して、フォトニック結晶はより効率的に光をコリメートする。これに加えて、必要なスペースが少なくてもよい、小さい利用可能な空間で、よりよい集光／コリメート能力を提供する。このような結晶は、たとえば、厚さ約0.5mmから約1mmであり、これは、光波を物理的に反射させることによって機能する従来のレンズよりはるかに薄い。光コリメート用のフォトニック結晶は、ごく薄い蒸着フィルムにエッチングされたフォトニック結晶構造を含んでもよい。フォトニック結晶の使用により、装置のヘッド側遠位端の厚さはさらに薄くなる。必要ではないが、LEDパッケージアセンブリを使用するのではなく、フォトニック結晶の使用と、LEDダイの本体102'（または前述のその他の実施形態のいずれかの本体）に直接取り付ける実装とが共同で、装置

10

20

30

40

50

の全体的構造をさらに小さくし、たとえば患者の口内でより扱いやすい、ごく薄いヘッド部遠位端とすることが可能となる。

【0056】

上述の実施形態のいずれかで使用するLEDダイそのものは、所望のスペクトル内で発光するように構成された、適当であればどのようなLEDであってもよい。例としてのLEDダイには、無機ソリッドステートLEDダイと有機LEDダイがある。有機LED（OLED）ダイは、その放射エレクトロルミネセント層が有機複合材料の膜を含む発光ダイオードである。この層は一般的に、適当な有機複合材料を堆積させることのできる重合体を含んでいてもよい。有機複合材料は、平坦なキャリアの上に行と列に堆積される。OLEDダイの使用により、歯科用硬化ライトの遠位側ヘッド部の厚さをさらに減少させることができ、これは、OLEDダイがフレキシブルで、従来の無機ソリッドステートLEDダイより薄いからである（たとえば、OLEDダイだけを使用した場合は、厚さを1-2mm削減できる）。

【0057】

たとえば、上述の実施形態のいずれかのヘッド部遠位端は、厚さが約8mm未満であってもよい。直接取り付けられたLEDダイ、OLEDおよび／または光をコリメートするためのレンズではないフォトニック結晶を含む、より具体的な実施形態は、厚さが約8mm未満、より好ましくは約5mm未満、さらにもっと好ましくは約2mm未満（たとえば、約1mmまたは以下の薄さ）であってもよい。

【0058】

図5Cは、歯科用硬化ライトの断面図を示しており、これは図5Bと同様であるが、ネック108'とヘッド部110'の形状が異なり、遠位ヘッド部110'の厚さに関する利益が最大限となっている。たとえば、ネック108'から遠位側ヘッド部110'への推移に沿った本体の上面は略直線的で平坦であり、その一方で、本体の下側は、ネック部108'から装置の最も薄い部分である遠位側ヘッド110'まで推移する湾曲を有している。近位側把持用ハンドル部（図示せず）は図1に示される実施形態と同様の形状と大きさであってよく、これは、ハンドル部が、把持するために構成された、装置の最も広い部分であるからである。ネック部108'とヘッド部110'全体にわたって平坦な上面を設けることにより、口内で最大限に扱いやすくなるかもしれないが、他の構成では、底面が平坦であっても、または上下両面が湾曲していてもよい。ヘッドの厚さTは、約8mm未満、より好ましくは約5mm未満、より好ましくは約2mm未満、さらには約1mm未満であってもよい。もちろん、上記のフォトニック結晶の光コリメータ、LEDダイの直接取付の利用および、OLEDダイの使用は、図5Bから図5Jに関連して説明する実施形態に限定されず、これらの特徴は、本明細書で説明する歯科用硬化ライトのいずれにも使用できる。

【0059】

少なくとも1つのLEDダイが、第一のピーク波長（たとえば、約390から410nmのUV）を発生するように構成され、別のLEDダイが異なるピーク波長（たとえば、約440から480nmの青色光）を発生するように構成されている実施形態では、2つ以上のフォトニック結晶が必要かもしれない、これは、各結晶が特定のピーク波長に合わせてカスタマイズされるからである。例としてのフォトニック結晶は、英国セントアンドリュースにあるePIXnet、マサチューセッツ州ビレリカにあるLuminus Devices, Inc.、スウェーデンのマルメにあるObducat ABおよびカリフォルニア州パウエイにあるDaylight Solutions, Inc. から入手可能である。

【0060】

図のように、装置100'は反射ウェル（窪み）168'をさらに有していてもよく、その中にLEDダイ160'が配置される。反射ウェル168'は、発生された光（たとえば、フォトニック結晶150'によって捕捉されない、または結晶150'を含まない実施形態のもの）の方向を所望の方向に変更するのに役立つかもしれない。透明保護層1

61' (たとえば、シリコン) を構造160' と150' の上に被着させ、これらを使用中の乱暴な取扱いまたは落下による損傷から防止するようにしてもよい。図5Bから図5Jの実施形態に関連して説明したいずれの特徴も、本明細書で説明するその他の実施形態のいずれに使用するためにも適応させることができる。たとえば、1つの実施形態は、一体の本体のLEDヘッドアセンブリ用の穴の中に受けることのできる、別のLEDヘッドの上に直接取り付けられたLEDダイを含んでいてもよい。

【0061】

1つの製造方法によれば、一体の単体要素の金属本体102' が、図5Dに示されるように提供される。図5Eと図5Fに示されるように、薄い、電氣的絶縁性の熱伝導層154' が、少なくとも金属本体102' のヘッド側遠位端の外面に形成される。薄い層154' は、好ましくは、下地の金属本体材料102' の酸化物または窒化物で構成される(たとえば、本体102' が金属の実施形態)。これは、化学またはプラズマ蒸着、プラズマ溶射法またはその他、当業者にとって明らかな技術で被着させてもよい。導電性トレース170' を、電氣的絶縁/熱伝導層154' の間に挟まれるように被着させてもよい。

【0062】

図5Gから図5Hに示されるように、次に、1つまたはそれ以上のLEDダイ160' が薄い電氣的絶縁/熱伝導層154' の外面に直接、たとえば熱伝導性エポキシで形成され、接合される。このようなエポキシ層のいずれについても、厚さを最小限にし、きわめて薄く、熱伝導性に対する抵抗に与えるその影響が無視できる程度にするようにし、これは、熱伝導性熱エポキシが、熱伝導性として特徴づけられるが、依然として比較的効率の悪い熱伝導体(たとえば、1W/m-K程度)であるからである。このような層のいずれについても、その厚さを最小限にすることにより、放熱に対する不利な影響が抑えられる。LEDダイ160' の上にフォトニック結晶150' を付着させて、発せられた光を受け取るようにしてもよい。

【0063】

図5Iに示すように、反射ウェル168' を本体102' のヘッド側遠位端110' に取り付け、ダイ160' が反射ウェル168' の内部に取り囲まれるようにしてもよい。ダイ160' を取り付ける前に反射ウェル168' を設置することも可能であるが、ダイ160' を完全に平坦で平滑な表面上に取り付けて、電力接続171' および下地の熱伝導/電氣的絶縁層154' とよく接触できるようにすることが好ましい。したがって、反射ウェル168' は、好ましくは、後の段階で取り付けられる。最後に、図5Jに示すように、シリコンまたはその他、固めることが可能、または硬化可能な樹脂の保護コーティングを、ダイ160' およびフォトニック結晶150' の上に被着させて、これらの繊細な構造を損傷から保護するようにしてもよい。直接取り付けが行われたLEDダイを含む実施形態のさらなる詳細は、以前に引用によって本願に援用されている、2008年12月30日出願の「特許文献2」に見られるかもしれない。

【0064】

歯科用硬化装置は、硬化装置として使用するのに適した、どのような形状とすることもできる。1つの実施形態において、歯科用硬化装置は、患者の口内で装置が付か安くなるように、長い形状の本体を有することができる。歯科用硬化装置の長い形状は、本発明の範囲内の歯科用硬化ライトの一例にすぎない。歯科用硬化ライトは、患者の口内または、さらにはその外で歯科用複合材料を硬化するのに使用するのに適したその他の形状を有していてもよいことがわかるであろう。たとえば、当業界で知られている、ピストル形の構成の硬化ライトには、本明細書において開示された特徴のいずれを組み込んでいてもよい。一般に、周知の硬化ライト構成のいずれも、本明細書で説明した特徴と一緒に使用してもよい。

【0065】

装置本体が放熱体として機能するため、装置本体はヒートシンクとして機能するのに十分な熱容量を有する、LEDに熱的に結合された別の金属本体を収容するための空洞、開口部またはその他の構成を設ける必要がない。本明細書において説明する歯科用硬化ライ

10

20

30

40

50

ト装置から「従来のヒートシンク」を不要とすることができることにより、製造する上で低いプロファイルの歯科用硬化ライト装置を製造することが可能となる。特に、ネックおよびヘッド部は、硬化ライト装置のヘッドまたはネック部の中に格納される、別のヒートシンクを使用する歯科用硬化ライトと比較して、はるかに小型および／または薄い、および／またはより大きなLEDアセンブリを収容できるようにすることができる。きわめて薄い遠位側ヘッドを有する実施形態は図5Cに示されている。

【0066】

装置本体102は熱伝導材からなるため、これは、伝熱体および放熱体として機能することができる。さらに、装置本体102は、プラスチック本体の歯科用硬化ライトのハウジングと比較して、より中実で薄くすることができる。1つの実施形態において、熱伝導本体材料は、強度と耐久性を高める金属構成からなり、その一方で、より小型で、より扱いやすい硬化ライトを実現する。

【0067】

1つの実施形態において、装置本体のハンドル部の厚さは、約10から40mm、好ましくは約15から30mmの範囲とすることができる。このような寸法は、使用者にとって握り心地がよい。ネックおよびヘッド部は、ハンドル部より薄く、その厚さは、約1から15mm、より好ましくは約1から10mmの範囲とすることができる。前述のように、ヘッド部の厚さを約8mm未満、より好ましくは約5mm未満、さらには約2mm未満とすることは、直接ダイ取付、フォトリソグラフィによる光リソグラフィまたは有機LEDの1つまたはそれ以上を使用した場合、可能であるかもしれない。

【0068】

B. 保護コーティング

1つの実施形態において、装置本体の外表面の全部または一部は、1つまたはそれ以上のコーティングを含んでいる。本発明の解釈において、装置本体102の外表面は、組立後の状態で硬化ライトに曝露される、または表面の形状を実質的に変化させないようなコーティングによって被覆される表面である。たとえば、図1-5に示される実施形態において、ネック部108の表面は外表面であるが、内部空洞136の表面は、電子機器アセンブリ112がその表面を覆ってしまうため、外表面ではない。同様に、図1-5に示されるカラー140は、保護スリーブ118によって覆われるため、外表面ではない。しかしながら、希望に応じて、装置本体102の、外表面とならない部分をコーティングしてもよい。

【0069】

装置本体102の外表面は、1つまたはそれ以上のコーティングで被覆して、表面を保護し、および／または硬化ライト100のクリーニングおよび／または殺菌が容易になるようにしてもよい。1つの実施形態において、装置本体102の外表面は、傷防止コーティングおよび／またはフッ素重合体コーティングで被覆してもよい。図6は、装置102のネック部108の一部の切欠き図で、保護コーティングを示している。傷防止コーティング146は、装置本体102の表面に隣接して位置付けられる。コーティング層は、化学またはプラズマ蒸着、プラズマ溶射または、当業者にとって明らかな別の方法で被着させてもよい。

【0070】

傷防止コーティング146は、装置本体102の本体材料より硬い、どのような材料の薄い層でもよい。1つの実施形態において、傷防止層は金属酸化物または金属窒化物とすることができる。傷防止層は、熱伝導層と同じであってもよい。1つの実施形態において、傷防止コーティング146は、金属装置本体102の表面上に形成された陽極酸化層とすることができる。たとえば、金属本体材料がアルミニウムを含んでいる場合、装置本体102の装置本体102の表面を陽極酸化することによって、酸化アルミニウムの表面ができる。好ましい実施形態において、傷防止コーティング146は、約0.05マイクロメートルから約100マイクロメートルの厚さである（図6は正しい縮尺ではない）。好ましくは、厚さは約1マイクロメートルより大きく、より好ましくは約10マイクロメートルより大きく、最も好ましくは約25マイクロメートルより大きい。1つの実施形態に

において、厚さは約 1 マイクロメートルから約 40 マイクロメートルの範囲、または、その代わりに、約 5 マイクロメートルから約 50 マイクロメートルの範囲とすることができる。

【0071】

傷防止層の厚さには、使用されている材料と所望の耐擦傷性に何らかの依存性がありうるが、陽極酸化アルミニウムの場合、傷防止層の厚さは、セルフパシベート(self-passivated)アルミニウムの厚さであり、耐擦傷性を持たせるのに十分な厚さではないことがわかっていて、約 5 から 15 nm よりずっと大きくなければならない。

【0072】

好ましい実施形態において、傷防止コーティングの硬度は、ロックウェル C スケールで、約 55 より高く、より好ましくは約 60 より大きく、最も好ましくは約 65 より大きい。硬度は一般に、ロックウェル C スケールで、約 60－90、より好ましくは約 65－80 の範囲である。適当な傷防止コーティングの例としては、酸化アルミニウム、窒化アルミニウム、窒化クロム、酸化クロム、酸化ジルコニウム、窒化チタン、炭化タングステン、炭化ケイ素、炭化クロムおよびそれらの組み合わせがある。

【0073】

装置本体の外面に被着させてもよいフッ素重合体コーティング 148 により、摩擦が非常に少ない表面となり、その結果、口の中で非常に操作しやすい装置となる。さらに、装置は容易に殺菌でき、細菌および／またはごみがたまりにくくなり、これは、歯科用硬化ライトが歯科患者の口内で使用され、使用するたびに洗浄して、歯科患者間の汚染と感染を避けるようにしなければならないことから、重要である。1つの実施形態において、フッ素重合体コーティングの厚さは、約 0.05 マイクロメートルから約 10 マイクロメートル、より好ましくは約 0.1 マイクロメートルから約 1 マイクロメートルの範囲内である。適当なフッ素重合体の例としては、これらに限定されないが、ポリテトラフルオロエチレン、パーフルオロアルコキシポリマ、フッ素化エチレンプロピレン、ポリエチレンテトラフルオロエチレン、ポリエチレンクロロトリフルオロエチレン、ポリフッ化ビニリデン、ポリクロロトリフルオロエチレンおよびこれらの組み合わせがある。おそらく専門的にはフッ素重合体ではないが、パリレンコーティング（たとえば、化学蒸着により被着される）を追加として、または代わりに被着させてもよい。パリレンは、ジ-*p*-キシリレンから製造される重合体である。これは、薄い、透明な層として被着させることができ、生体適合性がある。本明細書において、「フッ素重合体コーティング」とは、パリレンコーティングもまた含むものと広く解釈されるものとする。パリレンコーティングは、パリレン N、パリレン C、パリレン D、パリレン AF-4、パリレン SF、パリレン HT、パリレン A、パリレン AM、パリレン VT-4、パリレン CF、およびパリレン X を含んでいてもよい。

【0074】

フッ素重合体コーティング 148 は、単独で、または傷防止コーティング 146 と一緒に使用してもよい。しかしながら、フッ素重合体コーティング 148 の下に傷防止コーティング 146 を使用することは、いずれか一方の層だけでは実現できない実質的な利益を提供することがわかっている。たとえば、フッ素重合体コーティング 148 は、いずれかの金属表面に接合させることが困難でありうる。1つの実施形態において、傷防止コーティング 146 は、フッ素重合体コーティング 148 を装置本体 102 の外面にしっかりと接着できるように選択される。たとえば、酸化アルミニウム等の金属酸化物は、アルミニウム合金と、ポリテトラフルオロエチレン等のフッ素重合体とを良好に接合させる。

【0075】

傷防止コーティング 146 はまた、傷防止コーティングがフッ素重合体コーティングの下に配置される実施形態であっても、フッ素重合体コーティング 148 の摩耗も防止することができる。傷防止コーティングの硬さによって、本体材料内にくぼみが形成されず、それによって外面は平滑なままであり、フッ素重合体表面と接触する物体または物質は、実質的にその表面を略摩耗させずに、その表面上で滑る。装置本体の表面上に傷、くぼみ

またはその他の欠陥ができるとしても、フッ素重合体コーティングには、その欠陥の縁辺部で傷がつきやすいかもしれない。傷防止コーティング146を含めることによって、その発生の防止が助けられる。傷防止コーティングおよび／またはフッ素重合体コーティングはそれぞれ、単独の層であってもよく、あるいは一方または両方が2つ以上の副層を含んでもよい。

【0076】

C. LEDと熱伝導層を含むヘッド部

1つの実施形態において、装置本体102のヘッド部110は、歯科医療従事者が重合可能な複合材料に光を照射し、重合性複合材料を硬化させることが可能なLEDアセンブリ120を含む。図7は、遠位端部104をより詳細に示す、歯科用硬化ライト100の一部切欠き図である。ヘッド部110は、LEDアセンブリ120を支持し、または含む。LEDアセンブリ120は、レンズ150、LEDパッケージ152および熱伝導層154を含んでいてもよい。図7の実施形態において、熱伝導層は、図5Bと図5Dから図5Jに示されたもののような蒸着またはプラズマ溶射法で被着されるごく薄い層ではなく、本体102に固定される、別個の比較的厚い部材からなっている。もちろん、比較的薄い熱伝導層は本体102に被着される（たとえば、蒸着またはプラズマ溶射による）、代替の方法が可能である。

【0077】

LEDパッケージ152と熱伝導層154は、空洞144の中に配置される。ワイヤ134と134bは、経路142を通して延び、LEDパッケージ152に電力を供給する。LEDパッケージ152と熱伝導層154は、空洞144の床部156に固定される。床部156は一般に平坦で、熱伝導層154と床部156の表面とが十分に接触しやすい。しかしながら、装置本体102と熱伝導層154の間で接触する表面積が、使用中、1つまたはそれ以上のLEDダイによって生成される熱を熱伝導層154の中で素早く伝導させるのに十分であるかぎり、他の構成も使用できる。熱伝導層154は、良好な熱接触が確実に行われるどのような方法でも、床部156に熱的に結合、接合またはその他固定することができる。熱伝導層154は、LEDパッケージ152に、LEDアセンブリ基板162を通じて熱的に結合され、基板162はパッケージ本体164の一部であり、これについて、図7と図8に関して以下により詳しく説明する。

【0078】

熱伝導層154は、高熱伝導率材料の少なくとも第一の層を含む。第一の層の材料の熱伝導率は、好ましくは約150W/m-Kより大きく、より好ましくは170W/m-Kより大きく、さらにより好ましくは200W/m-Kより大きく、最も好ましくは約300W/m-Kより大きい。1つの実施形態において、伝導率は、約150W/m-Kから約2000W/m-K、より好ましくは約170W/m-Kから約500W/m-Kの範囲とすることができる。熱伝導層154の形成に使用できる第一の層の材料の例としては、これらに限定されないが、窒化アルミニウム、酸化ベリリウム、ダイヤモンド、炭化ケイ素、窒化ボロン、炭素のナノ材料（たとえば、カーボンファイバ、カーボンナノチューブファイバおよび／またはグラフェン）、酸化ベリリウム、窒化ボロンおよび／またはその他の熱伝導セラミックおよび／または熱伝導粒状金属および／またはセラミックおよび／またはその派生物および／またはその組み合わせがある。

【0079】

1つの実施形態において、熱伝導層154の第一の層は導電性を持たない。第一の層に非導電性材料を使用することによって、熱伝導層にトレースを含めることができる。トレースは、LEDアセンブリ基板の接点と電氣的に結合して、LEDダイに電力を供給するようにパターンニングすることができる。トレースは、トレースの作製に有益ないかなる材料でも形成でき、たとえば、これらに限定されないが、金、銅、銀、プラチナまたはアルミニウムがある。1つの実施形態において、トレースは、銅のパッドまたは板によって提供できる。

【0080】

1つの実施形態において、熱伝導層154の第一の層は、LEDアセンブリ基板162の熱膨張率と略適合する熱膨張率を持つ材料で形成される。

【0081】

1つの実施形態において、熱伝導層は熱伝導性プリント回路基板とすることができる。熱伝導性プリント回路基板は、セラミック回路基板または金属化プリント回路基板とすることができる。回路基板の当業者は、熱伝導性プリント回路基板の製造方法を熟知している。

【0082】

1つの実施形態において、熱伝導層は、熱伝導性変形可能パッドおよび／または熱伝導性ゲルまたはグリース層等の変形可能な層を含んでいることができる。一般に、変形可能な層は、第一の層の下（すなわち、装置本体に近接）に位置付けられる。熱伝導グリースの例としては、シリコングリース、ポリマグリース、金属化グリースおよびナノ粒子グリースがある。ナノ粒子グリースは一般に、熱伝導性フィラ（たとえば、セラミック、炭素またはダイヤモンド）を含む。

【0083】

サーマルゲルの例は、以下のウェブサイトに掲載された会社から入手可能であり、同ウェブサイトの内容を引用によって本願に援用する。

ShinEtsu: http://www.microsi.com/packaging/thermal_gel.htm

AiT Technology: http://www.aitechtechnology.com/products/thermal_interface/thermal_gel/Ultra+5

+5: <http://www.tigerdirect.com/applications/SearchTools/item-details.asp?EdpNo=3298395&CatId=503>

Masscool Thermal Gel: http://www.tigerdirect.com/applications/searchtools/item-details.asp?EdpNo=480215&csid=__21

熱伝導性グリース、ゲルまたは接着剤には、熱伝導性を向上させるためのフィラ材料を含めることができる。熱伝導性フィラ材料の例としては、窒化アルミニウム、酸化ベリリウム、炭素、ダイヤモンド、炭化ケイ素、窒化硼素およびこれらの組み合わせおよび／またはこれらのナノ材料がある。いくつかの実施形態において、別個の熱伝導層154は不要かもしれない。たとえば、LEDアセンブリとその中に含まれるLEDアセンブリ基板162の特徴に応じて、また別の熱伝導層154は不要かもしれない。このような例において、LEDアセンブリ基板162は、十分な熱伝導層として有効に機能し、熱伝導グリース、ゲルまたは接着剤で歯科用硬化ライトの下地本体に単純に結合してもよい。このようなLEDアセンブリ基板162は、好ましくは、別に採用される熱伝導層154に関して本明細書で説明した特徴と同様の表面積と厚さの特徴を有する。

【0084】

好ましい実施形態において、熱伝導層154は、装置本体に使用される材料（たとえば、床部156の表面を形成する材料、たとえばアルミニウム合金）の熱伝導率より高い熱伝導率を有する。

【0085】

熱伝導層154は本体102に対して薄く、したがって、ヒートシンクとして機能するのに十分な質量と熱容量を持たない。1つの実施形態において、熱伝導層154の厚さは、約100マイクロメートルから1.5mm、より好ましくは約200マイクロメートルから約1mmおよび、最も好ましくは約500マイクロメートルから900マイクロメートルの範囲である。このような層154の厚さは、熱伝導層が、蒸着またはプラズマ溶射法により被着される層からなる実施形態よりずっと大きい。たとえば、このような層の厚さはわずか約0.05マイクロメートルから約50マイクロメートルかもしれない。いずれの場合も、層154の熱伝導率は十分に高く、熱伝導層154は、熱を1つまたはそれ

以上のLEDダイから装置本体の材料へと放散させるコンジットとして機能する。このように、装置本体の材料は、高効率の放熱体として機能することができる。熱伝導層を装置本体に結合する表面積は、十分に大きく、熱伝導層により伝導される熱の大部分が、装置本体に伝達される。

【0086】

熱伝導層154は、LEDパッケージ152と装置本体102に熱的に結合される。熱伝導層154をLEDパッケージ152と装置本体102に熱的に結合することと熱伝導層の厚さは、硬化ライト100の使用中にLEDダイによって生成される熱の、基本的に全部ではなくても大部分が、放散のために本体材料中に素早く伝導されるように選択できる。この構成は、熱をLEDダイから遠ざける方向に伝導することにおいて非常に効率的であるため、連続的に動作させたとしても、温度は低温から中温に保持される。

10

【0087】

好ましい実施形態において、層154は、パッケージ152より実質的に大きい接触可能な平面を有する。熱伝導層154を大きくすることによって、LEDパッケージ152の周辺の装置本体に熱を伝達し、熱放散を大幅に改善することができる。放熱体として装置本体を使用することによって、熱伝導層が熱をLEDパッケージ152からかなりの速度で伝達できる十分な表面積が得られる。それゆえ、熱伝導層は、装置本体にLEDパッケージ152を直接取り付けの場合より装置本体の熱容量を良好に利用する。一般に、熱伝導層154は、装置本体より高い伝導率を有するため、熱伝導層154と装置本体102を結合する表面積が大きければ大きいほど、装置本体の熱伝導速度は速い。

20

【0088】

装置本体の十分な表面領域と接触する熱伝導層の使用により、LEDパッケージからの放熱が驚異的に改善されることがわかっている。本発明で使用する構成では、LEDベースの硬化ライトの過熱に関する昔からの問題が基本的に解消される。

【0089】

前述のように、熱伝導層154は、装置本体のそれより大きい熱伝導率を有していてもよい。1つの実施形態において、熱伝導層154は、アルミニウム合金より高い熱伝導率を有する。装置本体は複数の異なる材料から形成できるものの、アルミニウム合金は、熱容量／熱伝導率と、装置本体の製造可能性と持続性の間の良好なバランスを提供することがわかっている。アルミニウム合金は、純粋なアルミニウムより熱伝導特性が低い傾向があるが、熱伝導層は、アルミニウム合金の十分に大きな面積に素早く放散させ、純粋なアルミニウムと比較した、アルミニウム合金を使用することによる欠点が克服される。これは、驚くべきことで、予測されなかった結果である。

30

【0090】

図7に示すように、硬化ライト100は、LEDパッケージ152により発生される光を焦点させるために使用される集光レンズ150を有していてもよい。集光レンズ150は、歯科用硬化ライト100において使用される波長と光強度の光をコリメートするのに適した、どのようなレンズであってもよい。図7は、従来の屈折レンズの構成を示しているが、本発明は、他の種類のレンズ、たとえば光をコリメートするためのフォトニック結晶を含んでいてもよい。

40

【0091】

1つの実施形態において、アセンブリ120は、パッケージにまとめた1つまたはそれ以上のLEDダイを有する。熱伝導層に結合させることができる、およびしたがって、装置本体102に結合させることができる重合性複合材料を硬化させるための使用に適したどのようなLEDパッケージも、本発明では利用可能である。さらに、同じまたは異なる波長で発光する1つまたはそれ以上のLEDダイを有する2つまたはそれ以上のパッケージを、本発明の歯科用硬化ライトに使用することができる。一例としてのLEDパッケージ152が図8と図9に示されている。LEDパッケージ152は、パッケージ本体164のアセンブリ基板162に取り付けられるLEDダイ160を含む。アセンブリ基板は、単独でも、LEDパッケージのその他の特徴と併せても使用できる。たとえば、図7と

50

図 8 に示される非限定的な例において、パッケージ本体 164 は LED ダイ 160 を取り囲み、床部 167 を有するパッケージ空洞 166 を形成する。パッケージ空洞 166 は一般に、傾斜壁 168 を有する。壁 168 および／またはパッケージ 152 のその他の表面は、反射コーティングで被覆して、LED ダイ 160 によって発生される光の吸収を制限し、光の出力を最大限にすることができる。これに加え、ヘッド空洞 144 とヘッド 110 の内面にも同じ、または異なる反射コーティングを被着させて、LED ダイ 160 からの光の吸収を最小限にすることができる。適当な反射材料の例としては、これらに限定されないが、貴金属、好ましくはロジウムがある。1 つの実施形態において、パッケージ 152 には、反射カラーおよび／または、カラーと同様の反射防止コーティングおよび、図 13 に関連して以下に説明する反射防止コーティングを設けることができる。

10

【0092】

LED アセンブリ基板 162 は、基板 162 が熱をダイ 160 から熱伝導層 154 に伝達するのに十分に高い熱伝導率を有するかぎり（図 7）、LED ダイ 160 を支持するのに適したどのような材料で構成してもよい。1 つの実施形態において、基板 162 は、熱伝導層 154 の第一の層と同じまたは同様の材料で形成することができる。LED アセンブリ基板は、1 つまたはそれ以上の副層から形成することができ、また、所望の熱伝導率が維持されるかぎり、1 つまたはそれ以上の異なる熱伝導性材料から形成することができる。LED ダイ 160 は、事前にパッケージされた LED パッケージとして提供することができ、あるいは、LED パッケージは、装置本体にその場で形成することができる。

【0093】

LED ダイは、重合性複合材料を硬化するための所望の波長で発光するように選択される。LED ダイは一般に、約 350 nm から約 490 nm の範囲内の特定の波長で発光するように構成されているが、本発明は必ずしも、これらの波長で発光する装置に限定されずとはかぎらない。光硬化可能な歯科用複合材料は一般に、ひじょうに狭い範囲の波長にしか反応しない、光活性開始剤を含む。たとえば、カンファーキノンは青色光によって活性化されるが、多くの所有権保護された開始剤は、UV 光によって活性化される。所望の波長で動作するように選択された LED ダイは、特定の重合性複合材料の所望の方法と時間間隔での硬化を実現する上で重要である。1 つの実施形態において、LED パッケージは、約 350 nm から約 490 nm の範囲の特定の周波数で発光するように構成された 1 つまたはそれ以上の LED ダイを含めることができる。好ましい実施形態において、LED パッケージは UV スペクトル、あるいはこれとは別に、または同時に青色スペクトルで発光することができる。本発明の歯科用硬化ライトに使用できる適当な LED パッケージとダイの例は、ヤンの「特許文献 3」に開示されており、同特許を引用によって本願に援用する。

20

30

【0094】

LED ダイ 160 との電源接続は、接点 170 a と 170 b を通じて行うことができる。この実施形態において、接点は、基板 162 に埋め込んでもよい。しかしながら、他の実施形態において、接点はパッケージ本体の他の構造または LED アセンブリのその他の構成部品に設置してもよい。接点と LED ダイ 160 へのトレースは、たとえば、これらに限定されないが、蒸着法等の周知の技術を使って堆積される金またはその他の導電性金属トレースから作製してもよい。LED パッケージ 152 はワイヤ 134 a と 134 b から電力を受け取るように描かれているが、トレースまたはリードあるいは、電力を LED ダイに供給するのに適したその他どのような技術を使っても電力を供給することができる。1 つの実施形態において、LED パッケージ 152 へのトレースは、傷防止コーティング等の電氣的絶縁コーティングまたは、図 5 B と図 5 D から図 5 J に関して説明した、被着された熱伝導層の中に埋め込むことができる。この実施形態において、ヘッド 110 と空洞 136 の間の電気接点（たとえば、ワイヤまたはトレース）は、装置本体 102 のネック部 108 の外側に沿って設けることができる。ワイヤとトレースは、トレースの下の酸化アルミニウム等の第一の電気絶縁層と、次に、トレースの上の酸化アルミニウム等の電氣的絶縁コーティングを使うことによって、コーティングの中に埋め込むことができる

40

50

。絶縁コーティング層は、酸化アルミニウム、窒化アルミニウムまたはその他適当な電氣的絶縁コーティングとすることができる。下側絶縁層は、アルミニウム本体を陽極酸化することによって形成でき、上側絶縁層は、プラズマ溶射によって形成できる。

【0095】

図10は、複数のLEDダイ260a、260b、260cおよび260dを含む、本発明の別の実施形態を示す。複数のダイを使用することによって、パッケージ252は、1つ以上の波長で発光でき、および／または1つの波長でより多くの光を発生することができる。1つの実施形態の例において、LEDダイ260aと260bは、約460nmから約470nmの範囲の光を発生するように構成され、ダイ260cは約445nmから約455nmの範囲の光を発生するように構成され、ダイ260dは約400nmから約410nm（たとえば、約405nm）の範囲の光を発生するように構成される。LEDパッケージ252は、ダイの設置面積に利用できる物理的な空間があるかぎり、いくつのダイを有していてもよい。LEDダイは、光重合性複合材料の硬化に適した、どの周波数で発光するようにも構成してよい。LEDパッケージ252は、LEDパッケージを駆動するための接点270aから270cを有する。LEDダイは、直列でも並列でも、図1から図9に関して説明するものと同様の電圧および電力出力で駆動できる。

10

【0096】

D. 別の歯科用硬化ライト

図11から図13は、着脱可能なカップ状部材280を有するヘッド部を含む、別の歯科用硬化ライト200を示す。着脱可能な部材280は、熱伝導層254を使って着脱可能な部材280に連結されるLEDパッケージ252を格納する。LEDパッケージと装置本体202の間の熱伝導率は、硬化ライト100に関するものと同じであるが、ヘッド210は部材280をヘッド210の一部に固定するための連結手段を含んでいる点異なる。

20

【0097】

1つの実施形態において、連結は、ねじ山付本体282によって行われ、部材280のねじ山284により、着脱可能な部材280をヘッド210のねじ山付本体282に螺合することが可能である。ウェルまたは空洞244の床部256は、着脱可能な部材280の底面286と密接に接触する。着脱可能な部材280の底面286と空洞244の床部256の表面積が比較的大きいことによって、ヘッド210の部品間の熱伝達が良好となる。着脱可能な部材280と空洞244の間の接続は、どのような着脱可能な部材を使ってもよく、たとえば、これらに限定されないが、ねじ山、スナップ式嵌合接続、ピンコネクタまたは、同様の機能を提供する同様の接続がある。

30

【0098】

着脱可能な部材280は、装置本体102に関して上述した装置本体202の他の部分と同じ材料で作製することができる。1つの実施形態において、着脱可能な部材280は、装置本体202と同じ材料で作製することができる。しかしながら、別の実施形態では、着脱可能な部材280は、装置本体202と同じ材料から作成することができる。しかしながら、別の実施形態において、着脱可能な部材280は金属または、装置本体202の他の部分と比較してより高い熱伝導率を有する、その他の熱伝導性材料からなっているもよい。

40

【0099】

ワイヤ234とLEDパッケージ252との間の電気接続は、1対のバネ負荷接点290aと290bを提供することによって行ってもよい。着脱可能な部材280は、着脱可能な部材280がねじで押し下げられると、バネ負荷接点290aと290bを圧縮する、対応する電気接点292aと292bを含む。電気接点292aと292bは、空洞244の中に確実に着座された着脱可能な部材280で作製することができるかぎり、どのような電気連結手段でも使用できる。

【0100】

着脱可能な部材280の使用によって、LEDパッケージ252は、比較的容易に交換

50

またはアップグレードできる。LEDパッケージ252を修理済みまたは改良済みLEDパッケージと交換する、またはアップグレードするために、着脱可能な部材280を取り外し、新しいLEDパッケージを含む新しい着脱可能な部材280をヘッド210にねじ止めまたは連結することができる。その結果、歯科医療従事者は、（装置が故障した場合と同様に）装置全体を製造者に返品し、または、より新型の装置が望まれる場合に装置全体を廃棄するための出費をなくすることができる。着脱可能な部材280は、開示された硬化ライトのいずれかに関して上で説明した特徴のいずれとも一緒に使用できる。

【0101】

図13は、内面295を有する開口部を画定する反射カラー294を示している。反射カラー294は光を反射し、LEDパッケージ252からレンズ250へと通過させる。好ましい実施形態において、反射カラー294は円筒形であるが、希望に応じて他の形状を利用してもよい。反射カラー294は、内面296に反射コーティングを有してもよく、この反射コーティングは、その表面上の光の反射率を向上させ、それによって吸収を減少させる。反射コーティングは、好ましくは光沢性の高い貴金属コーティングである。ロジウムおよびパラジウムは、適当な貴金属の例であり、ロジウムが特に好ましい。貴金属は、その耐変色により好ましく、変色は、時間の経過によって反射性を低下させる原因となる。

【0102】

1つの実施形態において、着脱可能な部材280は、レンズハウジング300の一部と、ねじ山付本体272の間のスナップ式嵌合部298を利用して固定することができる。反射カラー294は、第一のワッシャ304に当接する波形バネ302によって着脱可能な部材280の中に固定することができ、第一のワッシャ304はまた、レンズハウジング300とも当接する。第二のワッシャ306は、反射カラー294を着脱可能な部材280の底から分離させる。反射カラー294は異なる種類のバネを使って、あるいは異なる種類の接続メカニズム、たとえば、これに限定されないが、接着剤を使って固定することができる。

【0103】

1つ実施形態において、レンズ250は、その表面に反射防止コーティングを有する。反射防止コーティングは、好ましくはLEDダイと対面する表面上にあるが、他の表面を被覆することもできる。反射防止コーティングによってレンズ表面による光の反射を軽減させ、これによって、レンズ250を通過する光の割合を増大させ、レンズ250によって反射される光による吸収を減少させる。反射防止コーティングの例としては、これに限定されないが、フッ化マグネシウムがある。もちろん、1つまたはそれ以上のコリメート用フォトリソグラフィ結晶をレンズ250の代わりに用いてもよい。

【0104】

図13の実施形態に関して示される上記の構造とコーティングは、図1から図10に関する上記の特徴と一緒に使用することができる。

【0105】

本発明の他の実施形態において、歯科用硬化ライトは、装置本体のハンドル部の空洞の中に再充電可能なバッテリーを備える。この実施形態では、ハンドル部の近位端では電源コードの代わりに電気プラグまたはその他の接続が用いられ、これによって、歯科用硬化ライトを充電ステーションまたはベースに接続して、バッテリーを再充電することができる。前述のように低電源電力でのLEDパッケージの駆動は、再充電可能なバッテリーで使用するときに特に有利であり、これは、再充電せずにより長期間にわたって、より高い出力を実現でき、および／または再充電と再充電の間の使用可能時間を望ましい長さにしながら、バッテリーパックのサイズを縮小できる。

【0106】

III. 歯科用硬化ライトの動作構成と使用方法

本発明の歯科用硬化ライトは、非常に高い光出力で発光し、および／または低い動作温度と高い効率で連続的に発光するように構成することができる。1つの実施形態において

、硬化ライト装置は、LEDパッケージの電力を制御する電子機器アセンブリを備える。電子機器アセンブリは、LEDダイを再充電することなく、長時間にわたり、非常に高い光強度でLEDダイを駆動するように構成することができる。

【0107】

1つの実施形態において、LEDパッケージは、少なくとも約 2000 mW/cm^2 、少なくとも 3000 mW/cm^2 、またはさらには 3500 mW/cm^2 を超える全光出力を安定に発生させることができる。本発明の解釈において、特にことわりがないかぎり、全光出力は熱電対列測定器を使って測定される。いくつかの実施形態において使用できる光測定器の種類としては、スペクトロメータとDemetronのラジオメータがある。

【0108】

本発明のLED硬化装置は、一般的に 3500 mW/cm^2 で動作するアーク灯によって発生される光の強度と同等または、それよりはるかに高い強度の安定した光出力をLEDで実現できる。LED光源を使ってこのような高い光出力を発生できるのは、一部の理由として、装置本体を放熱体として使用することと、熱伝導層を使って、LEDダイから熱を遠ざける方向に、熱が放散される装置本体へと素早く、効率的に伝導させることによる。

【0109】

本発明の1つの実施形態において、電子機器アセンブリは、高強度の出力であっても、LEDダイの出力の波長シフトが最小限となるように構成される。この実施形態において、電子機器アセンブリは、LEDダイの実際の最大または定格電力よりずっと低い最大入力でLEDダイに電力供給するように構成される。例えば、硬化ライトは、1つまたはそれ以上のLEDダイを備えていてもよく、これを定格約10ワットで動作させ、電子機器アセンブリを、約2.5ワットの最大入力で機器に電力供給するように構成できる。

【0110】

1つの実施形態において、電子機器アセンブリは、LEDダイの定格最大電力の80%未満、より好ましくは約50%未満、さらにより好ましくは約40%未満、最も好ましくは定格最大電力の約30%未満の最大入力でLEDパッケージに電力を供給し、その一方で、少なくとも約 500 mW/cm^2 、より好ましくは少なくとも約 800 mW/cm^2 、より好ましくは少なくとも約 1000 mW/cm^2 、さらにより好ましくは少なくとも約 2000 mW/cm^2 、さらには少なくとも約 3000 mW/cm^2 の光出力を実現するように構成される。

【0111】

1つの実施形態において、LED硬化ライトは、たとえ高い光出力であっても、入力1ワットあたりの全光出力の効率が非常に高くなるように構成できる。本発明の装置は、過去において知られていた、高出力硬化ライトにおける一般的な効率より大幅に高い効率で高い全光出力を提供するように構成でき、従来のものは、入力1ワットあたりの全光出力の効率は10%から30%の範囲であることが多い。1つの実施形態において、本発明の硬化ライトのLEDダイの効率は、少なくとも約40%、より好ましくは少なくとも約50%、さらにより好ましくは少なくとも約60%、および最も好ましくは少なくとも約70%であり、この効率は、LEDダイへの入力1ワットあたりの硬化ライトからの全光出力のワットに従って測定される。たとえば、1つの実施形態において、4つのLEDダイと定格電力10ワットのLEDパッケージを有する硬化ライトは、6ワットで作動され、 3500 mW/cm^2 の全光強度を出力する。歯科用硬化ライト装置の最高の効率を得るのは、LEDとレンズまたはフォトニック結晶の間に反射カラーを含む構成とすることによって実現してもよい。反射防止コーティングを、利用するレンズに用いることによって、効率はさらに改善できる。

【0112】

LEDダイをその定格最大電力以下で駆動することにより、LEDダイとその付近の構造の温度サイクリングが最小限となる。この方法は、2つまたはそれ以上のLEDダイを含むLED構成で使用する場合に特に有利である。第一のLEDダイをその定格電力以下

10

20

30

40

50

で駆動させることにより、隣接するLEDダイは確実に、所望の出力で、その設計上の波長の光を発することができる。それゆえ、複数のLEDダイは、長時間にわたり、連続的に1つまたはそれ以上の所望の波長で同時に動作でき、その際、過熱によっていずれかのLEDダイに有害な波長シフトまたは重大な出力低下が発生することはない。

【0113】

LEDパッケージを低入力で駆動することにより、LEDダイの付近の動作温度が低下する。1つの実施形態において、LEDパッケージのダイ付近の温度は、約80℃以下、より好ましくは約70℃以下、最も好ましくは約50℃以下に保つことができ、これは従来の硬化ライトシステムの一般的な最大動作温度（たとえば、125℃を超える）よりはるかに低温である。本発明の低温運転硬化ライトは、歯科患者に火傷を負わせる、または不快感を与えることを心配せずに、患者の口内に挿入できる。本発明のいくつかの実施形態は、低入力駆動のLEDダイを用いているが、他の実施形態では、波長シフトを発生させるために、LEDを高い入力で駆動させることが好ましいかもしれない。

【0114】

本発明の1つの実施形態において、歯科硬化ライト100の入力と光出力は、時間経過によってランプアップさせることができる。本発明の硬化ライトの低い動作温度および／または高い光出力によって、さまざまなランプ時間と光出力強度を得ることができる。ランプ時間は、状況によって、適当な場合とそうでない場合があるかもしれない。1つの実施形態において、歯科用硬化ライトは、使用者が歯科用硬化ライトの光出力をランプアップさせるためのランプ時間を選択できるように構成される回路を備えていてもよい。1つの実施形態において、歯科用硬化ライト装置の電子機器アセンブリには、約2〜20秒、より好ましくは5〜15秒の範囲内で複数の選択可能なランプ時間がある。この実施形態において、使用者は、いくつかのランプ時間の中から1つを選択し、装置は、選択された時間をかけて選択された光出力強度に到達するように、入力を徐々に増加させる。たとえば、選択された光出力強度が2000 mW/cm²で、使用者が選択したランプ時間が5秒であると、電子機器アセンブリは、5秒以内に光強度出力が2000 mW/cm²となるようにLEDダイへの入力を徐々に上げる。同じ装置を使用して、使用者は別のランプ時間、たとえば3秒間を選択することもでき、この場合、電子機器アセンブリは、3秒以内に所望の光強度出力（たとえば2000 mW/cm²）となるように入力電力を徐々に増加させる。ランプアップに関するその他の詳細は、スコットの「特許文献4」に記載されており、同公開公報を引用によって本願に援用する。

【0115】

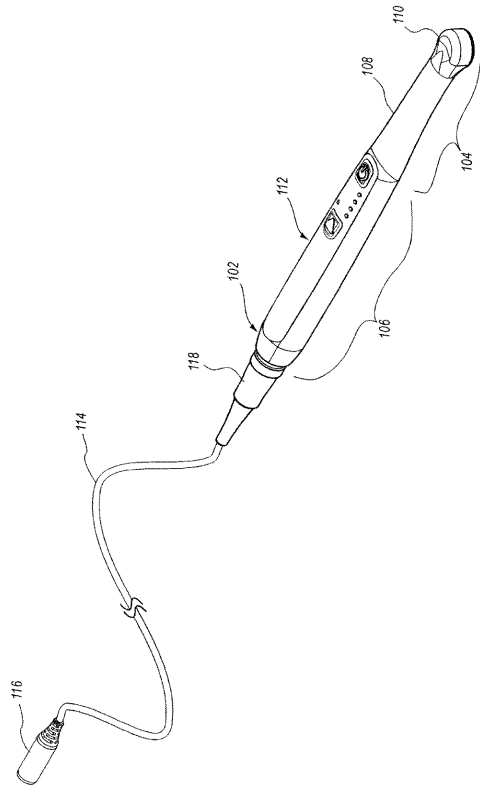
本発明はまた、歯科用硬化ライトを使って重合性複合材料を硬化させる方法を含む。方法は、(i) 上記の実施形態の1つまたはそれ以上による歯科用硬化ライトを提供するステップと、(ii) 患者の口腔内に光硬化性複合材料を堆積させるステップと、

(iii) 歯科用硬化ライトを使い、光硬化性複合材料を硬化させるのに十分な時間にわたり、光線を重合性複合材料に当てることによって、複合材料を硬化させるステップであって、光線の光強度が少なくとも約2000 mW/cm²であるようなステップと、を含む。歯科用複合材料には、重合体成分と、光硬化装置から発せられる波長の光に敏感な光開始剤が含まれる。光硬化性歯科用複合材料の例は、ロヴェリッジの「特許文献5」に記載されており、同公開公報を引用によって本願に援用する。当業者は、患者の歯に硬化性複合材料を堆積させ、硬化させるための波長と複合材料を熟知している。

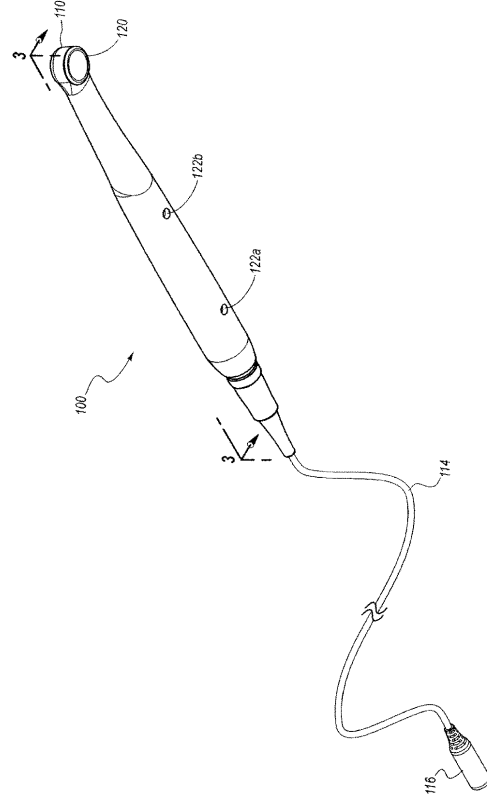
【0116】

本発明は、本発明の精神と本質的特徴から逸脱することなく、他の具体的な形態で実施することができる。説明した実施形態は、あらゆる点において例であり、限定的ではないと考えられるべきである。したがって、本発明の範囲は、上記の説明ではなく、付属の特許請求項によって示される。特許請求項の意味とその同等性の範囲内に含まれるすべての変更は、その中に含まれるものとする。

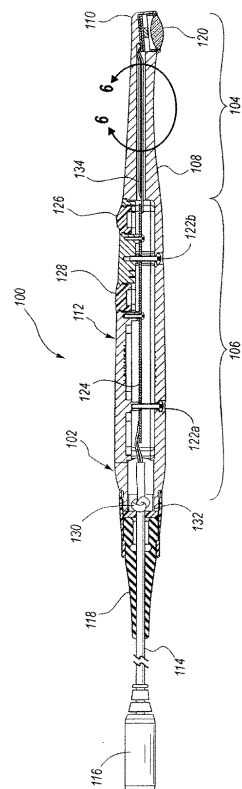
【図 1】



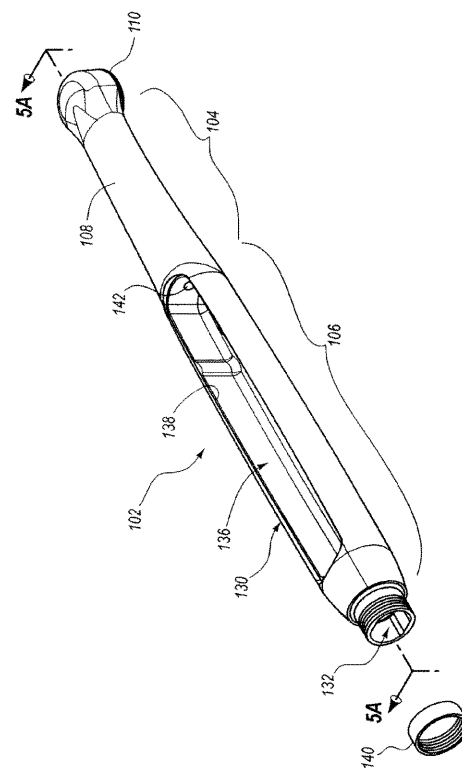
【図 2】



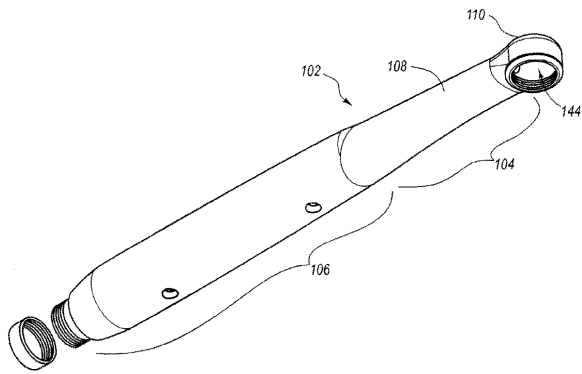
【図 3】



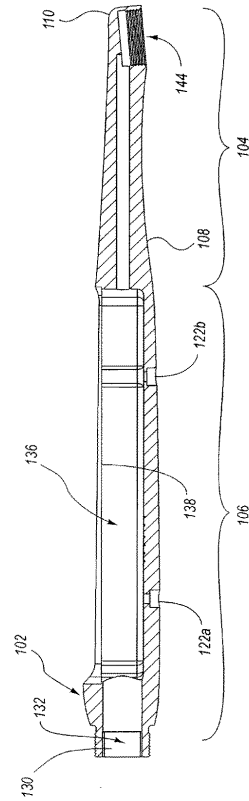
【図 4】



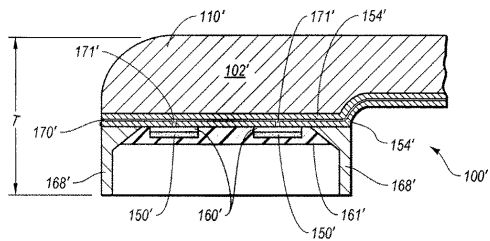
【図 5】



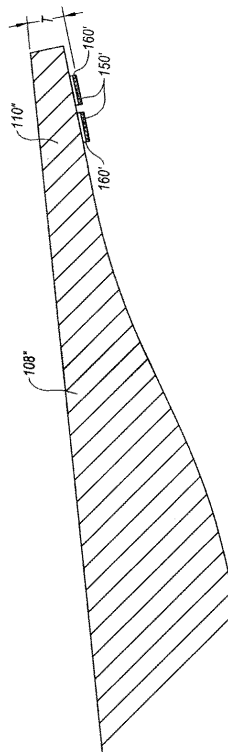
【図 5 A】



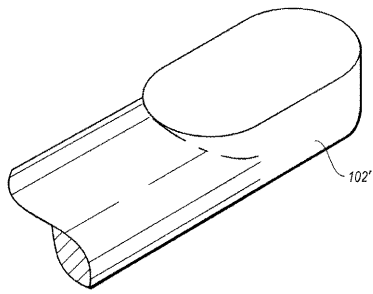
【図 5 B】



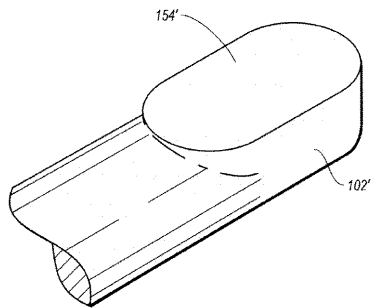
【図 5 C】



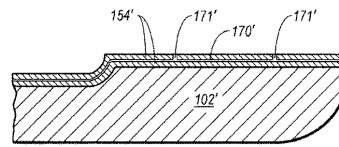
【図 5 D】



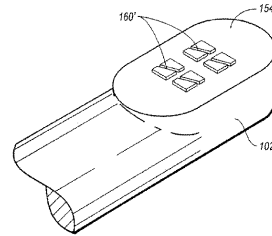
【図 5 E】



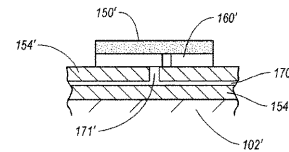
【図 5 F】



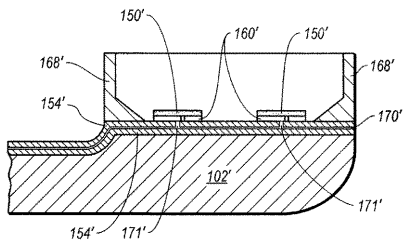
【図 5 G】



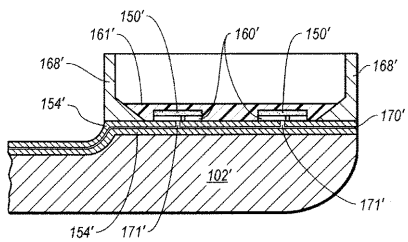
【図 5 H】



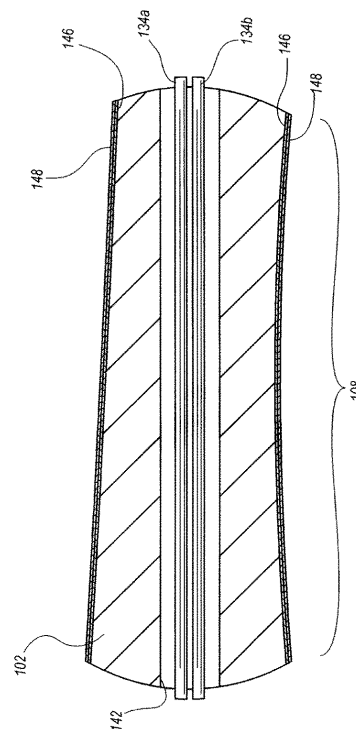
【図 5 I】



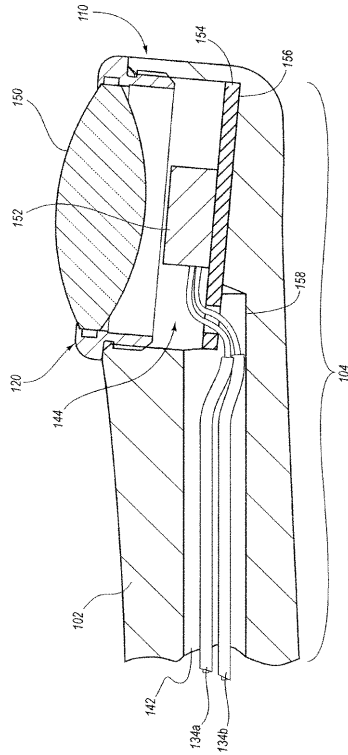
【図 5 J】



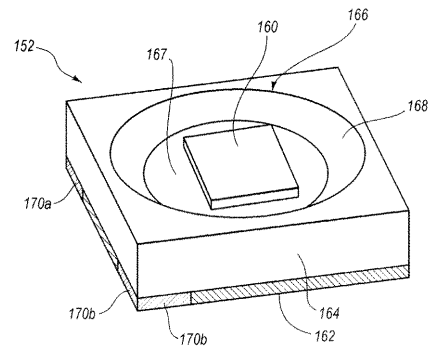
【図 6】



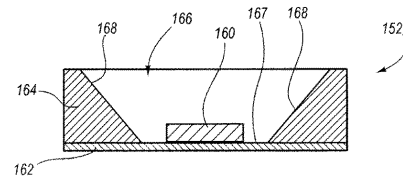
【図 7】



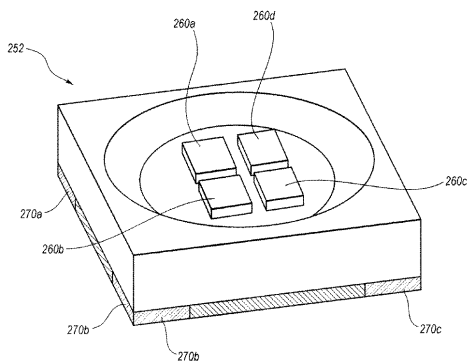
【図 8】



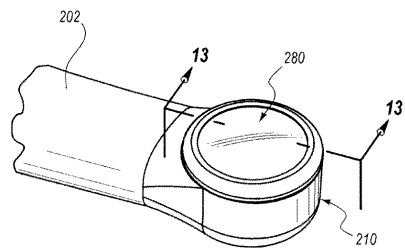
【図 9】



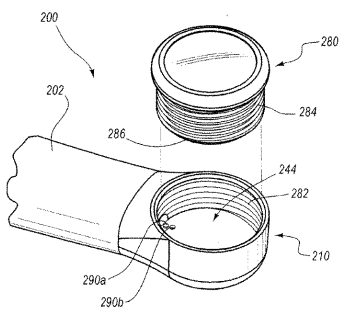
【図 10】



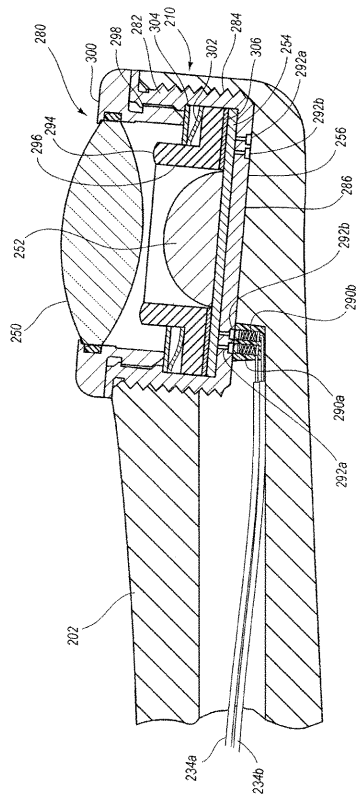
【図 12】



【図 11】



【図 13】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I		テーマコード (参考)	
F 2 1 V 29/85 (2015.01)	F 2 1 V	29/85		
F 2 1 V 29/87 (2015.01)	F 2 1 V	29/87		
F 2 1 V 29/503 (2015.01)	F 2 1 V	29/503	1 0 0	
H 0 5 K 7/20 (2006.01)	H 0 5 K	7/20		D
B 3 2 B 7/02 (2006.01)	B 3 2 B	7/02	1 0 5	
F 2 1 Y 115/10 (2016.01)	F 2 1 Y	101:02		

(72)発明者 ジャレド シーツ

アメリカ合衆国 8 4 0 5 8 ユタ州 オレム サウス 1 1 0 イースト 1 4 6 3

(72)発明者 ネイル ティー. ジェショップ

アメリカ合衆国 8 4 0 9 2 ユタ州 サンディ コルチェスター ドライブ 1 1 5 3 8

F ターム(参考) 4F100 AA12B AA13B AA16B AA17B AB24B AT00A EC18G JJ01B JJ01G

5E322 AA03 AB06 AB08 AB11 FA04 FA06

5F142 AA04 AA14 AA42 BA32 CB13 CB22 CB23 CD02 CD13 CD16

CD17 CD18 CD32 CD43 CE02 CE03 CE06 CE08 CF02 CF23

CF25 CF26 CF27 CF42 CG05 CG32 DB30 DB32 DB44 DB54

EA06 EA08 EA12 EA20 FA03 FA14 FA18 FA21 FA30 GA21