

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5902096号  
(P5902096)

(45) 発行日 平成28年4月13日 (2016. 4. 13)

(24) 登録日 平成28年3月18日 (2016. 3. 18)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 C 1/08 (2006.01)

A 6 1 C 1/08

F

請求項の数 34 (全 36 頁)

(21) 出願番号	特願2012-539042 (P2012-539042)	(73) 特許権者	512125116
(86) (22) 出願日	平成22年11月12日 (2010. 11. 12)		ソネンド インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2013-510688 (P2013-510688A)		アメリカ合衆国 カリフォルニア 926
(43) 公表日	平成25年3月28日 (2013. 3. 28)		53 ラグナ ヒルズ メリット サーク
(86) 国際出願番号	PCT/US2010/056620		ル 26051 スイート 102
(87) 国際公開番号	W02011/060327	(74) 代理人	100100549
(87) 国際公開日	平成23年5月19日 (2011. 5. 19)		弁理士 川口 嘉之
審査請求日	平成25年11月11日 (2013. 11. 11)	(74) 代理人	100113608
(31) 優先権主張番号	61/261, 293		弁理士 平川 明
(32) 優先日	平成21年11月13日 (2009. 11. 13)	(74) 代理人	100123098
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 今堀 克彦
		(72) 発明者	ベルクハイム, ビャーネ
			アメリカ合衆国 カリフォルニア 926
			92 ミッション ビエホ イベッサ ロ
			ード 26362

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 歯科治療のための液体噴射装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高速の液体噴射を歯の洞 (c a v i t y) に送るように構成されたチャネルを有する位置決め部材であって、前記位置決め部材は近位端部分および遠位端部分を有し、前記遠位端部分が、前記液体噴射を前記歯の前記洞に向けてるように構成される、位置決め部材と、

前記位置決め部材の前記遠位端部分に配置された衝突部材であって、凹面の衝突面を有し、前記高速の液体噴射の動作中に、前記高速の液体噴射が前記衝突面に衝突するように構成された衝突部材と、

前記位置決め部材の前記遠位端部分を貫く複数の開口部であって、前記衝突面の外周のまわりに配置され、前記衝突面に衝突した後の前記液体噴射が当該開口部から流出するように構成された複数の開口部と、

を含み、

前記衝突部材は、前記位置決め部材の前記近位端部部分に向かって角度が付けられた又は湾曲した、1つ以上の角度が付けられたまたは湾曲した部分を含み、当該1つ以上の角度が付けられたまたは湾曲した部分は、前記開口部の遠位端よりも遠位側にある、

歯科用器具。

【請求項 2】

前記位置決め部材が、長手軸を有する細長い部材を含み

前記チャネルがチャネル軸を有し、および前記チャネル軸が前記細長い部材の長手軸に実質的に平行である、請求項 1 に記載の歯科用器具。

10

20

## 【請求項 3】

前記高速の液体噴射が噴射軸に沿って伝搬し、前記噴射軸が、前記チャネル軸または前記細長い部材の長手軸に実質的に平行であるように前記位置決め部材が配置される、請求項 2 に記載の歯科用器具。

## 【請求項 4】

前記高速の液体噴射を出力するように構成されたノズルをさらに含む、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

## 【請求項 5】

前記ノズルが、前記位置決め部材の前記近位端部分に配置されている、請求項 4 に記載の歯科用器具。

10

## 【請求項 6】

前記液体噴射が前記衝突部材に衝突した後に、前記液体噴射の少なくとも一部分を、前記位置決め部材の前記近位端部分の方へ少なくとも部分的に向けるように、前記衝突面の前記 1 つ以上の角度が付けられたまたは湾曲した部分が構成されている、請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

## 【請求項 7】

前記衝突面の前記 1 つ以上の角度が付けられたまたは湾曲した部分が、前記衝突面に衝撃を与える前記液体噴射の少なくとも一部分に渦まきまたは循環を与えるように構成されている、請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

## 【請求項 8】

20

前記衝突部材が、前記液体噴射が衝撃を与えると、液体の噴霧を生じるように構成されている、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

## 【請求項 9】

前記液体の噴霧が、第 1 の方向に向けられた第 1 の噴霧と、第 2 の方向に向けられた第 2 の噴霧とを含み、前記第 2 の方向が、前記第 1 の方向とは実質的に異なる、請求項 8 に記載の歯科用器具。

## 【請求項 10】

前記液体噴射の動作中に、前記歯にあてがわれ、かつ前記歯の開口部からの流体の逆流を抑止するように構成された逆流制限器であって、少なくとも一部分が、大略、前記位置決め部材の前記近位端部分と前記遠位端部分との間に配置されている、逆流制限器をさらに含む、請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

30

## 【請求項 11】

前記逆流制限器が、実質的に前記位置決め部材の周りに配置されている、請求項 10 に記載の歯科用器具。

## 【請求項 12】

前記逆流制限器が、少なくとも部分的に多孔性であるかまたは少なくとも部分的に吸収性である材料を含む、請求項 10 または 11 に記載の歯科用器具。

## 【請求項 13】

前記逆流制限器が、圧縮可能な材料を含む、請求項 10 から 12 のいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

40

## 【請求項 14】

ハンドピースを更に含み、前記位置決め部材が、前記ハンドピースに取り付けられるように構成されている、請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

## 【請求項 15】

前記位置決め部材の前記遠位端部分のサイズおよび形状は、前記複数の開口部を歯髄腔内に配置しつつ、前記遠位端部分を前記歯髄腔に位置決めできる、サイズおよび形状である、請求項 1 から 14 のいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

## 【請求項 16】

前記位置決め部材および前記衝突部材を有する音響波発生器を更に含み、前記音響波発生器は、歯内に水中音場を生成するように構成される、請求項 1 から 15 のいずれか 1 項

50

に記載の歯科用器具。

【請求項 17】

前記音響波発生器は、広範囲の音響周波数にわたる音響パワーを生成するように構成される、請求項 16 に記載の歯科用器具。

【請求項 18】

前記音響波発生器は、歯内の有機物を歯から引き離すのに十分なパワーを生成するように構成される、請求項 16 または 17 に記載の歯科用器具。

【請求項 19】

位置決め部材を有する圧力波発生器を備える歯科治療のための装置であって、

前記位置決め部材の遠位端部分は衝突面を含み、

前記位置決め部材は、高速の液体噴射ビームを出力するための大きさおよび形状を有するオリフィスを備えるノズルを有し、前記液体噴射ビームが前記衝突面に向かうように、前記衝突面に対して配置され、

前記遠位端部分のサイズは、歯内の空洞に入るようなサイズであり、

前記液体噴射ビームがビーム軸に沿って伝搬し、前記ビーム軸に対して実質的に垂直な前記衝突面の部分において前記衝突面に衝突するように構成され、

前記衝突面は、前記位置決め部材の近位端に向かって角度が付けられたまたは湾曲した面を1つ以上含む、

歯科治療のための装置。

【請求項 20】

前記液体噴射のビームは、脱気液体を含む、請求項 19 に記載の装置。

【請求項 21】

前記衝突面は、大略、凹型形状である、請求項 19 または 20 に記載の装置。

【請求項 22】

前記位置決め部材はガイドチューブを含み、該ガイドチューブは、該ガイドチューブの遠位端部分に開口部を有するチャンネルを有する、請求項 19 から 21 のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 23】

前記圧力波発生器は、歯の空洞において少なくともいくつかの液体キャビテーションを引き起こすために十分なエネルギーを出力するように構成される、請求項 19 から 22 のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 24】

オリフィスと衝突面を備える液体ビーム形成部を有する圧力波発生器であって、前記オリフィスは高速の液体噴射ビームを出力するための大きさおよび形状を有し、前記衝突面は前記オリフィスから離され、前記オリフィスの軸が前記衝突面を通るように配置され、前記衝突面は歯内の空洞に挿入されるように構成されている、圧力波発生器を備える歯科治療のための装置であって、

前記液体ビーム形成部は、前記液体噴射ビームが、前記衝突面の最遠位部分に衝突するように構成され、

前記衝突面は、前記液体噴射ビームの噴霧を、前記衝突面の近くに配置された1つまたは複数の開口部に向けるように構成された十分な剛性を有する材料を含み、

前記衝突面は、大略、前記液体噴射の軸に対して対称に配置される、

歯科治療のための装置。

【請求項 25】

前記液体ビーム形成部は、前記液体噴射ビームが前記衝突面に衝突したときに、歯の空洞において少なくともいくつかの液体キャビテーションを引き起こすために十分なエネルギーを有する液体噴射ビームを形成するように構成される、請求項 24 に記載の装置。

【請求項 26】

前記軸に沿って延びるチャンネルを有し、該チャンネルに沿って前記液体噴射ビームを流すことができるガイドチューブをさらに備える、請求項 24 または 25 に記載の装置。

## 【請求項 27】

前記圧力波発生器の周りに配置され、前記歯内の空洞に少なくともいくつかの液体を保持するように構成された流れ制限器をさらに備える、請求項 24 から 26 のいずれか 1 項に記載の装置。

## 【請求項 28】

前記液体ビーム形成部に結合されたハンドピースをさらに備える、請求項 24 から 27 のいずれか 1 項に記載の装置。

## 【請求項 29】

前記衝突面は、前記液体ビーム形成部の近位端に向かって角度が付けられたまたは湾曲した面を 1 つ以上含む、請求項 24 から 28 のいずれか 1 項に記載の装置。

10

## 【請求項 30】

前記凹面の衝突面は、前記長手軸に対して実質的に対称である、請求項 2 に記載の歯科用器具。

## 【請求項 31】

前記衝突面は、前記液体噴射が前記衝突面の最遠位部分において前記衝突部材に衝突するように、前記歯科用器具に配置される、請求項 1 から 18 および 30 のうちのいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

## 【請求項 32】

前記高速の液体噴射が、噴射軸に沿って伝搬し、前記噴射軸に対して実質的に垂直な前記衝突面の部分において前記衝突面に衝突するように、前記位置決め部材が構成される、請求項 1 から 18 および 30 から 31 のうちのいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

20

## 【請求項 33】

前記衝突面は、前記位置決め部材の近位端に向かって角度が付けられたまたは湾曲した面を 1 つ以上含む、請求項 29 または 31 のうちのいずれか 1 項に記載の歯科用器具。

## 【請求項 34】

前記衝突面は、前記液体噴射ビーム軸に対して実質的に対称に配置される、請求項 21 に記載の装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

30

## 関連出願の相互参照

本出願は、2009 年 11 月 13 日出願の米国仮特許出願第 61 / 261 , 293 号 (「APPARATUS AND METHODS FOR ROOT CANAL TREATMENTS」) (参照によりその全体が本書に援用され、本明細書の記載の一部としている) の 35 U.S.C. § 119 (e) 下の利益を主張する。

## 【0002】

## 技術分野

本明細書は、一般的に歯の治療のための方法および装置に関し、より詳細には、歯から有機物を除去するために液体の噴射を使用する方法および装置に関する。

## 【背景技術】

40

## 【0003】

従来の根管処置では、患歯の歯冠にドリルで開口部を形成し、根管系に歯内ヤスリを挿入して根管空間を開け、内部にある有機物を除去する。その後、根管は、ガッタパーチャまたは流動性閉塞材料などの固形物で埋められて、歯が復元される。しかしながら、この処置は、根管空間から全ての有機物を除去するわけではなく、処置後に、感染症などの合併症を生じることがある。そのうえ、歯内ヤスリの動きによっては、先端開口部から根尖周囲組織まで有機物を押し込んでしまう可能性がある。場合によっては、歯内ヤスリ自体の端部が先端開口部を突き抜けることがある。そのような事象は、先端開口部付近の軟組織に外傷をもたらし、処置後合併症を生じる可能性がある。

## 【発明の概要】

50

**【課題を解決するための手段】****【0004】**

以下、本明細書の様々な非限定的な態様を、開示の装置および方法の特徴を説明するために提供する。

**【0005】**

一態様では、歯科用器具は、高速の液体噴射を歯の洞に送るように構成されたチャネルを有する位置決め部材を含む。位置決め部材は、近位端部分および遠位端部分を有し得る。遠位端部分は、液体噴射を歯の洞に向けてるように構成され得る。一実施形態では、位置決め部材は、例えば、ガイドチューブなどの細長い部材を含み得る。

**【0006】**

別の態様では、歯科用器具は、歯に適用されるように構成された逆流制限器を含んでもよい。逆流制限器は、液体噴射の動作中に歯の開口部からの流体の逆流を抑止するように構成され得る。逆流制限器の少なくとも一部分は、位置決め部材の近位端部分と遠位端部分との間に配置され得る。

**【0007】**

別の態様では、歯の根管の治療方法が説明される。方法は、衝突面を有する衝突部材を、歯から離して、歯の洞に配置することを含む。方法はまた、高速のコヒーレントな平行液体噴射を生成すること、およびこの噴射を、空気によって洞へ向けて、液体が歯の洞に入って、洞の少なくともかなりの部分を満たすようにすることを含む。方法はまた、衝突面に噴射の衝撃を与えること、およびこの噴射を、衝撃を与える前に、洞の少なくともかなりの部分を満たす液体の少なくとも一部分に通過させることを含む。

**【0008】**

別の態様では、歯の根管の治療方法を説明する。方法は、ノズルを歯の内部に配置した状態で高速の液体ビームを生成させること、および歯の内部にある流体環境内に配置された衝突面に、高速の液体ビームで衝撃を与えることを含む。

**【0009】**

この概要のために、本発明の特定の態様、利点、および新規の特徴を要約する。必ずしも全てのそのような利点が本発明の任意の特定の実施形態に従って達成され得るわけではないことを理解されたい。それゆえ、例えば、当業者は、必ずしも本明細書で教示または提案したような他の利点を達成することなく、本明細書で教示したような1つの利点または一群の利点を達成するように、本明細書に説明した発明が実施または実行され得ることを認識する。

**【図面の簡単な説明】****【0010】**

【図1】歯の根管系を概略的に示す断面図である。

【図2】高速の液体噴射を生成するように適合されたシステムの実施形態を概略的に示すブロック図である。

【図3】液体噴射を歯の一部分に送るようにガイドチューブの実施形態を含むハンドピースの実施形態を概略的に示す側面図である。

【図4】高速の液体噴射を送るために使用できるハンドピースの別の実施形態を概略的に示す断面図である。

【図5】オリフィスを有するノズルの実施形態を概略的に示す断面図である。

【図6】ガイドチューブの実施形態を含むハンドピースの実施形態の遠位端部を概略的に示す側面図である。

【図7】ガイドチューブの実施形態を含むハンドピースの遠位端部の実施形態を概略的に示す側面図である。

【図8】ガイドチューブの追加的な実施形態を概略的に示す側面図である。

【図9 - 1】ハンドピース、ガイドチューブ、およびノズルの位置の様々な実施形態を概略的に示す断面図である。

【図9 - 2】ハンドピース、ガイドチューブ、およびノズルの位置の様々な実施形態を概

10

20

30

40

50

略的に示す断面図である。

【図 1 0】ガイドチューブの実施形態を概略的に示す断面図である。

【図 1 1】ガイドチューブの追加的な実施形態を概略的に示す断面図である。

【図 1 2】衝突部材の実施形態を概略的に示す斜視図（左側の図）および側面図（右側の図）を含む。

【図 1 3】衝突部材の追加的な実施形態を概略的に示す斜視図（左側の図）および側面図（右側の図）を含む。

【図 1 4】治療中に歯の流体に渦流を形成するのを支援し得る羽根を含む衝突部材の実施形態を概略的に示す斜視図（図 1 4 A）および上面図（図 1 4 B）を含む。

【図 1 5】治療中に歯の流体に循環を誘発するのを支援するために可撓性部分を含む衝突部材の実施形態の側面図である。

10

【図 1 6】ガイドチューブの遠位端部付近での可変の流体循環を形成するのに役立ち得るガイドチューブの別の実施形態を概略的に示す側面図である。

【図 1 7】液体噴射に対して少なくとも部分的に透過性の材料を含む衝突部材の実施形態を概略的に示す。図 1 7 A は、図 1 7 B に示す線 A - A に沿って取った側面図である。図 1 7 C は、図 1 7 D に示す線 C - C に沿って取った側面図である。

【図 1 8】ガイドチューブの遠位端部付近に支柱が配置されたガイドチューブの実施形態を概略的に示す斜視図である。

【図 1 9】ガイドチューブの実施形態を概略的に示す、斜視図（上の図）、および上の図の線 1 9 - 1 9 に沿って取った断面図（下の図）をそれぞれ含む。

20

【図 2 0】支柱および／または開口部を含むガイドチューブの様々な実施形態によって生じ得る噴霧の分布の例を概略的に示す上面図である。

【図 2 1】湾曲したまたは角度を付けられた衝突部材を有するガイドチューブの実施形態を概略的に示す側面図である。

【図 2 2】ノズルがガイドチューブの軸に垂直に向けられていないハンドピースの実施形態を概略的に示す断面図である。

【図 2 3】液体のストリームを歯の位置にもたらしように構成された液体流チューブを含むハンドピースの実施形態を概略的に示す。

【図 2 4】ガイドチューブの実施形態を概略的に示す断面図である。

【図 2 5】歯科治療中のハンドピースの使用を概略的に示す。

30

【0 0 1 1】

図面を通して、参照要素間での全体的な対応を示すために参照符号が再使用され得る。図面は、本明細書で説明する例示的な実施形態を示すために提供され、本開示の範囲を限定するものではない。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 2】

## 概要

本明細書は、例えば、歯内処置などの歯科的処置を行うための装置および方法を説明する。説明の装置および方法は、有利には根管の洗浄処置と使用して、例えば、根管系から効果的に有機物および／または無機物を除去し得る。装置および方法は、例えば、虫歯の洗浄処置、歯石および歯垢の除去などの他の歯科治療に使用してもよい。有機材料（または有機物）は、一般に、例えば生きている、炎症性、感染性、疾患性、壊死性、または分解性であるに関わらず、軟組織、歯髄、血管、神経、結合組織、細胞物質（cellular matter）、膿、および微生物などの、健康なまたは病んだ歯または根管系に見られる有機物質を含む。無機物は、根管系に存在することが多い石灰化組織および石灰化構造を含む。

40

【0 0 1 3】

一部の実施形態では、説明の装置および方法は、高速の液体の平行ビームを使用して、根管系を洗浄し、歯の表面を洗浄する（例えば、虫歯を治療する）などを行う。高速の液体ビームは、歯および根管系を通して伝搬できかつ象牙質表面および／または解離した歯

50

髓組織から有機物および／または無機物を引き離すまたは分解することができる圧力波を発生させ得る。液体ビームおよび／または圧力波は、限定はされないが、音響キャビテーション（例えば、気泡形成および崩壊、マイクロジェット形成）、流体攪拌、流体循環、ソノポレーション（sonoporation）、音化学などを含め、歯に発生し得る様々な効果を引き起こすかまたはそれらの有効性を高め得る。

#### 【0014】

例えば、本開示の一態様では、歯から有機物および／または無機物を除去する装置は、歯に音響エネルギーをもたらすように構成された圧力波発生器を含む。音響エネルギーは、歯の有機物および／または無機物が周囲の象牙質から引き離されるようにするのに十分とし得る。（必須ではないが）音響エネルギーによって生じた（または高められた）効果が、根管壁、象牙質表面、および／または細管から歯髓組織を剥離させたり、引き離したりする洗浄作用をもたらす、およびそのような組織を小さな片へとさらに碎き得ると考えられている。

#### 【0015】

一部の実装例では、圧力波発生器は、本明細書で説明する装置の実施形態を含む。例えば、圧力波発生器は、チャンネルまたはルーメンを有する位置決め部材（例えば、ガイドチューブ）を含み、液体噴射はチャンネルまたはルーメンに沿ってまたはそれを通して伝搬できる。位置決め部材の遠位端部分は衝突面を含み、その面に液体噴射は衝突し、かつその面で向きがそらされて噴射または噴霧にされ得る。位置決め部材の遠位端部分は1個以上の開口部を含み、それら開口部から、そらされた液体が位置決め部材から出て、歯において周囲環境と相互作用するようにできる。一部の治療方法では、位置決め部材の遠位端部分にまたはその付近に配置された開口部は、歯内の液体に沈められる。任意の特定の理論または動作モードに同意することまたはそれらに限定されることもなく、液体噴射の沈められた部分の流れは、治療用流体内にキャビテーションクラウドを発生させ得る。キャビテーションクラウドの生成および崩壊、および／または衝突面に衝撃を与える噴射は、場合によっては、歯に相当の水中音場を発生させ得る。この音場は、歯の根管空間にまたはその付近に、および／または象牙質細管で満たされている象牙質表面内部に、圧力波、動揺（oscillation）、および／または振動を発生させることがある。細管にまたはその付近に形成されたキャビテーション気泡の成長、動揺、および崩壊を含め、別のキャビテーション効果を可能とし得る（例えば、おそらく、細管の表面エネルギーが高い部位において）。これらの（および／または他の）効果によって歯の歯髓腔を効果的に洗浄し得る。一部の实装例では、圧力波発生器は、治療されている所望の歯に対して圧力波発生器を位置するまたは向きを決めるように、患者の口腔内で操作し得るハンドピースまたは携帯型噴射ハウジングに結合され得る。

#### 【0016】

##### 歯科治療のための装置および方法の例示的な実施形態

図1は、典型的なヒトの歯10を概略的に示す断面であり、歯は、歯肉組織14より上方に延在する歯冠12と、顎骨18内の歯槽（socket）（歯槽（alveolus））にはまっている少なくとも1個の歯根16とを含む。図1に概略的に示す歯10は臼歯であるが、本明細書で説明する装置および方法は、切歯、犬歯、小臼歯、または臼歯などの任意のタイプの歯に使用し得る。歯10の硬組織は、歯10の一次構造を提供する象牙質20と、非常に硬いエナメル層22であって、歯肉14付近のセメント質とエナメル質の境界部15まで歯冠12を覆っているエナメル層22と、セメント質とエナメル質の境界部15の下側にある歯10の象牙質20を覆うセメント質24とを含む。

#### 【0017】

象牙質20内に歯髓腔26が規定される。歯髓腔26は、歯冠11に歯髓室28と、各歯根16の根尖32に向かって延在する根管空間30とを含む。歯髓腔26は、神経、血管、結合組織、象牙芽細胞、および他の組織および細胞成分を含む軟質の維管束組織である歯髓を含む。歯髓には神経が分布し、歯髓は、歯髓室26および根管空間30の上皮層を通して歯に栄養を与える。血管および神経は、歯根16の根尖32の先端付近にある小

さな開口部、根尖孔 32 を通って、根管空間 30 に入る / そこから出る。

【0018】

図2は、歯科的処置に使用するための流体の高速噴射60を発生させるように適合されたシステム38の実施形態を概略的に示すブロック図である。システム38は、モータ40、流体源44、ポンプ46、圧力センサ48、コントローラ51、ユーザインターフェース53、および患者の口腔内の所望の個所に噴射60を向けるように歯科施術者によって操作され得るハンドピース50を含む。ポンプ46は、流体源44から受け取った流体を加圧することができる。ポンプ46は、モータ40によってピストンが作動可能なピストンポンプを含んでもよい。ポンプ46からの高圧液体が、圧力センサ48へ、次いで、例えば、ある長さの高圧チューブ49によってハンドピース50へ供給され得る。圧力センサ48を使用して液体の圧力を検知し、圧力情報をコントローラ51に通信してもよい。コントローラ51は、圧力情報を使用してモータ40および/またはポンプ46の調整を行い、ハンドピース50に送られる流体を目標圧力にすることができる。例えば、ポンプ46がピストンポンプである実施形態では、コントローラ51は、圧力センサ48からの圧力情報に依存してピストンをより早くまたはゆっくりと駆動させるようにモータ40に信号を送り得る。一部の実施形態では、ハンドピース50に送ることができる液体の圧力は、約500psi~約50,000psi(1psiは、1平方インチ当たり1ポンドであり、約6895パスカル(Pa)である)の範囲内で調整できる。いくつかの実施形態では、約2,000psi~約15,000psiの範囲の圧力が、歯内処置に特に効果的な噴射を生成することが分かっている。一部の実施形態では、圧力は約10,000psiである。

【0019】

流体源44は、滅菌水、医療用生理食塩水、消毒液または抗生物質溶液(例えば、次亜塩素酸ナトリウムなどの漂白剤)、化学物質または薬剤を含む溶液、またはそれらの任意の組み合わせを入れる流体容器(例えば、点滴バッグ)を含んでもよい。2つ以上の流体源を使用してもよい。いくつかの実施形態では、流体源44によってもたらされた液体に、キャビテーションの音響効果を低下させ得る溶解ガスが実質的に含まれていない場合には(例えば、約0.1%容積未満、1リットルの溶液当たり約1mg未満のガス、または他の何らかの値未満)、噴射形成にとって有利である。一部の実施形態では、流体源44は脱気蒸留水を含む。流体源44とポンプ46との間に気泡検出器(図示せず)を配置して、液体内の気泡を検出してもおおよび/または流体源44からの液体流が中断されたかどうかまたは容器が空になったかどうかを判断してもよい。流体源44の液体は室温にあっても、または異なる温度まで加熱および/または冷却されてもよい。例えば、一部の実施形態では、流体源44の液体は冷却されて、システム38によって生成される高速噴射の温度を低下させることがあり、これにより、歯の内側の流体の温度を低下または制御し得る。一部の治療方法では、流体源44の液体を加熱することがあり、これにより、治療中に歯に発生し得る化学反応率を増加させ得る。

【0020】

ハンドピース50は、高圧液体を受け取るように構成され、かつ遠位端部において、歯科的処置に使用するための高速の液体ビームまたは噴射60を生成するように適合され得る。一部の実施形態では、システム38は、液体のコヒーレントな平行噴射を生じ得る(下記でさらに説明する)。ハンドピース50のサイズおよび形状は、患者の口腔で操作しやすいようにし、噴射60を、歯10の様々な部分へ向けたり、またはそれら部分から離れるようにしたりし得るようにする。一部の実施形態では、ハンドピースは、歯10に結合できるハウジングまたはキャップを含む。

【0021】

コントローラ51は、マイクロプロセッサ、専用または汎用コンピュータ、浮動小数点ゲートアレイ、および/またはプログラマブルロジックデバイスを含んでもよい。コントローラ51を使用して、例えば、システムの圧力を安全性閾値未満に制限することによっておおよび/または噴射60がハンドピース50から流れることができる時間を制限するこ



とによって、システム 38 の安全性を制御してもよい。システム 38 はまた、関連システムデータを出力するまたはユーザ入力（例えば、目標圧力）を受け取るユーザインターフェース 53 を含んでもよい。一部の実施形態では、ユーザインターフェース 53 はタッチスクリーングラフィックディスプレイを含む。一部の実施形態では、ユーザインターフェース 53 は、液体噴射装置を操作するための、歯科施術者用の制御装置を含んでもよい。例えば、制御装置は、噴射を作動させるまたは停止させる足踏スイッチを含むことがある。

#### 【0022】

システム 38 は、追加的なおよび／または異なる構成要素を含んでもよく、図 2 に示すものとは異なるように構成してもよい。例えば、システム 38 は、ハンドピース 50 に結合される吸引ポンプ（または吸引カニューレ）を含んで、口腔または歯 10 からの有機物の吸引を可能にしてもよい。他の実施形態では、システム 38 は、高速のビームまたは噴射 60 を発生させるように適合された空気圧システムおよび／または液圧システムを含んでもよい。また、システム 38 のいくつかの実施形態は、2001 年 5 月 1 日発行の米国特許第 6,224,378 号明細書（「METHOD AND APPARATUS FOR DENTAL TREATMENT USING HIGH PRESSURE LIQUID JET」）、2002 年 12 月 24 日発行の米国特許第 6,497,572 号明細書（「APPARATUS FOR DENTAL TREATMENT USING HIGH PRESSURE LIQUID JET」）、2007 年 10 月 25 日公開の米国特許出願公開第 2007/0248932 号明細書（「APPARATUS AND METHODS FOR TREATING ROOT CANALS OF TEETH」）、および／または 2010 年 6 月 10 日公開の米国特許出願公開第 2010/0143861 号明細書（「APPARATUS AND METHODS FOR MONITORING A TOOTH」）で説明された装置およびシステムの実施形態を用いてもよいし、またはそれらの装置およびシステムと同じように構成してもよく、これらの各文献の開示全体を、その教示または開示全てに関し、本書において参照により援用する。

#### 【0023】

いくつかの実施形態では、システム 38 は、約 0.01 cm ～ 約 10 cm の範囲の距離にわたって実質的に平行な（parallel）（例えば、「平行な（collimated）」）ビームを形成する液体噴射 60 を生成するように構成し得る。一部の実施形態では、噴射の伝搬軸を横断する速度プロファイルは、実質的に一定である（例えば、「コヒーレント（coherent）」である）。例えば、一部の実装例では、噴射速度は、噴射 60 の外表面（もしあれば）付近の狭小な境界層から離れて、噴射の幅にわたって実質的に一定である。それゆえ、いくつかの有利な実施形態では、歯科用ハンドピース 50 によって送られる液体噴射 60 は、コヒーレントな平行な噴射（Coherent Collimated Jet 「CC 噴射」）を含み得る。一部の实装例では、CC 噴射は、約 100 m / 秒 ～ 約 300 m / 秒の範囲、例えば、一部の実施形態では約 190 m / 秒の速度を有し得る。一部の实装例では、CC 噴射の直径は、約 5 ミクロン ～ 約 1000 ミクロンの範囲、約 10 ミクロン ～ 約 100 ミクロンの範囲、約 100 ミクロン ～ 約 500 ミクロンの範囲、または約 500 ミクロン ～ 約 1000 ミクロンの範囲とし得る。本明細書で説明するシステムおよび装置の実施形態によって生成できる CC 噴射に関するさらなる詳細は、米国特許出願公開第 2007/0248932 号明細書に見出すことができ、その全体が、開示または教示する全てに関して、本明細書に参照により援用される。

#### 【0024】

図 3 は、歯 10 の一部分に液体噴射 60 を送るように構成された位置決め部材の実施形態を含むハンドピース 50 の実施形態を概略的に示す側面図である。様々な実施形態では、位置決め部材はガイドチューブ 100 を含む。ハンドピース 50 の実施形態は、本明細書で説明するガイドチューブ 100 の実施形態のいずれと使用することもできる。ハンドピース 50 は、システム 38 からのチューブ 49 と係合するように適合された近位端部 5

10

20

30

40

50

6を有する細長いチューブ状胴部52を含む。胴部52は、操作者の指および親指によるハンドピース50の把持性を高める形体またはテクスチャー55を含んでもよい。ハンドピース50は、手で持って操作できるように構成できる。場合によっては、ハンドピース50は、患者に対して携帯可能、移動可能、方向付け可能、または操作可能なように構成できる。一部の実装例では、ハンドピース50は、位置決め装置（例えば、操作可能または調整可能なアーム）に結合できるように構成できる。

#### 【0025】

ハンドピース50の形状またはサイズは、図3（または本明細書に示す他の図面）に示すものとは異なるようにできる。例えば、ハンドピース50は、歯10に結合させることができるハウジングまたはキャップを含むことができる。一部のそのような実装例では、細長いチューブ状胴部52を使用しなくてもよく、歯科施術者は、患者の口腔の所望の個所にハウジングを操作する。

#### 【0026】

任意選択により、ハンドピース50の遠位端部58に流れ制限器210を配置できる。図示の実施形態では、流れ制限器210は、ガイドチューブ100を実質的に取り囲んでいる。図25を参照してさらに説明するように、流れ制限器210は、歯科治療中に歯10の一部分と接触するように構成してもよく、および治療中に歯からの流体の逆流を制限、阻止、または低減させ得る。

#### 【0027】

図4および図4Aは、高速噴射60を送るよう適合されたハンドピース50の別の実施形態を概略的に示す断面図である。ハンドピース50は、その軸方向に延在する中心通路54を有し、近位端部56においてシステム38からのチューブ49と係合して、通路54がシステム38によって送られた高圧液体と流体連通するように適合されている。胴部52の遠位端部58（図4Aに拡大図を示す）は、ノズルマウント62のネジ山に相補的に係合するように適合されたネジ付き凹部を含み、ノズルマウント62は、ノズル64を保持するように構成されている。ノズルマウント62は、胴部52の遠位端部58にしっかりとねじ込まれ、通路52の遠位端部に隣接してノズル64を固定し得る。図11A～図11Cを参照して説明するように、ハンドピースの他の実施形態では、ノズル64は、異なる個所に配置できる。

#### 【0028】

図4Aは、ノズルマウント62に固定されたガイドチューブ100の実施形態を概略的に示す。一部の実施形態では、ガイドチューブ100は、ノズルマウント62と一体的に形成できる。他の実施形態では、ガイドチューブ100は、溶接（例えば、レーザー溶接）、接着剤、締結具などによってノズルマウント62に固定できる。ガイドチューブ100の実施形態は、例えば、金属射出成形、レーザー切断または溶接、微細溶接などを含む様々なプロセスを使用して製造できる。ガイドチューブ100の様々な実施形態を下記でさらに説明する。一部の实装例では、ハンドピース50は、2つ以上の噴射を送るよう構成してもよく、一部のそのような実施形態では、2個以上のノズル62および/またはガイドチューブ100をハンドピース50の遠位端部58に配置してもよい。

#### 【0029】

ノズル64は、オリフィス66が形成された円形の、円盤のような要素を含み得る。ノズル64は、高圧下で変形に抵抗する適切な剛体材料、例えば、金属、セラミック、または合成サファイアまたはルビーなどから作製し得る。ノズル64の実施形態は、例えば、電鍍（ニッケル-コバルト電鍍を含む）、マイクロプラズマ放電加工（EDM）、レーザー切断などを含む様々なプロセスによって製造できる。

#### 【0030】

図示の実施形態では、ノズルマウント62はノズル64を通路54に実質的に垂直に固定するので、通路54中の高圧液体が、オリフィス66を通過して流れて、ハンドピース50の胴部52と実質的に同軸である長手噴射軸80に沿って進む非常に平行な流体のビームとして噴出することができる。オリフィス66は、例えば、円形、楕円形、矩形、多角

10

20

30

40

50

形などの任意の所望の形状を有し得る。オリフィス 66 は、必ずしも要求されることではないが、実質的にノズル 64 の中心にある。一部の実施形態では、ノズル 64 は 2 個以上のオリフィス 66 を有してもよく、各オリフィスは液体噴射を放出するように構成されている。一部の実施形態では、ハンドピース 50 の遠位端部 58 は、例えば、噴射 60 の誘導または方向付けを支援するおよび / または吸引をもたらすために、追加的な構成要素を含んでもよい。

#### 【0031】

ノズル 64 の様々な態様（例えば、オリフィスの表面仕上げ）を、所望の流体流または噴射特性をもたらすように選択し得る。例えば、様々な実施形態では、オリフィス 66 から放出された液体噴射は、CC 噴射、被摂動面をもった噴射、または流体の噴霧（空气中で測定されるような）とし得る。任意の特定の理論または動作モードに賛同するまたはそれらを必要とすることなく、CC 噴射を生成するように構成されたノズル 64 は、CC 噴射を生成しないように構成されたノズル 64 よりも、高出力の音場（例えば、圧力波）を歯（例えば、象牙質または歯髄腔の液体）に生成すると考えられている。例えば、CC 噴射は大きな速度勾配を生じ、それにより圧力勾配が大きくなり、キャビテーションを強くし、高出力の音場を生じ得ると考えられている。それゆえ、一部の治療方法では、根管の洗浄には、CC 噴射を生じるように構成されたシステムを使用し、および他の治療方法では、歯の洗浄（例えば、虫歯治療、歯石および歯垢の除去、表面の洗浄など）には、非 CC 噴射を生じるように構成されたシステムを使用し得る。

#### 【0032】

異なるタイプの流体ストリーム（例えば、噴射または噴霧）が、少なくとも一部には流れのパラメータ、ノズルの幾何学的形状、オリフィス 66 の表面品質（またはノズル 64 の他の表面）などに基づいて、ノズル 64 および / またはオリフィス 66 によって生成できる。図 5 A および図 5 B は、オリフィス 66 を有するノズル 64 の実施形態を概略的に示す断面図である。ノズルおよび / またはオリフィスは、CC 噴射をもたらすように、いくつかの方法で構成できる。例えば、図 5 A に概略的に示すように、一部の実施形態では、比較的先の鋭い、錐体オリフィス 66 を使用できる。他の実施形態では、他の形状、例えば、円錐形オリフィス、毛管オリフィス、錐体 - 毛管オリフィスなどを使用できる。矢印 72 は、液体噴射装置の動作中にオリフィス 66 を通る流体流の方向を示す。

#### 【0033】

図示の実施形態では、オリフィス 66 は実質的に円対称であるが、これは必須ではない。オリフィス 66 は、必ずしも要求されることではないが、ノズル 64 の近位面 70 a に対してある角度をなしている。角度は、約 0 度（例えば、オリフィスが近位面 70 a に実質的に垂直である）、約 10 度、約 20 度、約 30 度、約 40 度、約 50 度、約 60 度、または他の何らかの角度とし得る。図 5 A および図 5 B に示すオリフィス 66 は、長さ  $L_1$  および直径  $D_1$  を有する実質的にシリンダー状とし得る近位部分 68 a を含む。オリフィス 66 は、円錐角  $\theta$  で実質的に円錐状とし得る遠位部分 68 b を含むことができ、長さ  $L_2$  および直径  $D_2$  を有することができる。図 5 B に概略的に示すように、遠位部分 68 b が実質的にシリンダー状となるように、円錐角  $\theta$  を約 180 度とし得る。直径  $D_2$  は、必ずしも要求されることではないが、直径  $D_1$  とは異なり得る。例えば、様々な実施形態では、 $D_2$  は、 $D_1$  とほぼ同じとし得るが、 $D_2$  は  $D_1$  よりも長い、または  $D_2$  は  $D_1$  よりも小さいとし得る。長さ  $L_2$  は、必須ではないが、 $L_1$  とは異なり得る。例えば、様々な実施形態では、 $L_2$  は  $L_1$  とほぼ同じとし得るが、 $L_2$  は  $L_1$  よりも長い、または  $L_2$  は  $L_1$  よりも短いとし得る。図 5 A および図 5 B に概略的に示すオリフィスの幾何学的形状は、オリフィス 66 を流れる液体の速度に比較的急激な変化をもたらし得る。

#### 【0034】

長さ  $L_1$  と直径  $D_1$  の比  $L_1 / D_1$  が約 0 ~ 約 0.7 の範囲の場合、流れは規制され、オリフィスの壁に再接触せず、および比較的長い崩壊長さ (break-up length) の CC 噴射を形成し得る。長さ  $L_1$  と直径  $D_1$  の比  $L_1 / D_1$  が約 0.7 ~ 約 4 の範囲の場合、キャビテーションが誘発され得る。初めに、ノズル 64 から出る流れがオリフィス 66 の壁に

再接触すると、流体ストリームはCC噴射とはならない。(ノズル64への入口74付近で)十分に高圧である場合、キャビテーションが入口74付近で発生する可能性がある。キャビテーション領域は成長することがあり、かつ、流れの下流からノズルの出口76まで空気を誘導しかつオリフィス66の壁から液体を分離させるのに十分大きい空気混入領域を形成し、これは、CC噴射の生成を助け得る。他の実施形態では、4超の、長さ $L_1$ と直径 $D_1$ の比 $L_1/D_1$ を使用できる。

#### 【0035】

約0~約0.7の範囲にある長さ $L_1$ と直径 $D_1$ の比 $L_1/D_1$ を使用する、考えられる利点は、ノズルの損傷の原因となり得るキャビテーションが発生しない可能性があることである。考えられる欠点は、比較的高い圧力に耐えることができる十分に硬質な材料を、ノズル64に使用し得ることである。約0.7~約4の範囲にある長さ $L_1$ と直径 $D_1$ の比 $L_1/D_1$ を使用する、考えられる利点は、 $L_1/D_1$ 比が大きいと、ノズルの幾何学的形状を広範囲の材料に適合できることである。 $L_1/D_1$ 比が高い場合の考えられる欠点は、キャビテーションが、ノズル64を損傷させ、ノズルの使用寿命を短くし得ることである。

#### 【0036】

必須ではないが、少なくとも約0~約4の範囲にある $L_1/D_1$ 比に関しては、ノズルの設計は、円錐角の影響を比較的に受けない可能性があると考えられている。それゆえ、約0度付近の円錐角を使用できる(例えば、オリフィス64は、長さ $L_1$ および $L_2$ にわたってほぼシリンダー状である)。この場合、オリフィス66は、近位部分68aのみを含み、遠位部分68bは含まないと考えられることがある。他の実施形態では、遠位部分68bのみを使用するため、オリフィス66は実質的に円錐状である。多くの考えられる構成をオリフィス66に使用できる。図5Aおよび図5Bの例は、例示であり、限定を意図するものではない。

#### 【0037】

例えば、図5Bに概略的に示すように、約180度の円錐角を使用できる。この例では、近位部分68aおよび遠位部分68bの双方とも実質的にシリンダー状であり、遠位部分68bの直径 $D_2$ は、近位部分68aの直径 $D_1$ よりも大きい。他の実施形態では、遠位部分68bの直径 $D_2$ は、近位部分68aの直径 $D_1$ よりも小さくし得る。近位部分68aまたは遠位部分68bを実質的にシリンダーに付形することは、好都合にも、オリフィスの製造を簡単にし得る。他の実施形態では、約0度~約20度、約20度~約45度、約45度~約90度、約90度~約120度の範囲、または他の何らかの範囲の円錐角を使用できる。

#### 【0038】

ノズル64の様々な実施形態では、オリフィス66は、入口74に直径 $D_1$ または出口76に直径 $D_2$ を有し、これらは約5ミクロン~約1000ミクロンの範囲とし得る。他の直径の範囲も可能である。様々な実施形態では、直径 $D_1$ または $D_2$ の一方または双方を、約10ミクロン~約100ミクロンの範囲、約100ミクロン~約500ミクロンの範囲、または約500ミクロン~約1000ミクロンの範囲とし得る。様々な他の実施形態では、オリフィスの直径 $D_1$ または $D_2$ の一方または双方を、約40~80ミクロンの範囲、約45~70ミクロンの範囲、または約45~65ミクロンの範囲とし得る。一実施形態では、オリフィスの直径 $D_1$ は約60ミクロンである。軸方向長さ $L_1$ と直径 $D_1$ の比、軸方向長さ $L_2$ と直径 $D_2$ の比、または全軸方向長さ $L_1+L_2$ と直径 $D_1$ 、 $D_2$ または平均直径 $(D_1+D_2)/2$ の比を、様々な実施形態では、約50:1、約20:1、約10:1、約5:1、約1:1、またはそれ未満とし得る。一実施形態では、軸方向長さ $L_1$ は約500ミクロンである。場合によっては、軸方向長さ $L_2$ (または比 $L_2/D_2$ )を、オリフィス66を通る流れが面70cに再接触しないように、選択できる。図5Aおよび図5Bに示す軸方向長さ $L_2$ 、直径 $D_2$ 、または他のパラメータを、加圧流体からの負荷に耐えるようにノズル64が十分な構造剛性を有するように、選択し得る。

#### 【0039】

図5Aに概略的に示す例示的なノズル64を参照すると、隅部または縁部69の曲率を

10

20

30

40

50

$r$ で示し、および面70a、70b、および70cの表面粗さを $R_a$ で示す。ノズル64の幾何学的形状の比較的急激な変化は、比較的大きな速度変化を誘発し、これにより、比較的規制された噴射をもたらし得る。例えば、面70a~70cの一部または全てに関する表面粗さ $R_a$ とオリフィス直径 $D_1$ の比 $R_a/D_1$ は、様々な実施形態では約0.01未満、約0.005未満、または約0.001未満とし得る。隅部の曲率半径 $r$ とオリフィス直径 $D_1$ の比 $r/D_1$ は、様々な実施形態では約0.1未満、約0.05未満、約0.04未満、約0.02未満、または約0.01未満とし得る。面70a、70b、または70cの表面粗さ $R_a$ は、二乗平均平方根( $r_{ms}$ )での表面粗さが約10ミクロン未満、約1ミクロン未満、または約0.1ミクロン未満とし得る。

#### 【0040】

いくつかの実施形態では、ノズル64(または液体に隣接した表面部分)は、疎水性材料製とし得る。いくつかのそのような実施形態では、疎水性材料の接触角(例えば、固体表面と液体との間に形成された角度)は、約ノラジアン未満とし得る。一部の装置例では、ノズル64は、ステンレス鋼またはプラスチック、例えばアクリルなどを含んでもよい。例えば、アルミニウム、銅、またはポリカーボネートなどの他の材料を使用してもよいが、場合によっては、そのような材料で形成されたノズルは、実質的に規制された噴射を生成しないことがある。

#### 【0041】

図6は、ガイドチューブ100の実施形態を含むハンドピース50の実施形態の遠位端部58を概略的に示す側面図である。図7A~図7Bは、ガイドチューブ100の実施形態を含むハンドピース100の遠位端部58の代替的な実施形態を概略的に示す側面図である。図示の実施形態では、ガイドチューブ100は、実質的に直線状の細長いシリンダー状チューブを含む。他の実施形態では、ガイドチューブ100は、異なる(例えば、湾曲した)形状、または、異なる断面(例えば、下記の図10A~図10Fを参照)を有してもよい。一部の実施形態では、ガイドチューブ100は、少なくとも部分的に互いに内部に入って、重なって、または周りに配置され得る複数のチューブを含む(例えば、「入れ子」構成を形成する)。例えば、ガイドチューブ100は、少なくとも第1のチューブおよび第2のチューブを含み、第2のチューブの近位端部が、第1のチューブの遠位端部に配置されるように構成されている(例えば、図22Aに示す例を参照のこと)。

#### 【0042】

図6を参照すると、ガイドチューブ100は、ハンドピース50の遠位端部58に取り付けられ得るまたはそれに隣接して配置され得る近位端部102と、治療中に、治療している歯10の一部分内に、その付近に、またはそこに配置できる遠位端部104を有する。例えば、ガイドチューブ100の遠位端部104は歯10の洞に配置できる。洞は、歯にある自然のまたは人工的な空間、開口部、または空洞、例えば、歯髄室28、根管空間30、歯科開業医などによって歯にドリル穿孔されたまたは形成された開口部などを含み得る。ガイドチューブ100は、ガイドチューブ100の長さの少なくとも一部分に沿って液体噴射60の伝搬を可能にするチャンネル84を有する。例えば、液体噴射60は、長手噴射軸80に沿って伝搬し得る。図6および図7A~図7Bに概略的に示す実施形態では、長手噴射軸80は、チャンネル84およびガイドチューブ100の長手軸と実質的に同一線上にある。他の実施形態では、長手噴射軸80は、例えば、チャンネル84および/またはガイドチューブ100の軸に対してノズル64のオリフィス66をオフセットさせることによって、チャンネル84および/またはガイドチューブ100の長手軸からオフセットし得る。

#### 【0043】

ガイドチューブ100の様々な実施形態では、チャンネル84の断面は、実質的に閉鎖し得る(例えば、ルーメン)(例えば、下記で説明する図10A~図10Fを参照)。他の実施形態では、チャンネル84の断面は、ガイドチューブ100の長さの一部分に少なくとも沿って、部分的に開放し得る。例えば、チャンネル84の断面は、全体的にC形状またはU形状を有してもよい。実質的に閉鎖したチャンネル84を含むガイドチューブ100

10

20

30

40

50

のいくつかの実施形態の考えられる利点は、噴射が、ガイドチューブ 100 を通って伝搬するときに、チャンネル 84 の外側にある要素によって崩壊から保護されることである。また、実質的に閉鎖したチャンネル 84 の使用は、治療中に歯髄室 26 に空気が入り込む可能性を低減し得る。

#### 【0044】

ガイドチューブ 100 の近位端部 102 は、歯科用ハンドピース 50 の遠位端部 58 に取り付けることができる。液体噴射 60 (CC 噴射とし得る) は、ハンドピース 50 から噴射軸 80 に沿って伝搬でき、ガイドチューブ 100 のチャンネル 84 を通過できる。一部の実施形態では、ハンドピース 50 にガイドチューブ 100 を位置決めしておよび/または方向付けして、噴射軸 80 をガイドチューブ 100 のチャンネル 84 の長手軸に実質的に平行に位置合わせし、液体噴射 60 がチャンネルに沿って伝搬しかつガイドチューブの壁に衝撃を与えないようにすると、有利である(下記でさらに説明する場合を除いて)。一部の実施形態では、噴射軸 80 は、チャンネル 84 またはガイドチューブ 100 の長手軸からオフセットし得る。

#### 【0045】

ガイドチューブ 100 の実施形態のサイズまたは形状は、歯 10 の、例えば、咬合面、頬面、または舌面上に形成された歯内処置のアクセス用開口部によって遠位端部 104 を位置決めできるようにし得る。例えば、ガイドチューブの遠位端部 104 のサイズまたは形状は、遠位端部 104 を歯 10 の歯髄腔 26、例えば、髄質床付近、根管空間 30 への開口部付近、または根管開口部内部に位置決めできるようにし得る。ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 のサイズは、遠位端部 104 が歯 10 のアクセス用開口部に入るように、選択できる。一部の実施形態では、ガイドチューブ 100 の幅は、ほぼゲーツグリッテンドリル (Gates - Glidden drill) の幅とし、例えば、サイズ 4 のドリルとし得る。一部の実施形態では、ガイドチューブ 100 のサイズは、ゲージ 18、19、20、または 21 の皮下注射管と同様にし得る。ガイドチューブ 100 の幅は、約 0.1 mm ~ 約 5 mm の範囲、約 0.5 mm ~ 約 1.5 mm の範囲、または他の何らかの範囲とし得る。ガイドチューブ 100 の長さは、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 を口腔内の所望の個所に配置できるように、選択できる。例えば、近位端部 102 と遠位端部 104 との間のガイドチューブ 100 の長さは、約 1 mm ~ 約 50 mm の範囲、約 10 mm ~ 約 25 mm の範囲、または他の何らかの範囲とし得る。一部の実施形態では、長さは約 18 mm であり、これにより、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 が、広範囲な歯の髄質床の近傍に達することができるようになる。歯髄室または髄質床を有しない歯(例えば、前歯)の場合、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 は、歯 10 の根管空間に挿入できる。

#### 【0046】

図 6 および図 7 A ~ 図 7 B に概略的に示すように、ガイドチューブ 100 のいくつかの実施形態は、衝突部材 110 (本明細書ではデフレクタとも称する) を含み得る。噴射 60 は、チャンネル 84 に沿って伝搬して衝突部材 110 に衝突することができ、それにより、噴射 60 の少なくとも一部分が低速にされ、中断され、またはそらされて液体の噴霧 90 を生じ得る。噴霧 90 は、様々な実装例において液体の液滴、ビーズ、ミスト、噴射、またはビームを含み得る。衝突部材 110 を含むガイドチューブ 100 の実施形態は、いくつかの歯科治療中に噴射によって引き起こされる可能性がある、考えられる損傷を減らすまたは回避し得る。例えば、衝突部材 110 の使用は、噴射によって望ましくなく組織を切断するまたは根管空間 30 に伝搬する(これは、場合によっては、望ましくなく根管空間を加圧し得る)可能性を低減させ得る。衝突部材 110 の設計(下記でさらに説明する)によって、また、治療中に歯髄腔 26 に発生し得る流体循環または圧力波を制御できるようにする。

#### 【0047】

衝突部材 110 は、歯 10 の洞に配置してもよい。一部の方法では、衝突部材 110 は歯 10 の流体内に配置され、衝突部材 110 が洞に配置されている間に、液体噴射 60 が

衝突部材 110 の衝突面に衝撃を与える。液体噴射 60 は空気または流体中に生成され、場合によっては、液体噴射 60 の一部分は、歯 10 の洞内の流体の少なくとも一部（おそらく大部分）を通過してから、衝突部材 110 に衝撃を与える。場合によっては、歯の洞内の流体は、比較的静的とし得る；他の場合では、歯の洞内の流体は循環し、乱流とし、または高速の液体噴射の速度を下回る（または実質的に下回る）流体速度を有し得る。

#### 【0048】

一部の実装例では、衝突部材 110 は使用されず、噴射 60 は、ガイドチューブ 100 の部分の実質的な干渉を受けずにガイドチューブ 100 から出ることができる。一部のそのような実装例では、ガイドチューブ 100 から出た後、噴射 60 は象牙質表面に向けられ、そこで、噴射は、象牙質表面に衝撃を与えてまたは衝突して歯に音響エネルギーをもたらし、歯を表面的に洗浄するなどし得る。

10

#### 【0049】

ガイドチューブ 100 は、噴霧 90 がガイドチューブ 100 の遠位端部 104 から出られるようにする開口部 120 を含み得る。一部の実施形態では、複数の開口部 120（例えば、図 18～図 20E を参照）、例えば、2 個、3 個、4 個、5 個、6 個、またはそれよりも多い開口部を使用できる。開口部 120 は近位端部 106 および遠位端部 108 を有し得る。開口部 120 の遠位端部 108 は、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 付近に配置できる。開口部 120 は液体噴射 60（および/または噴霧 90）を、空気、液体、有機物などを含み得る周囲環境に露出させることができる。例えば、一部の治療方法では、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 を歯髄腔 120 に挿入する場合、開口部 120 があることによって、歯髄腔 26 内の物質または流体が噴射 60 または噴霧 90 と相互作用できるようにする。衝突部材 110 に噴射 60 が衝突することによって、歯 10 内の流体または物質が噴射 60 または噴霧 90 と相互作用することによって、歯髄腔 26 内で発生した流体循環または攪拌によって、またはこれらの要因（または他の要因）の組み合わせによって、歯 10（例えば、歯髄腔 26、根管空間 30 など）に水中音場（例えば、圧力波、音響エネルギーなど）が確立され得る。水中音場は、比較的広範囲の音響周波数（例えば、約数 kHz～数百 kHz またはそれ以上）にわたる音響パワーを含み得る。歯内の水中音場は、例えば、音響キャピテーション（例えば、気泡形成および崩壊、マイクロジェット形成）、流体攪拌、流体循環、ソノレーション、音化学などを含む効果に影響を与え、それらを引き起こし、またはそれらの強度を強め得る。必須ではないが、水中音場、前述の効果の一部またはすべて、またはこれらの組み合わせが、歯の有機物を破壊するまたは引き離すように作用し、それにより、効果的に歯髄腔 26 および/または根管空間 30 を洗浄し得ると考えられている。

20

30

#### 【0050】

近位端部 106 と遠位端部 108 との間の開口部 120 の長さを X と称する（例えば、図 6 を参照）。様々な実施形態では、長さ X は、約 0.1 mm～ほぼガイドチューブ 100 の全長の範囲とし得る。例えば、図 6 および図 7A～図 7B は、開口部の長さが異なる 3 つのガイドチューブの実施形態を示す。一部の実施形態では、長さ X は約 1 mm～約 10 mm の範囲である。場合によっては、長さ X は、開口部 120 が歯髄治療中に歯 10 の腔 26 内の流体または物質中に沈んだままとなるように、選択される。約 3 mm の長さ X を様々な歯に使用できる。一部の実施形態では、長さ X は、ガイドチューブ 100 の全長の何分の 1 かである。その比（fraction）は、約 0.1、約 0.25、約 0.5、約 0.75、約 0.9、または異なる値とし得る。一部の実施形態では、長さ X は、ガイドチューブ 100 の幅またはチャネル 84 の倍数である。倍数は、約 0.5、約 1.0、約 2.0、約 4.0、約 8.0、または異なる値とし得る。倍数は、約 0.5～約 2.0、約 2.0～約 4.0、約 4.0～約 8.0 またはそれ以上の範囲とし得る。他の実施形態では、長さ X は、噴射の幅の倍数、例えば、噴射の幅の 5 倍、10 倍、50 倍、または 100 倍とし得る。倍数は、約 5～約 50、約 50～約 200、約 200～約 1000、またはそれ以上の範囲とし得る。一部の実装例では、開口部 120 の長さ X を、（少なくとも一部は）歯に発生した水中音場が、例えば、歯における 1 つ以上の音響周波数での

40

50

所望の音響パワーを含め、所望の特性を有するように、選択できる。

【 0 0 5 1 】

図 8 A ~ 図 8 C は、ガイドチューブの追加的な実施形態を概略的に示す側面図である。図 8 A ~ 図 8 C に示すガイドチューブ 1 0 0 の実施形態は、本体 1 3 0 を含み、本体 1 3 0 は、ガイドチューブ 1 0 0 の近位端部 1 0 2 から開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 まで延在する。図 8 A に概略的に示す実施形態では、本体 1 3 0 は孔を全く含まず、本体 1 3 0 の 1 つまたは複数の壁は実質的に固体である。図 8 B および図 8 C に概略的に示す実施形態では、本体 1 3 0 は 1 個以上の孔 1 2 4 を含む。孔 1 2 4 は、任意の所望の形状、構成、または本体 1 3 0 に沿った配置を有し得る。噴射 6 0 の動作中、比較的高速の噴射 6 0 は、任意の孔 1 2 4 を通ってガイドチューブ 1 0 0 のチャネル 8 4 に空気を吸い込む傾向を有し得る（存在する場合および周囲流体に沈められていない場合）。空気は、ガイドチューブ 1 0 0 の遠位端部 1 0 4 の方へ噴射 6 0 と一緒に進むことができる。一部の治療方法では、吸い込まれた空気は歯髄腔 2 6 に入り、歯髄腔は、場合によっては、根管空間 3 0 に空気を吸い込み得る。また、吸い込まれた空気は、場合によっては、噴射 6 0 によってもたらされた音響パワーまたは流体循環を弱め得る。それゆえ、図 8 A に概略的に示すガイドチューブ 1 0 0 の考えられる利点は、本体 1 3 0 に孔がないことによって、治療中にガイドチューブに空気が吸い込まれることを抑止または防止できることである。一部の実施形態では、孔 1 2 4 をガイドチューブ上に使用するが、孔 1 2 4 を開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 付近に配置して、治療中に、孔が、歯髄腔 2 6 に存在する流体に沈められたままとするようにする。他の実施形態では、空気に曝され得る孔 1 2 4 をガイドチューブ 1 0 0 上に使用し、そのような孔 1 2 4 のサイズを、治療中に液体噴射 6 0 によってガイドチューブ 1 0 0 に空気を実質的に吸い込まない程度に十分に小さくする。例えば、そのような孔 1 2 4 のサイズは、約 3 0 0  $\mu\text{m}$  未満、約 7 0 0  $\mu\text{m}$  未満、約 1 0 0 0  $\mu\text{m}$  未満、または他の何らかのサイズとし得る。

【 0 0 5 2 】

図 4 および図 4 A は、ハンドピース 5 0 の遠位端部 5 8 付近のノズルマウント 6 2 にノズル 6 4 が配置されているハンドピース 5 0 の実施形態を概略的に示す。他の実施形態では、ノズル 6 4 は、ハンドピース 5 0 またはガイドチューブ 5 0 の他の位置に配置できる。図 9 A ~ 図 9 D は、ハンドピース 5 0、ガイドチューブ 1 0 0、およびノズル 6 4 の位置の様々な実施形態を概略的に示す断面図である。図 9 A ~ 図 9 D では、ハンドピース 5 0 は導管 5 7 を含み、導管は、システム 3 8 によって送られた加圧液体が流れることができる通路 5 4 を有する。図 9 A、図 9 B、および図 9 D に示すハンドピース 5 0 の実施形態では、導管 5 7 の外側部分 5 7 a が、ハンドピースの遠位端部 5 8 から離れるように延在する。ガイドチューブ 1 0 0 は、導管 5 7 の外側部分 5 7 a と、（任意選択により）端部分 5 7 b とを含む。図 9 A、図 9 B、および図 9 D に示す実施形態では、端部分 5 7 b は、衝突部材 1 0 0 および開口部 1 2 0 を含む。図 9 A、図 9 B、および図 9 D に示す実施形態では、ノズル 6 4 は、外部導管 5 7 a の遠位端部に配置されている。図 9 A および図 9 B に示す例示的な実施形態では、それぞれ図 9 A および図 9 B において、ガイドチューブ 1 0 0 の全長はほぼ同じであり、外部導管 5 7 a が長く（短く）、かつ端部分 5 7 b が短い（長い）。他の実施形態では、外部導管 5 7 a（ある場合）と端部分 5 7 b（ある場合）との相対的長さは、所望通りに選択し得る。例えば、場合によっては、外部導管 5 7 a は端部分 5 7 b よりも剛体とすることができ（例えば、導管は壁を厚くし得るため）、かつ剛性が高いことが望まれる場合、外部導管 5 7 a の長さを端部分 5 7 b（ある場合）の長さよりも長くしてもよい。別の例として、他の場合では、端部分 5 7 b に開口部 1 2 0 を形成することが容易であり（例えば、端部分の壁を薄くし得るため）、およびそのような一部の場合には、端部分 5 7 b は、比較的長く作製し得る。一部の実施形態では、ノズル 6 4 は、導管 5 7 または 5 7 a と一体的に形成できる。一部のそのような実施形態では、オリフィス 6 6 は、導管 5 7 または 5 7 a の遠位端面に形成され得る（例えば、レーザー切断または EDM によって）。

【 0 0 5 3 】



図9Dは、ガイドチューブ100が屈曲部59を含むハンドピース50の実施形態を示す。この図示の例では、屈曲部59は外部導管57aに配置されている。他の実施形態では、この屈曲部（または追加的な屈曲部）は、ガイドチューブ100に沿った、例えば、端部分57b（使用される場合）に沿った他の場所に配置されてもよい。屈曲部を含むガイドチューブは、歯科施術者がガイドチューブ100の遠位端部104を患者の口腔内の所望の個所に配置することを助け得る。1個以上の屈曲部を含むガイドチューブ100の、ハンドピースの遠位面58aからガイドチューブ100の遠位端部104まで垂直に測定されたプロフィール長さ $L_p$ は、（ガイドチューブに沿って測定された）同じ全長を有する直線状のガイドチューブ100よりも短くなり得る。プロフィール長さが短い一部のガイドチューブの実施形態は、ガイドチューブを口腔内で位置決めすることを、または歯髄腔に達することをより簡単にし得る。ある歯には髄質床（例えば、前歯）または歯冠がない。そのような歯の場合、ガイドチューブ100のプロフィールが比較的短いことによって、噴射60または噴霧90を歯の所望の領域までより容易に送れるようにし得る。

#### 【0054】

図9Cは、外部導管57aを使用しないハンドピース50の実施形態を示す。この実施形態では、ガイドチューブ100の近位端部102は、ハンドピース50の遠位端部58の底部58aに配置され、ノズル64は、ガイドチューブ100の近位端部102付近に配置される。他の実施形態では、ノズル64は、ガイドチューブ100の遠位端部付近（例えば、開口部120の近位端部106付近）に配置される。

#### 【0055】

それゆえ、様々な実施形態では、ノズル64は、ガイドチューブ100の上流の位置に（例えば、ハンドピース50内の導管57に）、ガイドチューブ100の近位端部102の位置またはその付近の位置に、ガイドチューブ100の近位端部102と開口部120の近位端部106との間のガイドチューブ100の内側の位置に、または開口部120の近位端部106の位置またはその付近の位置に配置できる。一部の実施形態では、ガイドチューブ100は近位部分および遠位部分を含む。ノズル64は、ガイドチューブ100の遠位部分に配置でき、遠位部分が、ノズル64を越えて遠位に延在するようにする。ノズル64を越えて遠位に延在する遠位部分は、衝突部材110を含む。一部のそのような実施形態では、近位部分はガイドチューブ100の近位の半分を含み、および遠位部分はガイドチューブ100の遠位の半分を含む。

#### 【0056】

図10A～図10Fは、ガイドチューブ100の様々な実施形態を概略的に示す断面図である。チャンネル84および/またはガイドチューブ100の断面は、実質的に円形（例えば、図10A、図10B、図10Dを参照）、楕円形（例えば、図10Fを参照）、矩形、多角形（例えば、ガイドチューブが図10Cに示すように六角形、およびチャンネルが図10Dに示すように五角形）、または他の何らかの形状とし得る。ガイドチューブ100および/またはチャンネル84の断面形状および/またはサイズは、ガイドチューブ100の長手軸に沿って変化し得る。チャンネル84の断面形状は、ガイドチューブ100の断面形状と同じであることも、異なることもある（例えば、図10Cおよび図10Dを参照）。いくつかの実施形態では、チャンネルおよびガイドチューブの断面形状は実質的に円形であり、およびチャンネルはガイドチューブと実質的に同心である（例えば、図10Aおよび図10Bを参照）。ガイドチューブ100は、ガイドチューブ100に沿って長手方向に延びる1個以上の延出部88を含んでもよく、これにより、チューブの強度を高め得る（例えば、図10Eを参照）。

#### 【0057】

一部の実施形態では、ガイドチューブ100の断面は、遠位端部104よりも近位端部102において大きく、これにより、ガイドチューブ100の剛性を高める。様々な実施形態では、チャンネル84の断面は、ガイドチューブの長手軸80に沿って変化し得る（例えば、遠位端部104に向かって小さくなる）か、またはチャンネルの断面は、実質的に一定とし得る。チャンネル84の長手軸は、必ずしも要求されることではないが、ガイドチュ

ープ１００の長手軸８０と実質的に同一線上とし得る。一部の実施形態では、オリフィス６６は、チャンネルまたはガイドチューブの長手軸と位置合わせされる。チャンネル８４の表面は実質的に平滑であり、これにより有益に、噴射に干渉するまたは噴射を中断させる乱流気流が発生する可能性を低減させ得る。一部の実施形態では、チャンネル８４の表面を、起伏のある、湾曲した、らせん状の、またはねじれたものとし得る。

#### 【００５８】

図１１Ａ～図１１Ｃは、複数の噴射を伝搬できるガイドチューブ１００の実施形態を概略的に示す断面図である。図１１Ａおよび図１１Ｂに示す実施形態では、ガイドチューブ１００は複数のチャンネルを含む。例えば、図１１Ａは、３個のチャンネル８４ａ～８４ｃを有するガイドチューブ１００の実施形態を示す。３個のチャンネル８４ａ～８４ｃの各々は、対応する長手噴射軸８０ａ～８０ｃに沿って噴射を伝搬できる。図１１Ｂは、４個のチャンネル８４ａ～８４ｄを有するガイドチューブ１００の実施形態を示す。４個のチャンネル８４ａ～８４ｄの各々は、対応する長手噴射軸８０ａ～８０ｄに沿って噴射を伝搬できる。他の実施形態では、異なる数のチャンネル、例えば、２個のチャンネル、５個のチャンネル、またはそれ以上などを使用してもよい。ガイドチューブ１００は、例えば、図１１Ａおよび図１１Ｂに示すようにチャンネルを分離させる構造要素９２（例えば、バッフル板）を有し得る。構造要素９２は、使用される場合、ガイドチューブ１００の長さの実質的に全てにまたは一部分のみに沿って延在してもよい。一部の実施形態では、構造要素はガイドチューブ１００の近位端部１０２からガイドチューブの窓の上部まで延在する（下記で説明する）。

#### 【００５９】

図１１Ｃは、単一のチャンネル８４を有し、単一のチャンネルを通して複数の噴射（例えば、この実施形態では２つの噴射）が、長手噴射軸８０ａおよび８０ｂに沿って伝搬できるガイドチューブ１００の実施形態を概略的に示す。他の実施形態では、ガイドチューブは、チャンネル８４を通して３つ、４つ、またはそれ以上の噴射が伝搬できるように構成できる。図示の実施形態では、両噴射軸８０ａおよび８０ｂは、チャンネル８４の長手軸８６からオフセットしている。他の実施形態では、１つ（またはそれ以上）の噴射軸が、長手軸８６と実質的に位置合わせされ得る。図１１Ｃに示すガイドチューブ１００の一部の実施形態では、複数のオリフィス６６（例えば、図１１Ｃに示す例では２個のオリフィス）を含む単一のノズル６４が使用されて、噴射をもたらす。他の実施形態では、複数のノズルを使用できる。

#### 【００６０】

ハンドピース５０の一部の実施形態では、複数のガイドチューブ１００（例えば、２個、３個、４個、またはそれ以上）を、ハンドピース５０の遠位端部５８に配置できる。各ガイドチューブ１００は、１つ（またはそれ以上）の噴射に沿って伝搬できる。図１１Ｄは、２個のガイドチューブ１００ａおよび１００ｂを有する実施形態の概略的に示す断面図である。ガイドチューブ１００ａでは、噴射は、チャンネル長手軸およびガイドチューブ長手軸と実質的に同軸である噴射軸８０ａに沿って伝搬する。ガイドチューブ１００ｂでは、噴射軸８０ｂは、チャンネル８４の長手軸８６からオフセットしている。図示の実施形態では、チャンネル８４ａ、８４ｂおよびガイドチューブ１００ａ、１００ｂの断面は、実質的に円形である。他の実施形態では、チャンネルまたはガイドチューブの断面は、図１１Ｄに示す断面とは異なる断面とし得る（例えば、ガイドチューブ１００ａ、１００ｂのいずれかまたは双方とも、図１０Ａ～図１０Ｆまたは図１１Ａ～図１１Ｃに概略的に示すガイドチューブのいずれかと同様に構成できる）。また、いずれかの実施形態では、チャンネルまたはガイドチューブの断面は、互いに異なることがある（例えば、チャンネル８４ａまたはガイドチューブ１００ａの断面は、チャンネル８４ｂまたはガイドチューブ１００ｂの断面と異なることがある）。図１１Ｄに概略的に示す実施形態では、ガイドチューブ１００ａ、１００ｂは、互いに隣同士に配置されて接触している。一部の実施形態では、ガイドチューブは、ぎっしりと詰められた構成に配置され得る一方、他の実施形態では、ガイドチューブのいくつかまたは全てを、互いに物理的に離間して配置してもよい。

## 【 0 0 6 1 】

図 1 2 A ~ 図 1 2 E および図 1 3 A ~ 図 1 3 E は、衝突部材 1 1 0 の様々な実施形態を概略的に示す斜視図（左側の図）および側面図（右側の図）を含み、衝突部材 1 1 0 は、液体噴射 6 0 を噴霧 9 0 に変換するために使用し得る。衝突部材 1 1 0 は衝突面 1 1 4 を有し、その衝突面に、噴射装置の動作中に液体噴射 6 0 が衝突できる。衝突面 1 1 4 は、必ずしも要求されることではないが、噴射 6 0 を妨害するように衝突部材 1 1 0 の中心付近に配置され得る実質的に平坦なセクション 1 1 8 を含み得る（例えば、図 1 2 A、図 1 2 B、図 1 2 E および図 1 3 A、図 1 3 B、および図 1 3 E を参照）。衝突面 1 1 4 は、必ずしも要求されることではないが、角度の付けられたまたは湾曲されたセクション 1 2 2 を含み得る。セクション 1 2 2 は、向かってくる噴射 6 0 の方向に向かって戻るように角度を付けられるかまたは湾曲されていて（例えば、ガイドチューブの遠位端部 1 0 4 から離れるように）、かつ噴射 6 0（噴霧 9 0）の一部を開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 の方へ戻すように向けるのを助け得る（例えば、図 6 A ~ 図 6 C に概略的に示す噴霧 9 0 を参照）。例えば、図 1 2 A（右側の図）は、衝突部材 1 1 0 の実質的に平坦なセクション 1 1 8 に衝突する噴射 6 0、および矢印 8 2 a で示す方向に流れる液体（例えば、噴射または噴霧）を概略的に示す。開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 の方へ戻すように液体の方向を変えることの考えられる利点は、加圧液体（例えば、噴射または噴霧）が根管空間 3 0 に入る可能性を低減し得ることである。図 1 2 A および図 1 3 A は、噴霧 9 0 が開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 の方へ向けられる概略的な使用例であるが（例えば、矢印 8 2 a、8 2 b 参照）、衝突面 1 1 4 を、噴霧が開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 から離れる向きとなるように構成してもよい。例えば、他の実施形態では、衝突面 1 1 4 は、図 1 2 A ~ 図 1 2 E および図 1 3 A ~ 図 1 3 E に示す面 1 1 4 と全体的に同様であるが、遠位端部 1 0 4 から離れて開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 の方に向かって迫り上がる形状を有してもよい（例えば、面 1 1 4 の部分は凹面ではなく凸面である）。いくつかのそのような形状は、噴射または噴霧をガイドチューブの遠位端部 1 0 4 へ向け、および歯髄室 2 8 または根管空間 3 0 内での流体循環を高め得る。

## 【 0 0 6 2 】

衝突面 1 1 4 は様々な形状を有することがあり、そのうちのいくつかを、図 1 2 A ~ 図 1 2 E および図 1 3 A ~ 図 1 3 E に概略的に示す例として示す。図 1 3 A ~ 図 1 3 E の実施形態の衝突面 1 1 4 は、図 1 2 A ~ 図 1 2 E にそれぞれ示す対応する実施形態と全体的に同様とし得る。図 1 3 A ~ 図 1 3 E の実施形態は、（任意選択の）外側の実質的に平坦な面 1 2 6 を含み、この面は、方向を変えられた液体が、例えば、コアンド（Co and a）効果によって、矢印 8 2 b によって示す方向に沿って流れるようにする（例えば、図 1 3 A の右側の図参照）。

## 【 0 0 6 3 】

様々な実施形態では、衝突面 1 1 4 は実質的に平坦とし得る（例えば、図 1 2 E、図 1 3 E を参照）。衝突面 1 1 4 は、向かってくる噴射 6 0 の方へ戻るように（例えば、ガイドチューブの遠位端部 1 0 4 から離れるように）角度が付けられた（例えば、図 1 2 A、図 1 2 D、図 1 3 A、図 1 3 E を参照）または湾曲した（例えば、図 1 2 B、図 1 2 C、図 1 3 B、図 1 3 C を参照）1 個以上のセクション 1 2 2 を含んでもよい。一部の実施形態では、セクション 1 2 2 は、約 5 度 ~ 約 4 5 度の範囲、約 1 0 度 ~ 約 3 0 度の範囲、約 3 5 ~ 約 6 0 度の範囲、約 6 0 度 ~ 約 8 0 度の範囲、または他の何らかの範囲の角度で形成される。一部の実施形態では、セクション 1 2 2 は、例えば、約 4 0 度、約 4 5 度、約 5 0 度、または約 5 5 度などの角度で形成される。一部の実施形態では、湾曲したセクション 1 2 2 は、球面、卵形面、楕円面、環状面、円錐断面、または他の曲面の一部分を含む。図 1 2 A ~ 図 1 2 D、および図 1 3 A ~ 図 1 3 D では、衝突面 1 1 4 は、向かってくる噴射に向かって凹面であるが、他の実施形態では、衝突面 1 1 4 は凸面とし得る（例えば、衝突面 1 1 4 の部分が、ガイドチューブの遠位端部 1 0 4 に向かってではなく、そこから離れて延出し得る）。図 1 3 E に示す実施形態では、外側の実質的に平坦なセクション 1 2 6 は、実質的に平坦なセクション 1 1 8 よりも隆起している。隆起セクション 1 2

6の高さは、噴射噴霧90を所望の量だけ衝突面114から離れるようにそらすように、選択し得る。

【0064】

衝突部材110の断面形状またはサイズは、それぞれチャネル84またはガイドチューブ100の断面形状またはサイズと同じとしてもまたはそれらと異なってもよい。例えば、様々な実施形態では、衝突プレート110の幅は、チャネル84の幅またはガイドチューブ100の幅よりも大きく（または小さく）できる。

【0065】

図14Aおよび図14Bは、治療中に歯内の流体に渦流または循環流を形成するのを支援するために羽根131を含む衝突部材110の実施形態を概略的に示す斜視図（図14A）および上面図（図14B）である。この実施形態では、3個の湾曲した羽根131が、衝突部材110の周りに実質的に対称的に配置されている。他の実施形態では、異なる数の羽根131（例えば、1個、2個、4個、またはそれ以上）を使用でき、および羽根130は、直線でもよいし、または図14Aおよび図14Bに示すものとは異なる形状または湾曲を有してもよい。矢印132は、少なくともある程度は、羽根131によって誘発され得る渦流または循環流の方向を示し、この場合は、反時計回りである（図14Bの上面図で見ると）。他の実施形態では、羽根131は、時計回りの渦流または循環流を生じるように構成してもよい。他の実施形態では、羽根130に加えてまたはその代わりに、衝突面114は、渦まきまたは循環を誘発するために、または、そうでなければ液体流または噴射噴霧を修正するために、溝、隆起部、または他の形体を含んでもよい。一部の治療方法では、ガイドチューブ100の遠位端部104は、流体循環または渦まきの形成を支援するために、歯10に、中心を外れて位置決めできる。

【0066】

図15A～図15Cは、治療中に歯10内の流体に循環を誘発するのを支援する可撓性部分136を含む衝突部材110の実施形態の側面図である。可撓性部分136は比較的小さいため、噴射が衝突面114に衝突して流体流が可撓性部分136を横切ると、この部分136は撓むことができる（矢印138で示すように）。例えば、必須ではないが、噴射が衝突面114の方へ伝搬すると噴射が流体を取り込み、および噴射は、流体の取り込みの可変性ゆえに、時間の経過につれて同じ個所に正確に衝突しないことがある（例えば、衝突点は衝突面114にわたってふらつき得る）と考えられている。それゆえ、可撓性部分136を通過した流体流もまた可変、振動性、または動揺性とし、および可撓性部分136は、得られる可変の流体の力にตอบสนองして、可撓性部分の形状および位置を調整し得る。それゆえ、可撓性部分136の撓み、振動、または動きは、ガイドチューブ100の遠位端部104付近で衝突部材110が流体循環または流体撹拌を発生するのを助け得る。一部の実施形態では、可撓性部分136は、レーザー加工、ワイヤEDM切断、または射出成形によって形成できる。図15Cに示す実施形態では、可撓性部分136は、衝突部材110に取り付けられ得るまたは接合され得る可撓性材料（例えば、エラストマー）を含む。

【0067】

図16Aおよび図16Bは、ガイドチューブ100の別の実施形態を概略的に示す側面図であり、これらのガイドチューブは、ガイドチューブの遠位端部104付近に可変の流体循環を形成するのに役立つ。上述の通り、不安定な流体取り込みは、液体噴射がガイドチューブ100の遠位端部104付近に伝搬する場合に液体噴射60がわずかに動揺する原因となることがある。図16Aに示す実施形態では、支点144に（例えば、玉継ぎヒンジ結合によって）装着されたプレート140が、液体噴射60がプレート140に不安定な状態で衝突するときに、矢印142で示す方向に動揺できる。図16Bに示す実施形態では、チャネル84の直径よりもわずかに小さい直径を有するボール148が、衝突部材110に配置される。ボール148は動揺でき、かつ、ボール148の面への噴射60の衝突によって生じた噴霧90の方向および特徴を変えることができる。

【0068】

図１７Ａ～図１７Ｄは、透過性材料を含む衝突部材１１０の実施形態を概略的に示す。図１７Ａは、図１７Ｂに示す線Ａ－Ａに沿って取った側面図である。図１７Ｃは、図１７Ｄに示す線Ｃ－Ｃに沿って取った側面図である。図１７Ａおよび図１７Ｂに示す衝突部材１１０の実施形態では、噴射６０が衝突する衝突部材１１０の領域１５２が、透過性材料を含む。透過性材料は、噴射６０の液体に対して少なくとも部分的に透過性とし、それにより、噴射液体の一部が材料を通過できるようにし（矢印６０ａで概略的に示す）、かつ噴射液体の一部がそらされるように（矢印６０ｂで概略的に示す）し得る。必須ではないが、透過性材料を通過する噴射液体６０ａは、治療中の、歯髄腔２６での流体循環または流体攪拌を促進するのを助け得ると考えられている。

#### 【００６９】

透過性材料は、メッシュ、スクリーン、または多孔性材料を含んでもよい。一部の実装例では、透過性材料は、織られた金属メッシュの層を１つ以上含む。一部の实装例では、透過性材料は多孔性であり、例えば、噴射の断面サイズよりも小さいサイズにされた開口部を含む、機械加工された材料などであり、これは、多孔性材料を通る噴射液体の流れを少なくとも部分的に抑制するように作用する。様々な実施形態では、衝突部材１１０のいくつかまたは全てを、１種以上の透過性材料で作製し得る。例えば、図１７Ｃおよび図１７Ｄは、衝突部材１１０の実質的に全てが、織られたメッシュを含む実施形態を示す。

#### 【００７０】

図１８は、ガイドチューブ１００の遠位端部１０４付近に支柱１６０が配置されたガイドチューブ１００の実施形態を概略的に示す斜視図である。図１８に示す実施形態では、ガイドチューブ１００は、３個の開口部１２０と関連した３個の支柱１６０を有することができる。他の実施形態では、ガイドチューブ１００は、例えば、１個、２個、４個、５個、６個、またはそれ以上などの、異なる数の支柱（および／または開口部）を含んでもよい（例えば、図１９Ａ～図１９Ｅおよび図２０Ａ～図２０Ｅを参照）。ガイドチューブ１００および／または支柱１６０の部分は、レーザー切断、レーザー溶接、金属射出成形、ＥＤＭ、または他の製造技術によって形成できる。例えば、一部の製造技術では、開口部１２０は、ガイドチューブ１００からレーザー切断され、それにより支柱１６０を形成する。支柱１６０は、実質的に開口部１２０の近位端部１０６から遠位端部１０８まで延在し得る。衝突部材１１０は、別個に形成してガイドチューブ１００の本体１３０に取り付けることも、またはガイドチューブ１００と一体的に形成することもできる（例えば、ガイドチューブの金属射出成形中に）。

#### 【００７１】

支柱１６０のサイズ、断面形状、向き、および／または角度位置は、図１８に示すものと異なってもよい。例えば、図１９Ａ～図１９Ｅの各々は、支柱１６０を含むガイドチューブ１００の代替的な実施形態を概略的に示す斜視図（上の図）および上の図の線１９－１９に沿って取った断面図（下の図）を含む。支柱１６０の断面形状は、円形、多角形、アーチ形、楔形などとし得る。ガイドチューブ１００の任意の特定の实施形態では、１個（またはそれ以上）の支柱１６０のサイズ、形状、または向きを、１個（またはそれ以上）の他の支柱１６０と異なるようにし得る。支柱１６０の１個以上は湾曲していてもおよび／または角度が付けられてもよく（例えば、図１９Ｃ参照）、それにより、ガイドチューブ１００の遠位端部１０４を取り囲む流体の渦まきまたは流体循環を誘発するのを助け得る。

#### 【００７２】

支柱１６０のサイズ、形状、向き、および／または角度分布（または開口部１２０のサイズ、形状、向き、および／または角度分布）を使用して、少なくともある程度、液体噴射６０が衝突プレート１１０に衝突する際に生じる噴霧９０の角度分布を制御できる。例えば、支柱１６０および／または開口部１２０を適切に構成することによって、噴霧の角度分布（液体噴射６０の方向から見ると）は、所望の角度パターンを有するか、ほぼ対称的とする（例えば、噴射軸の周りで２次、３次、４次、またはそれよりも高次の回転対称を有する）か、非対称的とするか、または噴射軸の周りで他の何らかの角度分布を有する

10

20

30

40

50

とし得る。

【 0 0 7 3 】

図 2 0 A ~ 図 2 0 E は、支柱 1 6 0 および / または開口部 1 2 0 を含むガイドチューブの様々な実施形態によってもたらされることができる噴霧 9 0 の分布のいくつかの考えられる例を概略的に示す上面図である。いくつかの実装例では、噴霧 9 0 は、1 つまたは複数の開口部 1 2 0 を通ってガイドチューブ 1 0 0 から出ることができるか、または、その代わりに、支柱 1 6 0 によって実質的に遮断されていると考えられている。噴霧 9 0 の所望の角度幅は、1 つまたは複数の支柱 1 6 0 ( および / または 1 つまたは複数の開口部 1 2 0 ) の角サイズを好適に選択することによって、選択できる。例えば、噴霧の角度幅は約 3 6 0 度とし、ガイドチューブ 1 0 0 の遠位端部 5 8 を取り囲む実質的に全ての領域に噴霧をもたらしてもよい。他の実施形態では、噴霧の角度幅は約 2 7 0 度、約 1 8 0 度、約 1 2 0 度、約 9 0 度、約 6 0 度、約 4 5 度、約 3 0 度、約 2 0 度、または約 1 0 度とし得る。比較的幅狭な角度幅 ( 例えば、約 1 0 度 ~ 約 3 0 度 ) を有する噴霧を使用して、噴射または噴霧のエネルギーを歯のまたはその付近の所望の個所に向けてもよい。様々な実施形態では、噴霧の角度幅は、約 3 0 度 ~ 約 6 0 度の範囲、約 4 5 度 ~ 約 9 0 度の範囲、約 1 0 0 度 ~ 約 1 4 5 度の範囲、約 1 2 0 度 ~ 約 2 4 0 度の範囲、または他の何らかの範囲とし得る。

10

【 0 0 7 4 】

図 2 0 A ~ 図 2 0 E では、噴霧を、外向き矢印で概略的に示す。図 2 0 A は、1 個の支柱 1 6 0 および 1 個の開口部 1 2 0 を概略的に示し、噴霧 9 0 は、開口部 1 2 0 を通って実質的にガイドチューブ 1 0 0 の一側面側に向かって ( 例えば、図 2 0 A の紙面内上部に向かって ) 方向付けられている。図 2 0 B は、噴射 ( またはガイドチューブまたはチャネル ) の軸の周りで 2 つの、回転対称を有する噴霧 9 0 をもたらすように約 1 8 0 度離間されている 2 個の支柱 1 6 0 a、1 6 0 b および 2 個の開口部 1 2 0 a、1 2 0 b を概略的に示す。図 2 0 C および図 2 0 D は、3 個の支柱 1 6 0 a ~ 1 6 0 c および 3 個の開口部 1 2 0 a ~ 1 2 0 c を概略的に示す。図 2 0 C では、支柱 1 6 0 a ~ 1 6 0 c および開口部 1 2 0 a ~ 1 2 0 c は実質的に対称的に離間して、実質的に 3 つの、回転対称を有する噴霧をもたらす。図 2 0 D では、支柱 1 6 0 a、1 6 0 b が支柱 1 6 0 c の近くに位置決めされて ( 例えば、開口部 1 2 0 a の角度幅は、開口部 1 2 0 b、1 2 0 c の角度幅よりも大きい )、より多くの液体が、噴霧 9 0 b、9 0 c よりも噴霧 9 0 a へそらされるようにしている。図 2 0 E では、4 個の支柱 1 6 0 a ~ 1 6 0 d および 4 個の開口部 1 2 0 a ~ 1 2 0 d が使用されて、実質的に 4 つの、回転対称を有する噴霧 9 0 a ~ 9 0 d をもたらす。他の実施形態では、1 つまたは複数の支柱 1 6 0 および / または 1 つまたは複数の開口部 1 2 0 は、図 2 0 A ~ 図 2 0 E に示すものとは異なるように構成して、所望の特徴を有する噴霧 9 0 を生じることができる。

20

30

【 0 0 7 5 】

本明細書で説明するガイドチューブの実施形態の多くでは、衝突部材 1 1 0 を、噴射 6 0 が伝搬する長手軸 8 0 ( またはチャネル 8 4 の長手軸 8 6 またはガイドチューブ 1 0 0 の長手軸 ) に対してほぼ垂直に向けることができる。他の実施形態では、衝突部材 1 1 0 を、噴射 6 0 が伝搬する長手軸 8 0 ( またはチャネル 8 4 の長手軸 8 6 またはガイドチューブ 1 0 0 の長手軸 ) に対して非垂直な角度で向けることができる。例えば、図 2 1 A は、( この例では、チャネルの軸 8 6 およびガイドチューブの軸に沿って伝搬する ) 液体噴射 6 0 の軸 8 0 に対して垂直に向けられていない衝突部材 1 1 0 を有するガイドチューブ 1 0 0 の実施形態を示す側面図である。本明細書で説明する衝突部材 1 1 0 の実施形態のいずれも ( 何ら限定されないが、図 1 2 A ~ 図 1 7 D に示す衝突部材を含む )、噴射、チャネル、またはガイドチューブの軸に対して非垂直に向けることができる。衝突部材 1 1 0 の向きを使用して、噴霧を所望の個所の方へ ( 例えば、治療中の根管空間から離れるように ) 向けてもまたはそらしても、または、治療中に歯に所望の流体循環または攪拌をもたらすのを支援してもよい。

40

【 0 0 7 6 】

50

図 2 1 B は、ガイドチューブ 1 0 0 に対する衝突部材 1 1 0 の向きを説明するために使用し得る角度 を概略的に示す側面図である。図 2 1 B では、角度 は、噴射軸 8 0、チャンネル軸 8 6、またはガイドチューブ軸（図 2 1 B では符号が付されていないが、この例ではチャンネル軸 8 6 と同一線上にある）と、衝突部材 1 1 0 への法線 1 8 0 との間に規定されている。角度 が約ゼロ度であるガイドチューブ 1 0 0 の場合、衝突部材 1 1 0 は、必要に応じて、噴射、チャンネル、またはガイドチューブ軸に対してほぼ垂直である。図 2 1 B に示す例では、角度 は、衝突部材 1 1 0 が開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 から離れるように角度が付けられている場合（例えば、図 2 1 B に示すように下方に向けて角度が付けられている）には、正であり、および角度 は、衝突部材 1 1 0 が開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 の方へ角度が付けられている場合（例えば、図 2 1 B では紙面内では上方に向けて）には、負である。角度 が正のとき、噴霧 9 0 は、ガイドチューブ 1 0 0 の遠位端部 1 0 4 から離れるようにそらされる傾向がある（例えば、図 2 1 A に概略的に示す例）。角度 が負のとき、噴霧 9 0 は、ガイドチューブ 1 0 0 の遠位端部 1 0 4 の方へそらされる傾向がある。様々な実施形態では、角度 の正の値または負の値のいずれかを使用して、噴霧 9 0 を、ガイドチューブ 1 0 0 の遠位端部 1 0 4 からそれぞれ離れるまたはそこへ向かうように方向付ける傾向を持たせ得る。角度 の絶対値は、約 0 度、約 1 0 度、約 2 0 度、約 3 0 度、約 4 5 度、約 5 0 度、約 6 0 度、約 7 0 度、または約 8 0 度とし得る。様々な実施形態では、角度 の絶対値は、約 0 度～約 8 0 度の範囲、約 2 0 度～約 6 0 度の範囲、約 3 0 度～約 5 0 度の範囲、または他の何らかの範囲とし得る。一部の実施形態では、角度 は、操作者によって調整でき、および歯科治療の前に（またはその最中に）、所望の角度に設定または変更し得る。

#### 【 0 0 7 7 】

図 2 1 C は、湾曲した衝突部材 1 1 0 を含むガイドチューブ 1 0 0 の実施形態を示す側面図である。この例では、衝突部材 1 1 0 の形状はアーチ形フラップとされ、開口部 1 2 0 の近位端部 1 0 6 から離れるように延出している。衝突部材 1 1 0 の曲率は、噴霧 9 0 の所望の方向または分布をもたらすように、選択し得る。一部の実施形態では、2 個、3 個、4 個またはそれ以上の湾曲した衝突部材を使用できる。

#### 【 0 0 7 8 】

図 2 2 A ～図 2 2 C は、ガイドチューブ 1 0 0 のチャンネル 8 4 の軸 8 6 またはガイドチューブ 1 0 0 の軸に対して垂直に向けられていないノズル 6 4 を含むハンドピース 5 0 の実施形態を概略的に示す断面図である。図 2 2 A ～図 2 2 C では、ノズル 6 4 は、ガイドチューブ 1 0 0 の遠位端部 5 8 の方へ配置される。ノズル 6 4 には、ノズル 6 4 のオリフィス 6 6 から放出された液体噴射 6 0 が、チャンネル 8 4 の長手軸 8 6 に対してある角度を形成する噴射軸 8 0 に沿って伝搬するように、角度を付けることができる。角度は約 0 度（例えば、噴射 6 0 は、チャンネル軸 8 6 に実質的に沿って放出される）、約 1 0 度、約 2 0 度、約 3 0 度、約 4 5 度、約 5 0 度、約 6 0 度、約 7 0 度、約 8 0 度、または約 9 0 度とし得る。様々な実施形態では、角度は、約 0 度～約 8 0 度の範囲、約 2 0 度～約 6 0 度の範囲、約 3 0 度～約 5 0 度の範囲、約 5 0 度～約 9 0 度の範囲、または他の何らかの範囲とし得る。一部の実施形態では、角度は、操作者が調整でき、および歯科治療の前に（またはその最中に）、所望の角度に設定または変更してもよい。一部の実施形態では、ガイドチューブ 1 0 0 は開口部を含み、そこを通して、ノズル 6 4 からの噴射 6 0 がガイドチューブから出る。一部の実施形態では、ノズル 6 4（または複数のノズルまたはオリフィス）は、ガイドチューブ 1 0 0 の側壁にまたはその上に形成してもよい。一部のそのような実施形態では、1 つ（またはそれ以上）の噴射、ビーム、または噴霧が、そのようなノズルまたは開口部から送られ得る。一部のそのような場合には、噴射、ビーム、または噴霧は、ガイドチューブ 1 0 0 またはチャンネル 8 4 の長手軸に対してほぼ垂直の角度で送られ得る。他のそのような場合には、ガイドチューブ 1 0 0 の側壁にある 1 個以上のノズル 6 4 またはオリフィス 6 6 を、ガイドチューブ 1 0 0 の遠位端部 1 0 4 の方へ向けることができ（例えば、噴射、ビーム、または噴霧を遠位端部 1 0 4 の方へ向けるように）および/またはガイドチューブ 1 0 0 の近位端部 1 0 2 の方へ向けることができる（例えば

、噴射、ビーム、または噴霧を近位端部 102 の方へ向けるように)。

【0079】

図 22A に示す実施形態では、衝突部材 110 は、内側チューブ 100b の遠位端部の周りに配置された外側チューブ 100a を含む。噴射 60 が、角度の付けられたノズル 64 から出ると、噴射 60 は、外側チューブ 100a の内表面に当たってそらされ、噴霧 90 になる。図 22B および図 22C に示す実施形態では、衝突部材 110 は、1 個以上のフラップ、プレート、または構造 110a、110b を含み、そこに噴射 60 は衝突してそらされ、噴霧 90 となることができる。フラップ、プレート、または構造のサイズ、形状、向き、および/または構成は、噴霧 90 の所望の方向または分布を提供するように選択できる。

10

【0080】

図 23 は、歯の位置に液体のストリームをもたらすように構成された液体流チューブ 200 を含むハンドピース 50 の実施形態を概略的に示す。図 23 は、液体流チューブに配置されたガイドチューブ 100 を示すために、液体流チューブ 200 が切り取られた部分切り取り図である。図示の実施形態では、液体流チューブ 200 は、ガイドチューブ 100、およびガイドチューブ 100 の外表面 208 と液体流チューブ 200 の内表面 206 との間のチャネル 204 にある液体流のストリームの周りに配置されている。液体のストリームは、治療中、流体量が増えるか、または歯髄腔 26 に追加的な循環を誘発し得る。液体のストリームはまた、治療中に歯髄腔 26 に空気が入り込む程度を低下させ得るまたはそれを防止し得る。液体流チューブ 200 によってもたらされた液体は、必ずしも要求

20

【0081】

図 24A ~ 図 24F は、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 において様々な構成を有するガイドチューブ 100 の実施形態の概略的に示す断面図である。図 24A および図 24B は、衝突部材 110 の衝突面 114 と、最も遠位の面 114a との間の距離が異なるガイドチューブの実施形態を概略的に示す。この距離は、歯髄室 28 の床または根管空間 30 から衝突面 114 を分離させるように作用し、および治療中に操作者が衝突面 114 の位置を床または根管空間に近づけすぎる可能性を低減させ得る。最も遠位の面 114a (または遠位端部 104 付近の他の面) の 1 個以上の部分は、実質的に平坦 (例えば、図 22A ~ 図 22B を参照)、湾曲 (例えば、部分的に球形または楕円形; 例えば、図 22E を参照)、円錐状またはピラミッド形 (例えば、図 22D、図 22F を参照)、またはテクスチャー加工、粗化または不規則に (例えば、図 22C を参照) され得る。最も遠位の面 114a は先端 116 (例えば、図 22D、図 22E を参照) を含み、先端は丸みがあってもまたは鋭くてもよい。面 114a 上のテクスチャー加工または先端は、操作者が歯のまたはその上の所望の個所にまたはその付近にガイドチューブ 100 の遠位端部 104 を位置決めするのに役立ち得る。

30

40

【0082】

一部の実装例では、衝突面 114 (またはガイドチューブの他の面) は、例えば、噴射 60 の衝突、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 付近のキャビテーションなどから受ける流体応力の影響下で生じる面 114 の劣化に抵抗する、1 種以上の物質で被覆され得る。一部のそのような実装例では、衝突部材 110 は、付形、機械加工、成形、または形成が比較的容易であるが、衝突応力またはキャビテーション下で摩耗する傾向を有し得る

50



材料から形成できる。被覆は、そのような材料を好都合に保護し得る。1つ以上の被覆が衝突面114a(またはガイドチューブの他の表面)に施されてもよい。例えば、めっき、化学溶液堆積(CSD)、化学蒸着(CVD)、プラズマ支援CVD、スパッタリング、パルスレーザー堆積、カソードアーク堆積(アーク-PVC)、または物理蒸着(PVD)を含む方法を使用して、1つまたは複数の被覆を形成できる。

#### 【0083】

一部の実施形態では、被覆は、厚さを約1~約7ミクロンとし、および一部の例では(例えば、PVD)、所望の摩耗抵抗の程度に依存して異なる合金を含み得る。例えば、合金は、窒化チタン(TiN)、炭窒化チタン(TiCN)、窒化チタンアルミニウム(TiAlN)、窒化アルミニウムチタン(AlTiN)、窒化チタンアルミニウムシリコン(titanium aluminium silicon nitride)(TiAlSiN)、窒化ジルコニウム(ZrN)、窒化クロム(CrN)、または窒化アルミニウムクロム(AlCrN)を含み得る。被覆は、ニッケルチタン(NiTi)またはダイヤモンドなどの材料を含むことができる。場合によっては、これらの合金の1種以上を含む被覆は、衝突面の表面硬度を、ビッカーススケール(Vickers scale)の硬度で約1500HV~約3500HVの範囲(HVは、ビッカース硬度(Vickers pyramid number)である)となるまで高め得る。他の場合では、被覆は、約500HV~約1000HVの範囲、約1000HV~約4000HVの範囲、または他の何らかの範囲の硬度を有し得る。

#### 【0084】

一実装例では、衝突部材110および衝突面114は、十分に硬い条件(例えば、硬度がロックウェルスケール(Rockwell scale)で約44HRC。これは、ビッカーススケールで約434HVである)の301ステンレス鋼から機械加工され、かつレーザーによって製造される。次いで、衝突面114は、PVDによって1.5ミクロン厚さのAlTiN層で被覆される。様々な実施形態では、ガイドチューブ100のいくつかまたは全てを、ステンレス鋼(例えば、オーステナイト系または300系ステンレス鋼、フェライト系またはマルテンサイト系のステンレス鋼)、炭素鋼、チタン、またはニッケルから形成できる。一部の実施形態では、ガイドチューブ100は、Special Metals Corporation, New Hartford, New Yorkから入手できるINCONEL(登録商標)、例えば、INCONEL625またはINCONEL750Xから形成される。ガイドチューブ100の実施形態に使用できる材料の別の例は、限定はされないが、ジルコニアYTZB、コバルト合金、例えば、CoCrWNiまたはCoCrMo MP35Nなど、ステライト合金、例えば、Deloro Stellite, Goshen, Indianaから入手できるSTELLITE(登録商標)33、Haynes International, Inc., Kokomo, Indianaから入手できるHASTELLOY(登録商標)合金など、グラフェン、ダイヤモンド、窒化ケイ素、ナノ粒子ステンレス鋼、ナノ結晶合金、例えば、Integran, Pittsburgh, Pennsylvaniaから入手できるNANOVA TE(登録商標)など、セラミックなどを含む。一部の実施形態では、他の材料、例えば、硬質ポリマー材料、カーボンナノチューブ、ホウ素繊維複合体チューブ、タングステン繊維複合体チューブなどを使用してよい。一部の実装例では、材料は、硬質ポリマー材料および/または金属に埋め込まれた繊維を含むことができる。他の材料は、金属マトリクス複合材料および/またはセラミック金属複合材料を含む。一部の実施形態では、ガイドチューブ100の異なる部分が、異なる材料からおよび/または上述の材料のいずれかの組み合わせから形成される。

#### 【0085】

図25は、歯科治療、例えば、根管処置中のハンドピース50の使用例を概略的に示す。最初に、歯10に開口部(図25には図示せず)を形成するためにドリルまたは研削工具が使用され得る。開口部は、エナメル質22および象牙質20を通して延在し、歯髄腔26の歯髄を露出させて、そこへのアクセスを提供する。開口部は、歯10の歯冠12の

10

20

30

40

50

上部にまたは別の部分、歯冠 12 の側面または歯肉 14 の下側の歯根 16 などに形成され得る。開口部のサイズおよび形状は、必要に応じて、病んだ歯髓におよび／または根管空間 30 のいくつかまたは全てに好適なアクセスをもたらすようにし得る。ハンドピース 50 は、液体の噴射 60 を歯 10 の一部分、例えば、歯髓腔 26 に送るように使用し得る。噴射 60 は、好都合には、必ずしも要求されることではないが、ＣＣ噴射とし得る。一部の治療方法では、操作者は、所望であれば治療プロセス中に、歯髓室 28 の周りに噴射 60（または噴霧 90）を向けるようにハンドピース 50 を操作できる。

#### 【0086】

ハンドピース 50 は、本明細書で説明するハンドピース 50 の実施形態のいずれかを含み得る。ハンドピース 50 は、本明細書で説明するガイドチューブ 100 または他の構造、要素、または形体のいずれか（例えば、衝突部材 100、開口部 120、液体流チューブ 200 など）を任意の好適な組み合わせで含み得る。いくつかの非限定的な例として、図 3、図 4、図 4A、図 6、図 7A～図 7B、図 9A～図 9C、図 21A～図 21B、図 22A～図 22C、図 23、または図 25 を参照して示しかつ説明したハンドピース 50 の実施形態のいずれかは、上述の図面および／または図 8A～図 8C、図 10A～図 10F、図 11A～図 11D、図 16A～図 16B、図 18、図 19A～図 19E、および／または図 24A～図 24F を参照して示しかつ説明したガイドチューブ 100 の実施形態のいずれかと使用することができる。また、上述の図面を参照して説明したガイドチューブ 100 の実施形態のいずれかは、上述の図面および／または図 12A～図 12E、図 13A～図 13E、図 14A～図 14B、図 15A～図 15C、図 17A～図 17D、および／または図 20A～図 20E を参照して示しかつ説明した衝突部材 110 を利用してもよい。

#### 【0087】

ハンドピース 50 は、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 が歯 10 のまたは歯の表面（例えば、象牙質表面）の中、それらの上またはそれらの付近の所望の個所に配置されるように、操作者が位置決めできる。例えば、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 は、歯の歯髓腔 26 に配置され得る。ハンドピース 50 は、歯 10 または根管系 30 を通って伝搬できかつ歯 10 または象牙質表面から有機物を引き離すことができる圧力波を発生させ得る高速の液体ビーム（例えば、一部の治療ではＣＣ噴射）をもたらすように使用できる。液体ビームおよび／または圧力波は、限定はされないが、音響キャビテーション（例えば、気泡形成および崩壊、マイクロジェット形成）、流体攪拌、流体循環、ソノレーション、音化学、などを含む、歯に発生し得る様々な効果を発生させ得るかまたはそれらの有効性を高め得る。一部の治療方法では、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 を、治療されている歯 10 内の流体に沈めることは、上述の効果のいくつかまたは全ての有効性を高め、これにより、根管空間 30 は効果的に洗浄され得る。いくつかの治療方法では、ノズル 64 は、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 の方に位置決めされて、ノズル 64 のオリフィス 66 が、治療されている歯内の流体に沈められるようにし得る。いくつかのそのような実施形態では、オリフィス 66 から噴出する液体噴射は、空気、環境ではなく流体に送られ、および、場合によっては、歯内の流体に後で影響を及ぼす空気環境に形成される液体噴射から得られる音場よりも大きくし得る音場を提供し得る。

#### 【0088】

任意選択により、流れ制限器 210 を、ハンドピース 50 の遠位端部 58 に配置できる。一部の治療方法では、流れ制限器 210 は、治療されている歯からの流体の逆流を抑止するために使用できる。例えば、流れ制限器 210 は、歯 10 内の開口部からの流体の逆流を抑止し得る。流れ制限器 210 は、実質的にシリンダー状とし、かつガイドチューブ 100 を実質的に取り囲み得る。流れ制限器 210 は、歯科治療中に歯 10 の一部分に接触するように構成し得る。場合によっては、流れ制限器 210 はガイドチューブ 100 の周りに緩く配置されている。流れ制限器 210 は、場合によっては、ガイドチューブ 100 に取り外し可能に取り付けられ得る。流れ制限器 210 は、治療されている歯 30 の歯冠と一致するように構成できる。流れ制限器 210 は、流体を含むように、あるいはガイ

ドチューブ 100 の遠位端部 104 から出てくる液体（例えば、開口部 120 からの噴射または噴霧）、液体流チューブ 200（使用される場合）から歯に送られる液体、歯髄腔内の流体などの逆流を低下または抑止させるように助け得る。流れ制限器 210 を、開口部 120 から噴出する噴射または噴霧（または他の源、例えば、液体流チューブ 200 からの液体）が歯髄腔 26 内に十分に保持されて、ガイドチューブ 100 の遠位端部 104 が流体に含まれ得るまたは沈められ得るように、構成できる。ガイドチューブ 100 の開口部 120 は、歯 10 内の流体に含まれ得るまたは沈められ得る。例えば、下の歯 10 の場合、開口部 120 の近位端部 106 および遠位端部 108 の双方とも、歯内の流体に含まれ、開口部 120 の近位端部 106 および遠位端部 108 の双方とも、歯内の流体のレベルより下に沈めることができる。一部の治療方法では、ガイドチューブ 100 は、開口部 120 の一部分のみが流体内に含まれ得るように、歯の洞に配置され得る（例えば、近位端部 106 または遠位端部 108 の一方は、流体に含まれる）。流れ制限器 219 を用いる治療方法は、キャピテーションおよび圧力波が歯 30 に形成される機会を利用し得ると考えられている（このことは必須ではないが）。流れ制限器 210 は、ガイドチューブ 100 の開口部 120 から噴出する液体が流れ制限器 210 によって実質的に妨げられないように、構成できる。例えば、流れ制限器 210 の遠位面は、開口部 120 の近位端部 106 まで、またはそれを越えて、延在しなくてもよい。一部の治療方法では、流れ制限器 210 は歯 10 に適用され、次いで、ハンドピース 50 は、歯 10 付近の位置にされる。

10

#### 【0089】

20

いくつかの治療方法では、流れ制限器 210 は、必ずしも要求されることではないが、歯 10 の洞への開口部を実質的に封止して、洞が実質的に水密性となるようにする。例えば、いくつかの治療方法では、流れ制限器 210 は、洞からの流体の逆流を抑止するが、必ずしも歯 10 から流出する流体全てを防止するわけではない。例えば、一部の治療方法では、歯に 1 個以上の開口部を（例えば、ドリル加工によって）形成して、一部の流体が歯 10 の洞から流出できるようにし、かつ制限器 210 を、他の 1 つまたは複数の開口部からの流体の逆流を低下させるまたは防止するように使用できる（例えば、歯冠のアクセス用開口部）。

#### 【0090】

一部の実施形態では、流れ制限器 210 は、根管処置中に使用された化学物質または洗浄液、例えば、次亜塩素酸ナトリウムによる悪影響を受けない材料から形成される。流れ制限器 210 は、任意の好適な 1 つまたは複数の多孔性および/または吸収材料、例えば、スポンジを含み得る。例えば、流れ制限器 210 は、液体を少なくとも部分的に吸収できる多孔性材料（例えば、エラストマー系、プラスチック、ゴム、セルロース、ファブリック、発泡体など）を含んでもよい。流れ制限器の材料は変形可能とし、歯の表面の輪郭に対して変形可能とし得る。一部の実施形態では、流れ制限器 210 は、密度が約  $1 \sim 1000 \text{ kg/m}^3$  の範囲、または約  $10 \sim 100 \text{ kg/m}^3$  の範囲である材料を含む。流れ制限器 210 の引張強度は、約  $1 \text{ kPa} \sim 3000 \text{ kPa}$  の範囲または約  $50 \text{ kPa} \sim 400 \text{ kPa}$  の範囲とし得る。流れ制限器 210 の極限伸びは、約  $5\% \sim 800\%$  の範囲または約  $50\% \sim 220\%$  の範囲とし得る。一部の実施形態では、流れ制限器 210 はセルを含み、その目視セル数は、約  $1 \sim 250 / \text{cm}$  の範囲または約  $10 \sim 40 / \text{cm}$  の範囲とし得る。発泡体を使用した材料は、エステルまたは別のタイプの発泡体を含み得る。

30

40

#### 【0091】

いくつかの図面に概略的に示す歯 10 は臼歯であるが、手順は、切歯、犬歯、小白歯、または臼歯などの任意のタイプの歯に行ってもよい。また、説明の装置および方法は、高度に湾曲した根管空間を含む広範な形態学を有する根管空間の治療を可能にする。さらに、説明の装置および方法は、ヒトの歯（子供の歯を含む）および/または動物の歯に適用される。

#### 【0092】

50

本明細書を通して、「一部の実施形態」または「実施形態」への言及は、実施形態に関連して説明された特定の特徴、構造、要素、作用または特性が、少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。それゆえ、本明細書を通して、様々な個所で語句「一部の実施形態では」または「実施形態では」が現れる場合、必ずしも全て同じ実施形態を指すわけではなく、同じまたは異なる実施形態の1つ以上を指してもよい。さらに、特定の特徴、構造、要素、作用、または特性は、本明細書から当業者には明白なように、1つ以上の実施形態において任意の好適な方法で組み合わせてもよい。加えて、様々な実施形態では、特徴、構造、要素、作用、または特性を、全体的に組み合わせ、統合し、再構成し、整理し直し、または省略することができる。それゆえ、単一の特徴、構造、要素、作用、または特性、あるいは一群の特徴、構造、要素、作用、または特性は、各実施形態に必須でも、または必要でもない。考えられる全ての組み合わせおよび二次的組み合わせが、本明細書の範囲内にあるとされる。

10

#### 【0093】

本出願で使用されるように、用語「含む (comprising、including)」、「有する」などは、同意語であり、制約なく包括的に使用され、および追加的な要素、特徴、作用、動作などを除外しない。また、用語「または」は、(排他的ではなく) 包括的に使用され、例えば、要素のリストを接続するために使用される場合には、用語「または」は、リスト中の要素の1つ、いくつか、または全てを意味する。

#### 【0094】

同様に、当然のことながら、実施形態の上述の説明では、様々な特徴が、時として、説明を合理化しかつ様々な発明の態様の1つ以上の理解を助けるために、単一の実施形態、図面、または説明にまとめられている。しかしながら、この開示の方法は、いずれの特許請求項も、特許請求の範囲で明白に説明されている以上の特徴を必要とするという意図を反映していると解釈されるべきではない。むしろ、発明の態様は、単一の上述の説明の実施形態のいずれかの全ての特徴よりも少ない組み合わせにある。

20

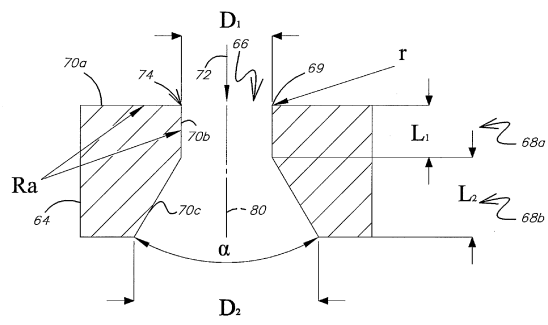
#### 【0095】

上述の説明は、本明細書で説明する本発明の様々な例示的な実施形態、および他の例示的であるが非限定的な実施形態を説明する。説明は、開示された発明の組み合わせ、態様、および使用に関する詳細を提供する。実施形態の開示された特徴および態様の他の変形、組み合わせ、修正、均等物、態様、使用、実装例、および/または適用はまた、本明細書を読むことで当業者に明らかとなるものを含め、本開示の範囲内にある。加えて、本発明の特定の目的および利点を本明細書で説明する。そのような目的または利点の全てが、必ずしも任意の特定の実施形態で達成され得るわけではないことを理解されたい。それゆえ、例えば、当業者は、必ずしも本明細書で教示または提案したような他の目的または利点を達成することなく、本明細書で教示された1つの利点または一群の利点を達成するまたは最適にするように、本発明が実施または実行され得ると認識する。また、本明細書で開示した任意の方法またはプロセス、方法またはプロセスを構成する行為または操作は、任意の好適な順序で実施されてもよく、必ずしも、任意の特定の開示の順序に限定されない。

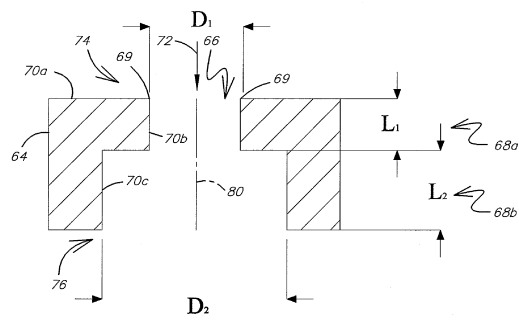
30



【図 5】

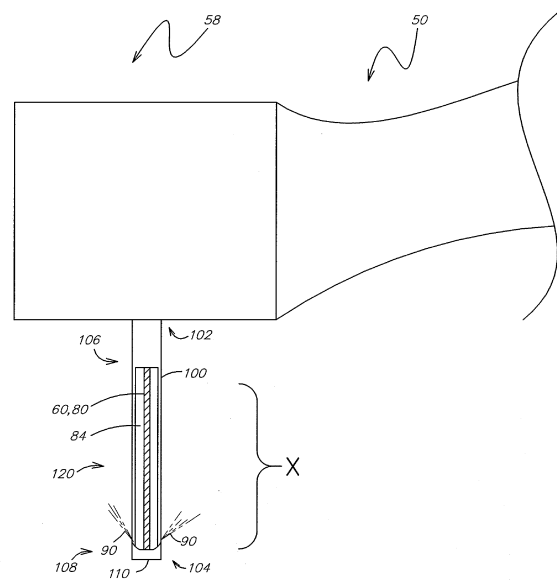


(A)

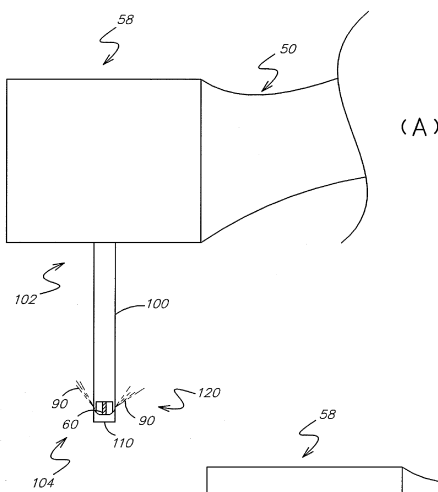


(B)

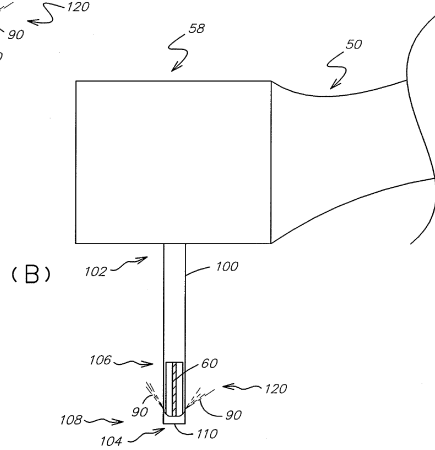
【図 6】



【図 7】

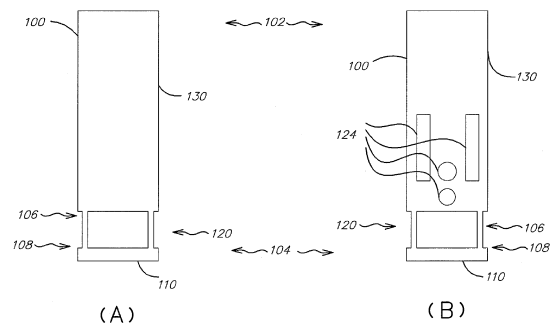


(A)



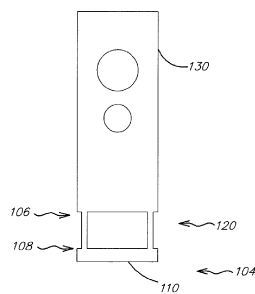
(B)

【図 8】



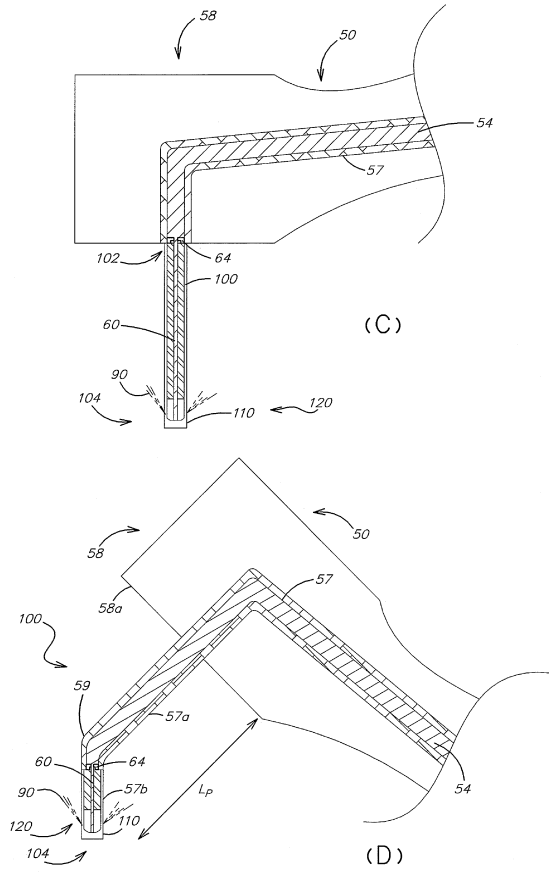
(A)

(B)

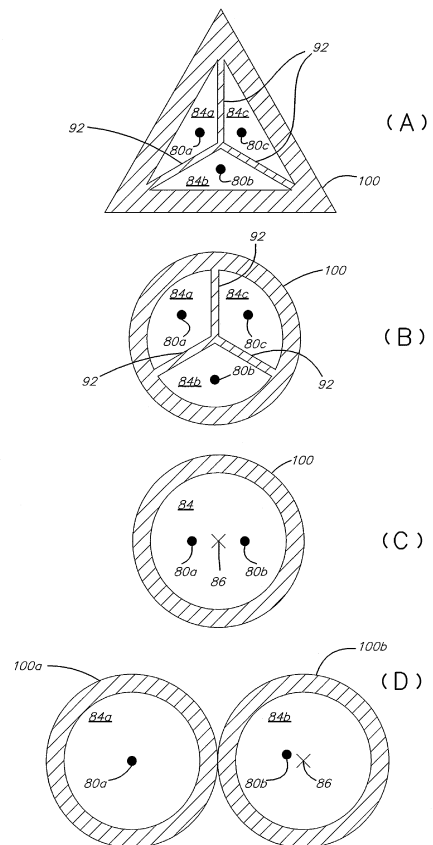


(C)

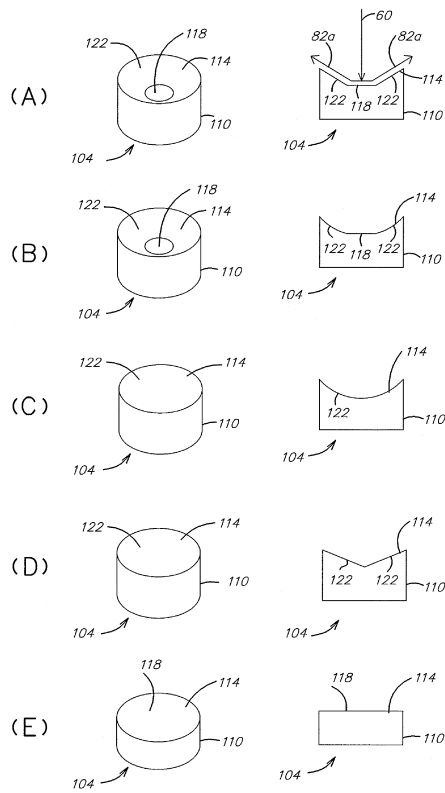
【 図 9 - 2 】



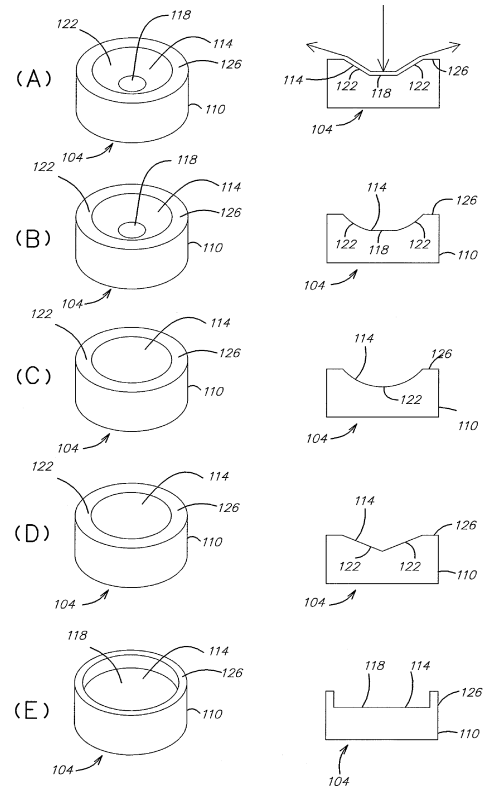
【 図 1 1 】



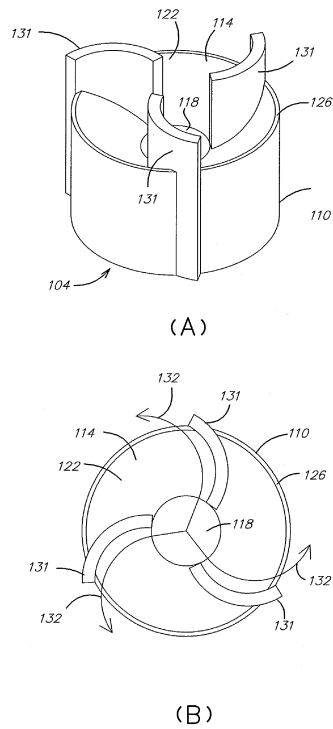
【図 12】



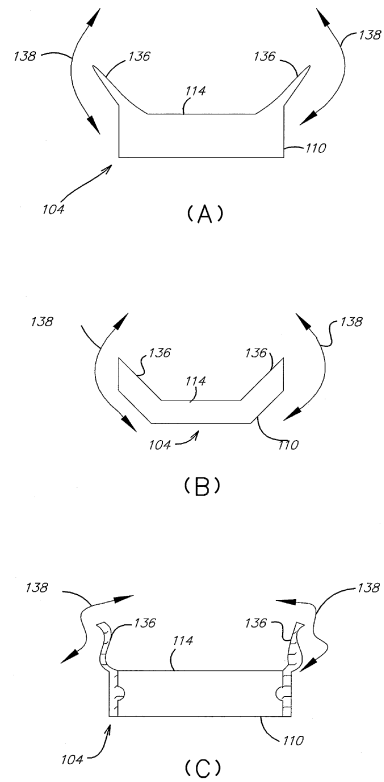
【図 13】



【図 14】

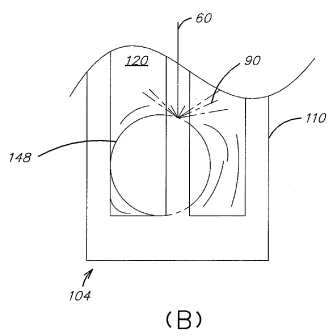
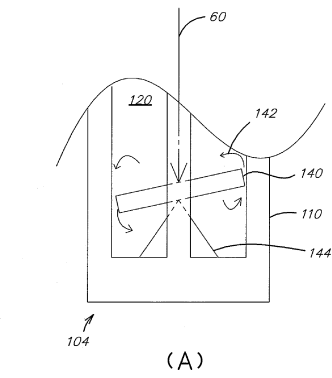


【図 15】

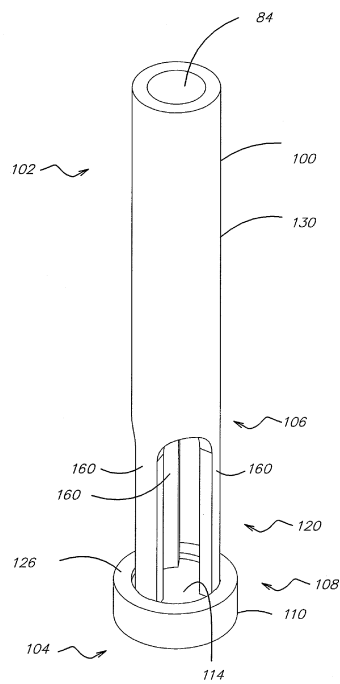




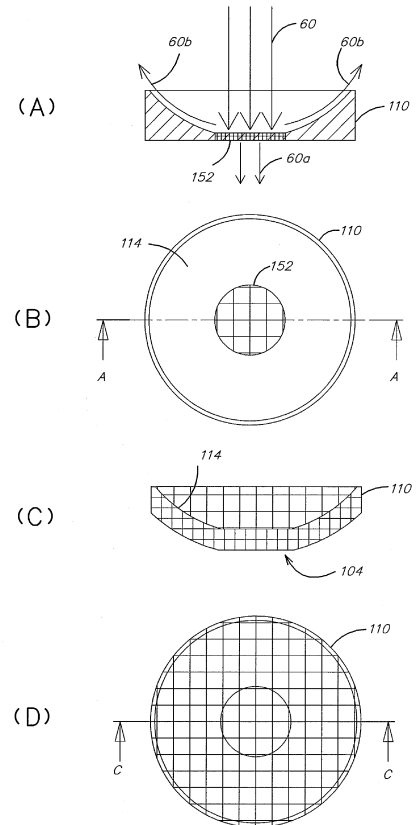
【 図 1 6 】



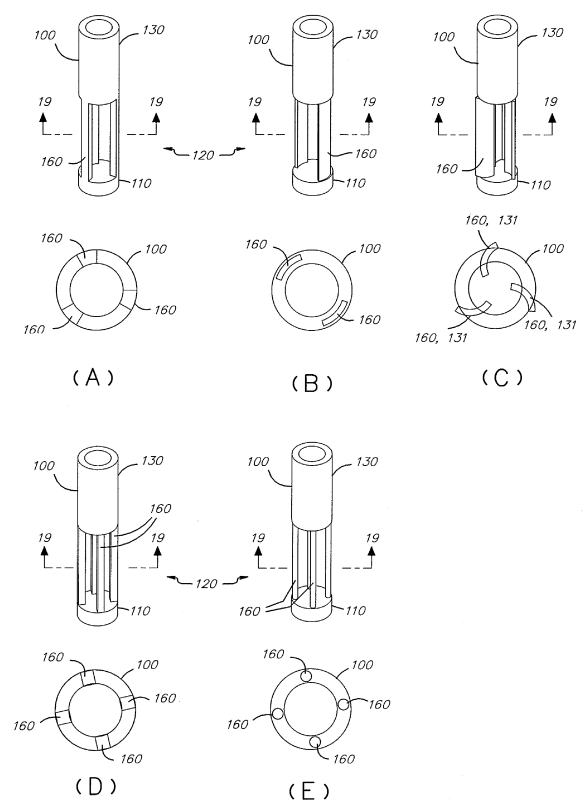
【 図 1 8 】



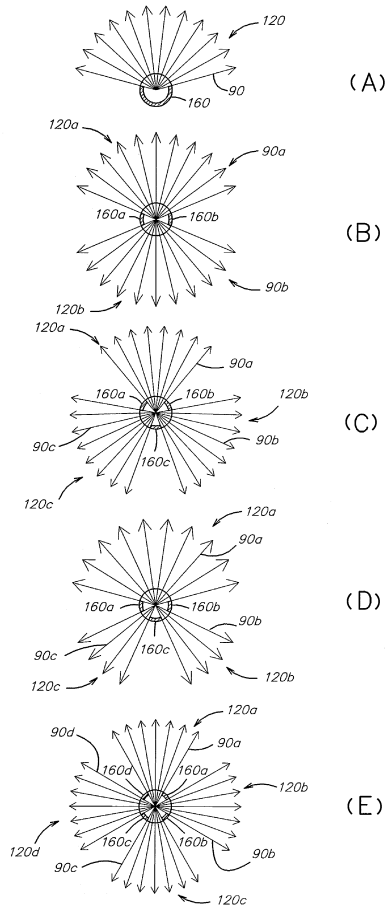
【圖 17】



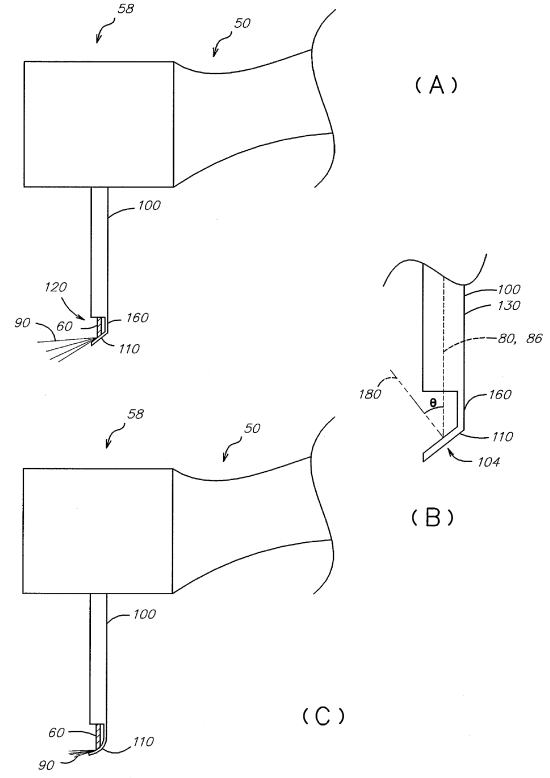
【 図 1 9 】



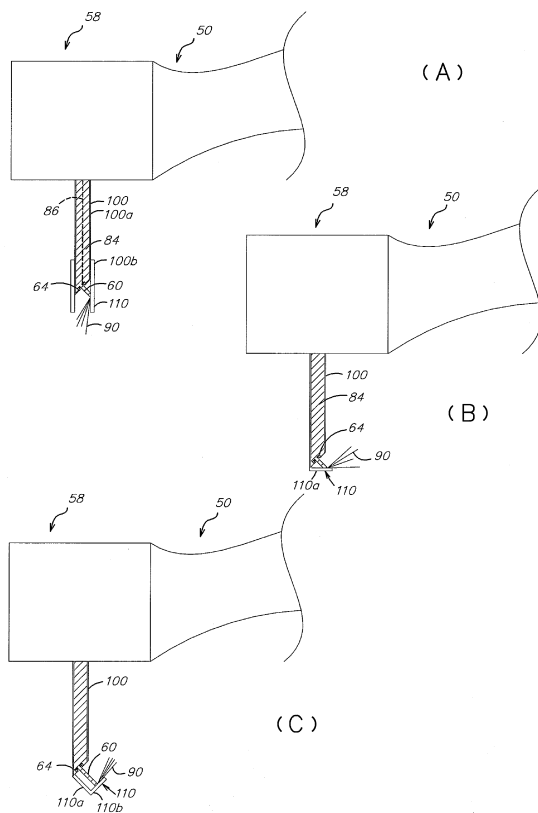
【図 20】



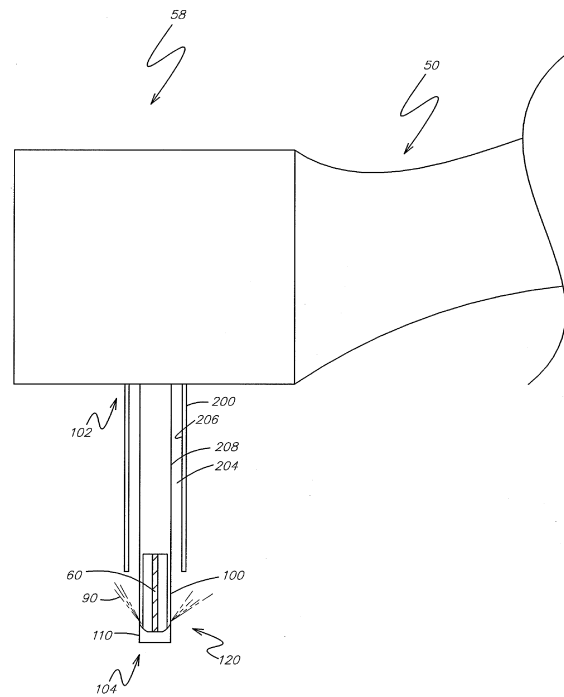
【図 21】



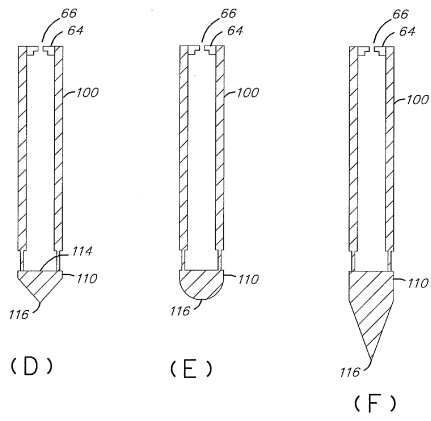
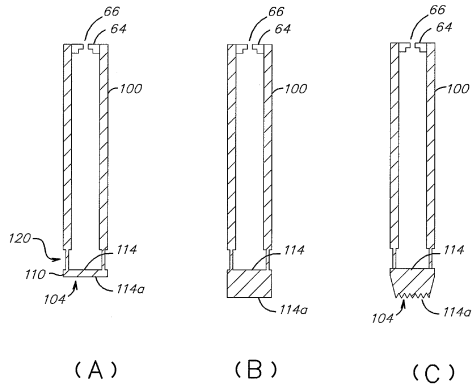
【図 22】



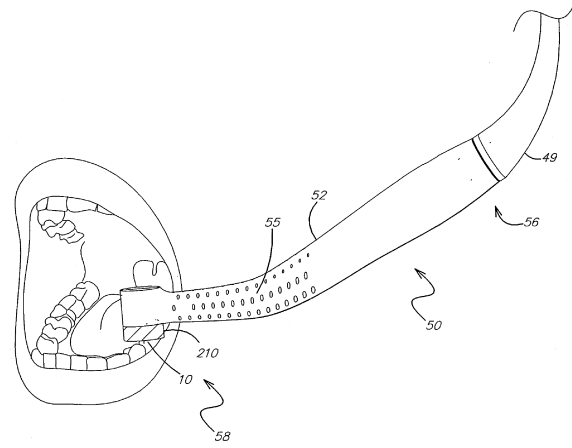
【図 23】



【図 24】



【図 25】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 ガリブ, モルテザ  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 1 0 0 1 アルタデナ ラ ビーナ レーン 8 4 2
- (72)発明者 ハクプール, メールザド  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 2 6 5 1 ラグナ ビーチ ブロードウェイ ストリート  
4 8 0 アpartment 4
- (72)発明者 ファン, ミシェル  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 2 8 0 5 アナハイム イースト モラバ プレイス 1 6  
1 5
- (72)発明者 テップス, リチャード エス.  
アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 2 6 5 6 アリソ ヴィエホ ルー ド シャトー 5 9

審査官 胡谷 佳津志

- (56)参考文献 米国特許第0 6 1 6 2 2 0 2 ( U S , A )  
米国特許出願公開第2 0 0 7 / 0 2 4 8 9 3 2 ( U S , A 1 )  
特表2 0 0 7 - 5 3 3 3 3 3 ( J P , A )  
米国特許出願公開第2 0 0 1 / 0 0 5 5 7 4 2 ( U S , A 1 )  
米国特許第4 2 7 4 5 5 5 ( U S , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 C 1 / 0 8