(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3628696号

(P3628696)

(45)発行日　平成17年3月16日(2005.3.16)　(24)登録日　平成16年12月17日(2004.12.17)

(51)Int.Cl.[7]	F I		
A61C 1/07	A61C	1/07	A
A61B 18/00	A61C	3/02	Z
A61C 3/02	A61C	5/04	
A61C 5/04	A61B	17/36	330

請求項の数 52　(全 23 頁)

(21)出願番号　特願平7-522142
(86)(22)出願日　平成7年2月27日(1995.2.27)
(65)公表番号　特表平9-509344
(43)公表日　平成9年9月22日(1997.9.22)
(86)国際出願番号　PCT/EP1995/000710
(87)国際公開番号　WO1995/022938
(87)国際公開日　平成7年8月31日(1995.8.31)
審査請求日　平成14年2月15日(2002.2.15)
(31)優先権主張番号　P4406323.7
(32)優先日　平成6年2月27日(1994.2.27)
(33)優先権主張国　ドイツ(DE)

(73)特許権者
ハーン，ライナー
ドイツ連邦共和国，デー－７２０７４　テュービンゲン，ストウダッハ　３４
(74)代理人
弁理士　石田　敬
(74)代理人
弁理士　吉田　維夫
(74)代理人
弁理士　西山　雅也
(72)発明者　ハーン，ライナー
ドイツ連邦共和国，デー－７２０７４　テュービンゲン，ストウダッハ　３４

審査官　山口　直

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ヒト及び動物の硬又は柔組織の及び歯又は骨代替材料の超音波調製のための装置、方法及び補助材料並びにそれから得られた物

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

超音波振動発生装置（16）並びにそれにより駆動されるツール（36;80;86;96;98;106;120;134;140;148;156;176）を含む、超音波によりヒト又は動物の硬又は柔組織並びに歯又は骨代替材料を除去するための装置であって、音波偏向ヘッド（28）が、上記振動発生装置（16）と上記ツールの間に配置され、上記音波偏向ヘッド（28）は、上記振動発生装置（16）の長軸に平行である方向において動くことができる駆動入力要素（33;162a）並びに０°と異なる角度を定めるように上記振動発生装置の長軸と交わる軸に沿って動くことができる駆動出力要素（34;162ｄ）を含み、そして上記ツール（36;80;86;96;98;106;120;134;140;148;156;176）は、上記偏向ヘッド（28）の上記駆動出力要素（34;162d）に接続されていることを特徴とする、前記装置。

【請求項２】

前記ツール（36;80;82;96;98;106;120;134;140;148;156;176）が、その長軸に平行である方向において振動する、請求項１に記載の装置。

【請求項３】

前記偏向ヘッド（28）が、前記振動発生装置（16）の操作振動数に同調する共鳴振動数をもつ振動部材（162）を含み、ここで、当該振動部材（162）内で発生した振動が、周辺に配置された複数の最大振動をもち、そして第１の最大振動に対応する環部分（162a）が前記振動発生装置（16）に結合され、かつ、別の最大振動に対応する第２の環部分（162d）が、前記ツール（36;80;86;96;98;106;120;134;140;148;156;176）に結合されることを特

徴とする、請求項１又は２に記載の装置。
【請求項４】
前記振動部材（162）が、環、スリーブ又は中空球の形態をもつ、請求項３に記載の装置。
【請求項５】
前記偏向ヘッド（28）が、偏向ハウジング（30）内に形成された偏向チャンネル（32）を含み、一定量の液体及び／又は気体が、当該偏向チャンネル内に収納されていることを特徴とする、請求項１又は２に記載の装置。
【請求項６】
前記偏向チャンネル（32）の端の各々が、ダイアフラム（33,34）又は動くことができるプランジャーにより液密で閉じられていることを特徴とする、請求項５に記載の装置。
【請求項７】
前記ダイアフラム（33,34）又はプランジャーが、前記振動発生装置（16）の長軸に対して、その前記ツール（30）の軸に対して、それぞれ垂直に配向されることを特徴とする、請求項６に記載の装置。
【請求項８】
前記ダイアフラム（33,34）の厚さが、前記偏向ハウジング（30）に接続されたその周辺から、その中心に向って、減少することを特徴とする、請求項７に記載の装置。
【請求項９】
前記ダイアフラム（33,34）が金属又は金属合金から作られることを特徴とする、請求項８に記載の装置。
【請求項１０】
前記偏向チャンネル（32）内に収納された一定量の液体（35）が、少なくとも超音波に晒されるとき、その粘度が低下することを特徴とする、請求項５～９のいずれか１項に記載の装置。
【請求項１１】
前記一定量の液体（35）が、水銀、水、アルコール又はアルコール／水混合物又はシリコーン油又は液相ニッケル合金から成ることを特徴とする、請求項10に記載の装置。
【請求項１２】
前記振動発生装置（16）の長軸（Ｈ）と前記ツール（36;80;86;96;98:106;120;134;140;148;156;176）の軸（Ｗ）の間に挟まれた角度が、約60°と120°の間にあることを特徴とする、請求項１～11のいずれか１項に記載の装置。
【請求項１３】
前記振動発生装置（16）の長軸（Ｈ）と前記ツール（36;80;86;96;98:106;120;134;140;148;156;176）の長軸（Ｗ）の間に挟まれた角度が、90°であることを特徴とする、請求項12に記載の装置。
【請求項１４】
前記振動発生装置（16）と、前記偏向ヘッド（28）と前記ツール（36;80;86;96;98:106;120;134;140;148;156;176）により形成される系全体が、共鳴振動数において振動する、請求項１～13のいずれか１項に記載の装置。
【請求項１５】
前記ツール（80;86;156;176）が、組織代替材料、例えば、歯代替材料から作られた形状化充填部材（88;92;176）のネガティブ・モデルであるか又は当該部材の所望の幾何形状をもち、かつ、前記ツール（80;86;156;176）と前記偏向ヘッド（28）が、当該ツール（80;86;156;176）が同時に振動しながら処理されるべき材料内に少なくとも部分的に沈まされることができるように形成されている、ことを特徴とする、請求項１～14のいずれか１項に記載の装置。
【請求項１６】
１セットの異なるツール（80;86;156;176）が、異なる歯サイズ及び／又は異なる最小調製深さについてデザインされていることを特徴とする、請求項15に記載の装置。

【請求項１７】
前記異なる歯サイズ及び／又は異なる最小調製深さが、使用される代替材料に特異的であり、かつ、異なる形状化充填部材（88;92;176）に対応するネガティブ・モデルを提示する、請求項16に記載の装置。
【請求項１８】
１セットの形状化充填部材（88;92;176）が、空隙の調製のために使用される前記ツール（80;86;156;176）と同一の形状及び同一のサイズ等級において提供されることを特徴とする、請求項16又は17に記載の装置。
【請求項１９】
前記形状化充填部材（88;92;176）が、セラミック材料又はポリマー複合材料又は金属、例えば、チタンから作られていること、かつ、その表面が、固定材料、特にポリマー接着剤又はセメントにより少なくとも部分的にコートされ、又は力（摩擦力）又は幾何的手段（相補する表面）により力学的に接続されていることを特徴とする、請求項16～18のいずれか１項に記載の装置。
【請求項２０】
前記ツール（140）が、超音波に晒されたとき熱くなる材料から成る作業部分（144）を含む、請求項１～14のいずれか１項に記載の装置。
【請求項２１】
前記ツール（114）の作業部分（144）が、摩擦熱、特に内部摩擦熱により加熱されることを特徴とする、請求項20に記載の装置。
【請求項２２】
前記作業部分（144）が、それが摩擦熱により加熱されるように、複数の異なる材料層から成ることを特徴とする、請求項21に記載の装置。
【請求項２３】
少なくとも１の手段（46;50;52;164;166;168）が、前記ツール（36;80;86;98;106;120;134;148;156;176）に研磨処置媒体（48;130）を供給する、ことを特徴とする、請求項１～22のいずれか１項に記載の装置。
【請求項２４】
前記研磨処置媒体（48;170）が、小さな研磨シーリング粒子（60）を含み、かつ、それらの粒子の平均直径が５μｍよりも小さいことを特徴とする、請求項23に記載の装置。
【請求項２５】
前記研磨シーリング粒子（60）の平均サイズが、約１μｍであることを特徴とする、請求項23又は24に記載の装置。
【請求項２６】
前記研磨粒子の中に、酸化物型、シリケート型、カーバイド型、又はニトリド型ポリマー含有材料及びそれらのいずれかの組合せから成る群から選ばれる材料から成るシーリング粒子（60）が存在し、そしてそのシーリング粒子の表面が、シラン又はポリマーと少なくとも部分的に化学物質を確立する傾向をもち、かつ、酸を少なくとも部分的に含むゲル化ジョイト充填材料に晒されるときに、少なくとも部分的にゲル内に組み込まれる傾向をもつことを特徴とする、請求項23～25のいずれか１項に記載の装置。
【請求項２７】
前記研磨粒子の中に、酸化物型、シリケート型、カーバイド型、又はニトリド型ポリマー含有材料及びそれらのいずれかの組合せから成る群から選ばれる材料から成るシーリング粒子（60）が存在し、そしてそのシーリング粒子の表面が、シラン又はポリマーと少なくとも部分的に化学物質を確立する傾向をもつか、又は酸を少なくとも部分的に含むゲル化ジョイト充填材料に晒されるときに、少なくとも部分的にゲル内に組み込まれる傾向をもつことを特徴とする、請求項23～25のいずれか１項に記載の装置。
【請求項２８】
前記ゲル化ジョイト充填材料が、光に晒され又は化学的硬化の間に硬化するイオノマー・セメント又はコンポマーであることを特徴とする、請求項26又は27に記載の装置。

【請求項２９】
前記シーリング粒子の１単位容量が、２～20単位容量の前記研磨粒子と共に使用されることを特徴とする、請求項26～28のいずれか１項に記載の装置。
【請求項３０】
前記シーリング粒子の１単位容量が、約10単位容量の前記研磨粒子と共に使用されることを特徴とする、請求項29に記載の装置。
【請求項３１】
前記処置媒体（130）が、少なくとも１のゲルの形態において提供されることを特徴とする、請求項23～30のいずれか１項に記載の装置。
【請求項３２】
前記処置媒体（130）が、例えば、エアロジル、ゲル化ベース物質、例えば、ゼラチンの添加により修正された粘度をもつこと、そしてそのゲル型処置媒体が、超音波に晒されるとき少なくとも部分的に液相に転移することを特徴とする、請求項31に記載の装置。
【請求項３３】
前記処置媒体（130）のベース成分が、グリセリン・ゲル又は１～10％のクロロ・ヘキシジン・ゲル又はゼラチンであることを特徴とする、請求項31又は32に記載の装置。
【請求項３４】
組織空隙内に挿入されるべき前記ツール及び形状化充填部材が共に、生体適合性硬材料から作られた形状化充填部材（156,176）により形成されることを特徴とする、請求項15～33のいずれか１項に記載の装置。
【請求項３５】
前記形状化充填部材（156;176）が、酸化物型又は非酸化物型のセラミック材料から、又は金属材料、例えば、チタンから作られることを特徴とする、請求項34に記載の装置。
【請求項３６】
前記形状化充填部材（156）が、前記偏向ヘッド（28）の駆動出力部材（34;162d）に接続可能なマウンティング部分（178）を含み、当該マウンティング部分（178）は、定格破断点（180）を介して、組織空隙内に挿入されるべき前記形状化充填部材（176）の一部に接続されていることを特徴とする、請求項34又は35に記載の装置。
【請求項３７】
前記接続が、スクリュー、ウェッジング又ははんだづけにより得られることを特徴とする、請求項36に記載の装置。
【請求項３８】
前記処置媒体（48;170）が、研磨粒子（56）を含み、その直径が前記ツール（36;80;86;98;106;120;134;148;156;176）の超音波振動の全ストロークに凡そ一致することを特徴とする、請求項23～36のいずれか１項に記載の装置。
【請求項３９】
前記研磨粒子の１単位容量が、３～30単位容量の液体のために使用される、請求項38に記載の装置。
【請求項４０】
前記研磨粒子の１単位容量が、５～20単位容量の液体のために使用される、請求項39に記載の装置。
【請求項４１】
前記研磨粒子（56,58,60）が、親水性表面又は親水性表面コーティングをもつことを特徴とする、請求項23～40のいずれか１項に記載の装置。
【請求項４２】
前記ツール（36;80;86;98;106;120;134;148;156;176）の外部表面に処置液体（48）を供給するためのさらなる手段（46,50,52）を特徴とする、請求項23～41のいずれか１項に記載の装置。
【請求項４３】
前記ツール（36;80;86;96;106;120;134;148;156）が少なくとも部分的に中空部材として

形成され、かつ、研磨処置媒体（170）を供給するための手段（164,166,168）に接続されている、請求項１～42のいずれか１項に記載の装置。
【請求項４４】
前記ツール（96）が、少なくとも１の凸状振動ヘッドを含むことを特徴とする、請求項１～43のいずれか１項に記載の装置。
【請求項４５】
前記ツール（86;98;120;134;176）が、曲った横断断面をもって形成される、請求項１～43のいずれか１項に記載の装置。
【請求項４６】
前記ツール（120）が、凹面形状又はショベル形状の作業部分（124）を含むことを特徴とする、請求項１～43のいずれか１項に記載の装置。
【請求項４７】
前記ツール（98;106）の自由端外面（100;108）が、そのツールの長軸に対して傾き又は凹面部分を形成するように曲っている部分を含むことを特徴とする、請求項１～43のいずれか１項に記載の装置。
【請求項４８】
前記ツール（106）の自由端外面（108）が、そのツールの長軸に対して垂直に延びた部分を含むことを特徴とする、請求項47に記載の装置。
【請求項４９】
前記ツール（134）が、シャフト及びそのシャフトの自由端に接続された横断作業部分（138）を含むことを特徴とする、請求項１～43のいずれか１項に記載の装置。
【請求項５０】
前記ツール（148）が、のみ（chisel）の先端（154）を含むことを特徴とする、請求項１～43のいずれか１項に記載の装置。
【請求項５１】
前記ツール（156）が、歯根チャンネル（158）の幾何学的形状に対応した幾何学的形状をもつことを特徴とする、請求項１～43のいずれか１項に記載の装置。
【請求項５２】
前記ツールが、その長軸に対して横断する方向において振動する末端部分をもつことを特徴とする、請求項１～51のいずれか１項に記載の装置。
【発明の詳細な説明】
本発明は、ヒト又は動物の硬又は柔組織、特に歯及び骨材料の、及び歯又は骨の再構築のために使用されるような人工代替材料の超音波調製のための装置、方法及び補助材料に関する。本発明はさらに、それにより得られた物に関する。
例えば、歯エナメル、歯骨、歯セメント及び骨のような天然の硬組織の並びに歯又は骨代替材料の減引治療は、ほとんどの歯科又は外科の介在の基礎である。今日まで、このような硬組織の治療は、回転ダイアモンド又は硬質金属ツールを使用して又は、鋭利な、例えば、のみ型の手動ツールの使用により、日常的に行われている。
このような作業ツールの使用は、かなりの振動、不快な音の発生及び部分的なかなりの痛みの誘導をもたらす。処理された生組織の過度の加熱の危険が存在し、これは、有機成分及び隣接臓器、例えば、歯髄の不可逆な損傷をもたらすことができる。さらに、材料、例えば、歯硬材料、例えば、う食（cariously）変性歯硬物質を、隣接する健康組織を傷付けずに選択的に切断することは不可能である。
上記ツールの切断作業において、上記組織のもろい有機成分又は上記組織内でのクレーター及び折れの形成は、稀ではなく、例えば、回転ダイアモンド・ツールを使用するエナメルの処置の間に歯骨からの歯エナメル・ジャケットのそげ落ち（chipping off）の可能性をも含む。さらに、特定の用途のために必要な最小剛性を得るために必要なそのツールの断面積と長さとの間の最小化が、到達することが困難である領域、例えば、狭く長い空隙、歯内空隙及び歯根又はそれらの間に沿って延びる表面部分内でのそれらのツールの取扱いを妨害する。大事なことを一つ言い残したが、例えば、手動操作ツールの不注意のすべ

りによる回転切断ツールによる隣接柔組織の損傷の高いリスクが存在する。
得られた空隙の幾何は、例えば、回転ツールの、並びにそのツールと加工素材との間の相対的な動きの幾何形態の結果であり；標準的な幾何形状の調製は不可能である。
特別な指示に特異的な空隙の調製は、所定の基本的ルール（熟練者の知識）に従って行われる。しかしながら、これは、その空隙の個々に作られた形状のために、例えば、歯又は骨修復部分の製造のための“情報”として使用されることができない。従って、再構築の実施は、処置された表面の全ての正確なモデリングを必要とし；その画像形成におけるより小さな誤りは、熟練者の知識を使用して隣接する正確にモデル化された表面部分の形状の統合により補正されることができない。
レーザー・エネルギーを使用した生きた硬組織の調製は、その処置された硬物質及び隣接組織の熱ショックにより、それぞれ引き超こされた熱的損傷及び機械的損傷をもたらすであろうし、そしてこのような調製は、骨が折れるものであり、そして慣用の処置方法に比較して経済的ではない。
さらに、定められた空隙の調製は、その深さの座標における制御不能な切断作用のために並びにそのツールの触覚をもたない自由な取扱いにより、困難である。さらに、それぞれ、直接的放射及び反射効果によりその柔組織を傷つける危険がある。
細かいアルミナ粒ジェット装置を使用した歯科硬組織の調製は、狭いレンジの適用に限定され、そしてそのマシニング方法、制御の難しい取扱い及びゴム・ダム（dam）が使用されなければならないという事実のために、高価である。さらに、避けることのできないダストの形成のために、患者及び医療スタッフの肺を損傷する高いリスクが存在する。
振動ツールを使用した歯及び骨組織の調製が数十年前から既に記載されている。
米国特許第2,874,470号（高周波数歯科ツール、1959）は、磁気ひずみ振動ツール及び研磨液を使用した歯硬組織の調製について開示している。
DE 11 00 424は、歯の処置のための超音波ドリリング・デバイスの振幅変換器であってその変換器が、その事実が異なるマシニング・ツールの使用を容易にする、振動の波節平面内で分割されるようなものについて開示している。
振動ツールを用いた及び研磨液を使用した歯の処置における使用のための（ラメラ型の）変換器の電磁気及び磁気ひずみが、米国特許第3,075,288号中に開示されている。
従来の技術水準から生じた最新の超音波処置ツールは、例えば、圧電性振動発生装置であって、回転対称の末端質量部材が、その全システムを共鳴振動数にチューニングすることによりその振動を増幅させるための圧電クォーツの２つの末端外面に同軸で固定されているものを含んで成る。その振幅の増幅の観点からは、その発生装置の１端に同軸で固定された回転対称の末端質量部材（ソノトロード（sono－trodes）も有用であり、これも、上記振動発生システムを用いて共鳴振動にチューニングされ、そしてその断面は好ましくは、その圧電クォーツからの距離が増すに従ってだんだんと減少する。共鳴振動数にチューニングされ、そして作業ツールを提示するさらなる末端質量部材が、そのソノトロードの末端外面に同軸で接続されることができる。
その全システムは、その長軸に沿って調和振動の長さ方向の振動の状態にあり、最大振幅はその圧電クォーツから遠くにある振動増幅装置の末端外面の１において得られ、そしてそのシステムは、その長さ方向のシステム軸（＝その振動発生装置の長さ方向の軸）に垂直であり、そしてその圧電クォーツの中心を通って延びる少なくとも１の波節平面を示す。
その共鳴振動数と波長との間の物理的関係のためにその超音波振動数領域（約18KHz～30KHz）における上記歯処置ツールの操作は、好ましくは金属製ツールの十分な操作振幅をもたらし、その周りに、液体を流して、そしてそれ故、材料、特に歯石の除去のための、マシニングを生じさせるキャビテーション効果を引き起こす。他方において、共鳴において操作される超音波処置ツールの波長は、そのシステムの長軸の方向においてそのツールの構造的寸法を決定し、そしてそれ故、アクセス困難である領域内でのそのツールの使用に好ましいものではない。特に、横方向の歯の処置は、約40～50mmの生理学的に限定された口開口のために従来技術の超音波処置を用いては実質することが困難である。

この問題に対する解決の発見の観点から、1956年におけるCavitron Ultrasonics社（US 4 92 924）は、そのシステムの長軸に関してその質量の偏心分布を特徴とする、歯科硬物質の超音波処理のためのツールについて記載している。このようなツールは、DE 1 258 017 ,US 2,990,616及びJ.Prosth.Dent.Vol.8,1958,p153－160中に公表されたH.H.Postleによる科学的文献中にも開示されている。そのシステムの長軸に沿って、その質量の偏心分布をもつ上記ツールの振動励起は、その空間の方向のそれぞれにおけるその振動の成分が存在するように、その処置ツールの、横断的な、特に長円体の空間的な振動の発生をもたらす。しかしながら、そのシステムの長軸（そのハンド一片の軸）に一般的に垂直である、調製の方向に沿ったこの振幅の成分は、歯内に空隙を作り出すために十分ではない。この空間的振動は、そのツールと処置されるべき表面との間の液体の連続フィルムの形成を妨げる。しかしながら、これは、例えば、キャビテーション効果による、材料のマシニング及びエネルギーの伝達の必要条件である。

さらに、さまざまな空間方向における制御不能な、部分的に高い振幅は、部分的にもろい歯硬組織の機械的損傷を引き起こす（H.Sprange and G.Haim,ZWR Vol.22,1969,pages 1028－1031）。さらに、今日でさえ未だ実質的に変更されずに使用されているこのような超音波ツールによる歯垢の除去は、新たなプラークの形成を好む、その処置された歯表面の十分な粗さをもたらす。大事なことを一つ言い残したが、この高い振幅は、硬及び柔組織の熱損傷のリスクを同伴する。

例えば、水による連続冷却下の歯超音波ツールの使用は、これ故、歯肉上の歯垢の除去に限定される。今日まで、所定の空隙の調製のための、歯肉下歯表面、特に歯肉のポケット内にあるもののクリーニングのための、歯内空隙の所望の切断処置のための、並びに歯及び骨代替材料の処置のための適用は、不可能である。

慣用の切断作業ツール（バインドされた粒をもつダイヤモンド・ツール又は切断硬金属ツール）を使用した超音波駆動回転ツールは、US 4,281,987,US 4,289,149並びにL.Balamuth,IEE 1963,pages 96－101によるレビュー文献中に開示されている。このマシニング機構は、慣用の回転（エアー駆動又はモーター駆動）ツールと異なることはなく、超音波駆動は比較的非経済的である。AT 290 005は、“超音波分野”の影響下にあるとみられる“静止”スリーブを使用した再生可能に歯をマシニングするためのデバイスについて開示している。“超音波分野”は、より詳細に記載されていない。但し、結合された図示が横方向の歯の領域内でのそのスリーブの取扱いを表している。

上述の物理的原理のために今日まで知られた超音波処置デバイスを使用して、特に横方向の歯の領域内で、材料をチッピングする意味において有効である歯の長軸に平行である長さ方向の作業振幅をこのようなスリーブ内に作り出すことは不可能である。このような適用においては、横方向の及び空間的な振動は、その振動幾何及び標準ツール幾何の重ね合わせをもたらし、これ故、そのスリーブの沈みにおける大きな画像形成の誤りをもたらす。そのスリーブの形状に類似して作られた、標準的なクラウンを使用した再構築は、その処置ツール又はそのスリーブの空間的振動が存在するとき、不可能である。なぜなら、その振動の幾何が、その歯スタンプの処置された表面とその修復の内部表面との間に幾何的な不一致をもたらすであろうからである。

他方において、上述のスリーブの如き標準的なツール又はインレーの全空隙の調製のためのUS 2 874 470中に開示されたツールの使用は、歯の物質をほとんど節約しない。なぜなら、歯は、個々の幾何及びさまざまな個々の寸法をもつからである。さらに、例えば、その組織の病理部分の完全な除去に関して安全性が存在しない。大事なことを一つ言い忘れたが、隣接の、例えば、歯内空隙の不注意の開口の危険が存在する。

従って、本発明の目的は、超音波処置装置であって、そのツールにおいて、材料のマシニングの観点から有効である作業振幅が得られ、従来技術の超音波処置装置よりかなり短い長さをもち、そして従来技術の角度のあるハンド片のような人間工学的に好ましい方法で取り扱うことができ、これ故、例えば、硬組織の口腔内処置においてアクセス困難な領域内、でのこのようなツールの経済的な使用を許容するようなものを提供することである。

この目的は、請求項１に記載の装置により解決される。

本装置は、振動発生装置と処理ツールとの間に配置された少なくとも１の偏向ヘッドをもち、この偏向ヘッドは、その振動発生装置の長軸に平行である方向における振動のために駆動され、そしてその処置ツールの長さ方向における駆動する動きを提供し、その振動発生装置の長軸とその処置ツールの長軸が０°と異なる角度を含む。
このような偏向ヘッドは、その事実がさらにその処置ツールの取り扱いを容易にする、振動発生システムそれ自体よりも実質的により小さな高さをもって作り出されることができる。
超音波振動の方向を変更する偏向ヘッドの幾何形状は、特定の用途に特異的に形られる。それが、複数の最大振動を示す振動部材を含んで成る偏向ヘッドである場合、その駆動部分及びその偏向ヘッドの駆動部分に対応するこれらの最大値、すなわち、その（それらの）材料と共にその幾何形状は、その固有振動数並びにその処置ツールの方向において誘導された振動の形を決定する。
偏向ヘッドのためのソリッド・ステートの共鳴部分を提供するために特に好適である材料は、弾性材料、好ましくは、金属材料、特に、好ましくは、マルテンサイト又はベイナイト構造のＣ－鋼材料であって、特に好ましいのは、表面処理及び／又は改質されたもの、あるいはチタン又は銅合金である。
ソリッド・ステート共鳴部材の幾何形状は、その振動発生システムと共鳴してその弾性振動を許容しなければならず、その共鳴部材は、好ましくは、相シフトを伴わずに、その振動発生システムの長さ方向において変形し、そしてまた、方向に沿った振動は、その振動発生システムの長軸と60°～120°の角度を形成する。その座標方向の間の角度の変位を考慮して又はその振動発生装置からその偏向ヘッドを通ってそのツールまで延びる傾いた座標を使用して、その振動発生装置及びツールの出力部材の相内の動きが得られる。
処置ツールは、それが、その振動発生システムの長軸と60°～120°、特に好ましくは、90°の角度を形成するように、その偏向ヘッド上に載せられる。処置ツールの幾何、長さ及び質量は、それが、それぞれ、その偏向ヘッドと振動発生システムと共鳴して振動するように選ばれる。
30㎜未満、好ましくは、20㎜未満の直径をもつ球状、皿形状又は環形状の偏向共鳴部材が、口腔内適用に特に好適である。その効率の改善の観点から、中空球、環形状又は特に筒状スリーブ形状の共鳴部材が選ばれる。
振動発生システムへの偏向ヘッドの接続のために、及び
偏向ヘッドへの処置ツールの接続のために、従来技術の接続技術及びスプリット接続が、好適である。特に、偏向ヘッドは、はんだづけ、熔接、接着、スクリュー、ブレース、くさび止めにより又は摩擦コーンの手段により、振動発生システムに、そして処置ツールは、偏向ヘッドに接続されることができる。この点で、ネジ接続及び摩擦コーンの組合せが特に満足できるものであることが示された。もちろん、振動発生システムの振動増幅装置と偏向ヘッド及び／又は処置ツールと偏向ヘッドは１片構造物としても作られることができる。一般的に、振動発生装置の軸とツールの軸により定められる偏向ヘッドの対称平面内で接続される。
既に判明しているように、曲った偏向チャンネル内に含まれたシーリングである液体容量又は高圧ガス容量又はこれらのシステムの組合が、驚ろくべきことに、超音波の偏向にも好適である。好ましくは、シールされた液及び／又は気体システムは、その液体又は気体容量が、振動発生システムの長軸に平行な励起により後者によって、振動、特に共鳴振動に駆動されるように、形成される。このように作られた液又は気体容量の振動は、次に処置ツールに伝達されるであろうし、これは、その長さ、幾何及び質量を調整することにより、好ましくは、相シフト（偏向チャンネルの軸に沿って延びる曲がった座標）を生ずることなく、共鳴振動数に同調される。
液体及び／又は高圧ガスの容量であって、シールされたハウジングの曲った偏向チャンネルの入口開口と出口開口の間に密封された拘束されており、そのシーリングがダイアフラムにより又は移動可能なプランジャーにより得られるようなものが、特に有用である。ハウジングは、対応用途に特異的に形状化され、そのハウジングの壁は、振動に、特に、液

体のカラムの振動による共鳴振動に駆動されない。
標準に達するのは、超音波に晒されたとき、液体、特に低粘度液体、例えば、水性又はアルコール性溶液、油、特にシリコーン油及び合成油、ポリマー、水銀、低融点ニッケル合金又はガスの高圧縮容量、特に、好ましくは、10バール圧を上廻る、特に好ましくは50バールを上廻るような不活性ガス容量である媒体である。水のようなガスを取り込む液体の場合においては、その液体は、偏向チャンネル内にシールされる前に脱気される。
口腔内適用のためには、約0.1ml～30mlの、特に0.5ml～5mlの液体の容量及び偏向ヘッドの液密ステンレス金属ハウジングであって、対応の弾性ダイアフラム、特に金属ダイアフラム、好ましくは表面硬化スプリング・スチールから作られたものにシールされたものがためされた。この２つの弾性ダイアフラムは、液体及び／又は気体の充填容量を介して連絡される。
振動発生システムと処置ツールにそれぞれダイアフラムを接続するために、上記接続及びジョイント方法の全てを使用することができ、そのダイアフラムは最終的に、その充填容量から遠くにあるその外面上のフランジにより形成される。振動発生システムと処置ツールの対応末端外面のそれぞれに、（振動発生システムと処置ツールの長軸のそれぞれに関して）芯を合せたやり方でそれらのダイアフラムを接続することもできる。もちろん、振動発生システム及び／又は処置ツールの末端外面の少なくとも１部を、ダイアフラムとして使用することもできる。
特に好適なのは、振動発生システムと処置ツールのそれぞれの長軸に垂直に配置されたダイアフラムである。偏向ヘッドの振動特性を改良するために、その厚さがその中心に向って（その偏向ヘッドのハウジングに固定されて）その周辺から連続的に減少するようなダイアフラムが特に好適である。共鳴条件の簡単な調節のために、入力ダイアフラムと出力ダイアフラムのために品質的に同一なダイアフラムを使用することが特に有用である。
連絡ダイアフラムと液体カラムのそれぞれの最適振動のために、そのダイアフラムの直径は、振動発生システムと処置ツールのそれぞれの対応カップリング末端外面の断面を少なくとも僅かに超えなければならず、入力ダイアフラムと出力ダイアフラムの直径の比は、その入力と出力振動の振幅の比に直接的に影響する。処置ツールの振幅を増幅する観点から、約2:1、好ましくは約1.5:1の入力ダイアフラムと出力ダイアフラムの直径の比が、よくためされた。
このような偏向ヘッドは、比較的小さな空間を必要とするように構築されることができ、そしてそれらは、洗浄と滅菌がそれぞれ容易である。さらに、弾性的に変形される総金属容量は、上記２つのダイアフラムに完全に限定され、その事実により、ソリッド・ステート－偏向ヘッドに比較した、熱の発生が減少され、そしてその効率が増加される。
もちろん、偏向ヘッドは、異なって連絡される液体又は気体容量又はソリッド・ステート－偏向ヘッドとシールされた液体又は気体容量の組合せを含んで成ることもできる。特に、このような偏向ヘッドは、例えば、金属、特に硬金属から作られた硬コーティングをもつ低融点合金を含んで成ることができる。このような合金は周囲温度において固体であり、一方、超音波の影響は、“ソリッド・ステート”の偏向ヘッドの収量を増加させるように、それらを液体にする意味においてそれらの相状態を少なくとも部分的に変化させるであろう。
好適な処置ツールは、特に、金属ツール、例えば、筒状、管状、フレーム形状、球状、つぼみ形状又は円錐形のツールであって歯科医業において使用されるようなものである。しかしながら、好ましいツールは、表面結合粒を含まないものである。空隙の調製は、そのツールを少なくとも一部沈め、そして／又はそのツールと処置されるべき表面との間の相対的な動きにより行われる。ある者は、そのシェーピング・ツールの長軸に少なくとも部分的に平行である方向にマシニングされるべき表面内に沈められる所定のシェーピング・ツールを使用することもできる。
歯のクリーニングは、ゴルフ又はホッケー・バットの形状に似た形状をもち、又は作業部分のような長いショベルを含み、そしてその歯の曲率に従って曲げられたツールを使用して行われる。

処理されるべき表面へのエネルギーのカップリングのために、振動ツールは、連続液層がそのツールと処理表面との間にあるように、液体又はチクソトロピーなゲル－タイプの処置媒体、例えば、水又は化学剤の水性溶液により、その周囲を連続的に流される。
振動処置ツールの速い上下の動きは、そのツールの、特にそのツールの末端外面の直近にキャビテーション効果を引き起こすであろうし、これは、その液体で満たされた作業ギャップ内の空隙泡の内破をもたらし、こうして、腐食過程の意味において非－金属材料の表面再形状化のチッピングを引き起こすであろう。他方において、硬い歯材料の振動マイクロチッピング処置は、麻酔を必要としない本質的に痛みのない処置を許容する。
チッピング速度は、作業距離の増加と伴により小さくなり、そして液体のフィルムの破砕の間に足踏み状態になる。
高圧下で処理されるべき表面に向けられる振動処置ツールとの組合せにおいて、ひじょうに小さい作業距離は、キャビテーション効果の生成を減少させ、そしてその過程の停止を導くであろう。
他方において、処置されるべき表面に向って作業ツールを駆りたてるためのその上への異なる手動圧力の適用、その作業距離及びこれ故の、エネルギー・カップリングの程度は、変化するであろう。これは、第１に、そのツールを変化させ又はその処置装置の修正を提供する必要性を伴わずに、処理された表面のチッピング処置及びその緩やかな仕上げ又は磨きを許容する。
さらに、除去速度の増加の観点から（用語研磨粒子により以下に簡単に言う）細かい研磨硬粒を処置媒体中に含むことが良いことが立証された。このような研磨粒子は、例えば、金属酸化物粒子、特に、アルミナ粒子、マグネシウム粒子、窒化珪素粒子、炭化ホウ素粒子、ガラス粒子又は細かいダイアモンド粒である。これらの粒子の粒サイズは、特に、その作業ギャップ内の最適な加速及びそれから得られた最適な除去速度の観点から、そのツールの超音波振動の振幅、すなわち、その処置ツールの超音波振動の全ストローク、の２倍とほぼ同じオーダーの大きさでなければならない。研磨粒子の懸濁液であってその組成が30～50、好ましくは、５～20、そして特に好ましくは、10単位容量の液体当り１単位容量の研磨粒子であることを特徴とするものを使用することがよくためされている。これらの粒は、例えば、変換可能な供給容器内での、例えば、懸濁液の連続撹拌又はそれを通してのガスの流れにより、懸濁を維持される。
発明されたように、驚ろくべきことに、歯骨の調製において開口されたぞうげ質チャンネルは、その懸濁液中に（以下、用語シーリング粒子ともいう）細かい粒粒子を取り込むことにより、外傷包帯の意味においてその除去工程の間にシールされることができる。この目的に特に有用なのは、（以下、用語インゴット形状と簡単に言う）鋭利な端をもつ細かく丸でない金属酸化物粒子、特に、３μｍ未満、特に約１μｍの平均直径をもつ細かいアルミナ粒子の添加である。ためされた混合比は、２～20、好ましくは、約10単位容量の研磨粒子当り１単位容量の細かい粒の粒子である。
本発明により、細かい粒の粒子により得られた、調製の間に開口されたぞうげ質チャンネルのシーリングは、ぞうげ質の透過性におけるかなりの減少を導き、そしてこれ故、高価な外科包帯又は歯髄保護を不要にする。
他方において、引っ張り負荷に対して抵抗性である処理ぞうげ質界面内での特にインゴット形状の細かい粒の粒子の詰め込み（wedging）は、第１に、その接着品質におけるほんの低い増加を与える、ぞうげ質エッチング溶液及び／又はぞうげ質増加剤のやっかいな適用を回避しながら、プラスチック歯充填材料、特にポリマー組成物又はガラス・イオノマー・セメントのための接着を確保するために使用されることができる所定の支持体を提供する。
驚くべきことに、少なくとも部分的にシリケートを含み、又はシラン化（silanized）され又は少なくとも部分的にポリマーを含む粒状物が、重合性の歯充填材料と共に、直接的な化学物質を作ることができ、ぞうげ質内のその粒状物の最終的な変位は、その歯充填材料の重合収縮の反作用を相互連絡する。さらに、少なくとも部分的にシリケートを含む粒状物は、例えば、ポリアクリル酸を含む充填セメントを用いてゼリーになることができる

。
上記研磨粒子、細かい粒の粒子及び水（スラリー）により形成された懸濁液の供給は、例えば、ハンド片又は処置ツールにおいて提供されたノズルにより、特に、その処置ツールの周囲に環状に延びる環状ノズル部材を通して、又は本質的に管状の処置ツールを通して、行われることができる。他方において、スラリーの外部供給の場合においては、除去の効率及び肉眼制御は、特に、深い空隙の場合において、管状処置ツールによる媒体の吸い込みにより改善されることができる。
水性懸濁液に代えて又はこれに加えて、一般的に、上記研磨粒子及び／又は細かい粒の粒子のゲル様粒スラリーを使用することができる。例えば、グリセリン又はゼラチンのゲル中の懸濁液又は１～10％のクロロ－ヘキシジン－ジグルコネートゲルを使用することができる。このようなゲルの粘度は、特定の仕様に特異的な方法において、例えば、エアロジルの添加により、変化することができ、特に重力に勝る選択的適用を可能にし、そして水性研磨溶液の連続供給及びその排出のそれぞれをやめることを可能にする。超音波の影響下、そのゲルのチクソトロピー特性のために、振動ツールの近傍における粘度の選択的な減少が得られ、これは、効率的なキャビテーション効果及びその作業ギャップ内の研磨粒子の十分な加速をもたらす。
このようなゲルの使用は、アクセスが困難である領域、例えば、ガム・ポケット、歯の隙間又は歯内空隙内で特にためされた。このようなゲルは、歯の修復を行うためにひじょうに有用であり、そして研磨媒体の連続供給の別法をも提供する。もちろん、これらの液体又はゲルは、さらに、化学的に活性な成分、例えば、例えば、歯内空隙の調製の間に、硬組織の除去を化学的に助けるためのカルシウム・キレート形成剤（EDTA溶液）又は柔組織の残物を溶解させるための次亜塩素酸ナトリウム溶液、又はその処置により引き起こされたスミア（smear）層の同時除去及び／又は処理された表面のミクロ形態学的再構築のための有機酸溶液又はその処理された表面における、そしてその周囲における菌数の減少（例えば、ガム・ポケット内の菌の減少）のために活性な物質を、それぞれ含むことができる。
そして、粗い研磨粒子の添加をやめ、そして例えば、次亜塩素酸ナトリウム溶液をさらに含む液体又はゲルをその代わりに使用することが、カリエスの歯硬物質の選択的除去において良好であることが立証された。
もちろん、高粘度の液体、例えば、ポリマー組成物は、超音波の影響下でチクソトロピー的に液体にされることができ、そして固定複合体を形成するために超音波に晒されながら歯の空隙と歯の修復部分との間で薄いフィルムに圧縮されることができる。
歯科医業におけるカリエスの歯硬物質の切断除去から生じる硬組織の欠陥は、挿入されるべき修復部材の安定性又は端位置を改善するために正確な調製ガイドライン（熟練者の知識）に従って、それぞれ、空隙と歯スタンプの意味において、調製される。
例えば、挿入充填物又は部分的冠を受容するための口腔内空隙は、それぞれ、熟練者の知識に従って１又は複数の咬合空隙セグメントに、そして／又は分岐した向い合う壁を各々がもつ１又は複数の近位の又は頬側の（buccal）又は口空隙のセグメントに亜分割されることができる。
本発明によって、上記熟練者の知識は、異なるサイズ等級をもつ１セットの標準化処置ツールに取り込まれ、このような処置ツールの各々が、調製されるべき空隙セグメントのネガティブ・モデルとして形成される。特に、咬合空隙セグメントの処置のための少なくとも１のシェーピング・ツール及び／又は少なくとも１のサイズ、好ましくは、異なるサイズ等級における近位、頬側又は口空隙セグメントのための少なくとも１のシェーピング・ツールの製造が良好なものとしてためされた。空隙の調製は、例えば、カリエスの歯硬物質の個々の除去が行われた後に、行われ、そしてこの調製は、長軸に平行である方向において好ましく前処理された表面に、本発明に従って１又は複数の振動シェーピング・ツールを沈めることにより行われる。空隙の組合された幾何は、特に、シェーピング・ツールの好適なサイズの中の前選択の後に、異なるセグメント・ツールの隣接した沈め（sinking in）から生じる。

本発明による、このような空隙の修復は、使用される処置ツールと同じ幾何をもつ少なくとも１の標準化対合部材又は充填部材の挿入により行われる。この対合又は充填部材は、それらの形状及びサイズの等級付けに関してそのシェーピング・ツールの対応幾何に対応する１セットの形状化部材から選ばれる。より特に、ポリマー複合材料を使用した接着剤修復の使用並びにその材料に特異的な方法でそれらの空隙壁の表面及び充填部材の表面又は隣接充填部材セグメントの空隙又は表面の改質が、良好なものとしてためされた。空隙及び最終修復のこのような調製は、複雑なモデリング技術並びに実験室における個々の対合部材の高価な調製を回避して同一の処置期間内で行われる。

本発明によるさらなるシェーピング・ツールは、例えば、前装殻（veneer shells）又は冠スタンプの調製との関連で、表面セグメント、特に歯スタンプの表面の調製において使用されることもできる。再び、その歯の長軸に本質的に平行に延びるスタンプ表面のシェーピングに関する熟練者の知識が、異なるサイズの等級及び異なる曲率半径の１セットの本質的にショベル形状の調製ツールに取り込まれる。特に、例えば、各々が端シャンファー（chamfer）をもつか又はもたないステップ・トランジション又はフルート・トランジションの形態における、特に、冠の端の、端トランジションの調製に関する熟練者の知識が、製造されるべき表面幾何のネガティブとして少なくとも部分的に形成されたシェーピング処置ツールに取り込まれることができる。端トランジションの調製は、好ましくは、再形状化され又は仕上げされるべき端トランジション全体に沿ってそのシェーピング・ツールの長軸に平行な上記ツールの環状のガイドにより行われる。この方法は、特に有用であることが立証された。なぜなら、モデルの製造における最終的な不正確さが、熟練者の知識をさらに考慮してモデル・スタンプの隣接する正確にモデルされた表面セクションの幾何に統合することによりその幾何に関して統合されることができ、この統合は、好ましくは、同一のシェーピング処置ツールを使用してモデル・スタンプの再作業により行われる。

例えば、スコップ又はゴルフ又はホッケー・バットの形状をもつことができる、歯根の表面又はその表面セグメントに類似してデザインされた１セットのツールの使用は、歯垢（tooth plaque）及び吸着した硬物質、例えば、歯肉上及び歯肉下根表面からの歯垢の除去をも許容し、使用される作業媒体の組成物（例えば、水又は研磨懸濁液）並びにそれらのツールの振動モードは、例えば、表面粗化の意味において、大容量の健康な歯硬組織が除去され又は修飾される危険を伴わずに、歯垢のそして最終的に結石の本質的に選択的な除去を許容する。

さらに、少なくとも部分的な楕円形の処置ツールの使用は、第１に、根の断面に似て正常には楕円形であるそれらの形態に従って、機具を使用して歯内空隙を調製することを許容する。

驚ろくべきことに、超音波に晒され、そして水により冷却されないとき、例えば、金属合金を含むクロム及びニッケルから作られた、本質的にワイヤー形状、筒状又は切断端形状の処置ツールが、内部摩擦効果により選択的に加熱され、そして柔組織の切断処置のために、そして開口された血管の凝固のために使用されることができる。例えば、それらが少なくとも２つの異なる材料を含んで成るという事実により、又は偏向ヘッドに関しての処置ツールの相対的な動きの導入により、超音波に晒されたとき摩擦熱の生成を好むような処置ツールが特に有用である。このようなツールを使用して、柔組織内での切断は、不所望の光学反射現象又はスパークによる損傷の発生を伴わずに、CO_2レーザー又は高周波電気ツールに類似して行われることができる。

熱生成ツールは、好ましくは、同一形状の処置ツールを使用して、根チャンネルの調製が行われた後に、充填部材として歯内で特に使用されることができる。熱の生成は、例えば、熱可塑性根充填材料を使用することを許容し、これは、振動熱生成ツールにより少なくとも部分的に液体状態に転移され、そしてそれは、その根チャンネル内のツールのフォワード・フィーディングにより小容量に圧縮され、そしてそれは、その超音波振動のスイッチングにより生じた冷却後に、好ましくは、歯硬組織の表面上に吸着され、そしてその処置ツールは、その根チャンネルのぞうげ質壁と処置ツールの間に定められた個々の空隙を

閉じる、接着材料（シーラー）の機能を遂行し、これは同時に、マクロ充填部材として役立つ。その円錐形状のために、そのツールの先端からその基底までに向けられた冷却である、そのツールの冷却は、そのツールとその根チャンネルの壁の間に定められた空隙のギャップのないシーリングを許容する。同時に、偏向ヘッドから脱着された後のツールは、好ましくは、充填部材の意味において幾何学的に定められた形状部材としてその根チャンネル内に残される。好ましくは、このツールは、歯根の個々の長さ方向の延びに対応して長さが減ぜられる。

もちろん、本発明に係る処置装置の使用及び本発明に係る方法の使用は、歯科医業の分野における適用に限定されず；それらは、産業用途を含む等価な医療及び非医療用途においても使用されることができる。

本発明をこれから、好ましい態様及び添付図面を参照してより詳細に説明する。ここで、

図１は、歯材料の処置のための歯の角度をもつハンド・ピースの末端部分にわたる軸断面であり；

図２は、図１に示したハンド・ピースの音偏向ユニットにわたる拡大断面であり；

図３は、操作条件下での図１のハンド・ピースの略図であり；

図４は、横方向において見た、図１に表したハンド・ピースを使用した歯の広がったカリエス領域の調製における第１段階を示し、図中、歯の横方向に開いた陥凹が作られており；

図５は、図４のＶ－Ｖ線に沿って採った断面であり；

図６は、図４に示した段階後の調製の第２段階であり、図中、横方向において見られるように、歯の内に中心陥凹が作られており；

図７は、図６のVII－VII切断線に沿った断面であり；

図８は、図４～６に示した段階後の歯の内での調製及び修復におけるさらなる段階であり、さらなる段階は図中に示されず、そして歯代替材料から作られた充填部材が、横方向において見られる、歯の先に創製された中心陥凹内に挿入され；

図９は、図８のIX－IX線に沿った断面を示し；

図10は、冠を載せる前に歯スタンプの調製のために行われるような段階の横方向の図であり；

図11は、図10のXI－XI線に沿った切断面であり；

図12は、超音波ツールによる歯根の外部表面の上端部分の処置のための処置段階の横方向の図であり；

図13は、超音波ツールを使用したさらなる歯科作業を示し、図中、肉が切断され（図の左部分）又は骨材料が除去されており（図の右手部分）；

図14は、超音波ツールを使用して行われる、根チャンネル処置の段階の横方向の図であり；

図15は、図14のXV－XV線に沿った断面であり；

図16は、図３と類似の図であるが、ソリッド・ステート音偏向ユニットを含んで成る修飾ハンド・ピースを示し；

図17は、図16の音偏向ユニットの別個の図であり、これは、より詳細にその機能を説明するために使用されるであろうし；そして

図18は、超音波シェーピング・ツールを使用した空隙の調製の横方向の図であり、これは同時に、形状化又は充填部材として役立つ。

図１は、一般的に10で示す歯科の角度をもったハンド・ピースの末端部分を示す。このハンド・ピース（10）は、グリップの機能をももち、そしてその内で、吊下げ要素（14）により、一般的に16で示された超音波振動発生装置が載せられているような、管状ハウジング（12）をもつ。

超音波振動発生装置（16）は、圧電超音波変換器（18）を含んで成り、これは、次に、圧電セラミック材料から作られた複数の軸方向にスタガーしたディスクを含んで成ることができ、そのディスクは、機械的に並んで接続されている。回転対称の質量部材（22,24）は、例えば、その上にスクリューされ又はそれに接着されることにより、超音波変換器（

18）の末端外面上に配置されている。
図中右手端にある質量部材（24）の端に、増幅部材（26）が提供される。これは、その断面積の漸進的減少によるその自由端に向うその左手末端外面により受容される超音波エネルギーを濃縮し、これにより振幅の増幅を提供する。このような増幅部材は、しばしばソノトロードといわれる。
ハウジング（12）の右手端は、一般的に、28で示す偏向ヘッドを担持する。この偏向ヘッドは、デフレクター・ハウジング（30）を含んで成り、その外部形状は、リッジ・プリズムに似ている。偏向チャンネル（32）は、デフレクター・ハウジング（30）内に形成され、その中心軸は、円の1/4に沿って延びる。デフレクター・チャンネルの横断断面は円形であり、その断面積は、デフレクター・チャンネル（32）の入口開口から連続的に減少し、それは、図中、左手の開口であり、そしてそれは、図中、水平方向に向けられたデフレクター・チャンネル（32）の下方の出口開口に向って垂直平面内に配置される。
偏向通路（32）の両端は、例えば、薄いスチール・ダイアフラムであることができる、金属ダイアフラム（33,34）によりシールされている。
良好な音伝達体である液体の容量（35）は、液密のやり方で偏向通路（32）内に収められる。好ましくは、この液体は、金属であって周囲温度又は室温を僅かに上廻る温度（40～100°）において液体の状態であるもの、例えば、水銀又は低融点ニッケル合金であり、又は超音波に晒されるとき液体になる本来的に固体又は半固体又はゲル・タイプ媒体を含んで成る。あるいは脱気した非金属液体、例えば、脱気水又は脱気シリコーン油を使用することができる。さらに、高圧縮ガスが液密体のやり方でデフレクター・チャンネル（32）内に収められることができ、その圧力は、例えば、約50atmであることができる。
図面中に見られるように、左手ダイアフラム（33）は、増幅部材（28）の自由端に接続されており、金属ダイアフラム（34）は、歯科ツール（36）を担持しており、これは、図１と２に従って、ロッド形状の幾何をもつ。
ツール（36）の交換の観点から、マウント部材（38）が図２に従って金属ダイアフラム（34）上に提供されることができ、この内に、ツール（36）がスクリューされる。
図３中、Hは、ハンド・ピース（44）の軸を指し、これは、振動発生装置（16）の軸でもある。Wは、ツール（36）の軸を指す。これらの２つの軸は、垂直方向に延び、そしてこの事実により、ハンド・ピース（44）は、慣用の機械的に角度をつけられたハンド・ピースと同じ人間工学的な操作条件を許容する。偏向ヘッド（28）は、ツール（36）に向う振動発生装置（16）により作り出された超音波振動の偏向を提供する。
上記のハンド・ピースは以下のように操作される：
超音波変換器（18）と質量部材（22,24）を含んで成る振動システムにより発生した超音波エネルギーは、その振幅が増加するように増幅部材（26）を介して金属ダイアフラム（33）に伝達される。図４中40で図示し、そして振幅“a"をもつ金属ダイアフラム（33）の対応の本質的にシヌソイドの動きは、液体容量（35）中の対応圧力波を誘導する。従って、この金属膜（34）は、これらの圧力波により駆動され、この振幅は、デフレクター・チャンネル（32）の断面の減少に従って再び増加される。金属ダイアフラム（34）の本質的にシヌソイドの動きを、42に示す（振幅“A"）。この動きは、ツール（36）に伝達され、そして図３を参照して以下、より詳細に記載するように、材料の除去のために役立つことができる。
40と42に示す振動増幅は、偏向ヘッド（28）の寸法に関してスケールまで示していない。実際には、このツールの振動振幅“A"は、約２～50μｍの領域内にある。
図３から分かるように、歯材料の除去のために使用される角度をもったハンド・ピース（44）は、超音波の発生及び超音波の偏向に関する限り図１に示すハンド・ピース（10）と同一の構造をもつ。従って、対応部品は同一の参照番号をそれに付けられている。さらに、排出管（46）は、研磨処置媒体（48）を小分けするために、ハウジングの末端に提供される。この排出管（46）は、ポンプ（50）の供給側に接続され、このポンプは、混合容器（52）から研磨処置媒体を吸引する。
修飾態様においては、ツール（36）を取り囲む環状排出ノズル・ランプ（ramp）が、排出

管（46）の代わりに、又は後者と一緒に使用されることができ、これは、ツール（36）の前方端部分に向けられた複数のノズルを介して、好ましくは、そのツールの上端の近傍に、研磨処置媒体を排出する。
混合容器（52）内に収められた混合供給物（54）は、その中に大きな研磨粒子（56）、中間サイズの研磨粒子（58）及び細かい研磨粒子（60）が分散された水から成る。これらの異なる粒子は、それぞれ、点、小さな丸、及び小さな三角形によって図中、同定される。大きな研磨粒子（56）は、ツール（36）の超音波振動の全ストロークに本質的に一致する直径をもち、これ故、これは約2Aの大きさである。実際には、大きな研磨粒子についての直径は、これ故100μｍよりも小さい。大きな研磨粒子（56）は、多数のエッジを含む表面をもち、これは、硬材料の粉砕又は粉砕により得られる。従って、これらの粒子は、良好な切断特性をもつ。大きな研磨硬粒の材料は、対応する用途の観点から選ばれる。高い除去速度を達成するために、炭化珪素材料が良好であることが立証され、良好な結果は、約50と80μｍの間の粒子サイズを用いて得られる。
より小さな研磨粒子（60）は、より遅い除去において、そしてこれ故、処理された表面の仕上げにおいて有用である。それらの直径は、凡そ、大きな研磨粒子（56）の直径の約1/2又は1/3であるように選ばれることができる。また、ある者は、炭化珪素材料よりも強い切断エッジの形成の傾向が低い、研磨粒子材料を選ぶこともできる。このような材料についての例は、例えば、アルミナ・セラミック材料である。実際の作業においては、例えば、小さなプレート又は小さなディスクの形状及び約25μｍの直径をもつアルミナ・セラミック粒子が良好であると立証され、これらの粒子は、それらの表面の親水性の特性により他にまさる。粒子の親水性表面は、上手く取り扱うことができる水中での安定したスラリーを調製する観点から有利である。
シーリング粒子（60）は、小さな直径をもつ。それらの直径は、以下、より詳細に説明するように、シーリング粒子（60）により閉じられるべき歯材料の小さなぞうげ質チャンネルの直径の観点から選ばれる。実際の適用においては、これらのシーリング粒子の直径は、３μｍ未満、好ましくは、約１μｍである。シーリング粒子（60）に好適な材料は、再び特にアルミナ・セラミック材料である。このシーリング粒子の製造において、鋭利なエッジをもつ表面を得るように注意する。このための１の理由は、それらの小さな直径に拘らず未だ有用な研磨特性をこれらの粒子に与えるためである。なぜなら、これらの粒子は、材料の除去にも貢献すべきであるからであり；このための他の理由は、小さなぞうげ質チャンネルの端への、そして処置された空隙の表面の表面の粗さへの、シーリング粒子の最適な信頼できる機械的結合を得るためである。従って、シーリング粒子は、充填材料がくっつき、そして有効に接着するところの接着点を形成する。
大きな研磨粒子（56）、より小さな研磨粒子（58）とシーリング粒子（60）の混合比に関しては、本明細書の導入部分に与えた説明を参照することができる。
これらの粒子サイズに関する上記情報は、材料の除去が望まれる、用途における、所望の粒子サイズに関する。粒子がもろい材料から作られ、これが超音波に晒されるとき崩壊する場合、排出処理媒体中にある粒子のサイズは、より大きなものであることができ、作業部位におけるこれらの粒子の提供された崩壊は、所望の粒子サイズをもたらすであろう。高い除去速度を得る観点から、大きな研磨粒子（56）、中間サイズの研磨粒子（58）と細かい研磨シーリング粒子（60）のそれぞれが、所望の平均直径からの粒サイズのほんの小さな標準偏差を示すことが望ましい。
磁気材料から作られた混合ロッド（62）は、ソレノイド・コイル（64）により作り出された回転場により混合容器（52）内で回転される。
図３の下右手部分において、歯（66）の冠部分（64）とそのエナメル層（68）、そのぞうげ質容量（70）とその歯空隙（72）を示す。小さな直径のぞうげ質チャンネル（74）が、歯空隙（72）からぞうげ質容量（70）を通ってエナメル層（68）まで延びる。
陥凹（76）が咬合表面（66）から始まって、そしてぞうげ質容量（70）内に延びエナメル層（68）を貫通して歯（66）内に作られる。材料の対応量の除去は、ツール（36）の下端外面と横表面を、それぞれ、歯エナメル材料とぞうげ質材料に向って押し付け、一方、同

時に、排出管（46）から研磨処置媒体（48）を排出し、そして同時に、そのツール（36）に超音波を供給することにより、行われた。そうすることで、ツールの振動表面は、研磨粒子に高い速度を付与し、そしてこれらの粒子がその材料の対向表面上に衝突するとき、それらは、それから小断片を除去するであろう。この種の材料除去は、緩やかであり、そして組織の大きな損傷、特に折れをもたらさない。３座標方向におけるツールの対応制御により、そしてその座標方向に対応してその軸のまわりでハンド・ピースを回転させることにより（これらの動きを98に抽象的に図示する。）、歯科医は、それぞれに必要な歯空隙を作り出すことができる。

図３は、空隙の調製が完成した後に見られた状態を示す。ある者は、空隙を調製することにより開口されている小さなぞうげ質チャンネル（74）の端が、小さなシーリング粒子（60）のいくらかで閉じられていることを認識する。この事実により、空隙に隣接しているぞうげ質容量の透過性は、髄保護として機能する隔離層の意味において減少される。

より大きなカリエスの歯欠陥のケータリングを、図４～９を参照しながらこれから説明する。

図４と５に示す第１段階においては、歯の横方向のカリエス領域を、偏向ヘッド（28）に固定された第１シェーピング・ツール（80）を使用して除去する。この歯の断面図は、曲った台形の形態をもち、一方、このツールの軸セクションは、くさび形の形状をもつ。研磨処置媒体（48）を同時に供給しながらの、偏向ヘッド（28）を介して超音波を受容するシェーピング・ツール（80）の単なる軸方向のフィーディングにより、その歯のカリエス・リム部分が除去されている。そうすることで、陥凹（82）が歯（66）の内で形成され、その形状は、シェーピング・ツール（80）の外部形状に相補的である。同時に、空隙の端が、例えば、部分的端シャンファーの形成により、明確に形状化されることができる。

図６と７に示す第２段階において、中心陥凹（84）が歯の内に形成され、その端輪郭は、凡そ、水平方向において配向されたアラビア数字“8"の形状をもつ。このために、さらなるシェーピング・ツール（86）が、軸方向において供給され、これは、対応断面をもつ。再び、研磨処置媒体（48）が供給され、それが、シェーピング・ツール（86）の外部表面と歯材料の間に侵入するであろう。

２つの陥凹（82と84）の形成の後に、第１形状化充填部材（88）がこの陥凹（82）内に挿入されており、これが、歯代替材料から成り、その周辺形状がシェーピング・ツール（80）の中の１に対応する、ことを図８から見ることができる。形状化部材（88）は、ジョイント複合材層（90）により歯材料に接続されている。この形状化充填部材（88）の上端外面は、それが元の咬合表面の画像であるように、図１中に示すものに実際に類似することができる処置ツールを使用してマシニングされている。

さらなる形状化充填部材（92）が、ちょうど、中心陥凹（84）内に挿入されている。その外部輪郭は、形状化ツール（86）の外部輪郭に対応する。形状化充填部材（92）の外部表面と陥凹（84）の壁表面の間に、さらなるジョイント複合材層（94）を示す、これは、未だ硬化していない。超音波をここで、押し付けツール（96）を使用して形状化充填部材（92）の上端に供給する。ここで、押し付けツールは、ハンド・ピース（10）の偏向ヘッド（28）上にマウントされている。従って、陥凹（84）内への形状化充填部材（92）の挿入は、助けられる。なぜなら、そのジョイント複合材料の粘度が超音波により減少されるからである。形状化充填部材を挿入するこの方法は、その厚さができるだけ小さい、ジョイント複合材層又は接着剤層の観点から有利である。

図８は、形状化ツール（86）を使用して創られた陥凹内で使用されるために、歯科医の供給から獲得された標準形状の充填部材（92）を示し、その形状化充填部材は、その元の幾何をもつ。ジョイント複合材層（94）を硬化させた後、咬合表面の先に突き出す形状化充填部材（92）のこれらの部分は、再び形成された形状化充填部材（92）の端外面が元の咬合表面をイメージするように、除去されなければならない。対応の輪郭は、狭い線により図９中に示される。

本発明のよりよい説明のための、図８を参照して先に記載したケータリングの修復期の説明において、第１形状化充填部材（88）が最初に挿入され、そして複合材料によりその場

に固定され、その上端外面が次にその咬合表面の所望の幾何に従ってマシニングされ、その形状充填部材（92）が次にその空隙内に挿入されることが提示された。このような工程において、２つの形状化充填部材の間にある複合材層が、形状化充填部材（92）が、上記２つの形状化充填部材がよく相互接続されるように、挿入される時にのみ適用されるということを理解すべきである。

実際の作業においては、ある者は、一般的に、２つの形状化充填部材（88）と（92）が複合材料を使用した共通の段階において空隙内に挿入され、そしてその咬合表面の所望の幾何を提供するための２つの形状化充填部材の上端外面のマシニングも共通の段階において行われるように、進行させるであろう。

図10と11は、冠のその後の適用のための歯スタンプの調製における超音波ツールの使用を示す（右手側：フルート調製；左手側：シャンファー・ショルダーの調製）。このマシニングは、再び、研磨処置媒体（48）の同時供給下で、行われる。

図10と11の左手部分は、その垂直断面が長方形の形状をもち、その横断面が丸い端の曲った平たい長方形の形状をもつ、ツール（98）を示す。この断面の曲率は、処置されるべき領域内にわたる歯の曲率の観点から選ばれる。実際の作業のために、歯科医は、１セットのツールから選ばれることができる異なる曲率の複数のこのような処置ツールを処置する。

図10から見られるように、ツール（98）の下端外面（100）は、このツールが、その下端において下方及び外方に傾いたフルート（104）により限定される歯スタンプ上に垂直横表面（102）を作り出すであろうように、下方に傾いている。

作り出された形状の幾何が、水平直径及び垂直直径に関する異なる組合せを示すことができ：このフルートがより小さな直径をもって作られることができ、そして下方に傾いた肩がより大きな直径をもって作られることができることに注意しなければならない。

図10と11の右手部分に示すツール（106）は、ツール（98）に類似する、しかしながら、それは、それがかなり異なる周囲曲率をもつ歯スタンプの処置のために一般的に使用されることができるように、ほんの小さな周囲延長をもつ。ツール（106）の下端外面（108）は、例えば、段階状であり：それは、そのツールの軸に垂直である端外面の部分及びその端外面の連続して下方に傾いた部分を含んで成る。従って、ツール（106）は、歯スタンプ上で、再び垂直横外面（110）並びに外方及び下方に傾むくシャンファー（112）を作り出すであろうし、水平肩（114）は、さらに、作られそれは、シャンファー（112）と横表面（110）の間に置かれている。

図12は、材料、特に歯肉上及び歯肉下歯垢、歯根（116,118）の頸部端における根石及び／又はプラークの緩やかな除去を説明する。第１のツール（120）は、ツール（106）のシャフトと同じ外観をもつことができるシャフト（122）をもち、そして延長された作業部分（124）が、歯根（116）の曲率に従って周囲方向において曲られているような植栽ショベルの形状を一般的にもつシャフト（122）の低端において配置されている。ツール（120）は、シリンジ（128）を使用して処置媒体（130）で満たされているガム・ポケット（126）内に挿入されている。後者は、より高い粘度をもつ液体ベース材料を含んで成り、この中で、再び、研磨粒子（132）が分散されており、そしてさらに、これは、適宜、化学的エッチング剤及び／又は殺菌性物質を含んで成ることができる。

変法においては、ある者は、研磨粒子を含まない処置媒体（130）を使用することもできる。

さらに、ツール（120と134）が幾何学的に定められた切断エッジをもち、そしてかなり慣用のキューレットと異なっていることに注目すべきである。

図12の右手部分は、歯根（118）の外部表面の処置のための歯垢の除去のために使用されるツール（134）を示す。このツールは、ゴルフのバット又はホッケーのバットの形状をもつ。従って、ツール（134）は、横断方向に延びる狭い作業部分（138）を担持するシャフト（136）を含む。このツール（134）は、長さ方向に曲げられた歯根の、又は周囲方向において凹状に曲げられた表面をもつ歯根の処置のために十分好適である。

図13の左手部分は、柔組織、特に歯ガムの除去のために、又は柔組織切開の調製のために

使用されるツール（140）（超音波メス）を示す。シャフト（142）は、超音波エネルギーを熱に変換するであろう材料から作られた横断的作業部分（144）を担持する。好適なこのような材料は、例えば、材料の２以上の異なる層を含んで成る複合材料である。対応の例は、材料のバイメタル・ストリップ又はセラミック・コーティングをもつ金属である。高い内部容量摩擦を示す材料の例は、ステンレス・スチールである。従って、ツール（140）は、超音波焼灼器（cauter）として働き、そして146で示す歯ガム内に、正確に制御可能なやり方で切開を作り出すことができ、その組織の一部を切断し、又は血管を焼灼することができる。

図13の右手部分は、骨材料（150）の除去のための骨調製ツール（148）を示す。ロッド形状のシャフト（152）は、例えば、球状の作業部分（154）を担持する。修飾されたツールにおいては、この作業部分（154）は、Ｖ－形状又はピラミッド状ののみ先端の形状をもつことができる。好ましくは、図13の右手部分に示すツール（148）は、再び、研磨処置媒体（48）を同時に供給しながら使用される。

図14は、歯の根チャンネル（158）の調製において有用なツール（156）を示す。後者は、常法により又は、図１～７を参照して先に記載したツールを使用して既に開口されており、そして主に慣用のツールを使用して広げられている。ツール（156）は、歯根チャンネル（158）の緩やかな最終的な処置のために使用される。このために、それは、丸い端をもつ長方形の形状に又は楕円の形状に対応する横断断面を与えられており、この横断断面は、ツール（156）の自由端に向って減少している。長さ方向において見られるように、ツール（156）は、僅かに曲ったくさびの形状をもつ。

ツール（156）は、１セットのツールから選ばれており、ここで、そのツールの個々の幾何は、異なる歯の歯の根チャンネル及び歯の群のそれぞれの、平均標準幾何（形状、サイズ、直径）を反映する。l

図14に示す態様の修正において、歯の根チャンネルの調製するために使用されるツール（156）は、その処置された歯の根チャンネルに相補する歯の部分が、評価された破断点の破断又は分離マーカーにおける分離（severing）の後に修飾部材を形成するためにその処置された根チャンネル内に留められることができるように、評価された破断点又は分離マーカーを提供されることもできる。ピン様形状の充填部材の形態をもつツール（156）のこの部分は、次に、構築部材のためのアンカー部材として使用されることができる。このようなツールのために好適な材料は、セラミック材料、歯補てつ又はインプラントを作るために使用される金属並びにプラスチック材料である。

図14と15の右手部分は、調製されていない歯根チャンネル（160）を示す。

図16は、図３中に示すものにひじょうに類似する超音波歯調製装置を示す。機能的に等価な成分は再び、それに同一の参照番号を付けられる。

偏向ヘッド（28）は、ここで、それが、図17に示すように、周囲方向において90°によって分けられ、そして環部材の162a－162d部分内に横たわる４つの最大振動をもつように、その材料に関し、そしてその幾何に関しデザインされている環部材（162）を含んで成る。増幅部材（26）の端は、その環部材の部分（162a）内に置かれている最大の振動の１にカップリングされており；振動発生装置（16）の軸に関して90°程下方向に分けられ、そしてツール（36）に接続されている環部材の部分（162d）内に横たわる最大振動の中の１が、ツール（36）に接続されている。従って、環部材（162）は、振幅の増幅を伴わずに超音波エネルギーの角度偏向を提供する。描いた平面に垂直である方向、すなわち、軸方向において、環部材（162）は、その振動のモードが純粋な呼吸の動きであり、そして周囲方向においてねじれ成分を全く含まないか又はほんの無視できる量含んで成ることを保証するのに十分な寸法をもつ。

環部材（162）が、３つの最大振動をもつように設計される場合、ある者は、120°に一致するハンド・ピースのＨ軸とツールのＷ軸の間に挟まれた角度（偏向角）を得ることができる。ｎ最大振動を用いて、ある者は、360°/nの偏向角並びにその整数倍を実現することができる。

中間の角度が望ましい場合、それらは、その厚さを変化させ、又は周囲方向における環部

材の壁の軸延長によって得られることができる。なぜなら、このような場合においては、振動の節は、周囲方向において等しく分配されていないからである。
上記態様を修正して、環部材の対称デザインを、その振動の動きを提供する環部材の部分が、環部材の駆動部分内に見られるものよりも大きな振幅を示すようなやり方で、改作することができる。このような場合、その環部材は、もはや完全な回転対称を示さない。例えば、それは、その壁の厚さを周辺で変化させ、又はその軸延長により形成される。
振動発生装置（16）により作り出された振動の十分な振幅がそのツールにおいて必要とされない場合におけるさらなる修正に従えば、そのツール（36）は、最大振動と振幅節の間に横たわる環部材（162）の環部分に接続されることもできる。
図17から、振動発生装置がその環部材の部分（162a）上に押しつけ力を発揮するであろう時に、押しつけ力は、その環部材の部分（162d）によりツール上に行使されることを見ることができる。振動発生装置からツールへの力の伝達は、このように、相シフトを伴わずに得られる。
図16中に示す装置の調製においては、ツール（36）は、中空であり、そして供給容器（168）から研磨処置媒体を吸引する第２ポンプ（166）の出口にホース（164）により接続される。実際の作業における処置媒体は、再び、水、大きな研磨粒子（172）及び上記の考慮された態様においてはさらに、小さなぞうげ質チャンネル（74）を閉じるためのシーリング粒子（174）から成る。この処置媒体（170）が中間サイズの研磨粒子（58）に対応する粒子を全く含まないという事実は、その処置媒体（170）が上記処置媒体（48）と異なることができるということを示すことを意味する。このような差異は、粘度の制御のために役立ち、又は医療的な機能をもつ、上記処置媒体へのさらなる添加に関係することもできる。
ポンプ（166）の吸入ライン内に示す２本矢印は、このポンプがツール（36）を通して使用された処置媒体を排出するために使用されることもできることを示している。
図18は、シェーピング・ツールが、歯材料にその後に接続された形状化充填部材により形成されるような、本発明のさらなる態様を示す。
マウンティング部材（178）は、形状化充填部材（176）の上端にマウントされ、その幾何は、本質的に、シェーピング・ツール（86）の幾何に対応する。マウンティング・メンバー（178）は、マウンティング部材（38）と対合する。この形状化充填部材（176）は、評価された（rated）破断点（180）をもって形成された上部分をもつ。従って、形状化充填部材（176）に沈められ（同時に、先に記載したように研磨処置媒体を適用した）後に、そのマウンティング部材（180）は、破断し又は一撃により分離される。次に形状化充填部材（166）は、先に記載したように歯材料に接着剤により接続され、そしてその形状化充填部材（176）の上部は、咬合表面を再形成するためにマシニングされる。
既に図14を参照して先に指摘したように、シェーピング・ツールとして同時に使用される形状化充填部材のためのさらなる例は、図14に示すような歯の根チャンネルの処置のためのツールである。
形状化充填部材をも掲示するツールの製造に好適な材料は、金属合金、例えば、チタン合金、並びに酸化物タイプ又は非酸化物タイプのセラミック材料、特に、アルミナ・セラミック又はシリコン－カーバイド焼結材料である。

【図１】

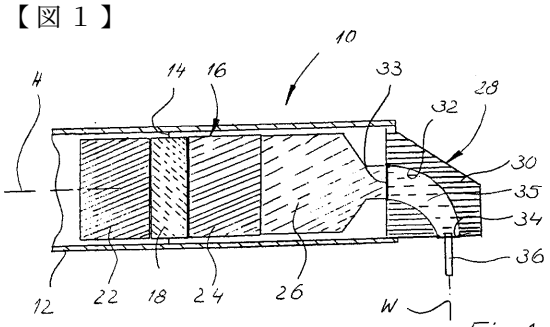

Fig. 1

【図２】

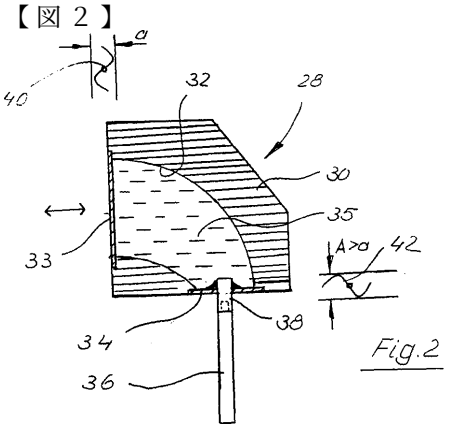

Fig.2

【図３】

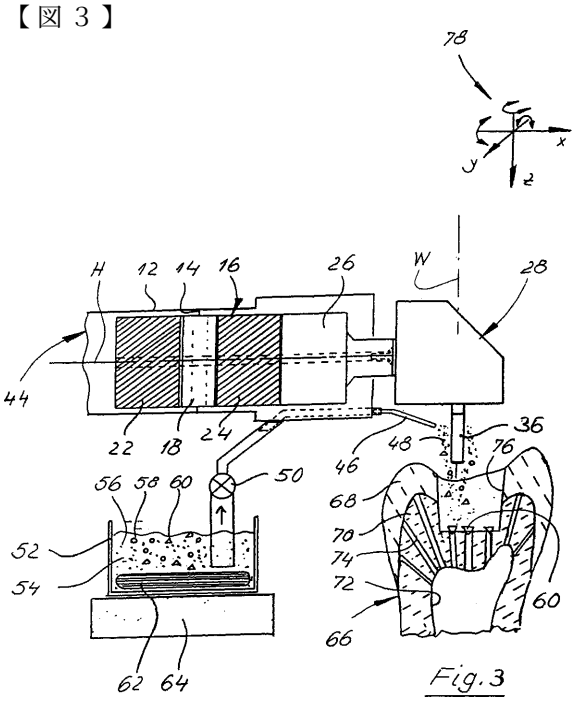

Fig.3

【図４】

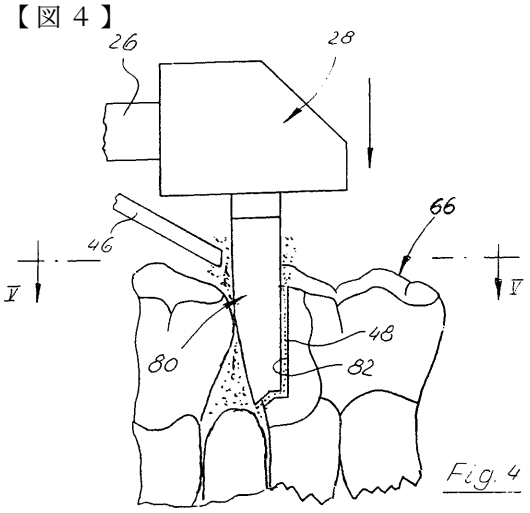

Fig. 4

【図５】

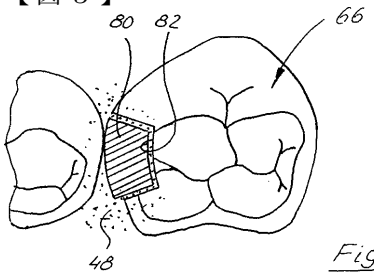

Fig.5

【図６】

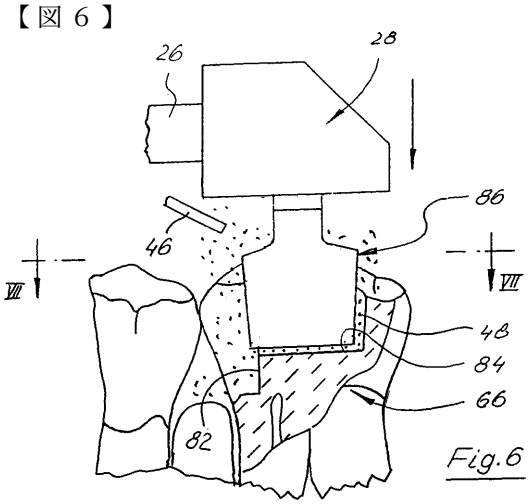

Fig.6

【図７】

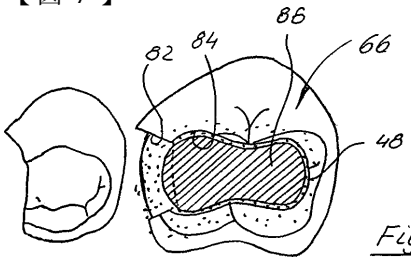

Fig.7

【図８】

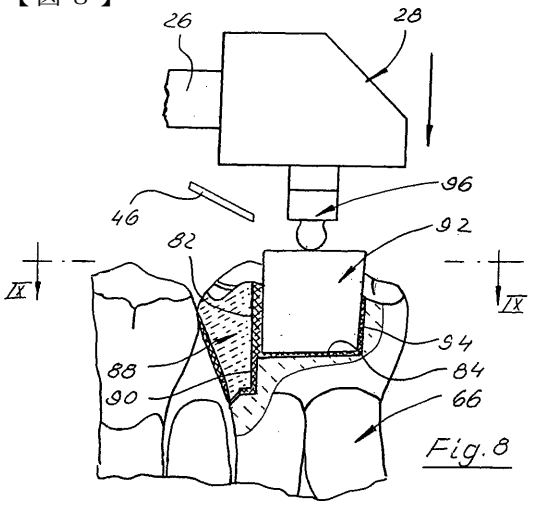

Fig.8

【図９】

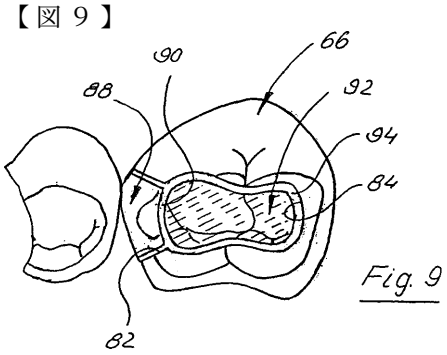

Fig.9

【図１０】

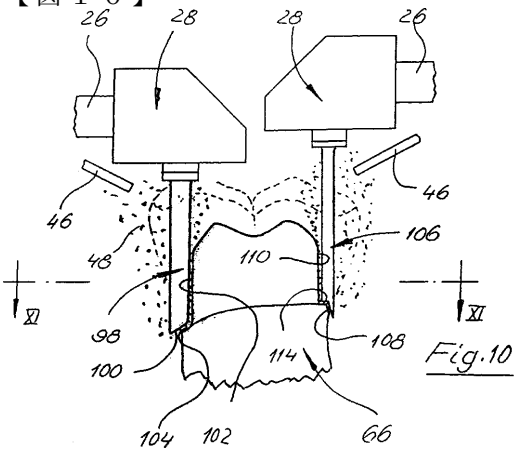

Fig.10

【図１１】

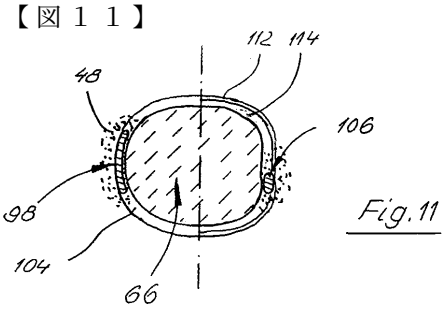

Fig.11

【図１２】

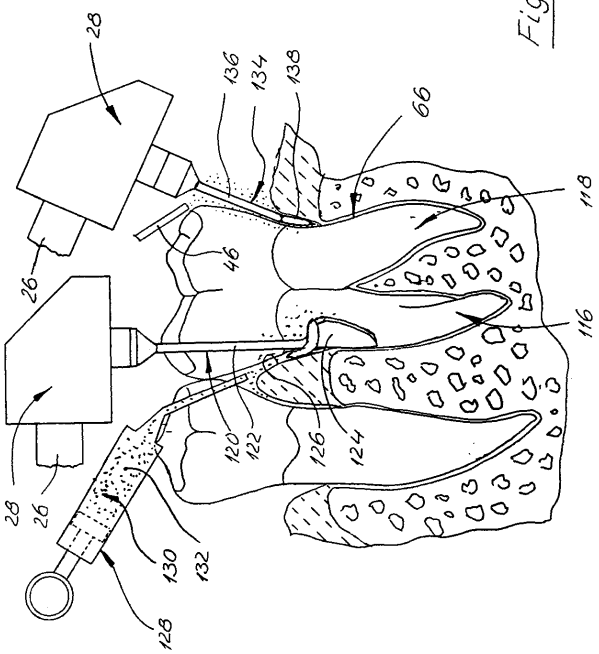

Fig.12

【図１３】

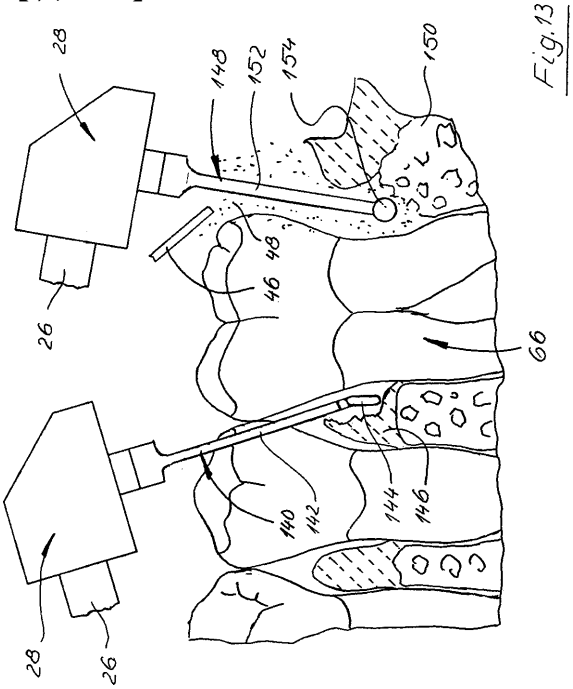

Fig.13

【図１４】

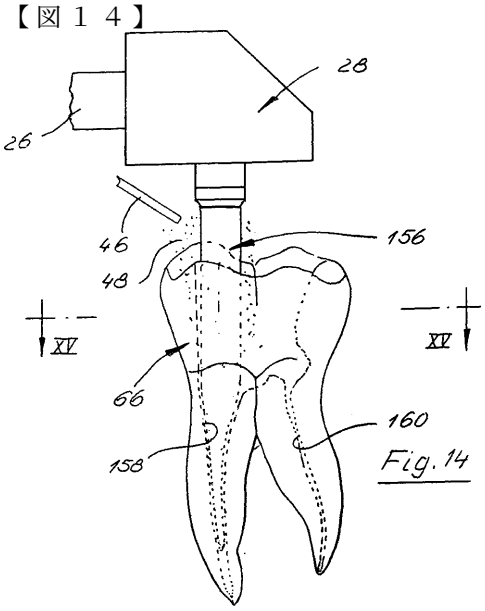

Fig. 14

【図１５】

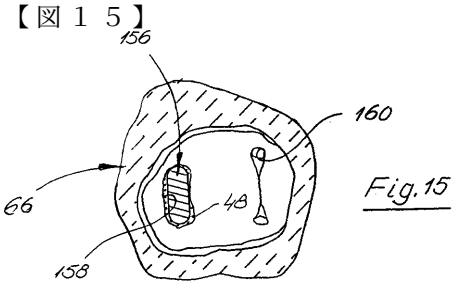

Fig. 15

【図１６】

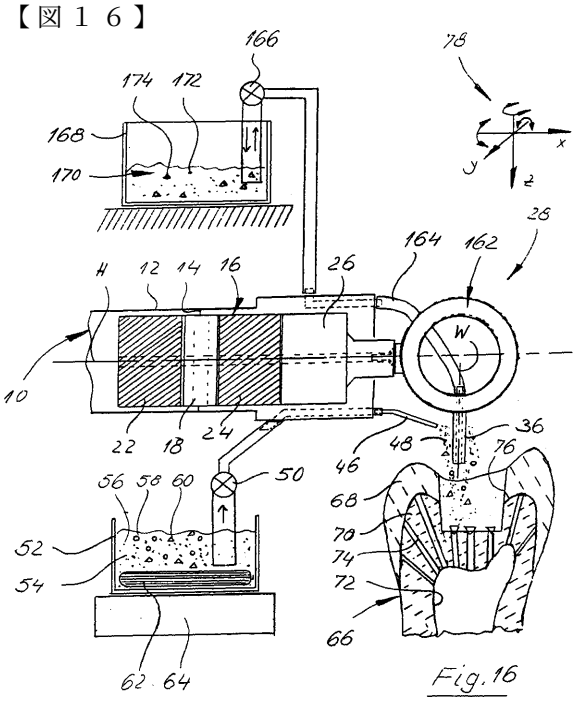

Fig. 16

【図１７】

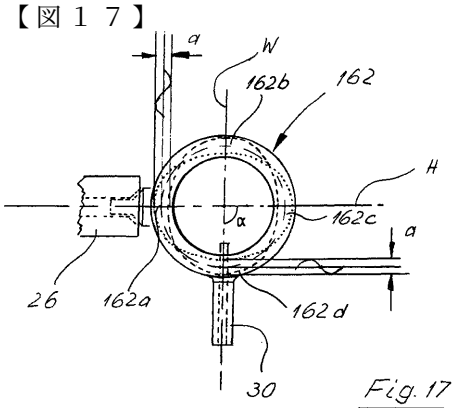

Fig. 17

【図１８】

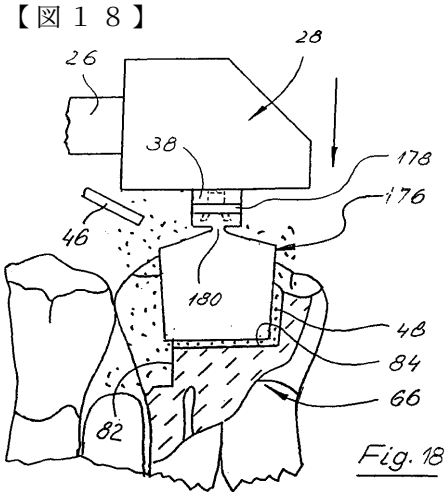

Fig. 18

フロントページの続き

(56)参考文献 実開昭６２－０９０６１５（ＪＰ，Ｕ）
実開平０４－１０４８１５（ＪＰ，Ｕ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61C 1/00
A61C 3/00
A61C 5/00