

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4073036号
(P4073036)

(45) 発行日 平成20年4月9日(2008.4.9)

(24) 登録日 平成20年2月1日(2008.2.1)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 18/20 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 5 0
B 2 3 K 26/14 (2006.01)	B 2 3 K 26/14 Z
A 6 1 C 3/02 (2006.01)	A 6 1 C 3/02 R

請求項の数 63 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願平9-510588	(73) 特許権者	バイオレーズ テクノロジー インコーポ レイテッド
(86) (22) 出願日	平成8年8月30日(1996.8.30)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92 673 サン クレメント カール アマ ネサー 981
(65) 公表番号	特表平11-511386	(74) 代理人	弁理士 中村 稔
(43) 公表日	平成11年10月5日(1999.10.5)	(74) 代理人	弁理士 大塚 文昭
(86) 国際出願番号	PCT/US1996/013960	(74) 代理人	弁理士 宍戸 嘉一
(87) 国際公開番号	W01997/007928	(74) 代理人	弁理士 竹内 英人
(87) 国際公開日	平成9年3月6日(1997.3.6)		
審査請求日	平成15年7月23日(2003.7.23)		
(31) 優先権主張番号	08/522,503		
(32) 優先日	平成7年8月31日(1995.8.31)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	08/575,775		
(32) 優先日	平成7年12月20日(1995.12.20)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電磁誘導式カッピング用の、ユーザがプログラム可能な組合せの霧化粒子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置であって、

(a) 電磁エネルギーをターゲット面に近接する空気内に集束させる電磁エネルギー源と、

(b) 分解能が異なる2つの切断の一方を特定し、貫入の深さが異なる2つの切断の一方を特定するためのユーザ入力装置と、

(c) このユーザ入力装置にตอบสนองし、組合せの霧化された流体粒子を形成し、

前記ユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子をターゲット面に近接する空気内に配置するアトマイザとを具備し、このアトマイザは、

(1) 高い方の分解能切断を特定するユーザ入力に応じて、低い方の分解能切断を特定するユーザ入力よりも小さな流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子と、

(2) 低い方の分解能切断を特定するユーザ入力に応じて、高い方の分解能切断を特定するユーザ入力よりも大きな流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子と、

(3) 深い方の貫入切断を特定するユーザ入力に応じて、浅い方の貫入切断を特定するユーザ入力よりも低密度で分布した流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子と、

(4) 浅い方の貫入切断を特定するユーザ入力に応じて、深い方の貫入切断を特定するユーザ入力よりも高密度で分布した流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子と、を生成し、

電磁エネルギー源から集束された電磁エネルギーは、ターゲット面に近接する空気中の霧化された流体粒子で吸収される波長を有し、

10

20

霧化された流体粒子による集束された電磁エネルギーの吸収により、霧化された流体粒子を蒸気爆発させ、この流体粒子の蒸気爆発による圧力波を含む機械的な切断力をターゲット面に付与する、装置。

【請求項 2】

ユーザ入力装置は、異なる切断効率の切断を制御するための単一の入力部を備える、請求項 1 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 3】

ユーザ入力装置は、単一の入力部が高い方の切断効率を特定したときに、低い方の切断効率を特定したときよりも小さな流体粒子で低密度な分布を生成する請求項 2 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

10

【請求項 4】

ユーザ入力装置は、単一の入力部が低い方の切断効率を特定したときに、高い方の切断効率を特定したときよりも大きな流体粒子で高密度な分布を生成する請求項 3 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 5】

前記流体粒子のそれぞれは、流体粒子径を有し、前記流体粒子の流体粒子径における平均流体粒子径は、ターゲット面に近接した空気中に集束される電磁エネルギーの波長よりも小さい、請求項 3 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

20

【請求項 6】

前記流体粒子のそれぞれは、流体粒子径を有し、前記流体粒子の流体粒子径における平均流体粒子径は、ターゲット面に近接した空気中に集束される電磁エネルギーの波長よりも大きい、請求項 4 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 7】

ターゲット面は、軟骨を有する請求項 1 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 8】

ターゲット面は、骨を有する請求項 1 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

30

【請求項 9】

ターゲット面は、歯を有する請求項 8 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 10】

ターゲット面は、ガラス材料と結晶質物質と半導体チップ面の内のいずれかである請求項 1 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 11】

電磁誘導機械カッタは、銀あるいは他の誘電体物質がガラスあるいは結晶質物質のターゲット面に接着されて鏡を形成する前に、ガラスあるいは結晶質物質の表面の層を切除する、請求項 10 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

40

【請求項 12】

電磁誘導機械カッタは、銀あるいは他の誘電体物質がガラスあるいは結晶質物質のターゲット面に接着されて鏡を形成する前に、ガラスあるいは結晶質物質面を洗浄し、脱脂する、請求項 11 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 13】

半導体チップ面は酸化層を有し、この酸化層は電磁誘導機械カッタにより選択的に除去され、これにより、半導体チップ面内にドーパントを注入するために酸化層に窓を形成する、請求項 10 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 14】

酸化層は、二酸化シリコンを有する請求項 13 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を

50

制御するための装置。

【請求項 15】

電磁誘導機械カッタは、レジスト、フォトマスク、紫外線光、溶剤、化学物質および水の混合体、および、酸を必要とせずに、二酸化シリコン層の一部を除去するために適合可能である、請求項 14 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 16】

ターゲット面は、レジスト層を有する半導体チップ面であり、電磁誘導機械カッタは、半導体チップ面からレジスト層を除去するために適合可能である、請求項 10 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 17】

電磁誘導機械カッタは、半導体チップ面の一部を切除し、これによりレジスト層を除去し、半導体チップ面を整えてこの半導体チップ面に導電体を接着するために適合する、請求項 16 に記載の電磁誘導機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 18】

ターゲット面の一部を治療するための電磁誘導機械カッタであって、ユーザが選択した霧化された流体粒子の平均サイズと空間分布と速度とに対応する、ユーザの選択した組合せの霧化された流体粒子を入力するためのユーザ入力装置と、このユーザ入力装置に回答し、ユーザの特定した組合せの霧化された流体粒子を生成し、ユーザの特定した組合せの霧化された流体粒子を、ターゲット面上に規定された相互作用帯域に配置するアトマイザと、

電磁エネルギーを相互作用帯域内に集束する電磁エネルギー源とを備え、この電磁エネルギーは、相互作用帯域におけるユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子を霧化された流体粒子の一部で吸収される波長を有し、霧化された流体粒子の一部による電磁エネルギーの吸収により、霧化された流体粒子を蒸気爆発させ、この流体粒子の蒸気爆発による圧力波を含む機械的な切断力をターゲット面に付与する、電磁誘導機械カッタ。

【請求項 19】

流体は水を備え、電磁エネルギー源は、エルビウム、クロミウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット (Er, Cr: YSGG) 固体レーザーであり、2.70 から 2.80 ミクロンの範囲の波長の光を発生する、請求項 18 に記載のターゲット面の一部を治療するための電磁誘導機械カッタ。

【請求項 20】

流体は水を備え、電磁エネルギー源は、

- (a) 2.70 から 2.80 ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット (Er: YSGG) 固体レーザー、
- (b) 2.94 ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウム、アルミニウムガーネット (Er: YAG) 固体レーザー、
- (c) 2.69 ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するクロミウム、ツリウム、エルビウム、イットリウム、アルミニウムガーネット (Cr: YAG) 固体レーザー、
- (d) 2.71 から 2.86 ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウムオルトアルミネート (Er: YALO3) 固体レーザー、
- (e) 2.10 ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するホルミウム、イットリウム、アルミニウムガーネット (Ho: YAG) 固体レーザー、
- (f) 266 ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するクォッドルブルドネオジウム、イットリウム、アルミニウムガーネット (クォッドルブルドNd: YAG) 固体レーザー、
- (g) 193 ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するアルゴンフルオリド (ArF) エキシマーレーザー、
- (h) 308 ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するキセノンクロリド (XeCl) エキシマーレーザー、
- (i) 248 ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するクリプトンフルオリド (KrF) エキシマーレーザー、および、

10

20

30

40

50

(j) 9.0 から 10.6 ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生する二酸化炭素 (CO₂)、の内の1つを備える、請求項 18 に記載のターゲット面の一部を治療するための電磁誘導機械カッタ。

【請求項 21】

Er, Cr: YSGG 固体レーザーは、反復率が 1 Hz より大きく、パルス持続範囲が 1 ピコ秒と 1000 マイクロ秒との間で、エネルギーがパルスあたり 1 ミリジュールよりも大きい、請求項 19 に記載のターゲット面の一部を治療するための電磁誘導機械カッタ。

【請求項 22】

Er, Cr: YSGG 固体レーザーは、20 Hz の反復率と、140 マイクロ秒のパルス持続時間と、パルスあたり 1 と 300 ミリジュールとの間のエネルギーとを有する、請求項 19 に記載のターゲット面の一部を治療するための電磁誘導機械カッタ。

10

【請求項 23】

ターゲット面に機械的な力を与えるための装置であって、霧化された流体粒子を、ターゲット面上に規定された相互作用帯域に配置するアトマイザと、電磁エネルギーを相互作用帯域内に集束する電磁エネルギー源とを備え、この電磁エネルギーは、相互作用帯域の霧化された流体粒子により吸収される波長を有し、霧化された流体粒子による電磁エネルギーの吸収により、霧化された流体粒子を蒸気爆発させ、この流体粒子の蒸気爆発による圧力波を含む機械的な力をターゲット面に付与する、装置。

20

【請求項 24】

エネルギーは、光ファイバを通して送出され、霧化された流体粒子は、光ファイバに接触し、これにより、光ファイバを冷却しかつ洗浄する、請求項 23 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 25】

霧化された流体粒子は、光ファイバに接触し、これにより、光ファイバから粒状の破片を除去する、請求項 24 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 26】

光ファイバは、サファイヤを備える請求項 24 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 27】

電磁エネルギー源は、エルビウム、クロミウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット (Er, Cr: YSGG) 固体レーザーであり、2.78 ミクロンの波長を有する、請求項 23 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

30

【請求項 28】

流体粒子は水を備え、電磁エネルギー源は、エルビウム、クロミウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット (Er, Cr: YSGG) 固体レーザーであり、2.70 から 2.80 ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生する、請求項 23 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 29】

Er, Cr: YSGG 固体レーザーは、反復率が 1 Hz より大きく、パルス持続範囲が 1 ピコ秒と 1000 マイクロ秒との間で、エネルギーがパルスあたり 10 ミリジュールよりも大きい、請求項 28 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

40

【請求項 30】

流体は水を備え、電磁エネルギー源は、
(a) 2.70 から 2.80 ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット (Er: YSGG) 固体レーザー、
(b) 2.94 ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウム、アルミニウムガーネット (Er: YAG) 固体レーザー、

50

(c) 2.69ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するクロミウム、ツリウム、エルビウム、イットリウム、アルミニウムガーネット(CTE:YAG)固体レーザ、
 (d) 2.71から2.86ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウムオルトアルミネート(Er:YALO3)固体レーザ、
 (e) 2.10ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するホルミウム、イットリウム、アルミニウムガーネット(Ho:YAG)固体レーザ、
 (f) 266ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するクオッドルブルドネオジウム、イットリウム、アルミニウムガーネット(クオッドルブルドNd:YAG)固体レーザ、
 (g) 193ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するアルゴンフルオリド(ArF)エキシマーレーザ、
 (h) 308ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するキセノンクロリド(XeCl)エキシマーレーザ、
 (i) 248ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するクリプトンフルオリド(KrF)エキシマーレーザ、および、
 (j) 9.0から10.6ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生する二酸化炭素(CO2)、の内の1つを備える、請求項23に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

10

【請求項31】

ターゲット面は、硬質組織を備える請求項23に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

20

【請求項32】

硬質組織は、歯のエナメル質、歯のぞうげ質、歯のセメント質、骨および軟骨の内のいずれかである請求項31に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項33】

ターゲット面は、軟質組織を備える請求項23に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項34】

軟質組織は、皮膚、粘膜、歯肉、筋肉、心臓、肝臓、腎臓、脳、目および血管の内のいずれかである請求項28に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項35】

ターゲット面は、ガラス材料、結晶質物質および半導体チップ面の内のいずれかである請求項23に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

30

【請求項36】

ガラスあるいは結晶質物質面は、銀あるいは他の誘電体物質がガラスあるいは結晶質物質のターゲット面に接着されて鏡を形成する前に、表面の層が切除される請求項35に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項37】

ガラスあるいは結晶質物質面は、鏡あるいは他の誘電体物質がガラスあるいは結晶質物質のターゲット面に接着されて鏡を形成する前に、洗浄され、脱脂される請求項36に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

40

【請求項38】

半導体チップ面は酸化層を有し、この酸化層は選択的に除去され、これにより、半導体チップ面内にドーパントを注入するために酸化層に窓を形成する、請求項35に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項39】

酸化層は、二酸化シリコンを有する請求項38に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項40】

この装置は、レジスト、フォトマスク、紫外線光、溶剤、化学物質および水の混合体、および、酸を必要とせずに、二酸化シリコン層の一部を除去するために適合可能である、請

50

求項 3 9 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 4 1】

この装置は、半導体チップ面からレジスト層を除去するために適合可能である請求項 3 5 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 4 2】

この装置は、半導体チップ面の一部を切除し、これによりレジスト層を除去し、半導体チップ面を整えてこの半導体チップ面に導電体を接着するために適合する請求項 4 1 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 4 3】

ユーザの入力を受入れるための入力装置を更に備える請求項 2 3 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

10

【請求項 4 4】

ユーザ入力は、装置の切断効率を特定する請求項 4 3 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 4 5】

霧化された流体粒子の少なくとも 1 つの物理的特徴が、ユーザ入力により制御される請求項 4 4 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

【請求項 4 6】

霧化された流体粒子の少なくとも 1 つの物理的特徴は、平均流体粒子サイズ、空間的分布および速度の内の少なくとも 1 つを含む請求項 4 5 に記載のターゲット面に機械的な力を与えるための装置。

20

【請求項 4 7】

電磁誘導式機械カッタの切断効率を制御するための装置であって、ターゲット面に近接する容積内に電磁エネルギーを集束するための電磁エネルギー源と、切断効率のための切断分解能と貫入レベルとの少なくとも 1 つを特定するための仕様入力部と、

ユーザが特定する切断分解能に応じて、複数の流体スプレーノズルの内の1 つを選択するための手段と、

ユーザが特定する貫入レベルに応じて、選択した流体スプレーノズルの上流側流体圧を選択するための手段と、

30

上流側流体圧を流体スプレーノズルに作用させ、これによりユーザが特定した組合せの霧化した流体粒子を生成するアトマイザと、を備え、

このアトマイザは、ユーザが特定した組合せの霧化した流体粒子を、ターゲット面に近接する容積内に配置し、集束された電磁エネルギーを、ユーザが特定した組合せの霧化した流体粒子に吸収させることにより、このユーザが特定した組合せの霧化した流体粒子を蒸気爆発させ、この流体粒子の蒸気爆発による圧力波を含む機械的な切断力をターゲット面に与える、装置。

【請求項 4 8】

仕様入力部は、切断効率のための異なる 2 つ分解能レベルの切断の一方を特定するための第 1 ユーザ入力部と、

40

切断効率のための異なる 2 つの貫入深さのレベルの切断の一方を特定するための第 2 ユーザ入力部と、を備える請求項 4 7 に記載の電磁誘導式機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項 4 9】

アトマイザは、高い方の分解能切断を特定する第 1 ユーザ入力に応じ、低い方の分解能切断を特定する第 1 ユーザ入力よりも小さな流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子を生成し、

アトマイザは、低い方の分解能切断を特定する第 1 ユーザ入力に応じ、高い方の分解能切断を特定する第 1 ユーザ入力よりも大きな流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子

50

を生成し、

アトマイザは、深い方の貫入切断を特定する第2ユーザ入力に応じ、浅い方の貫入切断を特定する第2ユーザ入力よりも低密度で分布した流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子を生成し、

アトマイザは、浅い方の貫入切断を特定する第2ユーザ入力に応じ、深い方の貫入切断を特定する第2ユーザ入力よりも高密度で分布した流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子を生成する、請求項48に記載の電磁誘導式機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項50】

電磁誘導カッタの切断効率を制御するための方法であって、
 ターゲット面に近接する容量中に電磁エネルギーを集束させ、
 切断効率の切断分解能と貫入レベルとの少なくとも一方を特定し、
 切断分解能の特定に応じ、複数の流体スプレーノズルの内の1つを選択し、
 貫入レベルの特定に応じ、選択した流体スプレーノズルの上流側流体圧を選択し、
 上流側流体圧を流体スプレーノズルに作用させ、これによりユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子を生成し、
 ターゲット面に近接する容積中に、ユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子を配置し、集束された電磁エネルギーをユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子により吸収させ、この電磁エネルギーの吸収により、ユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子を蒸気爆発させ、ターゲット面にこの流体粒子の蒸気爆発の圧力波を含む機械的な切断力を与える、方法。

【請求項51】

切断効率の切断分解能と貫入レベルとの少なくとも一方を特定するステップは、
 ユーザ入力を介して分解能が異なる2つの切断の一方を特定し、
貫入の深さが異なる2つの切断の一方を特定する、ステップを更に備える請求項50に記載の電磁誘導式機械カッタの切断効率を制御するための方法。

【請求項52】

上流側流体圧を流体スプレーノズルに作用させるステップは、
高い方の分解能切断を特定するユーザ入力に応じ、低い方の分解能切断を特定するユーザ入力よりも小さな流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子を生成し、
低い方の分解能切断を特定するユーザ入力に応じ、高い方の分解能切断を特定するユーザ入力よりも大きな流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子を生成し、
深い方の貫入切断を特定するユーザ入力に応じ、浅い方の貫入切断を特定するユーザ入力よりも低密度で分布した流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子を生成し、
浅い方の貫入切断を特定するユーザ入力に応じ、深い方の貫入切断を特定するユーザ入力よりも高密度で分布した流体粒子を有する組合せの霧化された流体粒子を生成する、サブステップを備える請求項51に記載の電磁誘導式機械カッタの切断効率を制御するための方法。

【請求項53】

上流側流体圧を流体スプレーノズルに作用させるステップは、
 ユーザが特定する深い方の貫入切断とユーザが特定する高い方の分解能切断との少なくとも1つに応じ、浅い方の貫入切断と低い方の分解能切断を特定するよりも高い運動エネルギーを持つ霧化された流体粒子を生成し、
 ユーザが特定する浅い方の貫入切断とユーザが特定する低い方の分解能切断との少なくとも1つに応じ、深い方の貫入切断と高い方の分解能切断を特定するよりも低い運動エネルギーを持つ霧化された流体粒子を生成する、サブステップを備える、請求項52に記載の電磁誘導式機械カッタの切断効率を制御するための装置。

【請求項54】

電磁誘導機械切断力をターゲット面に形成し、これにより、ターゲット面の一部を除去する方法であって、

10

20

30

40

50

ユーザが特定した霧化された流体粒子の平均サイズ、空間分布および速度に対応するユーザの特定する組合せの霧化された流体粒子を入力し、ユーザ入力装置に応じ、ユーザが特定する組合せの霧化された流体粒子を生成し、ユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子を、ターゲット面上に規定された相互作用帯域内に配置し、相互作用帯域内のユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子の一部で吸収される波長を有する電磁エネルギーをこの相互作用帯域内に集束し、霧化された流体粒子の一部による電磁エネルギーの吸収により、霧化された流体粒子の一部を蒸気爆発させ、この流体粒子の蒸気爆発による圧力波を含む機械的な切断力をターゲット面に与える、方法。

【請求項 5 5】

ターゲット面の一部を機械的に除去する方法であって、ターゲット面上の相互作用帯域内に、霧化された流体粒子を配置し、この相互作用帯域内の霧化された流体粒子に電磁エネルギーを集束させ、相互作用帯域の霧化された流体粒子を蒸気爆発させ、この流体粒子の蒸気爆発による圧力波を含む蒸気爆発により、ターゲット面上に機械的な力を与え、これによりターゲット面の一部を機械的に除去する、方法。

【請求項 5 6】

ターゲット面上の相互作用帯域内に、霧化された流体粒子を配置するステップは、霧化された水粒子をターゲット面上の相互作用帯域内に配置するサブステップを備える請求項 5 5 に記載のターゲット面の一部を機械的に除去する方法。

【請求項 5 7】

相互作用帯域内の霧化された流体粒子に電磁エネルギーを集束するステップは、2.78 ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、クロミウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット (Er, Cr: YSGG) 固体レーザーからの電磁エネルギーを、相互作用帯域内の霧化された水粒子上に集束するサブステップを備える請求項 5 6 に記載のターゲット面の一部を機械的に除去する方法。

【請求項 5 8】

ターゲット面は、ガラス材料と、結晶質物質と、半導体チップ面の内のいずれかである請求項 5 5 に記載のターゲット面の一部を機械的に除去する方法。

【請求項 5 9】

ガラスあるいは結晶質物質面は、銀あるいは他の誘電体物質がガラスあるいは結晶質物質のターゲット面に接着されて鏡を形成する前に、表面の層が切除される請求項 5 8 に記載のターゲット面の一部を機械的に除去する方法。

【請求項 6 0】

半導体チップ面は酸化層を有し、この酸化層は選択的に除去され、これにより、半導体チップ面内にドーパントを注入するために酸化層に窓を形成する請求項 5 8 に記載のターゲット面の一部を機械的に除去する方法。

【請求項 6 1】

レジストの層が、半導体チップ面から除去される請求項 5 8 に記載のターゲット面の一部を機械的に除去する方法。

【請求項 6 2】

ターゲット面に機械的な力を与える方法であって、流体粒子を生成し、ターゲット面に近接するスペースで規定される相互作用帯域内に流体粒子を配置し、電磁エネルギーをこの相互作用帯域に導き、流体粒子を蒸気爆発させて、この流体粒子の蒸気爆発による圧力波を含む蒸気爆発により機械的な力をターゲット面に与える、ステップを備える方法。

【請求項 6 3】

電磁エネルギーは、流体粒子で吸収される波長を有し、流体粒子の外側の湾曲は、電磁エネルギーを流体粒子の内部に集束させ、これにより流体粒

10

20

30

40

50

子の内部で流体を蒸気爆発させる請求項 6 2 に記載のターゲット面に機械的な力を与える方法。

【発明の詳細な説明】

発明の背景

本発明は、一般的には、硬質および軟質の材料に作用するために適した装置に関し、特に、硬質および軟質組織の双方を切断および除去する電磁エネルギーおよび水エネルギーを組合せるための装置、および、調整された流体をカッティング、灌注、吸引、洗浄およびドリリングシステムに導入するためのシステムに関する。

従来の歯科/医療用ワークステーション 6 が第 1 a 図に示してある。真空ライン 8 および空気供給ライン 10 が、それぞれ負圧および正圧を供給する。水供給ライン 12 および電気引出口 14 がそれぞれ水および動力を供給する。負圧ライン 8、空気供給ライン 10、水供給ライン 12 および動力源 14 は全て歯科/医療用ユニット 16 に結合されている。この歯科/医療用ユニット 16 は、歯科用シートあるいは手術テーブルと、シンクと、オーバーヘッドライトと、歯科および医療処置に使用する他の通常の設備とを備えることもできる。歯科/医療用ユニット 16 は、水、空気、負圧及び/又は動力をこれらの機器に提供する。これらの機器は、電気メス、電磁エネルギー源、機械ドリル、電気鋸、カナルファイナダ、シリンジ、及び/又は、吸引器を含んでもよい。

電磁エネルギー源は、典型的には送出システムに連結されたレーザである。双方を点線で示すこれらのレーザ 20 a および送出システム 22 a、および、上述の機器のいずれかは、歯科/医療用ユニット 16 に直接的に結合することができる。これに代え、それぞれ点線で示すレーザ 20 b および送出システム 22 b は、水供給源 12 と空気供給源 10 と電気引出口 14 と直接的に接続することができる。他の機器 18 は、負圧ライン 8、空気供給ライン 10、水供給ライン 12、及び/又は、電気引出口 14 とのいずれかに直接的に接続してもよい。

レーザ 20 及び送出システム 22 は、典型的には、歯科用電磁カッタを備える。一般的な従来の電磁カッタを第 1 b 図に示してある。この従来技術の装置によると、ファイバガイドチューブ 5 と水ライン 7 と空気ライン 9 とエアナイフライン 11 (これは加圧空気を供給する) とが手持ち装置 13 内に送込まれる。キャップ 15 が手持ち装置 13 上に取付けられ、ねじ 17 を介して固定される。ファイバガイドチューブ 5 は円筒状の金属ピース 19 内で当接する。他の円筒状金属ピース 21 はキャップ 15 の一部である。

キャップ 15 が手持ち装置 13 に螺合されると、2つの円筒状金属チューブ 19, 21 が互いに極めて近接した位置に移動する。しかし、これらの2つの円筒状金属チューブ 19, 21 間に空隙が残る。したがって、ファイバガイドチューブ 5 内のレーザは、この空隙をジャンプし、この後、他のファイバガイドチューブ 23 を通して移動し、出射することができる。レーザがこの空隙をジャンプする際に、熱が放出される。

エアナイフライン 11 からの加圧空気は、レーザが2つの金属の円筒状部材 19, 21 間の空隙を架橋するとき、レーザを囲みかつ冷却する。したがって、従来技術による装置の第 1 の問題は、2つの金属製円筒状部材 19, 21 間のインターフェースが、エアナイフライン 11 からの加圧空気冷却する必要のある熱を放出することである。(エアナイフライン 11 からの空気は、部材 19, 21 間のインターフェースを冷却した後、排出口 25, 27 から排出される。) キャップ 15 が取外し可能なことから部材 19, 21 間のインターフェースが非効率的なものとなり、これは、部材 19, 21 間に完全なインターフェースが形成されないためである。

レーザエネルギーは、ファイバガイドチューブ 23 から出射し、所定の外科的プランにしたがって患者の口内のターゲット面に当てられる。水ライン 7 からの水と、エアライン 9 からの加圧空気とが混合チャンバ 29 内に送込まれる。空気と水との混合体は、混合チャンバ内では全くの乱流であり、小さな孔 31 を有するメッシュスクリーンを通してこのチャンバから出る。空気と水との混合体は、ファイバガイドチューブ 23 の外側に沿って移動し、この後、チューブを出て手術領域に接触する。この空気と水とのスプレーはファイバガイドチューブ 23 の先端から出て、ターゲット面を冷却し、レーザにより切断された物

10

20

30

40

50

質を除去するのを支援する。患者の切断される手術領域を冷却することが必要なことは、従来技術の他の問題である。

水は、一般的に種々のレーザカッティング術でターゲット面を冷却するために用いられている。更に、水は、機械的なドリリング術の際に、ターゲット面を冷却し、ここから、切断されあるいは孔あけされた物質を除去するために用いられる。多くの従来技術のカッティングあるいはドリリングシステムは、空気と水との混合体を、通常は細かいミストの形態に混合し、ターゲット面の冷却及び/又はターゲット面からの切削物質の除去に用いられる。

これらの従来技術のシステムで水を用いることは、ターゲット面を冷却しあるいはこれから破片の除去することの制限された目的については、ある程度成功している。しかし、カッティングおよびドリリング術における従来技術で使用する水は、冷却および破片の除去の2つの機能の他に、転用することはできない。特に、カッティングあるいはドリリング術中の投薬処置、予防的手段の適用、および、香味あるいは芳香等の審美的に心地よい物質を、施すことあるいは用いることはできない。通常ドリリング術は、例えばドリリング術が近づいたときに麻酔を使用することから利点があるが、しかし、このドリリング術中には、これまで水及び/又は空気だけが使用されている。レーザカッティング手術の場合は、ヨウ素等の殺菌剤がドリリング中のターゲット面に塗布され、感染から保護するが、しかし、このようなレーザカッティング手術中には殺菌剤を追加塗布することはない。口腔内のドリリングあるいはカッティング術の場合には、不快な味あるいは臭いが発生し、これは患者を不快にさせる。この口内手術中に水だけを使用する従来の方法は、望ましくない味あるいは臭いを覆い隠すものではない。したがって、ドリリングおよびカッティング中における用途および処置の多用性が必要とされていた。

圧縮ガス、加圧された空気および電気モータが、歯科および医療用のドリル等の機械的なカッティング機械に駆動力を形成するために、一般的に用いられている。圧縮ガスおよび加圧された水は、患者の口及び/又は鼻の直近あるいは中で、大気中にはば放出される。冷却スプレー（空気および水）が典型的に患者の口内に射出される時は、電動タービンについても同じである。これらの放出された流体は、一般に燃えた肉あるいは孔あけされた組織構造の種々の物質を内包する。この臭いは、患者にとって極めて不快なものであり、ドリリングあるいはカッティング中に患者が経験する精神的な傷を増大する。このようなドリリングあるいはカッティング術では、カッティングあるいはドリリングで発生する悪臭および臭いを隠すための機構が有益である。

従来技術における他の問題は、歯科手術室内の表面でバクテリアが成長することにある。例えば歯科用ユニットの空気、真空および水ラインの内面で、バクテリアが成長する。更に、患者の口内で切削あるいは孔あけされる組織の冷却に用いられる空気および水が、ある程度、空中で霧化されることがある。この霧化された空気および水は、歯科用手術室内の歯科用設備の表面上で凝縮する。これらの湿った表面は、バクテリアの成長を促進するもので、これは望ましくない。歯科用手術室内の汚染源を減少するために、空気、真空および水ライン内でのバクテリアの成長を減少し、外面上の凝縮によるバクテリアの成長を減少するためのシステムが必要とされている。

例えば組織を切削するためにファイバガイドチューブ23からのレーザ光を利用し、この切削された組織を冷却するために水を使用する従来技術のシステムに加え、他の従来技術によるシステムも提案されている。1993年4月6日に発行されたSteiner他に対する米国特許第5199870号は、歯の構成物質を破壊しかつ除去するために水の膨張を利用する光切断システムを開示する。この従来技術は、10mmと200mmとの間の厚さを有する液体のフィルムを必要とする。他の従来技術のシステムは、1993年12月7日に発行されたWolbarsht他に対する米国特許第5267856号に記載されている。この切断装置は、水中へのレーザ照射の吸収により切断を達成するものであるため、Steiner他の特許と同様である。

Steiner他の特許と同様に、Wolbarsht他の特許は、レーザ光を照射する前に歯に水を配置することが必要である。特に、Wolbarsht他の特許は、切断すべき物質の孔内に水を注入(insert)することを必要とする。歯のエナメル質などの多くの物質は、極めて多孔質と

10

20

30

40

50

いうものではなく、多くの物質の「孔」内に水を注入することは極めて困難なため、この切断方法は、最適なものとはいえない。Steiner他の特許は、ある限度内では成功しており、これは、切断の正確さおよび精度が、切断すべき物質上の水の薄膜の正確さおよび精度に高度に依存するからである。多くの場合、制御可能な水の薄膜は切断すべき面上で一定に保持することはできない。例えば、切断すべきターゲット組織が上側パレット上に残留すると、制御可能な水の薄膜を維持することができない。

上述の従来技術のシステムは、全て切断の「清浄性」を得ることができない。例えばいくつかの歯科用の用途では、軟質組織及び/又は硬質組織の少量を極めて正確に削り取ることが必要な場合がある。これらの軟質組織は、歯肉、小帯および病変部を含み、硬質組織は、琺瑯質、エナメル質、骨および軟骨を含む。切断の「清浄性」の用語は、極めて精密で、滑らかな切開術を称し、これは種々の生体適合物質のための理想的な結合面を形成するものである。このような生体適合性物質には、セメント、ガラスイオノマー、および、齶歯あるいはその他の欠陥部を除去した歯あるいは骨の構造部の孔を充填するために歯科あるいは他の科学分野で使用される他の複合材が含まれる。極めて精密な切開術が施されても、理想的な結合に必要な所要の滑らかな面に代えて、切開部が粗い面で覆われることがある。

例えば硬質および軟質組織を通じてかつ滑らかなカッティングを必要とする1の特別な歯科用途は、インプラント術である。このインプラント術の歯科分野によると、歯科移植片は、歯を喪失したときに、その人の口内に装着することができる。通常の移植片装着技術は、歯がなくなった部分の骨の上の軟質組織を切断し、骨内に孔を開ける。骨内の孔は、低速の電動タップでねじを形成され、チタニウム製の移植片がその人の顎内にねじ込まれる。例えば合成歯を、はぐき面の上に存する移植片の部分に簡単に取付けることができる。臨床医が顎に孔を開け、移植片の場所を準備するときに、従来技術では問題が生じる。このドリリング処置は、ドリリング機器との摩擦に対応して非常に多くの熱を発生する。骨が過熱されると、骨は死んでしまう。更に、ドリリング機器が極めて精密というものではないため、ドリリング手術の後に、顎に過酷な傷が生じる。このドリリング手術は、骨組織に大きな機械的な内部応力を生じさせる。

発明の概要

本発明は、硬質および軟質組織更に他の物質にも、正確なカッティング術を施すことができる電磁誘導式カッティング機構を開示する。電磁誘導式カッタは、カッティング面に拘わらず、極めて精密で滑らかな切開部を形成する。更に、ユーザがプログラム可能な組合せの霧化粒子は、種々のカッティングパラメータをユーザが制御することを可能とする。種々のカッティングパラメータは、更に、スプレーノズルおよび電磁エネルギー源のパラメータを変更することにより制御できる。本発明の用途は、医療、歯科、産業（エッチング、エンレーピング、カッティングおよびクリーニング）およびその他の環境を含み、この環境には、熱による損傷、制御されないカッティングパラメータ及び/又は理想的な結合に不適当な粗い面を生じさせることなく、表面材料を正確に除去することが目的である部位が含まれる。本発明は、更に、極めて正確かつ制御可能なカッティングを得るために、水の薄膜、あるいは、特別な多孔質面を必要としない。

ドリル、のこぎり、および骨切りのみは、種々の歯科および医療用の用途で用いられている標準的な医療機器である。これらの機器に係する限度は、温度で誘発されたネクロシス（骨の死）、エアロゾル化した固体粒子の放出、限定されたアクセス、カッティング深さの精度の無さ、および、細胞組織に形成される大きな機械的応力を含む。本発明の電磁誘導式カッタは、例えばインプラント術等のこれらの歯科および医療用の用途に特に適したものである。インプラント術では、電磁誘導式カッタは、骨を覆う口内の軟質組織および顎骨自体の一部を正確かつ効率的にカッティングすることができる。本発明の電磁誘導機械カッタは、例えば熱的損傷を誘発せず、患者の顎に大きな内部組織の応力を生じさせることがない。患者の顎が電磁誘導機械カッタで準備された後、伝統的な方法を用いて患者の顎の孔にねじを形成し、歯科用移植片を挿入する。ピン、ねじ、ワイヤ等の他の形式の医療用移植片の挿入用に、硬質組織構造部を調整するために同様な技術を用いること

10

20

30

40

50

ができる。

本発明の電磁誘導機械カッタは、電磁エネルギー源を備え、電磁エネルギーをターゲット面の近部における所定量の空気中に集束させる。このターゲット面は、例えば歯でもよい。ユーザ入力装置は、高分解能切断と低分解能切断とのいずれが必要かを特定し、更に、深貫入切断と浅貫入切断とのいずれが必要かを特定する。アトマイザは、ユーザの入力装置からの情報にしたがって、或る組合せの霧化された流体粒子を形成する。アトマイザは、この組合せの霧化された流体粒子をターゲット面に近接する空気のボリューム内に配置する。ターゲット面の近部の所定量の空気中に集束された電磁エネルギーは、流体粒子に好適な波長に選択される。特に、電磁エネルギーの波長は、ターゲット面に近接する空気のボリュームでほぼ吸収され、これにより霧化された流体粒子を爆発させるものであることが必要である。霧化された流体粒子の爆発は、ターゲット面に機械的な切削力を作用させる。ユーザ入力装置は、切削効率を制御するための単一ダイヤルのみを有してもよく、あるいは、流体粒子サイズ、流体粒子速度、スプレアのコーンアングル、平均的なレーザー出力、レーザー反復率、光ファイバ径等を制御するために、複数のダイヤルを有してもよい。本発明の1の特徴によると、アトマイザは、ユーザ入力が高分解能切断を特定したときに比較的小さな流体粒子を形成し、ユーザ入力が高分解能切断を特定したときに比較的大きな流体粒子を形成する。アトマイザは、ユーザ入力が高分解能切断を特定したときに流体粒子を低密度で分布させ、ユーザ入力が高分解能切断を特定したときに流体粒子を高密度で分布する。比較的小さな流体粒子は、電磁エネルギーの波長よりも小さな径を有し、同様に、比較的大きな流体粒子は、電磁エネルギーの波長よりも大きな径を有する。

電磁エネルギー源は、エルビウム、クロミウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット ($E_r, C_r: YSGG$) 固体レーザーであるのが好ましく、これは、2.70から2.80ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生する。本発明の他の実施例によると、電磁エネルギー源は、2.70から2.80ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット ($E_r: YSGG$) 固体レーザー、2.94ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウム、アルミニウムガーネット ($E_r: YAG$) 固体レーザー、2.69ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するクロミウム、ツリウム、エルビウム、イットリウム、アルミニウムガーネット ($C_{TE}: YAG$) 固体レーザー、2.71から2.86ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウムオルトアルミネート ($E_r: YALO_3$) 固体レーザー、2.10ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するホルミウム、イットリウム、アルミニウムガーネット ($Ho: YAG$) 固体レーザー、266ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するクオッドルブルドネオジウム、イットリウム、アルミニウムガーネット (クオッドルブルドNd: YAG) 固体レーザー、193ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するアルゴンフルオリド (ArF) エキシマーレーザー、308ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するキセノンクロリド (XeCl) エキシマーレーザー、248ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するクリプトンフルオリド (KrF) エキシマーレーザー、および、9.0から10.6ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生する二酸化炭素 (CO_2) でもよい。

本発明の好ましい実施例にしたがって電磁エネルギー源が形成されると、反復率は1Hzより大きく、パルス持続範囲は1ピコ秒と1000マイクロ秒との間で、エネルギーはパルスあたり1ミリジュールよりも大きい。本発明の1の好ましい作動態様によると、電磁エネルギー源は、ほぼ2.78ミクロンの波長と、20Hzの反復率と、140マイクロ秒のパルス持続時間と、パルス当たり1と300ミリジュールとの間のエネルギーとを有する。霧化された流体粒子は、相互作用帯域内で電磁エネルギーを吸収したときに、機械的な切削力を形成する。しかし、これらの霧化された流体粒子は、電磁エネルギーが出力される光ファイバガイドを洗浄しかつ冷却する第2の機能を提供する。

本発明の光カッタは、第1b図の2つのレーザー光ファイバ間の連結不良の問題と戦う。本発明の光カッタは、第1光ファイバガイドから第2光ファイバガイドにエネルギーを効果的に導くために光集束部材を提供し、これにより、第1光ファイバガイドと第2光ファイバ

10

20

30

40

50

ガイドとの間のレーザエネルギーの散逸を減少する。この光カッタは、下部と、上部と、インターフェース部とを有するハウジングを備える。第1光ファイバチューブは、その上部を第1当接部材で囲まれ、第2光ファイバチューブは、その基端部を第2当接部材で囲まれている。キャップが第2光ファイバチューブと第2当接部材との上に配置される。いずれの光ファイバチューブも、フッ化カルシウム(CaF)、酸化カルシウム(CaO₂)、酸化ジルコニウム(ZrO₂)、フッ化ジルコニウム(ZrF)、サファイア、中空ウェーブガイド、液体コア、テックスガラス、クォーツシリカ、硫化ゲルマニウム、硫化ヒ素、および、酸化ゲルマニウム(GeO₂)から形成することができる。

本発明の電磁誘導機械カッタは、硬質および軟質組織の双方を効果的かつ正確に切断する。この硬質組織は、歯のエナメル質、歯のぞうげ質、歯のセメント質、骨および軟骨を含み、軟質組織は、皮膚、粘膜、歯肉、筋肉、心臓、肝臓、腎臓、脳、目および血管を含む。

10

本発明のレーザ送出システムは、熱の発生と戦う複数の機構を提供する。耐熱フェルール、同心状結晶ファイバ、およびこれらのファイバの回りに導かれた空気路とが設けられる。本発明は、更に、レーザファイバガイドを同心状管状部材内に囲むことにより、レーザファイバガイドを強化する。更に、本発明のレーザ送出システムのハンドピースは、外側スリーブ部材および内側シャフト部材内に形成され、操作性と無菌性を強化している。湾曲した結晶質ファイバは、ターゲット面にエネルギー送出するために本発明のレーザ送出システムと共に使用される。更に、コヒーレントおよび非コヒーレント光を放出する照明ラインがハウジング内に設けられ、薬物をターゲット面に送出する投薬ラインもハウジン

20

グ内に設けられる。本発明は、添付図面と共に以下の説明を参照することにより、本発明の他の特徴および利点と共に最も理解される。

【図面の簡単な説明】

第1a図は、従来の歯科/医療ワークステーションを示し、

第1b図は、従来の光カッタ装置であり、

第2図は、本発明の光集束部材を有する光カッタであり、

第3図は、本発明の電磁誘導機械カッタを示す概略的なブロック線図であり、

第4図は、本発明の電磁誘導機械カッタの1の実施例を示し、

第5図は、本発明の電磁誘導機械カッタの現在好ましい実施例を示し、

30

第6図は、現在好ましい実施例による、組合せの霧化された流体粒子をプログラムするための制御パネルを示し、

第7図は、流体圧に対する粒子サイズをプロットした曲線であり、

第8図は、流体圧に対する粒子速度をプロットした曲線であり、

第9図は、本発明による流体粒子、電磁エネルギー源およびターゲット面を示す概略図であり、

第10図は、本発明の「てき弾」効果を示す概略図であり、

第11図は、本発明の「爆発的放出」効果を示す概略図であり、

第12図は、本発明の「爆発的推進」効果を示す概略図であり、

第13図は、第10図から第12図の組合せを示す概略図であり、

40

第14図は、本発明で得られる切断の「清浄度」を示す概略図であり、

第15図は、従来技術によるシステムで得られる切断の粗さを示す概略図であり、

第16図は、現在好ましい実施例のレーザ送出システムの断面図であり、

第17図および第17b図は、現在好ましい実施例のレーザ送出システムの部分的に分解した状態を示し、

第18図は、本発明による湾曲した結晶性ファイバを示し、

第19図は、レーザ源に接続可能な現在好ましい実施例によるレーザ送出システムの一部を示し、

第20図は、本発明による歯科/医療ワークステーションを示し、

第21図は、本発明の1実施例による、調整された流体を用いる電磁カッタを示す概略的

50

なブロック図であり、
第 2 2 a 図は、本発明による機械的ドリリング装置を示し、
第 2 2 b 図は、本発明によるシリンジを示し、
第 2 3 図は、本発明の流体調整システムを示し、
第 2 4 図は、本発明の流体調整ユニットの 1 実施例を示し、
第 2 5 図は、本発明の空気調整ユニットを示す。

現在好ましい実施形態の説明

第 2 図は、本発明による光カッタを示す。この光カッタ 1 3 は、第 1 b 図に示した多くの在来の要素からなる。光集束部材 3 5 が、金属の 2 つの円筒状部材 1 9、2 1 間に配置される。光集束部材 3 5 は、ファイバガイドチューブ 5 からのレーザエネルギーの望ましくない散逸を防止する。特に、ファイバガイドチューブ 5 からのエネルギーは、光集束部材 3 5 によって集束されるのに先立って僅かに散逸される。光集束部材 3 5 は、ファイバガイドチューブ 5 からのエネルギーをファイバガイドチューブ 2 3 内に集束する。ファイバガイドチューブ 5 からファイバガイドチューブ 2 3 へのレーザエネルギーの効率的な伝達は、在来のエアナイフ冷却システム 1 1 (第 1 b 図)の必要性を低下させる、というのは、レーザエネルギーがほとんど消散されないからである。第 1 ファイバガイドチューブ 5 はトランク用ファイバーオプチック(光伝送性繊維)からなり、これは、フッ化カルシウム(CaF₂)、酸化カルシウム(CaO₂)、酸化ジルコニウム(ZrO₂)、フッ化ジルコニウム(ZrF₄)、サファイア、中空ウェーブガイド、液体コア、テックスガラス、クォーツシリカ、硫化ゲルマニウム、硫化ヒ素、および、酸化ゲルマニウム(GeO₂)のうちの 1 つからなる。

第 3 図は、本発明による電磁誘導式機械カッタを示すブロック図である。電磁エネルギー源 5 1 は、コントローラ 5 3 と送出システム 5 5 との双方に連結される。送出システム 5 5 は、ターゲット面 5 7 に機械的な力を与える。現在実施されるように、送出システム 5 5 は、レーザ 5 1 をターゲット面 5 7 に配置された相互作用帯域 5 9 に導くための光ファイバガイドを有する。送出システム 5 5 は、更に、ユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子を相互作用帯域 5 9 に送出するためのアトマイザを備える。コントローラ 5 3 は、レーザ 5 1 の種々の作動パラメータを制御し、更に、送出システム 5 5 から出力された、ユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子の特性を制御する。

第 4 図は、本発明による電磁誘導式機械カッタの簡単な実施例を示し、光ファイバガイド 6 1 と空気チューブ 6 3 と水チューブ 6 5 とが手持ちハウジング 6 7 内に配置される。水チューブ 6 5 は、比較的低压で作用するのが好ましく、空気チューブ 6 3 は比較的高圧で作用するのが好ましい。光ファイバガイド 6 1 からのレーザエネルギーは、相互作用帯域 5 9 における空気チューブ 6 3 と水チューブ 6 5 とからの空気と水との混合体に集束する。空気および水の混合体内の霧化された流体粒子は、光ファイバチューブ 6 1 のレーザエネルギーからエネルギーを吸収し、爆発する。これらの霧化された流体粒子の爆発力は、ターゲット 5 7 上に機械的な切削力を作用させる。

第 1 b 図に戻ると、従来技術の光カッタは、例えば領域 A でターゲット面上にレーザエネルギーを集束させ、本発明の電磁誘導式機械カッタはレーザエネルギーを例えば相互作用帯域 B に集束させる。従来技術の光カッタはレーザエネルギーを直接使用して組織を切断し、本発明の電磁誘導式機械カッタはレーザエネルギーを使用して霧化された流体粒子を爆発させ、これによりターゲット面に機械的な切断力を作用させる。従来技術の光カッタは、関係する領域を切断するために大量のレーザエネルギーを使用する必要があり、更に、この関係領域の冷却と切断組織の除去との双方を行うために大量の水を使用しなければならない。

これに対し、本発明の電磁誘導式機械カッタは、比較的少量の水を使用し、更に、水から発生した霧化された流体粒子を爆発させるために僅かなレーザエネルギーを使用するだけである。本発明の電磁誘導式機械カッタによると、爆発した霧化流体粒子はターゲット面に接触する前に発熱反応で冷却されるため、手術領域を冷却する必要がない。したがって、本発明の霧化された流体粒子は過熱され、膨張し、ターゲット面に接触する前に冷却される。したがって、本発明の電磁誘導式機械カッタは、炭化あるいは変色を生じさせることなく切

10

20

30

40

50

断することができる。

第5図は、電磁誘導機械カッタの現在好ましい実施例を示す。霧化された流体粒子を発生させるアトマイザは、ノズル71を備え、このノズルは、他のノズル(図示しない)と交換し、所要の切断形式にしたがって種々の空間的分布を得ることができる。点線で示す第2のノズル72も用いることができる。電磁誘導機械カッタは、更に、ユーザコントロール部75で制御される。簡単な実施例では、ユーザコントロール部75は、ノズル71内に入る空気および水の圧力を制御する。したがって、ノズル71は、多くの異なるユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子とエアロゾル化したスプレーとを作ることができる。

光ファイバガイド23から強いエネルギーが放出される。この強いエネルギーは、レーザ等のコヒーレント源から形成されるのが好ましい。好ましい実施例では、レーザは、レーザはエルビウム、クロミウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット($Er, Cr:YSGG$)固体レーザであり、これは、2.70から2.80ミクロンの範囲の波長の光を発生する。現在好ましいものとして、このレーザは、ほぼ.78ミクロンの波長を有する。ノズル71が放出される流体は水が好ましいが、他の流体も使用でき、電磁エネルギー源の好適な波長は、流体が高度に吸収できるように選定することができる。

水以外の流体が使用されると、光エネルギーの吸収が変化し、切断効率も影響を受ける。一方、顔料あるいは染料を含有する流体を使用する場合は、流体による吸収を高めるために、例えばネオジム、イットリウム、アルミニウム、ガーネット- $Nd:YAG$ の波長を選択することができる。

他の利用可能なレーザシステムは、2.70から2.80ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウム、スカンジウム、ガリウムガーネット($Er:YSGG$)固体レーザ、2.94ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウム、アルミニウムガーネット($Er:YAG$)固体レーザ、2.69ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するクロミウム、ツリウム、エルビウム、イットリウム、アルミニウムガーネット($Cr:YAG$)固体レーザ、2.71から2.86ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生するエルビウム、イットリウムオルトアルミネート($Er:YALO3$)固体レーザ、2.10ミクロンの波長の電磁エネルギーを発生するホルミウム、イットリウム、アルミニウムガーネット($Ho:YAG$)固体レーザ、266ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するクォッドルブルドネオジム、イットリウム、アルミニウムガーネット(クォッドルブルド $Nd:YAG$)固体レーザ、193ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するアルゴンフルオリド(ArF)エキシマーレーザ、308ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するキセノンクロリド($XeCl$)エキシマーレーザ、248ナノメートルの波長の電磁エネルギーを発生するクリプトンフルオリド(KrF)エキシマーレーザ、および、9.0から10.6ミクロンの範囲の波長の電磁エネルギーを発生する二酸化炭素(CO_2)でもよい。水は、その生物学的適応性、豊富性および低コストであることから、好ましい流体として選択される。実際に使用する流体は、選択した電磁エネルギー源(すなわちレーザ)の波長に対して適性に調和(高度に吸収される意味)する限り、変えることができるものである。

電磁エネルギーを送出する送出システム55は、光ファイバエネルギーガイドあるいはこれと同等の部材を含み、レーザシステムに取付けられ、所要の作業位置まで延びる。光ファイバあるいはウェーブガイドは、典型的には長く、細く、軽量で、容易に操作することができる。光ファイバは、フッ化カルシウム(CaF)、酸化カルシウム(CaO_2)、酸化ジルコニウム(ZrO_2)、フッ化ジルコニウム(ZrF)、サファイア、中空ウェーブガイド、液体コア、テックスガラス、クォーツシリカ、硫化ゲルマニウム、硫化ヒ素、酸化ゲルマニウム(GeO_2)およびその他の材料から形成することができる。他の送出システムは、ミラー、レンズおよび他の光学部材を備える装置を含み、エネルギーは凹部を通過して移動し、種々のミラーで導かれ、特別のレンズで、標的とされた切削部位に集束される第16第19図を参照して後述するように、本発明の医療用の光送出のための好ましい実施例は、光ファイバコンダクタを通して行われ、その理由は、光ファイバが軽量で、低

10

20

30

40

50

コスであること、および、術者、歯科医師あるいは医師になじみやすいサイズおよび重量のハンドピースの内側に収容可能なためである。工業用の用途では非光ファイバシステムを使用することができる。

ノズル71は、選択した流体の小さな粒子の工学的組合せを形成するために用いられる。ノズル71は、液体のみ、空気ブラスト、空気アシスト、渦、ソリッドコーン等の種々の異なる構造を備えてもよい。流体が所定の圧力および速度でノズル71を出ると、ユーザが制御可能なサイズ、速度および空間的分布の粒子に変換される。

第6図は、霧化された流体粒子をユーザがプログラム可能にした制御パネル77を示す。例えば流体の圧力および流速を変更することにより、ユーザは、霧化された流体粒子の特性を制御することができる。これらの特性は、レーザエネルギーの吸収効率を定め、これに
10 続く電磁誘導機械カッタの切断効率を定める。この制御パネルは、例えば流体粒子サイズコントロール78、流体粒子速度コントロール79、コーンアングルコントロール80、平均出力コントロール81、反復率82およびファイバセクタ83を備える。

コーンアングルは、例えばノズル71の物理的構造を変更することにより、制御することができる。例えば種々のノズル71を電磁誘導機械カッタ上で交換可能に配置することができる。これに代え、単一のノズル71の物理的構造を変更することも可能である。

第7図は、圧力に対する平均流体粒子サイズのプロット85を示す。この図によると、ノズル71を介する圧力が増大すると、霧化された流体粒子の平均流体粒子サイズが減少する。第8図のプロット87は、これらの霧化された流体粒子の平均流体粒子速度が、圧力の増加と共に増大することを示す。
20

本発明によると、従来の熱による切削力に代え、機械的な切削力でターゲット面から物質が除去される。レーザエネルギーは、ターゲット物質上に機械的な力を誘導させるためにのみ用いられる。したがって、霧化された流体粒子は、レーザの電磁エネルギーを、本発明の機械切断効果を達成するために必要な機械エネルギーに変換する媒体として作用する。レーザエネルギー自体は、ターゲット物資で直接吸収されるものではない。本発明の機械的な相互作用は、安全で、迅速で、従来のレーザカッティングシステムでは典型的なものであった不都合な熱側効果(thermal side-effects)が排除される。

光ファイバガイド23(第5図)は、ターゲット面の極く近部に配置することができる。しかし、この光ファイバガイド23は、実際にはターゲット面に接触しない。ノズル71からの霧化された流体粒子は、相互作用帯域59内に配置されるため、光ファイバガイド
30 23の目的は、レーザエネルギーを相互作用帯域内に配置することである。本発明の新規な特徴は、サファイヤの光ファイバガイド23の形成である。しかし、光ファイバガイド23の成分に拘わらず、本発明の他の新規な特徴は、光ファイバガイド23上におけるノズル71からの空気および水の洗浄効果である。

本願出願人は、この洗浄効果は、ノズル71がある程度ターゲット面に直接的に向けられているときに、最適であることを見出した。例えば機械切削による破片が、ノズル71からのスプレーにより除去される。

更に、本願出願人は、ターゲット面を指すノズル71のこの配置は、本発明の切断効率を高めることを見出した。霧化された流体粒子は、それぞれターゲット面の方向に僅かな初期運動エネルギーを有している。光ファイバガイド23からの電磁エネルギーが霧化された流体粒子と接触すると、流体粒子の球状の外面が集束レンズとして作用し、このエネルギーを水粒子の内部に集束させる。
40

第9図に示すように、水粒子201は照明側103と、影側105と、粒子速度107とを有する。集束された電磁エネルギーは水粒子201で吸収され、水粒子の内部を加熱し、急速に爆発させる。この外熱による爆発は、爆発した水粒子201の残部を冷却する。周部の霧化された流体粒子は更に、爆発した水粒子201の部分を更に冷却する。この爆発で圧力波が形成される。この圧力波、および、爆発した水粒子201の運動エネルギーを増大した部分は、ターゲット面107の方向に向けられる。大きな運動エネルギーで高速移動する、元の爆発した水粒子201の随伴部分と圧力波とは、強く、集中した機械的な力をターゲット面107に作用させる。
50

これらの機械的な力は、「削り取り」作用を通じて物質面からターゲット面を破砕させる。ターゲット面107は、蒸発、崩壊あるいは炭化することがない。所要量の物質がターゲット面107から除去されるまで、本発明による削り取りプロセスが繰り返される。従来技術のシステムとは異なり、本発明は流体の薄い層を必要としない。実際、流体の薄い層がターゲット面を覆わないことが好ましく、これは絶縁層が上述の干渉プロセスを阻害するからである。

第10第11図および12は、霧化された流体粒子による種々の形式の電磁エネルギー吸収を示す。ノズル71は、流体粒子サイズが平均値の回りで狭い範囲に分布する状態に、霧化されたスプレーを製造するように形成するのが好ましい。切断効率を制御するためのユーザ入力装置は、簡単な圧力および流速計75（第5図）を備え、あるいは、例えば第6
10
図に示すように制御パネルを備えることもできる。高分解能切断をユーザが入力すると、比較的小さな流体粒子がノズル71により形成される。低分解能切断を特定するユーザの入力に対して、比較的大きな流体粒子が形成される。ユーザ入力が高貫入切断を特定すると、ノズル71は比較的低密度で流体粒子を分布させ、ユーザ入力が浅貫入切断を特定すると、ノズル71は、流体粒子を比較的高密度で分布させる。ユーザ入力装置が、第5図の簡単な圧力および流速計75を備える場合は、高切断効率を特定するユーザの入力に応じて、比較的小さな流体粒子の比較的低密度の分布を発生させることができる。同様に、低切断効率を特定するユーザの入力に応じて、比較的大きな流体粒子の比較的高密度分布を発生させることができる。その他の変更も、可能である。

これらの種々のパラメータは、切断形式および組織の形式にしたがって調整することができる。硬質組織は、歯のエナメル質、歯のぞうげ質、歯のセメント質、骨、および、軟骨を含む。本発明の電磁誘導機械カッタが切断することのできる軟質組織は、皮膚、粘膜、
20
歯肉、筋肉、心臓、肝臓、腎臓、脳、目、および、血管を含む。他の物質は、例えばガラスあるいは結晶質、および半導体チップ、面を含む。例えば骨組織の場合、癌に冒された骨の部分を、本発明の電磁誘導機械カッタで除去することができる。本発明の電磁誘導機械カッタは、最小のクロス汚染を有する清浄で高分解能の切断を提供し、したがって、癌に冒された骨を正確に除去することができる。骨が切断された後、回復の成功率は増大し、クロス汚染の可能性は減少する。

例えばガラスあるいは結晶質の場合、銀あるいは他の誘電材料をガラスあるいは結晶質の面に接着してミラーを形成する前に、ガラスあるいは結晶質の表面を酸を用いて通常
30
のように準備する。従来の酸の使用は、不均一に表面と反応し、表面構造を変化することにより、僅かに表面を劣化させ、望ましくない。しかし、本発明の電磁誘導機械カッタは、均一な態様で表面から薄い層を除去するために使用でき、これにより、銀あるいは他の誘電物質を接着するための準備として表面を清浄にし脱脂する。本発明の電磁誘導機械カッタを表面上に使用することは、ガラスあるいは結晶質の顕微鏡組織を変化させるものではない。

半導体チップの場合、これらのチップはシリコンウェハーから形成される。シリコン結晶が成長した後、シリコン結晶がスライスされてシリコンウェハーとなる。多くの異なる加工工程が利用できる。1の例示的な工程で用いられる一連のサブステップによると、各シリコンウェハーは、通常的手段を用いて二酸化シリコンの層で被覆されている。最終目標
40
は、ドーパントをシリコンウェハー内に選択的に配置し、これにより、同電路あるいは回路をシリコンウェハー内に形成することである。この目標を達成するため、二酸化シリコン層の一部が選択的に除去され、ここにドーパントが配置される。このドーパントは、ウェハーの全体の上に配置されるが、しかし、二酸化シリコンで覆われていないウェハーの一部のみがドーパントを受入れる。二酸化シリコン層で覆われた領域は、ドーパントが侵入せず、これはこの領域上のドーパントが二酸化シリコンの層により吸収されるからである。

ドーパントをシリコンウェハー内に導入する前に、二酸化シリコンの層の部分を選択的に除去するために、かなり複雑な工程が用いられる。二酸化シリコン層の部分を選択的に除去するために必要な第1工程は、一般にレジストと称される光感応ポリマー材料の被覆を
50

施すことを含む。ウェハーが迅速に回転されるときにウェハーに数滴のレジストが付着され、レジストの均一な被覆を施し、乾燥される。次に、一部透明な写真ネガあるいはフォトマスクがウェハーの上に配置され、例えば顕微鏡を用いて整合される。フォトマスクは、ポジ型レジストについては、二酸化シリコンが除去されるべき領域でのみ透明であり、ネガ型レジストについては逆である。この後、フォトマスクは紫外線あるいは近紫外線に露光される。フォトマスクの透明部分は、レジストの対応する部分に光を透過する。光を受けるレジストの領域は、構造的に変化し、光を受けてないレジストの領域（フォトマスクの下領域）は影響を受けない。ネガ型レジストについては、レジストの照明されたレジストの分子は架橋される（重合される）。ポジ型レジストについては、照明されたレジストの分子結合が破壊される。レジストの重合されてない領域は、トリクロロエチレン等の溶媒を用いて溶解することができる。レジストの重合された領域は、耐酸性であり、したがって、溶媒で影響されず、したがってフォトマスクは酸化物の残留する保護被覆により、再現される。

10

しかし、残りのレジストは化学物質および水混合物で除去しなければならない。この化学物質および水混合物は、完全に除去し、シリコンウェハー上にレムナントが残留しないように完全に洗い落とされる。レジストと、化学物質および水混合物とが除去されると、イオン注入法を用いてシリコンウェハー内にドーパントが注入される。続いて、最初はレジストと化学物質および水混合物とで覆われていたシリコンウェハーの一部が、これにコンダクタを接着される。コンダクタが接着される前に、これらの領域に光酸エッチングが施され、これにより、シリコンウェハー面が僅かに粗くされ、接着性を改善する。

20

本発明の1の用途では、電磁誘導機械カッタは、二酸化シリコンの層を直接的に選択的エッチングするために用いることができる。このような用途では、電磁誘導カッタが二酸化シリコン層の上に直接集束され、これによりその一部を除去する。レジスト、フォトマスク、紫外線光、溶媒、化学物質および水混合物、および、酸はこの用途では必要でなく、これは、二酸化シリコン層の一部が電磁誘導機械カッタで直接除去されるからである。第6図の制御パネル77は、電磁誘導機械カッタのカッティング限界およびカッティング深さを制御する。例えばフォトマスクのイメージに対応するカッティングパターンを実行するための正確な設備は、電磁誘導カッタにより、二酸化シリコンの一部除去するのを制御するために使用することが好ましい。

30

本発明の他の用途では、電磁誘導機械カッタは、化学物質および水混合物に代えて、レジストの層を除去するために使用することができる。この用途では、化学物質および水混合物は必要なく、例えば水を節約することになる。更に、化学物質および水混合物が使用されないため、接着イオン注入のための極めて良好な汚染無しの面が形成される。この汚染無しの面は、シリコンウェハーのドーパント注入部にコンダクタを後から接着するのに適している。電磁誘導機械カッタは、例えば蒸留水からなる霧化された流体粒子を使用でき、これは比較的汚染物質がない。極めて浅い切断あるいは解離は、残りのレジストの層だけを除去するために形成することが好ましい。第6図の制御パネル77と組合わせて精密な設備を使用することは、除去する必要のあるレジストの領域に対応したシリコンウェハー上の浅い表面層除去パターンを具現するために好ましい。切断は、電磁誘導カッタの集束されたカッティングビームを使用して行い、あるいは、電磁誘導機械カッタのカッティングビームは、チップのより大きな部分を覆うために分散してもよい。例えば、集束されたカッティングビームはレジストの部分を横切って迅速にスキャンし、あるいは、より大きなデフォーカスされたカッティングビームあるいは多数のビームを、レジストの部分上をスキャンすることなく、スキャンしあるいは作用させてもよい。

40

CMOS, バイポーラ, C4および他のマルチチップモジュールあるいはフリップチップ技術を含む広範囲の種類他の半導体チップ製造工程も利用可能であり、レジスタ、トランジスタおよびキャパシタを含む種々の能動および受動素子を製造するために使用することができる。更に、ファイアホール等の他の非素子エレメントの製造に、本発明の電磁誘導機械カッタを使用することもできる。この電磁誘導機械カッタは、これらの工程あるいは他の同様な工程で、種々の物質のいずれをも切断あるいは除去するために使用すること

50

ができる。

ユーザは、ノズル71から出る組合せの霧化された流体粒子を調節して、光ファイバ23（第5図）を効率的に冷却および洗浄することができる。本発明の好ましい実施例によれば、組合せの霧化された流体粒子は、光ファイバガイド23を効果的に冷却すると共に、同時に、手術現場で導入される可能性のある特定の破片の無い状態に、光ファイバガイド23を維持する分布、速度および平均径を備えることができる。

第9図を再度見ると、電磁エネルギーは、各霧化された流体粒子101の照明された側103で接触し、霧化された流体粒子を所定深さまで貫通する。集束された電磁エネルギーは、流体に吸収され、霧化された流体粒子101の爆発的な蒸発を誘導する。

霧化された流体粒子の径は、入射電磁エネルギーの波長よりも小さくするか、ほとんど同じか、あるいは、それよりも大きくすることができる。これらの3つの場合のそれぞれでは、電磁エネルギーと霧化された流体粒子との間に、異なる相互作用が発生する。第10図は、霧化された流体粒子の径が電磁エネルギーの波長よりも小さい場合を示す（ $d < \lambda$ ）。この場合は、流体粒子101の内側の前流体量がレーザエネルギーを吸収し、爆発的な蒸発を誘導する。流体粒子101は、爆発し、その内容物を放射状に放出する。本願出願人は、この現象を、「爆発的グレネード」効果と称する。この相互作用により、爆発から半径方向圧力波が形成され、伝播方向に形成および突出する。伝播の方向は、ターゲット面107に向き、現在好ましい実施形態では、レーザエネルギーと霧化された流体粒子との双方がほぼ伝播方向に移動する。

水粒子101の爆発および圧力波によって生じた部分は、ターゲット面107から物質を切断および除去する「削り取り」効果を生じさせる。したがって、第10図に示す「爆発的グレネード」効果によると、流体粒子101の小さな径は、レーザエネルギーの貫通を可能とし、液体の全量内で激しく吸収可能とする。流体粒子101の爆発は、放射状にエネルギーおよび破片を放出する爆発的グレネードと類推することができる。流体粒子101の水分は、少量の液体内における強力な吸収により蒸発され、この工程で形成された圧力波は、物質切断工程を形成する。

第11図は、流体粒子101が電磁エネルギーの波長とほぼ等しい径を有する場合を示す（ $d \approx \lambda$ ）。この「爆発的放出」効果によると、レーザエネルギーは内部の流体で吸収される前に、流体粒子101を通して移動する。一度吸収されると、流体粒子の影になった側が加熱され、爆発的な蒸発が生じる。この場合、内部粒子流体は流体粒子の影になった側を通して猛烈に噴出され、爆発的な圧力波と共にターゲット面に向けて急速に移動する。第11図に示すように、レーザエネルギーは流体粒子101を貫通し、粒子径のサイズに近い深さに吸収される。第11図に示す場合の爆発的な蒸発の中心は、移動する流体粒子101の影になった側105に近接する。第11図に示す「爆発的放出」効果によると、蒸発した流体は、粒子の影になった側を通してターゲット面107に向けて猛烈に放出される。

第12図に示す第3のケースは、「爆発的推進」効果である。この場合、流体粒子の径は、電磁エネルギーの波長よりも大きい（ $d > \lambda$ ）。この場合、レーザエネルギーは、照射面103を通して僅かな距離のみ流体粒子101を貫通し、この照射された面103を蒸発させる。照射された面103の蒸発は、流体粒子101の残部をターゲットにされた物質の面107に向けて推進しようとする。したがって、初期の流体粒子101の質量の一部が運動エネルギーに変換され、これにより、流体粒子101の残部をターゲット面に向けて大きな運動エネルギーで推進する。この大きな運動エネルギーは、流体粒子101の初期運動エネルギーに対する添加剤である。第12図に示す効果は、ジェットテールを有する微細水口ケットとして視覚化することができ、これは、粒子がターゲット面107に向けて高速で推進するのを支援する。照射側103で爆発する蒸気は、粒子の初期の前方への速度をこのように追加する。

第10図から第12図を組合わせた状態を第13図に示す。ノズル71は、相互作用帯域59に搬送される組合せの霧化された流体粒子を形成する。レーザ51がこの相互作用帯域59に集束される。比較的小さな流体粒子131が「グレネード」効果を介して爆発し

10

20

30

40

50

、比較的大きな流体粒子 133 が「爆発的推進」効果を介して爆発する。中間サイズの流体粒子は、レーザ 51 の波長とほぼ等しい径を有し、参照符号 135 で示してあり、「爆発的排出」効果を介して爆発する。これによる圧力波 137 および爆発した流体粒子 139 は、ターゲット面 107 に衝突する。

第 14 図は、本発明の電磁誘導機械カッタで形成されたクリーンな高分解能切断を示す。第 15 図に示す従来技術による切断と異なり、本発明の切断はクリーンで正確である。特に、この切断は理想的な結合面を形成し、正確で、切断部の周囲の物質に応力を残留させない利点がある。

第 16 図を参照すると、医療用の光を供給する現在好ましい実施例は、医療用ハンドピース 203 内に収容された光ファイバコンダクタあるいはトランクファイバ 201 を備える。医療用ハンドピース 203 は、シャフトアセンブリ 209 を収容する細長い孔 207 を有するスリーブハウジング 205 を備える。シャフトアセンブリ 209 は、トランクファイバ 201 を収容し、この好ましい実施例では、このファイバは 1 またはそれ以上のジャケット 211 で包まれている。ジャケット 211 はトランクファイバ 201 の回りに密に形成されている。ジャケット 211 に加え、内側保護チューブ 213 と外側保護チューブ 215 とがトランクファイバ 211 の回りに配置されている。ジャケット 201 とは対照的に、内側保護チューブ 213 と外側保護チューブ 215 とは、トランクファイバ 201 の上に摺動可能に配置されている。本発明によると、内側保護チューブ 213 と外側保護チューブ 215 は、トランクファイバ 201 に強度を付加し、トランクファイバ 201 に曲げあるいは他の応力の作用による損傷あるいは破損を防止する。例えば現在具体化されているように固定用フェルール (permanent ferrule) 217 は、トランクファイバ 201 およびジャケット 211 のみを収容し、剛性材料から形成されている。トランクファイバ 201 に曲げあるいは他の応力が作用すると、通常と同様にトランク用ファイバ 201 は、固定用フェルール 217 内あるいはこのフェルール 217 の近部で破損する危険が高くなる。内側保護チューブ 213 および外側保護チューブ 215 は、トランクファイバ 201 の大きな表面領域を横切ってこのトランク用ファイバ 201 に曲げおよび他の応力を生じさせる力を分散し、これにより、トランク用ファイバ 201 の破損の危険を減少させる。先に具体化したように、内側保護チューブ 213 は、固定用フェルール 217 および SMA コネクタ 341 の双方に固定 (好ましくは接着して) されるが、しかし、外側保護チューブ 215 は、SMA コネクタ 341 にのみ固定され、固定用フェルール 217 に当接する。内側保護チューブ 213 は固定用フェルール 217 と SMA コネクタ 341 との双方に固定し、固定用フェルール 217 と SMA コネクタ 341 とが相対的に回転したときに、トランク用ファイバ 201 の回転を防止するのが好ましい。したがって、これらの 2 つの保護チューブ 213, 215 は、互いに、および、ジャケット 211 の双方の上を摺動することができる。ここでは、2 つの保護チューブ 213, 215 が用いられているが、所要の操作パラメータにしたがって単一の保護チューブを用い、3 つあるいはそれ以上の保護チューブも用いることも可能である。保護チューブは、プラスチック材料で形成されるのが好ましいが、しかし、金属あるいはテフロン (Teflon) で形成することもできる。

固定用フェルール 217 は、外側ハウジングを介してシャフトアセンブリ 209 に固定され、この外側ハウジングは空気調整インพุットチャンバ 221 を規定する。この空気調整インพุットチャンバ 221 は、第 1b 図のエアナイフライン 11 と同様であり、空気調整インพุットチャンバ 221 はトランクファイバ 201 の先端部と、固定用フェルール 217 と、中間フェルール 225 と、湾曲したファイバチップ 227 とを冷却するインターフェース 223 に空気を供給する。固定用フェルール 217 と中間フェルールとは、スペーサ 226 で分離されている。空気は、空気調整インพุットチャンバ 221 を通して、矢印 A1, A2 の方向に進み、固定用フェルール 217 内の全体を符号 231, 233 で示す複数のドリル孔を通過する。空気調整インพุットチャンバ 221 からの空気は、ドリル孔 231, 233 からインターフェース 223 内に流れ、このインターフェース 223 から空気冷却排気チャンバ 241 内に流れる。空気は、空気冷却排気チャンバ 241 を通って

10

20

30

40

50

矢印 A 3 , A 4 の方向に流れ、医療用ハンドピース 2 0 3 を戻す。先に具体化したように、空気調整インพุットチャンバ 2 2 1 および空気冷却排気チャンバ 2 4 1 は、共に角張って形成され、同心状である。

本発明によると、固定用フェルール 2 1 7 と中間フェルール 2 2 5 とスペーサ 2 2 6 とは、セラミック等の耐熱材料を備える。この耐熱材料は、固定用フェルール 2 1 7 と中間フェルール 2 2 5 とスペーサ 2 2 6 とのより高い温度での作動を容易とし、したがって、空気調整インพุットチャンバ 2 2 1 と空気冷却排気チャンバ 2 4 1 とを通る空気量をより少なくすることができる。固定用フェルール 2 1 7 と中間フェルール 2 2 5 とスペーサ 2 2 6 とは、サファイヤ等の結晶質物質を備えてもよい。ファイバ対ファイバの継手 2 4 6 は、中間フェルール 2 2 5 を囲み、中間フェルール 2 2 5 と同様な適宜の耐熱材料を備え、あるいは、これに代えてアルミニウムあるいはステンレス鋼等の金属を備えてもよい。光エネルギーは、トランクファイバ 2 0 1 の先端部から湾曲したファイバチップ 2 2 7 の基端部に連結される。湾曲したファイバチップ 2 2 7 は所要の湾曲を形成し、したがって、例えば光ファイバに曲げによる応力あるいは歪みを形成することを要しない。本発明によると、湾曲したファイバチップ 2 2 7 は、結晶質物質から形成され、所定角度の湾曲形状に装備する前に、予備成形される。

第 1 8 図に示すように、湾曲したファイバチップ 2 2 7 の現在好ましい実施例は、ほぼ 3 0 ミリメートルの第 1 長さ 2 5 6 と、ほぼ 2 0 ミリメートルの第 2 長さ 2 5 9 と、ほぼ 9 0 度の角度 2 6 1 とを有する。半径方向長さ 2 6 3 は、1 0 ミリメートルであるのが好ましい。本発明によると、結晶質ファイバ 2 2 7 は、ほぼ 2 0 0 0 度の火炎の下で、手で曲げられる。湾曲したファイバチップ 2 2 7 は、凹部 2 7 0 (第 1 6 図) 内に嵌合し、この凹部は湾曲部 2 7 2 に拡大凹部領域を有し、僅かな製造上のずれを持つファイバチップ 2 2 7 を収容する。湾曲した結晶質物質は、この湾曲した結晶質物質が理想的な光学的な性質を有することを確認するために、引続きテストすることが必要である。湾曲したファイバチップ 2 2 7 の現在好ましい実施例はほぼ 9 0 度の角度を有するが、しかし、設計上の選択にしたがって、ゼロから 1 8 0 度の 1 あるいはそれ以上の角度および他の異なる形状を有するものに製造することもできる。更に、現在好ましい実施例による湾曲したファイバチップ 2 2 7 は、中間フェルール 2 2 5 から先端フェルール 2 7 5 まで延在するが、他の種々の形状とすることも可能である。一例として、小径の可撓性湾曲結晶質ファイバを、レーザ光源 (図示しない) および標準の小型タイプ A (SMA) コネクタ 3 4 1 (第 1 9 図) から先端フェルール 2 7 5 まで延設してもよい。現在具体化されるものとして、湾曲したファイバチップ 2 2 7 はサファイヤを備え、このサファイヤは、本発明によればほぼ 3 ミクロンのオーダーの波長を搬送するために理想的なものである。現在好ましい実施例では、サファイヤから形成された湾曲したファイバチップ 2 2 7 は、2 . 7 8 および 2 . 9 4 ミクロンの波長を導く。サファイヤに加え、設計上のパラメータにしたがって、光エネルギーを導くために好適な他の結晶質物質を用いることもできる。

チップフェルール 2 7 5 は、湾曲したファイバチップ 2 2 7 を、医療用ハンドピース 2 0 3 の放射出口端の近部の所定位置に固定する状態に保持する。先端フェルール 2 7 5 は、固定用フェルール 2 1 7 および中間フェルール 2 2 5 を参照して上述したような耐熱材料を備えることができる。空気ライン 2 7 7 および水ライン 2 7 9 は、スリーブハウジング 2 0 5 内に配置され、スリーブハウジング 2 0 5 の放射出口端とキャップ 2 8 4 とで規定される混合チャンバ 2 8 1 内に、空気と水とを送出する。空気ライン 2 7 7 および水ライン 2 7 9 からの空気と水とは、混合チャンバ 2 8 1 内で空気アシストスプレーを形成する。この空気アシストスプレーは、湾曲したファイバチップ 2 2 7 の出口端に沿って矢印 A 5 , A 6 の方向に、この混合チャンバ 2 8 1 から排出される。

本発明の他の特徴によると、光エネルギーを導くために好適な他の結晶質物質を、インターフェース 2 2 3 の近部で湾曲したファイバチップ 2 2 7 の回りに配置することができる。この追加の結晶質物質は、中間フェルール 2 2 5 を備え、あるいは、これに代えて、インターフェース 2 2 3 の近部で湾曲したファイバチップ 2 2 7 の回りに配置され、更に中間フェルール 2 2 5 で囲まれる円筒状の結晶質物質でもよい。例えば、トランク用ファイバ

10

20

30

40

50

201の径よりも小径の湾曲したファイバチップ227を形成することが望ましい場合もある。トランク用ファイバ201は、例えば強度を高めるために比較的大径に形成することができる。湾曲したファイバチップ227が、例えば50マイクロン等の極めて小径である場合には、インターフェース223の近部のこの湾曲したファイバチップ227の近位端部がトランク用ファイバ201の先端部から出力される比較的大量のエネルギーで損傷する可能性がある。インターフェース223の近部で湾曲したファイバチップ227の回りに配置される追加の環状結晶質ファイバは、湾曲したファイバチップ227の損傷に対する保護を支援する。湾曲したファイバチップ227の近位端部の回りに1又はそれ以上の環状結晶質ファイバを配置し、これらの環状結晶質ファイバのそれぞれを中間フェルル225に長さに沿ってあるいはより長く延設してもよい。現在好ましいように、これらの環状結晶質フェルル225の1又はそれ以上が用いられるときには、シール付き通路301, 303, 304, 306, 309, 311のいずれかを開いて追加空気を流通させかつこれで冷却するのを容易にすることができる。本発明によると、これらの通路301~311のいずれかを開くことで、湾曲したファイバチップ227に沿って混合チャンバ281内に導かれる空気流路を更に容易にする。

10

第17a図および第17b図は、本発明による医療用ハンドピース203を示し、シャフトアセンブリ209はスリーブハウジング205の細長い孔207から取外してある。現在具体化されるように、カラー316(第16図)にねじ318が設けられている。このカラー316のねじ318は、スリーブハウジング205の近位端部ねじ320と係合し、カラー316が半径方向内方に向く力をスリーブハウジング205に作用させることができる。これらのカラー316からスリーブハウジング205上に半径方向内方に向く力は、細長い孔207内のシャフトアセンブリ209に摩擦係合し、シャフトアセンブリ209がスリーブハウジング205の細長い孔207内で移動するのを防止する。

20

第19図は、第16図の医療用ハンドピース203にリソースを供給する多くの部材を示す。水ライン326は、医療用ハンドピース203の水ライン279に水を供給することができる。同様に、空気ライン328は、空気ライン277に空気を供給することができる。空気調整ライン330は空気調整チャンバ221に空気を供給することができる。照明及び/又は投薬ケーブル332は、医療用ハンドピース203の照明及び/又は投薬ライン334に照明及び/又は投薬をなすことができる。医療用ハンドピース203は第1b図に示すようなレーザカッティングアセンブリと共に操作するように記載してあるが、医療用ハンドピース203の全体好ましい実施例は、第5図に示すものと同様なヘッドを有する電磁誘導機械カッタと共に作動する。現在好ましい実施例によると、空気ライン277および水ライン279は、第5図に示すヘッドアセンブリの空気チューブ63および水チューブ65と対応するのが好ましい。この現在好ましい実施例では、第16図のキャップ284は必ずしも必要なものではない。1の実施例では、空気チューブ63に対応する空気ライン277は使用されない。

30

現在好ましい湾曲したファイバチップ227の先端部がターゲット面に密に近接して配置されるため、照明ライン334(第16図)を通るコヒーレントあるいは非コヒーレント照明の光源が極めて有益である。一方、伝統的なレーザカッティング機構が用いられる場合は、照明ライン334からの照明が有益なものとはならず、通常の照準ビームを照明ライン334を通して導くことができる。

40

照明及び/又は投薬ライン334は、投薬ラインのみ備えてもよく、あるいは、照明ラインと投薬ラインとの双方を備えてもよい。投薬ラインは、患者のターゲット領域に対する麻酔薬等の薬物の導入を容易とする。

第19図を参照すると、トランク用ファイバ201とジャケット211とが、小型の総合タイプA(sum miniature type A(SMA))コネクタ341内に固定されている。このSMAコネクタは、レーザ光源(図示しない)内にトランク用ファイバ201とジャケット211とを導入しかつ固定することを容易とする。

内側保護チューブ213と外側保護チューブ215とは医療用ハンドピース203からSMAコネクタ341まで延び、SMAコネクタ341のインターフェースでトランクファイバ2

50

01に対する同様な保護機能を提供する。上述のように、1の保護チューブだけが使用されるか、あるいは、これに代えて、3あるいはそれ以上の保護チューブを使用することができる。現在好ましい実施例では、金属チューブ352が内側保護チューブ213と外側保護チューブ215とを囲み、追加の外側プラスチックチューブカバー355が金属チューブ352を囲む。

プラスチック保護カバー357は、トランク用ファイバ201を囲むこれらの部材を収容する。現在好ましい実施例では、プラスチック保護カバー357は、水ライン326と空気ライン328と空気調節ライン330と照明及び/又は投薬ケーブル332に固定され、医療用ハンドピース203に極近接して案内される。金属チューブ352と外側チューブカバー355とは医療用ハンドピースまで延びず、SMAコネクタ341から短い距離で終端するのが好ましい。もちろん、設計上のパラメータにより、他の距離に設定してもよい。パワーキャップ372および把持可能なノブ374は、更にトランク用ファイバ201をレーザ光源に取付けるのを容易とする。

本発明の歯科/医療用ワークステーション1111が第20図に示してある。この歯科/医療用ワークステーション1111は、通常の空気ライン1113と通常の水ライン1114とを有し、それぞれ空気と水とを供給する。真空ライン1112と電気口1115とが負圧の空気圧と電気とを、第1a図に示す真空ライン8および電気ライン14と同様に、歯科/医療用ユニット1116に供給する。流体調整ユニット1121は、これに代え、例えば歯科/医療用ユニ1116と機器1117との間に配置することができる。本発明によると、空気ライン1113と水ライン1114とは双方共流体調整ユニット1121に接続される。

コントローラ1125は、ユーザが入力し、空気ライン1113からの空気と水ライン1114からの水との一方あるいは双方が流体調整ユニット1121により調整されるように制御することができる。例えばコントローラ1125の構造にしたがい、流体調整ユニット1121により種々の薬剤を空気あるいは水に添加することができ、これにより、空気あるいは水が歯科/医療用ユニ1116に送られる前に、空気あるいは水を調整する。例えば21C.F.R.セクション172.510からセクション172.515に記載のような芳香剤および関連する物質を使用することもでき、この詳細は参照することにより本明細書に組み込まれるものである。例えば21C.F.R.セクション73.1からセクション73.3126に開示されているように、例えば色彩も調整用に使用してもよい。

第1a図に示す機器18と同様に、機器1117は、電気焼灼器、電磁エネルギー源、レーザ、機械ドリル、機械のこぎり、カナルファイナダ、シリンジ、及び/又は吸引器とを備えることができる。これらの機器1117の全ては空気ライン1113からの空気及び/又は水ライン1114からの水を使用し、コントローラ1125の構造にしたがって調整されあるいは調整されない。これに代え、機器1117のいずれも、流体調整ユニット1121に直接接続し、あるいは、空気1113、水1114、真空1112及び/又は電気1115ラインの何れかに直接接続することができる。例えば、点線で示すレーザ1118および送出システム1119は流体調整ユニット1121に接続される。レーザ1118aおよび送出システム1119aは、機器1117とグループを形成することに代え、歯科/医療ユニット1116に接続することができる。

第21図に示すブロック線図は、例えば第20図の空気1113、水1114、および電力1115の各ラインに直接接続されたレーザ1151の1の実施例を示す。この実施例では、別個の流体調整システムが用いられている。4つの供給ライン1113-1115のいずれかあるいは全てに直接接続されかつ独立した流体調整ユニットを有するレーザあるいは他のいずれかのツールの代りとして、これらのツールのいずれかは、これに代えあるいは更に、歯科/医療ユニット1116あるいは流体調整ユニット1121に、あるいはこれらの双方に接続することができる。

第21図に示す例示的な実施例によると、電磁誘導機械カッタがカッティングに使用される。このカッタの詳細は本願出願人に譲渡された同時継続中の米国特許出願第08/522,503号に開示されている。電磁カッタのエネルギー源1151は、出力端1115(第20図)

10

20

30

40

50

に直接接続され、コントローラ 1153 および送出システム 1155 の双方に連結されている。送出システム 1155 は、レーザ 1151 を導きかつ集束させる。通常のレーザシステムの場合は、ターゲットに熱的な切断力が与えられる。送出システム 1155 は、ターゲット面 1157 の上に位置する相互作用帯域 1159 内にレーザ 1151 を導く光ファイバガイドを備えるのが好ましい。流体ルータ 1160 は、ユーザが特定した組合せの霧化された流体粒子を相互作用帯域 1159 に送出するためのアトマイザを備えるのが好ましい。本発明によると、霧化された流体粒子は、調整され、後述するように、フレーバ、芳香、塩類および他の物質を備えることができる。

通常のレーザの場合、調整された流体の流れあるいはミストは、流体ルータ 1160 で供給される。コントローラ 1153 はレーザ 1151 の種々の作動パラメータ、流体ルータ 1160 からの流体の調整、および、流体ルータ 1160 からの流体の特性を制御することができる。

本発明は、例えば通常のドリルおよびレーザと共に使用できるものであるが、1の好ましい実施例は電磁誘導機械カッタである。他の好ましい実施例は、電気焼灼器、シリンジ、吸引器、又は、空気あるいは電気ドライバ、ドリル、充填あるいは洗浄の機械的な機器を含む。第4図は電磁誘導機械カッタの簡単な実施例を示し、光ファイバガイド61と空気チューブ63と流体チューブ65とが手持ちハウジング67内に配置されている。種々の接続が可能であるが、空気チューブ63と水チューブ65とは、第20図の流体調整ユニット1121あるいは歯科/医療用ユニット1116の一方に接続するのが好ましい。流体チューブ65は、比較的低下圧下で作動するのが好ましく、空気チューブ63は比較的高圧下で作動するのが好ましい。

本発明によると、空気チューブ63からの空気あるいは流体チューブ65からの流体の一方あるいは双方が、コントローラ1125で制御されるため、流体調整ユニット1121により選択的に調整される。

第22a図に示す機械ドリル1161は、ハンドル1162とドリルビット1164と水出口1165とを備える。この機械ドリル1161は、電気あるいは加圧空気で駆動可能なモータ1168を備える。

モータ1168が例えば空気で駆動される場合、流体は第1供給ライン1170を介して機械ドリル1161内に入る。第1供給ライン1170を介して入る流体は、例えばタービンを備えるモータ1168を通して流れ、これにより、ドリルビット1164に回転力を与える。患者の味覚及び/又は臭いを感じさせることのない流体の一部がドリルビット1164の回りから排出され、患者の口及び/又は鼻に接触するようになる。流体の多くは、第1供給ライン1170を通して戻る。

例えば電気モータの場合、第1供給ライン1170は電力を提供する。第2供給ライン1174は、流体出口1166に流体を供給する。機械ドリル1161に供給された水及び/又は空気は、コントローラ1125の構造にしたがって、流体調整ユニット1161で選択的に調整することができる。

第22図に示すシリンジ1176は、空気入口ライン1178と水入口ライン1180とを備える。ユーザコントロール1182は、第1位置と第2位置との間を移動することができる。第1位置は、空気ライン1178からの空気を出力チップ1184に供給し、第2位置は、水ライン1180からの水を出力チップ1184に供給する。空気ライン1178からの空気と水ライン1180からの水との一方あるいは双方は、例えばコントローラ1125の構造にしたがって、流体調整ユニット1121で選択的に調整することができる。

第23図に転じると、流体調整ユニット1121(第20図)の一部が示されている。この流体調整ユニット1121は、例えばドリリングおよびカッティング手術における通常の水道水に代えて、歯科/医療用ユニット1116に調整された流体を供給するため、現存の水ライン1114に適用可能であることが好ましい。インターフェース1189が現存の水ライン1114に接続し、流体流入ライン1181およびバイパスライン1191を通して水を供給する。リザーバ1183は、流体流入ライン1181からの水を受入れ

10

20

30

40

50

、調整された流体を流体流出ライン 1185 に送出する。流体流入ライン 1181、リザーバ 1183 および流体流出ライン 1185 は共に流体調整サブユニット 1187 を備える。

調整された流体は、流体調整サブユニット 1187 から混合ユニット 1193 内に入る。例えばタブレット、液体シロップ、あるいはフレーバカートリッジ等の通常的手段により、この流体を調整することができる。更に、混合ユニット 1193 内には、バイパスライン 1191 から通常の水が供給される。例えばコントローラ 1125 内へのユーザ入力部は、例えば、混合ユニット 1193 から流体チューブ 1165 への流体出力が、流体流出ライン 1185 からの調整された流体のみか、バイパスライン 1191 からの通常の水のみか、あるいは、これらの混合体であるかどうかを定める。ユーザ入力部 1195 は、回転可能なノブ、ペダル、あるいは、フットスイッチを備え、調整された流体と通常の水との比率をユーザの操作で定めることができる。これらの比率は、ペダルあるいはノブの位置にしたがって定められる。例えばペダルの実施例では、完全に踏込んだペダル位置は、流体流出ライン 1185 からの調整された流体だけが流体チューブ 1165 に送られる状態に対応し、完全に上昇したペダル位置は、バイパスライン 1191 からの水だけが流体チューブ 1165 内に送られる状態に対応する。バイパスライン 1191、混合ユニット 1193 およびユーザ入力部 1195 は多用性を与えるものであるが、実用的見地にしたがって省略することもできる。流体を調整するための簡単な実施例は、流体調整サブユニット 1187 だけを備える。

流体調整サブユニット 1187 の他の実施例が第 24 図に示してある。流体調整サブユニット 1287 は、空気ライン 1281 を介して空気ライン 1113 から空気を入力され、調整された流体を流体出力ライン 1285 を介して出力する。流体出力ライン 1285 は、リザーバ 1283 内を垂直に降下し、この内部の流体 1291 内まで延びるのが好ましい。蓋 1284 が取外され、調整された流体がリザーバ 1283 内に挿入される。これに代え、リザーバ 1283 内にすでにある水に、固体あるいは液体の形態の流体調整剤を添加してもよい。流体は、芳香流体滴あるいは芳香タブレット（図示しない）を用いて調整するのが好ましく、例えば抗菌（fungible）カートリッジで供給することができる。

リザーバ 1283 内の流体は、フルーツの香りあるいはミントの香り等の所要の香りに調整し、あるいは、空気を新鮮にする匂い等の所要の芳香に調整することができる。芳香、芳香をつけられたミス、あるいは芳香をつけられた空気源を有する調整された流体は、第 25 図に示しかつ後述するように、空気調整ユニットとの関連で具体化するために特に有益である。香りおよび芳香に加え、他の調整剤も、通常の水ライン、ミスラインあるいは空気ラインに選択的に追加してもよい。例えば、塩水等のイオン化された溶液あるいは着色された溶液を後述するように添加することもできる。更に、ドリリングあるいはカッピング中に供給される水及び/又は空気の密度、比重、pH、温度、あるいは粘度を変更するために、薬剤を添加することができる。抗生物質、ステロイド、麻酔薬、抗炎症剤、殺菌剤、アドレナリン、エピネフリンあるいは収斂剤等の薬剤を、ドリリングあるいはカッピング術中に使用する水及び/又は空気に添加することができる。例えば収斂剤は、出血を少なくするために、水ラインを介して手術領域に送られる。ビタミン、ハーブあるいはミネラルも、カッピングあるいはドリリング術中に使用される空気あるいは水を調整するために使用することができる。手術傷に送られる麻酔剤あるいは抗炎症剤は、患者の不快あるいは創傷に対する損傷を減少し、抗生物質あるいは殺菌剤は、創傷の感染を防止する。

第 25 図に示す空気調整ユニットは、インターフェース 1386、1389 を介して現存する空気ライン 1113 に接続することができる。通常空気は空気入口ライン 1381 を介して調整サブユニットに入り、空気出口ライン 1385 に出る。空気入口ライン 1381 は、リザーバ 1383 内に垂直に延び、このリザーバ 1383 内の流体 1391 中に延びるのが好ましい。この流体 1391 は、芳香流体滴あるいは芳香タブレット（図示しない）を用いて調整するのが好ましい。流体 1391 は、水の調整に関して上述したような他の物質で調整することもできる。本発明によると、通常レーザーカッピングシステ

10

20

30

40

50

ム（第1b図）の水ライン1131内の水あるいは空気ライン1132内の空気が調整される。現在好ましいように、電磁誘導機械カッタの流体チューブ65あるいは空気チューブ63（第4図）が調整される。レーザ手術に加え、歯科のドリリング、洗浄、吸引、あるいは電気焼灼システムの空気及び/又は水も調整することができる。

上述の調整物質の多くは、現在好ましい実施例の電磁誘導機械カッピング環境における霧化された流体粒子内の電磁エネルギーの吸収を変化させる。したがって、調整の形式は、電磁あるいは電磁誘導機械カッタのカッピングの出力に影響を与える。したがって、フレバあるいは投薬などの上述の種々の調整物質を通じて達成可能な直接的な利点に加え、これらの種々の調整物質は、電磁あるいは電磁誘導機械カッタによる切断の形式に多用性とプログラム可能性とを与える。例えば、塩溶液の導入はカッピングの速度を低下する。このような生体適合可能な塩溶液は、微妙なカッピング手術に使用でき、あるいは、より高いレーザ出力に設定して、通常の水で達成可能なカッピング出力を近似させて使用することもできる。

本発明によると、着色した流体も電磁あるいは電磁誘導機械カッタに用いることができる。電磁エネルギー源は、例えば所定の着色を有する霧化された流体粒子の最大吸収に設定することができる。これらの着色された霧化された流体粒子は、機械カッピングに用いることができる。カッピング手術に、第2の水あるいはミスト源が使用されるが、しかし、この第2の水あるいはミストは着色されていないため、電磁エネルギー源との相互作用が最小となる。多くの例の内の1の例としてのみであるが、この第2のミストあるいは水源は香りを付けてもよい。

他の構造によると、霧化された流体粒子は、無着色であり、電磁あるいは電磁誘導エネルギー源は、これらの無着色の霧化された流体粒子に対して最大エネルギー吸収を形成するように設定することができる。そして、第2の着色された流体あるいはミストが手術領域に導入され、この第2のミストあるいは水は電磁エネルギー源と大きく相互作用することがない。他の例として、単一の霧化された流体粒子源を、着色および無着色との間で切換え、電磁エネルギー源を、1又は2つの着色状態によって吸収されるように設定し、これにより、カッピングが達成されるときに正確に制御可能な寸法を提供する。

殺菌剤は、空気および水ライン内、および歯科手術室の表面でのバクテリアの成長と戦うために空気あるいは水源に添加することができる。例えば歯科ユニット1116の空気および水ラインは、コントローラ1125で選定されかつ流体調整ユニット1121で供給される殺菌剤で定期的に洗うことができる。アクセサリチューブ殺菌ユニット1123が殺菌剤カートリッジを収容し、標準化されあるいは予めプログラムされた定期的な洗い流し作動を行うことができる。

歯科あるいは医療用処置においても、好適な殺菌剤を使用することができる。殺菌剤は、例えば歯科処置の終わりに口内洗浄として行うこともでき、又は、医療あるいは歯科処置中に施すこともできる。例えば患者の口内で切断されあるいは穴あけされた組織を冷却するために使用される空気および水は、ある程度は空气中に気化される。本発明によると、調整された殺菌剤溶液も、空気あるいは水と共に気化され、歯科手術室内の歯科用装置の表面上に凝縮する。これらの湿った表面上におけるバクテリアの成長は、この表面上の殺菌剤により大きく抑制される。

本発明の例示的な実施例について図示しかつ説明してきたが、当該分野の通常の技術者であれば、本発明の精神および範囲から逸脱することなく、多くの変更、変形および置換が可能である。

10

20

30

40

【図1a】

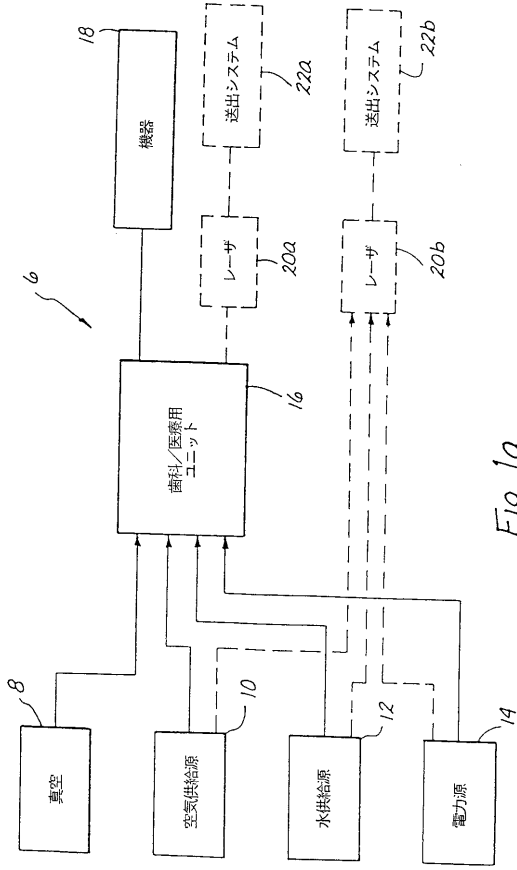


Fig. 1a

従来技術

【図1b】

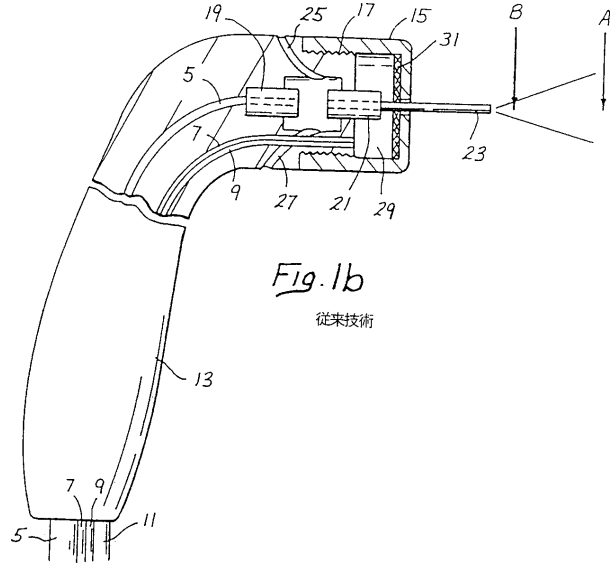


Fig. 1b

従来技術

【図4】

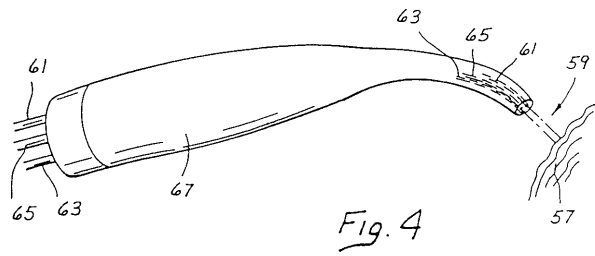


Fig. 4

【図2】

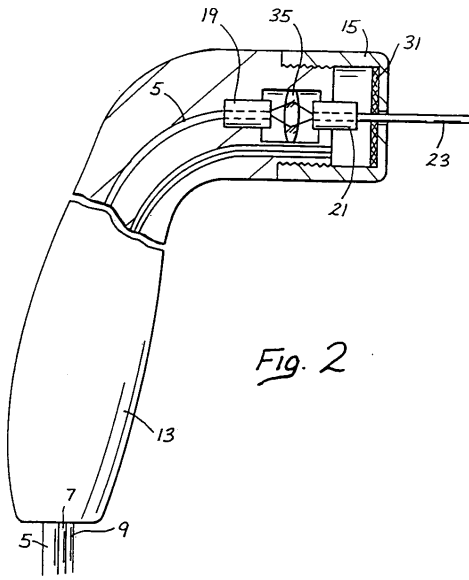


Fig. 2

【図3】

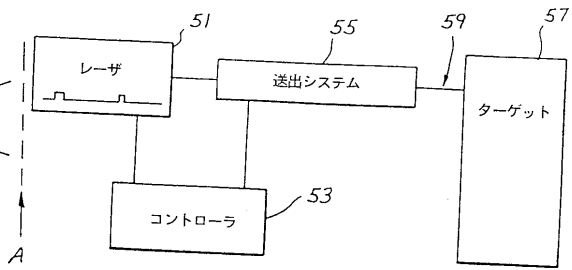


Fig. 3

【図5】

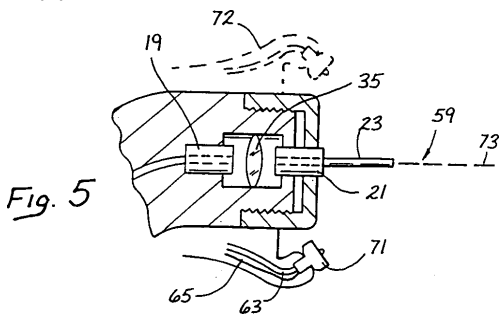


Fig. 5

【図6】

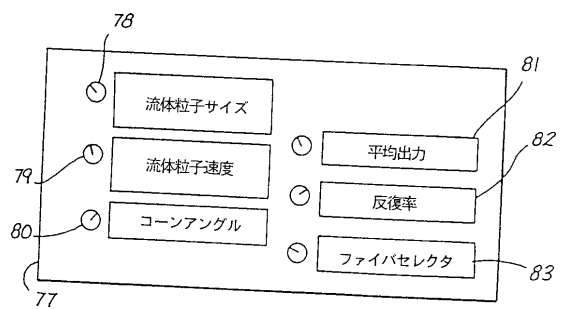
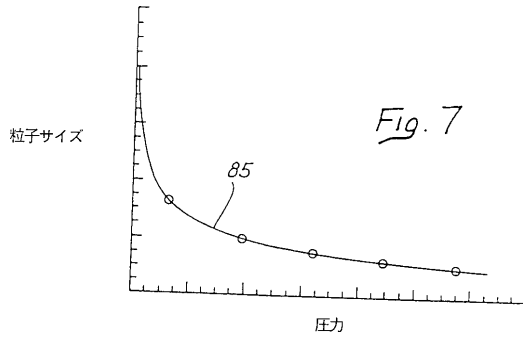
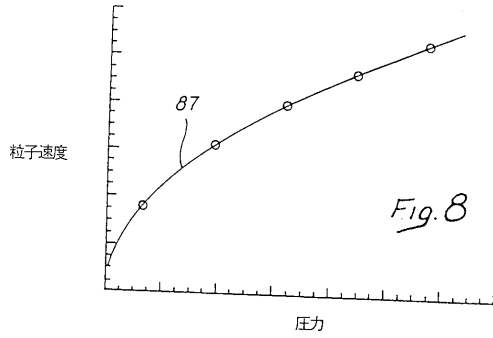


Fig. 6

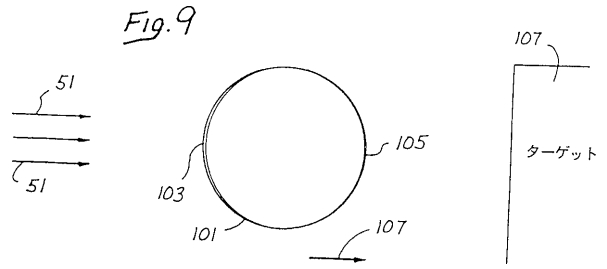
【図7】



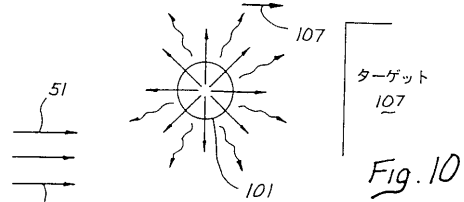
【図8】



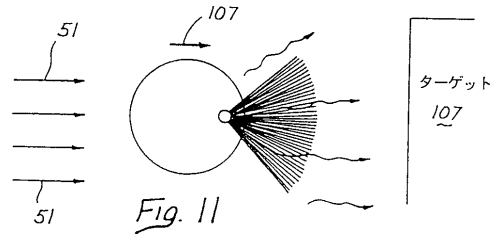
【図9】



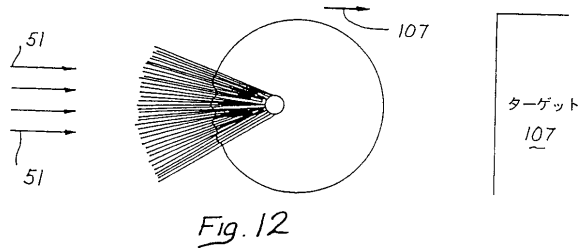
【図10】



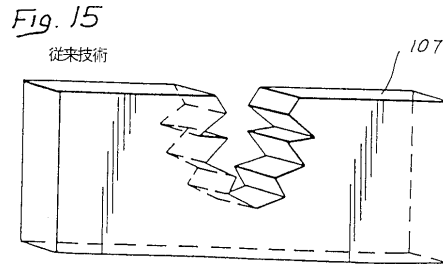
【図11】



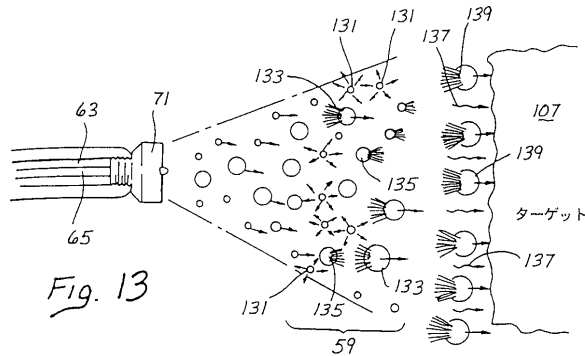
【図12】



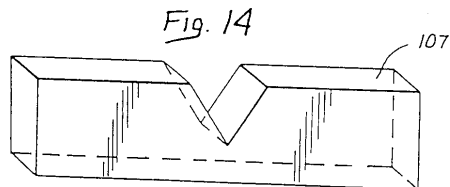
【図15】

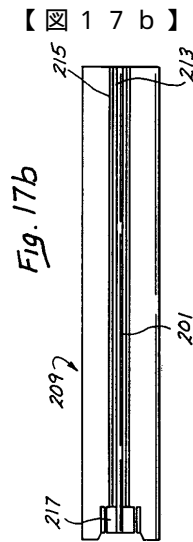
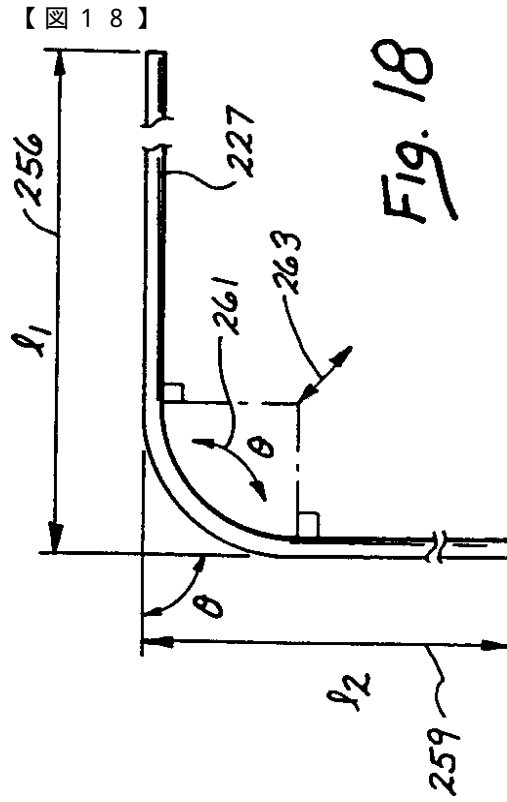
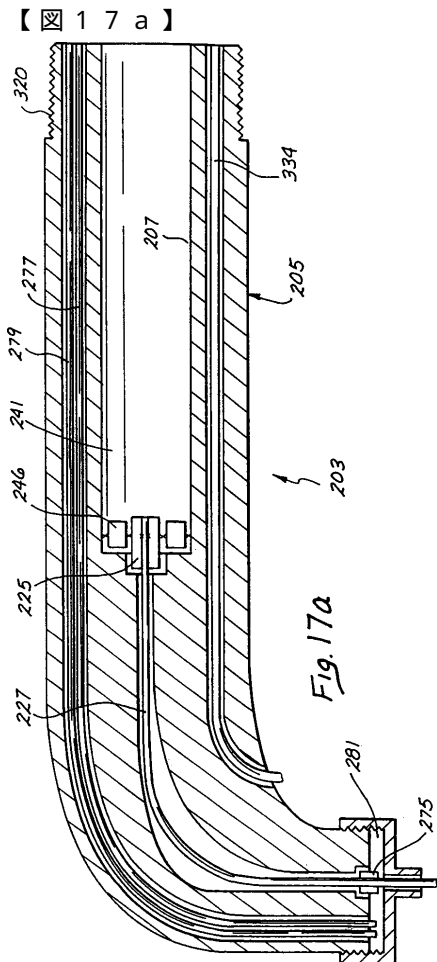
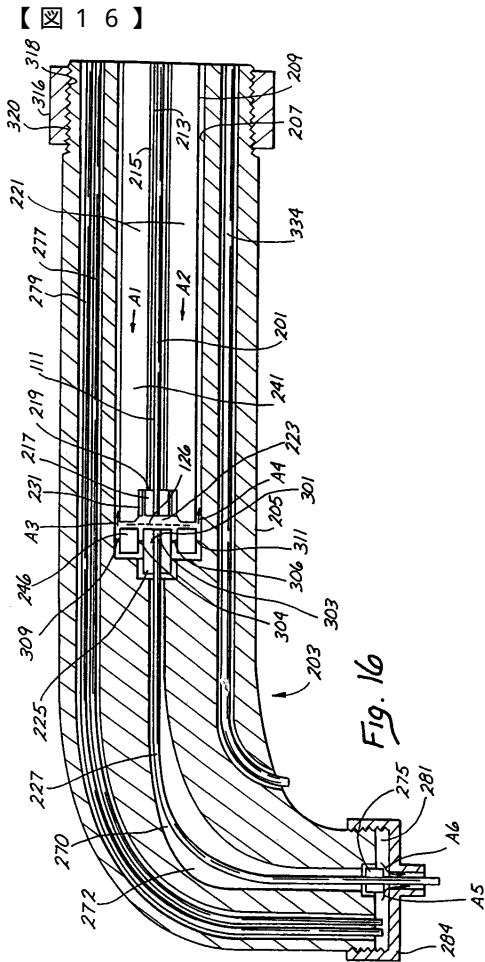


【図13】



【図14】





【図19】

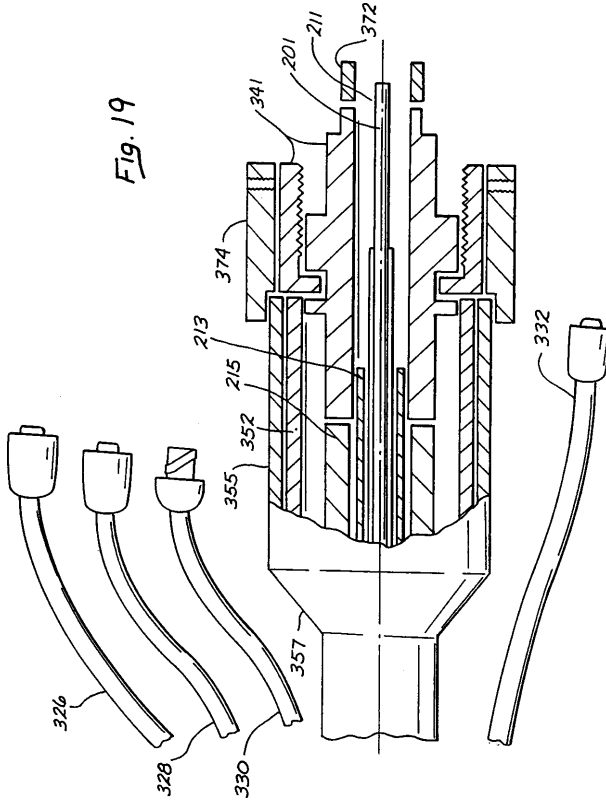


Fig. 19

【図20】

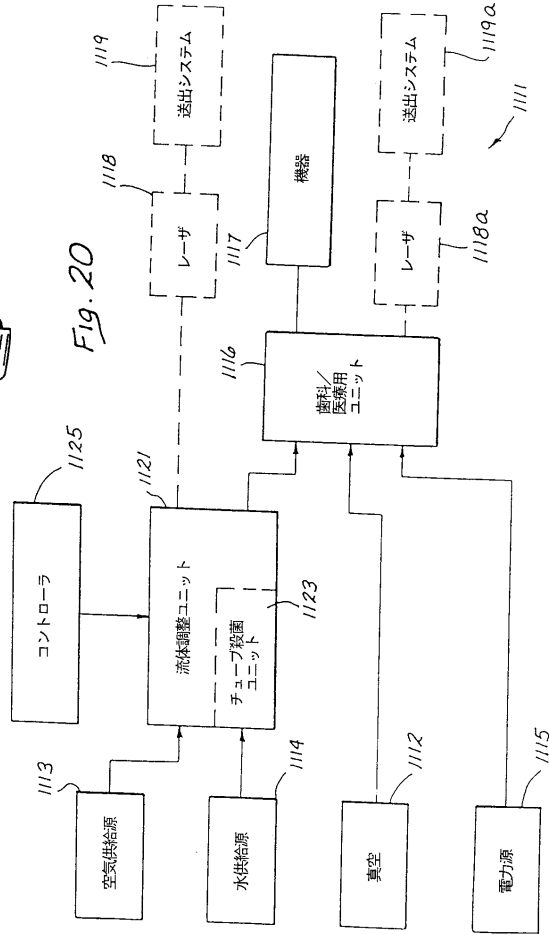


Fig. 20

【図21】

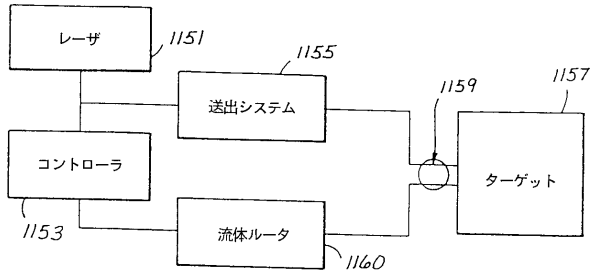


Fig. 21

【図22a】

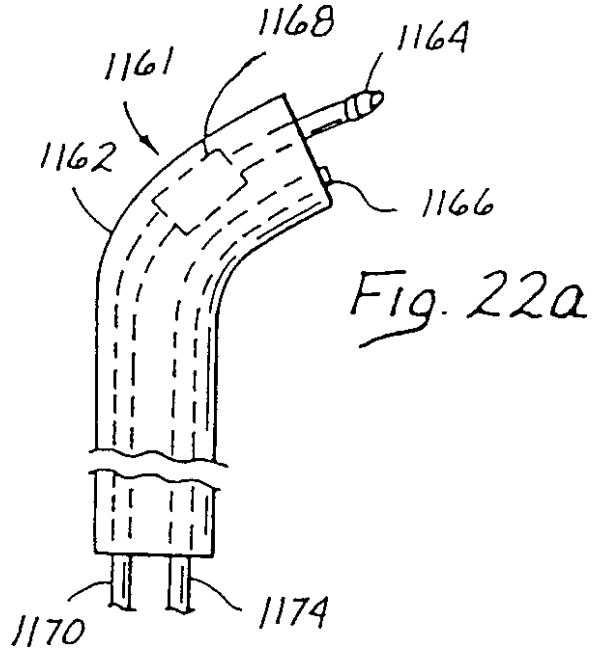


Fig. 22a

【図22b】

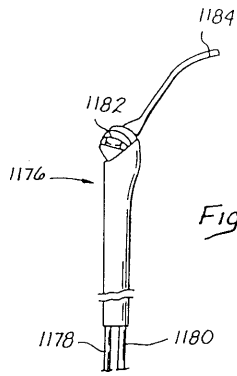


Fig. 22b

【図23】

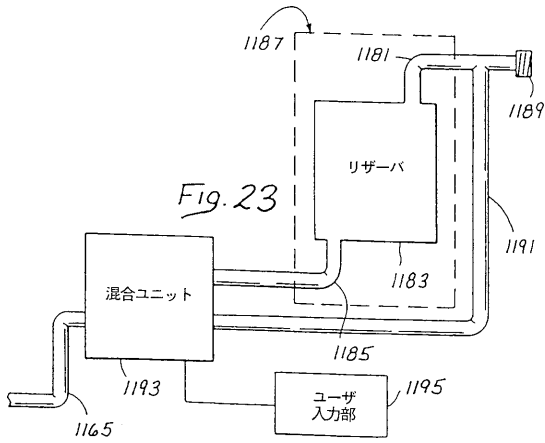


Fig. 23

【図24】

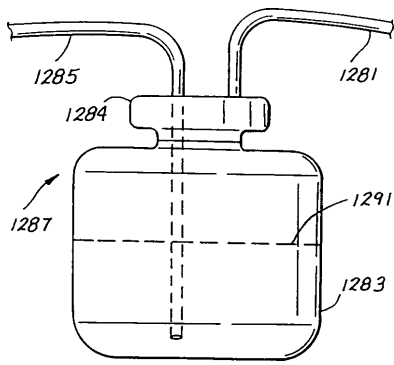


Fig. 24

【図25】

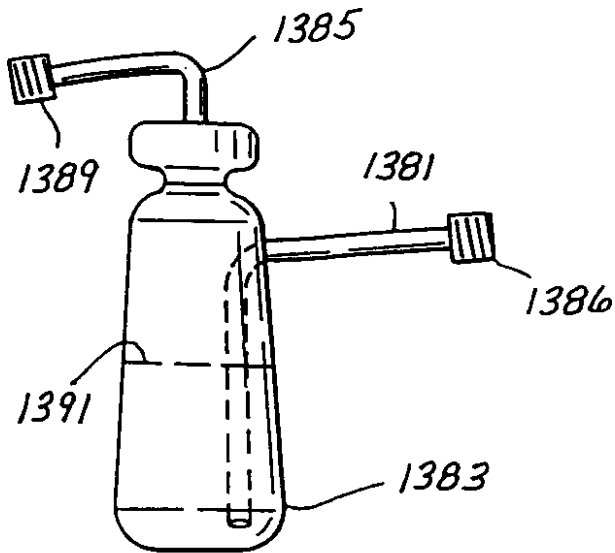


Fig. 25

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 08/599,984

(32)優先日 平成8年2月14日(1996.2.14)

(33)優先権主張国 米国(US)

(31)優先権主張番号 08/666,666

(32)優先日 平成8年6月18日(1996.6.18)

(33)優先権主張国 米国(US)

(74)代理人

弁理士 今城 俊夫

(74)代理人

弁理士 小川 信夫

(74)代理人

弁理士 村社 厚夫

(72)発明者 リゾイウ イオアナ エム

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 2 4 キャピストラーノ ビーチ カミノ キャピス
トラーノ 3 5 2 6 6

(72)発明者 キムメル アンドリュー アイ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 7 2 サン クレメンテ ヴィア バレーナ 2 3 5

審査官 今村 亘

(56)参考文献 実開昭6 1 - 0 5 8 9 9 1 (J P , U)

特公平0 3 - 0 4 6 2 3 3 (J P , B 2)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 18/20

B23K 26/14

A61C 3/02