

【公報種別】特許法第17条の2の規定による補正の掲載

【部門区分】第1部門第2区分

【発行日】平成29年7月20日(2017.7.20)

【公表番号】特表2016-523130(P2016-523130A)

【公表日】平成28年8月8日(2016.8.8)

【年通号数】公開・登録公報2016-047

【出願番号】特願2016-517736(P2016-517736)

【国際特許分類】

A 6 1 F 9/007 (2006.01)

【F I】

A 6 1 F 9/007 1 3 0 G

【手続補正書】

【提出日】平成29年6月5日(2017.6.5)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

【図1A】先行技術の手術用吸引システムの概略図である。

【図1B】本発明のサイクル式アーチャ流量調整器システムを組み込んだ外科吸引の概略図である。

【図1C】先行技術の手術用ハンドピースの外観の斜視図である。

【図1D】連続吸引経路が露出した図1Cからのハンドピースの側面図である。

【図1E】水晶体乳化手術コンソール内に組み込まれた、本発明のサイクル式アーチャ流量調整器システムの概略図である。

【図1F】図1Cからのハンドピース部分の拡大図である。

【図2A】本発明の流量調整器システムの1つの好ましい回転軸実施形態の概略図である。

【図2B】操作中に生じ得る例示的アーチャ断面を描写した、図2Aからの流量調整器システムの概略図である。

【図2C】操作中に生じ得る例示的アーチャ断面を描写した、図2Aからの流量調整器システムの概略図である。

【図2D】操作中に生じ得る例示的アーチャ断面を描写した、図2Aからの流量調整器システムの概略図である。

【図3A】図2からの流量調整器システムのモデルの断面図である。

【図3B】図2からの流量調整器システムのモデルの断面図である。

【図3C】図2からの流量調整器システムのモデルの断面図である。

【図3D】図2からの流量調整器システムのモデルの断面図である。

【図3E】図2B～2Dに示される例のそれぞれと一致する、流量調整器システムの1回の回転サイクルに沿った調節可能な流体アーチャの断面積を示すグラフである。

【図4A】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図2に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図4B】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図2に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図4C】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図2に示される回転軸実施形態の

手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 4 D】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 2 に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 4 E】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 2 に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 4 F】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 2 に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 4 G】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 2 に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 4 H】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 2 に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 4 I】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 2 に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 4 J】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 2 に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 4 K】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 2 に示される回転軸実施形態の手術用ハンドピースにおける 1 つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 5 A】弁部分が手術用プローブの内側に配置された流量調整器システムの追加の回転実施形態を組み込んだ手術用ハンドピースにおける、部品の内部構成を示す図である。

【図 5 B】弁部分が手術用プローブの内側に配置された流量調整器システムの追加の回転実施形態を組み込んだ手術用ハンドピースにおける、部品の内部構成を示す図である。

【図 5 C】弁部分が手術用プローブの内側に配置された流量調整器システムの追加の回転実施形態を組み込んだ手術用ハンドピースにおける、部品の内部構成を示す図である。

【図 5 D】図 5 A からの弁部分の詳細な断面図である。

【図 5 E】図 5 A からの弁部分の詳細な断面図である。

【図 5 F】図 5 A からの弁部分の詳細な断面図である。

【図 5 G】図 5 A からの弁部分の詳細な断面図である。

【図 6 A】本発明の流量調整器システムの弁部分の構成要素を部分的に提供する、手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 6 B】本発明の流量調整器システムの弁部分の構成要素を部分的に提供する、手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 6 C】本発明の流量調整器システムの弁部分の構成要素を部分的に提供する、手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 7 A】本発明の流量調整器システムの弁部分の構成要素を全て提供する、手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 7 B】本発明の流量調整器システムの弁部分の構成要素を全て提供する、手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 7 C】本発明の流量調整器システムの弁部分の構成要素を全て提供する、手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 7 D】本発明の流量調整器システムの弁部分の構成要素を全て提供する、手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 7 E】本発明の流量調整器システムの弁部分の構成要素を全て提供する、手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 A】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 B】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 C】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 D】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 E】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 F】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 G】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 H】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 I】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 J】本発明の流量調整器システムの完全な弁部分を組み込んだ別の手術用プローブの斜視図および断面図である。

【図 8 K】本発明の流量調整器システムの「管内」弁部分を組み込んだ手術用ハンドピースの拡大図である。

【図 8 L】組織破碎アクチュエータよりも手術用プローブに対しより遠い場所において本発明の弁部分を組み込んだハンドピースの、内部構成要素の側面図である。

【図 8 M】本発明の流量調整器システムの「プローブ内」弁部分を組み込んだ手術用ハンドピースの拡大図である。

【図 9 A】調節可能な流体経路が断面積の固定 RMS 値で動作する本発明の実施形態を組み込んだハンドピースの側面図である。

【図 9 B】調節可能な流体経路が断面積の固定 RMS 値で動作する本発明の実施形態を組み込んだハンドピースの側面図である。

【図 9 C】操作者が断面積の RMS 値を手動で調節することができるようとする機構をさらに組み込んだ、図 9 A および 9 B に示されるものと同様のハンドピースの側面図である。

【図 10 A】本発明のサイクル式アパー チャ流量調整器システムの振動実施形態の概略図である。

【図 10 B】本発明のサイクル式アパー チャ流量調整器システムの振動実施形態の概略図である。

【図 10 C】本発明のサイクル式アパー チャ流量調整器システムの振動実施形態の概略図である。

【図 10 D】本発明のサイクル式アパー チャ流量調整器システムの振動実施形態の概略図である。

【図 10 E】本発明のサイクル式アパー チャ流量調整器システムの振動実施形態の概略図である。

【図 11 A】各フレーム上の最終的な流体アパー チャの断面積を示す 2 つの流体通路を有する弁本体に対する、1 回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 11 B】各フレーム上の最終的な流体アパー チャの断面積を示す 2 つの流体通路を有する弁本体に対する、1 回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す

一連の図である。

【図 1 1 C】各フレーム上の最終的な流体アーチャの断面積を示す2つの流体通路を有する弁本体に対する、1回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 1 1 D】各フレーム上の最終的な流体アーチャの断面積を示す2つの流体通路を有する弁本体に対する、1回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 1 1 E】各フレーム上の最終的な流体アーチャの断面積を示す2つの流体通路を有する弁本体に対する、1回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 1 1 F】各フレーム上の最終的な流体アーチャの断面積を示す2つの流体通路を有する弁本体に対する、1回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 1 1 G】各フレーム上の最終的な流体アーチャの断面積を示す2つの流体通路を有する弁本体に対する、1回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 1 1 H】各フレーム上の最終的な流体アーチャの断面積を示す2つの流体通路を有する弁本体に対する、1回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 1 1 I】各フレーム上の最終的な流体アーチャの断面積を示す2つの流体通路を有する弁本体に対する、1回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 1 1 J】各フレーム上の最終的な流体アーチャの断面積を示す2つの流体通路を有する弁本体に対する、1回の完全振動サイクルに沿った窓を有する可動部材の変位を示す一連の図である。

【図 1 2】3つの異なる直線振動振幅に対して示された図 1 0 A から 1 0 J からの例からの、1回の完全振動サイクルに沿ったアーチャ断面積変化を示すグラフである。

【図 1 3 A】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 1 0 に示される振動実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 1 3 B】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 1 0 に示される振動実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 1 3 C】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 1 0 に示される振動実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 1 3 D】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 1 0 に示される振動実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 1 3 E】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 1 0 に示される振動実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 1 3 F】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 1 0 に示される振動実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 1 3 G】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 1 0 に示される振動実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図 1 3 H】サイクル式アーチャ流量調整器システムの図 1 0 に示される振動実施形態の手術用ハンドピースにおける1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図であ

る。

【図14A】かん流／吸引手術用ハンドピースにおける、本発明の流量調整器システムの1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図14B】かん流／吸引手術用ハンドピースにおける、本発明の流量調整器システムの1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図14C】かん流／吸引手術用ハンドピースにおける、本発明の流量調整器システムの1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図14D】かん流／吸引手術用ハンドピースにおける、本発明の流量調整器システムの1つの実現形態の異なる斜視図、詳細図および断面図である。

【図15】異なる周波数で動作する本発明のサイクル式アーチャ流量調整器システムによる、手術用プローブの吸引開口部における流量および圧力測定を示し、流量および圧力リップルが750CPM超で消失し、1500サイクル毎分を超える動作周波数で実質的に一定の流量に変形することを示すグラフである。

【図16】アーチャの開閉の単一サイクル間のスナップショットを描写するシーケンス図である。

【図17】引用により補充された図である。

【図18】引用により補充された図である。

【図19】引用により補充された図である。

【図20】引用により補充された図である。

【図21】引用により補充された図である。

【図22】引用により補充された図である。

【手続補正2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

手術用プローブの吸引開口部を通した流体および組織断片の外科的吸引の間、体腔の閉塞後の不安定性を防止するためのサイクル式アーチャ流量調整器システムであって、

a) 調節可能な断面積を有する流体アーチャを有する流量調整弁部分であって、前記流体アーチャは、前記手術用プローブの前記吸引開口部を真空源と接続する流体経路内に挿入される、流量調整弁部分と、

b) 前記流体アーチャの前記断面積を変更するように動作可能な前記流量調整弁部分と接続されたアクチュエータ部分と、

c) 前記流体アーチャの前記断面積の変化のサイクルをもたらすように、前記アクチュエータ部分にサイクルコマンド信号を提供するコントローラであって、前記サイクルのそれぞれは、前記流体アーチャの前記断面積が実質的に低減または閉鎖される少なくとも1つのセグメントを含み、前記サイクルは、前記手術用プローブの前記吸引開口部において実質的に一定である流量を生成するのに十分高い周波数で生じる、コントローラとを備え、前記流体および組織断片は、前記手術用プローブの前記吸引開口部の閉塞の解消により引き起こされる前記流体経路への流体サージにより引き起こされる、前記体腔の不安定性が発生することなく、前記流体経路に沿って前記手術用プローブを使用して前記体腔から吸引されることなく、前記流体経路に沿って前記手術用プローブを使用して前記体腔から吸引される、サイクル式アーチャ流量調整器システム。

【請求項2】

眼の内部である、請求項1に記載の前記体腔。

【請求項3】

操作者により調節可能である、前記サイクル中の請求項1に記載の前記流体アーチャの前記断面積のRMS値。

【請求項4】

弁室内で摺動可能に周期的に変位可能な弁部材を含む、請求項 1 に記載の前記流量調整弁部分。

【請求項 5】

少なくとも 1 つの流体通路の入口が、前記サイクルのそれぞれのセグメントが流量を制限している間実質的に消失するように、前記弁室内の前記少なくとも 1 つの流体通路の前記入口上で回転および軸方向に変位するように操作可能なロータ内にある、請求項 4 に記載の前記弁部材。

【請求項 6】

少なくとも 1 つの流体通路の入口が、前記サイクルのそれぞれのセグメントが流量を制限している間実質的に消失するように、前記弁室内の前記少なくとも 1 つの流体通路の前記入口上で回転するように操作可能なロータ内にある、請求項 4 に記載の前記弁部材。

【請求項 7】

少なくとも 1 つの流体通路の入口が、前記サイクルのそれぞれのセグメントが流量を制限している間実質的に消失するように、前記弁室内の前記少なくとも 1 つの流体通路の前記入口上で振動運動と共に軸方向に変位するように操作可能なピストン内にある、請求項 4 に記載の前記弁部材。

【請求項 8】

手術用ハンドピースの吸引処理に組み込まれる、請求項 4 に記載の前記流量調整弁部分。

【請求項 9】

手術用プローブにより提供され、手術用ハンドピースにより提供される移動部材により操作される構造を有する、部分的に組み立てられる請求項 4 に記載の前記流量調整弁部分。

【請求項 10】

手術用プローブ内に組み込まれ、手術用ハンドピースにより提供される移動部材により操作される、請求項 4 に記載の前記流量調整弁部分。

【請求項 11】

シャフトを用いて前記弁部分に機械的に接続された、回転式アクチュエータ、直線アクチュエータ、回転・直線複合アクチュエータ、回転モータ、ボイスコイルアクチュエータ、圧電アクチュエータおよび空気圧式アクチュエータからなる群から選択される少なくとも 1 つのアクチュエータを含む、請求項 1 に記載の前記アクチュエータ部分。

【請求項 12】

前記コントローラにアクチュエータ部分シャフトの位置フィードバック信号を提供するように配置される、回転式位置センサおよび直線位置センサからなる群から選択される位置センサをさらに含む、請求項 1 に記載の前記アクチュエータ部分。

【請求項 13】

前記吸引流体経路を通した組織断片クリアランスを向上させるための組織断片化手段をさらに含む、請求項 1 に記載の前記弁部分。

【請求項 14】

外科的吸引中の体腔の不安定性を防止するための方法であって、

a. 手術用プローブを真空源と接続する吸引流体経路内に調節可能な流体アーバーチャを配置することと、

c. 前記調節可能な流体アーバーチャの断面積を変化させるように操作可能なアクチュエータ手段を提供することと、

d. サイクルにおいて、前記サイクルのそれぞれの中に前記断面積が実質的に低減または閉鎖される少なくとも 1 つのセグメントを含む前記調節可能な流体アーバーチャの前記断面積を変化させるように、前記アクチュエータ手段に命令するためのコントローラ手段を提供することを含み、前記サイクルは、実質的に一定である前記手術用プローブを通る流量を生成するのに十分高い周波数で生じ、

それによって流体および組織断片が、閉塞の解消により引き起こされる前記手術用プローブ

ブへの流体サージにより引き起こされる不安定性なしに、前記手術用プローブを通して前記体腔から吸引され得る、方法。