

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4800829号
(P4800829)

(45) 発行日 平成23年10月26日 (2011.10.26)

(24) 登録日 平成23年8月12日 (2011.8.12)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 F 9/00 (2006.01) A 6 1 F 9/00 5 2 0

請求項の数 4 (全 7 頁)

(21) 出願番号	特願2006-120647 (P2006-120647)	(73) 特許権者	501449322
(22) 出願日	平成18年4月25日 (2006.4.25)		アルコン, インコーポレイティド
(65) 公開番号	特開2006-305356 (P2006-305356A)		スイス国, フネンベルク, ボシュ 69
(43) 公開日	平成18年11月9日 (2006.11.9)	(74) 代理人	100099759
審査請求日	平成20年1月16日 (2008.1.16)		弁理士 青木 篤
(31) 優先権主張番号	11/114,514	(74) 代理人	100092624
(32) 優先日	平成17年4月26日 (2005.4.26)		弁理士 鶴田 準一
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100102819
			弁理士 島田 哲郎
		(74) 代理人	100123582
			弁理士 三橋 真二
		(72) 発明者	グレイス シー, リアオ
			アメリカ合衆国, カリフォルニア 926
			20, アービン, フォーチュナ ウエスト
			7

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 低抵抗灌流機構とその装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手術用制御装置と、該手術用制御装置に付随する灌流液供給源と、手術用ハンドピースと、遠位端および近位端を備える流体チューブとを具備する手術機構であって、前記流体チューブが前記遠位端で前記手術用ハンドピースに接続されると共に前記近位端で前記灌流液供給源に接続され、前記流体チューブが前記近位端で第一内径を有し、該第一内径が前記流体チューブの長さの大部分に沿って続き、前記流体チューブが該流体チューブの遠位端で前記流体チューブの一部に沿って前記第一内径よりも小さい第二内径をさらに有し、該第二内径を有する前記流体チューブの一部が前記第一内径を備える前記流体チューブの長さの大部分よりも短く、前記手術用制御装置が手術用のカセットを有し、且つ、前記流体チューブが前記カセットに接続可能な前記第二内径を備える中間部分を有する手術機構。

【請求項 2】

遠位端および近位端を備える流体チューブであって、該流体チューブが前記遠位端で手術用ハンドピースに接続可能であると共に前記近位端で灌流液供給源に接続可能であり、前記流体チューブが前記近位端で第一内径を有し、該第一内径が前記流体チューブの長さの大部分に沿って続き、前記流体チューブが該流体チューブの遠位端で前記流体チューブの一部に沿って前記第一内径よりも小さい第二内径をさらに有し、該第二内径を有する前記流体チューブの一部が前記第一内径を備える前記流体チューブの長さの大部分よりも短く、当該流体チューブがカセットに接続可能な前記第二内径を備える中間部分を有する流

体チューブ。

【請求項 3】

前記第一内径が約 3.810 mm (約 0.150 インチ) と約 6.350 mm (約 0.250 インチ) の間である請求項 1 に記載の手術機構。

【請求項 4】

前記第二内径が約 1.524 mm (約 0.060 インチ) と約 4.572 mm (約 0.180 インチ) の間である請求項 1 に記載の手術機構。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概ね、白内障手術の分野、特に、水晶体超音波吸引術用ハンドピースの制御機構に関する。

【背景技術】

【0002】

最も簡潔に言えば、人間の目は、角膜と呼ばれる外側の透明な部分を通して光を伝達し、その光を水晶体によって網膜上に像の焦点を合わせることによって視覚化するように機能するものである。そして、焦点を合わされた像の質は、眼球の大きさや形状、そして、角膜や水晶体の透明度といった要素に左右される。

【0003】

ところで、加齢や病気によって水晶体の透明度が低下すると、網膜に伝達される光が減少することから、視力が低下する。こうした眼球の水晶体における欠陥は、医学的には、白内障として知られている。この病気の一般的な治療方法は、手術によって水晶体を除去し、そして、水晶体の機能を眼内レンズ (IOL) に置き換えることである。

【0004】

アメリカ合衆国では、白内障にかかった水晶体の多くを水晶体超音波乳化吸引術と呼ばれる外科手術により除去している。この処置では、水晶体超音波乳化吸引術用の薄い切断先端部が病気の水晶体内に挿入され、超音波振動する。そして、水晶体を眼球外へ吸引できるように、振動している切断先端部が水晶体を液化あるいは乳化させる。一旦除去された病気の水晶体は、眼内レンズによって置き換えられる。

【0005】

眼の処置に適した標準的な超音波の手術用機器は、超音波駆動式のハンドピースと取付型の切断先端部 (attached cutting tip) と灌流スリーブと電子制御装置とから構成される。また、ハンドピース組立品は、電気ケーブルとフレキシブルチューブとにより上記電子制御装置に取り付けられている。ここで、電子制御装置は、電気ケーブルを介してハンドピースから取付型の切断先端部へ伝達される出力レベルを変える。一方、フレキシブルチューブは、ハンドピース組立品を通じて灌流液を眼球に供給したり眼球から吸引液を汲み上げたりする。

【0006】

ハンドピースの作動部は、一組の圧電性結晶に直接取り付けられて中心に位置する中空の共鳴棒又はホーンである。水晶体超音波乳化吸引術中、圧電性結晶は、ホーンと取付型の切断先端部との両方を駆動するのに必要な超音波振動を供給し、制御装置により制御される。これら圧電性結晶とホーンとの組立品は、フレキシブルなマウンティングにより、ハンドピースの中空の本体又は外郭構造内に支持されている。また、ハンドピース本体の遠位端は、縮径部又はノーズコーンとして終端している。ノーズコーンは、灌流スリーブを受けるための雄ネジを有する。同様に、ホーン内の穴の遠位端は、切断先端部の雄ネジを受けるための雌ネジを有する。また、灌流スリーブは、ノーズコーンの雄ネジに留められる雌ネジを備えた穴を有する。切断先端部は、灌流スリーブの開口端を越えて所定の量だけ突出するよう調整される。超音波ハンドピースと切断先端部は、特許文献 1 ~ 12 により十分に記載されており、内容のすべてを引用することによって本明細書の記載に替えることとする。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

使用時に、切断先端部および灌流スリーブの遠位端は、角膜、強膜、あるいは他の部分の所定の幅の小さい切開部内へ挿入される。切断先端部は圧電性結晶駆動の超音波ホーンによって灌流スリーブ内で長手軸線に沿って超音波で振動し、それによって、選択されたその部位の組織を乳化する。中空の切断先端部の穴はホーンの穴に連通し、そしてハンドピースから電子制御装置への吸引チューブに連通する。電子制御装置内の減圧あるいはバキューム源は、眼球から切断先端部の開口遠位端、切断先端部およびホーンの穴、そして吸引チューブを介して収集装置内へ乳化組織を汲み上げ、あるいは吸引する。乳化組織の吸引は、灌流スリーブの内面と切断先端部との間の小さい環状のギャップを通して手術部位に注入される、溶液または灌流液を洗い流す生理食塩水によって助長される。

10

【 0 0 0 8 】

好適な外科技術は、誘発される乱視の危険性を減らすために、前眼房内の切開部を可能な限り小さくすることである。これら小さい切開部は、灌流スリーブを圧迫する非常に狭い傷口となる。特に、高吸引バキューム 66.7 kPa (500 mmHg 以上) および/または高流速 $0.667 \times 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s}$ ($40 \text{ cc}/\text{min}$) が用いられると、吸引流速の変化または吸引バキュームの急速な変化のいずれかによって引き起こされる灌流液の流れの変化が、絞られた灌流液の流入によっても減衰しないため、このような狭い傷口の構成は眼球の安定性を低下させてしまう。理論的には、眼球に入る灌流液量を増加することは、眼圧 (IOP) を安定させるのに役立つが、臨床条件において眼球に入る灌流液量は、傷口から最小量しかリークしない狭い傷口の構成のために、眼球から吸引される液量に限られてしまう。また、眼球を通り抜ける灌流液の流量が増加すると、場合により内皮細胞損失、手術後の炎症、浮腫の原因となる眼球内の乱流を増加させてしまう。

20

【 0 0 0 9 】

従って、高レベルの吸引バキューム時でさえ安定した IOP を維持するのに役立つ機構の必要性が依然と存在する。

【 0 0 1 0 】

【特許文献 1】米国特許第 3,589,363 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 4,223,676 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 4,246,902 号明細書

【特許文献 4】米国特許第 4,493,694 号明細書

【特許文献 5】米国特許第 4,515,583 号明細書

【特許文献 6】米国特許第 4,589,415 号明細書

【特許文献 7】米国特許第 4,609,368 号明細書

【特許文献 8】米国特許第 4,869,715 号明細書

【特許文献 9】米国特許第 4,922,902 号明細書

【特許文献 10】米国特許第 4,989,583 号明細書

【特許文献 11】米国特許第 5,154,694 号明細書

【特許文献 12】米国特許第 5,359,996 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

従って、本発明の一つの目的は、灌流液の流体抵抗を低減させた手術用灌流機構を提供することである。

【 0 0 1 2 】

本発明の別の目的は、より安定した眼圧を有する手術用灌流機構を提供することである。

【 0 0 1 3 】

本発明の別の目的は、より高い吸引バキュームを可能にする手術用灌流機構を提供することである。

【 0 0 1 4 】

30

40

50

本発明の別の目的は、より高い吸引流速を可能にする手術用灌流機構を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明は、灌流液の流体抵抗を低減させた手術用灌流機構を提供することによって従来技術を改良している。灌流液の流体抵抗を低減させることは灌流チューブの直径を増加させることによって達成される。灌流チューブの遠位端は、灌流チューブの剛性を減少させると共に灌流チューブを既存の手術装置に接続することができるように先細りしている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

本発明のこれらおよび他の利点と目的は、以下の詳細な説明と特許請求の範囲から明らかになるだろう。

【0017】

図1に最もよく示すように、本発明と共に使用するのに適した手術用制御装置320として、テキサス州フォートワースにあるAlcon研究所から入手可能な手術用装置であるINFINITI(登録商標)のような手術の制御装置が市販されている。制御装置320は灌流チューブ322および吸引チューブ324を介してハンドピース9に接続され、灌流チューブ322および吸引チューブ324を通る流れは、例えば足踏みスイッチ326を介してユーザーによって制御される。

【0018】

図2に概略的に示すように、制御装置320に組み入れられた本発明に用いられる機構10は、一般に、供給源16から灌流チューブ322を介して灌流液が供給されるハンドピース9を有する。灌流チューブ322は、灌流チューブ322内の灌流液の流れを制御するために、バルブ15、あるいは、何らかの他の適した装置を含む。供給源16からの注入液は、重力、または供給源16の加圧のいずれかによって加圧される。吸引チューブ324はハンドピース9をポンプ20に連通し、それによって手術部位の液体を吸引し、そして吸引された液体を容器22内へ放出する。また、ハンドピース9はケーブル26によって制御モジュール24に電子的に接続される。制御モジュール24は制御装置320内に収容されており、吸引ポンプ20と、供給源16と、バルブ15と、そして、ハンドピース9に供給される入力電圧とを制御する働きをする。

【0019】

眼圧の変化は灌流機構内の灌流液の流体抵抗に正比例する。それ故、灌流機構内の灌流液の流体抵抗を低減させることによって、灌流液の流れを増加させることなく、高吸引バキューム時でさえもより適した眼圧が維持できる。灌流機構内の灌流液の流体抵抗におけるこの低減は、灌流チューブ322の内径および外径を増加させることによって最も効果的に達成される。例えば、約3.810mm(約0.150インチ)と約6.350mm(約0.250インチ)の間であって好ましくは約4.826mm(約0.190インチ)の内径を有し、約4.826mm(約0.190インチ)と約7.620mm(約0.300インチ)の間であって好ましくは約7.137mm(約0.281インチ)の外径を有する灌流チューブ322を用いることで、灌流チューブ322内の非常に低減した流体抵抗を示すような、大きく増加した灌流液の自由流速 $2.47 \times 10^{-6} \text{ m}^3 / \text{ s}$ (約148cc/min以下)が可能となる。このような大きな径のチューブを用いることの欠点は、カセット、バルブ、ハンドピース等に用いられる既存の取付部品が、より小さい内径および外径のチューブに用いられるような大きさであることである。灌流チューブ322の径を増加させると、流路内のすべての器具の取付部品を再設計および/またはサイズ変更しなければならない。さらに、より大きい径のチューブはより小さい径のチューブよりも堅い。ハンドピース9に接続する灌流チューブ322を堅くすると操作がより困難になり、その結果、感覚と可動性が低下するので望ましくない。

【0020】

図3によく示すように、発明者は、灌流チューブ322がカセット327とハンドピース

10

20

30

40

50

ス 9 とに接続する部分 3 2 1、3 2 3、3 2 5 で灌流チューブ 3 2 2 の直径を減少させることによって、付随するハンドピースの可動性の低下がなくチューブの直径を増加させる方法を発見した。例えば、部分 3 2 1、3 2 3、3 2 5 は、約 1.524 mm (約 0.060 インチ) と約 4.572 mm (約 0.180 インチ) の間であって好ましくは約 4.064 mm (約 0.160 インチ) の内径を有し、約 2.286 mm (約 0.090 インチ) と約 5.080 mm (約 0.200 インチ) の間であって好ましくは約 4.826 mm (約 0.190 インチ) の外径を有する。このように直径を減少させると、灌流チューブ 3 2 2 を変更することなくより簡単に従来型のカセット 3 2 7 とハンドピース 9 に接続することが可能となり、ハンドピース 9 付近の部分 3 2 5 の剛性が低減する。灌流チューブ 3 2 2 は、灌流チューブ 3 2 2 の長さの大部分に沿って内径と外径が増加しており、例えば、約 305 mm (約 12.0 インチ) と約 610 mm (約 24.0 インチ) の間の灌流チューブ 3 2 2 の長さの比較的短い部分に設けられた直径が減少した部分 3 2 1、3 2 3、3 2 5 を備える。

10

【0021】

以上の記述は、図示と説明を目的とするものである。上で説明した発明に変更と改良が、本発明の範囲あるいは意図から逸脱することなくなされることは、当業者にとって明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図 1】ハンドピースと、本発明に用いられる制御装置の斜視図である。

20

【図 2】図 1 に示すハンドピースおよび制御装置の概略的な描写である。

【図 3】本発明の灌流チューブの概略的な描写である。

【符号の説明】

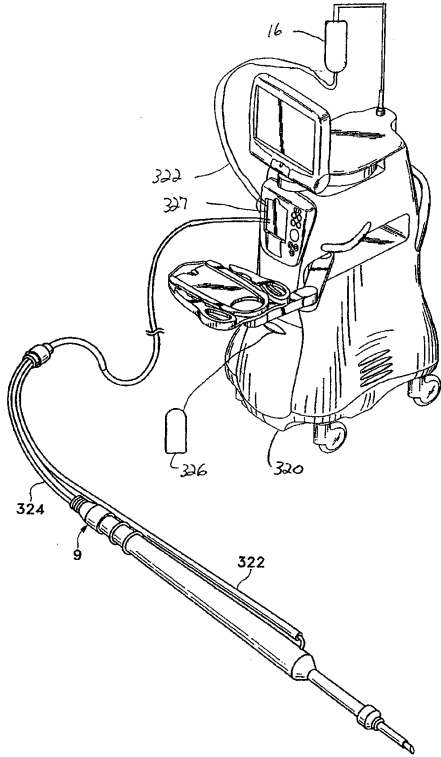
【0023】

- 9 ハンドピース
- 10 機構
- 15 バルブ
- 16 供給源
- 20 ポンプ
- 22 容器
- 24 制御モジュール
- 26 ケーブル
- 320 制御装置
- 322 灌流チューブ
- 324 吸引チューブ
- 326 足踏みスイッチ
- 327 カセット
- 321、323、325 部分

30

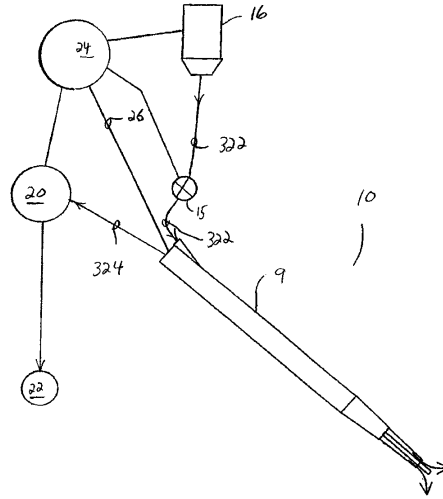
【 図 1 】

図 1



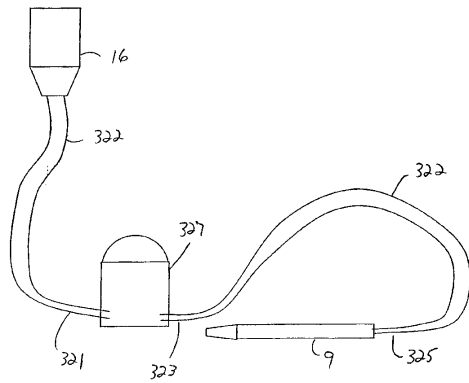
【 図 2 】

図 2



【 図 3 】

図 3



フロントページの続き

(72)発明者 ジョージ プロディー
アメリカ合衆国, カリフォルニア 9 2 6 7 2 , サン クレメンテ, コーレ フィエスタ 3 0 9

(72)発明者 メル エム. オリベイラ
アメリカ合衆国, カリフォルニア 9 2 6 4 9 , ハンティントン ビーチ, フォーブス レーン
1 7 4 0 2

審査官 小原 深美子

(56)参考文献 米国特許第05549547(US, A)
米国特許出願公開第2003/0195460(US, A1)
米国特許第4246902(US, A)
米国特許第4493694(US, A)
米国特許第4589415(US, A)
特開平10-127682(JP, A)
特開2001-231865(JP, A)
特表2001-526070(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 F 9 / 0 0 7