



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 600 13 304 T2 2005.09.08

(12)

## Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 207 825 B1

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: A61F 9/007

(21) Deutsches Aktenzeichen: 600 13 304.4

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US00/15948

(96) Europäisches Aktenzeichen: 00 941 316.2

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 01/015640

(86) PCT-Anmeldetag: 09.06.2000

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 08.03.2001

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 29.05.2002

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 25.08.2004

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 08.09.2005

(30) Unionspriorität:

386003 30.08.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,  
LI, LU, MC, NL, PT, SE

(73) Patentinhaber:

Alcon Inc., Hünenberg, CH

(72) Erfinder:

FINLAY, L., Russell, Keller, US; FURNISS, W.,  
William, Ranch Santa Margarita, US; HUCULAK,  
C., John, Mission Viejo, US; JUNG, C.,  
Christopher, Mission Viejo, US

(74) Vertreter:

BOEHMERT & BOEHMERT, 80336 München

(54) Bezeichnung: MIKROCHIRURGISCHE GERÄT

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelebt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

**Beschreibung****Gebiet der Erfindung**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich allgemein auf mikrochirurgische Instrumente. Insbesondere und nicht darauf beschränkt betrifft die vorliegende Erfindung mikrochirurgische bei der ophthalmischen Chirurgie des hinteren Segments verwendete Instrumente, wie beispielsweise Vitrektomiesonden, und die Optimierung der Leistungsfähigkeit dieser Instrumente für eine Vielzahl chirurgischer Zwecke.

**Beschreibung des Standes der Technik**

**[0002]** Für viele mikrochirurgische Prozeduren ist das präzise Schneiden und/oder Entfernen verschiedener Körperteile erforderlich. Beispielsweise ist bei bestimmten ophthalmischen chirurgischen Prozeduren das Schneiden und/oder Entfernen des Vitreous Humor, einem transparenten gallertartigen Material erforderlich, das das hintere Segment des Auges ausfüllt. Das Vitreous Humor oder Vitreous wird aus zahlreichen mikroskopischen Fasern gebildet, die häufig an der Netzhaut anhaften. Daher muß das Schneiden und Entfernen des Vitreous mit großer Sorgfalt durchgeführt werden, um die Ausübung eines Zugs auf die Netzhaut, die Trennung der Netzhaut von der Aderhaut, einen retinalen Riß oder im schlimmsten Fall das Abschneiden und Entfernen der Netzhaut selbst zu vermeiden.

**[0003]** Die Verwendung mikrochirurgischer Schneidesonden bei der ophthalmischen Chirurgie des hinteren Segments ist bekannt. Derartige Vitrektomiesonden werden typischerweise über einen Schnitt in der Lederhaut in der Nähe der Pars Plana eingeführt. Der Chirurg kann während eines chirurgischen Eingriffs am hinteren Segment auch andere mikrochirurgische Instrumente, wie beispielsweise eine faseroptische Beleuchtungseinrichtung, eine Infusionskanüle oder eine Absaugsonde einführen. Der Chirurg führt die Prozedur bei einer Beobachtung des Auges unter einem Mikroskop durch.

**[0004]** Herkömmliche Vitrektomiesonden umfassen typischerweise ein hohles äußeres Schneidelement, ein im hohlen äußeren Schneidelement koaxial und bewegbar darin angeordnetes hohles inneres Schneidelement und eine sich radial durch das äußere Schneidelement in der Nähe des distalen Endes desselben erstreckende Öffnung. Beim Schließen der Öffnung wirken Schneidoberflächen auf dem inneren und äußeren Schneidelement zum Abschneiden des Vitreous zusammen und das abgeschnittene Vitreous wird dann durch das innere Schneidelement abgesaugt. Die US Patente Nr. 4,577,629 (Martinez), 5,019,035 (Missirlian et al.), 4,909,249 (Akkas et al.), 5,176,628 (Charles et al.), 5,047,008 (de Juan et al.),

4,696,298 (Higgins et al.) und 5,733,297 (Wang) offenbaren verschiedene Arten von Vitrektomiesonden.

**[0005]** Herkömmliche Vitrektomiesonden umfassen Sonden der „Bauart einer Guillotine“ und drehende Sonden. Eine Sonde der Bauart einer Guillotine weist ein inneres sich längs seiner longitudinalen Achse hin- und herbewegendes Schneidelement auf. Eine drehende Sonde weist ein inneres Schneidelement auf, das sich um seine Längsachse hin- und herbewegt. Bei beiden Arten von Sonden werden die inneren Schneidelemente unter Verwendung verschiedener Verfahren betätigt. Beispielsweise kann das innere Schneidelement mit Hilfe eines pneumatischen Drucks entgegen einer Kolben- oder Diaphragmenordnung, mit der eine mechanische Feder überwunden wird, aus der Position mit geöffneter Öffnung in die Position mit geschlossener Öffnung bewegt werden. Bei Wegnahme des pneumatischen Drucks wird das innere Schneidelement durch die Feder aus der Position mit geschlossener Öffnung in die Position mit geöffneter Öffnung zurückgebracht. Als ein weiteres Beispiel kann das innere Schneidelement unter Verwendung einer ersten pneumatischen Druckquelle von der Position mit geöffneter Öffnung in die Position mit geschlossener Öffnung und dann mit Hilfe einer zweiten pneumatischen Druckquelle von der Position mit geschlossener Öffnung in die Position mit geöffneter Öffnung bewegt werden. Als ein weiteres Beispiel kann das Schneidelement unter Verwendung eines herkömmlichen rotierenden elektrischen Motors oder einer Spule elektromechanisch zwischen den Positionen mit geöffneter und geschlossener Öffnung bewegt werden. In der US Patentschrift 4,577,629 wird ein Beispiel einer nach Art einer Guillotine mit einem pneumatischen Kolben / einer mechanischen Feder betätigten Sonde offenbart. In den US Patenten Nr. 4,909,249 und 5,019,035 werden nach Art einer Guillotine mit einem pneumatischen Diaphragma/einer mechanischen Feder betätigten Sonden offenbart. Im US Patent Nr. 5,176,628 ist eine duale drehende pneumatisch angetriebene Sonde gezeigt.

**[0006]** Bei jeder der oben beschriebenen herkömmlichen Vitrektomiesonden wird das innere Schneidelement immer aus einer Position mit vollkommen geöffneter Öffnung in eine Position mit vollkommen geschlossener Öffnung und zurück in eine Position mit vollkommen geöffneter Öffnung bewegt. Es wird angenommen, daß bestimmte herkömmliche, nach Art einer Guillotine, pneumatisch/mit einer mechanischen Feder betätigten Sonden physikalisch dazu geeignet sind, mit Schneidgeschwindigkeiten angetrieben zu werden, die nicht zulassen, daß die Öffnung bei jedem Schneidzyklus in ihre vollkommen geöffnete Position zurückkehrt. Das Auftreten dieser Betriebsart wurde bei den chirurgischen Systemen, mit welchen derartige Sonden betrieben wurden, jedoch

nicht zugelassen. Dies liegt daran, daß die mit der ophthalmischen Chirurgie befaßte Fachgruppe historisch gesehen davon ausgegangen war, daß eine vollkommen geöffnete Öffnung für eine Maximierung des Fluidflusses in die Öffnung und Maximierung des Einschlusses von Vitreous in der Öffnung und für eine Beschleunigung des Schneidens des Vitreous und dessen Entfernung kritisch wäre.

**[0007]** Die meisten herkömmlichen Sonden sind so bemessen, daß sie eine relativ große vollkommen geöffnete Öffnung (z.B. 0,020 Zoll (0,508 mm) bis 0,030 Zoll (0,76 mm)) für eine Verwendung bei einer Vielzahl von chirurgischen Zwecken aufweisen. Da diese Sonden mit relativ geringen Schneidegeschwindigkeiten arbeiten (z.B. bis zu 800 Schnitte/Minute), können sie zur Entfernung großer Mengen von Vitreous in einem einzigen Schneidzyklus, wie beispielsweise bei der Kernvitrektomie, und zum Schneiden von physisch ausgedehntem Vitreousgewebe, wie beispielsweise von Zugbändern, verwendet werden. Zusätzlich werden diese Sonden auch für heiklere Schritte, wie beispielsweise die Handhabung von bewegbarem Gewebe (z.B. das Entfernen von Vitreous in der Nähe eines abgelösten Teils der Retina oder eines retinalen Risses), die Vitreousbasiszerlegung und Membranentfernung verwendet. Jedoch ruft der kombinierte Effekt einer großen Öffnung, eines großen Schneidehubs und einer relativ niedrigen Schneidegeschwindigkeit bei diesen Sonden manchmal unerwünschte Störungen im Vitreous und in retinalen Geweben und eine hohe Zwischen-spitzenfluktuation des intraokularen Drucks im Auge hervor. Diese beiden Beschränkungen können für den Chirurgen Probleme verursachen und können für den Patienten schädlich sein.

**[0008]** Es wurden spezialisierte Vitrektomiesonden entwickelt. Beispielsweise wurden Sonden mit einer relativ kleinen Größe der vollkommen geöffneten Öffnung (z.B. 0,010 Zoll(0,254 mm)) zur Durchführung schwierigerer chirurgischer Eingriffe in der Nähe der Retina verwendet. Ein Beispiel einer spezialisierten Sonde ist die von Alcon Laboratories, Inc. in Fort Worth, Texas erhältliche Microport®-Sonde. Diese Sonden sind jedoch für die Kernvitrektomie nicht sehr wirksam und daher ist der Chirurg häufig dazu gezwungen, mehrere Vitrektomiesonden im Auge eines Patienten zu verwenden und diese wiederholt einzuführen, wodurch der chirurgische Eingriff verkompliziert wird und dem Patienten eine größere Wunde zugefügt wird. Als ein weiteres Beispiel offenbaren die US-Patente Nr. 4,909,249 und 5,019,035 Sonden mit manuell einstellbaren Öffnungsgrößen. Jedoch ist das wiederholte manuelle Einstellen der Öffnungsgröße zeitaufwendig und schwierig. Sonden mit relativ hohen Schneidegeschwindigkeiten wurden von der Storz Instrument Company aus St. Louis (die „Lightning“-Sonde) und von Scieran Technologies, Inc. aus Laguna Hills, Kalifornien (die „Vit Comman-

der“-Sonde) entwickelt. Jedoch wird davon ausgegangen, daß diese Sonden bezüglich der Flußrate etwas eingeschränkt sind, so daß sie bei der Kernvitrektomie weniger wirkungsvoll sind. Im Dokument US-A-5833643 wird ein mikrochirurgisches Instrument gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 offenbart.

**[0009]** Somit besteht ein Bedarf für ein verbessertes für alle fundamentalen Zwecke der Vitrektomiechirurgie – der Kern-Vitrektomie, der Handhabung von beweglichem Gewebe, der Vitreous Basiszerlegung und der Membranentfernung – verwendbares Verfahren, das nicht den oben beschriebenen Beschränkungen unterliegt. Wie nachfolgend in weiteren Einzelheiten erläutert wird, würde mit diesen Verfahren automatisch die Schneidegeschwindigkeit, der Arbeitszyklus mit geöffneter Öffnung und die Größe oder Apertur der geöffneten Öffnung bedarfsgemäß im Laufe einer Prozedur automatisch gesteuert, um chirurgische Gesichtspunkte in breitem Umfang erfüllen zu können. Benötigt wird auch ein verbessertes Verfahren zur Bedienung von anderen mikrochirurgischen Instrumenten als Vitrektomiesonden. Idealerweise wären die verbesserten Verfahren für den Patienten sicher, für den Chirurgen einfach in der Anwendung und wirtschaftlich realisierbar.

#### Abriß der Erfindung

**[0010]** Bei der vorliegenden Erfindung handelt es sich um ein mikrochirurgisches Instrument, wie es im beigefügten Anspruchssatz definiert ist. Das mikrochirurgische Instrument umfaßt eine Öffnung zur Aufnahme von Gewebe und ein Element. Ein Gewebefluß in die Öffnung wird mit Hilfe einer Unterdruckquelle induziert und das Element wird in einer zyklischen Weise bewegt, um die Öffnung über eine Mehrzahl von Schneidfolgen zyklisch zu öffnen und zu schließen. Eine Schneidegeschwindigkeit des Elements wird mit der Zyklusrate variiert, um den Fluß von Gewebe in die Öffnung zu variieren.

**[0011]** Das mikrochirurgische Instrument kann eine Vitrektomiesonde, eine Ansaugsonde oder eine andere Schneidesonde umfassen. Bei der Ausführungsform mit Vitrektomiesonde bietet die vorliegende Erfindung die Möglichkeit, die Flußrate in die Sonde und die Öffnung der Sonde für eine gegebene Schneidegeschwindigkeit einzustellen, um eine Vielzahl vitreoretinaler chirurgischer Aufgaben zu erledigen.

#### Kurzbeschreibung der Zeichnungen

**[0012]** Für ein umfassenderes Verständnis der vorliegenden Erfindung und für weitere Aspekte und Vorteile derselben wird auf die folgende Beschreibung Bezug genommen, die in Verbindung mit den begleitenden Zeichnungen heranzuziehen ist, in welchen:

[0013] [Fig. 1](#) eine Seitenquerschnittsansicht einer ersten für die vorliegende Erfindung bevorzugten Vitrektomiesonde ist, die in einer Position mit vollkommen geöffneter Öffnung gezeigt ist;

[0014] [Fig. 2](#) eine Seitenquerschnittsansicht der Sonde aus [Fig. 1](#) in einer Position mit geschlossener Öffnung ist;

[0015] [Fig. 3](#) eine teilweise im Querschnitt gezeigte Seitenansicht einer zweiten für die vorliegende Erfindung bevorzugten Vitrektomiesonde ist, die in einer Position mit vollkommen geöffneter Öffnung gezeigt ist;

[0016] [Fig. 4](#) eine Ansicht im Querschnitt der Sonde aus [Fig. 3](#) längs der Linie 4-4 ist;

[0017] [Fig. 5](#) eine Ansicht im Querschnitt der Sonde aus [Fig. 3](#) längs der Linie 4-4 ist, die in einer Position mit geschlossener Öffnung gezeigt ist;

[0018] [Fig. 6](#) ein Blockdiagramm bestimmter Teile eines für die vorliegende Erfindung bevorzugten Mikrochirurgiesystems ist;

[0019] [Fig. 7](#) ein Flußprofil für die Sonde aus [Fig. 1](#) gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt, das mit einem herkömmlichen Flußprofil für die Sonde aus [Fig. 1](#) und einem herkömmlichen Flußprofil für die Mikropoint®-Sonde verglichen ist;

[0020] [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) Draufsichten auf die Sonde aus [Fig. 1](#) sind, die die Möglichkeit zeigen, die Größe der geöffneten Öffnung entsprechend der Größe des zu schneidenden und abzusaugenden Gewebes gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung zu variieren;

[0021] [Fig. 10](#) ein beispielhaftes Diagramm des elektrischen Signals zur Erzeugung einer pneumatischen Wellenform für einen herkömmlichen Betrieb der Sonde aus [Fig. 1](#) ist;

[0022] [Fig. 11](#) eine beispielhafte pneumatische Wellenform für einen herkömmlichen Betrieb der Sonde aus [Fig. 1](#) ist; und

[0023] [Fig. 12](#) eine Zusammenstellung pneumatischer Wellenformen für den Betrieb der Sonde aus [Fig. 1](#) gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung zeigt.

Detaillierte Beschreibung der bevorzugten Ausführungsformen

[0024] Die bevorzugten Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung und ihre Vorteile werden am besten mit Bezugnahme auf die [Fig. 1](#) bis [Fig. 12](#) der

Zeichnungen verständlich, wobei für ähnliche und entsprechende Teile in den verschiedenen Zeichnungen gleiche Bezugszeichen verwendet werden.

[0025] Zunächst wird auf [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) Bezug genommen. Dort ist ein distales Ende eines mikrochirurgischen Instruments **10** schematisch dargestellt. Bei dem mikrochirurgischen Instrument **10** handelt es sich vorzugsweise um eine Vitrektomiesonde der Bauart einer Guillotine, die ein äußeres röhrenförmiges Schneidelement **12** und ein im äußeren Schneidelement **12** bewegbar angeordnetes inneres röhrenförmiges Schneidelement **14** umfaßt. Das äußere Schneidelement **12** umfaßt eine Öffnung **16** und eine Schneidkante **18**. Die Öffnung **16** weist vorzugsweise eine Länge von ungefähr 0,508 mm (0,020 Zoll) entlang der Längsachse der Sonde **10** auf. Das innere Schneidelement **14** weist eine Schneidkante **20** auf.

[0026] Während des Betriebs der Sonde **10** wird das innere Schneidelement **14** längs der longitudinalen Achse der Sonde **10** in einem einzigen Schneidezyklus von einer Position A, wie in [Fig. 1](#) gezeigt ist, zu einer Position B, wie in [Fig. 2](#) gezeigt ist, und dann zurück zur Position A bewegt. Die Position A entspricht einer vollkommen geöffneten Position der Öffnung **16** und die Position B entspricht einer vollkommen geschlossenen Position der Öffnung **16**. In der Position A wird Vitreous Humor oder anderes Gewebe in die Öffnung und in das innere Schneidelement **14** durch einen durch den Pfeil **22** dargestellten, durch Unterdruck induzierten Fluidstrom angesaugt. In der Position B wird das Vitreous in der Öffnung **16** und im inneren Schneidelement **14** mit Hilfe der Schneidkanten **18** und **20** abgeschnitten bzw. abgetrennt und mit Hilfe des durch Unterdruck induzierten Fluidstroms **22** abgesaugt. Die Schneidkanten **18** und **20** sind vorzugsweise mit einer Passung mit Übermaß ausgebildet, um das Abschneiden des Vitreous sicherzustellen. Zusätzlich befinden sich die Positionen A und B herkömmlicherweise etwas außerhalb der Enden der Öffnung **16**, um bei bestimmten Sonden **10** Schwankungen beim Betrieb des inneren Schneidelements **14** Rechnung zu tragen.

[0027] Im Folgenden wird auf die [Fig. 3](#) bis [Fig. 5](#) Bezug genommen. Dort ist ein distales Ende eines mikrochirurgischen Instruments **30** schematisch dargestellt. Bei dem Instrument **30** handelt es sich vorzugsweise um eine drehende Vitrektomiesonde. Diese umfaßt ein röhrenförmiges äußeres Schneidelement **32** und ein bewegbar im äußeren Schneidelement **32** angeordnetes röhrenförmiges inneres Schneidelement **34**. Das äußere Schneidelement **32** umfaßt eine Öffnung **36** und eine Schneidkante **38**. Die Öffnung **36** umfaßt vorzugsweise eine Länge von ungefähr 0,020 Zoll (0,508 mm) längs der Längsachse der Sonde **30**. Das innere Schneidelement **34** umfaßt eine Öffnung **40** mit einer Schneidkante **41**.

**[0028]** Während des Betriebs der Sonde **30** wird das innere Schneidelement **34** in einem einzigen Schneidzyklus um die Längsachse der Sonde **30** von einer Position A, die in [Fig. 4](#) gezeigt ist, in eine Position B, die in [Fig. 5](#) gezeigt ist, und dann zurück in die Position A gedreht. Die Position A entspricht einer vollkommen geöffneten Position der Öffnung **36** und die Position B entspricht einer vollkommen geschlossenen Position der Öffnung **36**. In der Position A wird durch einen durch Unterdruck induzierten Fluidstrom, der durch den Pfeil **42** dargestellt ist, Vitreous Humor oder anderes Gewebe in die Öffnung **36**, Öffnung **40** und das innere Schneidelement **34**, gesaugt. In der Position B wird das Vitreous im inneren Schneidelement **34** durch Schneidkanten **38** und **41** abgeschnitten bzw. abgetrennt und mit Hilfe des durch Unterdruck induzierten Stroms **42** abgesaugt. Die Schneidkanten **38** und **41** sind vorzugsweise mit einer Passung mit Übermaß ausgebildet, um das Abschneiden des Vitreous sicherzustellen. Zusätzlich befindet sich die Position B herkömmlicherweise etwas hinter dem Rand der Schneidoberfläche **38** des äußeren Schneidelements **32**, um bei bestimmten Sonden **30** Schwankungen beim Betrieb des inneren Schneidelements **34** Rechnung zu tragen.

**[0029]** Das innere Schneidelement **14** der Sonde **10** wird vorzugsweise durch Anwendung eines pneumatischen Drucks gegen einen Kolben oder eine Diaphragmenanordnung, mit der eine mechanischen Feder überwunden wird, von der Position mit geöffneter Öffnung in die Position mit geschlossener Öffnung bewegt. Wenn der pneumatische Druck nachlässt, kehrt das innere Schneidelement **14** mit Hilfe der Feder aus der Position mit geschlossener Öffnung in die Position mit geöffneter Öffnung zurück. Das innere Schneidelement **34** der Sonde **20** wird vorzugsweise unter Verwendung einer ersten pneumatischen Druckquelle von der Position mit geöffneter Öffnung in die Position mit geschlossener Öffnung bewegt und dann unter Verwendung einer zweiten Quelle pneumatischen Druckquelle von der Position mit geschlossener Öffnung in die Position mit geöffneter Öffnung bewegt. Die erste pneumatische Druckquelle pulsiert und die zweite pneumatische Druckquelle kann ebenfalls pulsieren oder kann fest sein. Alternativ können die inneren Schneidelemente **14** und **34** elektromechanisch zwischen ihrer jeweiligen geöffneten und geschlossenen Position der Öffnung unter Verwendung eines herkömmlichen linearen Motors oder einer Spule bewegt werden. Die Implementierung bestimmter Betätigungsverfahren ist umfassender in den US-Patenten Nr. 4,577,629; 4,909,249; 5,019,035 und 5,176,628, die bereits oben genannt wurden, beschrieben. Zu Veranschaulichungszwecken und ohne Beschränkung wird die vorliegende Erfindung nachfolgend mit Bezugnahme auf eine pneumatische/mit einer mechanischen Feder betätigte Vitrektomiesonde **10** der Bauart einer Guillotine beschrieben.

**[0030]** In [Fig. 6](#) ist ein Blockdiagramm bestimmter Teile der elektronischen und pneumatischen Unterbaugruppen eines für eine Verwendung bei der vorliegenden Erfindung bevorzugten mikrochirurgischen Systems **50** gezeigt.

**[0031]** Beispielsweise könnte es sich bei dem System **50** um das von Alcon Laboratories, Inc. aus Fort Worth, Texas vertriebene Accurus®-Chirurgiesystem oder um ein anderes herkömmliches ophthalmisches mikrochirurgisches System handeln. Das System **50** umfaßt vorzugsweise einen Host-Mikrocomputer **52**, der elektronisch mit einer Vielzahl von Mikrocontrollern **54** verbunden ist. Der Mikrocomputer **52** umfaßt vorzugsweise einen Intel® 486™ Mikroprozessor und die Mikrocontroller **54** umfassen vorzugsweise Intel® 80C196™ Mikroprozessoren. Selbstverständlich können gegebenenfalls andere herkömmliche Mikroprozessoren mit äquivalenten oder besseren Leistungsmerkmalen für den Mikrocomputer **52** und die Mikrocontroller **54** verwendet werden. Der Mikrocontroller **54a** ist elektronisch mit einem Luft/Fluid-Modul **56** des Systems **50** verbunden und steuert dieses. Das Luft/Fluid-Modul **56** umfaßt vorzugsweise eine pneumatische Druckquelle **58** und eine Unterdruckquelle **60**, die beide über eine herkömmliche PVC-Rohrleitung **62** und **64** in Fluidkommunikation mit der Sonde **10** oder Sonde **30** stehen. Das Luft/Fluid-Modul **56** umfaßt vorzugsweise ebenfalls geeignete elektrische Verbindungen zwischen seinen verschiedenen Komponenten. Obwohl beide Sonden **10** und **30** im System **50** verwendet werden können, wird im Rest dieser Beschreibung des Systems **50** aus Gründen der Einfachheit lediglich auf die Sonde **10** Bezug genommen.

**[0032]** Mit Hilfe der pneumatischen Druckquelle **58** wird pneumatischer Betriebsdruck zur Sonde **10** zugeführt, wobei es sich vorzugsweise um einen Druck von ungefähr 57 psi (392 kPa) handelt. Ein Magnetventil **66** ist in der Leitung **62** zwischen der Druckquelle **58** und der Sonde **10** angeordnet. Das Magnetventil **66** hat vorzugsweise eine Reaktionszeit zwischen ungefähr 2 und 3 Millisekunden. Das System **50** umfaßt vorzugsweise einen variablen Controller **68**. Der variable Controller **68** ist elektronisch über den Mikrocomputer **52** und Mikrocontroller **54a** mit einem Magnetventil **66** verbunden und steuert dieses. Wie nachfolgend in weiteren Einzelheiten erläutert wird, liefert der variable Controller **68** vorzugsweise ein variables elektrisches Signal, mit dem das Magnetventil **66** zwischen einer geöffneten und geschlossenen Position hin- und herbewegt wird, um einen zyklischen pneumatischen Druck zu liefern, mit dem das innere Schneidelement **14** der Sonde **10** bei einer Vielzahl von Schneidegeschwindigkeiten von seiner Position mit geöffneter Öffnung in seine Position mit geschlossener Öffnung angetrieben wird. Obwohl dies in [Fig. 6](#) nicht gezeigt ist, kann das Luft/Fluid-Modul **56** auch eine zweite pneumatische Druck-

quelle und ein zweites vom Mikrocontroller **54a** gesteuertes Magnetventil umfassen, mit dem das innere Schneidelement **34** der Sonde **30** von seiner Position mit geschlossener Öffnung in seine Position mit geöffneter Öffnung bewegt wird. Bei dem variablen Controller **68** handelt es sich vorzugsweise um einen herkömmlichen Fußschalter oder ein Fußpedal, das von einem Chirurgen betätigt werden kann. Beispielsweise kann es sich bei dem variablen Controller **68** um das als Teil des oben genannten Accurus®-Chirurgiesystems verkaufte Fußpedal handeln. Alternativ könnte es sich bei dem variablen Controller **68** gegebenenfalls auch um einen herkömmlichen in der Hand gehaltenen Schalter oder um eine „Berührungsbildschirm“-Steuerung handeln.

**[0033]** In [Fig. 7](#) ist die Flußrate pro Zeiteinheit in Abhängigkeit von der Schneidegeschwindigkeit für drei beispielhafte Vitrektomiesonden gezeigt. Das Profil **80** gibt ein bevorzugtes Flußprofil für eine pneumatische/mechanisch mit einer Feder betätigten Sonde **10** wieder, die gemäß der bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung betätigt wird. Das Profil **82** gibt ein herkömmliches Flußprofil für eine pneumatische/mechanisch mit einer Feder betätigten Sonde **10** wieder. Das Profil **84** gibt ein herkömmliches Flußprofil für die Microport®-Sonde wieder. Wie in [Fig. 7](#) gezeigt ist, ist das Flußprofil **80** vorzugsweise im wesentlichen linear.

**[0034]** Bei konstantem Ansaugen mit einem Unterdruck von 150 mmHg beträgt das Flußprofil **84** bei allen Schneidegeschwindigkeiten ungefähr 40% des Profils **82**. Obwohl mit der Sonde mit dem Profil **84** Flußraten pro Zeiteinheit von 1–2 cc/Min. erreicht werden, die bei der Durchführung von heiklen retinalen Operationen von den Fachkreisen der ophthalmischen Chirurgie gewünscht werden, können mit derselben Sonde nicht die höheren zur Durchführung der Kern-Vitrektomie erwünschten Flußraten pro Zeiteinheit von 8–10 cc/Min. erreicht werden.

**[0035]** In [Fig. 7](#) wird für das Verhältnis von 0 cpm (Schnitte/Min.) zum Fluß mit maximalem cpm für die Profile **82** und **84** ein Wert von ungefähr 2,5:1 offenbart. Im Gegensatz dazu ist das Flußverhältnis beim Profil **80** größer als 50:1. Durch Verwenden des erfindungsgemäßen Verfahrens zur umfassenderen Modulierung des Flusses durch die Sonde **10** durch Anwendung verschiedener Schneidegeschwindigkeiten, Arbeitszyklen mit geöffneter Öffnung und Aperturdurchmessern übersteigt das Flußprofil **80** das der kombinierten Profile **82** und **84** deutlich. Mit einem in derartiger Weise verbesserten Flußumfang wird die Notwendigkeit zur Einführung mehrerer Sonden in das Auge eines Patienten für verschiedene chirurgische Aufgaben deutlich reduziert oder beseitigt und werden die Komplexität des chirurgischen Eingriffs und die dabei dem Patienten zugefügte Wunde reduziert.

**[0036]** Die verbesserte Leistungsfähigkeit der Sonde **10** bezüglich des Flußprofils **80** wird durch dynamisches Variieren des Arbeitszyklus mit geöffneter Öffnung der Sonde in Abhängigkeit von der Schneidegeschwindigkeit erreicht. Bei hohen Schneidegeschwindigkeiten erleichtert eine derartige Variierung des Arbeitszyklus auch die Variierung der Größe oder Apertur der „geöffneten“ Öffnung **16**. Eine der wichtigen Entdeckungen bei der vorliegenden Erfindung besteht darin, daß bevorzugt wird, die Größe der geöffneten Öffnung **16** entsprechend der Größe des Vitreous oder von anderem zu schneidendem und zu entfernendem Zielgewebe zu variieren. Beispielsweise zeigt [Fig. 8](#) ein inneres Schneidelement **14** der Sonde **10**, das in einem einzigen Arbeitszyklus von einer vollkommen geöffneten Position A der Öffnung **16** in eine vollkommen geschlossene Position B der Öffnung und wieder zurück in eine Position A, wie dies herkömmlicherweise der Fall ist, bewegt wird. Bei diesem Betriebsmodus ist die Apertur der Öffnung **16** konstant. Aufgrund der Differenz der Querschnittsflächen zwischen einem relativ kleinen Stück Vitreousgewebe **86** und der vollkommen geöffneten Öffnung **16** wird Gewebe **86** von der Unterdruckquelle **60** nicht immer wirkungsvoll abgesaugt. Wie in [Fig. 9](#) gezeigt ist, wird jedoch gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung das innere Schneidelement **14** der Sonde **10** zwischen einer geöffneten Position A' der Öffnung **16** und einer vollkommen geschlossenen Position B der Öffnung und wieder zurück in die Position A' bewegt. Bei diesem Betriebsmodus kann die Apertur der Öffnung **16** beispielsweise in die Position A' entsprechend der Größe des Vitreousgewebes **86** variiert werden. Ähnliche Querschnittsflächen des Vitreousgewebes **86** und der geöffneten Öffnung **16** lassen einen wirkungsvoller von der Unterdruckquelle **16** erzeugten Unterdruck und ein wirksameres Absaugen von Gewebe **86** in die Öffnung **16** zu. Das Konzept des dynamischen Variierens des Arbeitszyklus und/oder der Größe der geöffneten Öffnung mit der Schneidegeschwindigkeit gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung und die daraus resultierenden Vorteile werden im Folgenden in weiteren Einzelheiten mit Bezugnahme auf die [Fig. 10](#), [Fig. 11](#) und [Fig. 12](#) erläutert.

**[0037]** [Fig. 10](#) zeigt ein beispielhaftes vom Mikrocontroller **54a** zum Magnetventil **66** zugeführtes elektrisches Signal zur Betätigung des Schneidelements **14** der Sonde **10** über eine pneumatische Druckquelle **58** und Leitung **62**. Die geschlossene Position des Ventils **66** ist vorzugsweise einem Wert von 0 Volt zugeordnet und die geöffnete Position des Ventils **66** vorzugsweise einem Wert von 5 Volt. Bei einer gegebenen Schneidegeschwindigkeit hat die Sonde **10** eine die Zeit zur Öffnung des Ventils **66** plus der Zeit, während der das Ventil **66** offen gehalten wird, plus der Zeit zum Schließen des Ventils **66** plus der Zeit, während der das Ventil **66** geschlossen gehalten

wird, bis das nächste Signal zum Öffnen des Ventils **66** auftritt, wiedergebende Zeitperiode  $\tau$ .  $\tau$  ist der Kehrwert der Schneidegeschwindigkeit. Beispielsweise ist bei einer Schneidegeschwindigkeit von 800 cpm  $\tau = 57$  Millisekunden (ms)/Schnitt. Für die Zwecke dieses Dokuments ist die Dauer des elektrischen Signals, mit dem das Ventil **66** in der geöffneten Position gehalten wird, definiert als die Pulsbreite PW. Gemäß der Verwendung in diesem Dokument ist der Arbeitszyklus mit geöffneter Öffnung bzw. der Arbeitszyklus definiert als das Verhältnis von PW zu  $\tau$  (PW/ $\tau$ ).

**[0038]** Wie in [Fig. 11](#) gezeigt ist, gibt  $\tau$  auch die Zeit zwischen jeweiligen vom Luft/Fluid-Modul **56** in Reaktion auf das elektrische Signal aus [Fig. 10](#) erzeugten pneumatischen Pulsen wieder. Das pneumatische Signal ist gegenüber dem elektrischen Signal am Ventil **66** um ungefähr 9 ms verzögert (ungefähr 2 ms einer Verzögerung beim Öffnen des Ventils **66** und ungefähr 7 ms einer Übertragungsverzögerung längs der PVC-Leitung **62**). Es wurde festgestellt, daß eine beispielhafte pneumatische/mit einer mechanischen Feder betätigtes Sonde **10**, wie z.B. die von Alcon Laboratories, Inc. aus Fort Worth, Texas erhältliche Accurus®-Sonde sich bei einem Druck  $P_c$  von ungefähr 21 psi in der Position B mit vollkommen geschlossener Öffnung befindet und in der Position B mit vollkommen geöffneter Öffnung bei einem Druck  $P_o$  von ungefähr 4 psi (28 kPa). Diese beispielhafte Sonde wird mit Hilfe des Luft/Fluid-Moduls **56** mit Druckpulsen mit einem maximalen Druck  $P_{max}$  von ungefähr 34 psi und einem minimalen Druck  $P_{min}$  von ungefähr 3 psi (21 kPa) betrieben.  $P_c$ ,  $P_o$ ,  $P_{max}$  und  $P_{min}$  können bei verschiedenen Proben variieren.

**[0039]** Wie oben erwähnt, ist die Schneidegeschwindigkeit der Sonde **10** bzw. die Zyklusrate des elektrischen Signals am Ventil **66** gleich  $1/\tau$ . Somit führt eine erhöhte Schneidegeschwindigkeit zu einer verringerten Periode  $\tau$ . Falls PW konstant gehalten wird, führt diese Abnahme von  $\tau$  zu einem verlängerten Arbeitszyklus, wodurch der DC oder Bias-Pegel der pneumatischen Wellenform in [Fig. 11](#) nach oben verschoben wird. Unabhängig von PW führt eine erhöhte Schneidegeschwindigkeit zu einer verringerten pneumatischen Auslenkung zwischen den Spitzen (peak-peak) von  $P_{max}$  und  $P_{min}$ .

**[0040]** Die Bewegung des inneren Schneidelements **14** steht in direktem Bezug zum an die Antriebssonde **10** angelegten Druck. Die Kombinationen dieses Verständnisses mit den zuvor beschriebenen Auswirkungen der PW und Schneidegeschwindigkeit auf das pneumatische Signal und einer Erhöhung der Schneidegeschwindigkeit bei konstant gehaltener PW haben netto die Wirkung, daß eine Bewegung des inneren Schneidelements **14** bewirkt wird, die sowohl bezüglich der Amplitude reduziert

als auch in der Richtung der geschlossenen Öffnung verschoben ist (d.h. in Richtung der Linie B aus [Fig. 2](#)).

**[0041]** In [Fig. 11](#) ist auch der über  $P_c$  hinausgehende pneumatische Antrieb bzw. Druck  $P_{max}$  dargestellt, der sowohl für Abweichungen bei der Betätigung der Sonde **10** als auch für kleinere Abweichungen bei den anderen Systemkomponenten einschließlich des Ventils **66**, der PVC-Leitung **62** und der Druckquelle **58** sorgt. Durch Reduzieren dieser Abweichungen und Toleranzen wird ein Großteil der Mehrzeit und des Überdrucks beim Aufbau von  $P_{max}$  eliminiert. Mit anderen Worten wird die Schneidekante **20** des inneren Schneidelements **14** gerade hinter die Schneidekante **18** des äußeren Schneidelements **12** bewegt und nicht darüber hinaus, sofern  $P_{max}$  auf  $P_c$  eingestellt ist. Die für den pneumatischen Antrieb der Sonde **10** für die Rückkehr zu  $P_o$  notwendige Zeit ist ebenfalls reduziert, wodurch eine weitere Reduzierung der Periode  $\tau$  und somit ein weiterer Anstieg der Schneidegeschwindigkeit möglich wird.

**[0042]** In [Fig. 12](#) ist eine Zusammenstellung für eine pneumatische/mit einer mechanischen Feder betätigtes Sonde **10** gemessener pneumatischer Wellenformen dargestellt. Die Wellenform **90** gibt den pneumatischen Antrieb wieder, der herkömmlicherweise bei einer Sonde **10** angewandt wird und die Wellenformen **92**, **94** und **96** geben Beispiele eines gemäß einem bevorzugten Verfahren der vorliegenden Erfindung angewandten pneumatischen Antriebs wieder. Die Druckpegel von  $P_c = 21$  psi (145 kPa) zum vollständigen Schließen der Öffnung und von  $P_o = 4$  psi (28 kPa) zum vollständigen Öffnen der Öffnung sind angegeben. Das elektrische Signal am Ventil **66** für eine herkömmliche Wellenform **90** ist oben gezeigt. Die Verzögerung von 9 ms gegenüber dem elektrischen Signal **90** für die pneumatische Wellenform **90** ist ebenfalls angegeben.

**[0043]** Die Wellenform **90** gibt den herkömmlichen pneumatischen Antrieb für die Sonde **10** mit 800 cpm wieder. In diesem Fall bewegt sich das innere Schneidelement **14** hinter das jeweilige Ende der Öffnung **16**, da  $P_{max} = 34$  psi (234 kPa) und  $P_{min} = 3$  psi (21 kPa) für die volle Auslenkung sorgen. Im Gegensatz dazu verursachen die Wellenformen **92**, **94** und **96** eine Bewegung des inneren Schneidelements **14** bis zur Schneidkante **18**, wobei dies jedoch nicht zu einer vollkommen geöffneten Öffnung **16** führt. Insbesondere liefert die Wellenform **92** eine zu 75% geöffnete Öffnung **16** bei jedem Schneidzyklus, die Wellenform **94** eine zu 50% geöffnete Öffnung **16** bei jedem Schneidzyklus und die Wellenform **96** eine zu 25% geöffnete Öffnung **16** bei jedem Schneidzyklus. Für diese Wellenformen wird die jeweilige Schneidegeschwindigkeit für den gewünschten Bereich des Ausschlags des inneren Scheideelements **14** eingerichtet und dann wird die Pulsbreite PW er-

höht oder verringert, je nachdem, wie dies erforderlich ist, um Pmax für eine Bewegung des inneren Schneidelements **14** gerade über die Schneidkante **18** hinaus im wesentlichen gleich mit  $P_c$  einzustellen. Diese Einstellung der Pulsbreite PW variiert auch den Arbeitszyklus ( $PW/\tau$ ).

**[0044]** Wieder mit Bezug auf das Flußprofil **80** aus [Fig. 7](#), ist die Pulsbreite PW vorzugsweise bei höheren Schneidegeschwindigkeiten (z.B. über 800 cpm) niedriger als bei niedrigeren Schneidegeschwindigkeiten (z.B. unter 800 cpm). Die niedrigere Pulsbreite PW bei höheren Schneidegeschwindigkeiten lässt einen Betrieb der Sonde **10** mit einem ausreichenden Durchfluß durch die Öffnung **16** bei Schneidegeschwindigkeiten oberhalb des herkömmlichen Bereichs zu. Ein Verringern der Pulsbreite PW bei höheren Schneidegeschwindigkeiten führt dazu, daß der Arbeitszyklus niedriger als bei einer konstant gehaltenen PW ist. Durch Variieren der Pulsbreite PW oder des Arbeitszyklus kann die Flußrate durch die Öffnung **16** auf jeden gewünschten Betrag abgeändert werden.

**[0045]** Bei niedrigeren Schneidegeschwindigkeiten bewegt sich das innere Schneidelement **14** bei jedem Schneidzyklus vorzugsweise von einer vollkommen geöffneten Position der Öffnung **16** in eine vollkommen geschlossene Position der Öffnung **16** und wieder zurück in eine vollkommen geöffnete Position der Öffnung. Jenseits einer bestimmten Schwellwert-Schneidegeschwindigkeit nimmt die Öffnungsgröße der Öffnung **16** vorzugsweise mit weiter zunehmender Schneidegeschwindigkeit ab. Durch Variieren der Pulsbreite PW oder des Arbeitszyklus in der oben beschriebenen Weise kann jeder gewünschte Betrag für die Öffnungsgröße der Öffnung oder den Aperturdurchmesser der Öffnung eingerichtet werden. Die Schwellwert-Schneidegeschwindigkeit, bei der die Öffnungsgröße der Öffnung **16** abzunehmen beginnt, kann bei unterschiedlichen Sonden variiert werden.

**[0046]** Für jede auf dem Flußprofil **80** anwachsende Schneidegeschwindigkeit sind die Schneidegeschwindigkeit und die der Schneidegeschwindigkeit entsprechende Pulsbreite PW (bzw. der Arbeitszyklus  $PW/\tau$ ) vorzugsweise einer Position am variablen Controller **68** zugeordnet. Diese Zuordnung wird vorzugsweise mit Hilfe von Software und/oder sich im Mikrocomputer **52** oder Mikrocontroller **54a** befindender Hardware durchgeführt.

**[0047]** Bei dem variablen Controller **68** handelt es sich vorzugsweise um ein herkömmliches Fußpedal mit einem Bewegungsbereich in einer im allgemeinen vertikalen Ebene. Der höchste Wert der Schneidegeschwindigkeit (und somit der niedrigste Wert der Flußrate und die kleinste Apertur der Öffnung **16**) ist der höchsten Position des Fußpedals **68** zugeordnet.

Abnehmende Werte der Schneidegeschwindigkeit sind zunehmend niedergedrückten Positionen am Fußpedal **68** zugeordnet.

**[0048]** Der niedrigste Werte der Schneidegeschwindigkeit (und somit der höchste Wert der Flußrate und eine vollkommen geöffnete Apertur der Öffnung **16**) ist der vollkommen durchgedrückten Position des Fußpedals **68** zugeordnet. Somit arbeitet die Sonde **10** mit der höchsten Schneidegeschwindigkeit und kleinsten Apertur der Öffnung und im Modus mit der niedrigsten Flußrate, bevor der Chirurg das Fußpedal **68** niederdrückt. Dieser Betriebsmodus ist insbesondere zur Durchführung schwieriger Operationen in der Nähe der Retina, wie beispielsweise zur Handhabung von bewegbarem Gewebe, zur Zerlegung der Vitreous-Basis oder der Entfernung der Membran hilfreich. Wenn der Chirurg das Fußpedal **68** niederdrückt, nimmt gemäß dem Flußprofil **80** aus [Fig. 7](#) die Schneidegeschwindigkeit ab und die Flußrate zu, bis die niedrigste Schneidegeschwindigkeit, eine vollkommen geöffneten Öffnungsapertur und die höchste Flußrate erreicht sind. Dieser Betriebsmodus mit niedrigerer Schneidegeschwindigkeit ist insbesondere bei der Kern-Vitrektomie oder zur Entfernung von umfangreichem Vitreousgewebe, wie beispielsweise der Traktionsbänder hilfreich.

**[0049]** Obwohl das Verfahren zum dynamischen Variieren des Arbeitszyklus zum Öffnen der Öffnung und/oder der Öffnungsapertur oben mit Bezug auf eine pneumatische/mittler einer mechanischen Feder betätigtes Sonde **10** beschrieben wurde, ist für den Fachmann erkennbar, daß das Verfahren gleichermaßen auf eine duale pneumatisch betätigtes Sonde **30** anwendbar ist. Zusätzlich wird davon ausgegangen, daß der Arbeitszyklus und/oder die Öffnungsapertur ebenfalls so variiert werden können, daß der Flußbereich und die Schneidegeschwindigkeiten einer Sonde, die unter Verwendung eines herkömmlichen linearen elektrischen Motors, Magneten oder einer anderen elektromechanischen Vorrichtung betätigt wird, erweitert werden können.

**[0050]** Aus dem Vorhergehenden wird verständlich, daß durch die vorliegende Erfindung ein verbessertes Verfahren zur Durchführung aller grundlegenden Aspekte der chirurgischen Vitrektomie bereitgestellt wird, das sowohl für den Chirurgen als auch den Patienten deutliche Vorteile bietet. Die vorliegende Erfindung ist hier beispielhaft dargestellt und es können von einem Fachmann zahlreiche Modifizierungen daran vorgenommen werden. Beispielsweise sind die Verfahren zum dynamischen Variieren des Arbeitszyklus zum Öffnen der Öffnung und/oder der Öffnungsapertur in Abhängigkeit der Schneidegeschwindigkeit, obwohl sie oben in Verbindung mit dem Betrieb von Vitrektomiesonden beschrieben wurden, gleichermaßen auf den Betrieb mikrochirurgischer Absaugsonden oder anderer mikrochirurgischer zum

Schneiden und Entfernen von Körpergewebe in ähnlicher Weise verwendeter mikrochirurgischer Sonden anwendbar. Selbstverständlich würde bei einer Absaugsonde das innere Schneidelement durch ein Dichtungselement ersetzt und die Schneidegeschwindigkeit durch die Zyklusrate ersetzt werden. Als ein weiteres Beispiel ist das Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung, obwohl das bevorzugte Flußprofil der vorliegenden Erfindung im wesentlichen linear ist, ebenfalls auf nicht lineare Flußprofile anwendbar. Als weiteres Beispiel ist die vorliegende Erfindung, obwohl das bevorzugte Flußprofil der vorliegenden Erfindung mit einem beispielhaften Ansaugunterdruck von 150 mmHg dargestellt wurde, auch auf Flußprofile bei anderen Ansaugpegeln anwendbar. Als ein weiteres Beispiel können andere alternative Techniken als das Einstellen der Schneidegeschwindigkeit, des Arbeitszyklus und der Pulsbreite, wie oben in Verbindung mit der Sonde **10** beschrieben wurde, zur Einstellung der Flußrate verwendet werden.

**[0051]** Es wird davon ausgegangen, daß die Betriebsweise und der Aufbau der vorliegenden Erfindung aus der vorhergehenden Beschreibung deutlich werden. Obwohl die gezeigte bzw. oben beschriebene Vorrichtung und die Verfahren als die Bevorzugten dargestellt wurden, können zahlreiche Änderungen und Abwandlungen daran vorgenommen werden, ohne vom Umfang der durch die folgenden Ansprüche definierten Erfindung abzuweichen.

### Patentansprüche

1. Mikrochirurgisches Instrument (**10, 30**), das eine Öffnung (**16, 36**) zur Aufnahme von Gewebe und ein Schneidelement (**14, 34**) umfaßt, wobei das Instrument dazu angepasst ist mit einer Unterdruckquelle gekoppelt zu werden und unter Verwendung eines Fußpedals (**68**) steuerbar ist, wobei das Instrument des weiteren aufweist:

Mittel zum Induzieren eines Flusses des Gewebes in die Öffnung mit der Unterdruckquelle;

Mittel zum Betätigen des Schneidelementes, um die Öffnung in einer zyklischen Weise über eine Mehrzahl von Schneidfolgen in Reaktion auf die Bewegung des Fußpedals zu öffnen und zu schließen; **dadurch gekennzeichnet**, daß sich

die Schneidrate auf dem höchsten Wert befindet, wenn sich das Fußpedal in der Nähe einer vollkommen nicht niedergedrückten Position befindet, und sich die Schneidrate auf dem niedrigsten Wert befindet, wenn sich das Fußpedal in der Nähe einer vollkommen niedergedrückten Position befindet, und wobei des weiteren die Bewegung des Fußpedals in einer Abwärtsrichtung die Schneidrate reduziert und die Bewegung in einer Aufwärtsrichtung die Schneidrate erhöht, wobei die Änderung der Schneidrate eine Änderung des Arbeitszyklus der Öffnung bewirkt.

2. Instrument nach Anspruch 1, wobei die Bewegung des Fußpedals nach unten eine Öffnungsgröße der Öffnung erhöht und/oder die Bewegung des Fußpedals nach oben die Öffnungsgröße der Öffnung verringert.

3. Instrument nach Anspruch 1, wobei das Mittel zum Betätigen des Elementes durch Hin- und Herbewegen des Elements (**14, 34**) längs einer longitudinalen Achse des Instrumentes unter Verwendung einer pneumatischen Quelle (**58**), um das Element von einer Position mit geöffneter Öffnung in eine Position mit geschlossener Öffnung zu bewegen, und einer Feder, um das Element von der Position mit geschlossener Öffnung in die Position mit geöffneter Öffnung zu bewegen, betätigt wird.

4. Instrument nach Anspruch 1, wobei das Mittel zum Betätigen des Elementes durch ein Hin- und Herbewegen des Elementes (**14, 34**) um eine longitudinale Achse des Instrumentes unter Verwendung einer ersten pneumatischen Quelle, um das Element von einer Position mit geöffneter Öffnung in eine Position mit geschlossener Öffnung zu bewegen, und einer zweiten pneumatischen Quelle, um das Element von der Position mit geschlossener Öffnung in die Position mit geöffneter Öffnung zu bewegen, betätigt wird.

5. Instrument nach Anspruch 1, das des weiteren ein Ventil (**66**) umfaßt, und wobei:  
das Mittel zum Betätigen ein elektrisches Signal, das das Ventil öffnet und schließt, und eine pneumatische Quelle verwendet, die mit dem Ventil gekoppelt ist, um eine gepulste pneumatische Wellenform zu erzeugen; und  
das Mittel zum Betätigen dazu angepasst ist, für eine gegebene Zyklusrate eine Pulsbreite des elektrischen Signals zu variieren, so daß ein maximaler Druck der gepulsten pneumatischen Wellenform im wesentlichen gleich einem Druck der pneumatischen Wellenform ist, bei dem das Element die Öffnung (**16, 36**) schließt.

6. Instrument nach Anspruch 5, wobei das Mittel zum Betätigen dazu angepasst ist, die Pulsbreite mit zunehmender Schneiderate zu verringern und/oder die Pulsbreite mit abnehmender Schneiderate zu erhöhen.

7. Instrument nach Anspruch 1, wobei das mikrochirurgische Instrument eine Vitrektomiesonde (**10**) ist und das Schneidelement ein inneres Schneidelement (**14**) ist.

8. Instrument nach Anspruch 1, wobei das Mittel zum Betätigen dazu angepasst ist, das Element (**14, 34**) längs einer longitudinalen Achse der Sonde unter Verwendung eines linearen elektrischen Motors oder

DE 600 13 304 T2 2005.09.08

einer Magnetspule hin- und herzubewegen.

Es folgen 7 Blatt Zeichnungen

FIG. 1

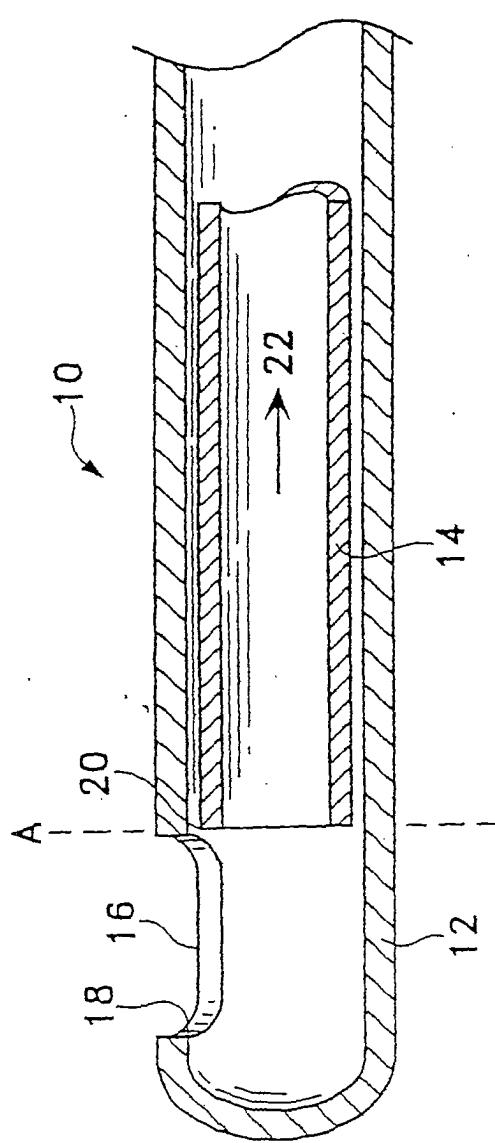


FIG. 2

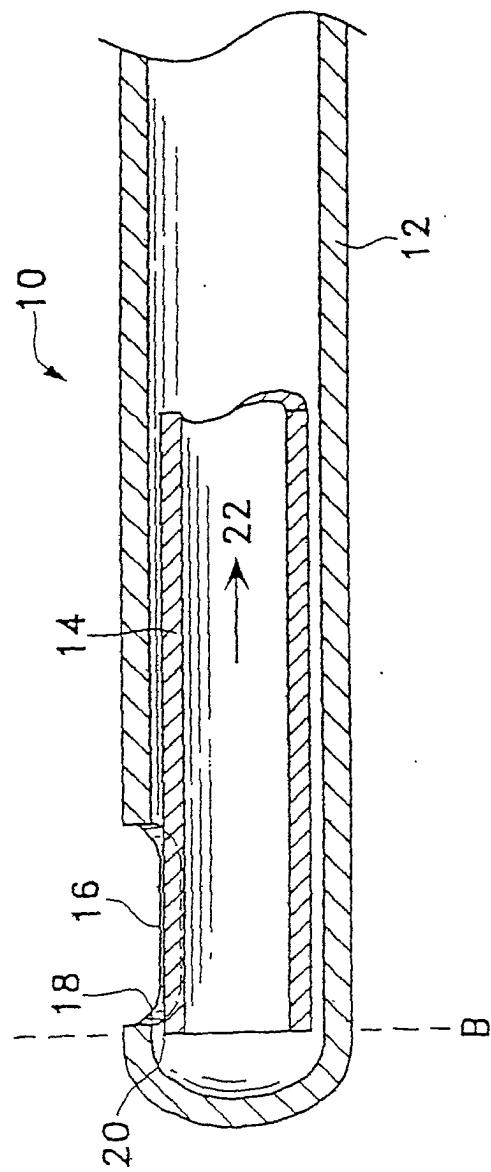


FIG. 3

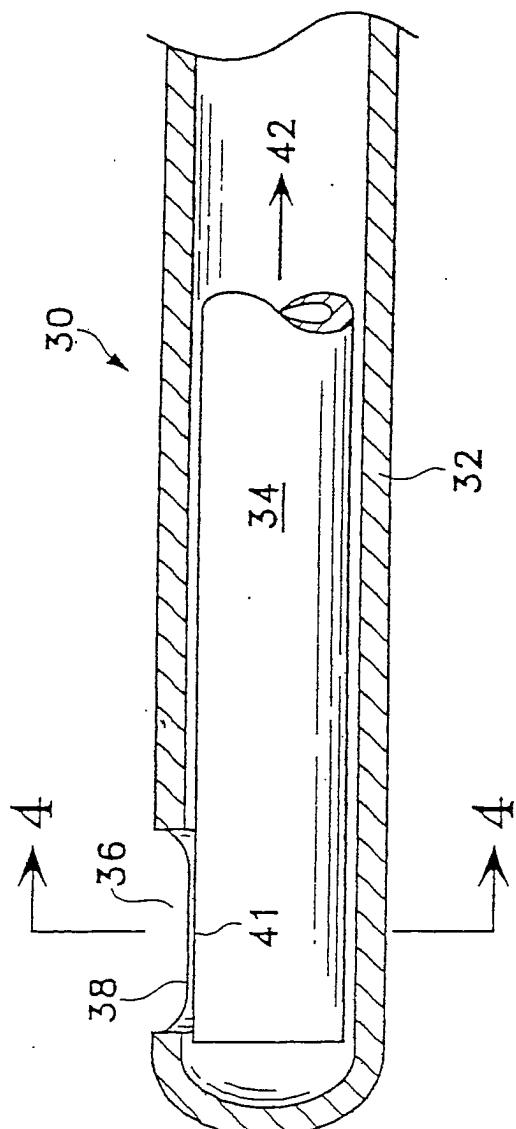


FIG. 5

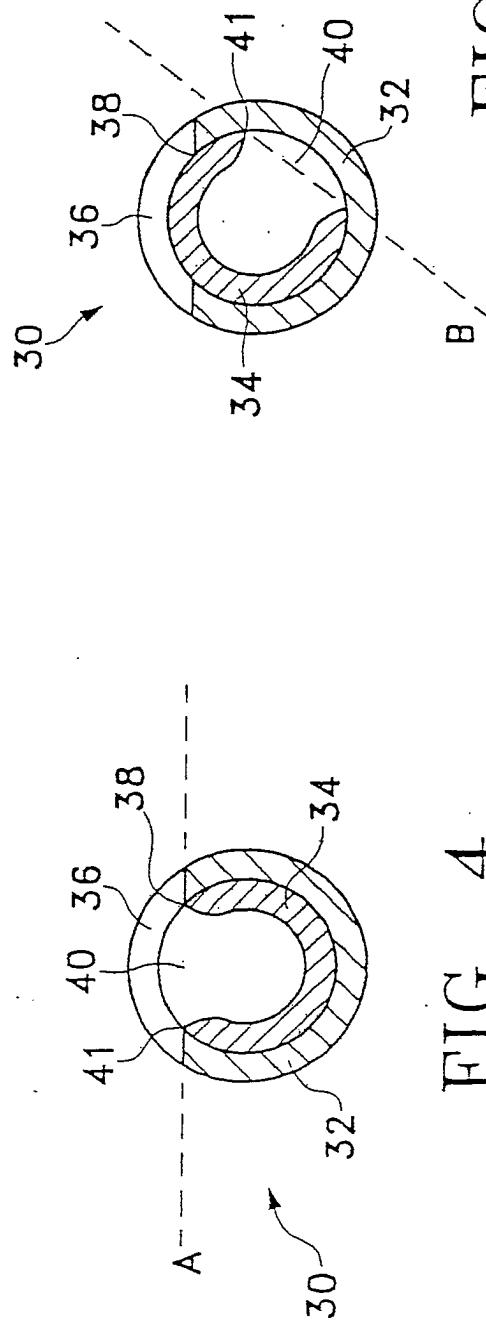
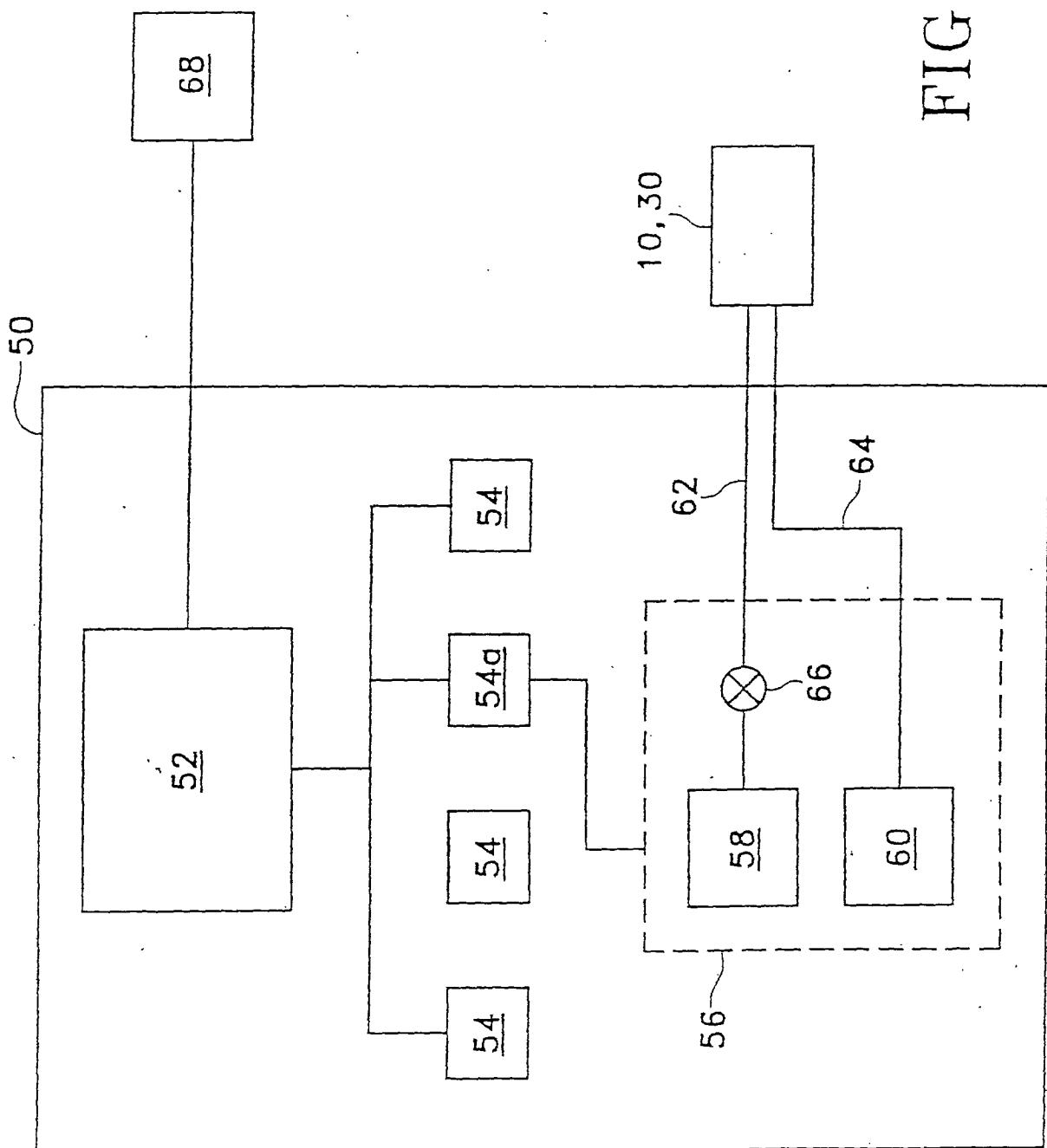


FIG. 4

FIG. 6



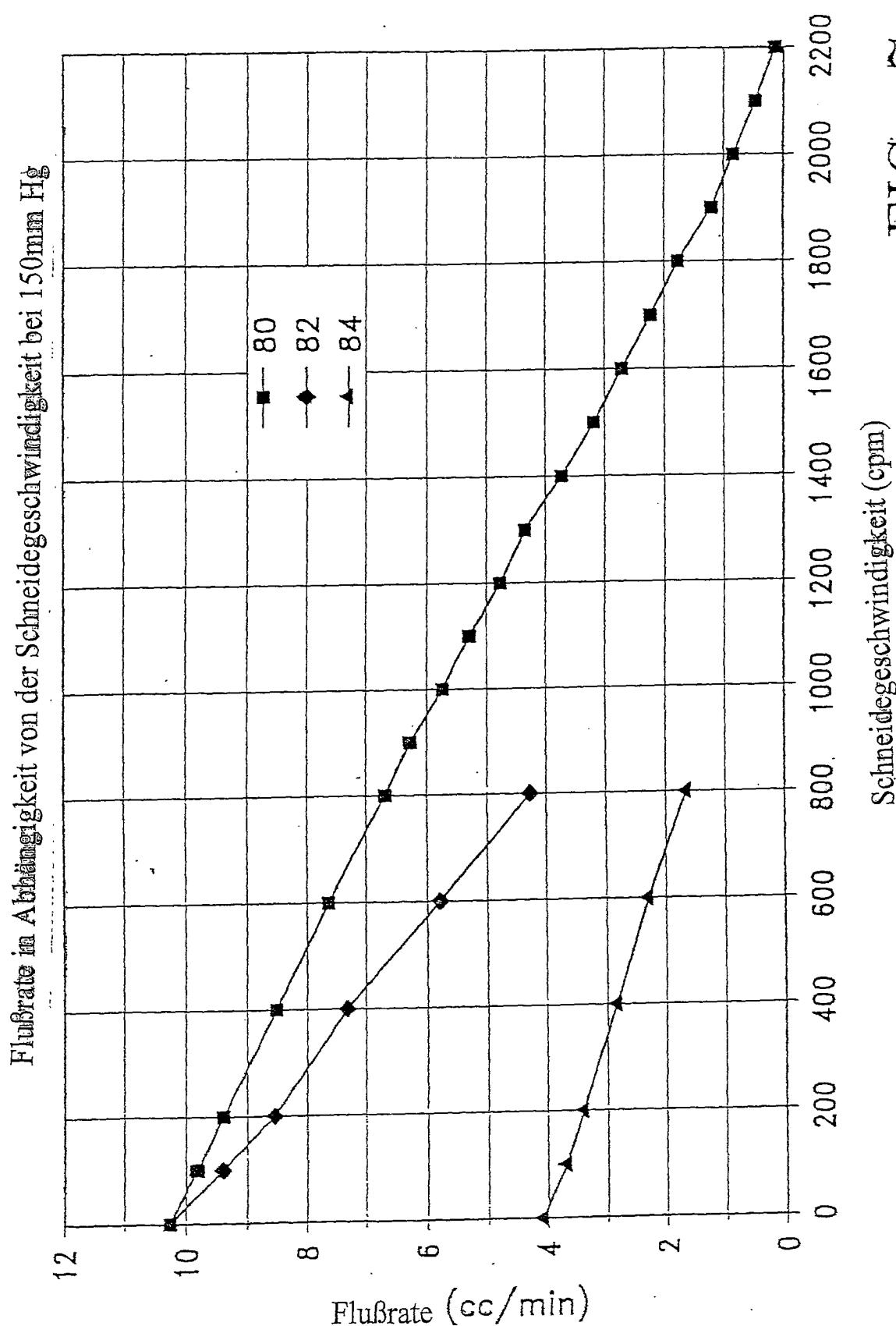


FIG. 7

FIG. 8

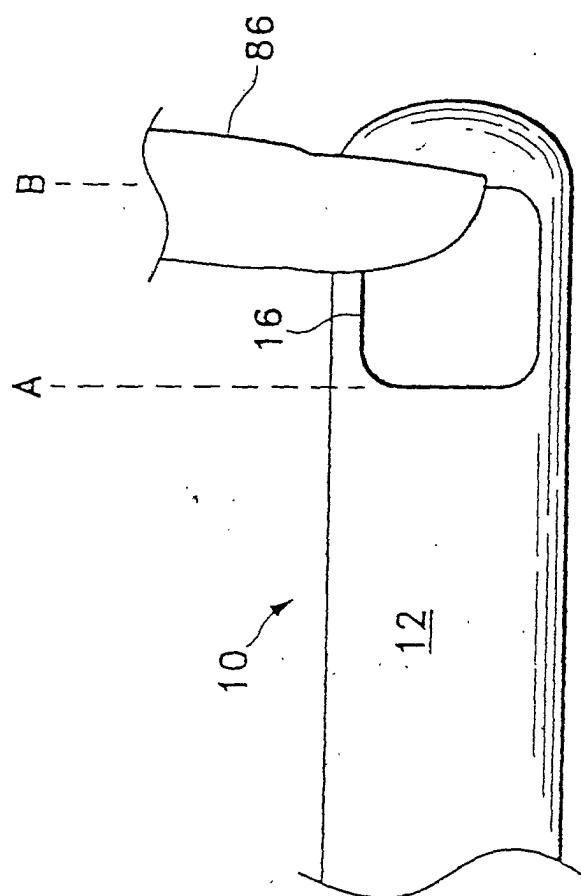
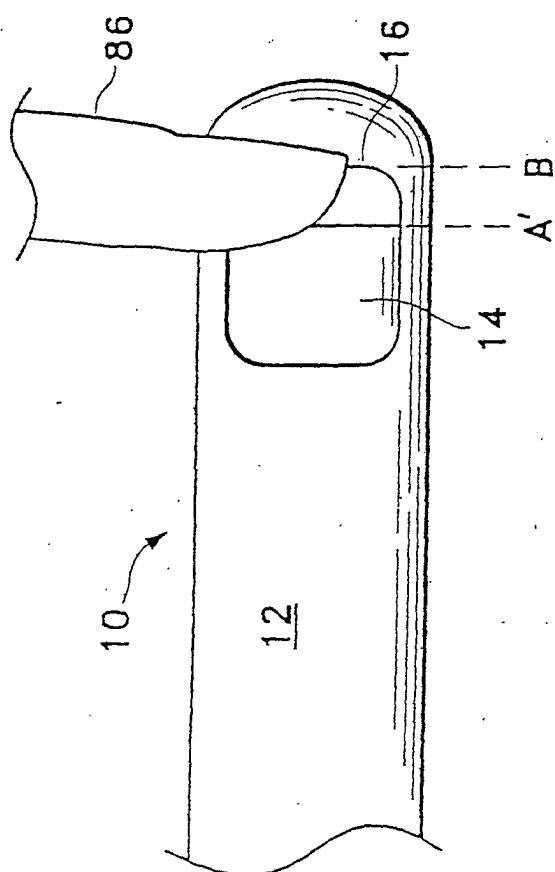
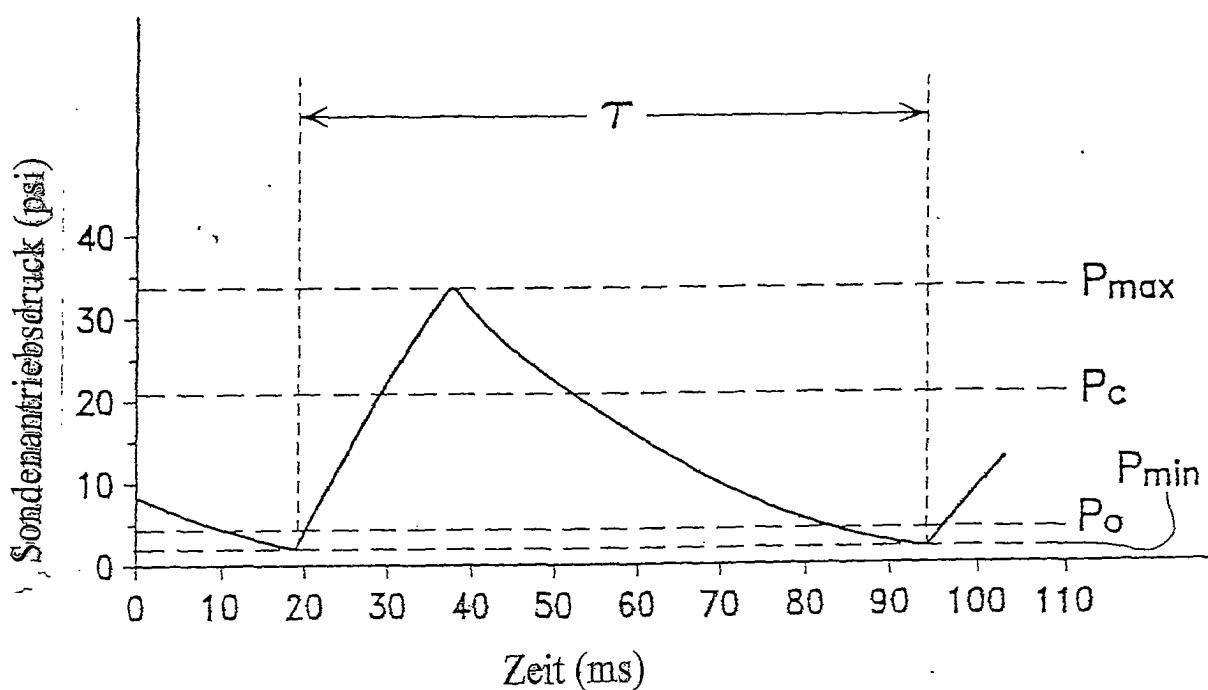
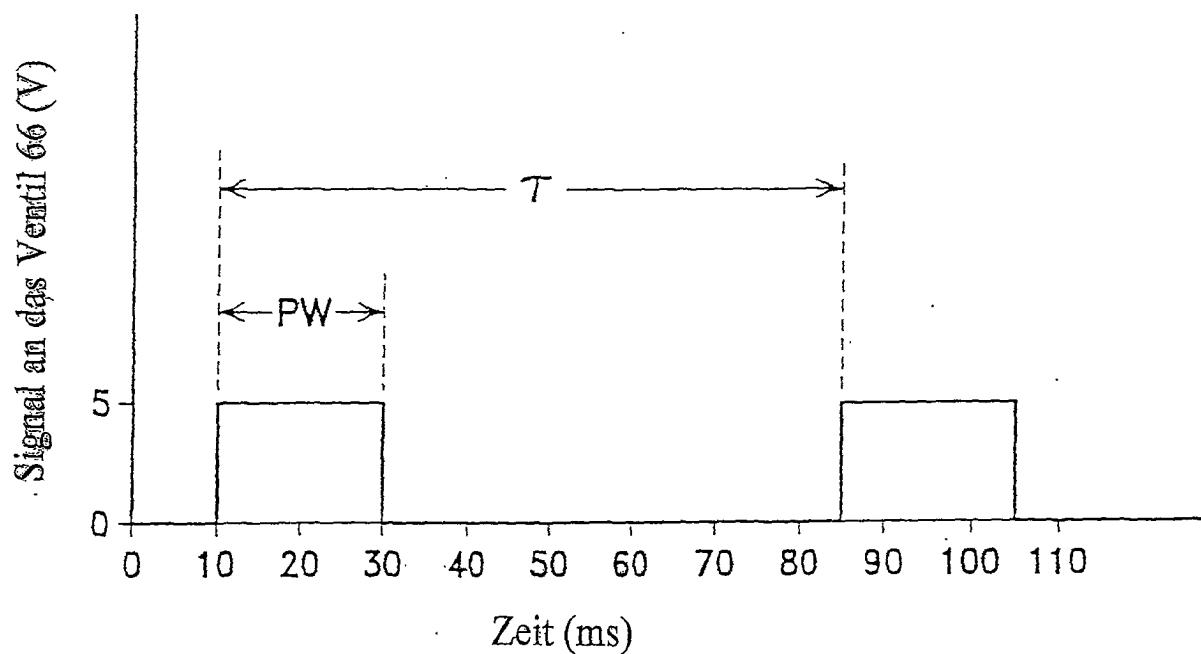


FIG. 9





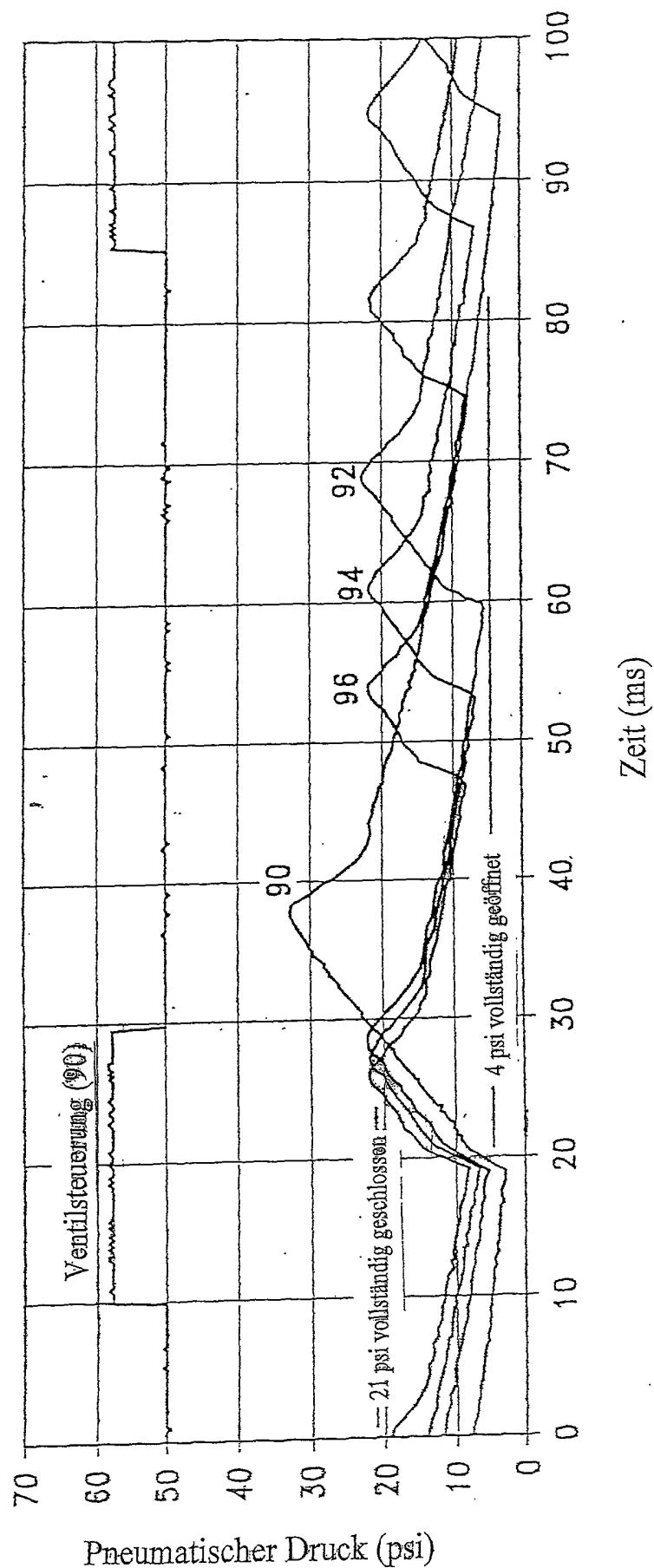


FIG. 12