



UNIVERSITÀ DI PARMA

UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI PARMA

Dottorato di Ricerca in Chirurgia e Microbiologia Applicata

Ciclo XXXI

Dispositivo di misura diretta della pressione intraoculare integrato a sistemi di illuminazione o di infusione per interventi di chirurgia Vitreo-Retinica

Coordinatore:

chiar.mo Prof. Francesco CECCARELLI

Tutor:

chiar.mo Dr. Fulvio BERGAMINI

Dottorando: Dr. Stefano CIACCIA

matricola: 270379

Anni 2015/2018

Stato dell'arte

Durante interventi di chirurgia oculare che comportano manipolazioni del bulbo oculare, infusione di fluidi, frammentazione e aspirazione di tessuti oculari possono verificarsi sostanziali variazioni della pressione nell'occhio trattato. Studi hanno dimostrato che negli interventi di vitrectomia per l'asportazione del corpo vitreo la pressione intraoculare può variare tra 0 e 120 mmHg [1]. Negli interventi di facoemulsificazione per la frammentazione e l'aspirazione della cataratta si sono registrati valori di pressione superiori a 60 mmHg, che corrisponde alla pressione di perfusione retinica [2]. Ampie variazioni pressorie sono state misurate anche in seguito a manovre di manipolazione del bulbo oculare negli interventi di indentazione sclerale per il trattamento del distacco della retina, con picchi fino a 210 mmHg in caso di pressioni esterne applicate alla sclera [3].

Le variazioni di pressione intraoculare possono aumentare il rischio di complicanze intraoperatorie e postoperatorie, come l'emorragia espulsiva, il distacco di coroide e l'ischemia retinica. L'emorragia espulsiva e il distacco di coroide possono essere associate a cadute di pressione in fase operatoria [4]. Prolungati aumenti della pressione intraoculare possono invece risultare in una riduzione della pressione di perfusione vascolare con conseguente compromissione del flusso ematico al nervo ottico e alla retina [5]. Le variazioni pressorie possono inoltre influire negativamente sul recupero delle funzionalità visive dopo l'intervento chirurgico. E' stato infatti dimostrato che aumenti transitori della pressione di perfusione oculare possono comportare alterazioni morfologiche e funzionali della retina [6]. Gli effetti delle variazioni di pressione intraoculare sulle capacità visive possono essere particolarmente dannosi per i pazienti con perfusione oculare compromessa, causata ad esempio da retinopatia diabetica [7]. Il monitoraggio delle variazioni intraoperatorie della pressione intraoculare risulta quindi di fondamentale importanza per garantire la sicurezza e l'efficacia degli interventi chirurgici.

Nella letteratura tecnico-scientifica e nei brevetti esistenti sono stati proposti diversi metodi di misura della pressione intraoculare. Il dispositivo sviluppato da Moorhead e Armeniades [8,9] si basa sulla misura diretta della pressione intraoculare mediante un trasduttore di pressione integrato sullo strumento chirurgico inserito nella cavità oculare, che viene utilizzato per l'infusione di fluido o la frammentazione e asportazione di tessuto oculare. E' presente inoltre un circuito di controllo che regola in modo automatico l'infusione o l'aspirazione dello strumento in risposta alla pressione intraoculare misurata, mantenendola all'interno dell'intervallo di sicurezza. Un primo limite di tale dispositivo è rappresentato dalla necessità di un'incisione oculare di dimensioni maggiori per l'inserimento dello strumento e del trasduttore integrato. Un ulteriore svantaggio è dato dalla vicinanza del trasduttore allo strumento chirurgico, le cui operazioni comportano perturbazioni e inaccurately nella misura della pressione intraoculare.

Per superare tali limitazioni sono stati proposti diversi approcci basati sulla stima indiretta della pressione intraoculare a partire dalla misura della pressione o flusso sulla linea di infusione/aspirazione dello strumento chirurgico mediante un trasduttore remoto. Diversi dispositivi sviluppati [10-12] utilizzano uno o due sensori di pressione o flusso posti esternamente alla cavità oculare sulla linea di infusione/aspirazione inserita nella camera anteriore o posteriore dell'occhio. La pressione intraoculare viene ricavata mediante una procedura di calibrazione a partire dalla misura di pressione o flusso dei sensori remoti. Nel dispositivo brevettato da Bastable [13] il trasduttore di pressione, inserito invece nel serbatoio connesso al sistema di infusione/aspirazione, misura la deflessione di un diaframma causata dal fluido presente nel serbatoio, garantendo quindi un isolamento tra trasduttore e fluido di irrigazione.

Lo svantaggio dei sistemi indiretti descritti nel precedente paragrafo consiste nella possibilità di misurare la pressione intraoculare solo in presenza di infusione o aspirazione di fluidi effettuate dallo strumento chirurgico. Tali sistemi non sono in grado di rilevare variazioni pressorie causate da fattori esterni, come ad esempio l'iniezione di altri fluidi (coloranti delle membrane epiretinali,

sostituti vitreali) o operazioni di manipolazione del bulbo oculare (indentazione sclerale, inserimento o rimozione degli strumenti chirurgici). Moorhead et al. [1] hanno confrontato i valori di pressione intraoculare stimati in modo indiretto mediante sensori sulla linea di infusione con la misura diretta ricavata da trasduttori intraoculari durante interventi di vitrectomia. Durante le fasi di infusione o aspirazione, la misura indiretta di pressione riproduce in modo accurato la misura diretta. Tuttavia, le variazioni pressorie causate dal movimento degli strumenti chirurgici e dalle pressioni sclerali esercitate dall'esterno non vengono rilevate con il metodo indiretto.

La procedura clinica attuale di trabulectomia per il trattamento del glaucoma non prevede alcun sistema di monitoraggio intraoperatorio della pressione intraoculare. Gli strumenti chirurgici per gli interventi di vitrectomia o di cataratta sono invece provvisti di sistemi di controllo della pressione. I primi sistemi erano basati sulla forza di gravità o sull'infusione forzata ad aria pressurizzata. Negli strumenti di ultima generazione, come il Constellation Vision System per interventi di vitrectomia e il Centurion Vision System per interventi di cataratta (Alcon, Fort Worth, Texas, USA), è stato introdotto un controllo di pressione basato su un bilancio attivo di flusso. Il flusso misurato sulla linea di infusione e di aspirazione dello strumento è utilizzato per stimare in modo indiretto le variazioni di pressione intraoculare e mantenere il valore di pressione desiderato. Come dimostrato da Sugiura et al. [14], i sistemi con bilancio attivo di flusso consentono di attenuare le variazioni di pressione intraoculare causate dalle operazioni dello strumento chirurgico, ma non sono in grado di compensare le variazioni pressorie legate a fattori esterni. Durante la fase di taglio e di aspirazione del vitreo sono state registrate diminuzioni di pressione di circa 7 e 18 mmHg, che sono state poi compensate in 2.6 secondi. Durante l'indentazione sclerale si sono misurati invece rapidi aumenti di pressione fino a 70-100 mmHg, recuperati lentamente in circa 4 secondi.

Attualmente non sono presenti in commercio strumenti per chirurgia oculare che integrano la misura diretta di pressione intraoculare. Recentemente è stato brevettato un vitrectomo accoppiato ad un circuito di controllo con lo scopo di attivare o disattivare lo strumento sulla base del

parametro fisico misurato [15]. Tra questi parametri vi può essere anche la pressione intraoculare, che viene utilizzata per verificare se il vitrectomo è posizionato correttamente all'interno della cavità oculare. Per poter attivare il vitrectomo, infatti, la pressione misurata deve essere uguale alla pressione di infusione del fluido, ma non viene effettuato nessun controllo sulle variazioni di pressione rispetto a quella impostata. Il vitrectomo proposto da Lee et al. [16] è provvisto invece di un trasduttore di pressione per il controllo della pressione di uscita dello strumento di taglio, ma anche in questo caso non viene realizzato nessun monitoraggio diretto della pressione intraoculare.

Scopo del lavoro

Il nostro lavoro vuole identificare la possibilità di ottenere un dispositivo di misura diretta della pressione intraoculare integrato a seconda della specifica applicazione a sistemi di illuminazione o a sistemi di infusione per la compensazione delle variazioni pressorie registrate. Il dispositivo è ideato per interventi di chirurgia oculare quali la vitrectomia. Tale intervento comporta operazioni sia all'interno della camera vitrea, come ad esempio l'aspirazione e il taglio del gel vitreale, l'infusione di fluidi e di sostanze tamponanti, sia sulla parete sclerale, come l'indentazione. Queste operazioni sono associate a variazioni della pressione intraoculare, che devono essere monitorate e compensate adeguatamente al fine di ridurre le complicanze intraoperatorie e postoperatorie dell'intervento chirurgico.

I requisiti tecnici del sistema di monitoraggio e compenso della pressione endoculare durante vitrectomia che questo lavoro vuole realizzare, sono rappresentati dalla necessità di limitare il numero di incisioni oculari e di minimizzare le dimensioni di tali incisioni, per rendere il dispositivo meno invasivo e più tollerabile per il paziente. Lo strumento ideato è pensato come un sistema modulare composto da tre moduli con diversa funzionalità: misura diretta della pressione intraoculare, illuminazione e infusione di fluidi. L'invenzione sfrutta un accesso per l'inserimento contemporaneo di due diversi moduli attraverso un'unica incisione oculare. I diversi moduli sono accoppiati a seconda delle necessità specifiche per i diversi interventi chirurgici. Tale approccio consente di integrare in un unico dispositivo sia funzionalità di base richieste durante l'intervento, come l'illuminazione, sia funzionalità non presenti negli strumenti chirurgici attuali, come la misura diretta delle variazioni di pressione intraoculare, richiedendo un'unica incisione oculare con ridotte dimensioni.

Strumentazione

Nella fase di progettazione del lavoro, si è previsto l'inserimento dei moduli attraverso l'impiego di un ago Dual Bore a doppia cavità con diametro esterno non superiore a 23 gauge (0.64 mm), al fine di ridurre le complicanze postoperatorie dell'intervento e accelerare i tempi di recupero del paziente. Ad esempio potrebbe essere utilizzato il prodotto Eftiar Dual Bore cannula della Dorc International (Zuidland, The Netherlands). L'ago Dual Bore con i moduli necessari durante la vitrectomia viene inserito nella camera vitrea con incisione in pars plana. Il primo modulo incluso nell'invenzione è rappresentato dal rilevatore, cioè un trasduttore di pressione miniaturizzato per la misura diretta della pressione intraoculare. In particolare si prevede l'utilizzo di sensori a fibra ottica che trasmettono il segnale di pressione ottenuto dalla deflessione di un diaframma sotto forma di variazione dell'intensità della luce riflessa tramite una fibra ottica. I vantaggi di questo tipo di trasduttore sono legati alle ridotte dimensioni e all'assenza di tensioni elettriche per la trasmissione del segnale. Un esempio commerciale di trasduttore di pressione a fibra ottica è rappresentato dal prodotto Fiber Optic Pressure Sensor OPP-M25 della Opsens (Quebec, Canada). Tale sensore presenta un diametro esterno di 0.25 mm e un'accuratezza di misura pari a ± 2 mmHg in un range di pressioni da -30 a $+300$ mmHg. Il trasduttore di pressione è connesso ad un'unità di condizionamento per l'acquisizione e l'amplificazione del segnale di pressione ad una frequenza fino a 250 Hz.

Il secondo modulo dell'invenzione comprende l'endoilluminatore, necessario negli interventi di vitrectomia per l'illuminazione del campo di azione chirurgico. L'illuminazione può essere ottenuta sia mediante sistemi a fibra ottica che possono essere direzionati dal chirurgo a seconda della zona oculare di interesse, oppure attraverso sonde a candelieri inserite nella cavità oculare in posizione fissa e ancorate alla superficie esterna della sclera con opportune guide. L'invenzione prevede in particolare l'utilizzo di sistemi di illuminazione con diametro non superiore a 30 gauge (0.31 mm)

per essere compatibili con le dimensioni dell'ago Dual Bore. Ad esempio potrebbero essere impiegate le fibre Plastic Optical Fiber della Toray Industries (Tokyo, Japan) che raggiungono diametri fino a 0.25 mm.

Il terzo modulo consiste nel sistema di infusione necessario per compensare le depressioni misurate dal rilevatore. Tale modulo include un serbatoio contenente il fluido di irrigazione, ad esempio una soluzione fisiologica salina compatibile con il fluido intraoculare. E' inoltre presente una pompa di infusione, che può essere rappresentata da una pompa volumetrica o a siringa, come ad esempio i prodotti Alaris della CareFusion Corporation (San Diego, California, USA), che raggiungono portate fino a 1200 ml/h. La pompa è connessa al serbatoio di fluido tramite una linea di ingresso, mentre regola sulla linea di uscita la quantità di fluido necessaria per compensare le variazioni di pressione misurate. Nel caso in cui siano presenti strumenti chirurgici di vitrectomia, la linea di uscita della pompa di infusione è connessa alla batteria di rubinetti presenti sulla linea di infusione dello strumento mediante elettrovalvole a tre vie.

Il dispositivo ideato comprende infine un'unità di controllo e di elaborazione dati elettricamente connessa all'unità di condizionamento del trasduttore di pressione e alla pompa di infusione. Tale unità provvede all'elaborazione del segnale di pressione acquisito dal trasduttore e all'invio di opportuni segnali di controllo secondo due modalità di funzionamento. Nella modalità base, l'unità di controllo fornisce un segnale di allarme sotto forma di feedback visivo o sonoro per il chirurgo nel caso in cui siano registrate variazioni di pressione al di fuori del range tollerabile. E' prevista inoltre la possibilità di attivare il segnale di allarme solo se i valori di pressione risultino sottosoglia o sopra-soglia per un intervallo di tempo superiore a quello consentito. Nella modalità di funzionamento opzionale, si prevede invece una compensazione in linea delle depressioni intraoculari tramite infusione automatica o on-demand da parte del chirurgo. In tale modalità, nel caso in cui si registrino diminuzioni della pressione intraoculare al di sotto della soglia stabilita

l'unità di controllo attiva la pompa di infusione al fine di compensare le variazioni pressorie in modo automatico o su richiesta del chirurgo.

Metodo d'impiego

Durante l'intervento di vitrectomia, i moduli inseriti nella cavità oculare tramite ago Dual Bore sono rappresentati dal rilevatore e dall'endoilluminatore. La linea di uscita della pompa è connessa alla linea di infusione dello strumento chirurgico, sfruttando quindi un punto di accesso per l'infusione di fluido diverso dal punto di misura della pressione. Nel caso in cui si misurino aumenti di pressione, causati ad esempio da indentazione o infusione di fluidi esterni, si attiva un allarme visivo o sonoro per avvisare il chirurgo e indurlo a diminuire la pressione di indentazione o la velocità di infusione per compensare gli aumenti pressori. Nel caso in cui si registrino depressioni intraoculari, legati ad esempio alla fase di frammentazione e aspirazione di tessuti, a seconda della modalità di funzionamento impostata il dispositivo fornisce il segnale di allarme o attiva la pompa di infusione e l'elettrovalvola a cui è connessa per infondere soluzione salina nella cavità oculare e mantenere la pressione all'interno del range accettabile.

Il sensore di pressione a fibra ottica è inserito nella cannula di infusione connessa all'ago Dual Bore, a cui è collegata anche la linea di uscita della pompa di infusione. Nel caso in cui vengano rilevate diminuzioni della pressione intraoculare al di sotto del valore impostato, in seguito ad esempio ad un eccessivo deflusso di umore acqueo dalla camera anteriore dell'occhio, il dispositivo attiva il segnale di allarme o la pompa di infusione al fine di riportare i valori pressori all'interno del range di sicurezza. Durante la fase di infusione, l'unità di controllo del dispositivo provvede inoltre a disattivare la misura di pressione da parte del rilevatore per evitare perturbazioni causate dalle correnti di fluido sul trasduttore di pressione.

Nello schema seguente è riassunto il layout dello strumento a riposo (A), in funzione quando si registra una deflessione della pressione intraoculare (B) e quando si verifica invece un aumento della pressione endoculare (C).

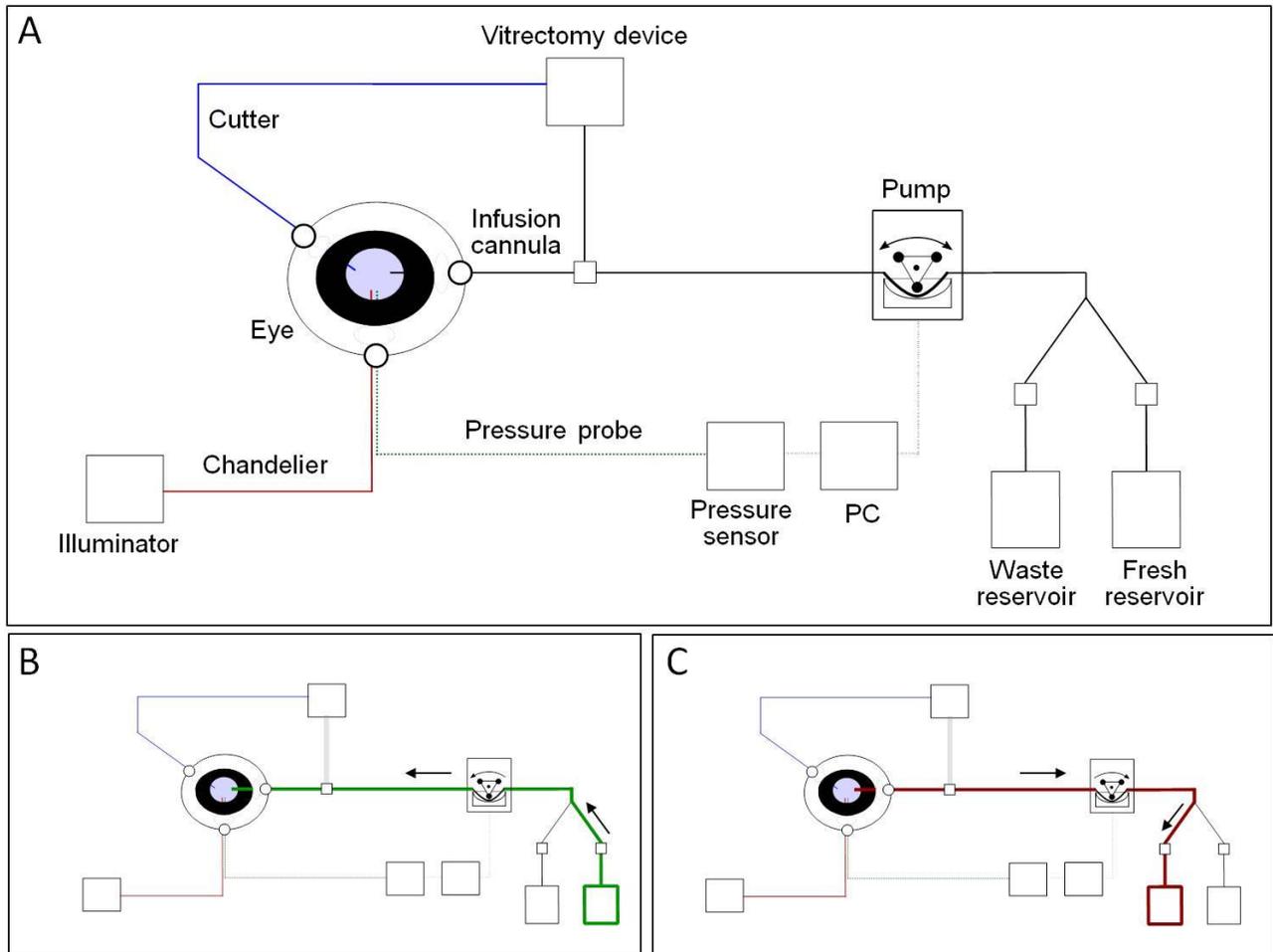


Figura 1

Vantaggi

Il principale vantaggio del dispositivo ideato rispetto agli attuali strumenti chirurgici per interventi oculari consiste nella misura diretta della pressione intraoculare mediante un trasduttore inserito nella cavità oculare. A differenza dei metodi indiretti attualmente impiegati, basati sulla misura della pressione o flusso sulla linea di infusione/aspirazione [10-14], l'approccio diretto consente di rilevare il valore pressorio in qualsiasi fase dell'intervento e non solo durante le operazioni svolte dallo strumento chirurgico. Inoltre, la misura diretta tiene conto delle possibili variazioni della pressione intraoculare legate a fattori esterni, come ad esempio l'indentazione sclerale o l'iniezione di altri fluidi. Tali fattori non vengono invece rilevati e compensati con la misura indiretta della pressione sulla linea di infusione. La possibilità di monitorare e compensare le variazioni pressorie che avvengono durante gli interventi di chirurgia oculare mediante misura diretta consentirebbe potenzialmente di ridurre i rischi di complicanze intraoperatorie e postoperatorie (infezioni, sanguinamenti, distacco di retina o coroide), contribuendo ad un recupero più efficace delle capacità visive. Tali vantaggi sarebbero più evidenti soprattutto nei pazienti con patologie che compromettono la perfusione al nervo ottico e alla retina, che risultano più suscettibili ad aumenti della pressione intraoculare con conseguenti diminuzioni della pressione di perfusione.

L'invenzione proposta presenta sostanziali benefici anche rispetto al dispositivo di Moorehead e Armeniades [8,9] per la misura diretta mediante un trasduttore di pressione montato sullo strumento chirurgico. Tale sistema risulta più invasivo in quanto richiede incisioni oculari di diametro considerevole.

Un altro vantaggio rispetto al dispositivo [8,9] consiste nella maggior accuratezza della misura della pressione che viene effettuata in regioni oculari non perturbate dall'azione dello strumento chirurgico, inserito in un punto diverso della cavità oculare rispetto al rilevatore. Nel caso in cui il rilevatore sia integrato all'infusore, si prevede di disattivare la misura di pressione nella fase di infusione per evitare le perturbazioni causate dalle correnti di fluido iniettato.

Metodi

Nel nostro lavoro abbiamo cercato di identificare la soluzione migliore al fine di non aumentare il numero di incisioni sclerali per ottenere l'inserzione del sensore di pressione nella cavità vitreale. Facendo in laboratorio prove su occhi di maiale enucleati, abbiamo dovuto abbandonare l'ipotesi di inserire il sensore e la fibra ottica tipo candeliera all'interno del doppio lume di un ago Dual Bore da 23 gauge per l'impossibilità di manipolare con sufficiente sicurezza tale sistema. Abbiamo però identificato due nuove modalità di inserimento del sensore nel segmento posteriore dell'occhio.

La prima (Figura 2) prevede l'inserimento del rilevatore di pressione integrato all'endoilluminatore da 29 gauge, tipo candeliera, che presenta dimensioni inferiori rispetto agli strumenti chirurgici, nel lume del trocar da 25 gauge. Tale soluzione si è rivelata per il chirurgo operatore non ottimale, sia per la qualità della illuminazione endoculare, sia per la difficoltà nel direzionare fibra ottica e sensore all'interno della cavità oculare.

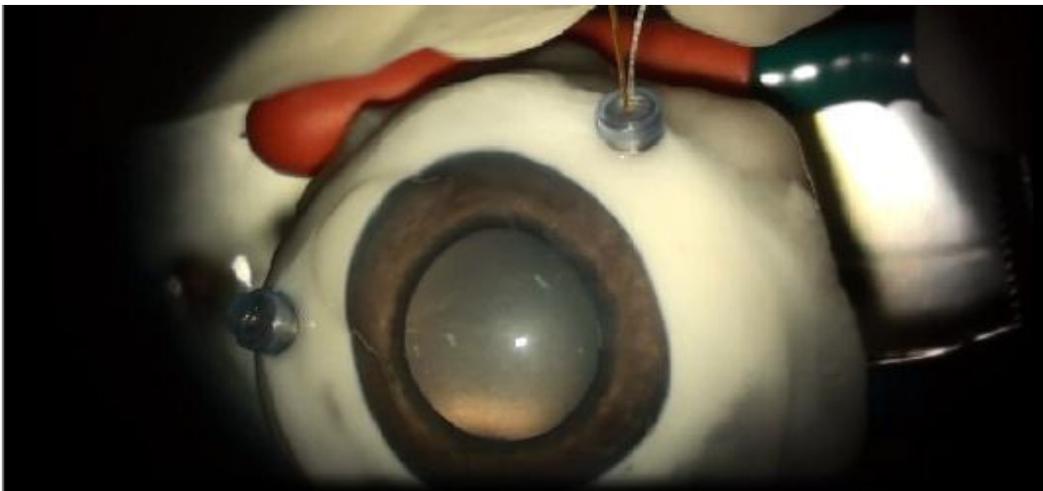


Figura 2

Abbiamo allora identificato una seconda modalità di inserimento del sensore nella cavità oculare, sempre mantenendo lo stesso numero di incisioni sclerali. Abbiamo infatti integrato il rilevatore di pressione alla cannula di infusione (Figura 3). Abbiamo infatti utilizzato il cannello di infusione da 23 G high-flow, vale a dire con un diametro maggiore e che pertanto non si inserisce dentro al trocar, ma invece lo abbraccia, e abbiamo poi fatto scorrere il sensore al suo interno.

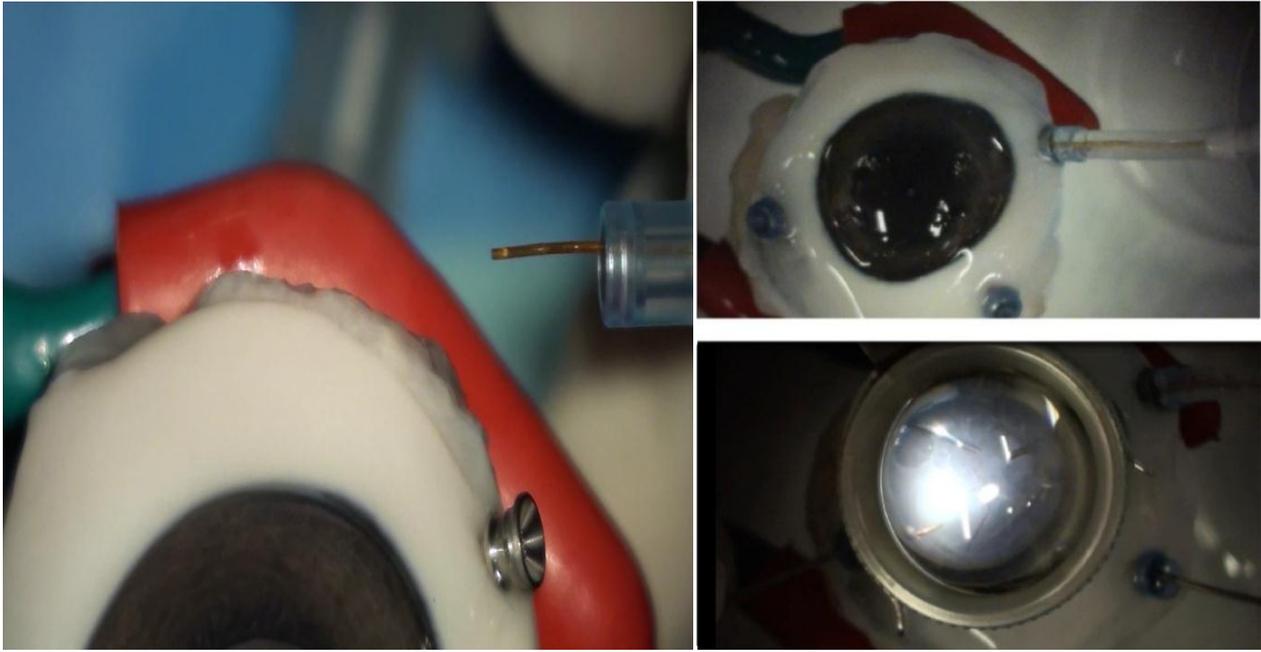


Figura 3

Questo consente di mantenere sempre un numero di tre incisioni sclerali e non ne richiede una quarta aggiuntiva. La qualità della endoilluminazione è quella standard e il chirurgo non deve modificare nessun comportamento nella pratica della chirurgia, manipolando come di consueto fibra ottica con una mano e vitrectomo con l'altra mano.

Abbiamo poi eseguito le prove in occhi di maiale sotto anestesia generale (figura 4).

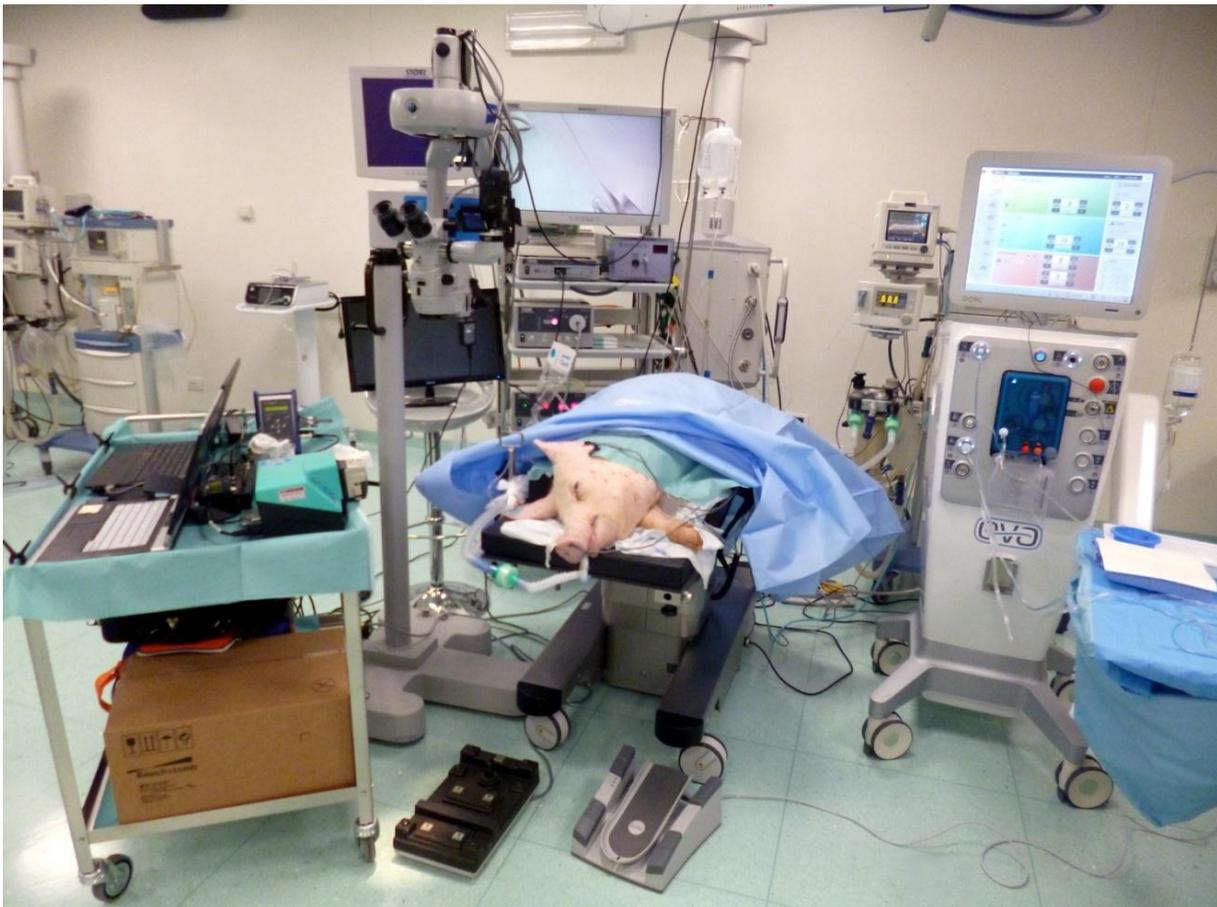


Figura 4

In questa sessione, utilizzando il microscopio Zeiss e il vitrectomo Dorc, abbiamo effettuato diverse manovre chirurgiche: aspirazione con vitrectomo, indentazione sclerale, iniezione di colorante, iniezione di Perfluorocarbonato liquido.

Mostriamo di seguito gli esempi più significativi dell'aumento della pressione endoculare che il sensore ha registrato durante tali manovre chirurgiche, ripetendo ogni singola manovra prima e dopo l'attivazione del sistema di compenso pressorio presentato.

Aspirazione

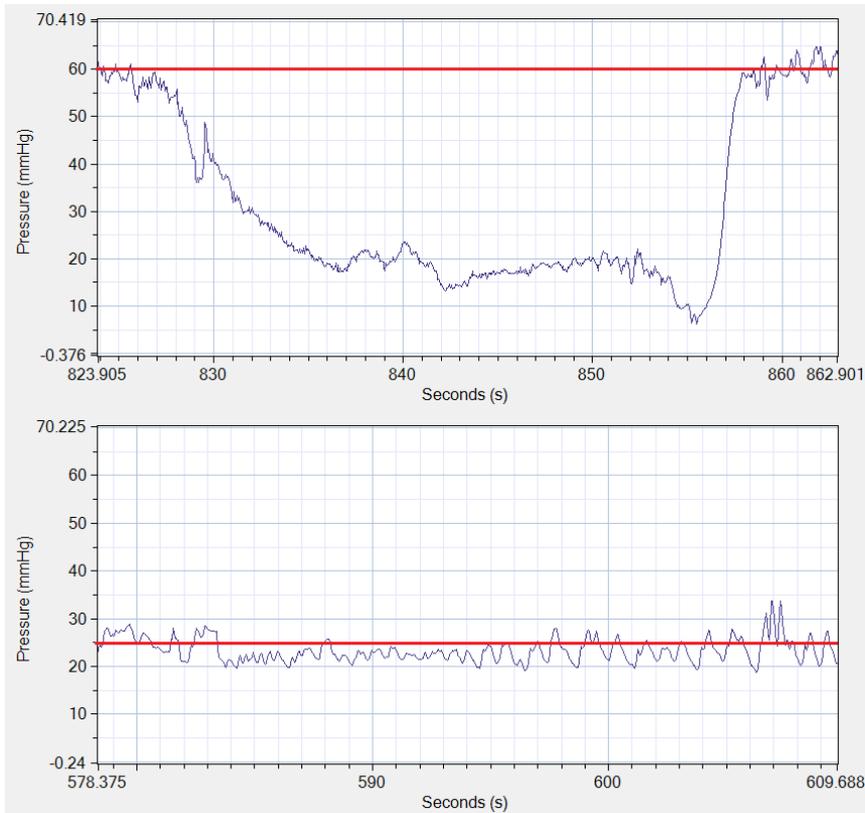


Figura 5

Una volta inserito il sensore secondo la modalità B e il vitrectomo nella cavità vitrea, abbiamo disattivato il taglio e abbiamo azionato con il pedale operatore l'aspirazione.

Come si osserva nel grafico in alto della figura 5, la IOP indicata dal vitrectomo era pari a 60 mm di mercurio. Scendendo con il pedale ad un vuoto massimo di 460 mm di mercurio il sensore ha registrato una deflessione della IOP di 40 mm di mercurio. Una volta rilasciato il pedale, la pressione endoculare è repentinamente tornata al valore di 60 mm di mercurio.

Attivando invece il prototipo, grafico in basso della figura 5, e scegliendo 25 mm di mercurio come valore pressorio endoculare che l'unità di controllo deve mantenere con l'attivazione della pompa peristaltica, il decremento della IOP è molto più limitato, con piccole oscillazioni attorno al valore scelto di 25 mm di mercurio, non superiori ai 5 millimetri di mercurio.

Indentazione sclerale

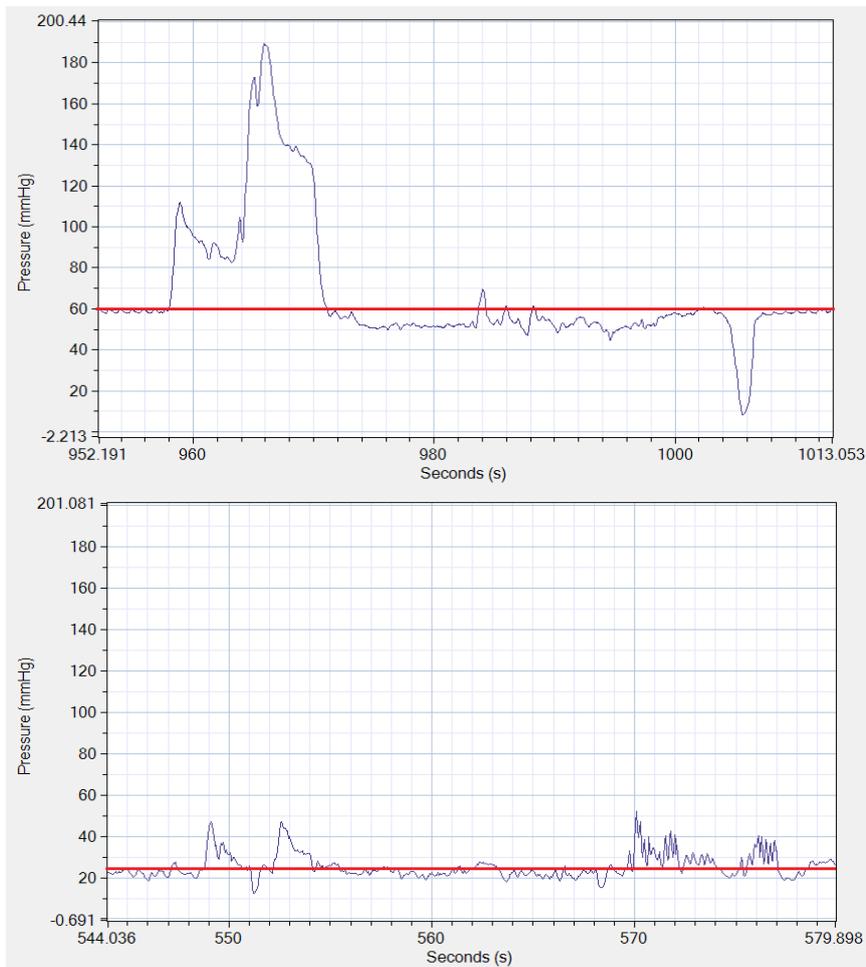


Figura 6

L'indentazione sclerale è la manovra per cui applicando una pressione sulla parete sclerale è possibile visualizzare il vitreo e la retina che si trovano nascoste alla osservazione del chirurgo a causa della convessità dell'occhio. Questo processo determina evidentemente un aumento della pressione endoculare, in funzione della forza esercitata sulla parete esterna dell'occhio.

La figura 6 mostra come la pressione aumenti significativamente raggiungendo un picco di 180 mm di mercurio per poi stabilizzarsi e andare a crollare bruscamente una volta rilasciata l'indentazione, registrando una deflessione di 50 mm di mercurio in pochi secondi.

L'attivazione del prototipo assicura invece piccoli aumenti di IOP, non superiori ai 30 mm di mercurio. Questa manovra è ovviamente dipendente dalla forza che il chirurgo operatore imprime sulla parete sclerale e dalla velocità di rilascio della stessa.

Iniezione di colorante

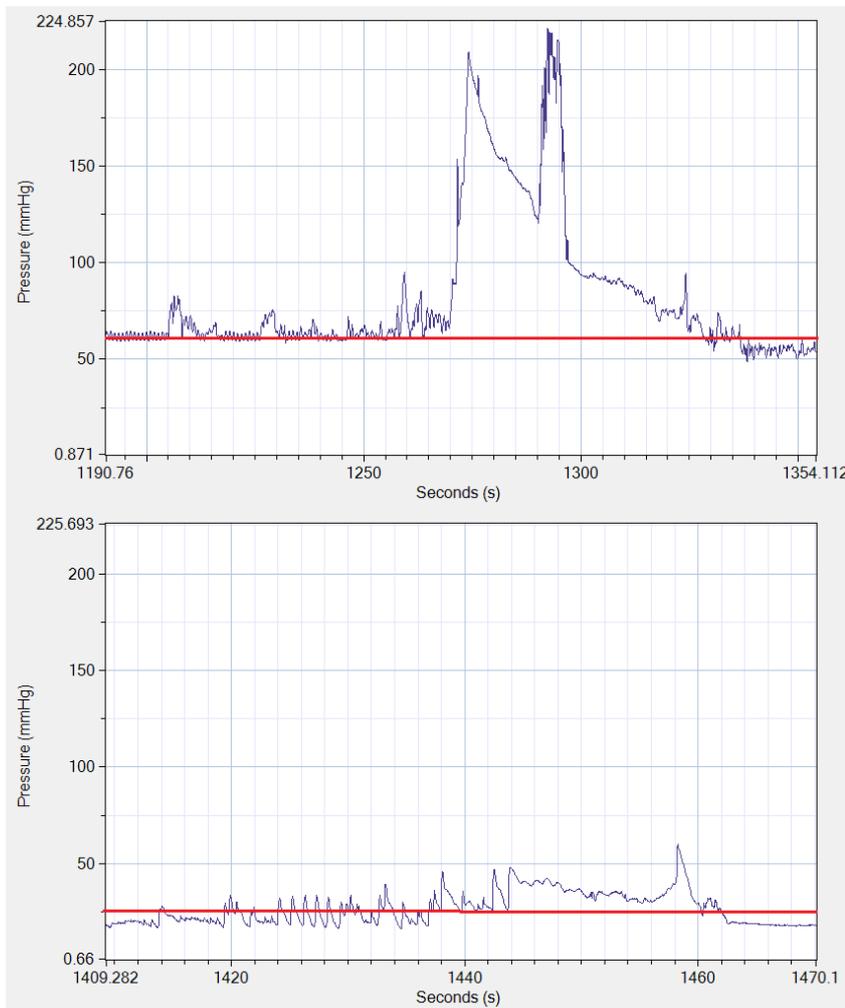


Figura 7

I coloranti sono di ausilio per identificare membrane prereticiniche altrimenti semitrasparenti e quindi di difficile identificazione per il chirurgo. Il colorante connettendosi attraverso legami chimici a tali strutture cellulari, le rende più visibili e ne facilita quindi l'asportazione. Attraverso una delle tre breccie sclerali viene inserito l'ago della siringa con il colorante. La Figura 7 mostra la variazione della pressione endoculare durante l'iniezione del colorante nella cavità vitreale, registrata dal sensore senza la attivazione della risposta di compenso, grafico in alto della figura, e con la attivazione del compenso, grafico in basso della figura. Anche qui si può osservare un picco sorprendentemente alto, fino a 140 mm di mercurio di aumento della pressione per una durata di 50 secondi. Attivando la risposta di compenso l'aumento della pressione è di soli 25 mm di mercurio.

Iniezione di Perfluorocarbonato Liquido

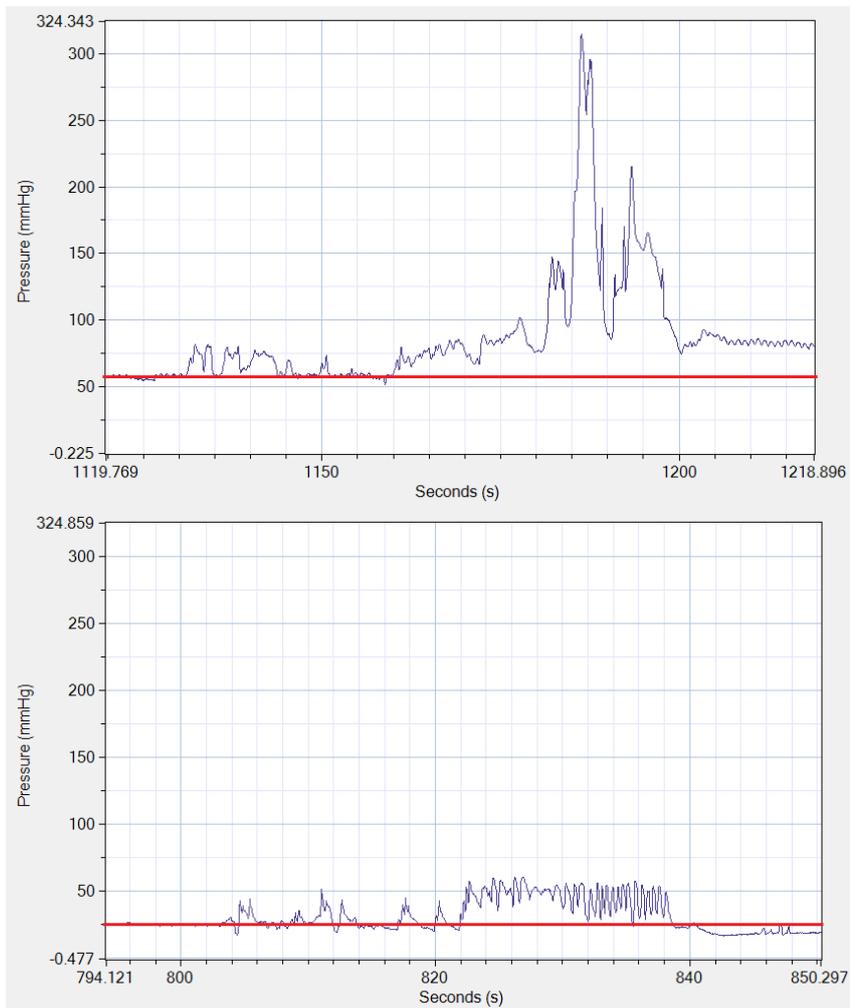


Figura 8

Durante la vitrectomia per la chirurgia del distacco di retina, una volta completata la rimozione del vitreo si inietta in camera vitrea il perfluorocarbonato liquido, una sostanza ad alto peso specifico che fa defluire il liquido sottoretinico attraverso la rottura retinica al disopra del piano retinico stesso, permettendo alla retina di adagiarsi sulla parete oculare. Tale iniezione, che avviene attraverso la sclerotomia e non è quindi controllata dal vitrectomo, causa un marcato incremento della IOP. Infatti, come mostra il grafico in alto della Figura 8, si registra un picco di pressione fino a 300 mm di mercurio quando il compenso della pompa non è attivato. L'aumento della IOP è invece di soli 25 mm di mercurio una volta attivata la risposta del sistema di compenso, come evidenziato dal grafico in basso della figura 8.

Conclusioni

Il lavoro presentato vuole mettere in luce la possibilità molto concreta di avere un sistema che possa essere rivoluzionario per il controllo della reale IOP in corso di chirurgia vitreo-retinica. Esso infatti da un lato assicura la continua misurazione della IOP reale durante l'intervento e dell'altro può assicurare anche la correzione delle variazioni pressorie intraoculari che si verificano durante le diverse manovre intraoperatorie descritte.

Al momento non sono descritti sistemi che abbiano la possibilità di monitorare la IOP in continuo con fibre di diametro così ridotto da non necessitare una sclerotomia aggiuntiva. Ulteriori sviluppi sono necessari per perfezionare il prototipo proposto che al momento presenta vari limiti. La qualità dell'endoilluminazione è ridotta con il solo candeliere. L'introduzione del sensore di pressione all'interno della high flow cannula nella chirurgia 23 G potrebbe migliorare la qualità della illuminazione intraoperatoria. Questo renderebbe necessario il calcolo del fattore di correzione della infusione che verrebbe alterata dalla presenza del sensore stesso nel lume della cannula.

Inoltre il lavoro descritto è stato eseguito su occhi di maiale anestetizzato. E' necessario espletare il processo che richiede l'utilizzo del sistema sull'uomo perchè possa essere validato da un trial clinico sull'uomo.

Lo sviluppo di questo sistema può infine avere il controllo su un altro fattore che si ipotizza essere cruciale per la funzione visiva post-operatoria nell'uomo: la pressione di infusione della testa del nervo ottico.

Infatti questo dato si può ottenere avendo a disposizione in continuo il valore della pressione endoculare, della pressione diastolica e sistolica del paziente attraverso la formula:

$$OPP = \left[\frac{2}{3} \left(\frac{2}{3} DBP + \frac{1}{3} SBP \right) - IOP \right]$$

OPP: optic perfusion pression = pressione di perfusione del nervo ottico

DBP: diastolic blood pression = pressione sistemica diastolica

SBP: systolic blood pression = pressione sistemica sistolica

IOP: intraocular pression = pressione endoculare

In aggiunta, avendo la possibilità di correggere la IOP, si ha la possibilità di correggere anche la pressione di infusione della testa del nervo ottico. Tutto questo converge nell'ottenere una stabilità a carico del flusso sanguigno che interessa il nervo ottico.

Bibliografia

- [1] Moorhead LC, Gardner TW, Lambert HM, O'Malley RE, Willis AW, Meharg LS, Moorhead WD. Dynamic intraocular pressure measurements during vitrectomy. *Arch Ophthalmol* 2005;123:1514-23.
- [2] Khng C, Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Moreira FB. Intraocular pressure during phacoemulsification. *J Cataract Refract Surg* 2006;32:301-8.
- [3] Gardner TW, Quillen DA, Blankenship GW, Marshall WK. Intraocular pressure fluctuations during scleral buckling surgery. *Ophthalmology* 1993;100:1050-4.
- [4] Speaker MG, Guerriero PN, Met JA, Coad CT, Berger A, Marmor M. A case-control study of risk factors for intraoperative suprachoroidal expulsive hemorrhage. *Ophthalmology* 1991;98:202-9.
- [5] Findl O, Strenn K, Wolzt M, et al. Effects of changes in intraocular pressure on human ocular haemodynamics. *Curr Eye Res* 1997;16:1024-29.
- [6] Minami M, Oku H, Okuno T, Fukuhara M, Ikeda T. High infusion pressure in conjunction with vitreous surgery alters the morphology and function of the retina of rabbits. *Acta Ophthalmol Scand* 2007;85:633-9.
- [7] Krepler K, Polska E, Wedrich A, Schmetterer L. Ocular blood flow parameters after pars plana vitrectomy in patients with diabetic retinopathy. *Retina* 2003;23:192-6.
- [8] Moorhead LC, Armeniades CD. The Pressure-Controlled Infusion System: a new instrument for closed-system surgery. *Ophthalmic Surg* 1988;19:282-8.
- [9] Armeniades CD, Moorhead LC. Fluid-carrying components of apparatus for automatic control of intraocular pressure. Patent US 4841984 (1989).
- [10] Blumenthal M, Cahane M, Ashkenazi I. Direct intraoperative continuous monitoring of intraocular pressure. *Ophthalmic Surg* 1992;23:132-4.
- [11] Moorhead WD. Device and method for noninvasive measurement of internal pressure within body cavities. Patent US 5865764 A (1999).
- [12] Nazarifar N, Reed F, Huculak JC, Thomas R. Intraocular pressure control. Patent US 8430840 B2 (2013).
- [13] Bastable D. Controlling pressure in the eye during surgery. Patent US 5910110 A (1999).
- [14] Sugiura Y, Okamoto F, Okamoto Y, Hiraoka T, Oshika T. Intraocular pressure fluctuation during microincision vitrectomy with Constellation Vision System. *Am J Ophthalmol* 2013;156:941-7.
- [15] Heeren T, Huculak JC, Kovalcheck SW. High-intensity pulsed electric field vitrectomy apparatus with load detection. Patent US 20110118729 A1 (2011).
- [16] Lee FC, Gerg JB, Lynn KE, Zhang C, Hickey LM. Vitrectomy surgical apparatus with cut timing based on pressures encountered. Patent US 20140171991 A1 (2014).