

Instrumentação básica em vitrectomia via pars plana*

Michel Eid Farah¹; Jean-Marie Parel²; Ana L. H. de Lima³

REVISÃO

A instrumentação em microcirurgia intraocular tem apresentado notável desenvolvimento desde 1970 quando MACHEMER e PAREL⁽¹⁾ apresentaram na Academia Americana de Oftalmologia o primeiro aparelho automático para vitrectomia via pars plana. Este vitreófago apresentava em um só instrumento as funções de corte, aspiração, infusão e iluminação necessitando para isto uma ponta de diâmetro igual a 2.35 mm. Em 1974 PAREL E MACHEMER⁽²⁾ introduziram a técnica de vitrectomia com duas esclerotomias, consequentemente possibilitando a divisão das diversas funções do aparelho em dois instrumentos com uma ponta de diâmetro igual a 1.65 mm. Em 1975 O'MALLEY⁽³⁾ introduziu a técnica de três esclerotomias de dimensões ainda menores para distribuir em pontas de diâmetro igual a 0.93 mm as funções de corte e aspiração, infusão e iluminação. Assim, vários instrumentos acessórios intraoculares (*) como cânulas, piques, pinças, tesouras, imã, instrumentos de facoemulsificação, diatermia, crioterapia e fotocoagulação⁽⁴⁻¹²⁾ passaram a ser utilizados em combinação ou com o instrumento de múltipla função através de uma segunda esclerotomia ou no lugar do instrumento de corte e aspiração na técnica de três esclerotomias.

(*) Os instrumentos acessórios para vitrectomia via pars plana serão objetivo de outra revisão.

Os aparelhos de vitrectomia podem se apresentar em diversas modalidades. Existem os que possuem uma forma unificada (Fig. 1), os que apresentam uma disposição modular (Fig. 2 e 3) e as unidades isoladas e portáteis. Estes instrumentos apresentam grandes variações em consumo energético e podem funcionar isolada ou combinadamente com eletricidade, baterias recarregáveis ou ar comprimido^(13,14).

Os instrumentos de vitrectomia podem ser de diversos calibres. Usualmente os de múltiplas funções (Fig. 4) tem diâmetro maior sendo que os de funções separadas apresentam diâmetros bem menores⁽¹⁵⁾. Cada instrumento deve ter um pino escleral correspondente da mesma dimensão de sua ponta a ser utilizado no caso de um eventual tamponamento da esclerotomia. Para que a incisão escleral seja suficientemente apertada para não permitir vazamentos, o esclerótomo a ser utilizado para perfurar a esclera, pars plana e base do vítreo deve ter uma circunferência 0.2 mm menor que a circunferência do instrumento a ser utilizado⁽¹⁶⁾.

Atualmente os instrumentos de vitrectomia disponíveis no mercado dividem-se em descartáveis e não descartáveis. Assim alguns vitreófagos podem ser utilizados somente uma vez (Fig. 5) ou então possuir pontas, tubos ou frascos coletores que após utilizados devem ser destruídos, causando assim um aumento relativo de custo por cirurgia. No entanto, muitos destes instrumentos são reutilizados algumas vezes após esterilização a gás. Os instrumentos não descartáveis são geralmente fabricados com materiais resistentes, duráveis e usualmente autoclaváveis⁽¹⁷⁾.

Usualmente cada aparelho de vitrectomia e acessórios possui um ou dois pedais correspondentes a serem controlados com o do microscópio cirúrgico. Isto pode causar a presença de um grande número de pedais e portanto ocasionais confusões na sala de operações. A combinação dos diferentes ajustes em um pedal unificado proporciona uma situação mais estável para o controle do instrumental⁽¹⁸⁾.

Os princípios básicos de corte, aspiração, infusão e iluminação aplicados à vitrectomia via pars plana serão analisados separadamente. Os nomes, diâmetros, mecanismo de corte e métodos de esterilização de

* Trabalho realizado no Bascom Palmer Eye Institute, University of Miami School of Medicine, Miami, Flórida, EUA. Investigações realizadas com o apoio do Lions Eye Bank, Veterans Administration Medical Center e National Eye Institute (grant EY02180).

¹ Chefe do Setor de Retina e Vítreo da Disciplina de Oftalmologia da Faculdade de Medicina de Jundiaí, SP, Brasil. Fellow no Departamento de Retina e Vítreo do Bascom Palmer Eye Institute, University of Miami, School of Medicine, Miami, Flórida, EUA.

² Diretor do Laboratório de Biofísica Oftalmológica do Bascom Palmer Eye Institute, University of Miami, School of Medicine, Miami, Flórida, EUA.

³ Pós-Graduanda da Escola Paulista de Medicina. Fellow no Departamento de Doenças Externas Oculares do Bascom Palmer Eye Institute, University of Miami School of Medicine, Miami, Flórida, EUA.

Correspondência editorial: Dr. Michel Eid Farah. Escola Paulista de Medicina, Disciplina de Oftalmologia. Rua Botucatu 822, São Paulo, SP, Brasil.



Fig. 1 — OCUTOME: aparelho unificado idealizado por O'Malley apresentando as funções de corte, aspiração e iluminação.

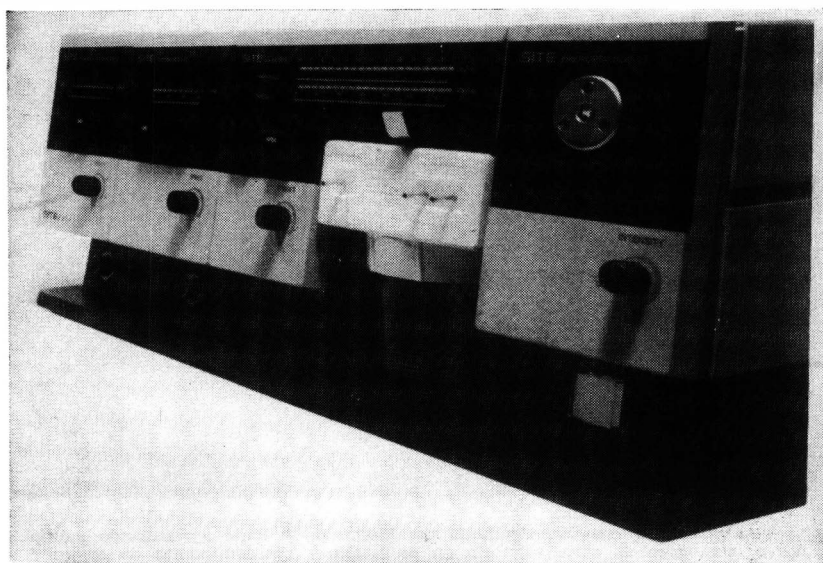


Fig. 2 — SITE: unidade modular idealizada por Federman com as funções de corte, aspiração, iluminação e facemulsificação a qual possibilita futuras substituições e ampliações.

da instrumento são apresentados na tabela I.

ORTE

Um vitreófago deve ter um excelente corte e estar sempre afiado para que a as-

piração possa separar instantaneamente o tecido cortado do resto do tecido intraocular sem causar tração nas áreas adjacentes. Todos os vitreófagos apresentam uma abertura de forma e tamanhos variáveis situada a diversas distâncias da extremidade distal

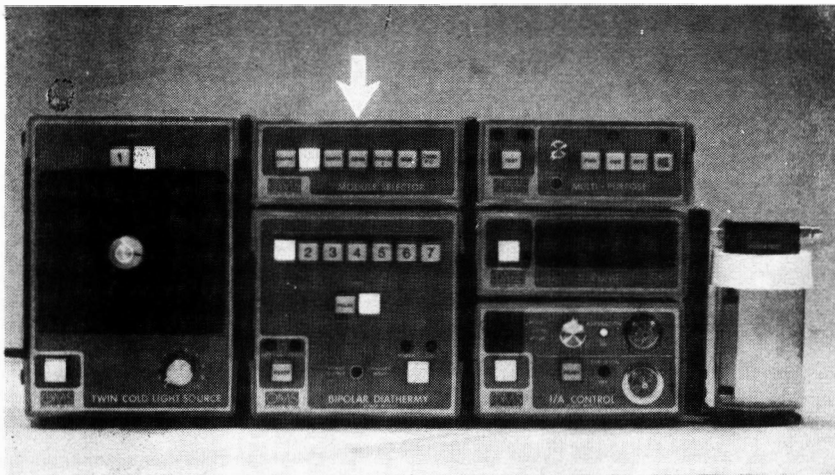


Fig. 3 — OMS: sistema modular idealizado por Parel com as funções de corte, irrigação/aspiração, iluminação e diatermia conectadas a um seletor central (seta) controlado por um único pedal.

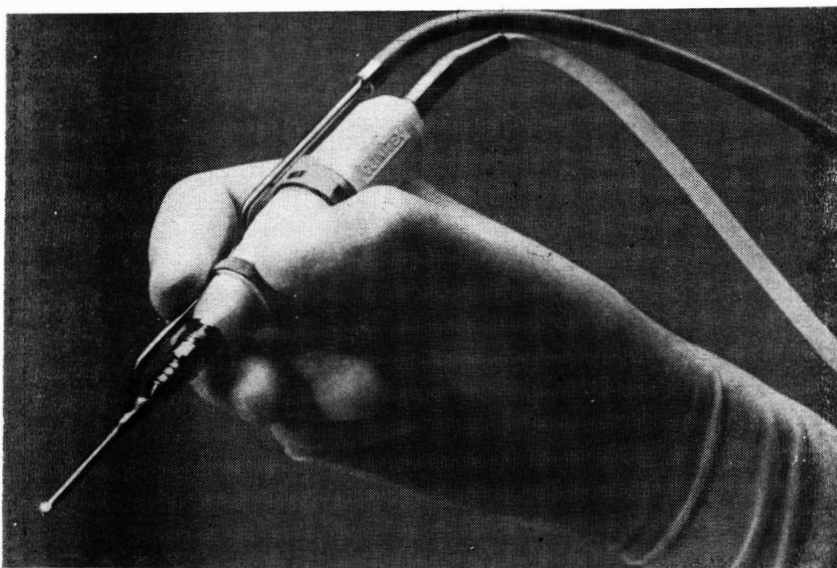


Fig. 4 — VISC X: Instrumento idealizado por Machemer & Parel apresentando múltiplas funções e mecanismo de corte rotatório ou oscilatório. Existem pontas de menor diâmetro que podem ser utilizadas sem as funções de infusão e iluminação.

do instrumento, na qual o tecido a ser removido deve ser colocado e então cortado por uma lâmina de controle automático. A velocidade do movimento da lâmina pode variar muito de acordo com o aparelho utilizado podendo em alguns aparelhos chegar a 600 cortes por minuto ⁽¹⁸⁾.

Existem três mecanismos de corte: guilhotina, rotatório e oscilatório. Os vitreóforos de guilhotina têm o mecanismo de corte baseado no movimento linear de uma lâmina sob pressão contra uma base estacionária situada cerca de 2 mm ou mais da extremidade distal do instrumento (Fig. 5). Esta lâmina deve ser afiada periodicamen-

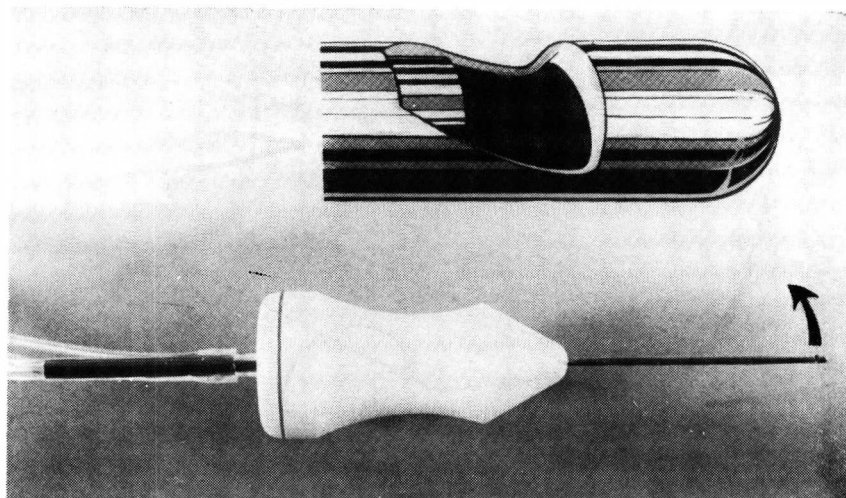


Fig. 5 — MICROVIT: Instrumento miniaturizado totalmente descartável com mecanismo de corte oscilatório.

TABELA I
Características dos aparelhos para vitrectomia via pars plana

Aparelhos	Diâmetros (mm)	Mecanismos de corte	Esterilização (instrumento)	Esterilização (tubos e frascos)
Stripper	1.28*-2.18**	Guilhotina	Gás	Gás
Ocutome	0.93	Guilhotina	Autoclave ou Gás	Descartável
Kloti	0.7-1.24*-2.35**	Guilhotina	Autoclave ou Gás	Autoclave ou Gás
DORC	0.9	Guilhotina	Autoclave ou Gás	Autoclave ou Gás
Microvit	0.93-1.0	Guilhotina	Descartável	Descartável
Vitrophage	1.05-1.3-1.8*-2.4**	Guilhotina	Descartável	Descartável
Nibbler	1.66*-2.5**	Rotatório	Gás	Gás
VISC X	1.00-1.65*-2.35**	Rotatório-Oscilatório	Autoclave ou Gás	Autoclave ou Gás
VITAC (STAT/TAC)	1.00-1.65*	Rotatório-Oscilatório	Autoclave ou Gás	Autoclave ou Gás
SITE	1.00-1.49*-2.2**	Guilhotina-Rotatório-Oscilatório	Autoclave ou Gás	Descartável

* Diâmetro com infusão

** Diâmetro com infusão e iluminação

te pois o impacto repetitivo sobre a parte estacionária causa a perda do fio ⁽¹⁹⁾. A ponta do vitreófago de guilhotina tem a tendência de desaparecer do campo de visão do cirurgião nas proximidades da íris ou da retina pois a abertura do instrumento não pode, por motivos técnicos, se situar a menos de 2 mm de sua extremidade distal ⁽³⁾. Os vitreófagos de guilhotina enquanto cortam, fecham totalmente sua abertura não permitindo a aspiração do tecido intraocular durante este intervalo de tempo. Assim há um aumento de pressão negativa dentro do cilindro do instrumento a qual ocasiona uma aspiração pulsátil quando a abertura volta a se abrir. Isto causa um maior risco de produção de trações súbitas nos tecidos adjacentes, principalmente em baixas velocidades de corte e altos níveis de aspiração ⁽²⁰⁾.

Entre 1970 e 1978 os instrumentos de vitrectomia via pars plana com mecanismo de corte rotatório utilizavam lâminas de qualidade e fio insatisfatórios as quais fechavam total e sequencialmente a abertura do instrumento. Assim além de uma aspiração pulsátil havia a possibilidade de um corte defeituoso do tecido intraocular e conseqüente tração vítrea e retiniana. Posteriormente a maioria dos instrumentos com mecanismo de corte rotatório passou a integrar a modalidade oscilatória. A partir de 1978 vários vitreófagos rotatórios e oscilatórios passaram a apresentar lâminas de bom corte e menor espessura nunca fechando totalmente a abertura do instrumento (Fig. 6) obtendo-se desta forma uma aspiração contínua, preferencialmente suave e mais segura do tecido intraocular. Tanto o mecanismo ro-

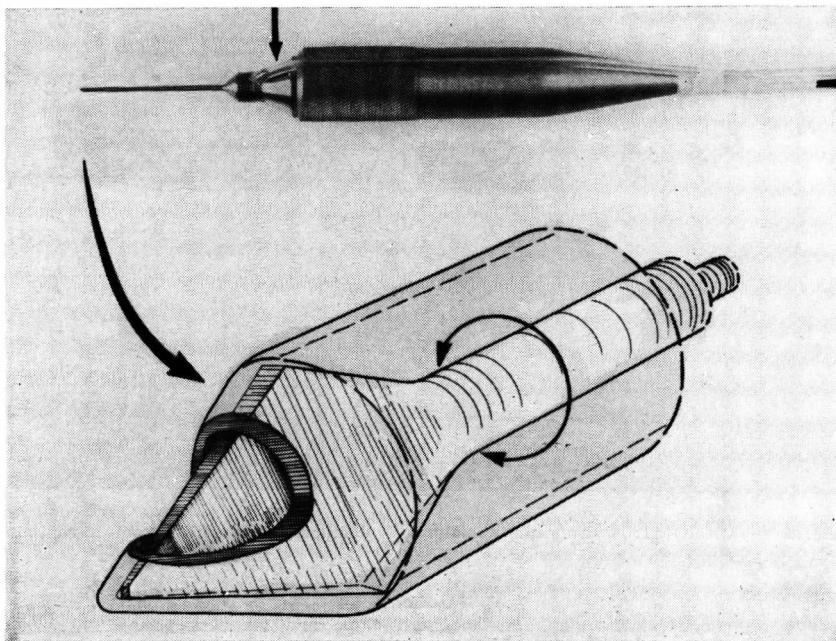


Fig. 6 — VITAC: Instrumento com mecanismo de corte rotatório ou oscilatório e abertura localizada junto à ponta da extremidade distal. O corpo do vitreófago possui um tubo de aspiração de silicone (seta superior) que ao ser deprimido causa um pequeno refluxo do material aspirado.

tatório quanto o oscilatório possuem um sistema de autoafiamento devido a pressão aplicada entre os elementos cortantes e consequente fricção entre as lâminas e o cilindro que as envolve. A visão concomitante da ponta deste tipo de vitreófago e sua abertura não representa um problema para o cirurgião mesmo junto à íris e a retina devido a sua localização na extremidade distal do instrumento ⁽¹⁸⁾.

ASPIRAÇÃO

O material intraocular a ser removido deve usualmente entrar na abertura do vitreófago por uma sucção transmitida pelo sistema automático de aspiração é bloqueado efetuar pequenas e grandes variações de pressão negativa para atrair tecidos de diversas consistências em diferentes condições ^(3,13).

A aspiração pode ser produzida por uma bomba ou sistema de vácuo instalado na parede da sala de operações e conectado ao aparelho (Fig. 7) ou então por uma seringa operada manualmente pelo assistente ⁽¹⁷⁾.

Algumas bombas de vácuo podem originar uma aspiração de até -500 mmHg. A

aspiração automática e usualmente ativada por um pedal pelo cirurgião após o ajuste de um nível pré-determinado no aparelho. Alguns pedais permitem um controle linear progressivo até o nível pré-ajustado ⁽¹⁹⁾. O sistema automático de aspiração é bloqueado ao se desativar o pedal o que ocasiona um colapso do tubo de aspiração conectado ao instrumento. Isto origina uma pressão negativa residual a qual é aliviada às custas de uma aspiração do próprio fluido ou tecido intraocular. Isto representa um risco indesejável principalmente ao se trabalhar muito próximo à íris ou retina e em altos níveis de sucção. Este tipo de complicação transoperatória pode ser evitado através de uma aspiração suave ou então por um mecanismo de refluxo ou do próprio material aspirado ou de uma outra solução ligada ao vitreófago ⁽¹⁷⁾. Alguns instrumentos apresentam no corpo do vitreófago uma conexão tubular de silicone que ao ser pressionada bloqueia instantaneamente a aspiração além de causar um pequeno refluxo ⁽¹⁸⁾ (fig. 6); outros apresentam uma comunicação com a atmosfera que se aberta permite uma eliminação passiva do fluido intraocu-



Fig. 7 — Aparelho automático de aspiração com controle linear e válvula para abrir e fechar a infusão.

lar de acordo com o nível de pressão intraocular (13).

A aspiração por meio de uma seringa operada pelo assistente pode controlar delicadamente o nível de pressão negativa além de poder atingir rapidamente níveis de até 700 mmHg e permitir um refluxo do material aspirado (1).

INFUSÃO

A solução utilizada para infusão deve ser bem tolerada pelo olho além de não causar danos ao cristalino e córnea sendo a solução salina balanceada usualmente adequada para vitrectomia via pars plana (21).

O controle da infusão é comumente hidrostático podendo ser ajustado manual ou automaticamente. Existem alguns aparelhos que bloqueiam a passagem do fluido por meio de um pedal conectado a uma válvula (Fig. 7) e outros que elevam ou abaixam o frasco de infusão a uma velocidade ajustável (22) (Fig. 8). Alguns compressores usados para insuflação intraocular de ar ou gás são raramente usados para infusão devido a dificuldade ainda existente de controle da pressão intraocular (23).

As funções básicas da infusão são, manter adequadamente o volume e pressão intraocular além de facilitar tanto o corte quanto à aspiração de tecidos ou materiais

como coleções sanguíneas ao criar correntes de fluido que os afastam por exemplo da superfície interna da retina. A pressão de infusão pode ser aumentada para controlar um sangramento capilar ou diminuída a fim de permitir introflexão da periferia da retina (17).

A pressão intraocular se corresponde diretamente com a altura do frasco de infusão uma vez que não haja aspiração ou vazamento incisional. O frasco de infusão situado a 1 metro acima do olho transmite uma pressão de 76 mmHg a qual pode ser diminuída tanto pelo mecanismo de sucção como por um vazamento na ferida operatória. As esclerotomias devem ser bem ajustadas de modo a não permitir uma passagem do fluido intraocular ao redor dos instrumentos com um consequente excesso de infusão e maior risco de dano ao endotélio corneano principalmente em pacientes afácicos (16).

A infusão pode alcançar a cavidade vítrea através de um instrumento de múltipla função, uma cânula de fixação escleral (Fig. 9) ou uma agulha angulada. O instrumento de corte e aspiração pode ser envolvido por uma cânula de infusão a qual é freqüentemente utilizada em vitrectomias anteriores (18).

Antes de se iniciar a infusão pela cânula de fixação escleral deve-se verificar por observação direta a penetração completa do

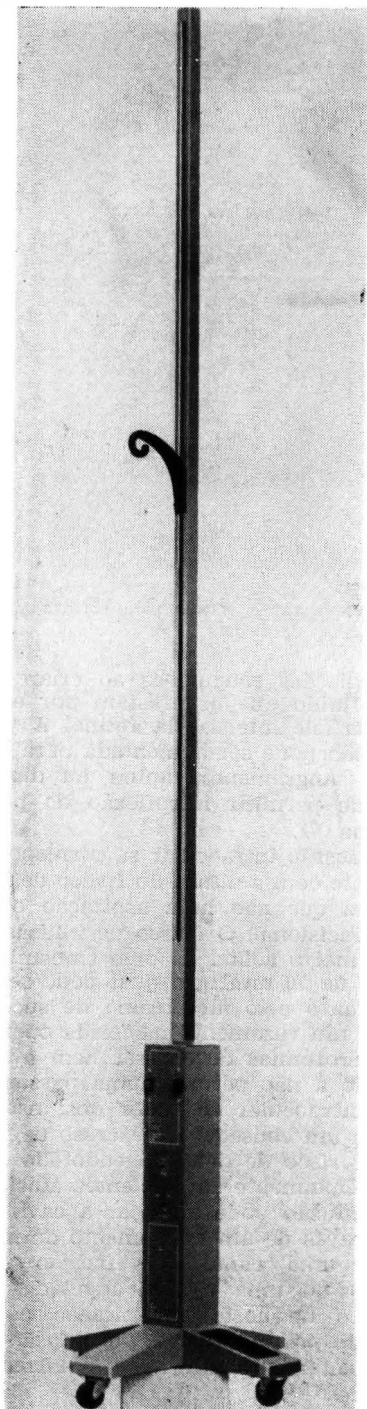


Fig. 8 — EIPA: Aparelho idealizado para ajustar por meio de um pedal a altura do frasco de infusão.

instrumento pela pars plana pois uma infusão inadvertida pode causar um descolamento cílio-coroídeo progressivo. No caso de impossibilidade de visão direta da ponta do instrumento a infusão deve ser iniciada através de uma agulha angulada por outra esclerotomia até que os meios se tornem mais transparentes permitindo então uma boa avaliação ⁽¹⁹⁾. A infusão pela cânula de fixação escleral permite o controle da pressão intraocular mesmo após a remoção dos outros instrumentos uma vez efetuado o tamponamento das esclerotomias com os pinos esclerais correspondentes ⁽³⁾.

ILUMINAÇÃO

A vitrectomia via pars plana pode utilizar exo ou endoiluminação. A exoiluminação pode ser fornecida por um oftalmoscópio binocular indireto, a qual é geralmente restritiva e inadequada, ou idealmente por um microscópio com iluminação coaxial e controle automático de foco, magnificação e movimentação em X e Y. A endoiluminação é obtida através de fibras ópticas e é usualmente desnecessária nas cirurgias de segmento anterior sendo indispensável assim como as lentes de contato neutralizantes nas vitrectomias posteriores tanto para diminuir o reflexo corneano como para realçar o contraste das estruturas intraoculares ^(2,17). Algumas lentes de contato especiais conectadas a fibras ópticas tem sido desenvolvidas sem no entanto conseguir uma boa luminosidade principalmente nas áreas mais posteriores ⁽²⁴⁾.

Os cabos de conexão com a fonte luminosa podem ser contínuos ou então apresentar um encaixe em baioneta com consequente perda de luminosidade ⁽¹³⁾. As fibras ópticas podem envolver um instrumento de múltipla função iluminando desta maneira principalmente as áreas adjacentes a extremidade do vitreóforo, ser independentes dos instrumentos de corte, aspiração e infusão (Fig. 10) ou então envolver separadamente uma cânula de infusão podendo ainda ter uma saliência a fim de levantar e cortar membranas em íntimo contato com a retina ⁽²⁵⁾. A utilização de uma fibra óptica independente e do mesmo calibre da ponta de corte e aspiração permite uma troca de corte e aspiração permite uma troca de posição dos instrumentos além de proporcionar de acordo com a situação uma iluminação focal, difusa ou retrógrada ⁽¹⁹⁾.

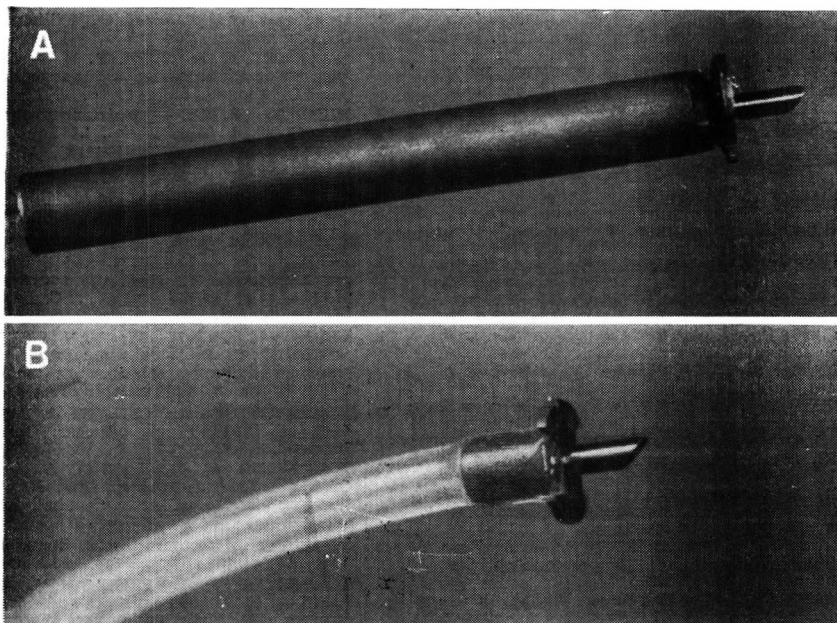


Fig. 9 — Cândia de infusão idealizada por Blankenship. A: o tubo de silicone é envolto por um cilindro móvel utilizado para a inserção e fixação escleral. B: cândia com cilindro recuado.

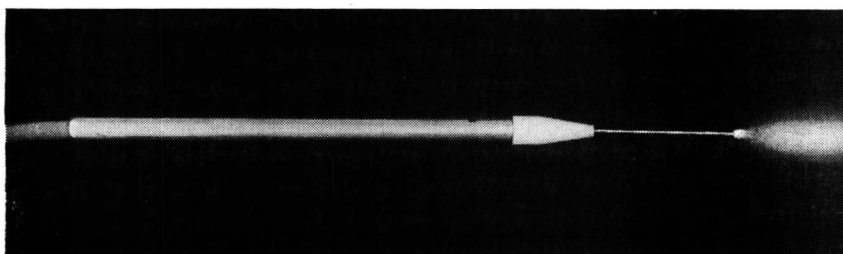


Fig. 10 — Fibra óptica com 1 mm de diâmetro para endoiluminação ocular.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o Dr. Edward W. D. Norton pelo contínuo incentivo e suporte e aos Drs. George Blankenship e Mark Blumenkranz pela orientação dedicadas ao nosso trabalho e Barbra French pela preparação das fotografias.

RESUMO

As funções básicas dos instrumentos para vitrectomia via pars plana são apresentadas em diversos aparelhos. A seleção de um determinado equipamento deve considerar fatores como qualidade, eficácia, combinação com acessórios, método de esterilização, manutenção e custo. Como ainda não existe um sistema ideal para vitrectomia via pars plana deve-se considerar que a maioria dos aparelhos pode ser utilizada com segurança através do conhecimento das vantagens e desvantagens de cada tipo de instrumental.

SUMMARY

The basic instrumentation for pars plana vitrectomy is available in several machines. The selection of equipment must evaluate factors such as quality, efficacy, combination with accessories, methods of sterilization, maintenance and durability. As a ideal system for pars plana vitrectomy is not yet available, most of the machines can be used safely thorough a knowledge of the advantages and the disadvantages associated with each kind of instrumentation.

BIBLIOGRAFIA

1. MACHEMER, R.; BUETTNER, H.; NORTON, E. W. & PAREL, J.-M. — Vitrectomy: a pars plana approach. *Ophthalmology*. 75: 815, 1971.
2. PAREL, J.-M.; MACHEMER, R. & AUMAYR W. — A new concept for vitreous surgery. 4. Improvement in instrumentation and illumination. *Am. J. Ophthalmol.* 77: 6, 1974.

3. O'MALLEY, C. & HEINTZ, R. M. — Vitrectomy with an alternative instrument system. *Ann. Ophthalmol.* 7: 585, 1975.
4. O'MALLEY, C.; TRIPP, R. M. & HEINTZ, R. M. — Recent modification in closed eye intraocular McPherson, A. — New and controversial aspects of vitreoretinal surgery. C. V. Mosby Co., St. Louis, 190, 1977.
5. MACHEMER, R.; PAREL, J.-M.; HICKYNGBOTHAM, D. & NOSE, I. — Membrane Peeler Cutler. *Arch. of Ophthalmol.* 99: 152, 1981.
6. SHOCK, J. P. — Phacocryolysis combined with phacofragmentation and irrigation for removal of cataracts. *Am. J. Ophthalmol.* 7: 860, 1974.
7. GIRARD, L. J. & HAWKINS, R. S. — Cataract extraction by ultrasonic aspiration, vitrectomy by ultrasonic aspiration. *Ophthalmology.* 78: 50, 1974.
8. PAREL, J.-M.; O'GRADY, G. E. & MACHEMER, R. — A bipolar coaxial microprobe for safe transvitreal diathermy. *Archives of Ophthalmol.* 99: 494, 1981.
9. WOLDOFF, H. S. — A 20 gauge intravitreal cryoprobe. *Am. J. Ophthalmol.* 90: 262, 1980.
10. BRADBURY, M. J. & FUNG, W. E. — A new 20 gauge intravitreal cryoprobe. *Am. J. Ophthalmol.* 90: 424, 1980.
11. CHARLES, S. — Endophotocoagulation. *Retina.* 1: 117, 1981.
12. PEYMAN, G. A.; SALZANO, T. C. & GRENN, J. L. — Argon endolaser. *Arch. of Ophthalmol.* 99: 2037, 1981.
13. PEYMAN, G. A. & HUAMONTE, F. — A disposable vitrectomy instrument: The vitreophage. *Can. J. Ophthalmol.* 10: 281, 1976.
14. FEDERMAN, J. L.; COOK, K. & BROSS, R. — Intraocular Microsurgery. I. New Instrumentation (SITE). *Ophthalmic. Surg.* 7: 82, 1976.
15. KLEIN, R. M. & KATZIN, H. M. — Microsurgery of the vitreous: Comparisons of instrumentation, techniques and philosophies. Williams and Wilkins Co., Baltimore, 1978.
16. O'MALLEY, C. & TRIPP, R. M. — Plugs and Stilto: entry incisions for a 20-gauge instrument system. *Ophthalmic surg.* 8: 76, 1977.
17. MICHELS, R. G. — Instrumentation in vitreous surgery. C. V. Mosby Co., St. Louis 59, 1981.
18. PAREL, J.-M.; BLUMENKRANZ, M. S. et al — Advances in vitreoretinal microsurgery instrumentation. *Ophthalmology.* 89: 186, 1982.
19. CHARLES, S. — Instrument considerations in vitreous microsurgery. Williams and Wilkins Co., Baltimore, 21, 1981.
20. PAREL, J.-M. — The VISC and the vitreomicroscope. McPherson, A.: New and controversial aspects of the vitreoretinal surgery. C. V. Mosby Co., St. Louis, 129, 1977.
21. ELDEHHAUSER, H. F.; VAN HORN, D. L. & SCHULTZ, R. O. — A comparative toxicity of intraocular irrigating solutions on the corneal endothelium. *Am. J. Ophthalmol.* 81: 473, 1976.
22. BLANKENSHIP, G.; LEE, W. & PAREL, J.-M. — Electronic infusion pole adjuster. *Ophthalmic surg.* In print, 1984.
23. TOLENTINO, F. I.; BANKO, A. & SCHEPENS, C. L. — Vitreous surgery. XII. New instrumentation for vitrectomy. *Arch. Ophthalmol.* 93: 667, 1975.
24. YAMANAKA, A. & SPITZNAS, M. — The contact lenses for vitrectomy with illumination. Fourth Vail Vitrectomy Symposium. Vail, Colorado, 1983.
25. TOLENTINO, F. I.; FREEMAN, H. M. & SCHEPENS, C. L. — Observation and illumination system for closed vitreous surgery. Freeman, Hirose e Schepens: Vitreous surgery and advances in fundus diagnosis and treatment. Appleton-Century-Crofts, New York, 139, 1977.