

Viscosidade como fator frenador de rotações

Viscoelastic substances as a breaking factor of ocular rotations

André Augusto Honsi Jorge

RESUMO

Objetivo: Determinar se forças de atrito viscoso podem, sob o ponto de vista quantitativo, agir como possíveis promotoras de estabilização ocular com manutenção dos movimentos de rotação, dando noção dos valores necessários para a aplicabilidade no sistema ocular. **Métodos:** Um modelo mecânico foi elaborado para a medida de forças necessárias para vencer o atrito de uma esfera de alumínio parcialmente mergulhada em um líquido viscoso. Foram testadas soluções de metilcelulose de 1% a 6% (com variação de 0,5%) e dois produtos viscoelásticos (Viscoat® e Provisc®). Outra variável foi a área de contato entre a esfera e o líquido viscoso. **Resultados:** A força encontrada, após correções e descontos apropriados, foi significativa (acima de 5 gf) apenas nas soluções de metilcelulose 5,5% e 6% e somente na maior área de contato testada. **Conclusão:** Os líquidos viscosos testados aparentemente não são capazes de obter força de atrito suficiente para a estabilização ocular, com exceção das soluções de metilcelulose 5,5% e 6% mas somente na maior área de contato testada (que correspondeu a 26,2% da área total da esfera).

Descritores: Estrabismo; Movimentos oculares/fisiopatologia; Músculos oculomotores; Nistagmo fisiológico; Viscosidade

INTRODUÇÃO

A busca da etiologia e da patogenia do estrabismo vem de longa data. Ciancia⁽¹⁾ cita as teorias de Worth e Chavasse que tentam explicar a origem dos desequilíbrios oculares porém, segundo o autor, os trabalhos e investigações dos últimos anos não têm ainda permitido conhecer a localização cerebral da lesão causal do estrabismo não paralítico.

Independente da teoria ou da localização exata da lesão causadora do estrabismo é consenso que a origem do mesmo está no sistema nervoso central, portanto o tratamento (clínico ou cirúrgico) vem atuando em seus efeitos e não na causa. Certamente por isso o tratamento, particularmente o cirúrgico, a despeito do grande desenvolvimento técnico nos últimos anos (cirurgia inervacional, suturas ajustáveis, cirurgia de oblíquos superiores, etc) ainda não alcança sucesso em uma porcentagem significativa de casos. Os estrabologistas observam que dois casos idênticos, operados identicamente, podem apresentar resultados diferentes. Isto é decorrência direta de que os resultados da cirurgia do estrabismo são influenciados por fatores que ainda não são dominados⁽²⁾, e tais fatores estão relacionados à origem central do estrabismo. Além disso, existem situações especiais, como no caso dos nistagmos, nas quais o tratamento cirúrgico apresenta resultados limitados ou até mesmo não pode ser indicado.

O tratamento dos nistagmos esbarra em muitos problemas, e são poucos os tipos passíveis de intervenção. O tipo mais favorável é o que apresenta “posição de bloqueio”, situação posicional dos olhos na qual a instabilidade

Pós-graduando (nível doutorado) do Departamento de Oftalmologia e Otorrinolaringologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo - Universidade de São Paulo.

Endereço para correspondência: Av. Nove de Julho, 1777 - Ribeirão Preto (SP) CEP 14015-170
E-mail: andrehonsi@netsite.com.br

Fonte de Auxílio à Pesquisa: CNPq

Recebido para publicação em 03.06.2002
Aceito para publicação em 07.10.2002

de oculomotora deixa de ocorrer ou diminui consideravelmente. Os resultados cirúrgicos são relativamente bons nesses tipos de nistagmo, porém há certas limitações. A primeira delas relaciona-se à magnitude das correções. Como o que se pretende é a correção do torcicolo, transferindo-se a posição de bloqueio para a posição primária do olhar, e os ângulos dessas posições viciosas são habitualmente grandes (da ordem de 30° a 40°, ou seja, 60 a 80 dioptrias prismáticas), frequentemente ocorrerá dificuldade em atingir tal grau de correção, a não ser com prejuízo significativo das rotações oculares, ainda que em um único sentido. Outra limitação do tratamento cirúrgico relaciona-se à simetria da correção, pois corrigir uma “esotropia” de um olho e “exotropia” do outro, de igual magnitude (como se deve considerar), requer intervenções nem sempre simétricas com resultados, portanto, também assimétricos. Dessa forma, poderá ocorrer, como resultado, um estado de desvio compensado (heteroforia) que poderá causar sintomas, ou mesmo um desvio descompensado (heterotropia). Outro aspecto limitante no tratamento cirúrgico dos nistagmos diz respeito à instabilidade espacial, pois eles continuam a se manifestar com idênticas características na posição oposta à de bloqueio e, geralmente, inverte-se na posição em que inicialmente estavam bloqueados. Por fim, também são descritos casos de instabilidade temporal com recidivas, ainda que parciais⁽³⁾.

Sendo a terapêutica cirúrgica atual (por meio de recuos, ressecções, transposições, etc) insuficiente para a plenitude de bons resultados, as investigações de ponta na área visam à introdução de novas forças no sistema oculomotor. Ciancia⁽¹⁾ lembra que a possibilidade de utilizar próteses para substituir a ação de músculos paralisados é antigo sonho dos estrabologistas. Um problema a resolver, segundo o autor, é a reação dos tecidos que tendem a desenvolver fibrose, limitando a movimentação da prótese. Bicas, que estudou profundamente o assunto, cita outros inconvenientes, como o tamanho do artefato, a “complacência” que pode fazer com que o sistema tenha uma zona de inatividade, efeitos de translação e compressão; mas admite que o principal deles é, realmente, a presença do agente elástico, levando a um processo de fibrose que poderá inutilizar a ação do artefato⁽⁴⁾. No mesmo artigo, esse autor propõe a possibilidade de emprego de forças aplicadas à distância, através de campo magnético, contornando, dessa forma, vários inconvenientes de forças “de contato”, cogitando também outras vantagens (como a de mais fácil regulação de forças).

Os estudos de estabilização ocular e geração de forças com campos magnéticos são promissores, mas apresentam dificuldades. Bicas⁽⁵⁾ refere que a operacionalidade de um sistema de ímãs colocados em cada um dos olhos, seja para promover rotações ou para limitá-las, apresenta várias restrições: dificuldade de obtenção de ímãs reduzidos, que possibilitem sua aplicação dentro das órbitas, mas com forças magnéticas suficientemente intensas; as distâncias consideradas são relativamente grandes; dificuldade de controle das influências recíprocas exercida pelos campos magnéticos, resultando em tendência ao equilíbrio posicional diferente do desejado; presença inevitável de forças de translação grandes, aumen-

tando o atrito e dificultando as próprias rotações a serem geradas; possibilidade de efeitos prejudiciais no cristalino e retina, causados pelos campos magnéticos. Além das restrições citadas pelo autor chama a atenção o fato de que um sistema oculomotor equilibrado por forças magnéticas provavelmente perderá o controle fino dos movimentos, uma vez que, para vencer tais forças, obtendo rotações, o olho necessitará de uma força de maior magnitude que o levará a um movimento rápido (tipo sacádico), quando superadas as forças de campo magnético.

Diante do brilhantismo da idéia de se introduzirem novas forças no sistema oculomotor e de suas restrições, propor-se-á, no presente estudo, o uso de forças viscoelásticas como alternativa para a estabilização do equilíbrio ocular.

A correção de qualquer desequilíbrio oculomotor deverá atender a certas exigências. Num estrabismo tal correção deverá levar a um paralelismo dos eixos visuais em todas as direções, sem, entretanto, comprometer as rotações que deverão se manter conjugadas⁽³⁾. Considerando-se as forças necessárias para obtenção de rotações normais como F_n , as forças dos fatores de instabilidade (nistagmos, por exemplo) como F_i e as forças envolvidas no sistema de correção de tais instabilidades como F , tem-se, idealmente, a condição de $F_i < F < F_n$, ou seja, F deverá ser maior que F_i o suficiente para anulá-la, e menor que F_n o suficiente para permitir a ação desta. Tal condição obviamente não poderá ser obtida por meio de suturas de contenção, pois, se pouco resistentes, neutralizariam, num primeiro momento, as forças de instabilidade (bloqueariam o nistagmo, por exemplo), mas seriam rompidas à primeira necessidade de uma rotação maior, e, se muito resistentes, impediriam qualquer movimento, fosse ele indesejável (nistagmo) ou desejável (rotações). Entretanto, há condições como as de forças de campo magnético, que podem propiciar um bloqueio das oscilações indesejadas, podendo ser vencido por forças mais intensas, relacionadas às rotações oculares.

Uma outra situação, aqui proposta, que obedeceria a tais condições, seria o emprego de forças viscoelásticas as quais, na dependência de fatores como volume e viscosidade, poderiam ser suficientes para bloquear um nistagmo ou obter uma estabilização posicional pós-cirúrgica sem, no entanto, impedir que forças maiores (promotoras de rotações oculares) agissem com sucesso.

Considerando-se as características do nistagmo, o qual apresenta fases lentas com velocidades semelhantes à de movimentos persecutórios e amplitudes em torno de 5° a 10°, pode-se supor que as forças relacionadas a esses movimentos não sejam maiores que 10 gf, sendo provável que forças dessa grandeza, ou até menores sejam suficientes para bloqueá-las⁽³⁾. Por outro lado, sabe-se que as forças ativas (de ação muscular) de um músculo atuando como agonista de um movimento sacádico são da ordem de 75 gf (rotação centrípeta) a 100 gf (rotação centrífuga) para rotações de 30° e de 50gf (rotação centrípeta) a 65 gf (rotação centrífuga) para rotações de 15°⁽⁶⁾. Essas são as forças medidas no teste clássico de “forças geradas” descrito por Scott et al em 1972⁽⁷⁾. Assim, com forças viscoelásticas entre 5 e 10gf, acredita-se ser possível, ao menos teoricamente, o bloqueio da maioria dos nistagmos com ma-

manutenção das rotações oculares (relacionadas a forças de maior magnitude).

Outra possível aplicação seria nos casos de estabilização ocular pós-cirúrgica, evitando-se ou atenuando-se, assim, as recidivas ou hipercorreções que surgem ao longo do tempo. Entretanto, nesses casos, não há como quantificar as forças envolvidas no processo (provavelmente pequenas, mas constantes), ficando-se, desse modo, sem um parâmetro quantitativo de referência.

OBJETIVO

O presente estudo tem o objetivo de, por meio de um modelo mecânico, determinar se forças viscoelásticas podem, do ponto de vista quantitativo, agir como possíveis promotoras de estabilização ocular, com manutenção dos movimentos de rotação, assim como dar uma noção dos valores quantitativos necessários para a aplicabilidade de tal princípio no sistema ocular.

MÉTODOS

O modelo mecânico elaborado foi composto por um eixo metálico (X) horizontal rotador, sendo que, em uma de suas extremidades, havia uma esfera de alumínio (E), de 26,73 mm de diâmetro, que apresentava movimento de rotação coincidente com o do referido eixo. A porção contralateral à esfera foi acoplada a um sistema de mancal aerostático⁽⁸⁻⁹⁾ (M) de modo que o eixo ficasse envolvido por uma camada de ar pressurizado, controlado por manômetro, alimentado por um sistema externo (A), podendo, dessa forma, girar sem contato físico com qualquer outra estrutura do aparelho. Pendurados à porção intermediária do eixo, por meio de um fio de seda 4-0 não distensível (F), encontravam-se dois pequenos recipientes cilíndricos de acrílico (C1 e C2) que, por serem idênticos, ficavam suspensos no ar, em equilíbrio, como dois pratos de uma balança. A esfera de alumínio era, então, parcialmente mergulhada em um recipiente relativamente raso, de acrílico (R), contendo a substância viscosa (V) a ser estudada. O volume de substância viscosa no recipiente foi constante para todas as medidas (11ml). A porção da esfera mergulhada no gel manteve-se constante durante um mesmo experimento, mas variou de um experimento para outro. Um sistema vertical de rosca (SVR) graduado foi acoplado à plataforma (P) permitindo, assim, seu movimento no sentido vertical. Sobre essa plataforma, era colocado o recipiente com a substância viscosa e, desse modo, pôde-se controlar a quantidade de gel que entraria em contato com a esfera que permaneceu sempre fixa nos sentidos vertical e horizontal. Assim, o recipiente com o líquido viscoso era colocado sobre a plataforma, bem abaixo da esfera, e esse conjunto (R+P) era elevado em direção à esfera até que esta ficasse parcialmente imersa, sendo a quantidade mergulhada controlada pela graduação (G) (em milímetros) do sistema vertical de rosca. Portanto, dessa maneira, havia um fator frenador para o movimento rotacional do conjunto eixo /

esfera, que era o líquido viscoso, e dever-se-ia medir a força necessária para vencer esse fator e, conseqüentemente, promover a rotação.

Essa força foi determinada do seguinte modo: em um dos recipientes acrílicos pendurados ao eixo (C1, por exemplo), iam-se colocando, com uma pinça, pequenas peças de plástico ou metal, até se chegar a um peso no recipiente capaz de promover a rotação do eixo (por força tangencial gravitacional) e, por conseguinte, da esfera. O conteúdo colocado no recipiente cilíndrico era, então, pesado em uma balança de precisão (centésimos de grama), obtendo-se o valor da força (em gramas) necessária para vencer o fator frenador viscoso daquela determinada substância. As variáveis foram a viscosidade e a área de contato entre o gel e a esfera.

Em relação à viscosidade, foram estudadas soluções de metilcelulose em concentrações de 1%; 1,5%; 2,0%; 2,5%; 3,0%; 3,5%; 4,0%; 4,5%; 5,0%; 5,5% e 6,0%, além dos produtos Viscoat® e ProVisc®. As soluções de metilcelulose foram gentilmente preparadas e fornecidas pela Farmácia Ophthalmos, e os outros dois produtos foram gentilmente fornecidos pelo fabricante (Alcon Laboratórios). Viscoat® é uma solução viscoelástica, de peso molecular médio, contendo 40mg de sulfato sódico de condroitina e 30mg de hialuronato de sódio

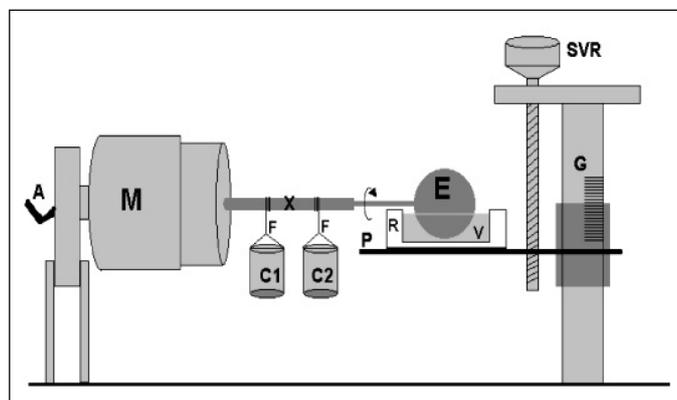


Figura 1 - Esquema ilustrativo do modelo mecânico utilizado

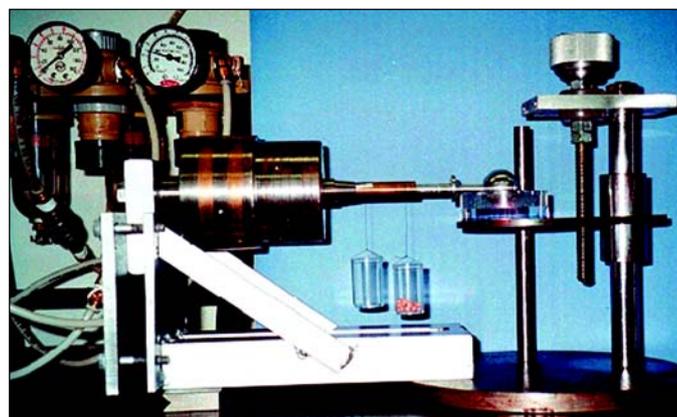


Figura 2 - Foto do modelo mecânico utilizado

por ml. ProVisc® é um material viscoelástico, de alto peso molecular, que contém 10 mg de hialuronato de sódio por ml.

Foram estudadas três diferentes áreas de contato para cada substância, conforme ilustra a figura 3. A primeira área (denominada ÁREA 1) possuía 587,6 mm², a segunda (ÁREA 2) possuía 335,8 mm², e a terceira (ÁREA 3) possuía 167,9 mm².

As áreas foram calculadas a partir da fórmula: $S = 2\pi Rh$, sendo S a área a ser determinada, R o raio da esfera, h a altura da esfera mergulhada no gel. Sendo R constante (13,36 mm), o que determinou a variação da área foi h (que pôde ser modificada graças ao sistema vertical de rosca). Dessa forma, a altura h foi de 7 mm para a ÁREA 1, de 4 mm para a ÁREA 2 e de 2 mm para a ÁREA 3.

Sabe-se que a temperatura interfere na viscosidade dos líquidos de maneira inversamente proporcional. Em razão dessa influência, e por vislumbrar aplicabilidade *in vivo* deste estudo, teve-se o cuidado de executar as medidas a uma temperatura entre 37,5 e 38° C. Para isso, mantiveram-se as soluções a serem estudadas dentro de seringas que eram colocadas em banho-maria, controlado por termômetro.

Inicialmente, quantificou-se o atrito interno do sistema que, apesar de minimizado pelo mancal, não foi nulo. Para tal quantificação, fez-se uma série de dez medidas (colocando as pequenas peças em um dos recipientes cilíndricos), estando a esfera suspensa no ar. A média foi calculada para posterior desconto nas medidas subsequentes.

Após a quantificação do atrito interno, passou-se a estudar a ÁREA 1, fazendo-se duas séries de cinco medidas para cada substância, totalizando-se dez medidas. Entre as duas séries, o gel era recolocado em banho-maria para que a temperatura não se alterasse significativamente. Após as dez medidas, a esfera e o recipiente (R) eram lavados e secados e, assim, outra substância (previamente mantida em banho-maria) passava a ser avaliada. A mesma seqüência foi repetida para as outras duas áreas estudadas.

Finalmente, como a força medida foi aplicada tangencialmente sobre o eixo, e não sobre a esfera, sendo o diâmetro (e, conseqüentemente, o momento da força) diferente para essas duas estruturas, foi necessária a correção dos valores encontrados. O diâmetro do eixo (d_x), no local de aplicação da força, era de 12,3 mm, enquanto que o diâmetro da esfera (d_e), conforme já dito, era de 26,73 mm. Nesses casos, a força é inversamente proporcional ao diâmetro da estrutura onde é aplicada. Portanto, considerando-se F_x a força aplicada ao eixo (conforme ocorreu no estudo) e F_e a força que se encontraria se a mesma fosse aplicada tangencialmente à esfera, concluir-se-á que:

$$F_e = F_x \cdot d_x / d_e$$

$$F_e = 0,46 F_x$$

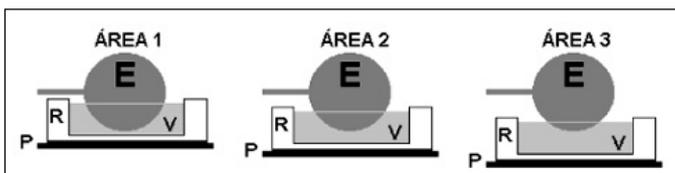


Figura 3 - Esquema que ilustra as diferentes áreas de contato estudadas

Desse modo, os resultados que serão apresentados foram corrigidos pelo fator acima demonstrado.

RESULTADOS

As medidas obtidas na avaliação do atrito interno do sistema estão mostradas na tabela 1. As medidas obtidas no estudo das ÁREAS 1, 2 e 3 estão relacionadas nas tabelas 2, 3 e 4, respectivamente.

O gráfico 1 relaciona os resultados obtidos no estudo da ÁREA 1 (descontando-se a média do atrito interno e corrigindo-se para o momento de aplicação da força) para as diferentes concentrações de metilcelulose. O gráfico 2 mostra as medidas e respectivos desvios-padrão para os resultados obtidos no estudo da ÁREA 1, sem o desconto do atrito médio e sem o fator de correção para o momento de aplicação da força.

O gráfico 3 relaciona os resultados obtidos no estudo da ÁREA 2 (descontando-se a média do atrito interno e corrigindo-se para o momento de aplicação da força) para as diferentes concentrações de metilcelulose. O gráfico 4 mostra as medidas e respectivos desvios-padrão para os resultados obtidos no estudo da ÁREA 2, sem o desconto do atrito médio e sem o fator de correção para o momento de aplicação da força.

O gráfico 5 relaciona os resultados obtidos no estudo da ÁREA 3 (descontando-se a média do atrito interno e corrigindo-se para o momento de aplicação da força) para as diferentes concentrações de metilcelulose. O gráfico 6 mostra as medidas e respectivos desvios-padrão para os resultados obtidos no estudo da ÁREA 3, sem o desconto do atrito médio e sem o fator de correção para o momento de aplicação da força.

O gráfico 7 compara as três curvas obtidas (com os respectivos descontos e correções) no estudo das diferentes áreas.

O gráfico 8 relaciona a força obtida (com os respectivos descontos e correções) com as três diferentes áreas estudadas. São representadas as curvas das soluções de metilcelulose a 1%, 2%, 3%, 4%, 5% e 6%, além das curvas de Viscoat® e ProVisc®.

COMENTÁRIOS

Substâncias viscosas são amplamente utilizadas em Oftalmologia, tanto em contato com a córnea (exame de gonioscopia, aplicação de YAG laser) como em uso intra-ocular (especialmente na cirurgia de catarata). Os produtos utilizados neste estudo fazem parte desse arsenal já tendo, assim, comprovada a sua condição de inertes aos tecidos oculares.

A substância ideal para o propósito deste estudo deverá apresentar, como resultado, valores superiores aos das forças promotoras de instabilidade e, ao mesmo tempo, inferiores aos das forças envolvidas nas rotações oculares. Além disso, seria importante que tais valores fossem obtidos na menor área de contato, pois isso diminuiria as dificuldades para a aplicação *in vivo*.

A análise geral dos resultados mostra que, nas três áreas estudadas, houve um incremento progressivo da força média

Tabela 1. Medidas obtidas na avaliação do atrito interno do sistema, acompanhadas pela média e desvio padrão

Atrito interno	Medidas										Média	Desvio Padrão
	0,17	0,16	0,21	0,19	0,20	0,26	0,20	0,30	0,26	0,25	0,22	0,0452

Tabela 2. Medidas obtidas no estudo da ÁREA 1 para as diferentes soluções viscosas, acompanhadas pela média, desvio padrão, desconto do atrito interno e correção para o momento de aplicação da força

	Medidas										Médias	σ	Média	Fe =
											- Atrito = F_x		$0,46 F_x$	
Metilcelulose 1%	0,54	0,31	0,35	0,27	0,45	0,84	0,52	0,62	0,53	0,56	0,50	0,17	0,28	0,13
Metilcelulose 1,5%	0,73	0,44	0,56	0,35	0,38	0,85	0,74	0,74	0,73	0,49	0,60	0,18	0,38	0,17
Metilcelulose 2%	1,12	0,84	1,18	0,95	0,95	0,99	0,87	0,85	0,77	0,85	0,94	0,13	0,78	0,36
Metilcelulose 2,5%	2,39	2,34	2,29	2,44	2,37	1,57	1,48	1,42	1,52	1,51	1,93	0,46	1,71	0,79
Metilcelulose 3%	3,21	2,92	2,86	3,14	3,11	2,17	2,12	2,08	2,32	2,27	2,62	0,47	2,40	1,10
Metilcelulose 3,5%	4,01	3,72	4,08	4,14	4,34	3,36	3,07	3,25	3,50	3,48	3,69	0,43	3,47	1,60
Metilcelulose 4%	4,96	4,83	4,90	4,81	5,08	4,53	4,46	4,43	4,70	4,77	4,75	0,22	4,53	2,08
Metilcelulose 4,5%	7,49	7,76	6,73	7,49	7,45	6,74	6,74	6,73	6,92	7,09	7,11	0,40	6,89	3,17
Metilcelulose 5%	8,30	8,30	8,30	9,40	8,30	9,35	7,08	8,30	8,71	9,43	8,55	0,72	8,33	3,83
Metilcelulose 5,5%	15,91	13,86	13,90	13,46	13,28	12,75	12,63	12,50	13,66	13,86	13,58	0,98	13,36	6,14
Metilcelulose 6%	14,79	13,67	15,90	15,90	14,79	15,89	14,85	15,40	14,91	14,89	15,10	0,70	14,88	6,84
Viscoat®	1,19	1,21	1,22	1,23	1,14	1,15	1,13	1,13	1,17	1,18	1,17	0,04	0,95	0,44
ProVisc®	2,98	2,74	2,60	2,81	2,75	2,77	2,98	2,70	2,82	2,90	2,80	0,12	2,58	1,19

σ = desvio padrão; F_x = força aplicada ao eixo; F_e = força aplicada (teoricamente) à esfera

Tabela 3. Medidas obtidas no estudo da ÁREA 2 para as diferentes soluções viscosas, acompanhadas pela média, desvio padrão, desconto do atrito interno e correção para o momento de aplicação da força

	Medidas										Médias	σ	Média	Fe =
											- Atrito = F_x		$0,46 F_x$	
Metilcelulose 1%	0,57	0,66	0,36	0,38	0,29	0,51	0,44	0,46	0,4	0,44	0,45	0,11	0,23	0,10
Metilcelulose 1,5%	0,54	0,66	0,57	0,50	0,45	0,75	0,65	0,52	0,51	0,50	0,56	0,09	0,34	0,16
Metilcelulose 2%	0,74	0,84	0,88	0,82	0,75	0,93	0,83	0,78	0,80	0,79	0,81	0,06	0,59	0,27
Metilcelulose 2,5%	1,44	1,45	1,31	1,29	1,31	1,20	1,28	1,15	1,36	1,33	1,31	0,09	1,09	0,50
Metilcelulose 3%	1,82	1,84	1,81	1,72	1,98	1,67	1,78	1,85	1,83	1,77	1,81	0,08	1,59	0,73
Metilcelulose 3,5%	2,53	2,63	2,40	2,56	2,41	2,54	2,24	2,35	2,55	2,78	2,50	0,15	2,28	1,05
Metilcelulose 4%	3,30	3,13	3,25	3,34	3,34	3,31	3,12	3,11	3,18	3,17	3,22	0,09	3,00	1,38
Metilcelulose 4,5%	4,23	4,32	4,43	4,61	4,76	4,28	4,51	4,25	4,27	4,48	4,41	0,18	4,19	1,93
Metilcelulose 5%	5,34	5,35	4,77	5,60	5,61	5,36	5,39	5,05	5,23	5,26	5,29	0,25	5,07	2,33
Metilcelulose 5,5%	6,05	6,08	6,06	6,01	6,10	5,70	6,14	6,06	5,87	6,27	6,03	0,15	5,81	2,67
Metilcelulose 6%	6,72	6,95	6,94	7,39	7,26	7,26	7,30	6,90	6,78	7,09	7,05	0,23	6,83	3,14
Viscoat®	1,08	1,14	0,97	0,98	0,91	0,88	0,92	0,87	1,01	0,87	0,96	0,09	0,74	0,34
ProVisc®	2,00	1,75	1,98	2,04	2,19	2,02	1,88	2,03	1,92	2,03	1,98	0,12	1,76	0,81

σ = desvio padrão; F_x = força aplicada ao eixo; F_e = força aplicada (teoricamente) à esfera

necessária para mover a esfera, em consequência do aumento da concentração de metilcelulose, como se pode observar nos gráficos 1 a 7.

Em relação aos dois viscoelásticos avaliados, pode-se notar que o comportamento do Viscoat® foi semelhante ao da solução de metilcelulose na concentração de 2%, ao passo que o comportamento do Provisc® aproximou-se ao da solução de metilcelulose na concentração de 3% nas três áreas estudadas, conforme se pode observar no gráfico 8. Esse gráfico também mostra que, para uma mesma solução avaliada, houve

incremento da força média de acordo com o aumento da área de contato. Tal comportamento foi observado em todas as soluções de metilcelulose assim como nos dois viscoelásticos.

Considerando a relação $F_i < F < F_n$ (apresentada na introdução), estando F_i (para os nistagmos) entre 5 e 10 gf e F_n entre 65 e 100 gf (forças envolvidas em rotações oculares entre 15° e 30°), nota-se que somente as soluções de metilcelulose a 5,5% e 6% na ÁREA 1 poderiam cumprir a primeira condição ($F_i < F$). Porém todas as soluções de metilcelulose e os dois viscoelásticos, nas três áreas estudadas, cumpriram a segunda condi-

Tabela 4. Medidas obtidas no estudo da ÁREA 3 para as diferentes soluções viscosas, acompanhadas pela média, desvio padrão, desconto do atrito interno e correção para o momento de aplicação da força

	Medidas											Médias	σ	Média - Atrito = F_x	$F_e =$ $0,46 F_x$
Metilcelulose 1%	0,59	0,42	0,27	0,39	0,37	0,45	0,36	0,35	0,37	0,44	0,40	0,08	0,18	0,08	
Metilcelulose 1,5%	0,50	0,41	0,37	0,40	0,48	0,44	0,57	0,62	0,55	0,54	0,49	0,08	0,27	0,12	
Metilcelulose 2%	0,82	0,70	0,81	0,69	0,88	0,84	0,72	0,70	0,70	0,78	0,76	0,07	0,54	0,25	
Metilcelulose 2,5%	1,00	1,11	0,99	1,06	1,06	0,96	1,06	1,11	1,05	1,04	1,04	0,05	0,82	0,38	
Metilcelulose 3%	1,44	1,46	1,42	1,47	1,37	1,41	1,62	1,47	1,60	1,50	1,48	0,08	1,26	0,58	
Metilcelulose 3,5%	1,82	1,85	1,84	1,83	1,85	1,82	1,66	1,86	1,95	1,84	1,83	0,07	1,61	0,74	
Metilcelulose 4%	2,71	2,58	2,75	2,82	2,78	2,81	2,68	2,77	2,81	2,58	2,73	0,09	2,51	1,15	
Metilcelulose 4,5%	3,14	3,15	2,98	3,13	2,98	3,35	3,26	3,35	3,34	3,34	3,20	0,15	2,98	1,37	
Metilcelulose 5%	3,51	3,70	3,54	3,42	3,70	3,35	3,74	3,35	3,65	3,71	3,60	0,15	3,38	1,55	
Metilcelulose 5,5%	4,44	4,15	4,12	4,63	4,48	4,35	4,45	4,43	4,43	4,46	4,39	0,15	4,17	1,92	
Metilcelulose 6%	4,70	5,03	5,05	5,02	5,09	5,11	5,06	5,11	5,18	5,21	5,06	0,14	4,84	2,23	
Viscoat	0,67	0,77	0,72	0,71	0,73	0,70	0,69	0,77	0,84	0,87	0,75	0,07	0,53	0,24	
ProVisc	1,45	1,28	1,32	1,39	1,46	1,30	1,40	1,38	1,47	1,49	1,39	0,08	1,17	0,54	

σ = desvio padrão; F_x = força aplicada ao eixo; F_e = força aplicada (teoricamente) à esfera

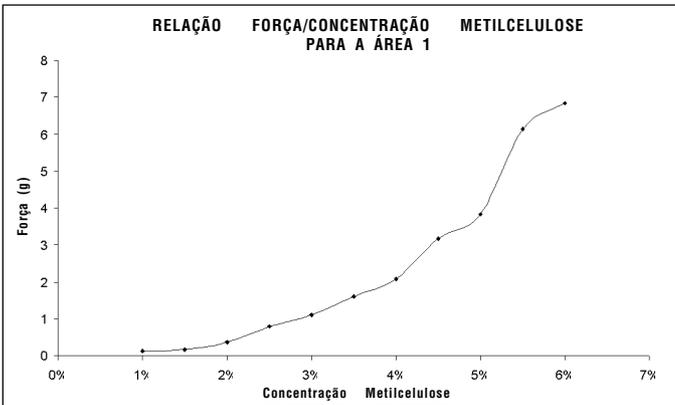


Gráfico 1

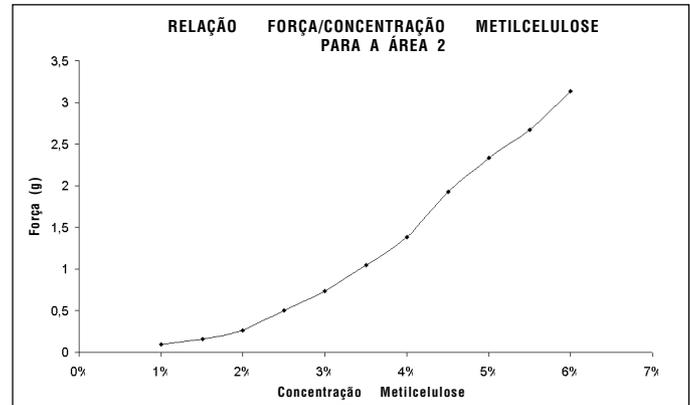


Gráfico 3

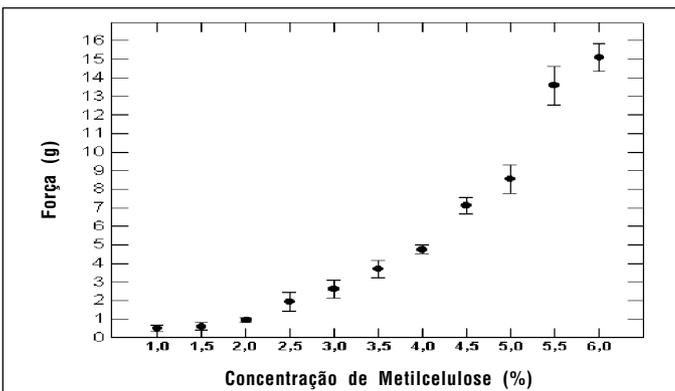


Gráfico 2

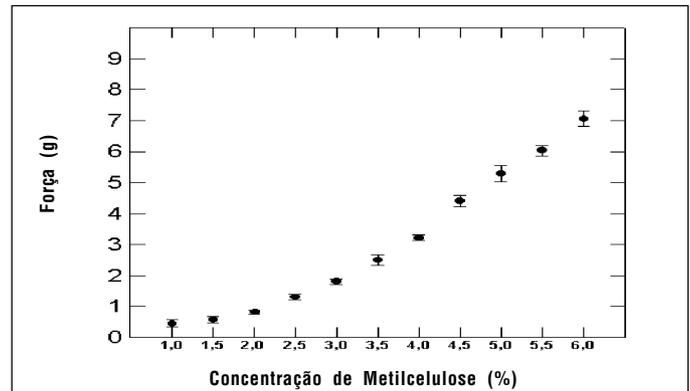


Gráfico 4

ção ($F < F_n$) e, sendo assim, não limitariam as rotações obtidas por contrações musculares (forças ativas).

Portanto, a análise isolada dos resultados obtidos para cada área de contato leva a crer que somente as soluções de

metilcelulose 5,5% e 6%, na ÁREA 1, atingiriam valores teoricamente suficientes (acima de 5gf) para conter, ao menos, alguns tipos de nistagmos. Nas outras duas áreas, nenhuma das soluções ou viscoelásticos estudados alcançou o valor

mínimo teoricamente aplicável. Entretanto, deve-se considerar que, sendo a área total da esfera de 2242,3 mm² (4πR²), a ÁREA 1 corresponde a 26,20% daquela área e, sob o ponto de vista de aplicabilidade *in vivo*, seria bastante improvável conseguir-se uma área de contato dessa dimensão (envolvendo cerca de 1/4 do bulbo ocular). Sob esse aspecto, a ÁREA 2, com 14,97%, e, principalmente, a ÁREA 3, que abrange 7,48% da área total, estariam mais próximas da viabilidade clínica. Mas, como se observou no gráfico 7, os resultados obtidos nessas áreas não foram teoricamente suficientes para se vislumbrar uma aplicação prática com as substâncias avaliadas.

CONCLUSÃO

Conclui-se que a aplicação de forças de atrito viscoso no sistema oculomotor, visando ao bloqueio de nistagmos e/ou estabilizações oculares pós-cirúrgicas seria, para duas das soluções de metilcelulose estudadas (5,5% e 6,0%), viável (sob o ponto de vista quantitativo) somente com uma grande área de contato (cerca de 1/4 da área total do bulbo ocular). Todas as outras soluções, além dos dois viscoelásticos testados, seriam insuficientes para atender aos propósitos em questão, em qualquer uma das áreas avaliadas.

Sugere-se que novas soluções ou materiais viscosos sejam testados, visando-se à obtenção de forças frenadoras suficientes (para superar as de instabilidade mas não as promotoras de rotações) em áreas de contato pequenas, a fim de se ter a perspectiva de aplicação *in vivo* dos princípios aqui discutidos.

Por fim, acredita-se que a viabilização de um sistema dessa natureza *in vivo* seja difícil, porém viável. Tal assunto poderá e deverá ser objeto de interessantes estudos futuros.

ABSTRACT

Purpose: The aim of this study was to find out if the viscous friction forces could, from the quantitative point of view, act as possible promoters of ocular stabilization keeping the rotational movements and give an idea of the necessary amount for the applicability to the ocular system. **Methods:** A mechanic model was made to measure the necessary forces to overcome the friction of the aluminium sphere partially kept in a viscous liquid. Methylcellulose solutions at 1% to 6% (with a variation of 0.5%) and viscoelastic products (Viscoat® and Provisc®) were tested. Another variable was the area of contact between the sphere and the viscous liquid. **Results:** The force that was found, after appropriate corrections and dis-

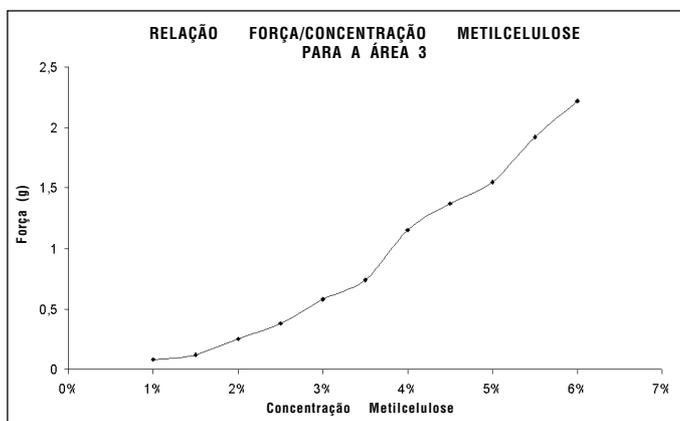


Gráfico 5

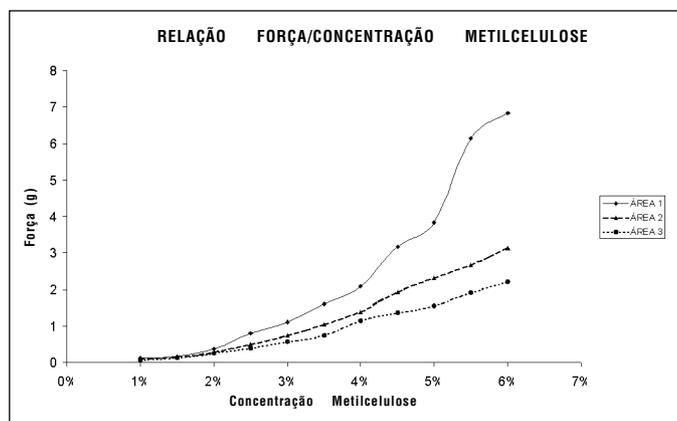


Gráfico 7

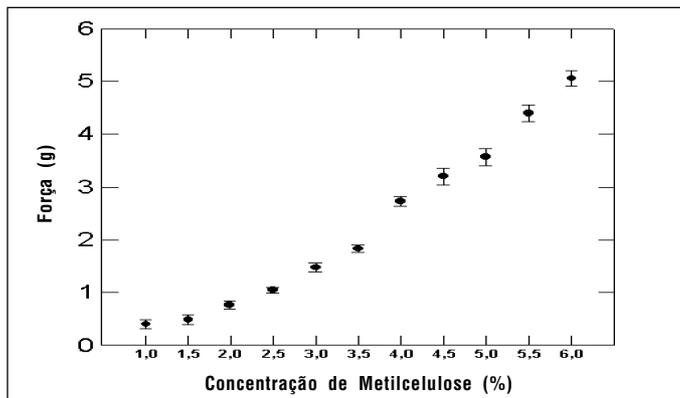


Gráfico 6

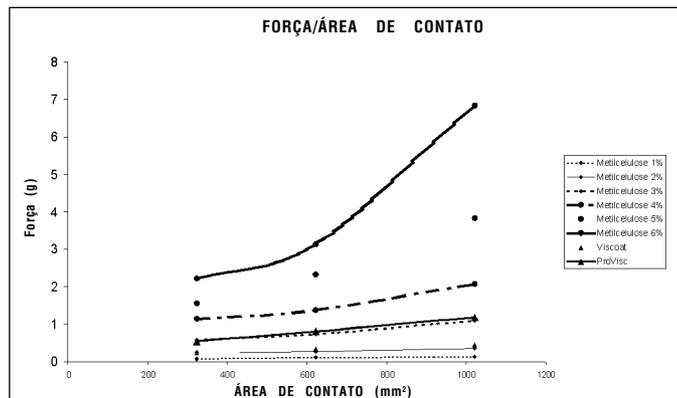


Gráfico 8

counts, was meaningful (over 5 gf) only in the of methylcellulose solutions at 5.5% and 6% and only in the largest area of the tested contact. **Conclusion:** The tested viscous liquids are apparently not able to obtain sufficient friction force for ocular stabilization, except for the methylcellulose solutions at 5.5% and 6%, but only in the largest area of the tested contact (which corresponded to 26.2% of the total area of the sphere).

Keywords: Strabismus; Ocular movements/physiopatology; Oculomotor muscles; Nystagmus; physiologic; Viscosity

REFERÊNCIAS

1. Ciancia AO. A estrabologia atual e suas perspectivas futuras. In: Souza-Dias CR, Almeida HC editores. Estrabismo (Conselho Brasileiro de Oftalmologia). São Paulo: Roca; 1993. p.1-8.

2. Souza-Dias CR. A cirurgia do estrabismo. In: Souza-Dias CR. Estrabismo. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 1999. p. 157-78.
3. Bicas HEA. Ajustamentos posicionais oculares e estabilizações do equilíbrio oculomotor sem impedir rotações. Arq Bras Oftalmol 1998;61:294-304.
4. Bicas HEA. Princípios teóricos de substituição de ação rotacional de músculo extra-ocular. VII - Emprego de forças geradas por campos magnéticos. Arq Bras Oftalmol 1985;48:37-47.
5. Bicas HEA. Geração de rotações binoculares combinadas em casos de perda de ação muscular. Mecanismos para conjugações rotacionais. Arq Bras Oftalmol 1996;59:119-28.
6. Bicas HEA. Princípios teóricos de substituição de ação rotacional de músculo extra-ocular. IV - Relações quantitativas entre forças aplicadas e rotações obtidas. Arq Bras Oftalmol 1984;47:195-200.
7. Scott AB, Collins CC, O'Meara DM. A forceps to measure strabismus forces. Arch Ophthalmol 1972;88:330-3.
8. Faires VM. Mancais de deslizamento. In: Faires VM. Elementos orgânicos de máquinas II. Rio de Janeiro: LTC;1975. p. 327-8.
9. Purquério BM. Apostila de tribologia VIII - Mancais aerostáticos, serviço gráfico São Paulo: EESC - USP, 1990, p. 4-14.

XXIX CONGRESSO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE RETINA E VÍTREO

01 a 03 de abril de 2.004

**Centro de Convenções de Florianópolis
CENTRO SUL - SC**

PROMOÇÃO: Sociedade Brasileira de Retina e Vítreo

INFORMAÇÕES: Atitude Promo

Tel./Fax: (48) 246-4388

E-mail: retina2004@ccrv.com.br