

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

**DISPOSITIVO ALTERNATIVO PARA MOLDAGEM DE  
CAVIDADES ANOFTÁLMICAS – DESENVOLVIMENTO E  
AVALIAÇÃO DO ESCOAMENTO, PROCESSO DE CARGA E  
LIMPEZA COMPARADO À SERINGA DE LUER DE ESTOQUE**

**RENATO FABRÍCIO DE  
ANDRADE WALDEMARIN**

**RIBEIRÃO PRETO - SP  
2006**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

**DISPOSITIVO ALTERNATIVO PARA MOLDAGEM DE  
CAVIDADES ANOFTÁLMICAS – DESENVOLVIMENTO E  
AVALIAÇÃO DO ESCOAMENTO, PROCESSO DE CARGA E  
LIMPEZA COMPARADO À SERINGA DE LUER DE ESTOQUE**

**Renato Fabrício de Andrade Waldemarin**

Tese apresentada à Faculdade de  
Odontologia de Ribeirão Preto da  
Universidade de São Paulo, para  
obtenção do Título de Doutor, pelo  
programa de Pós-Graduação em  
Odontologia. Área de Concentração:  
Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Osvaldo Zaniquelli

**RIBEIRÃO PRETO - SP  
2006**

## FICHA CATALOGRÁFICA

Waldemarin, Renato Fabrício de Andrade

DISPOSITIVO ALTERNATIVO PARA MOLDAGEM DE  
CAVIDADES ANOFTÁLMICAS – DESENVOLVIMENTO E  
AVALIAÇÃO DO ESCOAMENTO, PROCESSO DE CARGA E  
LIMPEZA COMPARADO À SERINGA DE LUER DE  
ESTOQUE, 2006

71 p. 20 il. ; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de  
Ribeirão Preto/USP – Área de concentração: Reabilitação oral.

Orientador: Zaniquelli, Osvaldo

1. Prótese ocular. 2. Moldagem

Data da Defesa: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_

**BANCA JULGADORA**

TITULARES:

---

---

---

---

---

---

À minha esposa Flávia Bergantini Waldemarin e aos meus filhos Othon Bergantini Waldemarin e Giulia Bergantini Waldemarin, pelo amor e compreensão, pelo entendimento nos momentos difíceis e por existirem.

A meus pais, Norival Waldemarin e Carmen Lúcia de Andrade Waldemarin; pelo amor apoio e dedicação infindável.

À minha irmã, Kátia Cristina de Andrade Waldemarin, que nossos sonhos se realizem.

Ao meu tio, o torneiro mecânico Ademir, o mago que transforma idéias em objetos.

Aos meus avós, tios e primos, familiares e amigos que de uma maneira ou de outra me ajudaram nesta conquista.

## **Agradecimentos Especiais**

À DEUS...

Como não há limites para Sua bondade, sempre lhe agradeço por tudo quanto me deste, agora lhe agradeço por dar-me além de tudo, ainda mais....

Ao meu orientador, Professor Doutor Osvaldo Zaniquelli, com quem dividi não só as experiências acadêmicas como também idéias e conceitos sobre a vida, e que deu-me a honra de conhecer suas idéias e conceitos, obrigado pela formação integral.

## Agradecimentos

Ao Chefe de Departamento, Coordenador do Curso de Pós-Graduação, Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, por manter sua amizade e colaboração quando necessário.

Aos docentes do curso de Pós-Graduação, pelos ensinamentos de valor inestimável que se dispuseram a dividir conosco durante estes anos.

Aos secretários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pela amizade e dedicação em nos ajudar, bem como pelos avisos imprescindíveis.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho.

Às secretárias da Pós-Graduação, Isabel, e Regiane, bem como aos funcionários da Administração, pela paciência em nos atender e disposição em nos ajudar.

## ÍNDICE DAS FIGURAS

Figura 1: Linhas de fluxo e fluxo de corrente .....	22
Figura 2: Velocidade da partícula .....	23
Figura 3: Bocal reto .....	24
Figura 4: Bocal com curva .....	25
Figura 5: Seringa de estoque (60ml) .....	27
Figura 6: Seringa de estoque (20ml) .....	28
Figura 7: Seringa proposta (60ml) .....	29
Figura 8: Seringa proposta (15ml) .....	30
Figura 9: Espraiamento do alginato .....	33
Figura 10: Espraiamento do alginato .....	33
Figura 11: Espraiamento do alginato .....	33
Figura 12: Esquema do teste <i>in vitro</i> .....	36
Figura 13: Resultados “Escoamento” (60ml).....	41
Figura 14: Resultados “Processo de Carga” (60ml) .....	42
Figura 15: Resultados “Limpeza” (60ml) .....	43
Figura 16: Resultados “Escoamento” (20 e 15ml) .....	45
Figura 17: Resultados “Processo de Carga” (20 e 15ml).....	46
Figura 18: Resultados “Limpeza” (20 e 15ml).....	47
Figura 19: Médias e desvio-padrão (Estudo Clínico) .....	49
Figura 20: Médias e desvio-padrão (Estudo <i>in vitro</i> ) .....	51

## ÍNDICE DOS QUADROS E TABELAS

Quadro 1: Ficha (Frente) .....	37
Quadro 2: Ficha (Verso).....	38
Tabela I Resultados “Escoamento” (60ml) .....	41
Tabela II Resultados “Processo de Carga” (60ml) .....	42
Tabela III Resultados “Limpeza” (60ml) .....	43
Tabela IV Resultados “Escoamento” (20 e 15ml).....	44
Tabela V Resultados “Processo de Carga” (20 e 15ml).....	45
Tabela VI Resultados “Limpeza” (20 e 15ml) .....	46
Tabela VII Médias e desvio-padrão (Estudo Clínico).....	48
Tabela VIII Resultado Estudo in vitro (60ml) .....	50
Tabela IX Resultado Estudo in vitro (20 e 15ml) .....	50

## ÍNDICE

1 – Introdução .....	1
2 – Revisão da literatura.....	4
3 – Proposição .....	18
4 – Material e métodos .....	20
4.1 – Geral .....	21
4.2 – Estudo Clínico Qualitativo .....	26
4.3 – Estudo <i>In Vitro</i> da Força Necessária para Escoamento .....	34
5 – Resultados .....	39
5.1 – Estudo Clínico Qualitativo .....	40
5.2 – Estudo <i>In Vitro</i> da Força Necessária para Escoamento .....	49
6 – Discussão.....	52
7 – Conclusão.....	60
8 – Referências bibliográficas .....	63
9 – Abstract .....	69
10 – Apêndice .....	72

RESUMO

## RESUMO

Waldemarin, R. F. de A. **Dispositivo alternativo para moldagem de cavidades anoftálmicas – desenvolvimento e avaliação do escoamento, processo de carga e limpeza comparado à seringa de luer de estoque.** Ribeirão Preto, 2006. 65 p. Tese de doutorado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

O objetivo deste trabalho foi desenvolver uma seringa para moldagem de cavidades anoftálmicas, que permitisse melhor escoamento do material, mais ergonomia no manejo e maior facilidade de higienização; realizar, junto a profissionais envolvidos na confecção de próteses oculares, pesquisa sobre estes quesitos de desenvolvimento, comparando-os com a seringa de Luer de plástico e testar a carga necessária para escoamento do alginato nas seringas propostas e na de Luer. Um projeto inicial foi apreciado por três profissionais e aperfeiçoado resultando em duas seringas, uma de 15 e uma de 60 ml. Oito profissionais sob condições controladas testaram e compararam estas seringas às de Luer convencionais de 20 e de 60 ml na moldagem de cavidades anoftálmicas avaliando-as nos quesitos: facilidade de escoamento do material, facilidade de carregar e facilidade de limpeza. Foi realizado laboratorialmente avaliação da força necessária para iniciar o escoamento do material com o auxílio de um dinamômetro fixo a uma barra rígida. A diferença da avaliação dos profissionais entrevistados mostrou-se estatisticamente significativa apontando a seringa de 60 ml proposta como melhor que a convencional em todos os quesitos avaliados. A diferença da avaliação dos profissionais

entrevistados mostrou-se estatisticamente significativa apontando a seringa de 15 ml proposta como melhor no escoamento que a convencional de 20 ml, a diferença da avaliação dos profissionais entrevistados mostrou-se estatisticamente não-significante nos dois outros quesitos. Laboratorialmente, a diferença nos valores de força necessária para iniciar o escoamento foi estatisticamente significantes para ambas as seringas propostas comparadas às suas correspondentes convencionais.

Palavras-chave: 1. prótese ocular. 2. moldagens.

ABSTRACT

## **ABSTRACT**

Waldemarin, R. F. de A. **Alternative device for anophthalmic cavities impression- developing and evaluation of loading process, flow and cleanness compared to stock Luer syringe.** Ribeirão Preto, 2006. 65 p. Tese de doutorado. Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto.

The aims of this work was the developing of a syringe for impression anophthalmic cavities, which could allow a better flow of material, better handling ergonomy and easiness cleanness. Also to perform an inquiry with dentist professionals involved in the ocular prosthesis make, about the developing queries, comparing them with the plastic Luer syringe. In addition it was develop a straight methodology to compare quantitatively the necessary load to allow alginate flow in both syringes: Luer and the one proposed in this thesis. A trial syringe was appreciated for three professional and their feedback resulted in two other syringes, with volumes of 15 and 60 mL, respectively. Eight professionals, under controlled conditions, have tested comparatively conventional Luer syringes of 20 and 60 mL in the impression of anoftamic cavities.

The following features were evaluated : easiness of material flow, easiness of material loading and easiness of cleanness. The evaluation of the initial load necessary to promote the material flow was performed with a dynamometer fixed to a rigid rod. The syringe performance evaluation on the point of view of the interviewed professionals has show a significant statistical difference, pointing out the proposed 60 mL syringe as the best, concerning all

evaluated requirements, towards the conventional 60 mL Luer syringe. The proposed 15 mL syringe has shown a better flow, with statistically significant difference with respect to the conventional 20 mL syringe, in the opinion of the interviewed professionals. It was not found a statistical difference regarding the two other queries. The necessary loads of the initial flow measured in the laboratory, show a statistical significant difference for the proposed syringe compared to the conventional ones with equivalent volumes.

Keywords: ophthalmo prosthesis, impression, syringes, anoftamic cavities

## INTRODUÇÃO

A perda de parte ou de todo o globo ocular é um problema que acomete algumas pessoas, sendo sua etiologia de natureza congênita, traumática ou como consequência de patologias do globo ocular ou regiões circunvizinhas (SÁ-LIMA, 2002; OLIVEIRA 1982).

Além do evidente prejuízo funcional, esta situação provoca nas pessoas a ela submetidas grandes dificuldades estéticas (REZENDE, 1986; REZENDE, 1997; HOSNI, 2002; SÁ-LIMA, 2002), uma vez que os olhos são elementos de grande importância na beleza da face. Estes problemas estéticos, por sua vez, levam à falta ou dificuldades de se estabelecer um adequado convívio social. A falta do globo ocular pode levar ainda à sensação de medo, insegurança, desmotivação, alterações sexuais e intelectuais, podendo mesmo levar a vícios como o alcoolismo ou o consumo de drogas (SÁ-LIMA, 2002). Assim, é de grande importância para estes pacientes o uso das próteses oculares as quais podem devolver de forma adequada a estética e o convívio social àqueles que delas fazem uso (REZENDE, 1997; HOSNI, 2002).

BOTELHO et al, 2003 citam que após a perda do globo ocular o paciente apresenta períodos de luto e salientam a necessidade de tratamento multidisciplinar na reabilitação deste indivíduo.

Para MORONI, 1982; ZANATTA et al, 1993 e REZENDE, 1997 esta prótese deve ser confeccionada através de uma moldagem da cavidade anoftálmica com alginato na correta relação água/pó, sendo usualmente a seringa de Luer de estoque o veículo deste alginato para a cavidade. Porém ZANATTA, 1993 diz que o uso desta seringa pode trazer algumas dificuldade ao cirurgião-dentista no tocante ao escoamento e na higienização.

Em virtude do acima exposto, e na ausência de uma seringa específica para este fim, o objetivo do presente trabalho foi propor a confecção de um dispositivo de moldagem (seringa) para moldagens de cavidades anoftálmicas e testar sua aceitação por profissionais envolvidos com a confecção deste tipo de prótese, bem como realizar teste *in vitro* do escoamento do material de moldagem (alginato) no interior desta seringa.

REVISÃO DA LITERATURA

A possibilidade de movimentação adequada das próteses oculares através da adaptação dos cotos musculares à superfície destas foi primeiramente observada por DIMITRY, 1942, que relatou que isso seria possível através do uso de resinas acrílicas. Segundo este autor, o primeiro profissional a empregar uma resina para a confecção de próteses oculares foi J.L. Travers, em 1935, as quais o eram confeccionadas, entretanto, em resinas vinílicas. Para DIETZ 1945 e GRASSLE, 1946, a confecção de próteses oculares deve ser conduzida pelo cirurgião-dentista, em ação integrada deste e do oftalmologista.

As grandes vantagens da resina acrílica como substituta do vidro nas próteses eram: estar disponível no mercado; ser durável; ser fácil de manipular; possibilitar ajuste de cor; e adaptação ao tamanho e forma da cavidade anoftálmica (ERPF et al, 1945).

Para, ERPF et al, 1945 os fatores que levaram ao uso e à aceitação das resinas acrílicas como material substituto às próteses oculares de vidro foram:

a) As pressões econômicas que se seguiram ao início da segunda guerra mundial, já que os principais produtores deste tipo de prótese eram alemães;

b) a grande demanda pelo produto que se iniciou junto às pressões econômicas, já que o número de mutilações aumentou com os ferimentos de guerra;

c) a crescente preocupação e evidência da inadequação das próteses vítreas para o fim de substituição plástica do olho;

d) a resistência do material às fraturas (em relação ao vidro) e à dissolução por secreções da cavidade anoftálmica.

A preocupação em realizar uma moldagem adequada e proporcionar a correta mobilidade da prótese ocular vem desde 1945 com ERPF, que relatava que próteses de estoque apresentavam a grande desvantagem de não permitir uma mobilidade adequada. Para estes autores o uso de próteses de estoque pode potencializar a distorção dos tecidos da cavidade anoftálmica por forçar a adaptação destes à prótese, e não o contrário. Segundo este autor, a mobilidade da parede posterior da cavidade anoftálmica e sua forma são influenciados pelo tipo de cirurgia realizado, adoção ou não de implante e seu tipo, quantidade e qualidade dos tecidos presentes no local (tecido adiposo e muscular) e pelo grau de atrofia do tecido muscular responsável pela movimentação do globo.

Citando as vantagens das próteses oculares acrílicas individualizadas, MURPHEY, 1945 diz que elas: a) Permitem o contorno natural da face, já que possibilitam tamanho ajustado; b) têm uma capacidade maior de permitir uma adequada movimentação; c) proporcionam estética adequada (uma vez que permitem não só uma melhor coloração como também uma reflexão da luz mais similar à do olho natural); d) são resistentes; e) permitem o polimento e

repolimento das próteses, quando se fizer necessário, f) estimulam os tecidos orbitários, através do contato com estes, diminuindo sua atrofia.

A necessidade de confecção de próteses individualizadas no intuito de obter-se uma correta mobilidade também foi observada por NIIRANEN, 1947. Segundo ele, Ambroise Paré, Boissonneau, Desjardins, Hazard, Jeyes, Mirault, Muller e Snellen foram os principais autores a contribuir com o desenvolvimento das próteses oculares. Destes, Ambroise Paré foi o primeiro a confeccionar, em vidro, as próteses oculares modernas (GRAZIANI, 1982).

Em 1947 SELLERS apud RODE, 1969 propôs uma técnica rápida e eficiente para diminuir o tempo de confecção de prótese oculares, melhorando a viabilidade econômica e a relação custo/benefício desta para o paciente. Esta técnica era constituída de oito passos:

Seleção da íris (de estoque, segundo o autor);

Moldagem da cavidade com hidrocolóide irreversível;

Preparo de um modelo de cera a partir do molde e ajuste deste à cavidade;

Localização e colocação da íris selecionada;

Inclusão do modelo de cera em mufla e retirada da cera;

Prensagem e polimerização da resina acrílica;

Polimento e individualização da prótese;

Ajustes e polimento final.

Ainda sobre a necessidade de moldar adequadamente a cavidade anoftálmica, MURPHEY, 1949, diz que isso é necessário pelo fato de não existirem duas cavidades iguais em forma e/ou tamanho, sendo assim, a moldagem permitiria a movimentação adequada da prótese, pois proporciona a adaptação desta à parede posterior da cavidade anoftálmica, algo que as próteses de estoque não permitem. Os autores ressaltam ainda que as próteses individualizadas, obtidas através da moldagem da cavidade, impedem o acúmulo dos fluidos lacrimais dentro da cavidade e, dessa forma, aumentam sua vida útil e sua adequação biológica à cavidade anoftálmica.

Também HAUVA , 1956, relata a importância da adaptação a fim de conseguir melhorar a mobilidade para a obtenção de um bom efeito estético. Este autor defende a utilização de um implante com a finalidade de permitir uma melhor movimentação da prótese e não afetar o suporte das pálpebras ao longo do tempo. Também observa a adição de água ao alginato como forma de melhorar seu escoamento.

Para WELDEN, 1956, é possível realizar a individualização de próteses acrílicas de estoque, muito embora este procedimento não seja o mais indicado. Na época do autor a demanda por próteses oculares era alta e a oferta de profissionais era baixa, já que a confecção de próteses individualizadas requeria uma grande capacitação técnica do profissional. Desta forma, a individualização de próteses de estoque possuíam as seguintes vantagens: a) Não havia a necessidade de confeccionar/pintar a íris artificial, dispensando a utilização de um profissional com este fim; b) permite uma solução rápida e confortável aos anseios do paciente, mesmo que se esteja confeccionando uma prótese individual, podendo assim ser usada como prótese temporária; c) possui facilidade de confecção, usando equipamento

comum e rotineiro nos laboratórios de prótese; d) pode ser usada como conformador da cavidade, antes da confecção da prótese individual definitiva.

GRAUE, 1960, entretanto, defende o uso de próteses de estoque reembasadas, afirmando possuir casuística suficiente para provar sua eficiência. Para estes autores as próteses oculares grandes podem apresentar alguns inconvenientes ao longo do tempo, como o deslocamento da prótese, deficiência na mobilidade e alterações no posicionamento das pálpebras (principalmente da inferior) e da íris e, sendo assim, estes autores defendem também a utilização de implantes.

Também em 1960, OLIVEIRA et al. relatam que os principais defeitos estéticos das próteses oculares são as depressões nas pálpebras, a ptose palpebral e a mobilidade insuficiente da prótese. Também seria muito importante na solução destes inconvenientes a correta moldagem da cavidade anoftálmica.

Intencionando diminuir o efeito estético negativo com o decorrer do tempo das próteses oculares de grande volume, RODE, 1968, preconizou a confecção de próteses ocas, as quais diminuiriam o peso final da prótese. O autor observa que quanto maior for o volume da prótese, maior será seu peso e também maior será o espaço oco no interior da peça, o que faz com que a diferença de peso entre as peças convencionais e as ocas seja proporcional ao volume da prótese.

Em 1966 BAEZ, relata a importância da relação água/pó do alginato em proporcionar um bom resultado na moldagem, O autor relata que o aumento ou diminuição na quantidade de água pode enfraquecer o material e que, portanto, esta relação deve ser seguida cuidadosamente.

Para FONSECA, 1968, a mobilidade é um dos principais objetivos a serem perseguidos numa prótese ocular. O autor destaca o papel da moldagem e da confecção de próteses individuais em resina acrílica na obtenção deste objetivo, já que tais próteses proporcionariam a correta adaptação da peça protética ao fundo da cavidade e aos fôrnices da cavidade anoftálmica.

Para BARTLET, 1973, o protesista responsável pela confecção das próteses anoftálmicas deve interagir fortemente com o oftalmologista, pois preconizam o uso de implantes na melhorias dos resultados da prótese ocular. Relatam que embora a prótese de estoque possa oferecer algum grau de sucesso ela propicia desconforto ao paciente e acúmulo de muco nas regiões onde a adaptação for deficiente.

FRY apud CARVALHO (1973), propôs uma modificação na técnica de enucleação a fim de transformar a parede posterior da cavidade numa convexidade, na intenção de aumentar a mobilidade da prótese. CARVALHO (1973) relata que a prótese com resina resiliente aumenta a mobilidade da prótese e é perfeitamente exequível, sendo indicada para os casos de enucleação.

Em 1977 CARVALHO relatou a confecção de uma prótese ocular em concha para os casos em que a perda ocular não fosse total ou quando houvesse apenas uma atrofia do bulbo ocular. A moldagem para tal prótese também ocorre com alginato e pode ter maior mobilidade que as próteses dos casos de enucleação.

Para REZENDE, 1978 os acidentes de tráfego ou de trabalho e a grande gama de doenças que afetam o bulbo ocular levaram ao aumento da incidência de pacientes que necessitam deste tipo de prótese. Diz ainda que neste aspecto

próteses imediatas são muito necessárias e relata que a moldagem é feita com um pouco mais de água que a recomendada pelo fabricante. O mesmo autor recomenda que a seringa para injeção do material seja adaptada com o uso de uma broca de  $\frac{1}{4}$  de polegada de diâmetro, bem como do uso da capa da agulha como bico, acoplada a uma moldeira.

Segundo CRELIER, 1982, a utilização de prótese ocular é mandatória nos casos de necessidade plástica, sendo impossível a reconstrução plástica ocular.

Segundo CARVALHO, 1982, a adequação da prótese no que diz respeito à sua mobilidade está na dependência dos procedimentos técnicos e cirúrgicos envolvidos desde a escolha do tipo de cirurgia a ser realizado. O autor cita a importância dos implantes intracapsulares e da adaptação e peso das anapleroses em proporcionar esta adequação

OLIVEIRA, 1982, cita a importância da moldagem no intuito de confeccionar adequadamente as próteses e obter a correta mobilidade destas. O autor também recomenda o uso de hidrocolóide irreversível (alginato) na moldagem destas cavidades. O autor ainda cita que o uso de prótese oculares restaura o contorno da face tornando-a mais bonita, suporta a pálpebra superior e contribui na restabelecimento de seu tônus muscular, protege a mucosa da cavidade anoftálmica contra corpos estranhos, redireciona de forma correta o fluido lacrimal, evita a secura da mucosa e atresia das pálpebras. Dessa forma, as próteses oculares teriam como finalidades melhorar a estética; prevenir o colapso e a perda de tonicidade da muscular próxima à cavidade anoftálmica e das pálpebras, restabelecendo seus movimentos; restaurar o

fluxo e a drenagem de fluido lacrimal, impedindo seu acúmulo na cavidade e proteger a cavidade resultante da cirurgia de eventuais injúrias.

Em 1983 NUNERY & HETZLER citam a importância da adaptação da prótese ao implante orbital em promover mobilidade à prótese, dizendo que “após a enucleação, a adaptação individual da prótese através da técnica adequada de moldagem é importante para a transmissão ótima da mobilidade ao implante e conforto no uso da prótese”. Os autores propõem uma modificação na técnica de colocação do implante orbital e na plástica do fórnix da pálpebra a fim de permitir maior adaptação da prótese.

Para PARR, 1983, os defeitos orbitais são o resultado de traumas, infecções, neoplasias ou anormalidades congênitas. A restauração do defeito deve ser conduzida em equipe, se possível e é bastante vantajoso a utilização de próteses na sua recuperação.

Em 1985, TAICHER propõem uma técnica de individualização de próteses oculares de estoque na qual estas últimas serviriam como “moldeiras” durante a moldagem na cavidade anoftálmica. Para os autores esta técnica permitiria a melhora na mobilidade das próteses em relação à de estoque, já que seriam mais bem adaptadas à cavidade, correto posicionamento da íris artificial e melhor distribuição da pressão sobre os tecidos.

NUTI-SOBRINHO et al (1986) relatam que a procura por reposição de porções perdidas do corpo humano remonta aos primórdios da história. Com esta intenção as tribos litorâneas polinésicas adaptavam os materiais trazidos pelo mar, costume que perdurava à época do relato em alguns locais da Oceania.

SCHNEIDER (1986), diz que a fabricação de próteses oculares é desafiadora e pode ser a oportunidade de devolver ao paciente seu estilo de vida anterior à perda do órgão, o que é bastante traumático e desfigurante para o paciente. Entretanto, ressalta que apesar do efeito estético de próteses de estoque ser aparentemente bom, sua adaptação não será assim tão satisfatória. Dessa forma o autor ressalta a importância que a moldagem possui na obtenção desta adaptação e propõe uma técnica que visa melhorar este quesito.

Para BAILEY, 1991, o uso de próteses inadequadas ao paciente pode levar à ocorrência de conjuntivite papilar infecciosa ou inflamatória por corpos estranhos. Relata ainda que o aparelho deve estar bem adaptado ao contorno dos tecidos orbitais para que o olho fique numa posição natural e que não haja depósito de debris em locais de desadaptação.

Também SMIT em 1991 observa a importância do implante em promover adequada mobilidade das próteses oculares, embora observe não haver diferença entre a época de colocação do implante nem entre o tipo de implante colocado. Os autores não observaram diferença de mobilidade com relação ao peso da prótese, muito embora não tenham empregado próteses ocas.

VARELLA, 1992, relatam que o uso de prótese ocular pode propiciar a reabilitação não só estética, mas física e emocional de uma criança em idade escolar para a qual fora produzida uma prótese ocular. Os autores relataram também a escultura no padrão de cera de uma saliência que produziria um sulco para escoamento do fluido.

ZANATTA, 1993, adverte que o uso da seringa de Luer pode trazer dificuldades ao operador da moldagem, uma vez que alguma dificuldade pode

ser sentida no que diz respeito à capacidade de escoamento do material de moldagem através desta seringa e também na higienização da mesma. O autor propõe a adaptação de uma seringa de Luer de plástico a fim de permitir maior facilidade nestes procedimentos.

Em 1994 BRITO E DIAS propõe a substituição da resina acrílica por um poliéster, relatando melhoras no peso da prótese. Além disso, o autor cita a importância da confecção deste tipo de aparelho na reabilitação estética e prevenção da extensão dos danos no paciente.

Relatando casos de próteses oculares, SYKES em 1996 comenta que eventualmente é impossível a colocação de implantes oculares e que, devido às extremas variações anatômicas e da natureza da injúria que levou à perda, próteses individuais são mais adequadas às necessidades do paciente, embora possam envolver um consumo maior de tempo.

REZENDE, 1986 e REZENDE, 1997, destacam o papel das próteses oculares individuais em garantir melhor adaptação aos tecidos subjacentes, o que leva a uma melhor movimentação da mesma, evita o acúmulo de líquidos e também evita o aparecimento de hiperplasias. Ressalta o autor que a fim de propiciar a citada adaptação a moldagem correta é um dos procedimentos imprescindíveis

OW, 1997, defende o uso de um condicionador tecidual para a individualização de próteses oculares de estoque, relatando que o mesmo propiciou mobilidade adequada da prótese.

Também em 1997, MAIA, constatou a superioridade da moldagem com a utilização de seringa sobre as técnicas que empregam moldeiras individuais ou de estoque na obtenção de uma prótese com correta mobilidade.

ALFENAS et al, 1998 relatam a confecção de uma prótese ocular em paciente infantil, ressaltando que a falta do globo ocular incorre em problemas funcionais, estéticos, pessoais e interpessoais e que a confecção de prótese em crianças é capaz de induzir um correto crescimento facial da região.

Entre as técnicas de moldagem com uso de moldeiras, MATHEWS, et al, 2000, citam que podem ser usadas as moldeiras de estoque, que podem assumir diversas configurações, moldeiras individuais e mesmo as próprias próteses oculares de estoque.

Já em 2001, GONÇALVES et al observaram que as resinas acrílicas têm papel importante na confecção de peças para prótese buco-maxilo-facial, e constataram que não há diferença estatisticamente significativa entre as resinas usadas para base de dentadura (incolor) e as usadas para confecção de esclera em próteses oculares.

Ainda em 2001, SPERB et al relatam a importância das próteses oculares no contexto histórico e citam que seu desenvolvimento vêm desde a antiguidade. Citam ainda que RODE, 1968 foi o primeiro a apresentar uma tese na área no Brasil, com o título “Mobilidade em prótese ocular”.

TAVARES, 2001 relata que a prótese ocular individualizada pode recuperar a mobilidade devido sua adaptação aos remanescentes musculares conseguida através da moldagem, permitindo uma recomposição estética e reintegração do paciente em seu convívio social.

Segundo UEDA, em 2001, “a proporção água/pó deve ser rigorosamente seguida, de acordo com especificações do fabricante”. Para os autores, a alteração na relação água/pó pode dispersar as fibras coloidais do alginato por uma área maior, aumentando a instabilidade dimensional e reduzindo a reprodução de detalhes.

HOSNI, 2002 defendem o uso de moldeiras oculares pré-fabricadas e a moldagem para a confecção de próteses oculares individuais e citam esta confecção como tarefa do cirurgião-dentista, já que os mesmos estão mais adaptados às técnicas requeridas à sua confecção. Relatam que as próteses individuais evitam o acúmulo de líquidos e a ocorrência de hiperplasias e melhoram a mobilidade (e conseqüentemente o efeito estético) das próteses.

Ainda outros objetivos da prótese ocular são: prevenção do colapso e deformidade das pálpebras, Prevenção da irritação e trauma das pálpebras causadas por corpos estranhos, restauração da direção lacrimal, prevenindo o acúmulo deste fluido e manutenção do tônus muscular (HOSNI, 2002, SÁ LIMA, 2002).

A seringa de Luer de estoque ou de plástico, modificada por ZANATTA 1993, tem sido rotineiramente utilizadas na confecção de próteses oculares por diversos autores, sendo as dificuldades de escoamento e limpeza ressaltadas por alguns (TAICHER, 1985, REZENDE, 1996, OW, 1997, REZENDE, 1997, HOSNI, 2002, SÁ LIMA, 2002)

O alginato é um hidrocolóide sendo composto de um sal de algina que quando misturado à água permite a realização de ligações cruzadas entre suas moléculas através da troca de íons monovalentes positivos por íons divalentes positivos. (CRAIG, 2002) A correta proporção água pó é considerada

essencial para que se aproveitem as melhores propriedades do alginato (CRAIG, 2004)

EM 2003 BOTELHO et al citaram que a prótese ocular devolve ao paciente a capacidade de tornar às suas atividades sociais e ainda melhora a auto-imagem e auto-estima do paciente. Citam também que a perda do globo ocular desencadeia manifestações e período de luto que pode ser acompanhado por depressão, seguidos de mecanismos de racionalização, repressão, negação e deslocamento.

Ainda em 2003, BASTOS relata que a proporção água/pó do alginato deve ser obedecida pelo profissional de acordo com as especificações do fabricante.

Segundo Dias et al (2005), a contaminação da cavidade anoftálmica pode gerar, em casos de uso de próteses inadequadas, acúmulo de secreções mucóides que podem ser usadas como substratos para microorganismos. Os autores citam trabalhos de NATH e de VAZQUEZ segundo os quais as cavidades com prótese são mais propensas à contaminação e seus pacientes apresentam secreção crônica e sintomas de irritação.

CÔAS et al, também em 2005, relatam que a maioria das perdas de globo ocular ocorrem por traumas, o que, segundo os autores, confere com outros relatos da literatura, sendo que a enucleação é o tipo de cirurgia que mais foi empregada no grupo estudado.

PROPOSIÇÃO

Os objetivos da presente tese foram:

a) Desenvolver uma seringa para moldagem de cavidades anoftálmicas, que permitisse melhor escoamento do material, mais ergonomia no manejo e maior facilidade de higienização e realizar, junto a profissionais envolvidos na confecção de próteses oculares, pesquisa sobre estes quesitos de desenvolvimento, comparando-os com a seringa de Luer de plástico.

b) Testar a carga necessária para escoamento do alginato nas seringas propostas e na de Luer.

## MATERIAL E MÉTODOS

A fim de facilitar a compreensão do relato de material e métodos, dividiremos sua explanação em três partes: uma geral, e cada uma das outras descrevendo um tipo de coleta de dados realizada no intuito de verificar as diferenças entre as seringas. Uma dessas coletas, junto a profissionais da área clínica, consistiu de pesquisa das características de manipulação, carga e limpeza das seringas testadas, tendo em vista uma análise qualitativa. Já o outro tipo de coleta foi realizado *in vitro* e objetivava avaliar a força necessária para início do escoamento de uma porção de alginato nos 4 tipos de seringas testados, obtendo-se uma variável quantitativa .

#### 4.1 – Geral

Para elucidar os princípios que levaram a efetuar uma mudança no desenho da seringa, observe-se que o líquido que passa dentro de um tubo é dividido, na hidrodinâmica, em linhas que correm paralelas, não se misturando entre si. Estas linhas são conhecidas por linhas de corrente, e o conjunto delas passando pelo tubo é chamado de fluxo de corrente. A figura 1 mostra o esquema de várias linhas de corrente, de um fluxo de corrente.

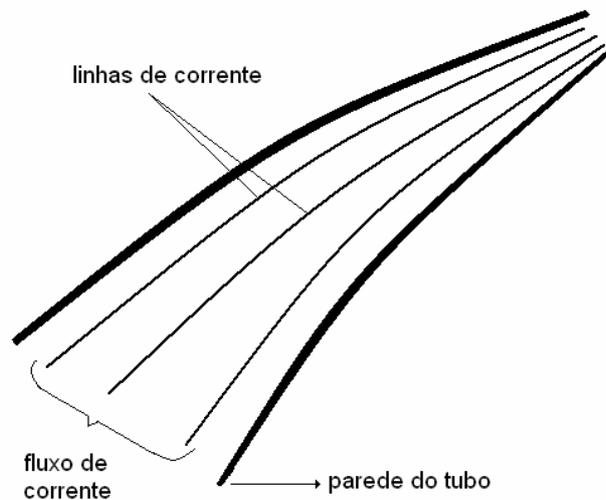


Figura 1: Esquema de três linhas de corrente das várias pertencentes a um fluxo de corrente.

Em um tubo onde há um fluxo de corrente de um líquido, presume-se que a quantidade de líquido (volume) que esteja sendo empurrada em uma extremidade, num determinado tempo, seja a mesma quantidade que esteja passando em qualquer secção deste tubo, no mesmo tempo, mesmo que o tubo mude de forma.

Assim, é possível prever-se que, se o diâmetro do tubo diminui, a velocidade de saída de cada linha de corrente do líquido deve aumentar, pois o aumento da velocidade compensa a diminuição do volume que ocorre devido à diminuição do diâmetro do tubo. A figura 2 mostra que, para que a partícula P1 percorra a distância  $d_1$  ela leva o mesmo tempo que a partícula P2 leva para percorrer a distância  $d_2$ , já que os volumes  $V_{o1}$  e  $V_{o2}$  são iguais, sendo  $d_2$  maior que  $d_1$ , a velocidade da partícula lá é maior.

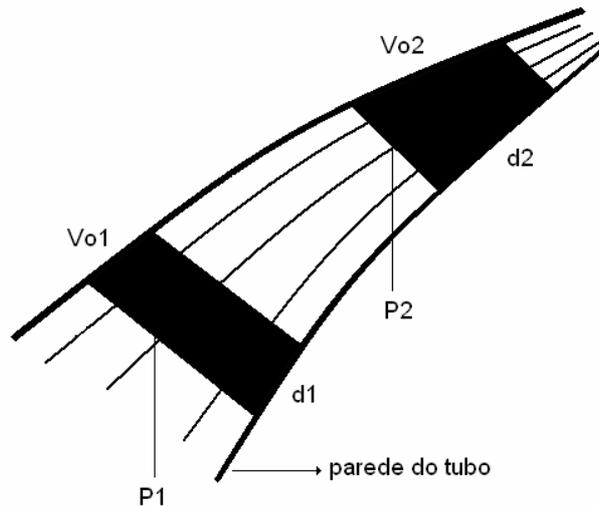


Figura 2: Esquema de como a velocidade de uma partícula varia de acordo com o diâmetro do tubo.

Entretanto, a velocidade teórica ( $V_t = d_2/t$ ) de saída do líquido pelo tubo não é igual a velocidade prática, real ( $V_r$ ) sendo aplicado um fator de correção  $C_v$ , segundo o qual  $C_v = (V_r)/(V_t)$ .

Em qualquer tubo, principalmente nos com bocais, ocorre também a perda de carga que é a perda de energia cinética (velocidade) do líquido. Esta perda de carga ocorre porque as linhas de corrente têm que mudar de direção e isso faz com que mais energia tenha que ser utilizada do que o cálculo teórico que envolve apenas o diâmetro do tubo.

Estudos hidrodinâmicos nos fornecem a perda de carga em bocais onde exista um fluxo de corrente através da fórmula:

$$h_f = (1/C_v^2 - 1) V^2/2g \quad \text{onde}$$

$h_f$  é a porcentagem de redução da carga original;

$C_v$  é o coeficiente de redução da velocidade e

$V^2/2g$  é a carga no líquido.

Em um bocal reto, como o da figura 3, teremos um  $C_v$  de 0,82, aproximadamente, então, aplicando os valores à fórmula, teríamos um valor de  $h_f$  de  $(0,5 V^2/2g)$ , ou seja, 50% de perda de carga. A figura mostra também o caminho das linhas de fluxo neste bocal.

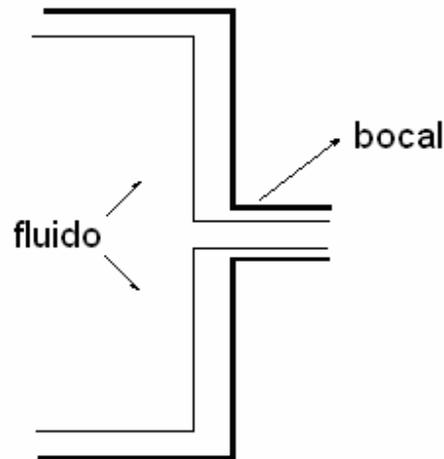


Figura 3: Esquema de um bocal reto e das linhas de corrente que o percorrem.

Em um bocal como o da figura 4, onde  $C_v$  é de 0,98 teríamos, substituindo os valores na fórmula, um valor de  $h_f$  igual a  $(0,04 V^2/2g)$ , ou seja, o fato de se arredondar as entradas do fluxo fez com que a perda de carga fosse de aproximadamente um décimo daquela antes encontrada. Isso significa que, para termos uma carga  $X$  provocando o escoamento do líquido, teríamos que no primeiro caso aplicar duas (2) vezes essa energia ( $1/(0,5)$ , pois houve redução de 50%) e, no segundo caso aplicar pouco mais que a energia pretendida (1,041, que é  $1/(0,96)$ , já que houve 4 % de perda de carga).

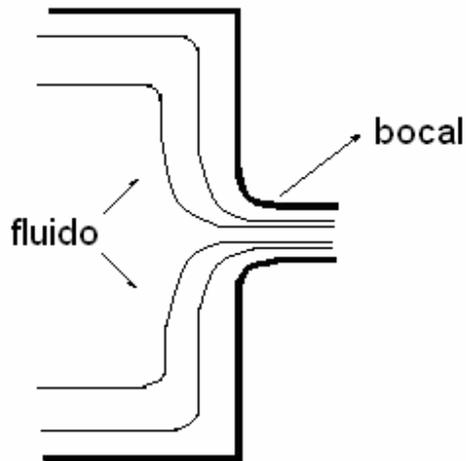


Figura 4: Esquema de um bocal de ângulos internos arredondados e das linhas de corrente que o percorrem.

Com base nestes princípios foram testados dois protótipos de seringas à base de polímero, rosqueáveis, uma de 60ml, e outra de 15 ml, cujos objetivos são melhorar o escoamento do material de moldagem (alginato Jeltrate na proporção água/pó recomendada pelo fabricante), bem como proporcionar maior facilidade nos procedimentos de carga e limpeza da seringa.

Estas seringas foram confeccionadas em torno mecânico, em oficina mecânica de Ribeirão Preto, sendo seu desempenho comparado com o desempenho de seringas de Luer convencionais de 60ml e de 20 ml.

Após uma etapa de avaliação inicial do desenho original das seringas propostas, onde três profissionais opinaram sobre seu desempenho, foram confeccionadas novas seringas atendendo às sugestões destes, e é sobre este último desenho que se baseia o presente estudo.

Por sugestão dos profissionais que usaram a seringa foram testados dois tamanhos de seringa: Um de 15 ml para uso a duas mãos, o qual deixa uma delas livre para a manipulação e afastamento das pálpebras, e um de 60 ml

para uso a quatro mãos, que permite melhor empunhadura e direcionamento do alginato na cavidade anoftálmica, situação em que o auxiliar realiza o afastamento dos tecidos.

As dimensões das seringas de Luer de estoque de 20ml e de 60 ml e das seringas propostas de 15ml e de 60 ml podem ser vistas nas figuras 1, 2, 3 e 4, respectivamente.

#### 4.2 – Estudo Clínico Qualitativo

Cada profissional envolvido realizou duas moldagens para cada tamanho de seringa em um mesmo paciente, uma com a seringa de Luer de estoque e outra com a seringa proposta. Metade dos pesquisados (4) realizou a moldagem inicialmente com a seringa de Luer de estoque e posteriormente com a seringa proposta, enquanto a outra metade (4) testaram-nas na ordem inversa.

O desenho esquemático da seringa de 60 ml de estoque e êmbolo utilizados está na figura 5 abaixo:

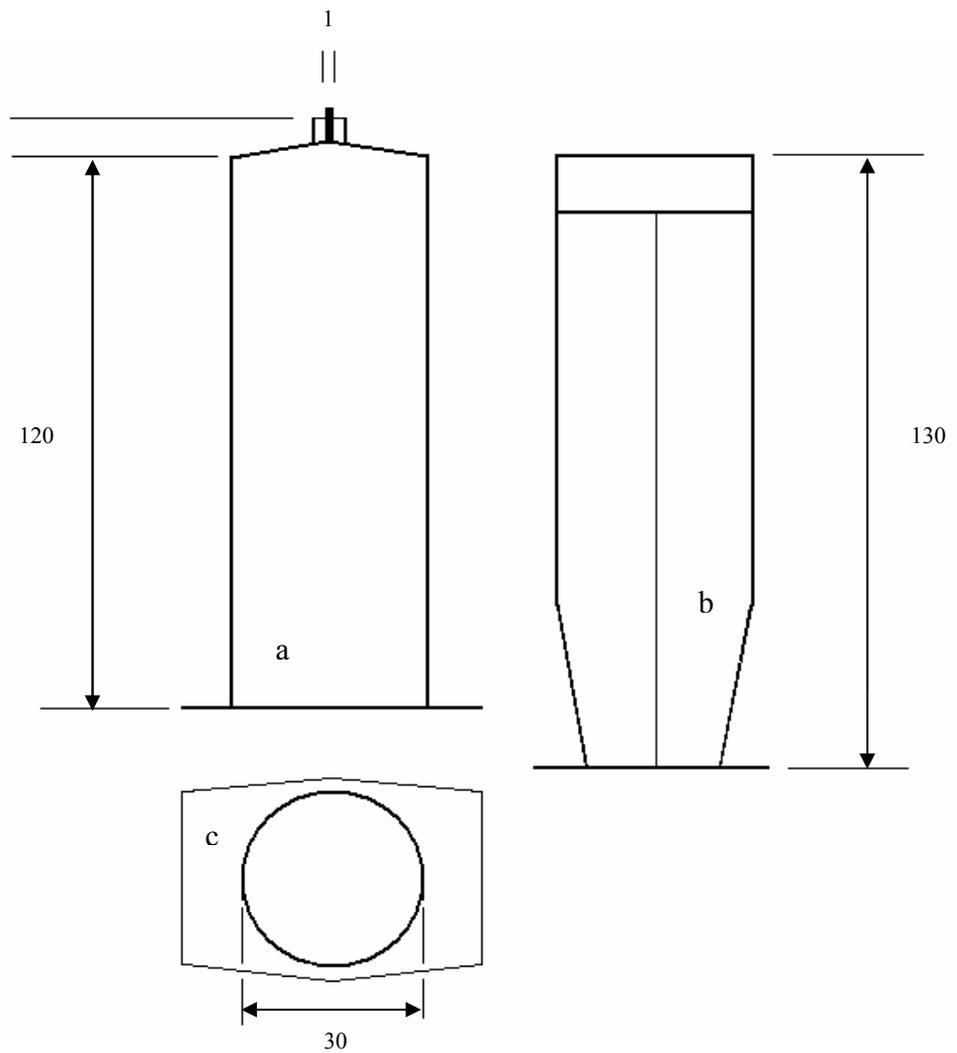


Figura 5: Desenho esquemático da seringa de 60 ml de Luer (de estoque). a) corpo da seringa sem êmbolo; b) êmbolo; c) vista posterior da seringa, valores em mm.

O desenho esquemático da seringa de 20 ml de estoque e êmbolo utilizados está na figura 6 abaixo:

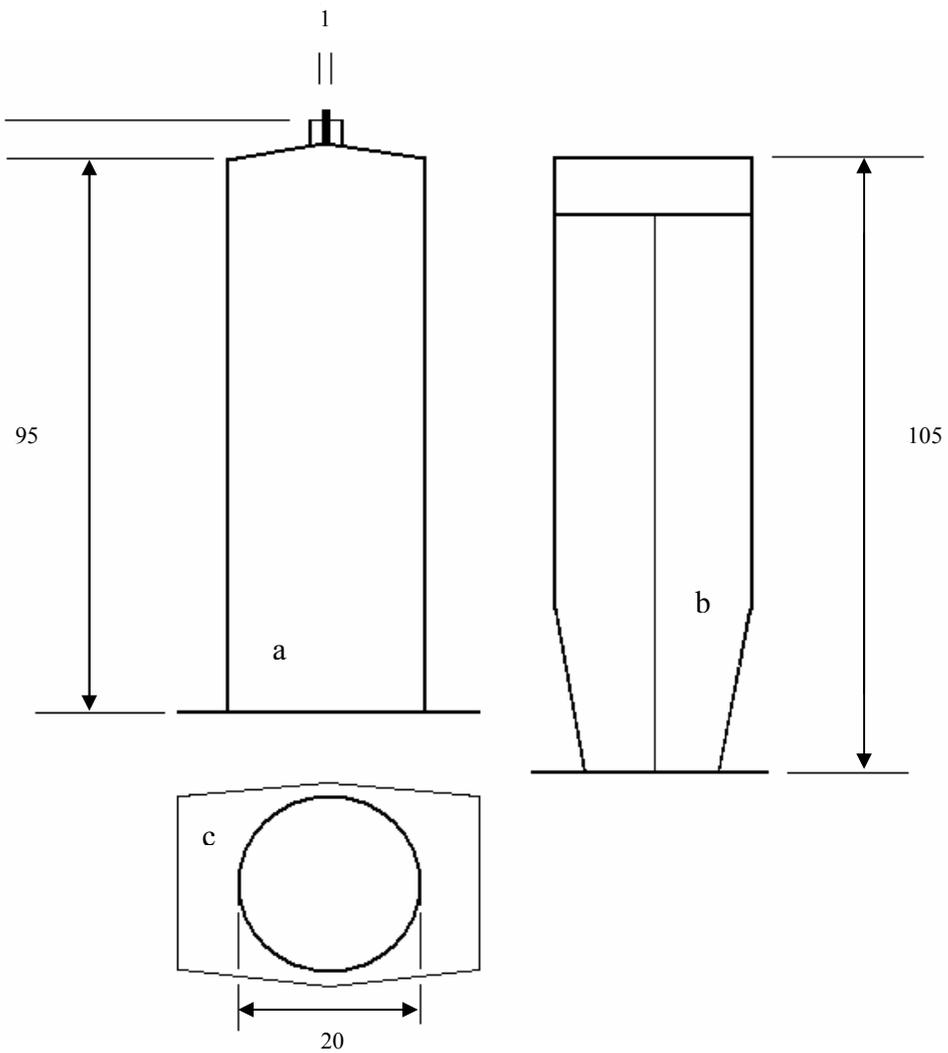


Figura 6: Desenho esquemático da seringa de 20 ml de Luer (de estoque). a) corpo da seringa sem êmbolo; b) êmbolo; c) vista posterior da seringa, valores em mm.

O desenho esquemático da seringa de 60 ml proposta, extremidade e êmbolo utilizados estão na figura 7 abaixo:

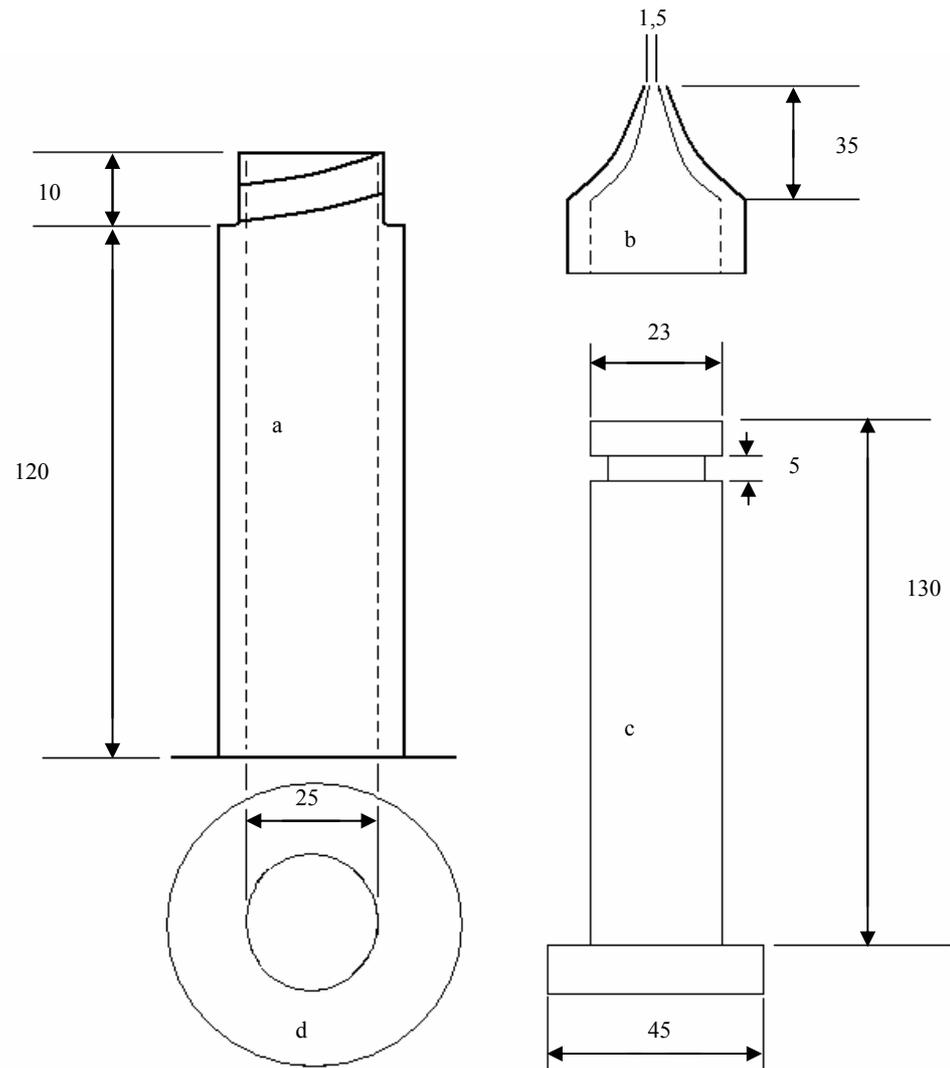


Figura 7: Desenho esquemático da seringa de 60 ml proposta. a) corpo da seringa sem êmbolo; b) extremidade da seringa; c) êmbolo; d) vista posterior da seringa, valores em mm.

O desenho esquemático da seringa de 15 ml de estoque e êmbolo utilizados está na figura 8 abaixo:

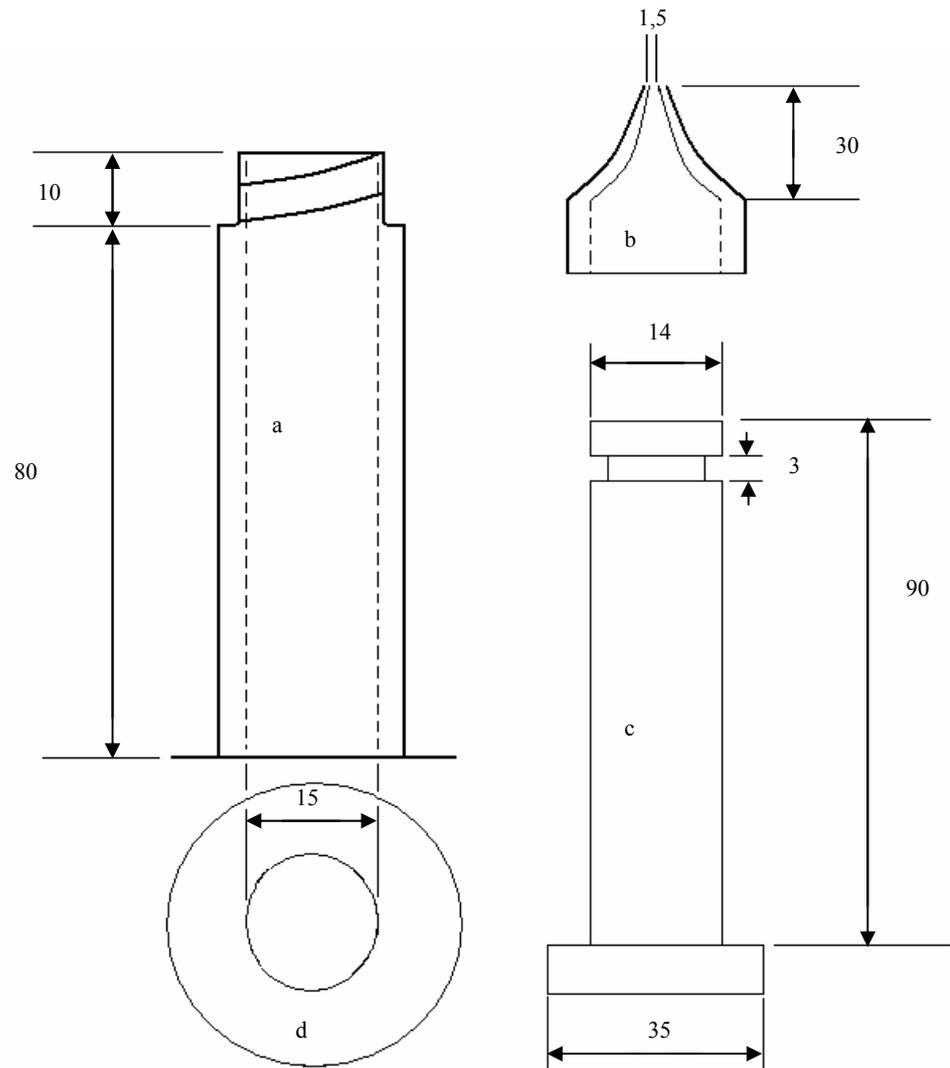


Figura 8: Desenho esquemático da seringa de 15 ml proposta. a) corpo da seringa sem êmbolo; b) extremidade da seringa; c) êmbolo; d) vista posterior da seringa, valores em mm.

Os profissionais manipularam o alginato na proporção recomendada pelo fabricante, qual seja, uma porção de pó para uma de líquido. Todas as moldagens foram realizadas com água na temperatura ambiente entre 21 e 22 (+ / - 0,5) °C (sala climatizada). O alginato foi manipulado até se obter cor e consistência uniformes, com cuba e espátula próprias e livres de resquícios de

gesso (utilizadas unicamente para este fim), por tempo que não deveria exceder 50 segundos. Após obter consistência uniforme as seringas eram carregadas, sendo as de Luer de estoque carregadas pela parte posterior e as seringas propostas carregadas pela região anterior, após o que suas extremidades eram rosqueadas.

As seringas propostas eram utilizadas novamente a cada repetição do processo, sem confecção de novas seringas, já as seringas de Luer, apesar de serem limpas para efeito de avaliação da limpeza, eram trocadas a cada novo operador, sendo reutilizadas apenas quando fosse necessária a repetição do processo em um mesmo operador. Este procedimento com as seringas de Luer foi tomado a fim de evitar que resquícios do material de moldagem afetassem seu desempenho, já que a literatura propõe que as mesmas sejam utilizadas de forma descartável.

Após manipulação e carregamento da seringa, o alginato era introduzido na cavidade anoftálmica segundo a técnica proposta por REZENDE, 1997, ou seja, com o paciente olhando para o horizonte, com a cabeça reta e olhos abertos; inicialmente o alginato era depositado ocupando o fórnix da pálpebra inferior, preenchendo-se o fundo da cavidade e os fórnix superiores procurando durante o processo fornecer suporte para ambas as pálpebras. Os profissionais contavam com o auxílio de um ACD quando testavam a seringa de 60 ml, e agiam a duas mãos quando testaram a seringa de 15 ml. Foram atribuídas notas às seringas, de 0 a 10, nos seguintes quesitos: a) Escoamento do material; b) Processo de carga da seringa; c) Limpeza da seringa. Notas mais altas representavam uma característica melhor. Foi pedido ainda a estes profissionais que se manifestassem de maneira espontânea e dissertativa com relação às vantagens e desvantagens do uso da seringa.

A cada profissional foi entregue uma ficha para preenchimento cujo modelo é apresentado nos quadros 1 e 2 das folhas 37 e 38:

Os valores das notas atribuídas pelos profissionais foram posteriormente transferidos para outras tabelas a fim de poder ser realizado o levantamento estatístico. Nesta nova tabela a variável “escoamento do material” foi tratada pelo nome de “Escoamento”; a variável “processo de carga da seringa” foi tratada pelo nome de “Processo de Carga” e a variável “limpeza da seringa” pelo nome de “Limpeza”.

A fim de verificar-se a diferença de consistência entre o alginato na correta relação água/pó e o alginato com ligeiro acréscimo de água (7,5% aproximadamente), realizou-se teste de espraçamento, com finalidade apenas ilustrativa dos efeitos da adição da água na consistência do alginato, obtendo-se as figuras 9, 10 e 11 mostradas abaixo.

Este teste foi realizado manipulando-se o alginato na consistência indicada pelo fabricante e colocando-o dentro de um cilindro plástico de 29 mm de diâmetro e 45 mm de altura, aberto nas duas extremidades, sobre uma superfície lisa. Após o alginato ser acondicionado dentro do cilindro, este era removido e esperava-se a geleificação do material.

O mesmo procedimento foi repetido para o alginato com 7,5% de água a mais. Notou-se que o alginato na consistência recomendada pelo fabricante teve menor espraçamento que o alginato com adição de água.

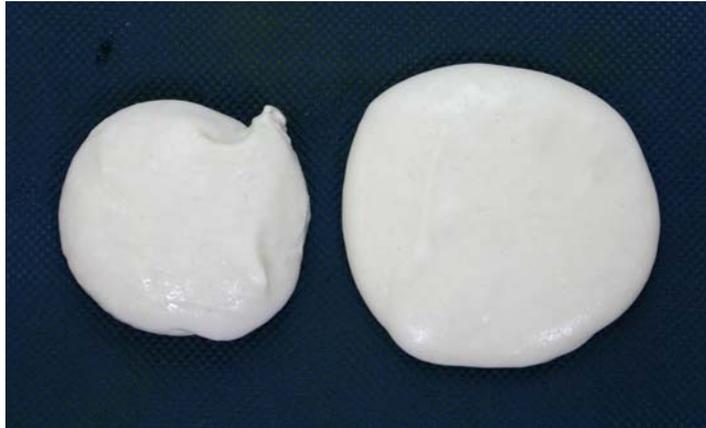


Figura 9: Espraimento do alginato, à esquerda na proporção recomendada pelo fabricante, à direita, com 7,5 % a mais de água.



Figura 10: Espraimento do alginato, à esquerda na proporção recomendada pelo fabricante, à direita, com 7,5 % a mais de água, ao centro e acima, o diâmetro original do cilindro.

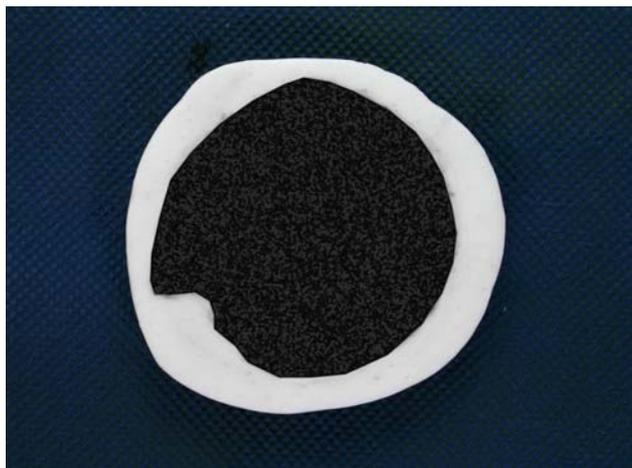


Figura 11: Espraimento do alginato, comparação realçada por computador do diâmetro do espraimento das duas manipulações: ao centro, na proporção recomendada pelo fabricante; externamente, com 7,5 % a mais de água.

#### 4.3 – Estudo *In Vitro* da Força Necessária para Escoamento.

Este estudo apresentava uma variável, doravante chamada de Força.

A Força necessária para iniciar o escoamento do material nos quatro tipos de seringas avaliadas foi testada. Todas as quatro seringas foram submetidas ao mesmo teste através de dois únicos operadores, responsáveis pela execução de todos os passos do processo, na seguinte seqüência: Seringa proposta de 60 ml; Seringa de estoque de 60 ml; Seringa proposta de 15 ml e Seringa de estoque de 20 ml.

O trabalho entre os dois operadores foi dividido da seguinte maneira: Um era responsável pela limpeza e secagem da cuba e espátula utilizadas, proporcionamento do alginato e da água, manipulação do material de moldagem, carregamento da seringa e pressão sobre o êmbolo até dez segundos após iniciar o escoamento do material; o outro operador era responsável pela limpeza e secagem das seringas propostas e pelo registro do maior valor de leitura da Carga obtido no dinamômetro durante o processo.

A Força necessária para iniciar o escoamento do material de moldagem foi avaliada em um estudo piloto com o uso de um dinamômetro de  $K = 2,6$  KgF/cm, com escala de 0,5 (+/- 0,25) Kgf. Após a realização do piloto passou-se à etapa de testes propriamente dita, a qual consistiu de cinco repetições do processo para cada uma das seringas testadas.

O dinamômetro era preso por uma corrente a uma viga fixa através de sua extremidade superior. Um aro metálico de 3 cm de diâmetro preso a um

fio metálico era ligado à parte inferior do dinamômetro, ficando assim disponível para que o operador alojasse o dedo polegar durante o teste.

O alginato era manipulado na proporção recomendada pelo fabricante, qual seja, uma porção de pó para uma de líquido, com água na temperatura ambiente entre 21 e 22 (+ / - 0,5) °C (sala climatizada). O alginato foi manipulado até se obter cor e consistência uniformes, com cuba e espátula próprias livres de resquícios de gesso utilizadas unicamente para este fim, por tempo que não deveria exceder 50 segundos. Após obter consistência uniforme as seringas eram carregadas, sendo as de Luer de estoque carregadas pela parte posterior e as seringas propostas carregadas pela região anterior, após o que suas extremidades eram rosqueadas, conforme o que foi realizado durante a pesquisa clínica. Aplicava-se carga durante dez segundos ao êmbolo da seringa, sendo registrado o maior valor medido neste período.

Assim como na etapa clínica, e pelos mesmos motivos, as seringas propostas eram utilizadas novamente a cada repetição do processo, sem confecção de novas seringas, já as seringas de Luer eram trocadas a cada nova operação, sendo reutilizadas apenas quando fosse necessária a repetição do processo em uma mesma tomada de dados.

Após a manipulação do alginato e carregamento da seringa o operador 1 introduzia o dedo polegar no aro metálico e realizava pressão sobre o êmbolo não se preocupando com o valor da medida registrada, prosseguindo com a pressão até se completar aproximadamente 10 segundos após o início do escoamento e o operador 2 realizava a leitura do maior valor de Força alcançado no dinamômetro. Esse valor era registrado em uma tabela adequada. Para facilitar a leitura da Força e evitar interferência por parte do operador 1,

este realizava o procedimento de carga sobre o êmbolo voltado para a face lateral do dinamômetro, ficando apenas o operador 2 voltado para a face frontal deste.

O desenho esquemático do conjunto viga, corrente, dinamômetro, anel pode ser visto na figura 12.

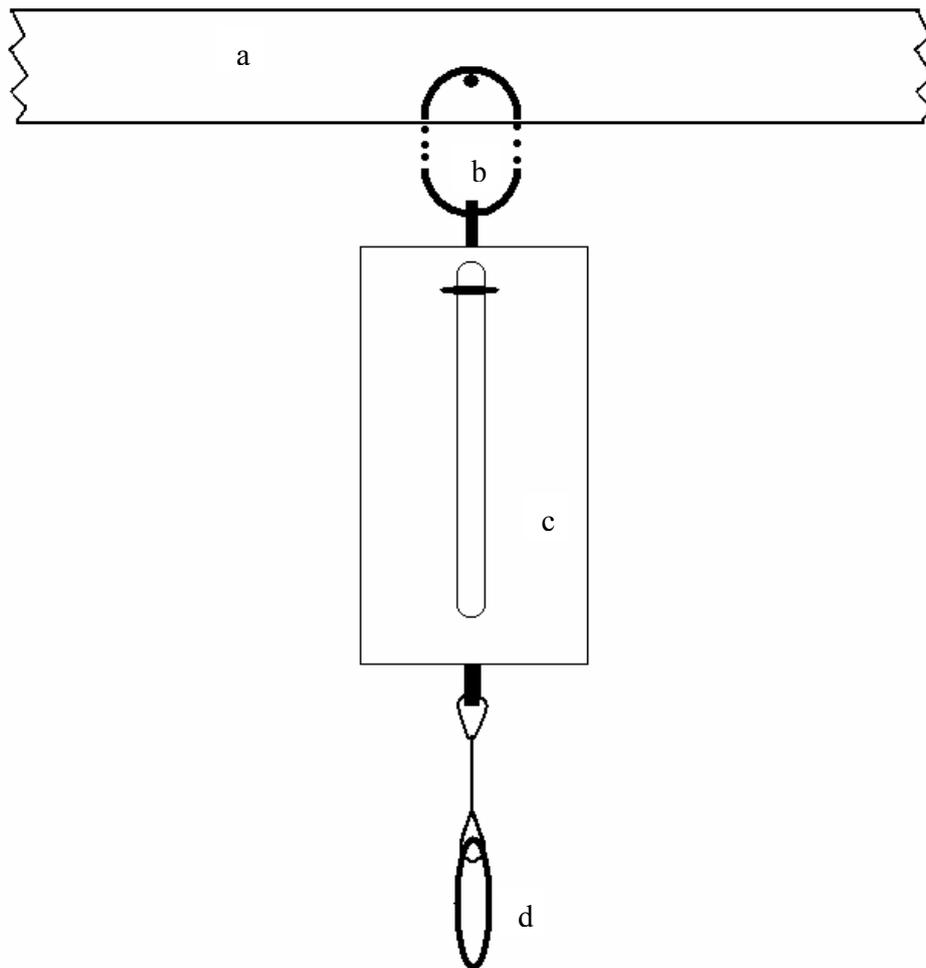


Figura 12: Desenho esquemático do conjunto: a) viga; b) corrente; c) dinamômetro; d) anel (vista do operador 2).

Para a análise estatística foi utilizada estatística paramétrica com o auxílio do software Statistica for Windows, uma vez que a distribuição amostral dos erros mostrou-se normal e homogênea.

Olá.

Você está recebendo material para um estudo comparativo de alguns quesitos entre as duas seringas que você utilizará.

Vire a página e realize a moldagem de acordo com o protocolo descrito no verso, **após** a moldagem, preencha as tabela I e II abaixo.

Na tabela os campos referentes à seringa I dizem respeito à seringa de plástico incolor, e os campos referentes à seringa II dizem respeito à seringa plástica branca.

Para o preenchimento dos campos deve-se utilizar notas de 0 a 10, com no máximo uma casa decimal (de 0,0 a 10,0 podendo colocar um número apenas após a vírgula). Utilize o seguinte critério como guia na atribuição das notas.

0,0 – Quesito impossível de ser realizado;

2,5 – Este quesito é difícil de ser realizado;

5,0 – Este quesito tem nível médio de dificuldade para ser realizado;

7,5 – Este quesito é fácil de ser realizado;

10,0 – Este quesito é realizado sem nenhuma dificuldade.

Tabela I: Notas atribuídas aos quesitos das seringas de 60 ml (grandes) testadas.

Tipo de seringa - Grande	
Tipo I (incolor)	Tipo II (branca)
Escoamento do material	
Processo de carga da seringa	
Limpeza da seringa	

Tabela II: Notas atribuídas aos quesitos das seringas de 60 ml (grandes) testadas.

Tipo de seringa - Pequena	
Tipo I (incolor)	Tipo II (branca)
Escoamento do material	
Processo de carga da seringa	
Limpeza da seringa	

Se necessário, utilize o espaço abaixo para realizar sugestões que possam melhorar o desempenho da seringa branca de plástico

Quadro 1 – Modelo da Ficha de preenchimento - frente

Ao realizar este protocolo, esteja atento aos seguintes quesitos:

- 1) Quão fácil / difícil é carregar a seringa com o material;
- 2) Quão fácil / difícil é o escoamento do material (injetar o material na cavidade com relação à força necessária);
- 3) Quão fácil / difícil é limpar esta seringa após seu uso;

Você deve iniciar este protocolo utilizando a seringa \_\_\_\_\_, portanto a partir do passo \_\_\_\_\_, realizando os demais na seqüência.

Utilize a cuba e a espátula fornecidas.

Protocolo de moldagem:

- 1) A partir deste passo inicia-se a moldagem com a seringa Tipo I – incolor;
- 2) Peça ao paciente que, durante a moldagem, mantenha-se olhando fixo para um horizonte imaginário;
- 3) Verifique se a temperatura da água à sua disposição está entre 21°C e 22°C
- 4) Proporcione duas porções de alginato seguindo as recomendações do fabricante;
- 5) Em menos de 50 segundos manipule o alginato até obter cor uniforme; ultrapassando este tempo pode-se reiniciar o processo a partir do passo 1;
- 6) Carregue a seringa pela extremidade posterior;
- 7) Realiza a moldagem inicialmente depositando o alginato para ocupar o fórnix da pálpebra inferior, preenchendo-se o fundo da cavidade e os fórnix superiores, procurando durante o processo fornecer suporte para ambas as pálpebras;
- 8) Espere a gelificação do alginato, remova o molde e limpe a seringa;
- 9) A partir deste passo inicia-se a moldagem com a seringa Tipo II – branca;
- 10) Desrosqueie a extremidade anterior da seringa (bico)
- 11) Peça ao paciente que, durante a moldagem, mantenha-se olhando fixo para um horizonte imaginário;
- 12) Verifique se a temperatura da água à sua disposição está entre 21°C e 22°C
- 13) Proporcione duas porções de alginato seguindo as recomendações do fabricante;
- 14) Em menos de 50 segundos manipule o alginato até obter cor uniforme; ultrapassando este tempo pode-se reiniciar o processo a partir do passo 9;
- 15) Carregue a seringa pela extremidade anterior, rosqueando o bico em seguida;
- 16) Realiza a moldagem inicialmente depositando o alginato para ocupar o fórnix da pálpebra inferior, preenchendo-se o fundo da cavidade e os fórnix superiores, procurando durante o processo fornecer suporte para ambas as pálpebras;
- 17) Espere a gelificação do alginato, remova o molde e limpe a seringa;
- 18) Se você ainda não testou a seringa Tipo I – incolor, realize os passos de 1 a 8 acima.

Torne a realizar estes testes utilizando a seringa menor, sem auxiliar, na mesma seqüência de passos que você acabou de utilizar.

## Quadro 2 – Modelo da Ficha de preenchimento - verso

## RESULTADOS

## 5.1 – Estudo Clínico Qualitativo

### 5.1.1 – Seringas de 60 mililitros.

Este estudo possuía três variáveis, de dados vinculados e independentes entre si, as quais receberam o nome de “Escoamento”; “Processo de carga” e “Limpeza” e foram analisadas separadamente.

Os resultados das notas atribuídas pelos profissionais para a seringa de 60 ml foram transferidos de suas tabelas originais nas fichas de avaliação e remontados em três tabelas, cada uma com uma das variáveis analisadas. Todas as tabelas possuem um fator de variação (tipo de seringa) com dois grupos, seringa de Luer de estoque e seringa proposta.

5.1.1.1 – Os resultados obtidos para a variável “Escoamento” estão apresentados na tabela I abaixo:

Tabela I: Notas atribuídas à variável “Escoamento” de cada uma das seringas de 60 ml testadas. As notas foram atribuídas em valores que variavam de zero a dez. Dados vinculados.

	Tipo de seringa	
	Luer De estoque de 60 ml	Proposta de 60 ml
ESCOAMENTO	7,0	10,0
	6,0	10,0
	7,0	9,0
	8,0	10,0
	8,0	9,0
	4,0	8,0
	6,0	8,0
	6,0	9,0
média	6,5	9,1

A figura 13 ilustra graficamente os resultados obtidos para a variável “Escoamento”.

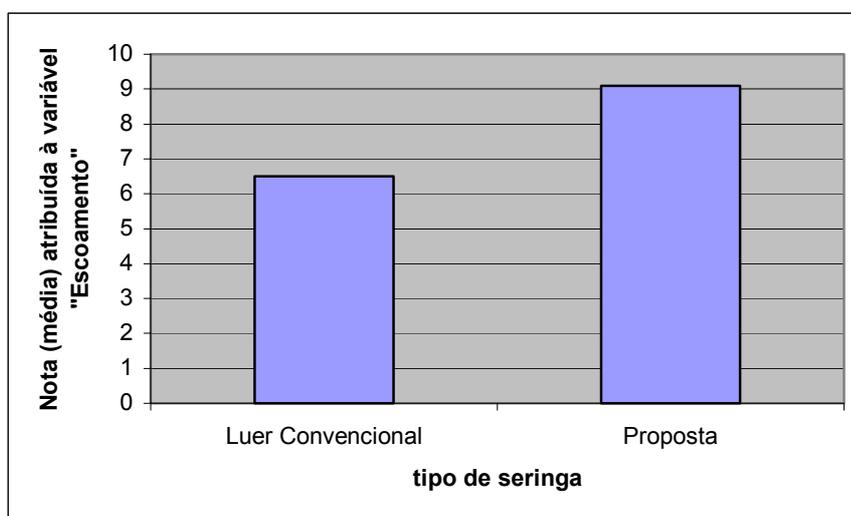


Figura 13: Média da nota atribuída à variável “Escoamento” em função da seringa testada

5.1.1.2 – Os resultados obtidos para a variável “Processo de Carga” estão apresentados na tabela II abaixo.

Tabela II: Notas atribuídas à variável “Processo de Carga” de cada uma das seringas de 60 ml testadas. As notas foram atribuídas em valores que variavam de zero a dez. Dados vinculados.

	Tipo de seringa	
	Luer De estoque de 60 ml	Proposta de 60 ml
PROCESSO DE CARGA	7,0	9,2
	7,0	9,2
	8,0	8,0
	8,0	7,5
	8,0	8,0
	5,0	8,5
	7,0	8,0
	8,0	8,5
Média	7,2	8,4

A figura 14 ilustra graficamente os resultados obtidos para a variável “Processo de Carga”.

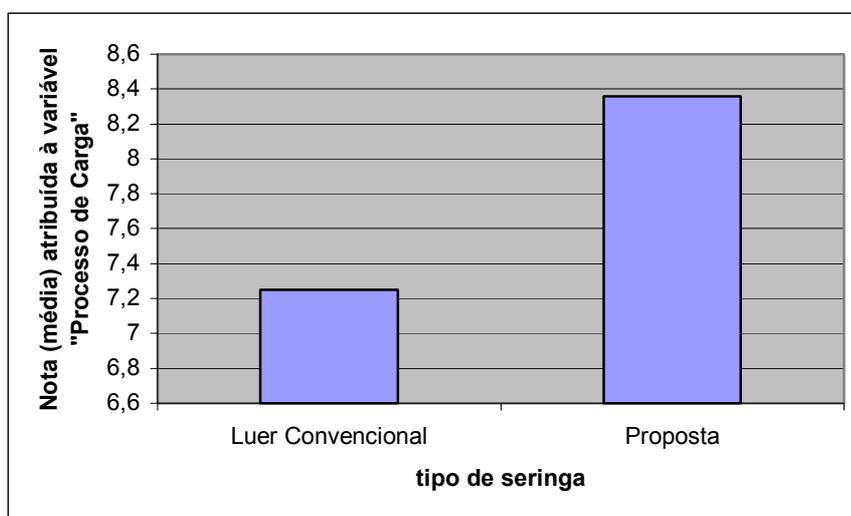


Figura 14: Média da nota atribuída à variável “Processo de Carga” em função da seringa testada

5.1.1.3 – Os resultados obtidos para a variável “Limpeza” estão apresentados na tabela III abaixo.

Tabela III: Notas atribuídas à variável “Limpeza” de cada uma das seringas de 60 ml testadas. As notas foram atribuídas em valores que variavam de zero a dez. Dados vinculados.

	Tipo de seringa	
	Luer De estoque de 60 ml	Proposta de 60 ml
LIMPEZA	6,0	8,1
	7,0	9,0
	8,0	8,0
	7,0	8,0
	8,0	8,0
	5,0	8,0
	6,0	8,0
	8,0	8,0
Média	6,9	8,1

A figura 15 ilustra graficamente os resultados obtidos para a variável “Limpeza”.

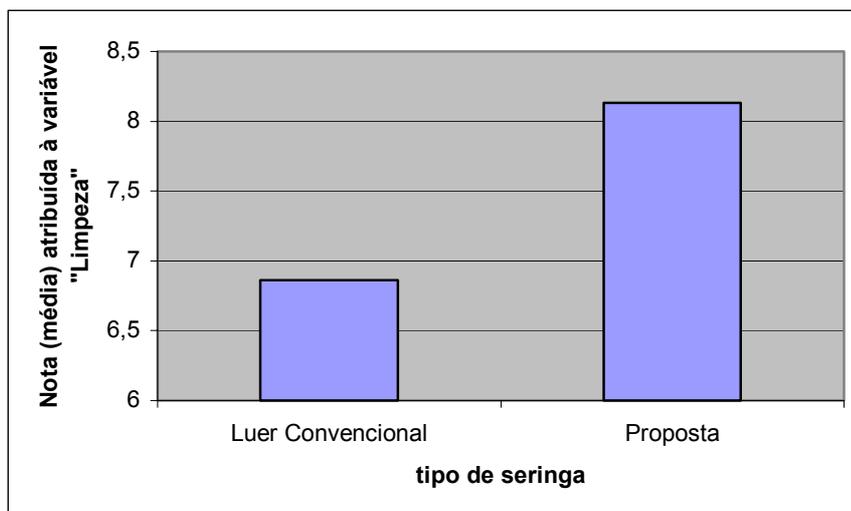


Figura 15: Média da nota atribuída à variável “Limpeza” em função da seringa testada

### 5.1.2 – Seringas de 20 e 15 mililitros.

Este estudo possuía três variáveis, de dados vinculados e independentes entre si, as quais receberam o nome de “Escoamento”; “Processo de carga” e “Limpeza” e foram analisadas separadamente.

Os resultados das notas atribuídas pelos profissionais para a seringa de 20 e 15 ml foram transferidos de suas tabelas originais nas fichas de avaliação e remontados em três tabelas, cada uma com uma das variáveis analisadas. Todas as tabelas possuem um fator de variação (tipo de seringa) com dois grupos, seringa de Luer de estoque e seringa proposta.

5.1.2.1 – Os resultados obtidos para a variável “Escoamento” estão apresentados na tabela IV abaixo:

Tabela IV: Notas atribuídas à variável “Escoamento” de cada uma das seringas testadas (20 e 15 ml). As notas foram atribuídas em valores que variavam de zero a dez. Dados vinculados.

	Tipo de seringa	
	Luer De estoque de 20 ml	Proposta de 15 ml
ESCOAMENTO	7,0	9,0
	7,0	9,0
	6,5	9,0
	7,5	10,0
	7,5	8,5
	6,0	8,0
	7,0	9,0
	6,0	8,5
	média	6,8

A figura 16 ilustra graficamente os resultados obtidos para a variável “Escoamento”.

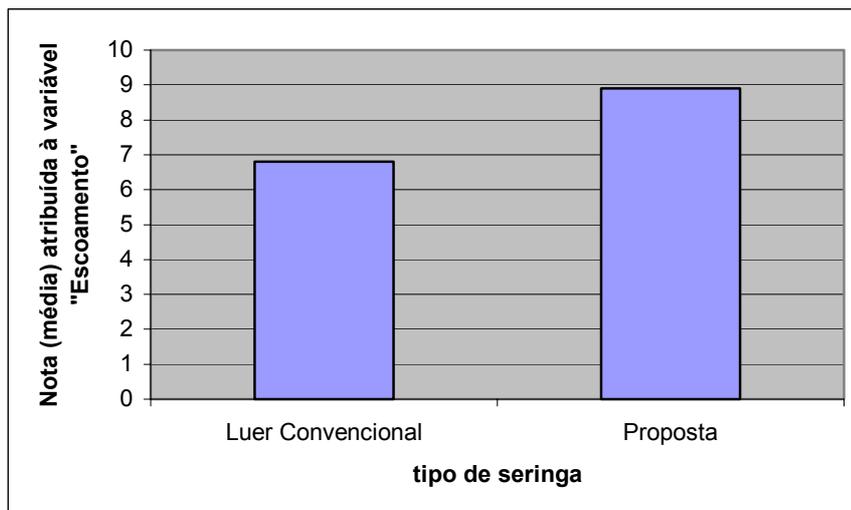


Figura 16: Média da nota atribuída à variável “Escoamento” em função da seringa testada comparando-se Luer de 20 ml e alternativa de 15 ml

5.1.2.2 – Os resultados obtidos para a variável “Processo de Carga” estão apresentados na tabela V abaixo.

Tabela V: Notas atribuídas à variável “Processo de Carga” de cada uma das seringas testadas (20 e 15 ml). As notas foram atribuídas em valores que variavam de zero a dez. Dados vinculados.

	Tipo de seringa	
	Luer De estoque de 20 ml	Proposta de 15 ml
PROCESSO DE CARGA	6,5	6,5
	5,5	5,5
	5,5	6,0
	6,0	7,0
	6,0	6,0
	7,0	7,5
	6,5	6,5
	6,5	7,0
Média	6,2	6,4

A figura 17 ilustra graficamente os resultados obtidos para a variável “Processo de Carga”.

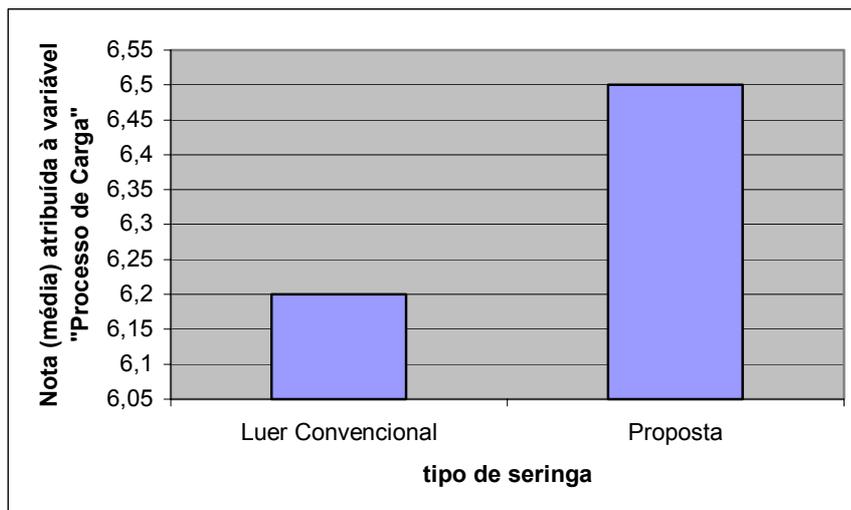


Figura 17: Média da nota atribuída à variável “Processo de Carga” em função da seringa testada comparando-se Luer de 20 ml e alternativa de 15 ml

5.1.2.3 – Os resultados obtidos para a variável “Limpeza” estão apresentados na tabela VI abaixo.

Tabela VI: Notas atribuídas à variável “Limpeza” de cada uma das seringas testadas (20 e 15 ml). As notas foram atribuídas em valores que variavam de zero a dez. Dados vinculados.

	Tipo de seringa	
	Luer De estoque de 20ml	Proposta de 15 ml
LIMPEZA	6,5	6,0
	6,5	6,5
	6,5	6,5
	7,0	7,0
	7,0	8,0
	6,0	6,0
	6,0	6,5
	6,0	7,0
Média	6,4	6,7

A figura 18 ilustra graficamente os resultados obtidos para a variável “Limpeza”.

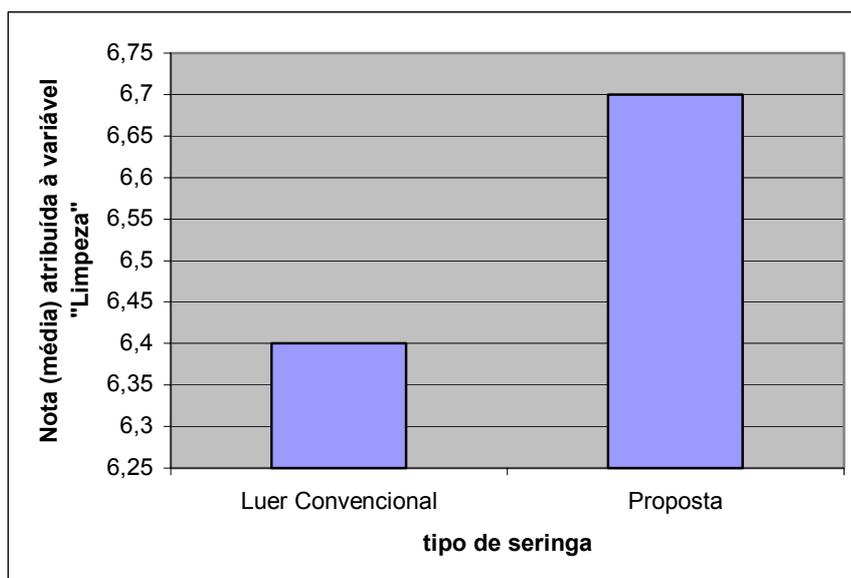


Figura 18: Média da nota atribuída à variável “Limpeza” em função da seringa testada comparando-se Luer de 20 ml e alternativa de 15 ml

### 5.1.3 – Visão Geral do Estudo Clínico.

A tabela VII mostra graficamente a média e desvio padrão das amostras colhidas no estudo clínico de todas as seringas utilizadas; sendo uma visão geral possível na figura 19.

Foi realizado através de software adequado o teste de aderência à curva normal e depois de constatada esta distribuição normal dos dados foi realizada estatística paramétrica por análise de variância, considerando-se como aceitável o erro da hipótese  $H_0$  com nível de significância de 5%. Esta análise demonstrou que para as seringas de 60 ml O Escoamento é significativamente diferente entre as duas seringas; o Processo de Carga é significativamente diferente entre as duas seringas e a Limpeza é significativamente diferente entre as duas seringas. Já para as seringas Luer de 20 ml e Proposta de 15 ml, o Escoamento é significativamente diferente entre as duas seringas; o Processo

de Carga não é significativamente diferente entre as duas seringas e a Limpeza não é significativamente diferente entre as duas seringas.

Tabela VII: Média e desvio padrão das notas atribuídas às variáveis de cada uma das seringas testadas. As notas foram atribuídas em valores que variavam de zero a dez.

Seringa		Variável	Média das Notas	Desvio Padrão	
60 ml	Escoamento (ESC)	Luer (L60)	6,50	1,31	
		Proposta (P60)	9,12	0,83	
	Processo Carga (PC)	Luer (L60)	7,25	1,03	
		Proposta (P60)	8,36	0,61	
	Limpeza (L)	Luer (L60)	6,88	1,13	
		Proposta (P60)	8,14	0,35	
	15 e 20 ml	Escoamento (ESC)	Luer (L20)	6,81	0,59
			Proposta (P15)	8,88	0,58
Processo Carga (PC)		Luer (L20)	6,18	0,53	
		Proposta (P15)	6,5	0,65	
Limpeza (L)		Luer (L20)	6,43	0,42	
		Proposta (P15)	6,68	0,65	

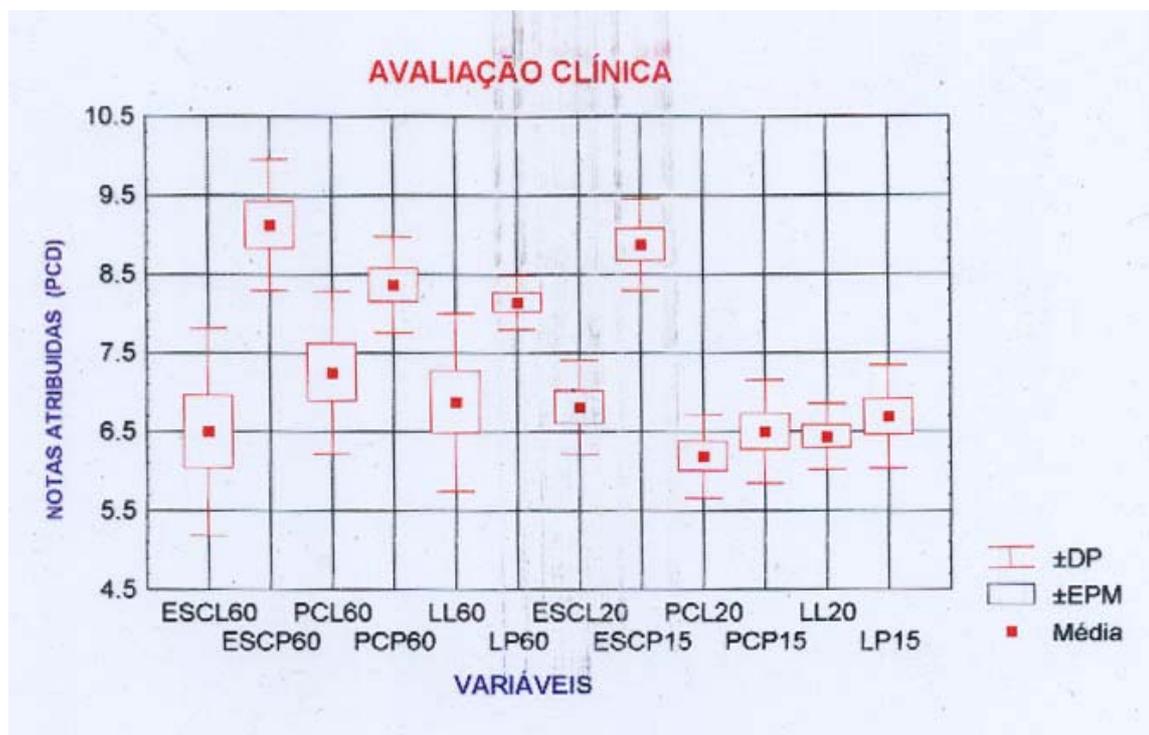


Figura 19: Médias e desvios padrão das notas atribuídas às variáveis em função da seringa testada: ESCL60 – Escoamento da Luer de 60 ml; ESCP60 – Escoamento da Proposta de 60 ml; PCL60 – Processo de Carga da Luer de 60 ml; PCP60 – Processo de Carga da Proposta de 60 ml; LL60 – Limpeza da Luer de 60 ml; LP60, Limpeza da Proposta de 60 ml; ESCL20 – Escoamento da Luer de 20 ml; ESCP15 – Escoamento da Proposta de 15 ml; PCL20 – Processo de Carga da Luer de 20 ml; PCP15 – Processo de Carga da Proposta de 15 ml; LL20 – Limpeza da Luer de 20 ml; LP15, Limpeza da Proposta de 15 ml.

## 5.2 – Estudo *In Vitro* da Força Necessária para Escoamento

### 5.2.1 – Seringas de 60 mililitros.

Em relação à variável Força para a seringa de 60 ml, os resultados deste trabalho consistem basicamente no conjuntos de dados numéricos que estão reunidos na Tabela VIII. Esses valores estão apresentados nesta tabela em KgF. Foi realizada apenas uma medida para cada um dos valores representados, tendo sido as seringas convencionais trocadas a cada nova medição.

Tabela VIII: medidas dos valores de Força necessária para o escoamento do material. Dados independentes

	Tipo de seringa	
	Luer De estoque de 60ml	Proposta de 60 ml
Força (KgF)	6,0	2,5
	6,0	2,5
	6,0	2,0
	5,5	2,5
	5,5	2,0
Média	5,8	2,3

### 5.2.2 – Seringas de 20 e 15 mililitros.

Em relação à variável Força para a seringa de 20 e 15 ml, os resultados deste trabalho consistem basicamente no conjuntos de dados numéricos que estão reunidos na Tabela IX. Esses valores estão apresentados nesta tabela em KgF. Foi realizada apenas uma medida para cada um dos valores representados, tendo sido as seringas convencionais trocadas a cada nova medição.

Tabela IX: medidas dos valores de Força necessária para o escoamento do material. Dados independentes

	Tipo de seringa	
	Luer De estoque de 20ml	Proposta de 15 ml
Força (KgF)	5,5	2,0
	6,0	2,0
	6,0	2,0
	6,0	2,5
	5,5	2,5
Média	5,8	2,2

Ao valores de média e desvio padrão das forças realizadas para o escoamento do material estão na figura 20 abaixo

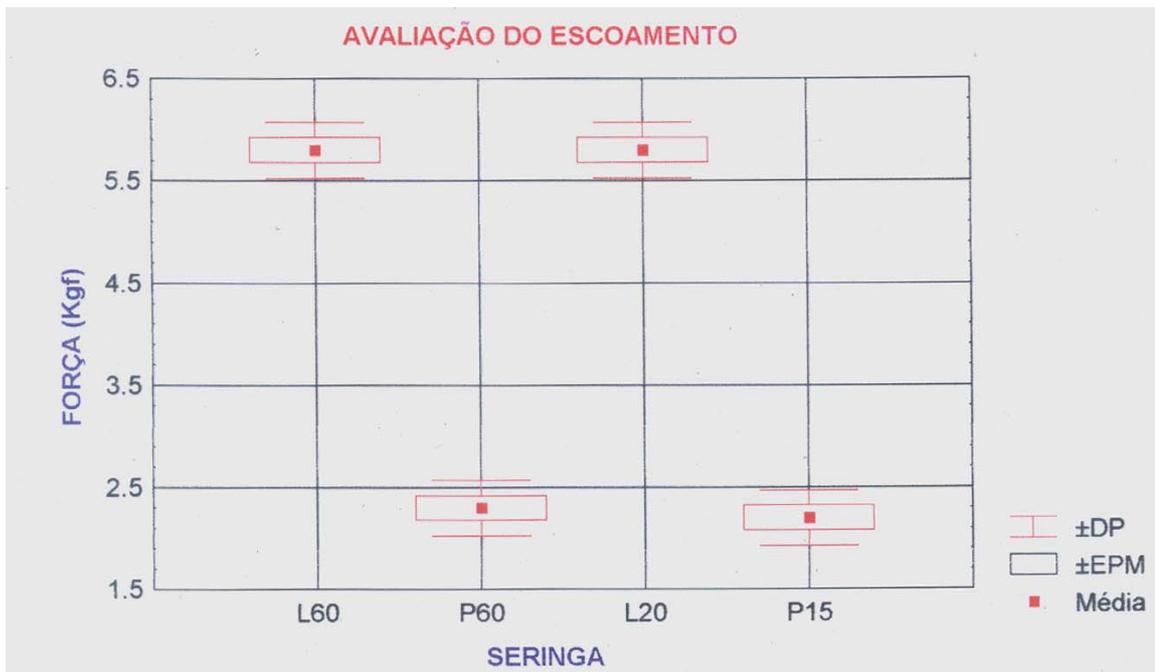


Figura 20: Médias e desvios padrão das forças necessárias para iniciar o escoamento em função da seringa testada. L60 – Luer de 60 ml; P60 – Proposta de 60 ml; L 20 – luer de 20 ml e P15 – Proposta de 15 ml.

Foi realizado através de software Statistica para Windows o teste de aderência à curva normal e depois de constatada esta distribuição normal dos dados foi realizada estatística paramétrica por análise de variância, considerando-se como aceitável o erro da hipótese  $H_0$  com nível de significância de 5%. Esta análise demonstrou que para as seringas de 60 ml há diferença significativamente relevante entre as forças necessárias para iniciar o escoamento e que também há diferença significativamente relevante entre as forças necessárias para iniciar o escoamento entre as seringas de Proposta de 15ml e Luer de 20 ml.

DISCUSSÃO

Apesar da existência no comércio de próteses padronizadas, as quais ainda podem ser individualizadas (OW & AMRITH, 1997, TAICHER et al, 1985), a confecção de próteses individuais garante aos pacientes melhor adaptação aos tecidos subjacentes, o que leva a uma melhor movimentação da mesma, evita o acúmulo de líquidos e também evita o aparecimento de hiperplasias (HOSNI et al 2002, REZENDE, 1997).

Dessa forma, foi escolhida a técnica proposta por REZENDE uma vez que esta aparentemente representa uma maior facilidade de atingir-se estética satisfatória, já que a moldagem é realizada com o paciente olhando para o horizonte, o que possibilita melhor posicionamento do botão artificial da íris e melhor mobilidade da prótese.

Embora em 1956 HAUVA tenha recomendado a moldagem com acréscimo de água ao alginato, em 1974 FAIRCHILD observa como a relação água/pó do alginato indicada pelo fabricante é essencial para obter-se o melhor das propriedades do material, mesmo quando descreve usos alternativos deste material. A correta proporção água pó é considerada essencial para que se aproveitem as melhores propriedades do alginato, onde uma mistura com maior adição de água pode ser responsável pelo aumento da deformação permanente do alginato (CRAIG, 2002; BASTOS, 2003). Esta

correta proporção água/pó é a recomendada para a moldagem de cavidades anoftálmicas (BAEZ, 1966, MORONI, 1982; ZANATTA et al, 1993; REZENDE, 1997) sendo usualmente a seringa de Luer de estoque o veículo deste alginato para a cavidade.

Também DARVELL, 2000, atesta que a correta relação água/pó do alginato é responsável pela adequada distribuição das cadeias, pelo número correto de ligações cruzadas e de interações entre as cadeias por pontes de hidrogênio. O autor afirma que estes quesitos, aliados à firmeza de imbricamento do excedente de água na estrutura é o que garante as propriedades mecânicas deste material. O excedente de água, dessa forma, pode levar à diminuição das propriedades mecânicas com potencialização dos problemas relacionados à distorção permanente, já que afastaria as ligações cruzadas, diminuiria as interações intermoleculares e diminuiria a firmeza do aprisionamento da água pela estrutura.

O uso do alginato na proporção água/pó recomendada pelo fabricante pode proporcionar maior reprodução de detalhes (UEDA, 2001), que leva a melhor adaptação da prótese à cavidade anoftálmica. Esta melhor adaptação pode ser futuramente responsável por propiciar maior conforto e evitar o acúmulo de líquidos onde esta prótese tem menor adaptação, observado por BARLLET, 1973. Estudos comparativos longitudinais podem futuramente atestar ou rejeitar a hipótese de que a seringa proposta consiga melhores resultados de moldagem contribuindo com a redução do acúmulo de líquidos.

Esta melhor adaptação também pode ser responsável por aumentar a mobilidade da prótese, tornando-a similar à do olho natural, conforme afirmam ERPF, 1945, MURPHEY, 1945, MURPHEY 1949, HAUVA , 1956,

FONSECA, 1968, CARVALHO, 1982; REZENDE, 1996. Também é importante notar que CAMPANELLA, 1998, relatou a possibilidade de próteses mal adaptadas estarem associadas aos tumores de células escamosas. Outros autores ainda observaram que as prótese oftálmicas podem proporcionar conjuntivite infecciosa ou inflamatória, o que poderia ser diminuído pela melhoria na adaptação da prótese à cavidade anoftálmica (REZENDE, 1996; JAHRLING, 1998, BAILEY, 1991, HOSNI, 2002) Estes quesitos poderão ser observados em estudos longitudinais posteriores comparando-se as seringas de estoque e propostas.

Da mesma forma vale lembrar que para PARR (1983) “deve-se tomar cuidado quando confecciona-se este molde” (da cavidade anoftálmica) “a fim de evitar que ocorra dor ou ulceração devida à má adaptação da prótese”.

Em 2005, DIAS et al disseram que a conjuntivite crônica superficial pode ser provocada pelo acúmulo de lágrimas, resíduos e muco entre a parede posterior da prótese e a cavidade anoftálmica, o que pode levar ao excesso de secreção na cavidade anoftálmica.

Embora a comparação tenha sido feita com uma seringa de estoque de 20 ml, não foi confeccionada uma seringa deste tamanho, mas sim uma de 15 ml, pois este volume, além de ser suficiente para o preenchimento da cavidade anoftálmica, permitiu bastante conforto aos operadores durante o manuseio, reduzindo o peso e o tamanho da seringa. Entretanto, é possível que este tamanho reduzido tenha sido o responsável pela proximidade nos valores obtidos no que diz respeito à facilidade do processo de carga e de limpeza das duas seringas, já que uma seringa de volume menor implica em uma luz menor da mesma, levando à diferença não significativa nestes dois quesitos.

Porém, para os dois volumes de seringa, a facilidade de manipulação da mesma durante o procedimento de moldagem foi significativamente diferente para a seringa proposta em relação às de estoque. A facilidade de manipulação em si já justifica a utilização da seringa proposta, a fim de reduzir o estresse físico e emocional do cirurgião-dentista ao longo da jornada de trabalho. Entretanto o aspecto econômico deve também ser sempre levado em conta.

Sob este aspecto, ZANATTA, 1993 adverte que o uso da seringa de Luer pode trazer dificuldades ao operador da moldagem, uma vez que alguma dificuldade pode ser sentida no que diz respeito à capacidade de escoamento do material de moldagem através desta seringa e também na higienização da mesma ao injetar o material na relação água /pó correta com o uso de seringa de Luer de estoque. Na opinião do autor do presente trabalho, esta dificuldade pode eventualmente fazer com que o cirurgião-dentista venha a perder algumas das moldagens realizadas. Uma das opções que poderiam ocorrer ao cirurgião-dentista seria alterar a relação água/pó, o que levaria ao prejuízo das propriedades do material de moldagem.

Embora estudos possam ser feitos para evidenciar se a facilidade de escoamento efetivamente leva a uma diminuição na duração e/ou no número dos procedimentos de moldagem necessários à obtenção de uma moldagem satisfatória, é de se notar que esta hipótese possui grande viabilidade. Em trabalhos futuros o autor pretende testá-la e relatar os resultados. Caso esta hipótese venha se confirmar, evidenciar-se-ia a contribuição da seringa não só em melhorar a qualidade de vida e facilidade de trabalho do profissional como em reduzir o custo das próteses para o paciente.

Apesar de teoricamente haver uma redução de dez vezes na perda de carga com a alteração no formato do bocal da seringa, isto não evidenciou-se no estudo pois os resultados teóricos referem-se a um líquido ideal, coisa com a qual não se lidou na confecção deste trabalho. Segundo o método empregado e a estatística utilizada, há diferença significativamente relevante entre a maneira como os profissionais avaliam o escoamento do material de moldagem, sendo considerado mais favorável a seringa proposta. Ainda no que diz respeito a este item, os profissionais disseram que como era necessária uma menor força para realizar a injeção do material de moldagem, este podia ser mais bem direcionado dentro da cavidade anoftálmica. Oito profissionais acharam este quesito mais satisfatório na seringa proposta, nenhum o achou melhor ou indiferente na de Luer de estoque.

Segundo o método empregado e a estatística utilizada há diferença significativamente relevante entre a maneira como os profissionais avaliam o processo de carga do material de moldagem, sendo considerado mais favorável a seringa proposta de 60 ml. Observa-se que aparentemente as mudanças sugeridas geraram melhoras na avaliação deste quesito. Entretanto o mesmo não pode ser afirmado para a seringa proposta de 15 ml, onde não se verificou diferença significativa na opinião dos entrevistados em relação à Luer de 20 ml. Observa-se, entretanto, que quatro profissionais acharam a seringa proposta melhor e nenhum teve opinião diversa.

Segundo o método empregado e a estatística utilizada há diferença significativamente relevante entre a maneira como os profissionais avaliam a limpeza da seringa, sendo considerada mais favorável a seringa proposta de 60 ml. Entretanto o mesmo não pode ser afirmado para a seringa proposta de 15 ml, onde não se verificou diferença significativa na opinião dos entrevistados em relação à Luer de 20 ml.

Quanto à seringa alternativa à seringa de 20 ml, pode-se dizer que o comportamento no que diz respeito ao escoamento foi semelhante ao encontrado na seringa de 60 ml, uma vez que todos os entrevistados acharam seu desempenho melhor que o das seringas de Luer correspondentes.

Segundo o método empregado e a estatística utilizada, há diferença significativamente relevante entre a força empregada para iniciar o escoamento entre as seringas proposta e de Luer de 60ml, bem como também há diferença significativamente relevante entre a força empregada para iniciar o escoamento entre as seringas proposta de 15ml e de Luer de 20ml.

Muito embora o presente trabalho tenha os mesmos objetivos do trabalho de FONSECA, 1987, em que o autor propõe a adaptação da capa da agulha à seringa de estoque, ou mesmo de ZANATTA, 1993, onde o autor faz adaptação da seringa de estoque às necessidades clínicas, não se pretende substituir as propostas de adaptação realizadas pelos autores citados. Tampouco se tem a pretensão de afirmar que a moldagem com a seringa de Luer de estoque com alginato em sua correta relação água/pó seja inviável ou deva cair em desuso.

Outrossim, o desenvolvimento de uma seringa que possa ser fabricada em larga escala ou manufaturada a pedido do profissional visa oferecer mais uma opção à classe odontológica na condução deste tipo de tratamento, principalmente àqueles que eventualmente estejam ingressando na área, permitindo maior facilidade de adaptação ao processo, rapidez em seu aprendizado e realização destes procedimentos, bem como redução no custo do tratamento.

CONCLUSÕES

Segundo a metodologia empregada conclui-se o seguinte:

1. A diferença na avaliação dos profissionais entrevistados mostrou-se estatisticamente significativa, apontando a seringa de 60ml proposta como melhor que a correspondente no que diz respeito ao escoamento.
2. A diferença nos valores de força necessária para iniciar o escoamento foi estatisticamente significativa entre a seringa de 60ml proposta e sua correspondente convencional.
3. A diferença na avaliação dos profissionais entrevistados mostrou-se estatisticamente significativa, apontando a seringa de 15ml proposta como melhor que a correspondente de 20ml no que diz respeito ao escoamento.
4. A diferença nos valores de força necessária para iniciar o escoamento foi estatisticamente significativa entre a seringa de 15ml proposta e sua correspondente de 20ml convencional.
5. A diferença na avaliação dos profissionais entrevistados mostrou-se estatisticamente significativa, apontando a seringa de 60ml proposta como melhor que a correspondente no que diz respeito ao processo de carga.

6. A diferença na avaliação dos profissionais entrevistados mostrou-se estatisticamente não-significante, apontando a seringa de 15ml proposta como idêntica à correspondente de 20ml no que diz respeito ao processo de carga.
7. A diferença na avaliação dos profissionais entrevistados mostrou-se estatisticamente significativa apontando a seringa de 60ml proposta como melhor que a correspondente no que diz respeito à limpeza.
8. A diferença na avaliação dos profissionais entrevistados mostrou-se estatisticamente não-significante, apontando a seringa de 15ml proposta como idêntica à correspondente de 20ml no que diz respeito à limpeza.

## REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

1. ALFENAS, E.R.; JUNQUEIRA, R.A. LINDNAU, L.D.M. Prótese ocular para bebês: relato de caso *Arquivos em Odontologia*, Belo Horizonte, v.34, n.1, p 19-23, jan/jun 1998.
2. AZEVEDO NETO, J.;M. **Manual de hidráulica volume 1** 6 ed, editora Edgar Blucher Ltda, 1977
3. BAEZ, R. Los hidrocoloides irreversibles, **Rev Fed Odontol Colomb**, v. 16, n. 76, p.52-63, 1966
4. BASTOS, E.L.S.; SOUSA, V. O uso do alginato por alunos de graduação – parte I **Revista brasileira de prótese clínica e laboratorial**, v.5, n.23, p. 31-37, 2003
5. BAILEY, C.S. BUCKLEY, R. J. Ocular prostheses and contact lenses. I – Cosmetic devices. *Br Med Journal*, v.302, p 1010-1012, april 1991.
6. BOTELHO, N. L. P., VOLPINI, M. e MOURA, E. M. Aspectos psicológicos em usuários de prótese ocular. *Arq. Bras. Oftalmol.*, set./out. 2003, vol.66, no.5, p.637-646. ISSN 0004-2749.
7. BRITO E DIAS, R. REZENDE, JRV, CARVALHO, JCM. Light-weight ocular prosthesis **Braz Dent J**, v.5, n.2, p105-108, 1994.
8. CAMPANELLA, P.C. GOLDBERG, S.H., ERLICHMAN, K. ABENDROD, C. Scamous cell tumors and ocular prostheses. **Ophthal Plast Reconstr Surg**, v. 14, n.1, p.45-49, jan 1998
9. CARVALHO, J.C.M. Mobilidade em prótese ocular. Contribuição para o estudo. **Rev Fac Odont S Paulo**, v.11, n.2, p 235-244, jul-dez 1973.

10. CARVALHO, J.C.M. Prótese ocular incolor em concha. **Rev Fac Odont Ribeirão Preto**, v.15, n.2, p 281-286, jul-dez 1977.
11. CARVALHO, J.C.M. Fatores de mobilidade da prótese ocular. **Rev Ass Paul Cirurg Dent**, v.36, n.3, p 294-297, mai – jun 1982.
12. CÔAS, V. R. ; NEVES, A C C ; RODE, S M . Evaluation of the etiology of ocular globe atrophy or loss.. *Brazilian Dental Journal*, Ribeirão Preto, v. 16, n. 3, 2005.
13. CRAIG, R. G., POWERS, J.M.; WATAHA, J.C. **Materiais dentários : propriedades e manipulação** 7. ed, Ed Santos, São Paulo, 2002, 327 p.
14. CRAIG, R. G., POWERS, J.M.; **Materiais dentários restauradores** 11. ed, Ed Santos, São Paulo, 2004, 747 p.
15. CRELIER, A.C. Próteses Bucomaxilofaciais **Rev. Bras. Cancerologia**, v. 29, n. 2, p.57-562, dez, 1982.
16. DARVELL, B.W. **Materials Science for Dentistry**, 6th edition, Hong Kong, 2000, 528p
17. DIAS, R.B.; CARDIM, R.H., PEREIRA, S.L. COTO, N.P. Análise da microbiota em pacientes portadores de prótese ocular **Revista Paulista de Odontologia**, v. 27, n. 01, jan-mar 2005.
18. DIETZ V. H. The all plastic artificial eye. **Illinois Dent Journal**, v14, n7, 296-8, july 1945.
19. DIMITRY, T.J. New prosthesis and surgery towards prosthesis motion **Int Coll Surg**, v.5, n 1, p 75-79, 1942.
20. ERPF, S.F. DIETZ, V.H. , WIRTZ, MS, Prosthesis of the eye in sintetic resin: a preliminary report **Dent Digest**, v 51, p. 557-565, 1945.
21. FAIRCHILD, J.M. Versatile uses for alginate impression materials. *J Prosthet Dent* v.31, n.1, p265-269, march, 1974.
22. FONSECA,E.P., Prótese Ocular, Panamed, São Paulo,sp, 1987, 199p.

23. GONÇALVES, A. R. ; SILVA NETO, Domicio Rosendo da ; NEISSER, Maximiliano Piero ; RODE, Sigmar de Mello . Avaliação da dureza e resistência ao impacto da resina acrílica para esclera de prótese ocular.. Pós Graduação em Revista - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, São Paulo, v. 4, n. 3, p. 29-35, 2001.
24. GRASSLE, R.M. Plastic artificial eye prosthesis **Illinois Dent J**, v15, n5, 184-9, sep 1946.
25. GRAUE, E.; ZALDIVAR, C. Prosthésis ocular . **Bol Hosp Oftal N S Luz** (México), v.13, p.105-114, Jul./Set.1960.
26. HAUVA, M.Y. Caso clínico de uma protesis ocular acrílica - Implante semi-oculto. **Rev Dent Chile**, v.46, n.4, p.155-157, 1956
27. HOSNI, E. S., MORAES, A. C., BIDIGARAY, B. C. HOSNI, J.C.; Prótese ocular individualizada, tarefa do cirurgião-dentista, **Revista brasileira de prótese clínica e laboratorial**, v. 4, n. 21, p. 375-379, 2002.
28. JAHRLING, R.C. Essentials in fitting ocular prostheses for complex congenital and acquired anomalies **J Am Optom Assoc**, v.69, n. 6, p. 357-375, june, 1998.
29. MAIA, F.A.S. DIAS, R.B., REZENDE, J.R.V. Estudo comparativo de técnicas de moldagem da cavidade anoftálmica visando a confecção de prótese ocular. Ver **Odontol Univ São Paulo**, v. 11, p 85-90, 1997.
30. MATHEWS, M. SMITH, R.M. SUTTON, A.J. HUDSON, R The ocular Impression: a review of the literature and presentation of an alternative technique. **Journal of Prosthodontics**, v. 9, n. 4, p. 210-6, December, 2000.
31. MURPHEY, P.J. NEWTON F.H.; SCHMID, D.J. The development of acrylic eye prosthesis at the national naval medical center **J Am Dent Ass**, v. 32, n. p 1227-44, oct 1945.
32. MURPHEY, P.J. NEWTON F.H.; SCHMID, D.J. The evolution of ophthalmic prosthesis to civilian requirements **J Am Dent Ass**, v. 39, n. 1 p 9-20, jul 1949.

33. NIIRANEM, J. V. Plastic ocular prosthesis, *Dent Dig*, v. 53, n. 9, 439-446, sept, 1947.
34. NUNERY, W.R.; HETZLER, K.J. Improved prosthetic motility following enucleation, *Ophthalmology*, v.90, n.9, p 1110-1115, sep1983.
35. NUTI-SOBRINHO, A.; LIMA, E.G.; MATTOS, M.G.C.; WATANABE, I. A study of ocular prostheses I. Manufacture and indications for use. **Rev Fac Odont Ribeirão Preto**, v.23, n.2, p 135-143, jul-dez 1986.
36. OLIVEIRA, E.K. A prótese ocular: implante de Cutler **Rev Fac Odont Pelotas** v.3, n.5, p.91-118, 1960.
37. OLIVEIRA, E.K. Prótese Ocular in MORONI, P., **Reabilitacao buco-facial : cirurgia e prótese**, Panamed, Sao Paulo, 1982, 432 p
38. OW, R.K.K., AMRITH, S. Ocular prosthetics: Use of a tissue conditioner material to modify a stock ocular prosthesis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.78, n. 2, p218-222, aug 1997.
39. PARR, G.R.; GOLDMAN, B.M.; RAHN, A.O. Surgical considerations in the prosthetic treatment of ocular and orbital defects **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.49, n. 3, p379-385, mar 1983.
40. REZENDE, J.R.V Método rápido de confecção de prótese ocular **Rev Ass Paul Cirurg Dent**, v.32, n. 6, p 452-460, nov/dez 1978.
41. REZENDE, J.R.V.; OLIVEIRA, J.A.P. & DIAS, R.B. - **Prótese Buco Maxilo Facial. Conceitos Básicos e Práticas de Laboratório**. S.P. Sarvier, 1986.
42. REZENDE, J.R.V. Fundamentos da prótese bucomaxilofacial. São Paulo. Sarvier, 1997, 212p
43. RODE, R.P. Prótese ocular oca em resina acrílica – contribuição para a melhoria da mobilidade Tese (doutorado), Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, 1968

44. SÁ LIMA, J. R., ALFENAS, E. R. CLARO, F. A. Expansão protética de cavidade anoftálmica de bebê. **Revista brasileira de prótese clínica e laboratorial**, v. 4, n. 19, p. 224-227, 2002.
45. SCHNEIDER, R.L. Modified ocular prosthesis impression technique **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.55, n. 4, p. 482-485, april 1986.
46. SMIT, T.J.; KOORNNEEF,L.; GROET, E.; ZONNEVELD, F.W., OTTO, A.J. Prosthetic motility with and without intraorbital implants in the anophthalmic socket *British Journal of Ophthalmology*, v.75, p. 667-670, 1991.
47. SPERB, L. C. M. ; NEVES, Ana Christina Claro ; RODE, Sigmar de Mello . Considerações sobre prótese ocular.. *Revista Gaúcha de Odontologia*, Porto Alegre, v. 49, n. 4, p. 202-204, 2001.
48. SYKES,L. M. Custom made ocular prostheses: A clinical report **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.75, n. 1, p. 1-3, jan 1996.
49. TAICHER, S., STEINBERG, H. M. TUBIANA, I. SELA, M. Modified stock-eye ocular prosthesis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.54, n. 1, p. 95-98, jul 1985.
50. TAVARES A.C.S.; GALATI, A.; SANTOS, M.I.M.; RODE, S.M. Prótese ocular individualizada – Competência do cirurgião-dentista – Relato de caso Clínico **Revista brasileira de prótese clínica e laboratorial**, v. 3, n. 13, p. 247-252, mai/jun 2001.
51. UEDA, C.; MODAFFORE, P.M. Moldagens com alginato – tratamento de superfície e uso racional da cuba umidificadora. **Revista brasileira de prótese clínica e laboratorial**, v. 3, n. 16, p. 511-518, nov/dez 2001
52. WELDEN, R.B.; NIIRANEN, J.V. Ocular prosthesis, **J Prosthet Dent**, v.6 n.2 p 272-278, mar 1956
53. ZANATTA, E.C., SERAIDARIAN, P.I., RODE, S.M. Modificação em seringa plástica para moldagem em prótese bucomaxilofacial. *Revista Brasileira de Odontologia*, v.50, n.6, p.25-27, nov/dez 1993.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)