

WILSON GALVÃO NARESSI



**CONCEPÇÃO MORFOLÓGICA DE FÓRCEPS,
PARA INTERVENÇÃO NO PACIENTE EM
POSIÇÃO SUPINA E O OPERADOR
SENTADO**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de São José dos Campos, da Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Livre-Docente em Economia Profissional.

SÃO JOSÉ DOS CAMPOS
1997

NARESSI, Wilson Galvão

Concepção morfológica de fórceps, para intervenção no paciente em posição supina e o operador sentado / Wilson Galvão Naressi. São José dos Campos, 1997.

169 p.

Tese (Livre-Docência) - Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos - Universidade Estadual Paulista.

1. Engenharia humana - Odontologia. 2. Posturas de trabalho - Odontologia. 3. Desenho de equipamento - Odontologia. 4. Instrumentos dentários.

À Suely, querida esposa,
cujas força de incentivo e entusiasmo de colaboração,
tornaram possível a realização deste trabalho;

Aos nossos filhos, razão de tudo,
Paulo Eduardo, Fernando Augusto e Ana Luísa,
pela compreensão nos momentos em que, mesmo
presente, eu estava abstraído;

Aos meus pais, "in memoriam",
modelos de honradez, qualidade esta que,
entre outras, procurei seguir seus passos;

Às minhas irmãs, pelo intenso sentido de família,

dedico este trabalho.

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia do Câmpus de São José dos Campos, da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", nas expressivas personalidades dos Professores Doutores José Eduardo Junho de Araújo (Diretor) e Franklin Edgard de Moura Campos (Vice-Diretor), tenho-os em grande apreço;

Ao Professor Doutor Orlando Campos, meu caro mestre, pela confiança em mim depositada ao permitir-me ingressar na carreira universitária, muito me honra e envaidece ter sido seu discípulo;

Aos colegas do Departamento de Odontologia Social, por relevarem meus momentos de instabilidade de humores tão naturais nas fases de elaboração de um trabalho deste porte;

À Fábio de Angelis Porto, "in memoriam", admirável amigo, por sua impressionante capacidade de trabalho e que, com opiniões pertinentes e esclarecedoras, norteou meu caminho na Ergonomia;

Ao Professor Doutor Ernesto Pilotto Gomes de Medeiros, com sua dinâmica de trabalho e a força de seu pensamento, constituiu um exemplo;

Ao Tenente Coronel Engenheiro e Professor MSc Marco Antonio Couto do Nascimento, amigo e Diretor do IEAv (Instituto de Estudos Avançados/ITA /CTA), pela solicitude com que me abriu as portas dessa conceituada entidade, para que eu utilizasse incondicionalmente todos os recursos na elaboração deste trabalho, meu muitíssimo obrigado;

Ao Engenheiro Carlo Alessandro Zanetti Pece, MSc e PhD Researcher, parceiro nesta trilha de investigação científica, para onde confluíram nossos objetivos comuns de Bioengenharia, o meu perene reconhecimento;

Ao Tenente Coronel Glenn Peach, Chefe da Divisão do SuteC (Suporte Técnico) do IEAv, pela gentileza com que atendeu à nossa solicitação;

Aos Engenheiros Davi Neves e André Luis Moreira de Carvalho, bem como aos Técnicos Antonio Garcia Ramos, Manuel Luiz Pereira e 1º Sargento Paulo César, os quais, com sua presteza ímpar, viabilizaram a construção do instrumento cirúrgico ora em análise, admiro-os como grandes profissionais;

Ao Professor Doutor José Furlani, da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, Departamento de Anatomia, pela aplicação dos testes de eletromiografia, meu respeito e gratidão;

Às Empresas Embraer (Empresa Brasileira de Aeronáutica) e Metalinox, e aos Institutos INPE (Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais), IPT (Instituto de Pesquisas Tecnológicas) e IFI (Instituto de Fomentos Industriais), por sua valiosa contribuição técnica dirigida a esta pesquisa;

Às Bibliotecárias Leila Novaes e Ângela de Brito Bellini, pela gentileza com que colaboraram na elaboração deste trabalho;

Temeroso da omissão de outros nomes igualmente importantes, à todos que, direta ou indiretamente colaboraram na consecução deste trabalho, o meu

profundo agradecimento.

"Dai-nos forças, Senhor, para mudar tudo o que
possa e deva ser mudado;
Dai-nos resignação para aceitar o que não
possa ser mudado;
E dai-nos sabedoria para discernir uma coisa
da outra."

Alm. Hart

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	8
LISTA DE QUADROS.....	11
1 INTRODUÇÃO.....	12
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	19
3 PROPOSIÇÃO.....	46
4 MATERIAL E MÉTODO.....	47
5 RESULTADO E DISCUSSÃO.....	115
6 CONCLUSÃO.....	132
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	140
APÊNDICE 1.....	163
APÊNDICE 2.....	165
RESUMO.....	166
<i>ABSTRACT</i>	168

Lista de Figuras

Figura 1	Exodontia de molar inferior direito, na técnica convencional, tentando trabalhar sentado: evidencia-se abdução do braço do operador e acentuado desvio ulnar.....	42
Figura 2	Exodontia de molar inferior direito: variação da empunhadura do instrumento. Operador sentado.....	43
Figura 3	Exodontia na sistemática convencional: operador em pé, paciente sentado.....	49
Figura 4	Exodontia na técnica convencional: detalhe da postura da mão, com acentuado desvio ulnar..	50
Figura 5	Operador sinistro, sentado, utilizando fórceps convencional em paciente na posição supina. Acentuada abdução do braço e desvio ulnar da mão.....	51

Figura 6	Detalhe de apreensão de molar inferior, mostrando aproximação frontal e a pega nas extremidades dos dedos.....	52
Figura 7	Apreensão frontal, mostrando desvio ulnar e palmar da mão do operador.....	53
Figura 8	Exodontia na técnica convencional: posição da mão obstruindo a iluminação.....	54
Figura 9	Postura natural da mão.....	59
Figura 10	Cinética do braço do operador.....	61
Figura 11	Posição ergonômica de trabalho: operador sentado e paciente em posição supina (vista lateral).....	63
Figura 12	Posição ergonômica de trabalho: operador sentado e paciente em posição supina (vista superior).....	64
Figura 13	Elementos constituintes do Ergofórceps (EF).....	68
Figura 14	Detalhe do modelo geométrico do EF: morfologia inicial.....	78
Figura 15	Detalhe do modelo estrutural do EF.....	93

Figura 16	Detalhe do modelo e resultados da análise estrutural do EF.....	94
Figura 17	Protótipo do modelo do EF.....	104
Figura 18	Ergofórceps (EF): concepção morfológica final	112
Figura 19	Detalhe de apreensão de molar inferior com o EF (vista ântero-superior).....	113
Figura 20	Detalhe de apreensão de molar inferior com o EF, evidenciando correta postura natural da mão.....	114
Figura 21	Teste de apreensão para o fórceps convencional.....	116
Figura 22	Teste de apreensão para o EF.....	117
Figura 23	Simulador utilizado na fase experimental do EF.....	119
Figura 24	Operador intervindo com o EF.....	130

Lista de Quadros

Quadro 1	Diagnóstico ergonômico do sistema homem-máquina.....	57
Quadro 2	Temperaturas de tratamentos térmicos (°C) para o aço AISI 420.....	91
Quadro 3	Sistemática convencional.....	126
Quadro 4	Sistemática proposta.....	126
Quadro 5	Aspectos comparativos posturais.....	131

1 INTRODUÇÃO

Desde o despontar da História, o homem vem lutando para aliviar o fardo de seus esforços diários; considerada a longa extensão do percurso feito, seu progresso tem sido constante e seguro (Lehrer⁸²).

Atualmente observa-se, cada vez mais, a importância da adaptação do trabalho ao homem, às suas características e restrições, valores e limitações. Busca-se tornar as tarefas menos penosas e, ao mesmo tempo, mais produtivas. O homem passa a ser encarado não mais como um complemento do complexo produção, mas sim como fator básico de seu acionamento (Verdussen¹⁴¹).

A Ergonomia compreende um conjunto de conhecimentos científicos relativos ao homem, que visa a melhor adaptação das situações de trabalho aos trabalhadores; sua prática fundamenta-se na análise da tarefa, que busca constituir o quadro-diagnóstico dos pontos críticos específicos àquele posto de trabalho (Barreira¹²).

Ao realizar determinado ato operatório, a maioria dos profissionais preocupa-se com o resultado final do trabalho, ou seja, com o que é feito. Poucos têm desenvolvido habilidades de se preocuparem como o trabalho está sendo realizado, ou seja, a autocrítica do comportamento pessoal na realização do ato operatório. O desenvolvimento dessas habilidades de auto correção implica o

conhecimento de técnicas que facilitem essa mudança comportamental.

A Odontologia, como profissão, teve um fantástico desenvolvimento em quase todos os seus diversos segmentos tecnocientíficos. No entanto, há casos de inadequação operador/equipamento/instrumental nesta área (Falcão⁴⁸, Falcão & McGrath⁴⁹).

Assim, defronta-se na atualidade com o desafio de inovar, buscando melhor aproveitamento de seus recursos. Isto se faria rápida e facilmente se fosse apenas questão de tecnologia. O problema, porém, é operar uma mudança de atitudes no profissional Cirurgião Dentista, quanto à sua forma de atuação nas diferentes atividades de um ato operatório, muitas vezes complexas e interdependentes (Bijella¹⁶, Lino⁸³). Consequentemente, o Cirurgião Dentista deve dispor, entre outros, de instrumentos que lhe permitam definir e coordenar o que deve ser feito para que possa atingir com sucesso o objetivo planejado.

Dentro da realidade atual da Odontologia brasileira, há necessidade de aplicação dos conhecimentos das ciências de racionalização do trabalho (Ergonomia), com os quais o Cirurgião Dentista ainda tem pouca familiaridade.

A adequação operador/equipamento/instrumental frequentemente não é observada no ato operatório, assumindo o profissional posturas inadequadas de trabalho. Consequentemente, na execução da tarefa haverá uma somatória de microtraumatismos que poderão originar as tecnopatias odontológicas (Djerassi⁴³, Figg⁵³, Fransson & Winkel⁵⁶, Milerad⁹⁶, Toledo¹³⁸).

A Ergonomia, ciência que trata das interações dos diferentes elementos humanos e materiais, procura definir: a divisão de tarefas entre operadores, instrumentos e equipamento; as condições de funcionamento ótimo desse conjunto de elementos e a carga de trabalho para cada operador (Grandjean⁶⁰, Laville⁸¹, Wisner¹⁵⁰).

Definida por Wely¹⁴⁷ como a "aplicação das ciências biológicas em conjunto com as ciências mecânicas para conseguir a melhor adaptação mútua do homem ao seu trabalho, visando a melhor eficiência e prosperidade humana", a Ergonomia tem vasta aplicação em todos os ramos da atividade profissional.

Especificamente em relação à Odontologia, isto é de extrema importância, uma vez que o exercício profissional obriga a um trabalho físico que exige uma adequação a mais perfeita em relação ao equipamento, sem a qual decorrerão graves prejuízos, quer sob o ponto de vista de alterações da saúde, quer o econômico.

O equacionamento adequado do equipamento à comodidade do trabalho foi salientado por Figg⁵³ que, em investigação realizada entre cirurgiões-dentistas, encontrou alterações, exemplificadas por dores costais, modificações posturais e outras decorrências de condições inadequadas para perfeita execução do trabalho, tais como o trabalho em pé, com o paciente sentado.

Até há poucas décadas, os equipamentos odontológicos eram concebidos para o trabalho em pé, com o profissional à frente, estando o paciente sentado (Smith¹³¹). Esta postura de trabalho em pé obriga à flexão com rotação e inclinação da coluna vertebral, determinando o desequilíbrio pélvico, escoliose compensadora e discartrose (Toledo¹³⁸).

A partir dessa concepção, os instrumentos eram projetados para a execução da tarefa naquela posição de trabalho.

Contudo, com a evolução da Ergonomia na concepção do equipamento, ocorreu a mudança da posição de trabalho; o profissional passa a realizar suas ações na posição sentada correta, e o paciente na posição supina, permitindo a visualização direta do quadrante a receber a intervenção (Cooper³⁸, Figlioli⁵⁴, Medeiros⁹³).

Anderson⁵ relata que os aprimoramentos introduzidos permitem ao profissional trabalhar confortavelmente sentado, podendo assumir postura ideal com melhor aproximação do campo de trabalho. Robinson¹¹⁹ afirma que o profissional deve manter a postura ereta do tronco, mantendo as mãos e os olhos no campo de intervenção, e que a distância entre a boca do paciente adequadamente posicionado e os olhos do profissional deverá ser de 36 a 41 cm.

A execução de uma tarefa deve ocorrer em condição de saúde, conforto funcional e eficiência (Wely¹⁴⁷).

A análise do trabalho sentado é feita por Nixon¹⁰⁴, o qual afirma que a coxa deve estar paralela ao solo, ou seja, deve haver um ângulo de 90° entre o fêmur e o conjunto tíbia-fíbula. Com isso, o peso corporal estará devidamente distribuído entre a região sacral, porção póstero-inferior do fêmur e as tuberosidades isquiáticas, e a porção plantar dos pés. Entre nós, a média de altura do assento do mocho varia de 39cm (profissional com aproximadamente 1,50m de altura) a 45 cm (profissional com aproximadamente 1,80cm).

Sobre a posição sentada de repouso, Knoplich⁷⁷ relata que o corpo se apoia em 50% do seu peso no quadrângulo formado pelas tuberosidades isquiais, 34% pela região posterior da coxa e 16% pela planta dos pés.

Para que o profissional possa trabalhar nessa situação de conforto funcional, é necessário que a cadeira clínica permita um plano médio de trabalho na posição horizontal de aproximadamente 86cm, e que 98,6% dos profissionais dentistas poderão trabalhar numa faixa de 5cm aproximadamente. A presença de um apoio de cabeça com adequado ajuste vertical, para a intervenção com visualização direta de maxila e mandíbula, vem completar as características ideais de uma cadeira clínica concebida ergonomicamente (Torres & Ehrlich¹³⁹, Weinert¹⁴⁶, WHO¹⁵²).

A posição supina é aquela em que o paciente está em decúbito dorsal, com a cabeça e os joelhos estando no mesmo nível. É a posição de descanso natural máximo, oferecendo maior superfície de contato do corpo, aumentando o índice de relaxamento, diminuindo a tensão e, com isto, dificultando movimento repentino do paciente (Arita et al.⁸).

Nessa posição, o istmo das fauces fica fisiologicamente obliterado pois a musculatura supra-hioidéia e a ação da gravidade tracionam a base da língua para baixo, promovendo esta obliteração. Com isso, fica extremamente dificultada a deglutição, o que representa um fator de segurança contra o perigo de deglutir ou aspirar corpos estranhos. Deve-se ainda lembrar que na posição horizontal há a equalização da circulação sanguínea, ou seja, todo segmento do corpo mantém a mesma hemodinâmica; do ponto de

vista da irrigação cerebral, isto é muito importante, pois previne a pré-lipotímia ou mesmo a lipotímia.

Apesar de contarmos com todo o recurso do equipamento para intervenções em postura correta, alguns atos profissionais ainda são realizados em postura incorreta, pois o instrumental não permite o posicionamento adequado do operador. Um clássico exemplo é a cirurgia exodôntica mediante uso de fórceps, cuja concepção destina-se ao trabalho em pé, obrigando o operador a assumir posições inadequadas do ponto de vista ergonômico.

A maioria dos cirurgiões-dentistas ainda não está devidamente conscientizada da necessidade de observar as medidas adequadas para proteção contra o cansaço e as doenças originadas pela prática odontológica inadequada (Djerassi⁴³, Willee¹⁴⁸).

Há estreita relação entre os movimentos realizados e a duração do ato operatório; assim, o ajuste dos movimentos é fundamental no desenvolvimento de melhores métodos de trabalho.

Mais atenção, portanto, deve ser dispensada à integração da Ergonomia ao projeto de produto. Dessa forma, instrumentos e suas sistemáticas de utilização, que forem concebidos levando em consideração as necessidades e limitações humanas, estarão, certamente, melhor adaptados às suas finalidades (Bullinger & Schmauder²⁴).

Pelo menos quatro séculos separam os modernos estudos ergonômicos das pesquisas sobre anatomia, realizadas por Leonardo da Vinci. Fascinado pela perfeição do corpo humano, da Vinci tentava captar a harmonia de proporções e movimentos para transmiti-la em suas obras. A Ergonomia, com o auxílio da antro-

pometria, fisiologia, engenharia e psicologia, busca outro tipo de perfeição: o completo entrosamento entre o homem e seus instrumentos de trabalho (Mendes⁹⁴).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Aspectos ergonômicos relacionados à prática odontológica

Discutindo os princípios que norteiam o esforço produtivo máximo com o mínimo de fadiga resultante, Barnes¹¹ e Corlett³⁹ definem os movimentos relacionados com o uso do corpo humano: "1) ambas as mãos devem iniciar e terminar seus movimentos no mesmo instante; 2) ambas as mãos não devem permanecer inativas simultaneamente, com exceção aos períodos de descanso; 3) os movimentos dos braços devem ser executados, simultaneamente, em direções opostas e simétricas; 4) utiliza-se o movimento manual de menor classificação e com o qual executa-se satisfatoriamente o trabalho."

A classificação geral da cinética da mão compreende os movimentos de: 1º) dedos; 2º) dedos e punho; 3º) dedos, punho e antebraço; 4º) dedos, punho, antebraço e braço; 5º) dedos, punho, antebraço, braço e ombro, movimento este implicando mudança de postura.

É clássico afirmar-se que, em Odontologia, o movimento ideal é aquele contido até ao nº 3, ou seja, aquele em que o profissional realiza suas tarefas (alcança, move, posiciona, gira, aplica pressão, apreende e descarta instrumentos) mantendo os coto-

velos o mais próximo possível do tronco, isto é, que o instrumental e material estejam dentro do chamado "espaço ideal de apreensão".

O movimento nº 4 é realizado dentro do chamado "espaço máximo de apreensão", ou seja, exigindo extensão de todo o braço; isto envolve um número adicional de músculos, o que propicia o desencadeamento precoce do processo de fadiga; a repetir-se com frequência, passa a ser francamente agressivo, propiciando os episódios de artrite e, posteriormente, eventual artrose escápulo-umeral.

Knoplich⁷⁷, Maynard⁹⁰ e Vink¹⁴³ destacam a especial atenção que deve ser dispensada à coluna vertebral: durante o ato operatório, os movimentos de lateralidade devem ser reduzidos e os de torção, abolidos.

Desde a utilização adequada de pessoal auxiliar até a racionalização de técnicas de um lado, e o ajuste às limitações fisiológicas do corpo relativamente aos movimentos dele requeridos, devem estar presentes no planejamento do ato operatório (Medeiros⁹³).

Para que isto ocorra, algumas condições precisam estar presentes:

2.1.1 equipamento adequado, onde os princípios ergonômicos tenham sido observados na concepção da cadeira (Anderson⁵, Medeiros⁹³, Smith¹³²); do mocho (Kilpatrick⁷², Medeiros⁹³, Nixon¹⁰⁴); das pontas de trabalho (Anderson⁵, Anneroth⁶, Lino⁸³);

do refletor (Buchs²³, Miller⁹⁷, Naressi¹⁰², Viohl¹⁴⁴); da mesa auxiliar e armários-estoque (Kloehn⁷⁶, Pettit¹¹³, Rocha¹²⁰, Sinnett¹³⁰);

2.1.2 distribuição racional do equipamento e do instrumental nas áreas de ação do profissional e auxiliar (Anderson⁵, Barnes¹¹, Green & Lynam⁶³, Hilger⁶⁸, Kunimoto⁷⁸, Lehrer⁸², Marquart^{88, 89}, Mundell¹⁰⁰, Norris¹⁰⁵, Porto¹¹⁵, Thompson¹³⁷);

2.1.3 posturas ergonômicas de trabalho (Aaras¹, Alexander³, Anderson⁵, Assaf¹⁰, Bretten²², Carvalho²⁸, Djerassi⁴³, Erb⁴⁷, Ferguson⁵¹, Figg⁵³, Figlioli⁵⁴, Fransson & Winkel⁵⁶, Gaio & Bernardes⁵⁸, Green & Brown⁶¹, Hardage et al.⁶⁵, Kilpatrick⁷², Kimmel & Walker⁷⁴, Langley & Cheraskin⁸⁰, Laville⁸¹, Marquart⁸⁸, Milead⁹⁶, Nagle¹⁰¹, Porto¹¹⁶, Schon¹²⁴, Schuldt¹²⁵, Tarasoff¹³⁶, Toledo¹³⁸, Willee¹⁴⁸, Wisner¹⁵⁰);

2.1.4 manejo adequado de pessoal auxiliar (Anderson⁵, Brauer & Richardson²¹, Castaldi³⁰, Davis Jr.⁴¹, Ehrlich & Ehrlich⁴⁶, Froelich⁵⁷, Gift⁵⁹, Green & Kohn⁶², Grenkow⁶⁴, Kennedy⁷¹, Kilpatrick⁷³, Klein⁷⁵, Lotzkar⁸⁶, Medeiros⁹³, Porto¹¹⁷, Rosielo¹²¹, Viégas¹⁴²);

2.1.5 utilização eficiente de pessoal auxiliar na função instrumentadora e em funções expandidas (Barros¹³, Castano & Alden³¹, Castro³², Domer⁴⁴, Figlioli⁵⁵, Kilpatrick⁷³, Lotzkar⁸⁶, Naressi &

Naressi¹⁰³, Overstreet¹⁰⁷, Pelton¹⁰⁹, Peterson¹¹², Porto¹¹⁷, Robinson¹¹⁹, Schon¹²⁴, Thompson¹³⁷, Wolfson¹⁵¹).

Wisner¹⁵⁰ afirma que os critérios de melhora estão ligados a cada um dos aspectos negativos da situação de trabalho; assim, a redução da nocividade ou dos aspectos penosos de um componente de trabalho é sempre desejável, mesmo que pareça menor ao observador externo.

2.2 Aspectos de evolução dos fórceps

Parece ser evidente que o primeiro fórceps que o homem teve a seu alcance foi aquele que cada um de nós possui, quase que instintivamente, em sua própria mão, justapondo polegar e indicador. Assim, as extrações mais remotas foram realizadas digitalmente (Bobbio¹⁸).

Na China, durante séculos afora, não foi conhecido outro instrumento avulsionador a não serem os dedos. Doré⁴⁵ narra que todos os dentes eram "extraídos pelo polegar e indicador da mão direita ou esquerda, conforme o lado do maxilar" Praticava-se na oficina de um carpinteiro; durante cinco a seis anos, horas ao dia, avulsionavam-se somente com os dedos, cunhas de madeira progressivamente mais duras, cravadas a golpes de malho em tábuas grossas e resistentes. Ao final do "curso" passava-se para as cunhas de ferro, levemente salientes da tábua. Somente então o "dentista" podia julgar-se habilitado (Weinberger¹⁴⁵).

A simples reprodução do aspecto e da ação dos dedos em presa permitiu, no metal, o protótipo da pinça elementar, há cerca de 2750 a.C. na Babilônia. Devido a seu aspecto frágil, de pouca robustez, talvez fosse usada apenas para extrair dentes já luxados, com grande mobilidade (Boleo¹⁹). O paciente era deitado ao chão, em decúbito dorsal, e o operador ficava de joelhos.

Com o advento dos metais dotou-se o homem do ferro destinado a tornar-se soberano. Não mais uma frágil pinça, mas uma tenaz constituída sempre de um par de alavancas cruzadas, articuladas e com diferente esquema cinético. Esta tenaz destinava-se a segurar o metal incandescente sobre a bigorna, para permitir a ação do martelo. Denominava-se "*puragra*" (pur=fogo e agra=agarrar). O equivalente latino era "*fôrceps*" (reduzido de "*formiceps*" formis= quente e capio=pego). Conclue-se que a "*pinça de fogo*", da idade do bronze, deve ter sido o primeiro instrumento utilizado para a extração dentária (Bobbio¹⁸).

No Egito, já em 2.500 a.C. faziam-se extrações; os fórceps apresentavam exata proporção entre as garras e o cabo.

Na Índia, Sushruta (600 a.C.) cita 121 instrumentos cirúrgicos e, entre estes são ilustradas duas tenazes, das quais uma dental. Este fórceps apresenta garras bífidas nas extremidades (Bobbio¹⁸).

O primeiro fórceps grego de que se tem conhecimento é o "*odontaggon*", referido por Erasítrato.

O clássico instrumento grego para a extração foi o "*odontagra*" (odont= dente e agra= agarrar), denominação dada por Hipócrates (460-355 a.C.).

Aristóteles (384-322 a.C.) descreve um fórceps formado por duas alavancas juntas (Cardoso²⁷).

Os romanos introduziram o primeiro fórceps para raízes, a "*rizagra*", no início do século I D.C.

Com Avicena (980-1037) e Albucassis (916-1012), a civilização árabe elevou a profissão cirúrgica a alturas sem precedentes. Albucassis "recomenda destacar toda a gengiva ao redor do dente a ser extraído, seguindo-se a luxação com um fórceps pequeno. Com o paciente sentado no chão, segurando-lhe firmemente a cabeça entre os joelhos, o operador, em pé, extraia o dente com um fórceps bem forte, e com tração reta". Achava-se que os dentes estavam "fixados nos maxilares como um cravo na madeira"; porisso, o raciocínio obrigava o operador a adotar essa posição e esse movimento. Explica ainda que "os instrumentos devem ser de bom ferro indiano e as garras apresentar, na face interna, uma serrilha como lima". Para a remoção das raízes e fragmentos ósseos aponta mais um fórceps peculiar, cujas garras "devem assemelhar-se ao bico da ave que se chama cegonha" (Bobbio¹⁸, Sfasciotti¹²⁷).

Cabe a Albucassis o grande mérito de ter idealizado uma técnica correta (sindesmotomia, luxação e avulsão) e de ter aperfeiçoado as hastes do cabo, que, recurvadas externamente, facilitam a presa e evitam o deslizamento.

No século XV surge na Itália um instrumento de avulsão, o "*pelicano*"; no século XVI surge outro, o "*levriero*". São instrumentos diferentes no aspecto e na cinética, pois descobriu-se que o dente era mais facilmente extraído por luxação do que por tração, segundo seu eixo principal (Boleo¹⁹).

Os séculos XVI a XVIII caracterizam-se, de um lado, por tentativas de aperfeiçoamento dos fórceps e, de outro, na busca de diferentes meios avulsionadores.

Um instrumento surgido por volta de 1700 foi a "*chave inglesa*" ou "*chave de Garengot*", cuja morfologia e cinética foram uma derivação do "*levriero*".

Nesta época surgiram Pierre Fauchard, que idealizou quatro fórceps de extraordinária originalidade e perfeição, e Antonio Campani, que idealizou oito protótipos bem diferenciados em suas indicações. Um deles corresponde ao atual "*fórceps à baioneta*" (Casotti²⁹).

O século XIX traz, na sua esteira, dois nomes que se projetarão notavelmente na Odontologia: o americano Cyrus Fay e o inglês John Tomes. Ambos idealizaram, quase simultaneamente, os fórceps anatômicos, isto é, "uma série de instrumentos escrupulosamente apropriados às exigências anatômicas das diferentes classes de dentes" (Fay⁵⁰). Assim sendo, os fórceps adaptavam-se perfeitamente ao colo dos dentes, acompanhando com uma curvatura das garras a convexidade das porções coronárias (Cohen³⁶, Moskow⁹⁹). Apesar da enorme repercussão desses fatos, constata-se que esses fórceps foram projetados para o trabalho em pé, com

o paciente sentado. Reconhece-se, no entanto, que Fay foi o inventor do fórceps anatômico e Tomes foi seu aperfeiçoador e divulgador (Coombs³⁷).

A primeira alteração introduzida na morfologia dos fórceps, já em meados do século XX (1956), ocorreu na Austrália. É o "*bico de águia*", instrumento para molares inferiores e superiores, cuja forma é uma variação do fórceps "*chifre de boi*", com a abertura no sentido sagital; estando as garras defasadas de 90º do longo eixo do instrumento e devido à sua morfologia ponteaguda, a porção sobre a superfície do dente fica aumentada. É interessante observar que a abertura desse instrumento ocorre em seu plano sagital (Coombs³⁷).

Uma década depois (1967-1974), Heimann^{66,67} idealiza um conjunto de fórceps para dentes inferiores, os de "*trava deslizante*", cuja cinética é revolucionária: a aproximação das garras ocorre por movimentação axial (aproximação do instrumento pela lateral da boca, ao invés de frontal), determinando apreensão mais equilibrada em uma porção maior de superfície do dente e menor volume de instrumento inserido na boca do paciente, o que facilita a visualização. Outro ponto importante é que o mecanismo trava no momento da apreensão, passando o profissional a realizar apenas a luxação e diminuindo, conseqüentemente, seu esforço.

Nessa mesma época surge o fórceps "*rongeur*", idealizado para remover dentes inseridos em placa óssea densa na superfície vestibular, situação que dificulta enormemente a extração com o fórceps convencional isoladamente, demandando o uso de cinzel

e martelo. Esse fórceps apresenta a garra vestibular alguns milímetros mais longa que a lingual, o que permite, na apreensão, destacar a porção óssea, possibilitando a apreensão correta, permitindo a extração com pequeno esforço (Corriero⁴⁰).

Lomax⁸⁴ descreve uma técnica para exodontia, que pode ser aplicada em cirurgias planejadas para o trabalho sentado e o paciente em posição supina, porém, cuja utilização obriga o desvio ulnar da mão. Pece¹⁰⁸ e Naressi* descrevem uma concepção ergonômica de fórceps, cujo paradigma de empunhadura foi totalmente modificado, permitindo o trabalho sem desvio ulnar da mão. Excetuando-se estes, há uma enorme carência, em nosso meio, de dados objetivos que possam auxiliar o profissional na execução de tais atos operatórios na referida posição de trabalho. É inegável a contribuição que todos esses fórceps, ao longo de sua evolução, trouxeram à cirurgia. No entanto, com exceção do referido trabalho de Pece¹⁰⁸, o paradigma de sua empunhadura, que em todos obriga o desvio ulnar da mão, manteve-se intocado durante todos esses séculos e contraria os princípios ergonômicos de projeto de instrumentos manuais (Biddle¹⁵, Chaffin & Andersson³⁴, Pheasant¹¹⁴, Putz-Anderson¹¹⁸); além disso, a maioria quase absoluta sempre foi projetada para o trabalho em pé, com o paciente sentado, cuja execução demanda posturas que acarretam microtraumatismos, os quais, por sua vez, quando

* - PECE, C.A.Z. Concepção ergonômica e avaliação de um fórceps odontológico e de sua sistemática de utilização. (Orientado por NARESSI, W.G.)

somados, podem originar tecnopatias (Djerassi⁴³, Figg⁵³, Fransson⁵⁶, Knoplich⁷⁷, Milerad⁹⁶, Toledo¹³⁸).

2.3 Aspectos biomecânicos para a concepção do trabalho manual

Chaffin & Andersson³⁴ afirmam que:

"Apesar do conceito geral de que somente esforços próximos ao limite físico ocasionam lesões músculo-esqueléticas, tem sido demonstrado que os riscos são igualmente grandes quando os esforços são exercidos de forma frequente ou sustentada, especialmente em posturas não ergonômicas."

Torna-se assim imperiosa a consideração de fatores biomecânicos no projeto de espaços de trabalho, ferramentas/máquinas e sistemáticas de realização da tarefa em questão para evitar-se o trauma.

Sabe-se que a força muscular é bastante limitada em certas posturas e qualquer esforço exercido nestas condições irá requerer que os músculos trabalhem próximos ao limite de sua capacidade, produzindo altas taxas de fadiga, onde os riscos de lesões crescem muito quando os esforços exigidos são próximos dos máximos voluntários.

No músculo, o processo de fadiga desenvolve-se com o aparecimento de dor aguda e danos no tecido causados por insuficiência nutricional dos tendões e articulações. Músculos não

podem sustentar contrações isométricas que ultrapassem de 15 a 20% de sua capacidade máxima sem desenvolverem fadiga. Portanto, atividades que favoreçam aparecimento de grande repetição ou esforço continuamente sustentado podem ocasionar dor crônica, inflamação e, por fim, degeneração de tecidos que pode levar à desabilitação funcional do membro. Exemplo típico desta situação é o chamado "síndrome do túnel carpal" (Bwehrenberg²⁵, Lopes & Villanacci⁸⁵).

Assim, fica evidente que o projeto de uma tarefa manual que envolva grande frequência ou sustentação de esforço muscular deve priorizar a diminuição das cargas externas requeridas em sua execução e evitar as posições não naturais. Esforços estáticos, mesmo que exercidos por poucos segundos, devem limitar-se a valores inferiores a 20% da capacidade muscular máxima para aquela atividade, ou "longos" períodos de descanso serão demandados (20-50 vezes o do período de contração).

Por fim, deve-se evidenciar a importância das posturas requeridas na execução da tarefa: as inadequadas (não naturais), geralmente motivadas por incompatibilidade das dimensões do espaço de trabalho/máquina/ferramenta com a antropometria individual do operador, frequentemente geram cargas musculares associadas ao processo de fadiga. Assim, torna-se importante para a concepção do trabalho a recomendação de que os espaços/máquinas/ferramentas permitam ajustabilidade à variabilidade antropométrica da população usuária.

2.4 Aspectos biomecânicos e ergonômicos na concepção de instrumentos manuais de ação cruzada

Acredita-se que a redução das tensões biomecânicas sobre as mãos, braços e ombros do trabalhador, através da adoção de ferramentas e estratégias de trabalho adequadas, possa incrementar a produtividade e qualidade. Isto fica claro diante do fato de que muitos fatores de risco ocupacional estão diretamente relacionados com a morfologia e o método de emprego dos instrumentos (Chaffin & Andersson³⁴). São comuns índices altos de incidência dos efeitos das lesões por traumas cumulativos em trabalhos que envolvem o uso repetitivo de instrumentos manuais, especialmente na indústria, aumentando o absenteísmo, diminuindo a qualidade e a produtividade (Sanders & McCormick¹²³).

Instrumentos manuais aumentam a capacidade de produção humana, estendendo e ampliando as habilidades manipulativas do trabalhador. Essa idéia mostra a importância da seleção e adaptação cuidadosas desses instrumentos, o que, entre outras implicações, relaciona-se com a diminuição do risco de lesões por traumas cumulativos (Putz-Anderson¹¹⁸). Esse tipo de lesão, bastante comum, é resultado de certos tipos de esforços realizados de forma frequente e em posições inadequadas, causando deterioração da capacidade funcional e dor, o que gera, por sua vez, o chamado "trauma cumulativo" sobre o sistema músculo-esquelético da extremidade superior e, em particular, sobre os tecidos da mão e punho (Chaffin & Andersson³⁴).

A "ferramenta certa" não é aquela que simplesmente é eficaz para a tarefa em questão, mas que também é julgada correta pelo usuário em termos de balanço, peso, forma, vantagem mecânica, sensibilidade ao contato e modo de utilização, diminuindo, portanto, o desenvolvimento do processo de fadiga e tensão física acumulada ao longo do dia de trabalho. Felizmente esses dois critérios podem ser compatibilizados mediante aplicação de princípios ergonômicos, fundamentados em evitar altas forças de contato e carregamento estático, posições extremas ou inadequadas das articulações, ação repetitiva dos dedos e vibrações (Putz-Anderson¹¹⁹).

Nessa circunstância, torna-se importante caracterizar um instrumento manual tipo fórceps como sendo um instrumento projetado para ser empunhado, dotado de hastes articuladas mediante um pino, possuindo baixo peso (150-250g.), cuja força é obtida diretamente do esforço muscular de apreensão da mão, não implicando vibrações ao usuário e utilizado com luva tipo cirúrgica.

Do exposto, evidencia-se que a forma e dimensões de um instrumento manual, assim como sua estratégia de utilização, têm grande influência no desempenho individual do operador e nas cargas biomecânicas resultantes sobre o membro superior.

Ao longo de muitos estudos centrados nos fundamentos ergonômicos, foram desenvolvidas linhas gerais de projeto para concepção de instrumentos manuais, das quais são aplicáveis as seguintes para o caso dos fórceps (Bwehrenberg²⁵, Chaffin & An-

dersson³⁴, Iida⁷⁰, Mac Gregor⁸⁷, Pheasant¹¹⁴, Putz-Anderson¹¹⁸, Sanders & McCormick¹²³):

a) empunhaduras devem ser consideradas como elementos fundamentais: uma empunhadura devidamente elaborada deve isolar a mão do contato com a superfície do instrumento, permitir seu controle e estabilidade e servir de incremento da vantagem mecânica, enquanto reduzindo o esforço requerido e permitindo a participação de todos os dedos no ato de empunhar. Desde que o propósito de uma empunhadura é facilitar a transmissão de força do sistema músculo-esquelético do usuário para o objeto apreendido, torna-se importante ressaltar que forças são mais eficientemente transmitidas quando a mão e a empunhadura interagem em compressão do que em fricção;

b) mínimo esforço muscular: uma vez que os músculos digitais são pequenos e relativamente fracos, deve-se ter cuidado especial no projeto para diminuição do esforço deles requerido, pois sua capacidade pode ser facilmente excedida;

c) manter o punho reto: a configuração da empunhadura do instrumento deve permitir a manutenção da posição neutra da mão (mão e antebraço alinhados), pois qualquer outra posição implica menor força de apreensão. Isto é particularmente importante em tarefas que envolvam rotações frequentes. São comuns esforços próximos da capacidade máxima no controle e aplicação de torques. A configuração

adequada da empunhadura do instrumento está intimamente ligada à tarefa em questão; caso não seja adequada, o usuário pode desviar-se ou fletir o punho, saindo de sua posição natural (posição neutra), o que força, dobra e aperta os tendões que passam pelo túnel carpal. Situações que exigem frequentes flexões da mão, especialmente desvio ulnar e/ou flexão palmar, estão diretamente relacionadas com tenossinovites e podem desenvolver a síndrome de túnel carpal (trauma causado por lesões no nervo mediano, que resultam na perda da sensibilidade, força de apreensão e até na atrofia muscular e desabilitação funcional da mão);

d) evitar a abdução do ombro: se o formato do instrumento implica desvio extremo do punho, geralmente o usuário irá elevar o braço para reduzir a tensão sobre o punho. Há uma ligação fisiológica entre as tensões biomecânicas do punho e a articulação do ombro. Uma pequena abdução, até cerca de 20°, a partir da vertical, não irá normalmente criar cargas excessivas sobre o ombro. No entanto, abduções maiores irão aumentar rapidamente os momentos agentes sobre a articulação. Segundo Chaffin & Andersson³⁴ e Sporrang et al.¹³³, se o ângulo de abdução situar-se em torno de 30°, o tempo necessário para atingir significativo nível de fadiga muscular é superior a três vezes quando a 60° e seis vezes quando a 90°;

e) manter o peso do instrumento baixo e balanceado: devido à frequência de uso, o peso de um instrumento manual

x/3/14



deve ser mantido baixo (ser facilmente manipulado com apenas uma das mãos) e seu centro de gravidade deve ser alinhado com o centro de empunhadura da mão (os músculos braquiais não devem ter que corrigir problemas de "balanceamento");

f) utilizar instrumentos com propósito específico: dificilmente modelos tradicionais de instrumentos são idealmente adaptáveis a uma tarefa em particular, mas em geral são fáceis de serem modificados. A regra é adaptar o instrumento à tarefa, ao invés do operador ter que se adaptar a uma ferramenta de uso geral. Se uma ocupação está causando lesões por traumas cumulativos, torna-se necessário o reprojeto de seus instrumentos, considerando não só a tarefa mas também o trabalhador;

g) os instrumentos devem ser passíveis de uso por ambas as mãos: instrumentos devem ser simétricos ou facilmente alteráveis para o uso tanto por destros quanto por sinistros. A maioria dos instrumentos é disponível apenas para destros, embora os sinistros perfaçam 9% da população mundial. Os instrumentos que não são adaptáveis criam dificuldades para os usuários sinistros e desencorajam o uso alternado com a mão não preferencial, o que muitas vezes poderia evitar posturas inadequadas ou mesmo permitir descanso da mão mediante revezamento;

h) manejo grosseiro versus manejo fino: empunhaduras concebidas para serem utilizadas com manejo grosseiro são

menos fatigantes, pois requerem menor percentagem do esforço máximo de apreensão para manter o controle do instrumento, permitindo gerar mais força. Para tarefas de grande precisão, os manejos finos são mais recomendados, mas de um modo geral devem ser evitados, especialmente em tarefas intensas e de longa duração (os músculos envolvidos no uso de manejos finos não são geralmente usados em posição de boa vantagem mecânica, o que acelera o processo de fadiga);

- i) forma correta de empunhadura: um desenho adequado da empunhadura tem grande influência no desempenho do instrumento. As tarefas que exigem transmissão de maiores forças demandam instrumentos mais robustos, onde a eliminação de ângulos vivos e a presença de apoios adequados são fatores muito importantes. A forma pode ser *geométrica* (permite maior variabilidade de apreensão, é menos prejudicada pelas diferenças antropométricas individuais, porém, concentra tensões em alguns pontos da mão e transmite menos força) e *antropomorfa* (apresenta maior superfície de contato, permitindo assim maior firmeza de apreensão, transmissão de maiores forças, concentração menor de tensões em comparação à forma geométrica, sendo mais fatigante em trabalhos prolongados e mais vantajosamente usada quando o trabalho é de curta duração);
- j) evitar apreensão antropomorfa com encaixes digitais: formas tipo pré-moldadas com sulcos ou encaixes para os

dedos, que tornem rígida demais a postura da mão do operador, devem ser cuidadosamente projetadas, pois o que pode ser confortável para uma pessoa de tamanho médio, pode ser extremamente desconfortável para o usuário pertencente aos percentuais extremos. Força é perdida quando os dedos são obrigados a trabalhar afastados, além do controle do instrumento ser prejudicado pela posição inadequada;

l) medidas adequadas de comprimento de empunhadura: o tamanho da empunhadura deve estar vinculado às medidas antropométricas da população usuária. Recomenda-se que não seja inferior a 100mm, pois a palma da mão média tem aproximadamente este valor. Se não houver razões de projeto que impeçam, é preferível um comprimento de 115-120mm, o qual confere certo grau de liberdade à apreensão. Empunhaduras pequenas não permitem que todos os dedos participem da apreensão, podendo também resultar na compressão da região central palmar, causando isquemia; esta região possui apenas uma fina camada de gordura, sob a qual passam tendões e importantes vasos sanguíneos e nervos. A área de contato entre a empunhadura e a mão deve ser ampla para permitir melhor distribuição das forças e deve ser dirigida para áreas menos sensíveis, tais como as regiões tenar e hipotenar;

m) medidas adequadas de espaço de empunhadura: o esforço de apreensão e a tensão resultante nos tendões variam

com o tamanho do objeto empunhado. Se a força de apreensão é aplicada através de segmentos distais dos dedos, como no caso de objetos muito largos, as forças resultantes nos tendões podem chegar a dobrar ou até triplicar o valor caso fosse aplicada através de segmentos mais próximos do corpo da mão. Reciprocamente, se o objeto for muito pequeno, os dedos não conseguem aplicar efetivamente o esforço, em parte porque seus músculos flexores ficam extremamente encurtados, perdendo a capacidade de contração. Assim, espaços de empunhadura grandes ou pequenos influenciam diretamente sobre a força de apreensão disponível. Recomenda-se uma distância máxima entre os cabos de 50-80mm, dependendo da população usuária, para garantir uma forte apreensão (Lacôte et al.⁷⁹, Spaulding¹³²)

n) presença de molas de abertura: em instrumentos tipo alicates e tesouras, a utilização de abertura automática, via mola, evita a utilização dos músculos de abertura da mão (músculos fracos) além de pressões sobre os tecidos delicados de suas faces superior e lateral;

o) cabos não porosos, não escorregadios, não condutivos: superfícies muito polidas devem ser evitadas. Materiais tipo borrachas ou plásticos evitam a absorção de substâncias químicas, são resistentes e não escorregadios, além de bons isolantes térmicos e elétricos. Borrachas compressíveis fornecem suficiente fricção para boa apreensão e são superiores a recartilhados no metal, além de não serem ásperas. A

perda de calor e consequente redução da temperatura manual por condução térmica através do contato com o instrumento é situação associada ao agravamento de lesões causadas por trauma cumulativo;

p) considerar diferenças inter-sexuais: mulheres perfazem aproximadamente 50% da população mundial. Além das diferenças antropométricas, elas possuem em média 2/3 da força de apreensão masculina. Com o crescente aumento do número de mulheres no mercado de trabalho, torna-se importante que os instrumentos assimilem essas diferenças.

2.5 Aspectos da cirurgia em Odontologia

A cirurgia em Odontologia, por se incluir entre as atividades do campo biológico, é um ato altamente dinâmico, onde são utilizadas diversas estratégias de intervenção com diferentes alternativas de instrumental. As variáveis envolvidas numa exodontia são em grande número e também interdependentes, quadro este que torna o "período de utilização" de um fórceps uma grandeza muito flexível.

As principais variáveis do ato de exodontia são:

- condições de implantação do dente;
- seu grau de destruição;
- saúde geral e bucal do paciente (presença/ausência de doença periodontal);
- habilidade do cirurgião-dentista.

Assim, algumas dessas variáveis determinam o tipo de exodontia a ser realizada:

- via alveolar - aquela em que o próprio alvéolo permite a remoção do dente sem a modificação da loja óssea;
- via extra-alveolar - quando é necessária a realização de corte na loja óssea para alívio da retenção e posterior remoção do dente.

No ato cirúrgico, uma das fases mais importantes é a luxação. "Luxar" um dente equivale a movimentá-lo lateralmente (não monorradicado) ou rotacioná-lo (monorradicado) (Ojala¹⁰⁶). Um dente só é realmente resistente durante os primeiros graus de variação angular de seu eixo original. A movimentação é ampliada até que o dente não ofereça mais resistência; isto geralmente ocorre quando seu eixo passa a atingir posições próximas dos 30º de variação angular. A estes níveis ocorre a avulsão por tração, pois o dente já perdeu completamente sua resistência.

Como se pode observar, a etapa limitante no ato cirúrgico é a luxação. Esta pode complicar-se devido a problemas como limitação de abertura de boca, espaço inter-oclusal reduzido ou posicionamento anormal dos dentes.

Na sistemática convencional mediante a utilização de fórceps, a cinética do ato cirúrgico é caracterizada por movimentos complexos e interligados de supinação/pronação do antebraço e adução/abdução do braço em flexão de ombro. A mão assume postura com forte desvio ulnar, o que causa grande incidência de

esforços nesta articulação, bem como diminui seu poder de apreensão (Spaulding¹³²).

A exodontia, convencionalmente, é interpretada como uma ação ergonomicamente incorreta, dentro do contexto da posição de trabalho em Odontologia. É realizada estando o operador em pé e o paciente sentado. Os fórceps concebidos para essa posição de trabalho obrigam o profissional a posições muito desconfortáveis com flexão, rotação e inclinação da coluna vertebral, determinando ao longo do tempo o desequilíbrio pélvico, escoliose compensadora e discartrose (Toledo¹³⁸).

Essa postura de trabalho em pé é muito agressiva, pois, associada ao fato de ser praticamente estática, dificulta a hemodinâmica dos membros inferiores do operador.

Em exodontia realizada em posição convencional, as situações mais críticas ocorrem sempre no caso de intervenções em molares.

A geometria de um fórceps convencional determina aproximação frontal ao local de intervenção. No caso específico de molares superiores, onde o operador eleva a cadeira do paciente para permitir a visualização, a apreensão do dente só é possível numa posição alta de todo o braço, o que causa fadiga prematura e inclusive dores no ombro. São comuns casos de bursites agudas pelo trabalho com o cotovelo elevado. Saliente-se, ainda, que a iluminação do campo de trabalho fica prejudicada pela interposição da mão do operador ao foco do refletor.

Quando da realização da exodontia de molares inferiores, observam-se tentativas no sentido de se trabalhar sentado, com o paciente em posição supina, porém utilizando-se o fórceps convencional. Essas tentativas são basicamente de duas ordens:

- empunhadura do instrumento na forma de praxe, o que é altamente prejudicial, pois obriga o operador a profunda abdução do braço, cuja sustentação nessa posição concentra esforço na articulação escápulo-umeral. Durante a luxação, a maior parte do esforço recai na articulação carpiana (Figura 1);
- empunhadura do instrumento em 180º, isto é, ao invés de empunhá-lo de frente se faz no sentido oposto: da mesma maneira, o esforço de luxação estará todo concentrado na articulação carpiana, embora haja melhora na posição do braço, que assim fica mais próximo do corpo (Figura 2).

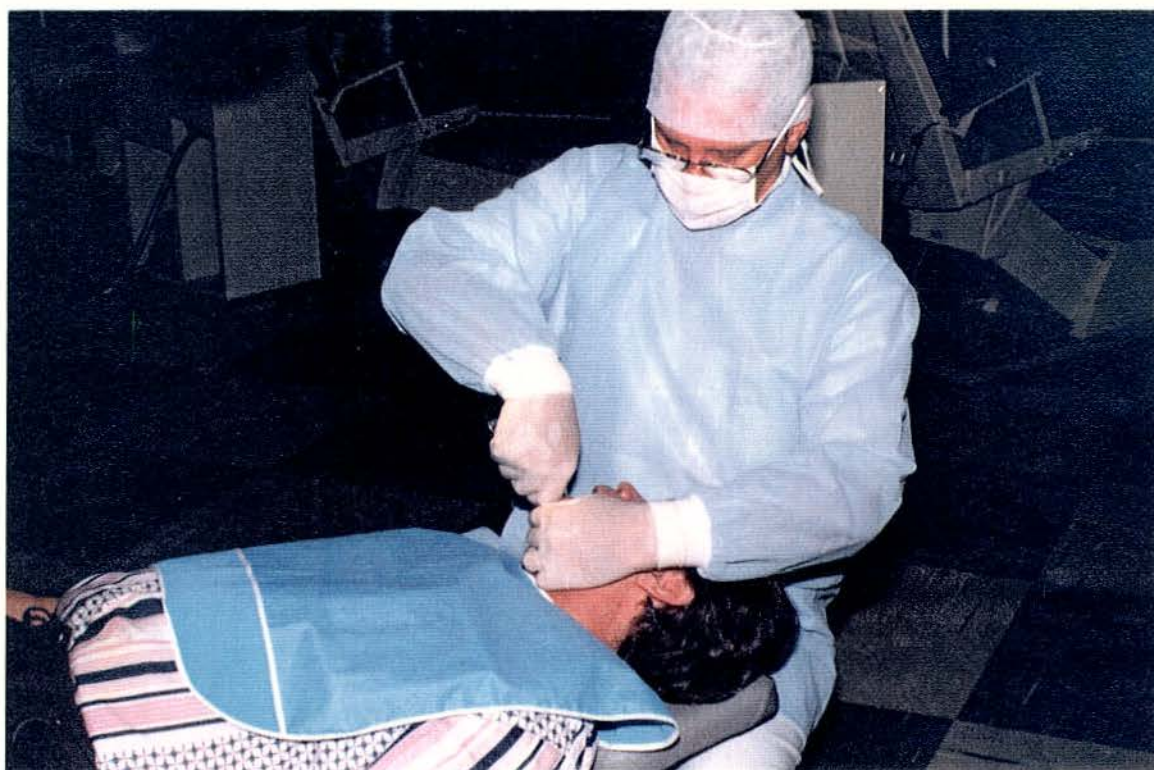


FIGURA 1- Exodontia de molar inferior direito, na técnica convencional, tentando trabalhar sentado: evidencia-se abdução do braço do operador e acentuado desvio ulnar.

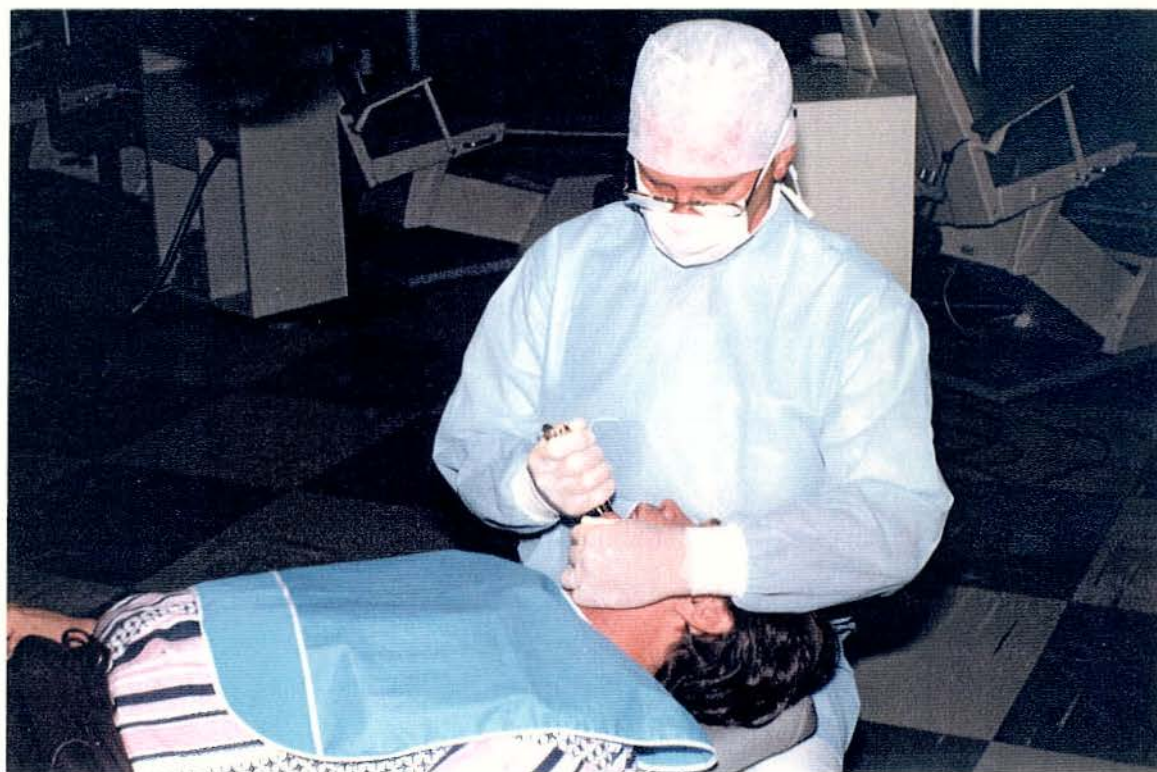


FIGURA 2- Exodontia de molar inferior direito: variação da empunhadura do instrumento. Operador sentado.

Outra condição negativa que se impõe é que, pelo menos a nível nacional, os fórceps convencionais são concebidos apenas para usuários destros de biotipologia mediana, implicando muitas vezes uma empunhadura inadequada para mãos pequenas (Hyde⁶⁹) e, em especial, para operadores sinistros que mantêm seu esquema corporal, ou seja, mão preferencial esquerda. Um exemplo típico é o caso específico de utilização dos fórceps 18 L ou R, cuja curvatura de apoio da haste do instrumento irá comprimir a região central palmar, causando isquemia e outras decorrências (Putz-Anderson¹¹⁸).

Contudo, com a evolução dos estudos em Ergonomia, ocorreu a mudança de posição de trabalho do cirurgião-dentista. Este passa a realizar suas ações na posição sentada correta e o paciente em posição supina, permitindo a visualização direta do quadrante a receber a intervenção. Nessa situação, o profissional localiza-se nas posições de 9 a 12 h, ou seja, ao lado e atrás do paciente: isto reduz o esforço muscular e circulatório, especialmente quando em 11 e 12 h, pois o braço em ação assume posições mais próximas ao tronco (Borea²⁰, Rundcrantz¹²²); vantagens semelhantes terá o operador sinistro, localizando-se nas posições de 12 a 15 h, especialmente quando em 12 a 13 h.

Com a presença cada vez maior do sexo feminino na profissão odontológica, a preocupação com medidas antropométricas adequadas permitiu a concepção correta do equipamento (Medeiros⁹³).

Aprimoramentos introduzidos permitem ao profissional trabalhar confortavelmente sentado, podendo assumir a postura ideal com melhor aproximação do campo de trabalho (Anderson⁵). Assim, Pece¹⁰⁹ idealizou um fórceps, bem como sua sistemática de utilização em molares superiores.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho atém-se ao aperfeiçoamento das intervenções exodônticas, no que se refere aos aspectos de adequação ergonômica de fórceps ao trabalho sentado, com o paciente em posição supina. Assim, propomo-nos a:

- analisar os esforços de exodontia (compressão, rotação e tração), observando o posicionamento de praxe do operador;
- determinados os esforços, projetar diversos tipos de fórceps, de forma a obter esforços aproximados aos encontrados com modelos tradicionais;
- construir modelos morfolologicamente compatíveis com a intervenção na postura ergonômica, isto é, paciente supino e profissional sentado, para exodontia via alveolar em molares inferiores.

4 MATERIAL E MÉTODO

A primeira etapa do processo de engenharia de sistemas e projetos compreende a identificação da situação.

Assim, procura-se levantar a maior quantidade de informação possível, permitindo a perfeita definição do problema, a análise do meio ambiente e a delimitação da área de atuação.

É importante evidenciar a relevância da fase de definição do problema pois esta coordena toda a sequência de passos a serem tomados (Moraes⁹⁸).

4.1 Fases do problema:

- *reconhecimento*: corresponde à identificação dos aspectos mais graves e flagrantes da situação;
- *delimitação*: compreende a seleção e a classificação de diferentes aspectos da situação;
- *formulação*: trata de reduzir a situação aos seus aspectos significativos e solucionáveis.

4.1.1 Reconhecimento do problema

Formas e dimensões inadequadas dos fórceps utilizados em exodontias via alveolar, que obrigam o operador a assumir postu-

ras incorretas e movimentação lesiva (especialmente ao punho) comprometendo a eficiência da operação e resultando fadiga, algias e até mesmo tecnopatias.

4.1.2 Delimitação do problema

Dentro do sistema alvo em estudo e exemplificando as principais deficiências observadas evidenciam-se as seguintes:

- a) interfaciais: postura prejudicial (flexão com torção e inclinação da coluna vertebral), em função do componente acional e do arranjo físico. Agrava-se em face da necessidade de aproximação ao campo de trabalho e da realização das atividades. Há ainda uma situação crítica na visualização e/ou intervenção em molares (Figuras 3 e 4);
- b) acionais: morfologia desconsidera a posição neutra da mão assim como os ângulos de ataque, caracterizando o instrumento como deficiente do ponto de vista biomecânico. Também aplicação inadequada dos valores médios sem considerar a adaptação às dimensões das mãos dos usuários extremos (Figuras 5, 6 e 7);
- c) informacionais: a postura paciente sentado/operador em pé, tradicionalmente ensinada nas faculdades de Odontologia em função do tipo do instrumento, dificulta a visualização e iluminação de certos quadrantes da boca, em especial os relativos a dentes posteriores, quando a mão do operador situa-se entre a boca e o refletor (Figura 8).



FIGURA 3- Exodontia na sistemática convencional: operador em pé, paciente sentado



FIGURA 4- Exodontia na técnica convencional: detalhe da postura da mão, com acentuado desvio ulnar.



FIGURA 5- Operador sinistro, sentado, utilizando fórceps convencional em paciente na posição supina. Acentuada abdução do braço e desvio ulnar da mão.



FIGURA 6- Detalhe de apreensão de molar inferior, mostrando aproximação frontal e a pega nas extremidades dos dedos.

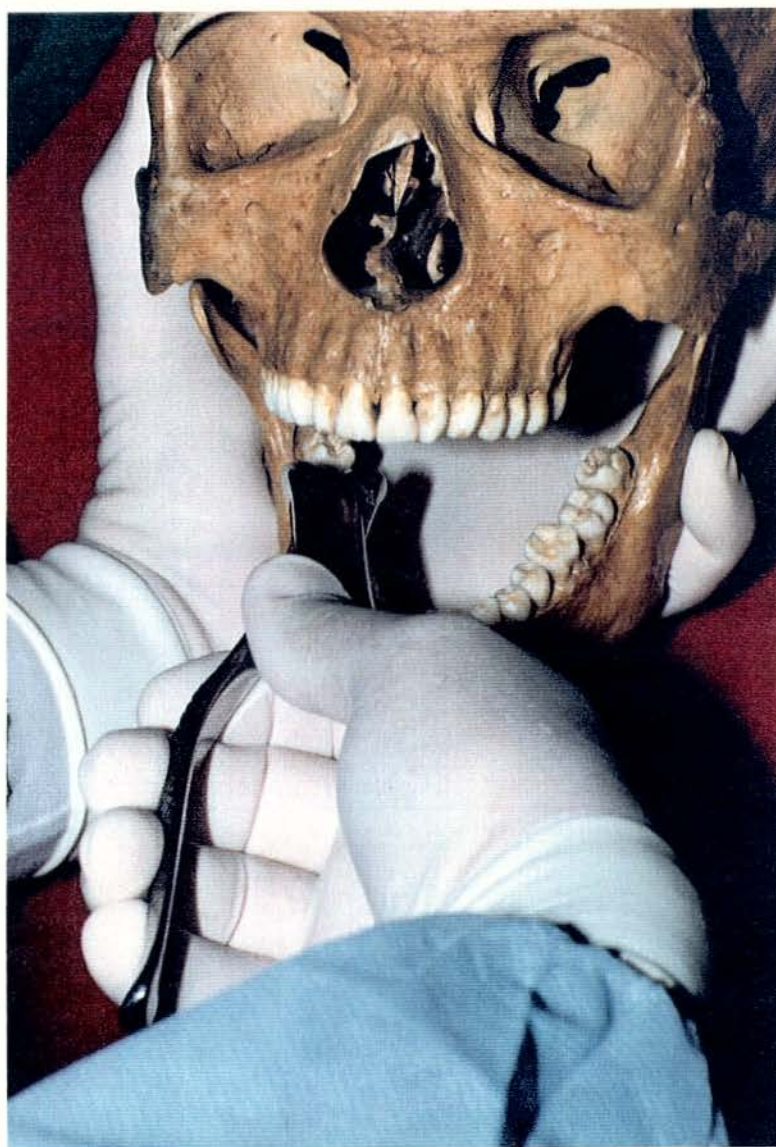


FIGURA 7- Apreensão frontal, mostrando desvio ulnar e palmar da mão do operador.

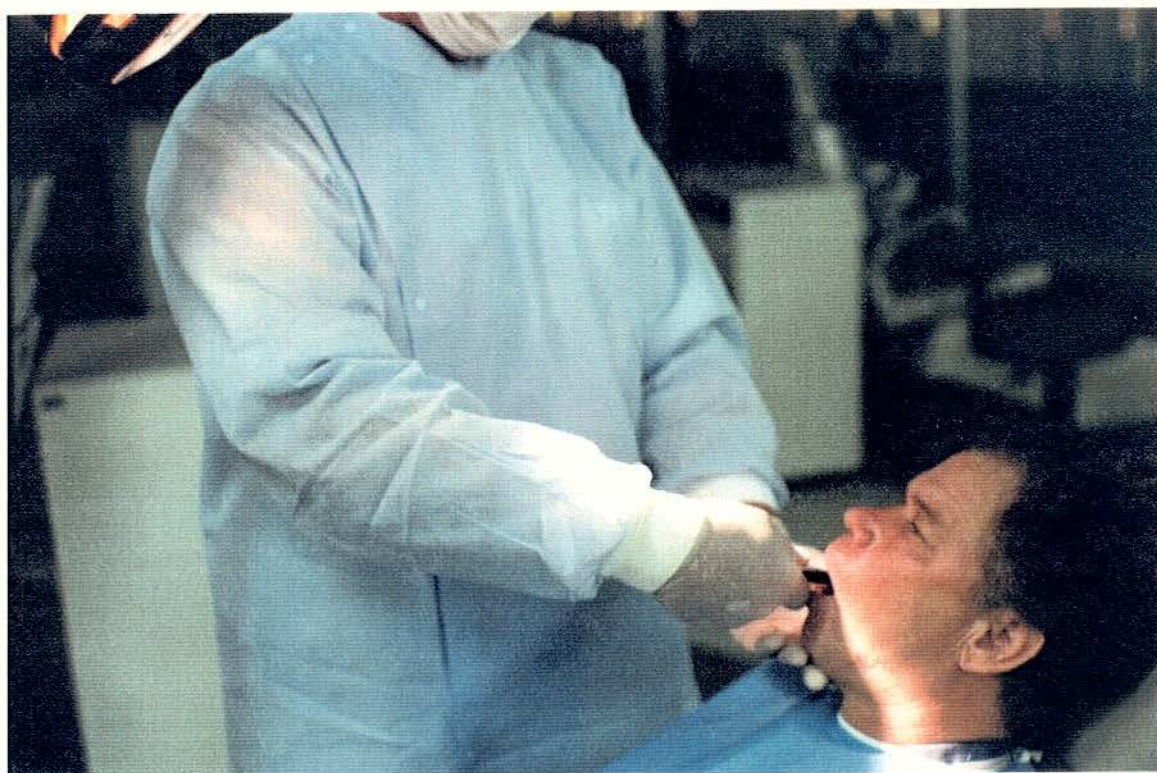


FIGURA 8- Exodontia na técnica convencional: posição da mão obstruindo a iluminação.

4.2 Sistematização

A Ergonomia não estuda nem homem nem a máquina isoladamente, não constituindo, portanto, capítulo da Antropologia ou da Engenharia. Caracteriza-se, por ser um sistema aberto (Moraes⁹⁸).

4.2.1 Caracterização do sistema homem-máquina

Objetivo: exodontia via alveolar de molares.

Requisitos:

a) interfaciais

- posicionais: paciente em posição supina e operador sentado, com braço paralelo ao corpo (adução) e antebraço paralelo ao solo;
- posturais: ausência de torção, inclinação e flexão da coluna vertebral, assim como de desvio, extensão e flexão da mão;

b) acionais:

- dimensionais: dimensões adaptáveis aos usuários extremos;
- facilidade de apreensão, aproximação e ação tanto para usuários destros ou sinistros, e evitar aplicação de esforços torcionais sobre o dente;
- em nível operador, as empunhaduras devem aproximar-se em um plano sagital lateral passando pelo ombro (o ato de apreender ocorre segundo um plano vertical, acompa-

- nhando a postura ergonômica da mão dentro dos requisitos posicionais);
- em nível paciente, as garras devem aproximar-se num plano horizontal (plano de movimentação dos dentes molares é aproximadamente horizontal, dentro dos requisitos posicionais).
 - resistência: o instrumento deve ser estruturalmente resistente às cargas impostas;
 - conservação: materiais não oxidáveis, esterilizáveis e de fácil limpeza;
- c) informacionais: proporcionar bom nível de visualização e iluminação, quando em ação (Quadro 1).

Quadro 1. Diagnóstico ergonômico do sistema homem-máquina

Classes de Problemas	Requisitos	Constrangimentos	Custos Humanos	Sugestões	Restrições
INTERFACIAIS					
posição em pé do operador	posição sentada	difficulta circulação de retorno	cansaço prematuro	reposicionar o operador	tradicionalismo no ensino
posição sentada do paciente	posição supina	não equalização da hemodinâmica facilita aspiração de corpos estranhos	hipotímia de deglutição de corpos estranhos stress operatório	reposicionar o paciente	tradicionalismo no ensino
postura abduzida em flexão do braço do operador	postado ao longo do tronco (adução)	altas cargas estáticas sobre o ombro	dores no ombro cansaço	modificar ângulo de ataque e cinética operatória	recomendações para a movimentação do braço adaptações ao trabalho real
postura de tronco do operador	postura ereta correta	flexão, rotação e inclinação da coluna vertebral	desequilíbrio pélvico escoliose discartrose	modificar posição do paciente e do operador	desconhecimento dos prejuízos na realização errônea da tarefa
ACIONAIS					
unilateralidade das cargas operatórias	instrumento simétrico ou facilmente alterável	trabalho de um único braço	acelera processo de fadiga	tomar o instrumento e/ou a sistemática simétricos de acordo com o lado da boca a ser intervenido	morfologia única do instrumento
postura com desvio ulnar da mão do operador	posição neutra da mão	aumento das cargas internas no punho restrições à circulação sanguínea no túnel do carpo	tenossinovites síndrome do túnel carpal	modificar ângulo entre o eixo das hastes e das garras	conservadorismo projectual
inadequações dimensionais	ajustabilidade à variabilidade antropométrica	pressões localizadas nas mãos apreensão ineficiente	dores nas mãos cansaço muscular dos dedos e antebraço	providenciar empunhaduras de diferentes tamanhos	conservadorismo projectual
instrumento pouco eficiente	esforços abaixo de 20% do máximo	excesso de esforço do operador	dores nas mãos dores nos braços	aumentar vantagem mecânica conceber sistemáticas mais adequadas	conservadorismo projectual
INFORMACIONAIS					
má visualização e iluminação dos quadrantes posteriores da boca	ângulo adequado para visualização e iluminação planos apropriados de ação	postura prejudicial do operador	dores no pescoço dores nas costas	modificar posição do paciente e do operador modificar planos de ação da cinética operatória	recomendações para a movimentação do braço adaptações ao trabalho real

4.2.2 Ergonomia aplicada a uma nova sistemática de exodontia

4.2.2.1 Simetria de atos

Analizando a técnica de exodontia, pode-se considerar a utilização de uma (convencional) ou ambas as mãos simetricamente no ato cirúrgico, ou seja, a mão que empunhar o instrumento ficaria vinculada ao lado da boca do paciente em que a intervenção está ocorrendo, caracterizando assim uma simetria de atos.

Deve-se lembrar que os movimentos exigidos do operador na luxação são muito simples, não necessitando de "grande precisão" e/ou perícia de sua mão; isto justifica a não prevalência de esquema corporal (mão preferencial), concorrendo assim para o melhor modo de realizar-se a tarefa (Lomax⁸⁴, Pece¹⁰⁸).

É interessante notar que com a utilização da simetria de atos há uma equalização dos esforços sobre o corpo do operador, com conseqüente diminuição da carga unilateral convencional, reduzindo o processo de fadiga.

4.2.2.2 Postura ergonômica de apreensão

A postura natural da mão (Figura 9), tanto em repouso quanto em função não deve modificar-se. Assim, a concepção da morfologia de um instrumento que promova flexão da articulação carpiana, especialmente nas direções radial e ulnar, deve ser evitada (Biddle¹⁵).

Conforme a posição espacial, a força de apreensão da mão varia com diversos fatores, tais como a posição do operador (em pé ou sentado), angulação do antebraço com relação ao plano

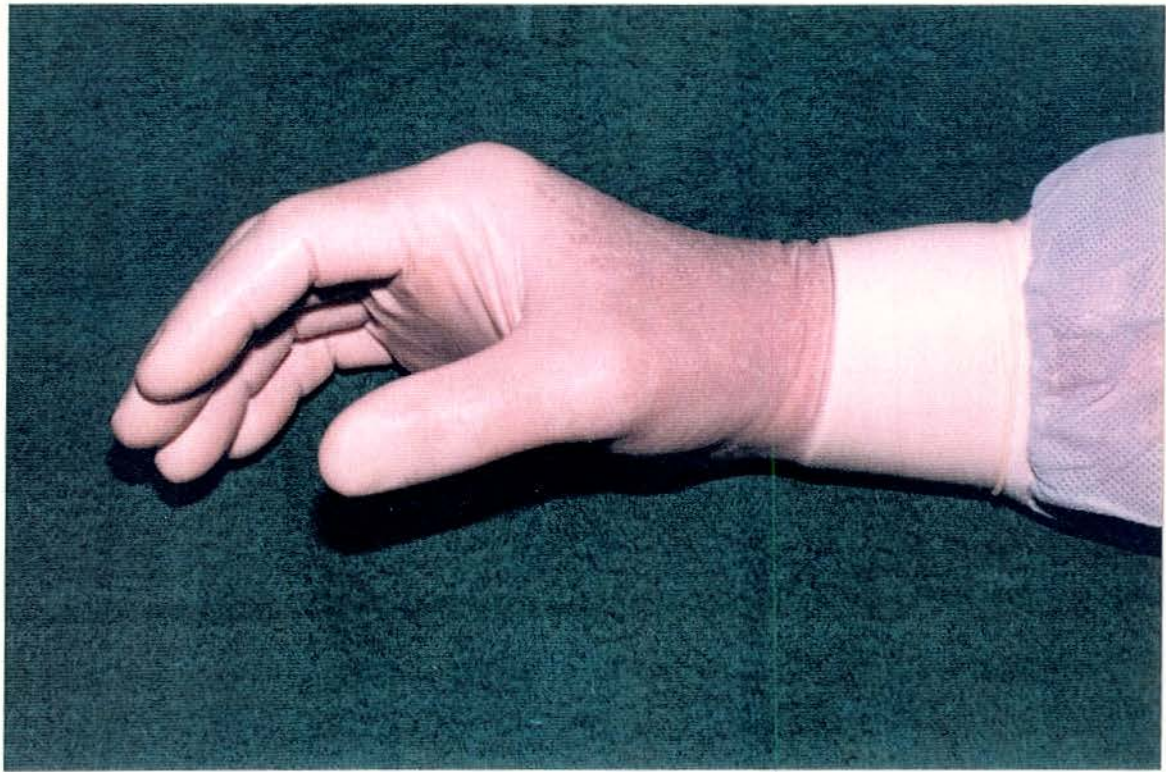


FIGURA 9- Postura natural da mão.

frontal torácico e condição de apoio do braço (estar ou não apoiado).

Reconhece-se que na posição sentada desapojada (postura ergonômica), a maior força de apreensão ocorre quando o antebraço está a 90° do plano frontal torácico (Catovic³³).

4.2.2.3 Cinética do ato cirúrgico

O ato cirúrgico é o conjunto de movimentos de extensão e flexão do braço (Figura 10), cujo objetivo é promover a luxação do dente.

Essa cinética, contida no chamado "espaço ideal de apreensão" (Barnes¹¹), foi concebida segundo as seguintes características:

- a) total ajustabilidade à postura e posição ergonômicas;
- b) movimentação simples e natural (empurrar e puxar);
- c) distribuição dos esforços ao longo do antebraço e braço;
- d) simetria de atos.

4.2.2.4 Concepção da morfologia básica do instrumento

Observando-se a estreita relação cinética/instrumento, evidencia-se a importância de que a cinética deva apoiar-se em recomendações ergonômicas e biomecânicas, que permitam e facilitem a tarefa, evitando efeitos indesejados e simplificando a ação do profissional. Para tanto, deve compatibilizar certas condições de contorno, quais sejam:

- a) posição sentada do operador e supina do paciente;
- b) evitar a abdução e/ou flexão acentuadas do ombro;

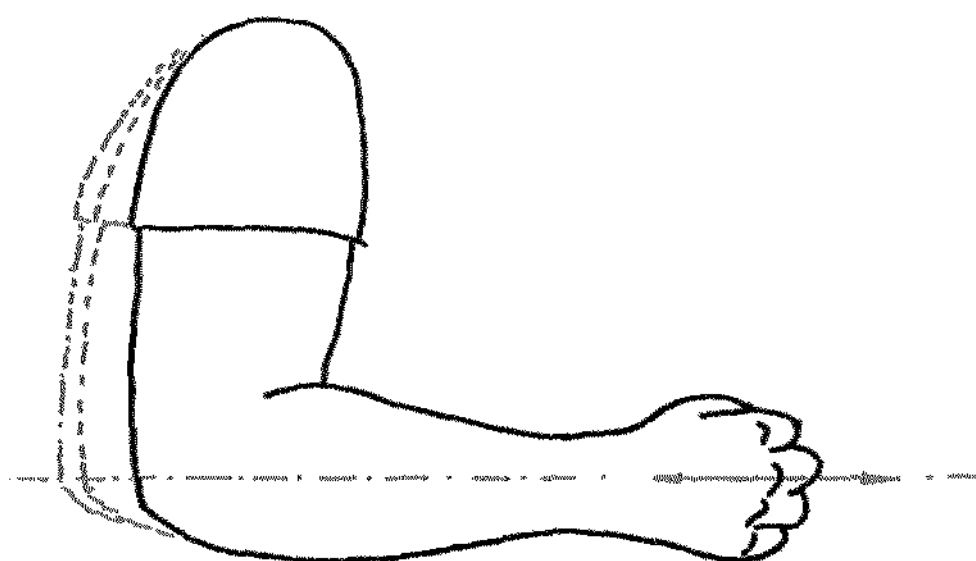


FIGURA 10- Cinética do braço do operador.

- c) possibilitar posicionamento entre 11 e 13 horas do operador e aproximação lateral, facilitando a visualização dos quadrantes a receberem a intervenção;
- d) abranger o espaço ideal de apreensão (Barnes¹¹), compatibilizando com os princípios de economia de movimentos e equipamento;
- e) possa ser aplicada simetricamente para ambas as mãos;
- f) mantenha a posição neutra da mão;
- g) posicione o antebraço a 90° com relação ao plano frontal torácico.

A solução encontrada, segundo Figura 10, extensão e flexão do braço (anteversão e retroversão), estando o antebraço paralelo ao solo e perpendicular ao plano torácico, além de simples e natural, compatibiliza todas as condições de contorno (Strasser¹³⁵) e direciona a concepção da morfologia do instrumento para a correta execução da tarefa. Esta situação satisfaz aos requisitos posicionais, posturais, acionais e informacionais citados anteriormente.

4.2.2.5 Estabelecimento e análise das condições de contorno

Considerada a fase anterior, delineia-se a seguinte situação:

- a) o profissional trabalha sentado, estando o paciente em posição supina, implicando um posicionamento aproximadamente horizontal do eixo dos dentes (Figuras 11 e 12);



FIGURA 11- Posição ergonômica de trabalho: operador sentado e paciente em posição supina (vista lateral).



FIGURA 12- Posição ergonômica de trabalho: operador sentado e paciente em posição supina (vista superior).

- b) todo o equipamento é projetado para essa posição ergonomicamente desenvolvida;
- c) o operador realiza uma cinética adaptada à posição ergonômica;
- d) o dente deve ser extraído via luxação promovida pela cinética, a qual requer simetria de atos;
- e) o apoio de cabeça permite posicioná-la de tal forma que o eixo do dente, assim como seu plano de movimentação, sempre seja na horizontal.

4.2.2.5.1 Estabelecimento das condições de contorno (CC) da morfologia do ergofórceps, que o denominaremos EF*:

- a) CC1- movimentação do dente na horizontal, acompanhando a extensão e a flexão do braço dentro da cinética do ato cirúrgico;
- b) CC2- a nível do operador, apreensão com aproximação dos cabos num plano vertical, acompanhando a postura ergonômica de apreensão da mão;
- c) CC3- a nível alveolar, apreensão com aproximação das garras na horizontal, dentro do plano de movimentação;
- d) CC4- simetria de atos.

* EF - Patente do projeto do instrumento, conforme processo em andamento número MU 7500655-3, requerida junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial (INPI).

4.2.2.5.2 Análise das condições de contorno

a) análise de CC1

A transformação de um movimento retilíneo (extensão e flexão do braço do operador) num angular (movimentação do dente) demanda utilização de artifícios mecânicos. Pode-se resolver esse problema simplesmente compensando a variação angular do dente e, conseqüentemente, da posição do instrumento no punho e/ou no braço.

Isso corresponde à postura ergonômica de apreensão, a qual pressupõe que os esforços aplicados tenham a mesma direção do eixo do antebraço e que ocorra flexão da articulação carpiana em até 30°. No entanto, deve-se lembrar que essa variação angular só é realmente resistente nos seus primeiros graus na luxação, de forma que, com a ampliação da movimentação do dente, o esforço transmitido à articulação fletida é muito pequeno;

b) análise de CC2 e CC3

A condição das garras aproximarem-se na horizontal, enquanto os cabos na vertical, gera uma incompatibilidade de planos de aproximação dentro do paradigma de uma pinça convencional. Esse antagonismo pode ser resolvido desvinculando-se o cabo do braço da haste do instrumento através da utilização de empunhaduras perpendiculares às extremidades das hastes;

c) análise de CC4

A simetria de atos do operador implica utilização de instrumentos especularmente simétricos.

Da análise de CC2 e CC3 verifica-se que as hastes do instrumento devem ser concebidas para trabalharem na horizontal. Se a morfologia delas for um perfil, sua simetria com relação ao plano sagital (simetria especular) é direta, bastando rotacioná-lo 180°.

Delineia-se assim a possibilidade da utilização de um único instrumento para ambas as hemi-arcadas, desde que as empunhas-duras possam intercambiar de lado ou possuam simetria horizontal (Figura 13).

4.2.2.6 Definição da morfologia básica

Utilizando-se massa de modelar, fita adesiva, arames e papel, foram construídos artesanalmente diversos esboços, os quais foram aplicados a dentes de um crânio humano, simulando uma exodontia e permitindo a criação de uma idéia mais consistente sobre a morfologia e medidas do instrumento.

a) Hastes

Comprimento do braço

A escolha do comprimento do braço das hastes é fundamental na funcionalidade do EF, pois se muito curtas, podem incomodar o paciente e diminuir o poder de apreensão (braço de alavanca menor) e, se muito longas, facilitam o efeito de torção sobre o dente (efeito não desejado).

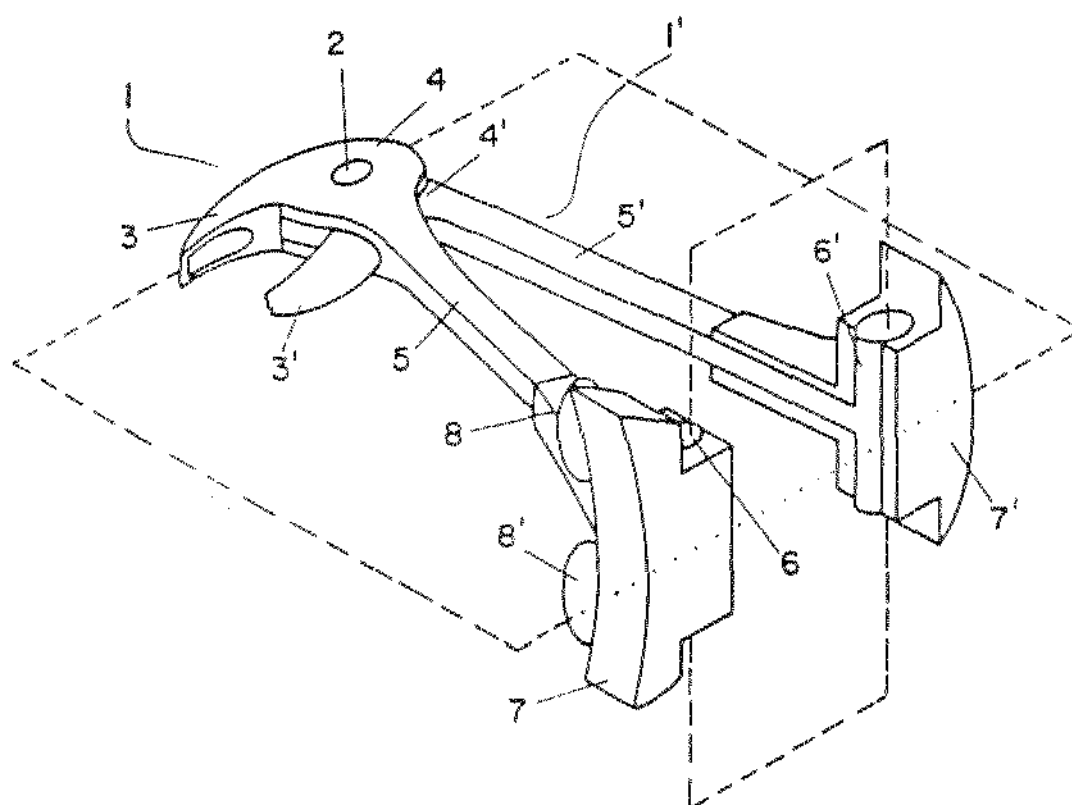


FIGURA 13- Elementos constituintes do Ergofórceps (EF).

- | | |
|--|-------------------------------------|
| 1 e 1' - hastes transpassada e transpassante | 6 e 6' - suportes das empunhaduras |
| 2 - pino de fixação | 7 - empunhadura anterior (mesial) |
| 3 e 3' - garras | 7' - empunhadura posterior (distal) |
| 4 e 4' - conectores | 8 e 8' - superfícies de apoio |
| 5 e 5' - braços de alavanca | |

Analisando esses fatos com a ajuda de um simulador, concluiu-se que 100 mm seria um valor razoável para uma primeira aproximação.

Seção reta

O conhecimento dos esforços solicitantes que agem numa estrutura, por si só, não constitui informação suficiente para a definição de suas seções transversais; no entanto, no caso específico do EF devem ser observados:

- as hastes não podem possuir arestas para não ferir o paciente;
- seções de geometria simples facilitam o processo de fabricação;
- as hastes são submetidas basicamente a momentos fletores no plano sagital do instrumento; assim se torna interessante uma seção reta cuja maior dimensão esteja também nesse plano, pois aumenta-lhes a relação (momento de inércia/volume de material).

Modalidades de união

As hastes do EF podem ser projetadas para unirem-se por transpasse (uma passa por dentro da outra) ou justaposição (lado a lado):

- transpasse: sendo transpassadas, gera-se um instrumento "limitado", sem a possibilidade de se movimentar fora de seu plano de abertura. Gera-se também um instrumento tenso, sem jogos e com menores probabilidades destes aparecerem, pois o pino que fixa as hastes é preso apenas

a uma delas, de forma que não surgem esforços de tração em suas extremidades;

- justaposição: torna a fabricação do instrumento mais fácil, mas, no entanto, apresenta alguns inconvenientes, quais sejam - apenas uma das extremidades do pino é fixa; a outra limita o movimento da segunda haste de forma que a região fixa é sempre solicitada por esforços de tração; assim exige a presença de um alojamento, relativamente grande, para a cabeça do pino, na haste em que este limita o movimento.

Assim, escolheu-se a modalidade de união por transpasse.

Com base em cálculos estruturais preliminares e considerando ainda as vantagens da modalidade de união por transpasse, idealizou-se um novo sistema de encaixe das hastes, o de retrotranspasse, onde a haste mais fina transpassa "por trás" a outra, ou seja, pela extremidade correspondente a de seu suporte da empunhadura, o qual será posteriormente soldado.

b) Garras

Garra é o elemento do EF que faz a apreensão em nível de colo anatômico.

O movimento de afastamento relativo das garras é circular, de forma que seu "comprimento útil" diminui conforme elas são abertas.

No intuito de amenizar esse efeito e de acordo com o grupo dental alvo, decidiu-se que elas devem possuir uma separação

inicial de suas pontas, caracterizando assim uma abertura mínima do instrumento.

O comprimento útil das garras deve ser maior que um valor considerado extremo para a coroa anatômica do grupo dental alvo.

A ponta da garra deve ser larga o suficiente para adaptar-se à base da coroa anatômica e garantir uma boa apreensão, sem tocar os dentes vizinhos. Deve possuir uma concavidade na sua face interna, de forma a permitir um bom ajuste à coroa clínica. Sua forma e profundidade podem ser obtidos por comparação com um fórceps convencional e/ou ajuste em dentes naturais.

A ponta ativa corresponde à extremidade da garra, ou a porção de real contato com o dente.

Para uma melhor adaptação dos fórceps à base da coroa anatômica, o que propicia a apreensão equilibrada, as pontas têm duas morfologias específicas:

- com mordentes, para encaixe entre as raízes;
- côncavo abaulado, para adaptação em raiz única.

Sendo a ponta ativa o único elemento constituinte diferenciado entre o fórceps para molares superiores e inferiores, torna-se vantajosa a concepção de um único corpo para ambos os instrumentos, pois sua morfologia e posição relativa no instrumento permitem o ajuste dos mordentes via esmeril ou lima.

c) Conector

É o elemento do EF definido como região que interliga a garra e o braço de cada haste. É onde também se localiza o orifi-

cio de transpasse. É, portanto, a região de maior concentração de esforços do instrumento, mas que, simultaneamente, deve possuir o menor diâmetro possível, pois ocupa o espaço interoclusal e contata com os lábios do paciente. Evidencia-se assim que a morfologia alongada (retilínea) e fina para o conector é bastante adequada, pois diminui as pressões sobre a rima bucal e o volume da cabeça do instrumento.

d) Pino de fixação

É o elemento que faz a fixação das hastes. Ele limita o movimento da haste transpassante, apoiando-se nos orifícios da haste transpassada.

Considerando que o pino é certamente um elemento de fabricação mais fácil que as hastes, torna-se importante dimensioná-lo para que funcione como "fusível mecânico" do conjunto.

e) Suporte da empunhadura

É o elemento posicionado na base da haste e sobre o qual se encaixa a empunhadura. Devido a sua localização, a aplicação dos esforços fica concentrada à extremidade do braço de alavanca.

Sua utilização em instrumento de ação cruzada de apreensão tem como consequência especial a rotação do plano de pega, isto é, modifica o posicionamento do plano de aproximação das empunhaduras.

Assim, funciona transladando e rotacionando a aplicação dos esforços sobre as hastes, o que representa uma mudança no

paradigma convencional desses instrumentos, cuja pega sempre ocorre sobre as próprias hastes.

Sua morfologia deve ser simples, facilitando a confecção dos respectivos encaixes nas empunhaduras.

Cada haste demanda um suporte para a respectiva empunhadura; assim, ressalte-se que o suporte da haste transpassada pode ou não ser solidário a esta, enquanto que o da haste transpassante é, obrigatoriamente, soldado a ela somente após a união das hastes.

f) Empunhadura

É definida como sendo o elemento que entra em contato direto com a mão do operador. Deve possuir morfologia que se adapte à posição neutra da mão e que permita o "empurrar e puxar" das hastes na direção do prolongamento do antebraço, dentro da cinética do ato cirúrgico.

Deve ser confeccionada em material preferencialmente injetável (tipo plástico ou alumínio) devido a seu volume e morfologia.

Sua fixação deve ser obtida mediante encaixes para os suportes e hastes.

Objetivando a concepção de morfologia que permita a utilização de um mesmo instrumento em ambas as hemi-arcadas, torna-se imprescindível que a empunhadura possua simetria em relação ao plano principal das hastes - plano horizontal.

4.2.2.7 Análise comparativa teórica

Da análise teórica da morfologia básica concebida, podem-se ressaltar vários pontos do EF que podem ser considerados como vantajosos em relação aos fórceps convencionais, tanto a nível operacional quanto instrumental:

a) Nível operacional

- conforto na apreensão: a empunhadura anatômica associada à postura ergonômica de apreensão e à cinética do ato cirúrgico constituem um conjunto que provavelmente conferirá apreensão muito mais confortável ao operador que a sistemática convencional;
- sensibilidade tátil do operador: estando este aliviado das tensões musculares resultantes da posição e da forte apreensão necessárias na sistemática convencional, provavelmente ele será mais sensível à luxação em si, o que implica provável melhora do ato cirúrgico;
- melhoria da visualização: graças à posição da cabeça do paciente, à inexistência de obstáculos interpostos à iluminação e à aproximação lateral do instrumento ao local da intervenção, a visualização do ato cirúrgico fica melhorada.

b) Nível instrumental

- pequeno tamanho: devido às reduzidas dimensões de suas partes constituintes, o EF deverá possuir um pequeno volume metálico;

- simplicidade: apesar de toda a sua provável funcionalidade e eficiência, o EF foi concebido como um instrumento de muita simplicidade - apenas um "alicate", de um pino, que trabalha em planos adequados;
- vantagem mecânica na apreensão: os primeiros cálculos indicam que o EF possui vantagem mecânica superior à de um fórceps convencional, o que implica maior facilidade de apreensão e consequente melhora da sensibilidade tátil do operador. É conveniente ressaltar que boa parte do esforço desenvolvido na exodontia é dispensado na apreensão do instrumento;
- redução do número de instrumentos: por uma questão de número e disposição das raízes, volume de colo anatômico e posicionamento espacial do dente, os fórceps convencionais são em número de sete no conjunto básico, destinados a:
 - molares inferiores,
 - molares superiores esquerdos,
 - molares superiores direitos,
 - pré-molares superiores (e/ou caninos),
 - pré-molares inferiores (e/ou caninos),
 - incisivos superiores (e/ou caninos),
 - incisivos inferiores.

A morfologia do EF, a utilização da simetria de atos e o correto posicionamento da cabeça do paciente (para que o eixo do dente alvo da intervenção e seu plano de movimentação fiquem

na horizontal) permitem que um mesmo instrumento seja aplicado indiferentemente aos lados direito e esquerdo da boca e, à exceção da morfologia das pontas ativas, também aos planos superior e inferior: isto demanda a presença de uma elevação ao redor da extremidade da haste transpassante, para permitir que a empunhadura possa ser aplicada no instrumento a ser usado em dente superior ou inferior. Disso decorre a redução de sete para quatro instrumentos, quais sejam para:

- molares inferiores,
- molares superiores,
- pré-molares (e/ou caninos),
- incisivos (e/ou caninos).

Ressalte-se que, a nível de fabricação, somente as pontas ativas variam de um instrumento para outro.

4.3 Projeto e construção do corpo do EF

4.3.1 Eleição do grupo dental alvo

Em exodontia realizada com fórceps convencional, as situações mais críticas ocorrem no caso de intervenções em molares, pois, além de ser de difícil visualização e acesso, este grupo dental apresenta implantação bi ou tri radicular, o que aumenta sua resistência à movimentação.

Estes fatos determinaram que o conjunto dos EF a ser construído é aquele destinado a molares.

Por motivos de simplicidade de construção, foi desenvolvido um único modelo geométrico dos fórceps, seja para molares superiores ou inferiores. Dada a semelhança em termos de tamanhos de dentes e profundidade bucal de posicionamento dos grupos, tal simplificação não implica incompatibilidades dimensionais, justificando sua aplicação.

4.3.2 Projeto do primeiro protótipo

4.3.2.1 Modelamento geométrico

A morfologia final do EF foi definida com base em sucessivas análises de seus aspectos operacionais e na comparação constante com os fórceps convencionais.

Os valores numéricos adotados são o resultado de um processo iterativo que buscou o aperfeiçoamento geométrico e anatômico do instrumento, sem contudo recair em perdas estruturais e mantendo certos padrões estéticos.

4.3.2.2 Método

O modelamento geométrico foi realizado com auxílio de um sistema de CAD (Computer Aided Design). Com esse sistema é possível experimentar de forma rápida diferentes proporções, traçados e demais aspectos que cristalizarão a forma nascente (Figura 14).

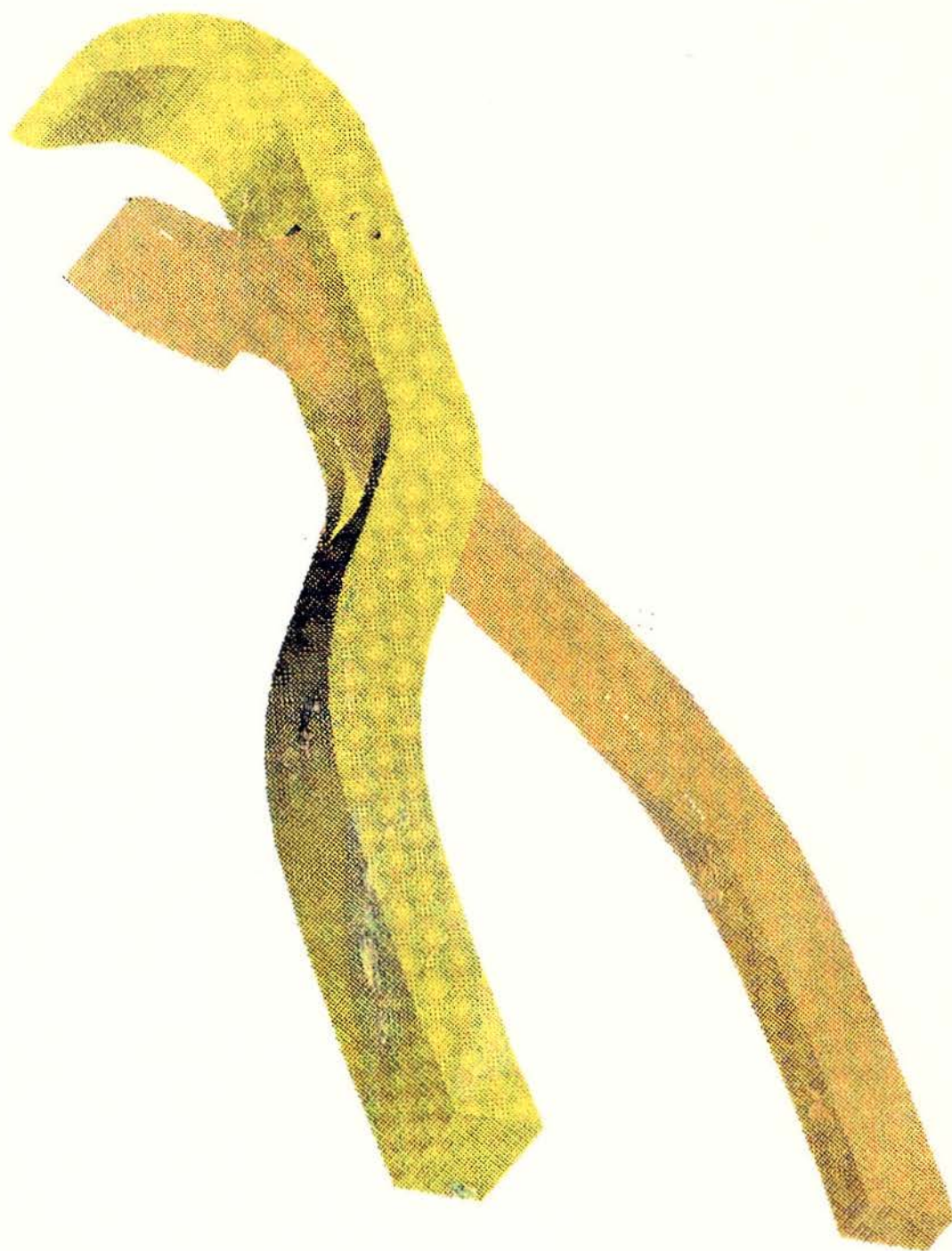


FIGURA 14- Detalhe do modelo geométrico do EF: morfologia inicial.

4.3.2.3 Sistema computacional utilizado

O sistema utilizado, o Intergraph Engineering Modeling System (I/EMS), é um sistema de projeto mecânico, que utiliza o sistema operacional UNIX nas estações gráficas da Intergraph (Segerlind¹²⁷, Zienkiewicz & Morgan¹⁵⁴).

O I/EMS combina o elevado poder de processamento dessas estações com avançadas técnicas de programação e de estrutura de dados, provendo o usuário de um recurso versátil para a geração de modelos mecânicos. Possui um sistema integrado de modelagem tridimensional *wire/frame* que permite a geração de complexos modelos geométricos. É dotado de comandos específicos para geração e modificação de superfícies não regradas e de sólidos. Há ainda comandos de agrupamento e associação de elementos, tal que seus relacionamentos mantenham-se durante a construção e modificação dos modelos, possibilitando assim a criação de mecanismos na tela.

Para auxiliar a visualização dos modelos, o sistema é provido de comandos de dinamismo (translacional e rotacional), de *display* (cor, espessura, estilo, etc.), de sombreamento e de criação e manipulação de janelas múltiplas, o que possibilita a presença simultânea de várias perspectivas.

O processo de modelamento geométrico pelo I/EMS pode ser dividido em quatro estágios:

- a) obtenção dos dados: consiste no levantamento das características geométricas do objeto a ser modelado

- (simetrias, faces, arestas, etc.) e obtenção de suas coordenadas em um sistema previamente estabelecido;
- b) criação das linhas geratrizes: os dados são trabalhados, visando a criação de linhas que servirão de base à geração de constituintes; essas linhas podem ser de contorno, *B-Splines*, segmentos retilíneos, arcos, etc.;
- c) geração das superfícies constituintes: de acordo com os tipos de linhas criadas, são utilizados comandos específicos de geração de superfícies;
- d) obtenção do sólido: é o estágio final, onde as superfícies constituintes são compostas formando um volume espacial, que pode ser automaticamente convertido em um sólido eletrônico.

4.3.2.4 Dimensionamento dos elementos constituintes

4.3.2.4.1 Hastes:

a) comprimento do braço

O índice "largura do arco/largura da face" (Pereira & Alvin¹¹⁰) e o índice "largura facial máxima" (Arbens⁷) indicam que uma face masculina é muito larga quando contida entre 142-150 mm, e a feminina entre 133-140 mm. Considerando apenas meia face e que o braço da haste do EF começa na intersecção com o eixo central do dente, adotou-se inicialmente o valor de 100 mm para o comprimento do braço da haste.

No entanto, a observação com um simulador do instrumento mostrou que havia espaço em excesso, o que causaria um certo "desbalanceamento", permitindo algum nível de rotação indesejá-

vel do dente. Em razão disso, resolveu-se diminuir esse valor para 80 mm, que se mostrou satisfatório, porém um pouco justo à pretensão. Assim chegou-se ao valor de 85 mm para o comprimento do braço da haste, o que, em conjunto com o menor comprimento da garra (braço resistente), evidencia uma vantagem mecânica bem maior que a dos fórceps convencionais;

b) secção reta

Decidiu-se pela secção retangular, de mais fácil fabricação, com as arestas arredondadas, evitando-se assim concentração de tensões e possíveis ferimentos no paciente. As dimensões adotadas são de 8 mm para largura (acompanhando a largura das garras) e 7 mm para altura (acompanhando o diâmetro do conector) para a haste transpassada. Para a haste transpassante adotaram-se 3,5 mm para a largura e, por simetria, 7 mm para a altura;

c) perfil

Foi modelado para a posição ótima de um operador de mão pequena na apreensão de um dente médio, sem no entanto incorrer em dificuldades no caso de dentes de tamanhos extremos. Para tanto foram avaliadas três situações:

- hastes simétricas anguladas,
- haste transpassada retilínea,
- haste transpassante retilínea.

Os resultados obtidos com recursos de análise de interferência do I/EMS (programa de CAD utilizado) permitem inferir que a opção pelas hastes simétricas anguladas mostrou ser superior às demais pelas seguintes razões:

- o orifício de transpasse teve a menor dimensão (38 a 40 mm),
- a variação angular de posicionamento do instrumento relacionada aos diferentes espaços de empunhadura apresentou valores bastante pequenos, situando-se em torno de 8° para dentes entre 7 e 12 mm de diâmetro vestibulo-lingual, em nível de colo anatômico.

A opção pelas hastes transpassada retilínea e transpassante retilínea demandam um orifício de transpasse e uma variação angular de posicionamento do instrumento (acima de 15°) muito exagerados, o que inviabiliza sua construção;

d) sistema de encaixe

Entidades da área de instrumental informam que, convencionalmente, as hastes são encaixadas, isto é, o instrumento pode ser montado via aquecimento de suas partes ou via solda, pela extremidade correspondente à da garra.

No primeiro método, o encaixe das hastes ocorre mediante deformação, por aquecimento, do orifício de transpasse e, em seguida ao encaixe, o retorno ao formato original é feito com auxílio de martelo e bigorna.

A segunda alternativa não implica a deformação do instrumento, porém exige a presença de pontos de solda; isto introduz concentração de tensões em áreas críticas (cabeça do fórceps), o que pode levar ao colapso do instrumento.

No intuito de superar as dificuldades inerentes a estas duas alternativas, com base nos cálculos estruturais e considerando

ainda as vantagens da modalidade de união por transpasse, idealizou-se o sistema de retrotranspasse: a haste mais fina transpassa "por trás" a outra, ou seja, pela extremidade correspondente à de seu suporte da empunhadura, o qual será soldado posteriormente. Ressalte-se que esta região, oposta à cabeça do instrumento, não é crítica do ponto de vista de concentração de tensões.

4.3.2.4.2 Garras

a) perfil

Todo aperfeiçoamento deve considerar a situação de maior frequência de utilização; assim, o perfil das garras foi concebido para possibilitar o espaço de empunhadura de máximo esforço de apreensão de um operador de mão pequena intervindo em dente de tamanho médio (valor de maior frequência). Justifica-se esta situação pela possibilidade de utilização de empunhaduras maiores e pelo fato de que o espaço de empunhadura para máximo esforço de apreensão varia com o tamanho da mão.

Para o desenvolvimento do perfil das garras, foi utilizado um modelo geométrico de dente correspondente à situação de maior frequência de intervenção, mas que ainda assim garanta intervenções em dentes de máximo volume de coroa.

Para tanto foram utilizados os seguintes valores (Ash Jr.⁹, Cantisano et al.²⁶, Della Serra & Ferreira⁴², Permar & Woelfel¹¹¹) para o modelo:

- Diâmetro de Colo Anatômico: média dos valores médios para molares inferiores - $D_{ca} = 9,0$ mm,

- Diâmetro de Coroa: valores máximos para molares inferiores - $D_{cr} = 13,7$ mm;

- b) comprimento

Verifica-se que 11 mm é um valor extremo para o comprimento da coroa anatômica de molares.

Considerando ainda a análise cinemática das hastes e utilizando um fator de segurança razoável para a situação, decidiu-se por um comprimento de 15 mm para as garras;

- c) largura

Constata-se que a largura da ponta das garras dos fórceps convencionais é de aproximadamente 8 mm; assim, por analogia, adotou-se este valor para o EF;

- d) abertura mínima

As observações têm evidenciado que a abertura mínima deve situar-se em torno de 5 mm. Isto se justifica pelo fato de, em condições normais, não existir molar inferior com diâmetro vestibulo-lingual menor que esse valor.

4.3.2.4.3 Conector:

- a) diâmetro

O diâmetro do conector constitui-se na principal variável da análise estrutural, pois sendo o elemento mais delgado e estando definida a largura das garras, resta-lhe a responsabilidade de conferir ao conjunto a rigidez necessária. No entanto, devido ao fato do conector ocupar o espaço interoclusal, deve ser também o menor possível. O valor compatível adotado foi de 7 mm;

- b) excentricidade

Consiste num afastamento lateral do centro do orifício de fixação, com relação à direção do eixo de um molar médio (dente para o qual o perfil das garras foi concebido), com o intuito de evitar-se um excessivo encurvamento na morfologia da garra na apreensão de dentes de tamanhos muito diferentes;

c) cabeça do instrumento:

Considerando o espaço interoclusal (Agerberg², Behsnilian¹⁴, Sheppard & Sheppard¹²⁸, Travell¹⁴⁰) e a coroa anatômica extrema para molares, verificou-se que o comprimento da cabeça do EF não poderia ser superior a 25 mm. Dos valores adotados para o comprimento da garra (15 mm) e diâmetro do conector (7 mm), observa-se a correta concordância;

d) empunhadura:

Fransson & Winkel⁵⁶ inferiram que:

- quanto ao espaço de empunhadura, estudos realizados na Suécia mostraram que o grau máximo de esforço de apreensão da mão é obtido para um espaço que varia de 50 a 60 mm para as mulheres, e 55 a 65 mm para os homens, considerando a elevada estatura biotipológica nesse país;

- no entanto, há que se considerar elementos de outras biotipologias. Assim, por exemplo, os orientais apresentam, em média, menor estatura; conseqüentemente, seu espaço de empunhadura é menor, o que obriga a adequação dos instrumentos manuais quando de sua utilização;

- este espaço de empunhadura tem que ser bem dimensionado, pois, com sua diminuição em apenas 10 mm em relação à

posição ótima, ocorre uma perda de aproximadamente 10% da força total de apreensão.

Com a significativa presença de orientais na profissão odontológica, a observação mostra que um espaço de empunhadura de 40 mm é razoável para uma média entre mãos pequenas.

Considerando que o EF será oferecido com diferentes tamanhos de empunhadura, justamente para compatibilizar as diferenças antropométricas, em nível de projeto adota-se o valor mínimo de 40 mm, conferindo apreensão adequada para usuários do percentual menor e possibilitando, mediante empunhaduras maiores, a correta apreensão de operadores com mãos maiores.

4.3.2.4.4 Suporte da empunhadura:

A seção reta adotada, retangular, apresenta boa distribuição da pressão de contato com o material da empunhadura, evitando-se assim possíveis amassamentos, além da vantagem de pequena tendência do indesejável movimento de rotação da própria empunhadura, e à facilidade de fabricação.

O valor adotado para o comprimento do suporte foi de 80 mm.

A seção transversal foi mantida, por simetria, com as dimensões da haste transpassada (7 e 8 mm).

4.3.2.4.5 Pino de fixação:

O material escolhido foi o aço AISI 304L ($\sigma_0 = 413 \text{ Pa}$, barra, orientação longitudinal), pois sendo um inoxidável austenítico (alta plasticidade e capacidade de encruamento) permite

trabalho a frio e sendo, portanto, rebitável (método utilizado na pinagem).

- **Observação:** a escolha de um aço com um coeficiente de segurança inferior ao das hastes faz com que este pino funcione como um "fusível mecânico" para o instrumento (Apêndice 1).

4.4 Especificação do material

A importância da escolha de um material adequado à manufatura de um instrumento cirúrgico é fundamental, pois esse instrumento "não pode falhar".

O termo "falhar" é usado na engenharia associado à idéia de fratura e/ou deformação permanente do instrumento, fatos altamente indesejados, pois implicam a possibilidade de ferir o paciente e/ou o operador.

Assim, a escolha do material do EF deve considerar alguns aspectos importantes, tais como:

- resistência à corrosão: instrumentos odontológicos são constantemente esterilizados. Dependendo da modalidade de esterilização a que são submetidos os fórceps, a alta temperatura e/ou umidade criam um ambiente propício à oxidação do material;
- níveis de tensões altos: devido às dimensões relativamente pequenas da cavidade bucal, o EF precisa ser definido com dimensões reduzidas; lembrando que as forças en-

- volvidas são bastante expressivas, têm-se como resultado altos níveis de tensões no instrumento;
- alta rigidez: como as deformações são indesejáveis, impõe-se uma alta rigidez no instrumento.

4.4.1 Método de escolha

A escolha do metal do EF foi realizada baseando-se em informações normativas, bibliográficas e mercantis, considerando também a opinião de especialistas.

a) informações normativas: de acordo com especificações contidas na norma ASTM¹³⁴ para aços destinados à confecção de instrumental cirúrgico, algumas características são requeridas, como composição química, dureza, tratamento térmico e outros. Oferece também uma lista de exemplos de utilização comum, onde, embora não constem especificamente fórceps odontológicos, há citação de outros instrumentos cirúrgicos semelhantes. O aço mais utilizado é o AISI 420;

b) informações de mercado: uma expressiva indústria brasileira fabricante de instrumentos odontológicos (Schobell Industrial Ltda), informou-nos que o aço utilizado na manufatura de seus fórceps é o AISI 420.

Consultando-se catálogo de uma indústria especializada em aços e ligas especiais (Eletrometal S.A. - Metais Especiais) verificou-se que o aço AISI 420 é um dos produtos por ela indicado e comercializado para fins de instrumental cirúrgico (Silva & Mei¹²⁹).

Baseando-nos nestas informações, optamos primeiramente por esta liga na construção do EF;

c) consulta a manuais: selecionada esta liga, buscamos obter suas características exatas nos manuais (Metals Handbook⁹⁵);

d) opinião de especialistas: as considerações anteriores foram corroboradas por professores do Departamento de Tecnologia da Divisão de Engenharia Mecânica-Aeronáutica do ITA.

Assim sendo, este conjunto de informações permitiu-nos estabelecer este aço AISI 420 como a liga eleita na construção do EF.

4.4.2 Descrição da família da liga escolhida

Silva & Mei¹²⁹ descrevem o estudo da família e tratamentos térmicos desta liga.

- Aços inoxidáveis martensíticos: podem ser considerados equivalentes aos aços para têmpera e revenimento (carbono ou ligados), com a diferença principal no alto teor de cromo. Seus principais efeitos metalúrgicos são:

- a) diminuição da faixa de estabilidade da austenita;
- b) aumento da temperabilidade;
- c) abaixamento da temperatura de endurecimento secundário;
- d) aumento da resistência ao amolecimento no revenimento; além disso, pode ocorrer endurecimento secundário, pela precipitação de carbonetos de cromo.

Estes aços podem ser empregados naturalmente, temperados e revenidos, aproveitando as vantagens descritas; no entanto, as propriedades no estado recozido são particularmente importantes para a fabricação, onde a ductilidade é importante, facilitando acentuadamente o processo.

4.4.2.1 Características e emprego

Os aços inoxidáveis martensíticos são ligados ao cromo e carbono e têm composições que interceptam o campo austenítico, no aquecimento. São temperáveis, apresentando, na condição "temperado e revenido", elevadas propriedades mecânicas. Devido à presença de cromo, têm satisfatória resistência à corrosão em diversos meios.

O aço AISI 420 apresenta composição química diretriz: C-0,20 % e Cr-13,0%. É indicado, entre outros, para artigos de cutelaria, *instrumentos cirúrgicos e dentários*.

Na condição de usinado ou forjado, sua composição química percentual é:

C	Mn	Si	Cr	P	S
0,15 mín	1,00 máx	1,00 máx	12,0-14,0	0,04 máx	0,03 máx

- Módulo de elasticidade $E = 200 \text{ GPa}$
- Módulo de cisalhamento $G = 81 \text{ GPa}$
- Tensão de escoamento a 0,2% de Deformação $\sigma_0 = 1480 \text{ MPa}$
(0,2% yield strength)

4.4.2.2 Processamento

O fluxograma típico de processamento para os aços inoxidáveis martensíticos, geralmente fornecidos recozidos, é:

Deformação a quente=> resfriamento controlado=> recozimento=> usinagem de desbaste=> têmpera=> revenimento (duplo)=> usinagem final.

De acordo com Silva & Mei¹²⁹, o Quadro 2 apresenta as temperaturas típicas para tratamento deste aço:

Quadro 2. Temperaturas de tratamentos térmicos (°C) para o aço AISI 420.

Deformação a quente	Recozimento	Têmpera	Revenimento
Início: 1120	750/850	950/1030	200/400
Final: 900 min	Resfriamento lento	Resfriamento em óleo	Evitar a faixa de 450 a 550 (baixa tenacidade)

Observações:

- tanto para têmpera como para recozimento, o aquecimento deve ser lento, em virtude da baixa condutividade térmica deste aço;
- devido à elevadíssima temperabilidade deste aço, cuidados especiais são recomendados nos resfriamentos, especialmente após deformação a quente;
- peças de pequenas dimensões merecem atenção especial, pois podem ser temperadas ao ar.

4.4.2.3. Resposta ao tratamento térmico

O revenimento é essencial para recuperar tenacidade após têmpera. Entretanto, o revenimento na faixa de 450 a 550°C deve

ser evitado, devido ao efeito negativo sobre tenacidade e resistência à corrosão.

4.5 Análise estrutural

4.5.1 Importância do modelo estrutural

A modelagem estrutural pode ser considerada como a etapa mais importante na análise de engenharia.

Um modelo nunca representa perfeitamente a realidade física, mas deve necessariamente conter seus aspectos mais relevantes.

É com esse modelo que se pode prever, dentro de certa margem de erro, o desempenho físico da estrutura analisada, seja em condições de teste ou de serviço.

4.5.2 Eleição da haste alvo da análise

Considerando uma seção transversal da haste transpassada na região do orifício de transpasse (região crítica), verifica-se que a área resistente é de $30,8 \text{ mm}^2$, enquanto na haste transpassante é de apenas $25,2 \text{ mm}^2$. Esse fato, associado a uma maior facilidade de construção do modelo de elementos finitos no caso da haste transpassante, permitiu a eleição desta como a haste alvo da análise estrutural.

4.5.3 Elaboração do modelo estrutural

O modelo estrutural do EF (Figuras 15 e 16) foi elaborado considerando-se os seguintes fatos:

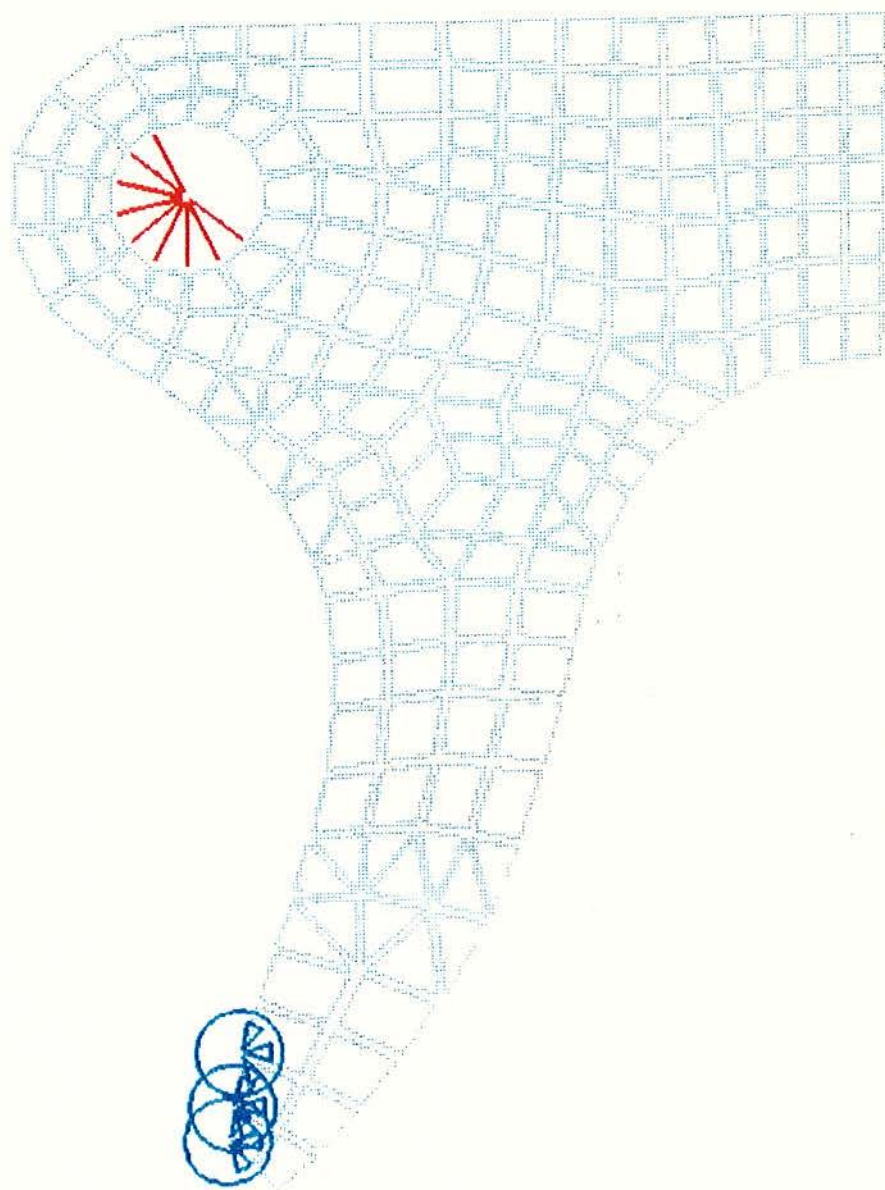


FIGURA 15- Detalhe do modelo estrutural do EF.

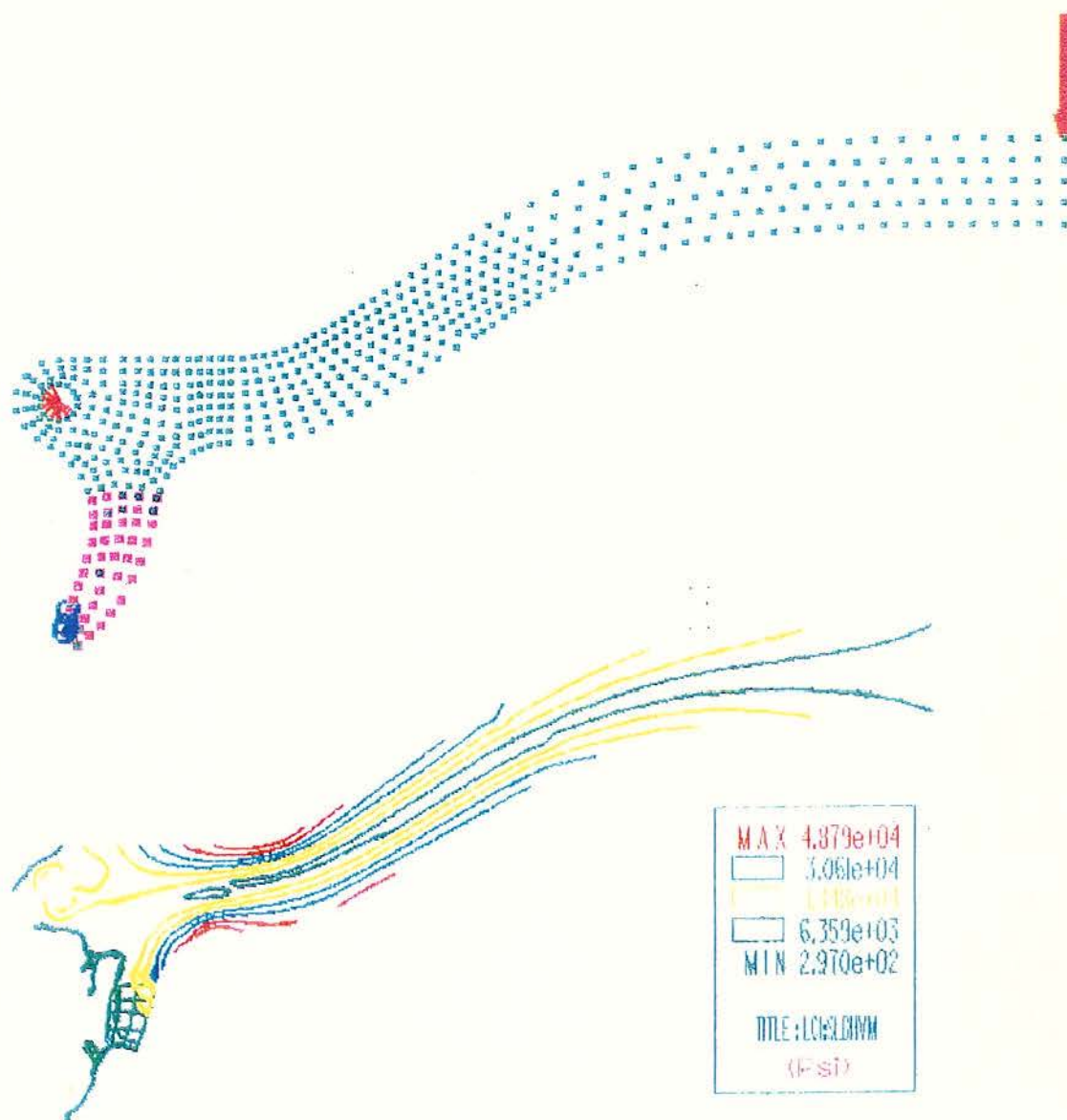


FIGURA 16- Detalhe do modelo e resultados da análise estrutural do EF.

- a) a nível de colo anatômico, a apreensão restringe a translação da ponta das garras;
- b) o esforço de luxação é transmitido pela movimentação do antebraço na horizontal . Na mesma direção encontra-se o esforço de apreensão, que é obtido pela aproximação dos cabos. Considerando uma situação de forte apreensão (Fransson & Winkel⁵⁶, Bwehrenberg²⁵, Meagher⁹¹) e luxação, além do fato desses esforços serem transmitidos num mesmo plano, estima-se que 150 N seja um valor extremo para a carga aplicada;
- c) o pino de fixação pode ser considerado fixo, restringindo a translação do orifício;
- d) a haste possui simetria no plano sagital do instrumento, tanto em termos geométricos quanto de carregamento;
- e) devido à morfologia da garra, a haste não pode ser considerada totalmente plana.

4.5.4 Método de análise

O método de análise utilizado - elementos finitos - tem aplicação em vasto campo.

O conceito básico do método, quando aplicado a problemas de análise estrutural, reside em sua habilidade de modelar uma estrutura, mesmo que complexa, como um conjunto finito de elementos discretos, onde cada um é um membro estrutural contínuo (Bismarck¹⁷, Segerlind¹²⁶, Zienkiewics & Morgan¹⁵³).

As variáveis do problema para cada elemento e em seu contorno são interpoladas em termos de seus valores em pontos (*nós*), que pertencem ao mesmo elemento. As funções de interpolação são escolhidas com base em critério de continuidade (das variáveis dentro do elemento e em seu contorno) para satisfazer uma convergência monotônica da solução à medida em que a malha de elementos é refinada. Em problemas de análise estrutural, a aplicação dos princípios de energia gera um sistema de equações algébricas, onde os valores nodais são as incógnitas do problema em questão.

4.5.4.1 Sistema computacional utilizado

O sistema utilizado, o Intergraph Element Modeling System (I/FEM), é um aplicativo de CAE (Computer Aided Engineering) de propósito geral no Método dos Elementos Finitos (MEF). Foi desenvolvido para as estações de trabalho da Intergraph e sua utilização tem como primeira vantagem o poder de simular computacionalmente qualquer sistema mecânico, obtendo resultados que praticamente se equiparam aos do produto final.

O I/FEM combina gráficos e ferramentas de análise numérica em um sistema acessível e conveniente para a predição do desempenho físico sob condições de teste ou serviço.

No I/FEM cargas, restrições, tensões e esforços iniciais podem ser colocados em pontos, arestas ou áreas do modelo geométrico, assim como em nós ou elementos individuais da malha.

A malha de elementos finitos no I/FEM pode ser construída de modo interativo (pelo usuário) ou automaticamente (pelo sistema).

O I/FEM inclui um programa computacional integrado (*solver*), que resolve seus modelos diretamente, cuja limitação está vinculada apenas à memória virtual (RAM), da estação.

O sistema oferece a flexibilidade de gerar arquivos neutros, os quais permitem a transferência dos dados do modelo de elementos finitos para um *solver* externo.

O I/FEM oferece ainda um completo sistema de pós-processamento que representa os dados numéricos em gráficos de fácil visualização e interpretação.

O processo de modelagem pelo I/FEM é dividido em três estágios:

- a) pré-processamento: envolve a construção do modelo, aplicação das condições de contorno, criação e modificação da malha;
- b) solução: o sistema faz a análise do modelo (gerando resultados numéricos) ou traduz seus dados para um arquivo neutro, para ser analisado por um *solver* externo;
- c) pós-processamento: estágio final no qual o sistema faz uma representação visual dos resultados (código de cores, formas deformadas e outros).

4.6 Construção dos protótipos para molares inferiores

A construção dos exemplares obedeceu a seguinte sequência:

Modelo em CAD (Computer Aided Design) => modelo em CAM (Computer Aided Machinery) => usinagem por comando numérico=> protótipos em aço.

4.6.1 Construção do modelo em alumínio

Com a colaboração de técnico especializado, o processo de fabricação do modelo em alumínio foi o de ajustagem manual, incluindo usinagem por máquinas operatrizes convencionais, segundo a sequência:

a) usinagem dos blocos: a partir de uma chapa de liga de alumínio, com espessura de 9,53 mm, foram recortados dois paralelepípedos com dimensões pouco superiores às medidas finais de cada haste. Os blocos foram então levados à plaina para usinagem nas medidas finais e acabamento superficial de suas faces;

b) traçagem do perfil: as faces dos blocos foram recobertas com tinta azul (específica para traçagem em metais) para realçar os riscos em suas superfícies. Utilizando-se duas das bordas como referência para a traçagem, foram marcadas as posições dos furos, a largura das hastes e os perfis das garras;

c) usinagem: foram realizadas algumas operações, tais como furação dos orifícios de fixação, usinagem do orifício de

transpasse, recorte dos perfis e rebaixamento da espessura da haste transpassante.

As superfícies resultantes foram alisadas com limas, buscando-se a melhor aproximação possível do perfil anteriormente traçado.

Ajustou-se o orifício de transpasse também com uso de limas.

Finalmente, foram esculpidas as cavidades internas das garras com uso de ferramentas manuais, criadas na própria oficina, exclusivamente para esta operação.

O acabamento final foi obtido mediante utilização de lixas d'água, de granulação 450, 500 e 600, e após, palha de aço no acabamento final.

4.6.2 Construção dos protótipos em aço

Os modelos foram construídos mediante utilização de recursos CAM.

A máquina utilizada foi a fresadora à comando numérico marca Deckel, modelo FP4CC, da Subdivisão de Suporte Técnico (SUTEC), do Instituto de Estudos Avançados (IEAv), Centro Técnico Aeroespacial (CTA).

4.6.2.1 Sistema computacional utilizado

O sistema utilizado, o Intergraph/2.5 Axis Milling Option (I/MILL), versão 1.4, é um aplicativo de CAM, cujo propósito é gerar programas de controle numérico para modelos criados no I/EMS. O processo de geração desses programas envolve a iden-

tificação de áreas a serem usinadas pelo I/MILL (no modelo geométrico do I/EMS) e a definição das características das máquinas e ferramentas a serem utilizadas.

Durante a operação do I/MILL, o sistema coleta e armazena informações no arquivo de projeto. Essas informações são armazenadas na forma de expressões numa estrutura tipo árvore de dados: é o banco de dados cuja estrutura pode ser representada por meio de um diagrama.

O processo de geração dos programas de controle numérico pode ser colocado nos seguintes estágios:

- a) preparação: utilizam-se os comandos de grupo do sistema com o objetivo de preparar o arquivo para um novo projeto;
- b) programa: na árvore de dados, o programa é representado por um simples ramo, que contém as informações do caminho da ferramenta e que tem conexões associativas com a máquina, ferramenta e geometria usadas. Nesta fase é criado o programa, a máquina é associada, definidos o sistema de coordenadas e ponto de saída, posição de inter-operações e posição de troca da ferramenta;
- c) caminho: é um nível de organização que representa a operação de usinagem executada por uma única ferramenta. Nesta fase é também criado o caminho, associada a ferramenta, criado o grupo de usinagem e definido o caminho a ser realizado pela ferramenta;

d) geometria: são definidas as características - fronteiras, superfícies e furos - das geometrias utilizadas no programa de usinagem;

e) usinagem: são criados e verificados os caminhos das ferramentas. Os comandos de criação de caminho de ferramenta (coração do sistema) utilizam as geometrias, as ferramentas e as máquinas definidas nos estágios anteriores.

Criados os caminhos de ferramenta, o programa está pronto para gerar o arquivo de saída, que será usado na máquina de comando numérico.

4.6.2.2 Usinagem

Partindo de uma barra de aço circular de 2,54 cm de diâmetro e 1 m de comprimento, foi obtida, via plaina, uma barra de seção retangular (na maior espessura das hastes - 8 mm) sobre a qual se procedeu a usinagem por comando numérico. Para efeito de segurança da fresadora, foi usada como suporte uma placa de alumínio.

As posições dos parafusos que prenderam a barra retangular na fresadora foram cuidadosamente estabelecidas, visando ajuste do caminho da ferramenta de corte e diminuição do nível de vibração durante a operação.

Foram utilizados três passos na usinagem: o primeiro para retirada da maioria do material, o segundo para desbaste grosseiro (agora com nível de vibração bem menor devido à pequena espessura de material sendo usinado) e o terceiro para desbaste fino/acabamento.

Foram realizadas as seguintes operações na usinagem: recorte do perfil, rebaixamento da espessura da haste transpassada e furação.

4.6.2.3 Ajustagem

As superfícies resultantes da usinagem foram alisadas com limas e foram esculpidas as cavidades internas das garras.

4.6.2.4 Trabalhos de finalização

Foram realizados os seguintes procedimentos de finalização:

- tratamento térmico;
- colocação do pino (pinagem);
- soldagem do suporte da empunhadura;
- acabamento superficial.

4.6.2.5 Análise do exemplar final

Avaliando-se o exemplar obtido, foram anotados os seguintes aspectos mais relevantes:

- porosidade: o aparecimento de pequeno nível de porosidade é associado ao tratamento térmico. Talvez um estudo mais detalhado neste ponto traga resultados melhores. No entanto, via polimento, a porosidade quase desapareceu, demonstrando ser apenas superficial;

- folga no orifício de transpasse: apesar da perfeita usinagem, o tratamento térmico subsequente demonstrou ter influência nessa região devido às diferenças de espessura do material; e

- dimensões finais: de um modo geral, estas ficaram ligeiramente menores que as previstas em projeto. Isto se deve espe-

cialmente ao tratamento térmico, à ajustagem e ao polimento (Figura 17).

4.7 Empunhadura

A escolha adequada de um material não consiste apenas na verificação de sua aptidão aos fins a que se destina; devem ser observados vários outros aspectos, tais como o econômico, ergonômico e situacional.

Essa escolha é resultado de decisões a nível técnico-científico e que irão intervir, ao longo do processo, desde a concepção da peça até sua fabricação industrial.

Da interação dos diferentes participantes - o produtor, o ajustador e o usuário - é que resulta o aperfeiçoamento das diversas etapas desse processo.

Considerando a forma anatômica demandada pela empunhadura e seu apreciável volume, a proposta de se confeccionar todo o EF em aço, como ocorre nos fórceps convencionais, cedeu à opção por outros materiais (plástico e alumínio), mais leves, injetáveis e de preço acessível, o que é particularmente interessante, considerando inclusive sua extensa aplicabilidade na indústria.



FIGURA 17- Protótipo do modelo do EF.

4.7.1 Especificação do material

O estabelecimento das condições de contorno (CC) do problema impõe-se para verificar-se se o material irá satisfazer ao trabalho a que se destina:

- ser atóxico;
- não sofrer deformação permanente quando submetido ao próprio peso na temperatura de esterilização por calor seco (170° C por duas horas);
- ser resistente à ação de desinfetantes químicos (ex: glutaraldeído alcalino a 2% durante 10 horas);
- manter as propriedades sob sucessivas esterilizações (térmicas e químicas);
- não ser irritante de mucosas;
- apresentar boa fricção (evitar escorregar da mão do operador);
- ser resistente a choques rotineiros;
- ser resistente ao esmagamento produzido pelo esforço da mão;
- ser agradável ao tato;
- ser injetável;
- possuir preço acessível; e
- ser de fácil obtenção no mercado.

Considerando-se esta fase da pesquisa, torna-se interessante que o material também seja facilmente esculpível e/ou usinável.

A escolha do material, liga de cobre-alumínio, envolveu, além da consideração das CC definidas, a consulta a bibliografia

especializada (Metal Handbooks⁹⁵), a opinião de profissionais e à Divisão de Materiais do Instituto de Aeronáutica e Espaço (IAE/AMR).

A liga de cobre-alumínio tem larga aplicação industrial, desde instrumentos até estruturas aeronáuticas. A liga SAE (Sociedade dos Engenheiros Automotivos) 2024, tem a seguinte composição química, em valores percentuais em peso:

Al - 93.5 Cu - 4.4 Mg - 1.5 Mn - 0.6

Suas principais propriedades mecânicas são: usinável, soldável (com restrições), fundível a 502-638° C, alta condutibilidade térmica, coeficiente de expansão térmica 23,2/ ° C, peso específico 2.78, dureza Brinnel 135, resistência à tração máxima (depois de tratada) 480 Mpa.

4.7.2 Concepção ergonômica

A concepção ergonômica da morfologia da empunhadura considera que o desenho de uma ferramenta ou instrumento profissional deve permitir manuseio cômodo, firme e seguro. Assim, ressalte-se a importância dos detalhes anatômicos, posição correta do operador para seu uso, conveniente distribuição de peso e características específicas de seu emprego. É frequente encontrar ferramenta ou instrumento cuja empunhadura não se adapta corretamente à mão ou cuja forma não permite um máximo desempenho funcional (Verdussen¹⁴¹).

Assim, qualquer projeto de ferramenta manual demanda o conhecimento da anatomia da mão e da ergonomia de apreensão.

A mão, em combinação com o punho, é um instrumento complexo, multi-uso e que é solicitado a desempenhar movimentos forçosos e repetitivos (Bwehrenberg²⁵).

Tamanho, forma, peso, diferenças intersexuais e biotipológicas, características de fricção e absorção de energia são importantes na morfologia final para evitarem-se desordens de origem traumática na mão (Meagher^{91, 92}).

Assim sendo, a morfologia é um ponto importante do instrumento manual, influenciando as posições e movimentos da mão. Seu projeto deve demandar considerações biomecânicas e ergonômicas, relatadas anteriormente.

No caso particular de instrumento manual de força, pela própria natureza de aplicação, as desordens de origem traumática na mão tendem a se agravar.

Na situação específica do EF, onde o cabo e o braço da haste são segmentos diferentes, há que se considerar:

- os cabos devem ser projetados de forma a balancear os torques individuais dos dedos, ou seja, posicionando-se o centro de torques exatamente sobre o ponto de transmissão de força da empunhadura às hastes do instrumento, evitando-se o desperdício de energia em torções improdutivas e indesejáveis do instrumento;

- o fato de as empunhaduras estarem posicionadas verticalmente na extremidade das hastes, faz com que sua aproximação ocorra de forma paralela, o que varia isometricamente o espa-

ço de empunhadura para cada dedo, mantendo assim a somatória de torques individuais; e

- por questões anatômicas, os dedos posicionam-se segundo um arco de circunferência para um esforço ótimo de empunhadura.

Com base nessas considerações, estabelecem-se as condições de contorno das empunhaduras:

- quanto às formas: permitam a manutenção da posição neutra da mão (em ação e em repouso), evitem a abdução do ombro, permitam utilização simétrica por ambas as mãos, impliquem manejo não refinado antropomorfo, não pressionem a região palmar central, distribuam as forças de pressão em áreas grandes (tenar e hipotenar) e menos sensíveis da mão e não incluam sulcos ou outras formas pré-moldadas.

- quanto ao esforço dos dedos, o projeto deve: posicionar corretamente o centro de torques individuais, utilizar comprimento de empunhadura superior a 100 mm e utilizar espaço de empunhadura próximo a 65 mm.

Convém observar que, em nível industrial, devem ser concebidas empunhaduras em pelo menos dois tamanhos diferentes (grande e pequeno), para permitir utilização adequada do instrumento por maior parcela de usuários. Ainda lembrando que, para a obtenção de boas peças via injeção, demandam-se cuidados especiais com a espessura (não superior a 5 mm); assim, torna-se interessante que o conjunto seja confeccionado com seções vaza-

das para diminuir o volume de material necessário e possibilitar a existência de paredes finas com espessura e resistência constantes.

4.7.3 Esboço morfológico

O material utilizado na definição morfológica foi "massa de modelagem" (Plastiline-Ind. CALAC), pois mostrou-se adequado em termos de maleabilidade e rigidez.

O método constou basicamente da agregação progressiva do material ao suporte da empunhadura, buscando-se a morfologia mais adequada, em conformidade às condições de contorno estabelecidas.

4.7.4 Aspectos construtivos

- encaixe para o suporte e braço da haste: as empunhaduras possuem superfícies que envolvem lateralmente seus suportes de seção retangular, excluindo uma possível tendência de rotação. Apresentam também uma ranhura que permite seu encaixe na extremidade do braço da haste correspondente, aumentando a robustez do conjunto;

- fixação: é obtida mediante encaixe sob pressão. O sistema de travamento da empunhadura em seu suporte consiste de uma mola de compressão (em aço inox), atuando sobre uma esfera: isto permite um perfeito ajuste entre as partes conectantes. As eventuais diferenças dimensionais entre o suporte e a empunhadura são absorvidas pelo conjunto esfera-mola de compressão;

- posicionamento do plano de simetria: a localização do plano principal das hastes (plano médio de aproximação/afastamento dos braços de alavanca) em relação à palma da mão determina o posicionamento do plano de simetria das empunhaduras. Este eixo é localizado num ponto calculado pelo balanceamento dos torques individuais dos dedos na empunhadura posterior, situado pouco abaixo do eixo do dedo médio (Apêndice 2);

- concepção da empunhadura posterior (distal): optou-se por morfologia arredondada, simétrica e sem sulcos, para sua superfície de contato com os dedos, em conformidade com as condições de contorno. Escolhendo-se adequadamente a curvatura desta superfície é possível colocar os dedos em posição estática funcional da mão (posição natural), o que é ergonomicamente adequado (Fransson & Winkel⁵⁶, Bwehrenberg²⁵, Meagher⁹², Verdussen¹⁴¹). A ausência de sulcos é importante também para possibilitar a simetria da empunhadura e o balanceamento dos torques individuais dos dedos, cujo cálculo demonstrou que o centro de empunhadura da mão encontra-se um pouco abaixo do eixo do dedo médio;

- concepção da empunhadura anterior (mesial): apesar da distribuição dos esforços por uma área maior da mão ser interessante, Meagher⁹² afirma que a região palmar média deve ser poupada. Em consequência, a empunhadura anterior foi modelada de forma a apoiar-se na região tenar e hipotenar. A posição estática

funcional da mão determinou a largura da empunhadura na região do polegar.

4.7.5 Confeção dos modelos

A partir do protótipo feito em massa de modelar, confeccionaram-se as empunhaduras em plástico, reproduzindo-se fielmente os modelos ergonomicamente concebidos em massa. Estes modelos foram confeccionados de forma absolutamente artesanal, por um técnico especializado, em uma das oficinas do IEAv (CTA).

A morfologia destes protótipos em plástico foi transferida para a fresadora à comando numérico Deckel, para proceder-se à confecção das empunhaduras em metal proposto - o alumínio.

Desta forma o instrumento está concluído, sendo possível o início de sua utilização (Figuras 18, 19 e 20).



FIGURA 18- Ergofórceps (EF): concepção morfológica final.



FIGURA 19- Detalhe de apreensão de molar inferior com o EF (vista ântero-superior).



FIGURA 20- Detalhe de apreensão de molar inferior com o EF, evidenciando correta postura natural da mão.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Avaliação ergonômica do novo instrumento

5.1.1 Teste de apreensão (ou pega)

Este teste é uma técnica com o objetivo de determinar os pontos de pressão nas mãos do usuário quando em posição de trabalho. Isto demanda os seguintes passos:

- cobertura da empunhadura com tinta (guache);
- realização da apreensão em posição de trabalho;
- impressão do resultado.

Comparativamente, têm-se os seguintes resultados do teste:

- no fórceps convencional, os pontos de pressão ocorreram fundamentalmente em posições distais dos dedos (regiões entre falanginha e falangeta) e região palmar central (Figura 21).
- no EF, os pontos de pressão ficaram distribuídos ao longo dos dedos, região hipotenar proximal e tenar (Figura 22).



FIGURA 21 - Teste de apreensão para o fórceps convencional.

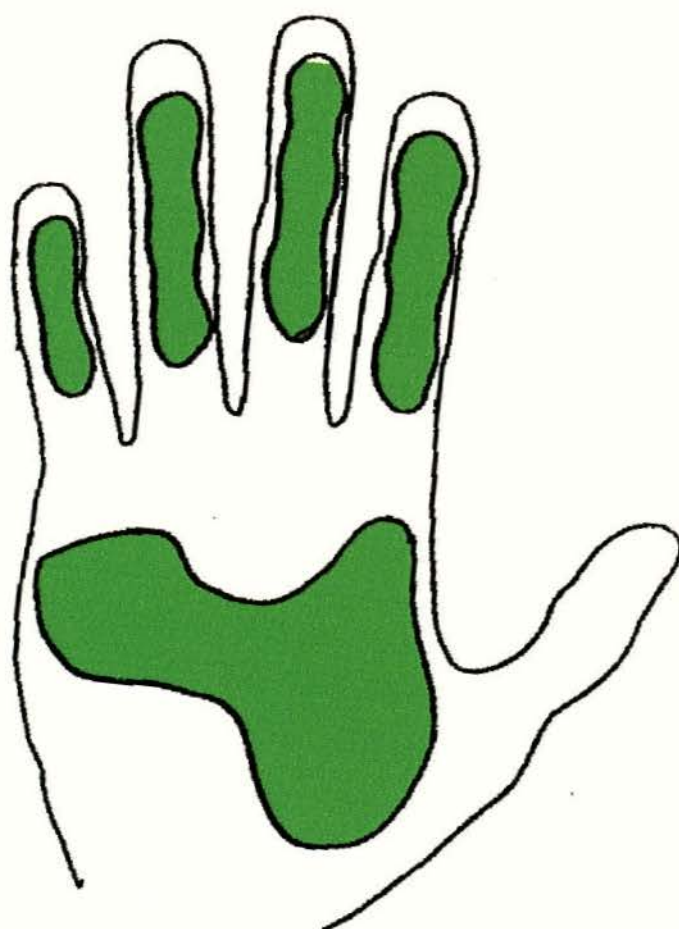


FIGURA 22 - Teste de apreensão para o EF.

5.1.1.1. Análise dos resultados do teste

O fórceps convencional demonstrou que, além de demandar concentração de esforços em área bastante menor (35 cm^2), eles ocorrem em regiões inadequadas, aumentando o esforço necessário à apreensão e sujeitando o usuário a prováveis lesões.

No EF, os pontos de pressão ocorrem nas regiões previstas, ergonômica e biomecanicamente, em área bastante ampla (63 cm^2), poupando a região palmar central.

5.2 Fase experimental do EF

5.2.1 Fase laboratorial de experimentação

5.2.1.1 Confeção do simulador de arcada dental

Utilizou-se um componente (mandíbula) de manequim destinado a treinamento de dentística de laboratório, confeccionado em liga de alumínio, apresentando um sulco na região correspondente ao que seria o processo alveolar (Figura 23); este sulco foi preenchido com resina Solithane 113 (para implantarem-se os molares humanos a serem "extraídos"), material escolhido com base nas seguintes características: aderência, rigidez e facilidade de processamento.

Este material foi processado segundo as especificações de procedimentos:

- pesagem cuidadosa nas proporções indicadas à utilização:	
Resina Base de Solithane 113.....	100
Catalisador C113/300.....	74



FIGURA 23- Simulador utilizado na fase experimental do EF.

- mistura dos componentes, em cadinho, até obtenção de homogeneidade e fluidez no material.
- elevação da temperatura, em estufa, a 55° C (temperatura indicada para a mistura) até a presa completa do material.

A inclusão dos dentes ocorreu durante a presa, no interior da estufa, quando o material já havia adquirido consistência adequada, para melhor aderência e alinhamento destes.

5.2.1.2 Simulação do ato cirúrgico

O simulador foi preso numa morsa, em posição e angulação análogas às de uma arcada humana portadora de molares. Na sequência, o operador posicionou-se para procedimento de exodontia e simulou este ato, implementando a percepção sensório-motriz da manipulação do instrumento.

As primeiras "avulsões" foram realizadas com a mão direita, para desenvolvimento da sensibilidade e adequação da nova empunhadura. As intervenções realizadas com a mão esquerda demandaram maior elaboração mental, pois o operador é destro. Ressalte-se que este mesmo tipo de elaboração mental é encontrado em alunos de graduação ao realizarem as primeiras exodontias, quer sejam destros ou sinistros. No entanto, a sensibilidade, o treinamento e o domínio da intervenção com a mão esquerda foram também rapidamente assimilados, permitindo "avulsões" com relativa facilidade.

5.2.1.3 Análise da simulação

As intervenções no simulador permitiram ao operador sentir a consistência e aparente eficácia do instrumento. Os dentes

foram avulsionados dentro da cinética proposta, ou seja, movimentação do dente na horizontal, acompanhando a extensão e a flexão do braço.

Esse treinamento conferiu suficiente subsídio e segurança para a intervenção clínica, o que foi avaliado no estudo eletromiográfico que se segue.

5.3 Eletromiografia do ato cirúrgico de exodontia

5.3.1 Estudo comparativo da utilização do fórceps convencional e do EF

A eletromiografia é a melhor representação da ativação e controle neurológico do sistema músculo-esquelético. É usada em trabalhos que buscam estimar a magnitude relativa e relações temporais de diversos músculos durante atividades, tanto ocupacionais quanto esportivas, mostrando-se útil, inclusive, na mensuração local da fadiga muscular (Chaffin & Andersson³⁴).

A profissão odontológica envolve atividade intelectual e esforço muscular.

Todo esforço muscular produz alterações na atividade eletromiográfica, bem como na pressão arterial e frequência cardíaca, possibilitando, mediante seu estudo, o desenvolvimento de melhores meios - instrumentos e/ou posturas de trabalho - para a realização das tarefas (Borea et al.²⁰).

Desordens músculo-esqueléticas são comuns entre dentistas. Existem várias razões, entre elas a necessidade de precisão na

tarafa e de sustentação de cargas estáticas na região de pescoço-ombro, combinada com flexão e rotação da coluna cervical (Milerad et al.⁹⁶, Rundcrantz¹²²).

O ato de exodontia com fórceps convencional, especialmente na fase de luxação, exige, frequentemente, grande esforço físico do cirurgião-dentista. Uma forma de compará-lo com a utilização do EF, face às variabilidades antropométricas, é a análise eletromiográfica qualitativa.

5.3.2 Aspectos conceituais

Todas as células vivas possuem uma membrana envolvendo-as. Devido ao fato desta membrana possuir permeabilidade seletiva a íons, surge um potencial elétrico entre seu interior e exterior chamado "potencial de repouso".

As células nervosas e musculares possuem a capacidade de alterar subitamente e de restaurar (na ordem de milisegundos) a permeabilidade de sua membrana. Isto resulta em uma rápida migração de íons, causando a despolarização da célula. Essa rápida alteração no potencial de membrana é chamada "potencial de ação" e é usada pelas células para transmissão de informação a distâncias longas no corpo.

O sinal é propagado por mecanismos fisiológicos ao longo das células nervosas, atingindo, finalmente, a chamada "placa motora" do músculo, ativando, então, suas células.

O sinal eletromiográfico é justamente o resultado da sobreposição de diversos desses potenciais de ação e pode ser registra-

do através de eletrodos (tipo agulha, fio ou de superfície), interface pele/músculo e o sistema de amplificação do sinal.

Em estudos de movimento humano, a utilização de eletrodos de superfície é vantajosa, pois estes são não-invasivos e não comprometem o deslizamento dos diversos tecidos entre si. As técnicas mais utilizadas em biomecânica de colocação desses eletrodos, segundo Amadio et al.⁴, são:

- a do ponto motor,
- a do ponto médio do ventre muscular, e
- a do ponto médio entre o ponto motor e a inserção distal do músculo.

Segundo Chaffin & Andersson³⁴, o registro dos sinais eletromiográficos é afetado por um grande número de variáveis, tanto fisiológicas (tempo e velocidade de contração, temperatura muscular, tipo e tamanho do músculo) quanto de medição (largura, impedância, proximidade e tipo dos eletrodos). Amadio et al.⁴ concluem que os mecanismos da força muscular dependem de muitos fatores (treino, intensidade, comprimento da fibra muscular, recrutamento de unidades motoras, sexo e mesmo indivíduo), tornando impraticável, de forma generalizada e na atual tecnologia, a interpretação da força através do sinal eletromiográfico.

5.3.3 Metodologia do experimento

A eletromiografia foi aplicada no seguinte grupo de músculos:

- M. trapezius
- M. deltoideus
- M. biceps brachii
- M. pectoralis major
- M. triceps brachii
- M. latissimus dorsi

Esse grupo foi escolhido com base nas seguintes considerações: todos são grandes e potentes, são superficiais (o que facilita sobremaneira a análise eletromiográfica) e, da análise prévia da bibliografia associada (Civita³⁵, Ferner & Staubesand⁵², Wirthed¹⁴⁹), pressupõe-se sua participação na execução da luxação do dente, em ambas as sistemáticas analisadas.

A análise contou com a participação do cirurgião-dentista, simulando o ato de luxação nas duas sistemáticas de exodontia, utilizando-se o simulador.

O experimento foi realizado no Departamento de Anatomia do Instituto de Ciências Biomédicas da Universidade de São Paulo (USP), utilizando-se um eletromiógrafo de quatro canais TECA TE 2-7, equipado com audio e registro gráfico para a documentação dos potenciais de ação.

Os eletrodos utilizados foram do tipo superficial e a técnica de colocação a do ponto médio do ventre muscular, representando assim, de uma forma mais adequada, sua atividade como um todo.

A análise foi realizada estando o operador posicionado da forma prescrita, ou seja, em pé, para a sistemática convencional e,

sentado, para a proposta. Para ambas, a bateria de testes foi repetida em igualdade das demais condições, tanto para trabalho estático, quanto dinâmico, constando de duas etapas devido ao número reduzido de canais (o M. biceps braquii foi escolhido como referência para o sincronismo dos registros).

A amplitude de calibração foi mantida em 500 $\mu\text{V}/\text{cm}$ e a velocidade de varredura em 300 ms/divisão, em conformidade com o objetivo de comparação qualitativa dos resultados.

Os registros eletromiográficos foram gravados em papel próprio, sensível à radiação ultravioleta, à velocidade de 2 cm/s.

A análise dos registros foi realizada sob o ponto de vista qualitativo com relação à amplitude e periodicidade do sinal eletromiográfico, representando, respectivamente, a intensidade e variação da atividade muscular.

5.3.4 Resultado do experimento

Para a correta interpretação dos Quadros 3 e 4 devem ser considerados:

- movimentação convencional: adução/abdução do membro superior estando este em flexão;
- movimentação ergonômica: extensão/flexão de braço (anteversão/retroversão) paralela ao plano sagital estando antebraço flexionado de 90°;
- periodicidade: é a variação temporal do sinal eletromiográfico em função da ativação resultante do movimento executado pelo operador;

- amplitude: é a intensidade do potencial de ação muscular enquanto o operador executa o movimento;
- NOb: não observado.

Quadro 3. Sistemática convencional

Músculos	TRABALHO		
	Estático	Dinâmico	
	Amplitude	Amplitude	Periodicidade
M. trapezius	muito grande	muito grande	NOb
M. deltoideus	pequena	grande	evidente
M. pectoralis major	NOb	pequena	NOb
M. biceps brachii	grande	muito grande	evidente
M. triceps brachii	NOb	NOb	NOb
M. latissimus dorsi	NOb	NOb	NOb

Quadro 4. Sistemática proposta

Músculos	TRABALHO		
	Estático	Dinâmico	
	Amplitude	Amplitude	Periodicidade
M. trapezius	NOb	NOb	NOb
M. deltoideus	NOb	NOb	NOb
M. pectoralis major	NOb	pequena	NOb
M. biceps brachii	muito grande	muito grande	sutil
M. triceps brachii	NOb	NOb	NOb
M. latissimus dorsi	NOb	pequena	NOb

5.3.5 Análise dos resultados

Dentre os músculos analisados, pode-se inferir:

- de maneira intensa e geral, a sistemática convencional utilizou três grandes músculos (trapezius, deltoideus, biceps brachii), enquanto a sistemática proposta apenas um desses (biceps brachii), demonstrando serem deltoideus e biceps brachii os principais responsáveis pelo componente dinâmico do ato convencional;

- o trabalho dinâmico na sistemática proposta não modificou intensamente a atividade eletromiográfica de nenhum dos músculos, podendo este resultado indicar que o componente dinâmico do ato é relativamente reduzido e distribuído entre biceps brachii, pectoralis major e latissimus dorsi;

- outro resultado importante obtido, em termos comparativos, é a grande redução da atividade eletromiográfica na região ombro/pescoço na sistemática proposta, pois nesta o operador não necessita sustentar seu braço em abdução e flexão, estando, portanto, livre de boa parte das cargas estáticas. Este estudo concorda com Milerad et al.⁹⁶, cujo trabalho conclui que o trapezius é o músculo que sustenta a maior parte do componente estático da atividade do cirurgião-dentista.

5.4 Fase clínica de experimentação

Considerando que a próxima etapa é a intervenção clínica em humanos, torna-se imperiosa a esterilização do instrumento.

Esta foi realizada segundo duas modalidades: calor úmido (autoclave) e calor seco (estufa).

a) esterilização por autoclave - características do processo:

- temperatura: 120° C
- pressão: 1 atm (0,1013 *Mpa*)
- duração: 30 minutos
- presença de vapor d'água

O instrumento apresentou manchas superficiais típicas de oxidação, o que também é rotineiro nos fórceps convencionais assim esterilizados. No entanto, com a fricção de uma mecha de algodão essas manchas foram removidas facilmente e o brilho original retornou.

b) esterilização por estufa - este processo utiliza temperatura de 160° C por 2 horas. Dada a quase universal presença deste equipamento em consultórios odontológicos e o não aparecimento inicial das manchas de oxidação, optou-se por um procedimento sistemático de esterilização do EF por calor seco.

5.4.1 Comparação postural de atuação

Nas intervenções realizadas, o novo instrumento demonstrou total eficácia e eficiência superior à dos fórceps convencionais. Observou-se ainda que, além da maior simplicidade em ação, outros aspectos operacionais merecem destaque:

- conforto na apreensão - dada a posição e a uniformidade dos esforços sobre o membro superior em ação, houve maior conforto na apreensão;
- sensibilidade e facilidade na luxação

- visualização do ato cirúrgico - graças à posição da cabeça do paciente, à inexistência de obstáculos interpostos à iluminação e à aproximação lateral do instrumento ao local da intervenção, verificou-se melhoria da visualização do ato cirúrgico (Figura 24).



FIGURA 24- Operador intervindo com o EF.

A sequência de fotografias realizadas em atos cirúrgicos na Faculdade de Odontologia do Câmpus de São José dos Campos - UNESP, evidencia detalhes da utilização dos dois tipos de fórceps (Figuras 3, 4, 5 e 24).

A comparação postural de atuação permite evidenciar a diminuição dos custos fisiológicos para o operador no caso da sistemática ergonômica, conforme demonstrada no Quadro 5 que se segue:

Quadro 5 - Aspectos comparativos posturais

Sistemática convencional	Sistemática ergonômica
posição em pé com flexão da coluna vertebral	posição sentada correta
desvio ulnar pronunciado em situação de esforço de apreensão	posição neutra da mão, tanto em repouso quanto em função
antebraço estendido, afastando o instrumento do operador	antebraço a 90° do eixo do braço e do plano torácico
dificuldade de visualização	facilidade de visualização
movimentação em adução e abdução	movimentação de anteversão e retroversão
espaço de empunhadura incorreto	espaço de empunhadura adequado
braço em flexão e abdução	braço paralelo ao corpo
inadequação do instrumento a operadores sinistros	simetria de atos

6 CONCLUSÕES

Em princípio, toda idéia inovadora defronta-se com dificuldades inerentes à sua própria natureza.

Neste trabalho, tanto em instrumento quanto em sistemática de utilização, as mudanças realizadas podem ser tidas como profundas dentro da Odontologia, especificamente no campo da exodontia.

Sua adoção pela classe odontológica, que certamente encontrará dificuldades visto a praxe, só será possível mediante o envolvimento gradual de seus profissionais e consequente interesse da indústria fabricante. Desta forma, há que se considerar as diferenças individuais no tempo de readaptação aos novos procedimentos para os já então usuários dos fórceps convencionais.

Assim sendo, pode-se considerar que o Ergofórceps (patente de projeto requerida junto ao Instituto Nacional da Propriedade Industrial - INPI, processo nº MU 7500655-3) e sua sistemática de utilização conferem ao capítulo da exodontia um conjunto de vantagens em relação aos fórceps convencionais, em vários níveis, como a seguir:

6.1 Nível de Posicionamento e Postura do Operador

6.1.1 Posição sentada: distribuição do peso corporal pelas regiões sacral (tuberosidades isquiais), póstero-inferior do fêmur e plantar dos pés. Aliado a isto, apoio das costas no espaldar do mocho propicia a postura correta, o que permite adequada hemodinâmica.

6.1.2 Postura ergonômica do braço: estando na posição de descanso, em adução, não envolve trabalho muscular para sua sustentação.

6.1.3 Postura ergonômica da mão: por estar fisiologicamente postada, sem desvio, torção ou flexão/extensão, a apreensão do instrumento é realizada adequadamente tanto em repouso quanto em função.

6.2 Nível Operacional

6.2.1 Aproximação ao campo de trabalho: devido à posição sentada do operador e à posição supina do paciente, este ato se processa com bastante naturalidade.

6.2.2 Distribuição bilateral das cargas operatórias: de acordo com o lado da boca a se intervir (direito ou esquerdo) o instru-

mento é empunhado respectivamente com mão direita ou esquerda; isto resulta em distribuição das cargas operatórias.

6.2.3 Simplicidade cinética do ato cirúrgico: a movimentação do braço na utilização do instrumento (anteversão e retroversão) é mecanicamente simples e anatomicamente natural.

6.2.4 Melhoria da visualização: devido à posição da cabeça do paciente, à não presença de obstáculos interpostos à iluminação e à aproximação lateral do instrumento ao local da intervenção, a visualização do ato cirúrgico fica melhorada.

6.3 Nível Acional-Manipulativo

6.3.1 Conforto de apreensão: a empunhadura anatômica associada à postura ergonômica de apreensão e à cinética do ato cirúrgico (anteversão e retroversão) constituem um conjunto mais confortável de apreensão.

6.3.2 Vantagem mecânica na apreensão: a vantagem mecânica do EF é superior ao dobro da vantagem dos fórceps convencionais devido à maior razão entre seus braços potente e resistente, e também devido à utilização dos suportes da empunhadura que concentram o esforço na extremidade da haste (braço potente).

6.3.3 Vantagem mecânica na luxação: neste instrumento, o esforço de luxação é exercido coplanarmente ao de apreensão e utiliza o mesmo braço (potente) de alavanca, o que lhe confere uma vantagem mecânica cerca de duas vezes superior à de um fórceps convencional.

6.3.4 Maior força de apreensão: além da maior vantagem mecânica proporcionada pela morfologia do instrumento, as posturas braço em adução, antebraço paralelo ao solo e a 90° do plano frontal torácico, com a mão ergonomicamente postada, determinam a maior força de apreensão na posição sentada sem apoio de braço.

6.3.5 Maior força de luxação: os estudos biomecânico e eletromiográfico realizados demonstram que a fase de luxação utilizando o EF para exodontias de molares é, comparativamente ao modelo tradicional, muito facilitada, tanto em termos de esforços estáticos quanto variáveis. Isto se deve basicamente à maior vantagem mecânica proporcionada pela morfologia do instrumento, ao plano de aplicação do esforço e à configuração muscular mais adequada em ação.

6.3.6 Controle do instrumento: sendo os esforços aplicados e a movimentação do instrumento/mão do operador todos coplanares, o controle do instrumento fica bastante facilitado.

- 6.3.7 Inexistência de esforços de rotação sobre o dente: a morfologia em perfil, em conjunto com o plano de aplicação dos esforços, implicam a inexistência de momentos torçores sobre o dente.
- 6.3.8 Incremento da percepção tátil: estando o operador aliviado das tensões musculares resultantes da posição e da forte apreensão necessárias na sistemática convencional, o ato cirúrgico fica facilitado e o operador tem a possibilidade de se concentrar mais em sua percepção tátil.
- 6.3.9 Adaptabilidade a diferentes tamanhos de mãos: considerando o fato de as empunhaduras serem encaixáveis, o instrumento pode ser utilizado com diferentes tamanhos de empunhaduras, possibilitando a adaptabilidade a diferentes tamanhos de mãos.
- 6.3.10 Simetria de atos: pelo menos a nível nacional, os fórceps são concebidos apenas para usuários destros de biotipologia mediana, implicando muitas vezes empunhadura inadequada para mãos pequenas e, em especial, para canhotos que insistem em seu esquema corporal (mão preferencial esquerda).
- Analizando a técnica de exodontia, pode-se considerar a utilização de ambas as mãos simetricamente no ato cirúrgico, ou seja, a mão que empunhar o instrumento fica vin-

culada ao lado da boca do paciente em que a intervenção está ocorrendo, caracterizando assim uma simetria de atos. Afirma-se que o aprendizado da utilização de ambas as mãos para o ato cirúrgico, simetricamente, é rápido e eficiente, especialmente entre estudantes.

Deve-se lembrar que os movimentos exigidos do operador na luxação são muito simples, não necessitando de "grande precisão" e/ou perícia de sua mão; isto justifica a não prevalência de esquema corporal, concorrendo assim para o melhor modo de realizar-se a tarefa.

É interessante notar que com a utilização da simetria de atos há uma equalização dos esforços sobre o corpo do operador e, conseqüentemente, a diminuição da carga unilateral convencional, reduzindo o processo de fadiga.

6.4 Nível de Posicionamento do Paciente

6.4.1 Posição supina: permite apoio em toda a extensão dorsal do paciente; como a cadeira de tratamentos não oferece apoio para os pés, este conjunto postural (ausência de tensão de pernas e braços) propicia situação de repouso ou relaxamento, aliviando tensões emocionais do paciente, o que é muito importante durante a intervenção.

Esta posição permite a equalização da hemodinâmica em toda a extensão do corpo, melhorando consideravelmente a irrigação cerebral, o que dificulta sobremaneira reações

colaterais, como pré-lipotimia ou mesmo lipotimia no trans-operatório.

Nessa posição, o istmo das fauces fica fisiologicamente obliterado: a musculatura supra-hioidéia e a ação da gravidade tracionam a base da língua para baixo, promovendo esta obliteração. Com isso, fica extremamente dificultada a deglutição, o que representa um fator de segurança contra o perigo de deglutir ou aspirar corpos estranhos.

6.5 Nível Construtivo

6.5.1 Pequeno volume metálico: devido às reduzidas dimensões de todas as suas partes constituintes (com exceção da empunhadura), o instrumento possui pequeno volume metálico.

6.5.2 Simplicidade de construção: o instrumento é basicamente um perfil com pequenas barras unidas à sua extremidade. Essa morfologia torna extremamente facilitado o processo de fabricação.

6.5.3 Redução da linha de produção: devido à morfologia em perfil do instrumento, somente as pontas ativas das garras variam em toda a coleção. Assim, pode-se estender o estudo aos demais grupos dentais. Este fato permite a utilização

da mesma linha de produção na fabricação dos diversos instrumentos.

6.5.4 Redução do número de instrumentos: sendo o instrumento utilizado indiferentemente em ambos os lados da boca, o número total da coleção fica reduzido.

É provável que durante o processo de validação do novo instrumento e de sua sistemática de utilização problemas sejam apontados, pois em se tratando de aplicação e utilização por seres humanos, as variáveis envolvidas são bastante complexas, impossibilitando seu perfeito equacionamento. No entanto, considerando o citado conjunto de vantagens, os resultados da fase experimental e dos estudos eletromiográfico e biomecânico realizados, e a compatibilidade com as diretrizes ergonômicas e biomecânicas para a concepção de trabalhos e de instrumentos manuais, é possível que eventuais modificações não atinjam os principais pontos desenvolvidos.

É importante ainda enfatizar que o elenco profissional envolvido neste trabalho integrou diversas áreas, em especial: Odontologia, Ergonomia, Anatomia, Análise Estrutural, Computação Gráfica, Materiais, Biomecânica e Desenvolvimento de Produtos.

VII - REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA*

- 1 AARAS, A., WESTGAARD, R.H., STRANDEN, E. Postural angles as an indicator of postural load and muscular injury in occupational work situations. *Ergonomics*, v.31, n.6, p.915-33, 1988.
- 2 AGERBERG, G. Maximal movements in young men and women. *Sven. Tandlak. Tidskr.*, v.67, n.2, p.81-99, 1974.
- 3 ALEXANDER, G. Posição ergonômica de trabalho. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.34, p.72, 1980.
- 4 AMADIO, A.C. et al. Contribuição para a interpretação da relação força e atividade eletromiográfica. In: CONGRESSO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 6, 1995, Brasília. *Anais ... Brasília: UnB*, 1995. p.244-50.

* Baseado em:

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS, Rio de Janeiro.
Referências bibliográficas NBR 6023. Rio de Janeiro, 1989. 19p.

- 5 ANDERSON, J.A. Dental office design and layout. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.60, n.3, p.344-53, 1960.
- 6 ANNEROTH, G. Work simplification in dental practice. *Dent. Abstr.*, v.13, n.10, p.586-7, 1968.
- 7 ARBENS, G.O. *Odontologia legal*. São Paulo: EDUSP, 1959. 248p.
- 8 ARITA, E.S., LASCALA, C.A., VIANNA, R.B.C. Um novo conceito de ensino e trabalho em odontologia: desempenho lógico. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.47, p.1105-10, 1993.
- 9 ASH JUNIOR, M.M. Os molares permanentes inferiores. In: - *Wheeler's anatomia, fisiologia e oclusão*. Trad. B. Rosenberg. São Paulo: Ed. Santos, 1987. p.245-75.
- 10 ASSAF, D.L. Ergonomia, mais uma ciência à disposição do administrador de pessoal. *Rev. Rec. Hum. Emp.*, v.3, p.10-9, 1975.
- 11 BARNES, R.M. *Estudo de movimentos e tempos*. Projeto e medida do trabalho. São Paulo: Edgard Blucher, 1963. 237p.

- 12 BARREIRA, T.H.C. *Introdução à ergonomia*. São Paulo: Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo. Departamento de Medicina Social, 1994. 182p. (Apostila).
- 13 BARROS, O.B. *Ergonomia I: a eficiência ou rendimento e a filosofia correta de trabalho em odontologia*. São Paulo: Pancast, 1991. 196p.
- 14 BEHSNILIAN, V. Diagnósis oral funcional. In: - *Oclusión y rehabilitación*. 2 ed. Montevideo: s/n, 1974. p.119-44.
- 15 BIDDLE, H. Hand tools. *Engineering*, n.11, p.857-9, 1981.
- 16 BIJELLA, V.T. *Aplicação do sistema Pert no estudo de a-tos operatórios em odontologia*. Bauru, 1980. 146 p. Tese (Livre Docência em Orientação Profissional) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.
- 17 BISMARCK, M.N. *Finite elements in applied mechanics*. São José dos Campos: Abaeté, 1993. 518 p.
- 18 BOBBIO, A. *História da Odontologia*. Araraquara: Faculdade de Farmácia e Odontologia, 1969. 214p. (Apostila).

- 19 BOLEO, J.P. History of teeth extraction from antiquity to modern surgery of the mouth. In: INTERNATIONAL CONGRESS OF THE HISTORY OF MEDICINE, 23, 1974. *Proceedings...* London: Taylor & Francis, 1974. p.130-82.
- 20 BOREA, G., MONTEBUGNOLI, L., BALLA, B. The effects of work posture on muscular electrical activity and circulatory dynamics in dentists. *Quintessence Int.*, v.21, n.7, p.603-7, 1990.
- 21 BRAUER, J.C., RICHARDSON, R.E. *The dental assistance*. 3. ed. New York: McGraw-Hill, 1964. 317p.
- 22 BRETTEEN, P. Principles of posture. *Occup. Health*, v.25, p.209-14, 1973.
- 23 BUCHS, H.H. Klinisch-experimentelle untersuchungen zur ausleuchtung der mundhuhle. *Dtsch. Zahnartl Z.*, v.22, p.453-9, 1967.
- 24 BULLINGER, H.J., SCHMAUDER, M. Product design for left and right handers. In: MARRAS, W.S. et al. *The ergonomics of manual work*. London: Taylor & Francis, 1993. p.179-82.

- 25 BWEHRENBURG, S. Ergonomics. *Pers J.*, p.95-102, Jun 1986.
- 26 CANTISANO, W. et al. Molares. In: - *Anatomia dental e es-cultura*. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1978. cap.5, p.116.
- 27 CARDOSO, M.R. Instrumento para exodontia: o saca-raízes. *Bol. Serv. Odontol.*, v.4, n.9, p.26-7, 1982.
- 28 CARVALHO, L.P. et al. Alergia de contato nos dentistas. *Rev. Bras. Alerg.*, v.1, p.7-22, 1962.
- 29 CASOTTI, L. *Storia de forcipe dentario*. Torino: Minerva Medica, 1954. 76p.
- 30 CASTALDI, C.R. Dental auxiliaries dentistry's dilemma. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.84, p.1080-7, 1972.
- 31 CASTANO, F.A., ALDEN, B. A. *Handbook of expanded dental auxiliary practice*. Philadelphia: J. B. Lippincott, 1973. 184p.
- 32 CASTRO, J.R.F. *Contribuição aos estudos de produtividade em odontologia. Uma técnica de trabalho com e sem auxiliar odontológica, na execução de restaurações de amálgama e resina composta, em consultório montado*

com armário-equipó. Araraquara, 1973. 95p. Tese (Doutorado em Economia Profissional) - Faculdade de Odontologia. Campus de Araraquara, Universidade Estadual Paulista.

- 33 CATOVIC, A. et al. A comparative investigation of the influence of certain arm positions on hand pinch grips in the standing and sitting positions of dentists. *Appl. Ergon.*, v.20, n.2, p.109-14, 1989.
- 34 CHAFFIN, D.B., ANDERSSON, G. B. J. *Occupational biomechanics*. New York: John Wiley & Sons, 1984. 454p.
- 35 CIVITA, V. *O corpo humano: guia prático*. São Paulo: No-va Cultural, 1986. 299p.
- 36 COHEN, R.A. Cyrus Fay, a pioneer in forceps designer. *Am. J. Dent.*, v.31, n.1, p.32-3, 1983.
- 37 COOMBS, M.I. Eagle beak molar forceps: evolution and usage. *Aust. Dent. J.*, v.30, n.5, p.360-3, 1985.
- 38 COOPER, T.M. Four-handed dentistry in the team practice of dentistry. *Dent. Clin. North Am.*, v.18, p.739-53, Oct, 1974.

- 39 CORLETT, E.N. The investigation and evaluation of work and workplaces. *Ergonomics*, v.31, n.5, p.727-34, 1988.
- 40 CORRIERO, G.S. Rongeur forceps technic for easier removal of teeth. *Dent. Surv.*, v.45, p.34-5, Oct., 1969.
- 41 DAVIS JUNIOR, W.R. et al. Dental procedures in the hospital operating room placement of equipment and the efficient use of dental auxiliaries. *J. Dent. Child.*, v. 35, p.342-4, 1968.
- 42 DELLA SERRA, O., FERREIRA, F.V. Dentes molares permanentes. 2.ed. In: - *Anatomia dental*. São Paulo: Artes Médicas, 1976. cap.7, p.132-63.
- 43 DJERASSI, E. Some problems of the occupational diseases of dentists. *Int. Dent. J.*, v.21, n.2, p.252-69, 1971.
- 44 DOMER, L.R. Attitudes toward the use of expanded-function dental auxiliaries as a function of provider characteristics and participation in expanded function training. *J. Public Health Dent.*, v.37, p.9-22, 1977.
- 45 DORÉ, F. *La therapeutique et l'Hygiene en Chine*. Paris: s.n., 1920. These (Pharmacie). Apud BOBBIO, A. *História da odontologia*. Araraquara: Faculdade de Farmácia e Odontologia, 1969. 214p. (Apostila).

- 46 EHRLICH, A.B., EHRLICH, S.F. *Dental practice managment - the team work approach*. Philadelphia: Saunders, 1969. 209p.
- 47 ERB, K. Ergonomics in the dental office. *Quintessence Int.*, v.1, p.79-86, 1971.
- 48 FALCÃO, D. A ergonomia e o design no setor de cirurgia plástica. In: CONGRESSO LATINO-AMERICANO DE ERGONOMIA, 2, 1993, Florianópolis. *Anais ...* Florianópolis: ABERGO, 1993. v.2, p.329-31.
- 49 FALCÃO, D., MCGRATH, A. The importance of ergonomics in plastic surgery. In: ERGONOMICS SOCIETY'S ANNUAL CONFERENCE, 1992. *Proceedings ...* Birmingham, 1993. p.340-4.
- 50 FAY, C. Improved forceps for the use of dentists. s.n.t. Apud BOBBIO, A. *História da odontologia*. Araraquara: Faculdade de Farmácia e Odontologia, 1969. 214p. (Apostila).
- 51 FERGUSON, D.A. et al. A visão no trabalho. Defeitos visuais e as exigências visuais para tarefas. *Rev. Bras. Saúde Ocup.*, v.3, p.15-26, 1975.

- 52 FERNER, H., STAUBESAND, J. Regiões, ossos, ligamentos, articulações e músculos. In: SOBOTTA, J. *Atlas de anatomia humana*. 18. ed. Trad. C. A. Fattini, J. G. Dangelo. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1982. 318p.
- 53 FIGG, W.A. Work simplification. *Dent. Surv.*, v.39, n.12, p.54-6, 1963.
- 54 FIGLIOLI, M.D. *Posições de trabalho para o cirurgião-dentista e auxiliar odontológica, na execução de preparos cavitários, usando sucção de alta-potência e dique de borracha previamente colocado*. Araraquara, 1988. 210p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 55 FIGLIOLI, M.D., CASTRO, J.R.F., PORTO, F.A. Curso para atendente de consultório dentário. I - Noções básicas da utilização de pessoal auxiliar em Odontologia. Princípios da delegação de funções. *Odontol. Mod.*, v.15, n.1, p.43-6, 1988.
- 56 FRANSSON, C., WINKEL, J. Hand strength: the influence of grip span and grip type. *Ergonomics*, v.34, n.7, p.881-92, 1991.
- 57 FROELICH, R.E. et al. *Communication in the dental office*. Saint Louis: Mosby, 1976. 193p.

- 58 GAIO, F.J., BERNARDES, M.G. Um estudo ergonômico das tarefas profissionais do dentista. *Arq. Bras. Psicol. Aplicada*, v.27, p.187-93, 1975.
- 59 GIFT, H.C. Utilization of auxiliaries and attitudes of dentists toward the delegation of duties. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.93, p.1080-5, 1976.
- 60 GRANDJEAN, E. Ergonomia: ajustando a tarefa ao homem. *Saúde Trab.*, v.1, p.141-3, 1987.
- 61 GREEN, E.J., BROWN, M.E. An aid to the elimination of tension and fatigue: body mechanics applied to the practice of dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.67, p. 679-97, 1963.
- 62 GREEN, E.J., KOHN Jr., N. *Selection, hiring and training of dental auxiliaries*. Philadelphia: Saunders, 1970. 249p.
- 63 GREEN, E.S., LYNAM, W.A. Work simplification: an application to dentistry. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.57, p.242-52, 1958.
- 64 GRENKOW, W.V. Better utilization of auxiliaries in dentistry. *J. Can. Dent. Assoc.*, v.37, p.5-6, 1971.

- 65 HARDAGE, J.L., GILDERSLEEVE, R.J., RUGH, J.D. Clinical work posture for the dentist: an electromyographic study. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.107, p.937-9, 1983.
- 66 HEIMANN, W. A new dental extraction forceps with .slip lock.. *Quintessence Int.*, v.1, n.2, p.25-6, 1970.
- 67 HEIMANN, W. The sliding tooth extractor. *ZWR*, v.83, n.1, p.27-8, 1974.
- 68 HILGER, R. Work simplification in dental practice. *Quintessenz.*, v. 29, p.87-92, 1978.
- 69 HYDE, T.P. Extraction forceps for small hands. *Br. Dent. J.*, v.179, p.26-7, 1995.
- 70 IIDA, I. *Ergonomia: projeto e produção*. São Paulo: Edgar Blucher, 1990. 462 p.
- 71 KENNEDY, D.P. El programa de odontologia auxiliar de Nueva Zelandia. *Crón. Org. Mund. Salud*, v.25, p.60-5, 1971.
- 72 KILPATRICK, H.C. *Work simplification in dental practice: applied time and motion studies*. 2.ed. Philadelphia: Saunders, 1971. 327p.

- 73 KILPATRICK, H.C. Production increases due to chairside assistance. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.82, p.1367-72, 1971.
- 74 KIMMEL, K., WALKER, R.O. *Practising dentistry-ergonomic guidelines for the future*. Berlin: Die Quintessenz, 1972. 238p.
- 75 KLEIN, J. Civilian dentistry in war-time. *J. Am. Dent. Assoc.*, v. 31, p.648-61, 1944.
- 76 KLOEHN, J.S. Wheel-mounted cabinets boost office storage capacity. *Dent. Surv.*, v.52, p.100, 1976.
- 77 KNOPLICH, J. Ergonomia e coluna vertebral. *Ars Curandi*, v.14, n.6, p.67-84, 1981.
- 78 KUNIMOTO, A. Hemispherical arrangement of dental equipments for sitting operators. *Bull. Tokyo Dent. Coll.*, v.9, p.95-116, 1968.
- 79 LACÔTE, M. et al. *Avaliação clínica da função muscular*. Trad. F. M. G. Vezzà. São Paulo: Manole, 1987. 508 p.
- 80 LANGLEY, L.L., CHERASKIN, E. *As bases fisiológicas da prática odontológica*. 2 ed. São Paulo: Atheneu, 1958. 661p.

- 81 LAVILLE, A. *Ergonomia*. São Paulo: E.P.U. EDUSP, 1977. 101p.
- 82 LEHRER, R.N. *Simplificação do trabalho*. São Paulo: IBRA-SA, 1962. 219p.
- 83 LINO, H.L. *Estudo de tempos operacionais na utilização de equipamentos odontológicos convencional e simplificado*. Londrina, 1972. Tese (Doutorado em Economia Profissional) - Curso de Odontologia do Centro de Ciências da Saúde, Universidade Estadual de Londrina.
- 84 LOMAX, A.M. Extraction technics for low seated dentistry. *Br. Dent. J.*, v.138, n.4, p.253-5, 1975.
- 85 LOPES, A., VILLANACCI NETO, R. A síndrome do túnel carpal: um risco profissional para o cirurgião-dentista. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.48, n.6, p.1545-52, 1994.
- 86 LOTZKAR, S. et al. Experimental program is expanded functions for dental assistants: phase 1 base line and phase 2 training. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.82, p.1067-81, 1971.
- 87 MACGREGOR, A.J., TOMLINSON, G.E. An apparatus for measuring the forces of dental extraction. *Br. J. Oral Surg.*, v.17, p.71-6, 1979.

- 88 MARQUART, E. Conceitos ergonômicos de trabalho e de equipamento. Sistemas de trabalho. Conceitos de trabalho. In: LIVRO-horário. São Paulo: Dental Gaúcho, 1976. p.44-9.
- 89 MARQUART, E. Critérios para a racionalização ergonômica do local de trabalho e das condições ótimas de trabalho no consultório. In: LIVRO-horário. São Paulo: Dental Gaúcho, 1976. p.41-4.
- 90 MAYNARD, H.B. *Manual de engenharia de produção*. São Paulo: Edgard Blucher, 1970. 309p.
- 91 MEAGHER, S.W. Features of hand function and anatomy important designers of consumer products. In: *Proceedings of Interface 87*. North Holland: Elsevier Sciences. p.339-41, 1987.
- 92 MEAGHER, S.W. Hand tools: cumulative trauma disorders caused improper use of design elements. In: KARWOWSKI, W. *Science trends in ergonomics: human factors III*. North-Holland: Elsevier Sciences, p.581-87, 1986.
- 93 MEDEIROS, E.P.G. *Estudo biométrico em estudantes de odontologia e relação com equipamento nacional: cadeiras e mochos*. Bauru, 1971. 124 p. Tese (Livre Docência

em Orientação Profissional) - Faculdade de Odontologia,
Universidade de São Paulo.

- 94 MENDES, T. Tempos modernos. *Rev. Bras. Tecnol.*, v.19, n.8, p.56-9, 1988.
- 95 METALS HANDBOOK. *Properties and selection: stainless steels, tool materials and special purposes metals*. 9.ed. Ohio: Metals Park, 1980. 819p.
- 96 MILERAD, E. et al. An electromyographic study of dental work. *Ergonomics*, v.34, n.7, p.953-62, 1991.
- 97 MILLER, E.M. et al. Oral lighting. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.71, p.856-65, 1965.
- 98 MORAES, A. Abordagem sistêmica do sistema homem-máquina. In: ENCONTRO CARIOCA DE ERGONOMIA, 1, 1992, Rio de Janeiro. *Anais ...* Rio de Janeiro, ABERGO, 1992. cap. 3, p.55-62.
- 99 MOSKOW, B.S. Cyrus Fay and the real origin of the modern day extraction forceps. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.45, n.6, p.516-23, 1987.
- 100 MUNDELL, M.E. *Estudo de movimentos e tempos: princípios e prática*. São Paulo: Mestre Jou, 1966. 183p.

- 101 NAGLE, M.M. *Análise de posturas e posições dos alunos de graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP*. Araraquara, 1996. 236 p. Tese (Doutorado em Dentística Restauradora) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 102 NARESSI, W.G. *Contribuição ao estudo da fadiga através da interação iluminação - visão - coordenação motora, na prática odontológica*. São José dos Campos, 1973. 117p. Tese (Doutorado em Economia Profissional) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 103 NARESSI, S.C.M., NARESSI, W.G. Estudo comparativo de produtividade entre alunos, trabalhando sós e auxiliados, em ambulatório clínico. *Rev. Bras. Odontol.*, v.49, n.2, p.44-7, 1992.
- 104 NIXON, G.S. Chairside ergonomics. *Int. Dent. J.*, v.21, p.270-7, 1971.
- 105 NORRIS, C. Mini manual for maxi efficiency. *Dent. Surv.*, v.54, p.42-4, 1978.
- 106 OJALA, T. Rocking moments in extraction of teeth in the lower jaw. *Int. J. Oral Surg.*, v. 9, p.367-72, 1980.

- 107 OVERSTREET, G.A. et al. Productivity and economic implication of a simulated practice using expanded duty dental assistants. *Community Dent. Oral Epidemiol.*, v.6, p.233-9, 1978.
- 108 PECE, C.A.Z. *Concepção ergonômica e avaliação de um fórceps odontológico e de sua sistemática de utilização*. São José dos Campos, 1993. 87p. (Monografia apresentada ao CTA/ITA, para obtenção do título de engenheiro).
- 109 PELTON, J. *Training dental students to use chairside assistants*. Washington: U.S. Department of Health, Education and Welfare, 1960. 177p.
- 110 PEREIRA, C.B., ALVIN, M.C.M. Grandezas lineares da face. In: - *Manual para estudos craniométricos e cranioscópicos*. Santa Maria: Imprensa Universitária, 1979. cap. 4, p.22-3.
- 111 PERMAR, D., WOELFEL, J.B. Molares permanentes inferiores. In: - *Anatomia dental*. Trad. J. C. B. Teles. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1984. p.105-21.
- 112 PETERSON, S. *Clinical dental hygiene*. 4.ed. Saint Louis: Mosby, 1972. 143p.

- 113 PETTIT, G.G. Chairside efficiency using mobile cabinets and auxiliary equipment: a progress report. *Dent. Clin. North Am.*, v.9, p.291-301, 1965.
- 114 PHEASANT, S. *Bodyspace: antropometry, ergonomics and design*. London: Taylor & Francis, 1986. 275 p.
- 115 PORTO, F.A. O uso do armário-equipó em Odontologia. *Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.*, v.29, p.27-30, 1970.
- 116 PORTO, F.A. *Odontologia de equipe*. São Carlos: Scritti, 1976. 193p.
- 117 PORTO, F.A. et al. *I Curso de auxiliares odontológicas*. Araquara: Faculdade de Farmácia e Odontologia, 1976. 86p. (Apostila).
- 118 PUTZ-ANDERSON, V. *Cumulative trauma disorders: a manual for musculoskeletal diseases of the upper limbs*. London: Taylor & Francis, 1992. 151 p.
- 119 ROBINSON, G.E. et al. Four-handed dentistry: the whys and wherefores. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.77, n.3, p.573-79, 1968.
- 120 ROCHA, E.A. *Princípios de economia*. 2. ed. São Paulo: Ed. Nacional, 1970. 108p.

- 121 ROSIELO, S.L. Estudos de tempo e movimento em operatória dental. II - Utilização de auxiliar odontológica. *Bol. Oficina Sanit. Panam.*, v.57, p.157-66, 1964.
- 122 RUNCRCRANTZ, B.L., JOHNSON, B., MORITZ, U. Occupational cervico-brachial disorders among dentists. Analysis of ergonomics and locomotor functions. *Swed. Dent. J.*, v.15, p.105-15, 1991.
- 123 SANDERS, M.S., McCORMICK, E.J. *Human factors in engineering and design*. 6.ed. New York: McGraw-Hill, 1987. 664 p.
- 124 SCHON, F. *Trabajo en equipo en la práctica odontológica*. Berlin: Die Quintessenz, 1973.
- 125 SCHULDT, K. et al. Influence of sitting postures on neck and shoulder e.m.g. during arm-hand work movements. *Clin. Biomech.*, v.2, p.126-39, 1987.
- 126 SEGERLIND, L.J. *Applied finite elements analysis*. New York: John Wiley, 1976. 377p.
- 127 SFASCIOTTI, M. L'evoluzione storica della exodontia. *Stomat. Medit.*, v.6, n.2, p.267-85, 1986.

- 128 SHEPPARD, I.M., SHEPPARD, S.M. Maximal incisal opening - a diagnostic index. *J. Dent. Med.*, v.20, n.1, p.13-5, 1965.
- 129 SILVA, A.L.C., MEI, P.R. *Aços e ligas especiais*. 2. ed. São Paulo: Eletrometal S.A. Metais Especiais, 1988. 73p.
- 130 SINNETT, G.M. et al. Four-handed dentistry: a new mobile dental cabinet design. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.78, p.305-9, 1969.
- 131 SMITH, J.W. Ergonomics in the design of dental equipment. *Br. Dent. J.*, v.123, n.2, p.83-6, 1967.
- 132 SPAULDING, S.J. The biomechanics of prehension. *Am. J. Occup. Ther.*, v.43, n.5, p.302-7, 1989.
- 133 SPORRONG, H., PALMERUD, G., HERBERTS, P. Influences of handgrip on shoulder muscle activity. *Eur. J. Appl. Physiol.*, v.71, n.6, p.485-92, 1995.
- 134 *Standard specification for stainless steel billet, bar and wire for surgical instruments*. Easton: ASTM Standards, 1990. v.13, p.287-91.

- 135 STRASSER, H. et al. Local muscular strain dependent on the direction of horizontal arm movements. *Ergonomics*, v.32, n.7, p.899-910, 1989.
- 136 TARASOFF, G.J. Considerações sinestésicas e posturais na odontologia moderna, em posição sentada. *J. Can. Dent. Assoc.*, v.35, p.154-8, 1969.
- 137 THOMPSON, H., WAGNER, B. Ergonomia: a saúde do cirurgião-dentista. *Quintessência*, v.9, n.1, p.73-5, 1982.
- 138 TOLEDO, O.M. *Postura e degeneração discal lombar, em cirurgões-dentistas: contribuição ao estudo da fisiologia do trabalho*. São José dos Campos, 1967. 157 p. Tese (Doutorado em Medicina do Trabalho) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.
- 139 TORRES, H.O., EHRLICH, A. Dental equipment for four - handed six handed dentistry: use and care. In: - *Modern dental assisting*. 4.ed. Philadelphia: Saunders, 1990. p.333-48.
- 140 TRAVELL, J. Temporomandibular joint pain refered from muscles of the head and neck. *J. Prosthet. Dent.*, v.10, n.4, p.745-63, 1960.

- 141 VERDUSSEN, R. *Ergonomia: a racionalização humanizada do trabalho*. Rio de Janeiro: Livros Técnicos e Científicos, 1978. 127 p.
- 142 VIEGAS, A.R. A importância da utilização de pessoal auxiliar em odontologia. *Arq. Fac. Hig.*, v.20, p.25-41, 1966.
- 143 VINK, P. et al. Decrease in back strength in asymmetric trunk postures. *Ergonomics*, v.35, n.4, p.405-16, 1992.
- 144 VIOHL, J. Die beleuchtungsstarke zahnaerztlicher operations-leuchten. *Dtsch. Zahnarzt Z.*, v.20, p.423-34, 1965.
- 145 WEINBERGER, B.W. *An introduction to the history of the dentistry*. Frankfurt: Hauser Presse, 1964. 98p.
- 146 WEINERT, A.M. An evaluation of the modern dental lounge chair. *Dent. Clin. North Am.*, v.15, p.129-44, 1971.
- 147 WELY, P.A. Ergonomics in a major european industry. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, v.32, n.2, p.131-3, 1971.
- 148 WILLEE, A.W. How to avoid the occupational hazards of dentistry. *Dent. Abstr.*, v.13, n.1, p.27, 1968.
- 149 WIRHED, R. *Atlas de anatomia do movimento*. São Paulo: Manole, 1986. 137 p.

- 150 WISNER, A. *Por dentro do trabalho - ergonomia: método & técnica*. Trad. F. M. G. Jazzá. São Paulo: FTD, 1987. 188p.
- 151 WOLFSON, E. *Four-handed dentistry for dentists and assistants*. Saint Louis: Mosby, 1974. 204p.
- 152 WORD HEALTH ORGANIZATION (WHO). *Basic guidance for oral health care settings: part 1*. Geneva, 1990. 26p.
- 153 ZIENKIEWICZ, O.C., MORGAN, K. *Finite elements and approximation*. New York: John Wiley, 1983. 379p.

Apêndice 1

Pino de fixação

Especificação do material

O material escolhido, aço AISI 304L ($\sigma_0 = 413 \text{ Pa}$, barra, orientação longitudinal), é um aço inoxidável austenítico (alta plasticidade e capacidade de encruamento), permite trabalho a frio e é, portanto, rebitável (método utilizado na pinagem).

Dimensionamento

O cálculo do dimensionamento do pino considera as situações onde este fica submetido a esforços de cisalhamento e esmagamento:

a) cálculo para cisalhamento

$$\tau = F / A_t \quad F = \text{força sobre o pino}$$

(considerando distância centro do pino-ponta da garra 20 mm)

$$A_t = \text{área transversal} = \pi r^2$$

$$F (20 \text{ mm}) = (150/4,45) \text{ lbf} (20 + 85) \text{ mm}$$

$$\pi = 0,6 \sigma_0 / n \quad n = \text{coeficiente de segurança}$$

$r_{\text{cis.min}} = 399 (n)^{0,5} \quad \text{pol} = 1,01 (n)^{0,5} \text{ mm}$

b) cálculo para esmagamento

$$\tau = F / A_L \quad A_L = \text{área longitudinal} = r \cdot 2 \cdot L$$

$$L = \text{comprimento do pino } 8 \text{ mm} = 0,315 \text{ pol}$$

$$\sigma_C = \sigma_0 / n$$

$r_{com,min} = 0,00477$	$(n) \text{ pol} = 0,12 \text{ (n) mm}$
-------------------------	---

Adotando-se $n = 1,5$ (aproximadamente metade do utilizado na análise estrutural do EF), ter-se-á:

$r_{pino} = 1,25 \text{ mm}$

Apêndice 2

Cálculo do centro de torque dos dedos da mão

Sejam:

F_I = força do dedo indicador;

F_M = força do dedo médio;

F_A = força do dedo anelar;

F_M = força do dedo mínimo;

a = distância entre os eixos dos dedos (consideradas aproximadamente iguais);

x = distância entre o centro de torques e o eixo do dedo médio (considerada positiva quando em direção ao eixo do dedo anelar e com origem no eixo do dedo médio).

Segundo Fransson & Winkel⁵⁶, a distribuição percentual da força total de apreensão é:

$$F_I = 21,1\%$$

$$F_M = 33,6\%$$

$$F_A = 26,5\%$$

$$F_M = 18,1\%$$

Assim, tem-se que x pode ser obtido pela expressão:

$$\sum M_x = 21,2 (a + x) + 33,6 (x) - 26,5 (a - x) - 18,1 (2 a - x) = 0$$

$x = 0,42 a$

NARESSI, W.G. *Concepção morfológica de fórceps, para intervenção no paciente em posição supina e o operador sentado*. São José dos Campos, 1997. 169p. Tese (Livre-Docência em Economia Profissional) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

A Ergonomia, ciência da racionalização do trabalho, busca o total entrosamento do homem e seus instrumentos de trabalho. Em Odontologia, a Ergonomia se faz presente no ato do profissional trabalhar corretamente sentado, em situação de conforto funcional, intervindo em paciente na posição supina, contando com equipamento e instrumental adequadamente concebidos. Atualmente, o equipamento odontológico está devidamente racionalizado; no entanto, determinados instrumentos necessitam ser redesenhados, para melhor se ajustarem àqueles requisitos. O projeto de um instrumento manual deve permitir manejo cômodo, firme e seguro. Devem-se considerar detalhes anatômicos, posição correta do operador quando da intervenção e características específicas de utilização. O instrumento ora em análise -

fórceps para molares inferiores - foi concebido dentro desses requisitos, em conjunto com nova sistemática de exodontia via alveolar, consubstanciada em estudos eletromiográficos e biomecânicos. A morfologia do instrumento, que possibilita cinética simples e natural do operador, foi obtida por mudança no paradigma dos instrumentos de ação cruzada convencionais (cuja apreensão ocorre sobre as hastes), desvinculando-se o "cabo" do "braço da haste". Isto induziu a concepção anatômica de empunhaduras perpendiculares às extremidades das hastes, resultando em instrumento eficiente e eficaz, conforme indicado em sua fase de experimentação.

Palavras-chave: Engenharia humana - Odontologia; posturas de trabalho - Odontologia; desenho de equipamento - Odontologia; instrumentos dentários.

NARESSI, W.G. *Morphological conception in dental forceps, for intervention on supine position patient and seated operator*. São José dos Campos, 1997. 169p. Tese (Livre-Docência em Economia Profissional) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

Ergonomics, the science of working rationalization, seeks the best relationship between man and his working tools. In Dentistry, ergonomics is present as for the professional working correctly seated, in functional comfort, intervening at supine position patient, by means of suitable equipment and instrument. Nowadays, dental equipment is justly rationalized; however, some instruments should take shape, in order to adapt those requirements. The hand tool design should permit a comfortable, non-slip and safe handling. Thus, anatomical details, the correct position of the operator for its use and specific characteristics of application should be taken into account. The instrument under analysis - forceps - was conceived according to these requirements along with a new alveolar tooth extraction technique, based on

electromyographic and biomechanical studies. The morphology of the instrument, which makes possible a simple and natural kinetics of the operator, was obtained by changing the paradigm of the conventional cross-action instruments (whose grip is always on the arms of the tool), divesting the "handle" from the "tool arm". This induced an anatomical conceiving of perpendicular handles to the extremity of the tool arm, resulting an efficient and effective instrument, according to indicated on its experimental phase.

Key words: Human engineering - dentistry; postures - dentistry; equipment design - dentistry; dental instruments.