

Tahiriny Ghizoni Kafka

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO PRELIMINAR DE
MÁQUINA DE FLEXÃO ROTATIVA PARA ENSAIOS DE
FADIGA EM IMPLANTES ODONTOLÓGICOS**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Walter Lindolfo Weingaertner, Dr.-Ing.

Florianópolis
2014

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Kafka, Tahiriny Ghizoni

Desenvolvimento e validação preliminar de máquina de flexão rotativa para ensaios de fadiga em implantes odontológicos / Tahiriny Ghizoni Kafka ; orientador, Walter Lindolfo Weingaertner - Florianópolis, SC, 2014.
137 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.

Inclui referências

1. Engenharia Mecânica. 2. Fadiga. 3. Ensaio de fadiga. 4. Implante. 5. Falha. I. Weingaertner, Walter Lindolfo. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título.

Tahiriny Ghizoni Kafka

**DESENVOLVIMENTO E VALIDAÇÃO PRELIMINAR DE
MÁQUINA DE FLEXÃO ROTATIVA PARA ENSAIOS DE
FADIGA EM IMPLANTES ODONTOLÓGICOS**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Mecânica, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica.

Florianópolis, 06 de março de 2014.

Prof. Walter Lindolfo Weingaertner, Dr.-Ing.
Orientador

Prof. Armando Albertazzi Gonçalves Jr., Dr. Eng.
Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Dr. Eng.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Ricardo de Souza Magini, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Daniela Águida Bento, Dra. Eng.
Instituto Federal de Educação

À minha família.

AGRADECIMENTOS

A toda minha família, que sempre me incentivou a estudar, me estimulou a ir em frente e me apoiou em cada decisão. Família esta, que é minha fonte de inspiração. Meu orgulho.

Ao Heverton, por toda atenção, compreensão, paciência e consolo nas horas de angústia, receio e desespero. Pela ajuda técnica prestada e parceria nos estudos.

Ao pessoal do LMP e USICON, sem exceções, mas com destaques: ao Hélio, Carlos Eduardo, Felipe, Thiago, Valtair, Rodrigo, Daniel, Cláudio, Arthur, Alaíde, Larissa, Leandro e Ismael. A estes, que, de alguma maneira, facilitaram meu trabalho e que, com certeza, fizeram a diferença. E a todos, pelos encontros diários e pelas risadas.

Ao Bernardo, por todo suporte e preocupação. Pelas inúmeras e incansáveis vezes que se fez presente quando necessário.

Ao Rolf, pelas correções, dicas, ensinamentos, exemplos, ideias e tudo mais.

Ao Walter que, como orientador, acompanhou cada passo. Cada obstáculo e cada pequena vitória. Pelo empenho e iniciativas para a solução de cada problema. Por cada sugestão e "tira-dúvidas". Por todo auxílio.

Aos amigos, por cada encontro, por deixarem meus finais de semana mais divertidos, por me fazerem esquecer, mesmo que por segundos, das dificuldades. Por me darem força e coragem para me manter firme.

À Universidade Federal de Santa Catarina, em especial o Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica, pela oportunidade, por me permitir conhecer coisas novas, me abrir caminhos.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), à Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) e à empresa Welle Laser, pela assistência financeira.

A todos que influenciaram de alguma forma, mesmo que secreta, mesmo que distante. Por toda torcida, cada oração, vibração e pensamento positivos. Sem isto eu não permaneceria de pé. Eu não chegaria tão longe.

Enfim, "Agradeço todas as dificuldades que enfrentei. Elas foram adversárias dignas e tornaram minhas vitórias muito mais saborosas." (Autor desconhecido).

“É muito melhor lançar-se em busca das conquistas grandiosas, mesmo expondo-se ao fracasso, do que alinhar-se com os pobres de espírito, que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem numa penumbra cinzenta, onde não conhecem nem vitória, nem derrota.”

(Theodore Roosevelt)

RESUMO

Componentes mecânicos submetidos a esforços cíclicos podem romper com carregamentos bem inferiores aos necessários para a ruptura, num carregamento quase estático. Além do carregamento, a geometria e o acabamento, bem como outros fatores que influenciam as propriedades da camada limite (camada afetada pelo processo de fabricação), determinam o número de ciclos e o carregamento que pode ser aplicado ao componente. Com o propósito de evitar possíveis falhas causadas pela fadiga, componentes fabricados nos diversos materiais devem ser submetidos a ensaios. Os ensaios devem imitar os carregamentos que representam os mesmos em que os componentes serão usados e permitem ao projetista assegurar que os mesmos possuam resistências suficientes para atuar em suas atividades futuras e serão capazes de suportar as cargas que lhes serão atribuídas. Estes ensaios são demorados e a obtenção de informações confiáveis na literatura é bastante restrita. Para diminuir o tempo de avaliação do comportamento de fadiga de pequenos componentes, foi projetado e construído um equipamento para ensaio de flexão rotativa de múltiplos eixos em paralelo, acionado por um único motor servo-controlado, no qual são utilizados corpos de provas fabricados de aço ABNT 1.020, a partir de uma barra trefilada com 8mm de diâmetro, apresentando um estrangulamento central. Todos os corpos de prova são fabricados com as mesmas condições de usinagem em máquinas CNC, representando, assim, o elemento em avaliação. Para a análise das falhas, ensaios são realizados sob diferentes carregamentos, aplicados na extremidade livre a uma distância preestabelecida do estrangulamento, onde é aplicada a carga de ensaio por um peso. Os resultados mostram um comportamento típico, já observado por Wöhler, diminuindo o número de ciclos com o aumento da carga e apresentando vida infinita para carregamentos abaixo da tensão crítica. No entanto, observou-se também que a dispersão dos resultados é bastante grande, o que exige um refinamento de ensaio para garantir informações confiáveis ao projetista.

Palavras-chave: Fadiga. Implante. Falha. Ensaio de fadiga.

ABSTRACT

Mechanical components subjected to cyclic stresses can break with lower loadings than the necessary to rupture, in an almost static loading. Besides the loading, the geometry and the finish, as well as other factors that influence the properties of the boundary layer (layer affected by the manufacturing process), determine the number of cycles and the loading that can be applied to the component. In order to avoid possible failures caused by fatigue, components manufactured in various materials should be subjected to tests. The tests should mimic the loads representing the loadings in which the components will be used and allow the designer ensure that they have sufficient resistance to act in their future activities and be able to withstand the loads that will be assigned. These tests are time consuming and the obtaining of reliable information in the literature is quite limited. To reduce the evaluation time of fatigue behavior of small components, an equipment for rotating bending test with multiple in parallel axes, controlled by a single servo-controlled motor was designed and built, which uses specimens made of AISI 1.020, cold drawn steel bars with 8mm in diameter, with a central strangulation. All specimens are manufactured with the same machining conditions on CNC machines, thus representing the element under evaluation. For the analysis of failures, tests are conducted under different loads, applied in the free extremity at a preset distance from the strangulation, where is applied the test load by a weight. The results show a typical behavior that has been observed by Wöhler, reducing the number of cycles with increasing load and presenting infinite life for loads below the critical stress. However, it was observed that the dispersion of the results is quite large, which requires a refinement of test to ensure reliable information to the designer.

Keywords: Fatigue. Implant. Failure. Fatigue test.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 – Comparação entre o implante e a estrutura do dente natural. | 30 |
| Figura 2 – Dimensões típicas dos implantes. | 31 |
| Figura 3 – Interações da biocompatibilidade..... | 33 |
| Figura 4 – Forças mastigatórias em cada região bucal..... | 43 |
| Figura 5 – Exemplos de peças submetidas a ensaios de fadiga..... | 46 |
| Figura 6 – Esquema de funcionamento dos ensaios por flexão rotativa. | 47 |
| Figura 7 – Geometrias de corpos de prova mais utilizadas. | 48 |
| Figura 8 – Mecanismos de ruptura dos componentes. | 50 |
| Figura 9 – Sucessão de danos até a fadiga. | 52 |
| Figura 10 – Representação esquemática de uma fratura por fadiga. | 53 |
| Figura 11 – Fratura por fadiga sem marcas de praia. | 53 |
| Figura 12 – Fratura por fadiga em um eixo de aço 1.040..... | 54 |
| Figura 13 – Tipos de fratura por fadiga..... | 54 |
| Figura 14 – Máquinas de fadiga do mercado atual (flexão rotativa)..... | 55 |
| Figura 15 – Representação esquemática da flexão de três pontos..... | 56 |
| Figura 16 – Curva <i>S-N</i> típica..... | 57 |
| Figura 17 – Curva <i>S-N</i> para materiais com e sem limite de resistência à fadiga..... | 58 |
| Figura 18 – Diagrama de blocos de uma aplicação controlada por computador..... | 60 |
| Figura 19 – Diagrama funcional de um sistema de aquisição de dados com base em sistema operacional. | 61 |
| Figura 20 – (a) Controle malha aberta; (b) Controle malha fechada..... | 62 |
| Figura 21 – Vista explodida da primeira concepção gerada..... | 69 |
| Figura 22 – Transmissão da rotação..... | 70 |
| Figura 23 – Concepção definitiva. | 70 |
| Figura 24 – Máquina de ensaio de fadiga por flexão rotativa. | 73 |
| Figura 25 – Geometria do corpo de prova..... | 75 |
| Figura 26 – Fixação do corpo de prova..... | 76 |
| Figura 27 – Esquemático do sistema..... | 77 |
| Figura 28 – <i>Hardware</i> da placa de aquisição de dados. | 78 |
| Figura 29 – Interface homem-máquina. | 79 |
| Figura 30 – Registro de fratura no <i>Excel</i> | 80 |
| Figura 31 – Sensor óptico..... | 80 |
| Figura 32 – Simulação de concentração de tensão..... | 82 |
| Figura 33 – Rupturas por fadiga obtidas nos pré-ensaios..... | 83 |
| Figura 34 – Ensaios 1.1..... | 85 |

| | |
|--|----|
| Figura 35 – Ensaio 1.2..... | 86 |
| Figura 36 – Ensaio 1.3..... | 87 |
| Figura 37 – Ensaio 1.4..... | 88 |
| Figura 38 – Ensaio 1.5..... | 89 |
| Figura 39 – Ensaio 1.6..... | 90 |
| Figura 40 – <i>Boxplot</i> dos ensaios A e B. | 91 |
| Figura 41 – Ensaio 2.1: (a) escala linear; (b) escala logarítmica. | 92 |
| Figura 42 – Ensaio 2.2: (a) escala linear; (b) escala logarítmica. | 93 |
| Figura 43 – Ensaio 2.3: (a) escala linear; (b) escala logarítmica. | 93 |
| Figura 44 – Ensaio 2.4: (a) escala linear; (b) escala logarítmica. | 94 |
| Figura 45 – Ensaio 2.5: (a) escala linear; (b) escala logarítmica. | 94 |
| Figura 46 – Ensaio 2.6: (a) escala linear; (b) escala logarítmica. | 95 |
| Figura 47 – Curva <i>S-N</i> dos ensaios A e B: (a) escala linear; (b) escala logarítmica. | 95 |
| Figura 48 – Curva <i>S-N</i> de todos os ensaios realizados: (a) escala linear; (b) escala logarítmica. | 96 |
| Figura 49 – Gráfico comparativo entre resultados anteriores e posteriores à manutenção da máquina..... | 97 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 – Função de cada peça..... | 30 |
| Tabela 2 – Materiais para fabricação de implantes..... | 32 |
| Tabela 3 – Ligas de titânio (recomendações)..... | 35 |
| Tabela 4 – Requisitos de projeto..... | 66 |
| Tabela 5 – Propriedades do aço ABNT 1.020..... | 74 |
| Tabela 6 – Comparativo dos parâmetros de fabricação dos corpos de prova..... | 74 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|---------------|---|
| ABNT | Associação Brasileira de Normas Técnicas |
| a.C. | Antes de Cristo |
| <i>apud</i> | Citado por, conforme ou segundo |
| ASTM | American Society for Testing and Materials |
| CNC | Controle Numérico Computadorizado |
| <i>et al.</i> | Entre outros |
| ISO | Organização Internacional para Padronização |
| LMP | Laboratório de Mecânica de Precisão |
| NBR | Norma Brasileira |
| UFSC | Universidade Federal de Santa Catarina |
| USICON | Laboratório de Usinagem e Comando Numérico |

LISTA DE SÍMBOLOS

| | | |
|-----------|------|--|
| Ti-6Al-4V | [-] | Liga de titânio-alumínio-vanádio |
| E | [Pa] | Módulo de elasticidade |
| σ | [Pa] | Tensão |
| F | [N] | Força |
| x | [mm] | Comprimento em balanço |
| c | [mm] | Distância perpendicular do eixo neutro ao ponto mais afastado desse eixo |
| r | [mm] | Raio |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 25 |
| 2 ESTADO DA ARTE..... | 29 |
| 2.1 IMPLANTES ODONTOLÓGICOS | 29 |
| 2.1.1 Materiais para Implantes | 31 |
| 2.1.1.1 Materiais Metálicos | 33 |
| 2.1.1.2 Polímeros..... | 39 |
| 2.1.1.3 Cerâmicas..... | 39 |
| 2.1.2 Solicitações Sofridas pelos Implantes Odontológicos..... | 41 |
| 2.2 PROPRIEDADES DA FADIGA | 43 |
| 2.2.1 Ensaio de Fadiga | 45 |
| 2.2.2 Tipos de Ensaio de Fadiga..... | 46 |
| 2.2.3 Fraturas por Fadiga | 49 |
| 2.2.4 Máquinas para Ensaio de Fadiga | 55 |
| 2.2.5 Curva S-N | 56 |
| 2.3 MECATRÔNICA DA MÁQUINA..... | 59 |
| 2.3.1 Controle das Grandezas de Ensaio | 60 |
| 2.3.2 Aquisição de Dados | 61 |
| 2.3.2.1 <i>Hardware</i> de Aquisição de Dados..... | 63 |
| 2.3.2.2 <i>Software</i> de Aquisição de Dados..... | 64 |
| 3 PROJETO DA MÁQUINA PARA ENSAIOS DE FADIGA..... | 65 |
| 3.1 PROJETO INFORMACIONAL | 65 |
| 3.2 PROJETO CONCEITUAL | 66 |
| 3.3 PROJETO PRELIMINAR | 68 |
| 3.3.1 Máquina de Flexão Rotativa | 68 |
| 3.4 PROJETO DETALHADO | 71 |
| 4 MATERIAIS E MÉTODOS..... | 73 |
| 4.1 MÁQUINA PARA ENSAIOS DE FLEXÃO ROTATIVA..... | 73 |
| 4.2 MATERIAL ENSAIADO..... | 74 |
| 4.2.1 Corpos de Prova | 74 |
| 4.3 ENSAIOS | 76 |
| 4.4 SISTEMA DE MONITORAMENTO | 77 |
| 4.4.1 Placa de Aquisição de Dados | 78 |
| 4.4.2 <i>Software</i> Utilizado..... | 78 |
| 4.4.3 Sensor Óptico..... | 80 |
| 5 APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS | 81 |
| 5.1 PRÉ-ENSAIOS DE FADIGA POR FLEXÃO ROTATIVA | 82 |
| 5.2 ENSAIOS DE FADIGA POR FLEXÃO ROTATIVA..... | 84 |
| 5.2.1 Influência do Eixo da Máquina..... | 84 |
| 5.2.2 Influência da Carga..... | 91 |

| | |
|--|------------|
| 6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS | 99 |
| 6.1 CONCLUSÕES | 99 |
| 6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS | 101 |
| REFERÊNCIAS | 103 |
| APÊNDICES | 111 |
| ANEXOS..... | 135 |

1 INTRODUÇÃO

Implantes odontológicos são estruturas dispostas cirurgicamente no osso maxilar, que têm como função substituir o dente natural, desde a raiz até a coroa, quando este não exerce mais sua função de maneira satisfatória. Antigas civilizações já tentavam substituir o dente, porém, até meados do século XIX, os precursores de implantes eram bastante precários e de pouco fundamento científico, o que significa que a implantodontia é uma área recente, que começou a tomar forma no século XX [1].

A gaiola de irídio-platina (1901-1913) está entre as primeiras tentativas em que o implante foi tratado como ciência, realizada por Edwin Greenfield. Pela facilidade de manipulação e por serem metais preciosos, o ouro e a prata também foram usados, porém sem sucesso, já que causam reações no tecido vivo [1].

Em 1946 foi desenvolvida a técnica de manipular o titânio, contudo, seu uso na odontologia foi adiado. As primeiras evidências de biocompatibilidade deste material foram observadas apenas em 1950, e somente em 1968 é que o primeiro implante de titânio foi utilizado, na era pré-osseointegração. A implantodontia osseointegrada, onde há união estável e funcional entre o osso e o titânio, começou a ser desenvolvida na década de 60 e perdura até hoje, devido ao seu sucesso [1].

Os implantes odontológicos têm se tornado mais populares, e as técnicas e equipamentos estão cada vez mais sofisticados. Eles oferecem uma solução de longo prazo para as pessoas que perderam dentes por acidente, lesão ou decadência. A importância de substituir falhas dentais resume-se em evitar possíveis problemas por ela causados, como prejudicar a capacidade de comer e falar claramente, além de impactar negativamente na estética bucal e autoestima do paciente [2].

Combinado a tecnologias sofisticadas, como a cirurgia guiada por computador, os implantes dentários proporcionam segurança e rapidez aos tratamentos dos pacientes, por este e outros benefícios, eles estão se tornando a escolha de muitos. Pelo conforto e segurança, e por serem feitos de titânio, não agredindo o tecido gengival, o implante dentário é preferência em relação a outros tratamentos, incluindo próteses e pontes dentárias [2].

Apesar de raras, complicações com implantes dentários podem ocorrer. Entre os problemas mais frequentes estão o insucesso na osseointegração e a fratura do implante. O êxito do mesmo depende de sua capacidade de integração com o osso circundante, que pode ser

rejeitado pelo corpo por falta de biocompatibilidade, causando reação inflamatória, ou devido a erro de procedimento durante a preparação do local do implante. Em relação à fratura da liga metálica, esta pode ocorrer devido a forças cortantes excessivas ou pelo ranger de dentes [2].

O índice de fratura em implantes odontológicos, apesar de ser relativamente baixo (cerca de 3,5%), tem trazido muitas complicações, tanto para o clínico, quanto para o usuário, e a razão destas complicações geralmente tem relação com o não cumprimento dos protocolos estabelecidos para a sua instalação [3, 4].

A fratura dos implantes se dá, muitas vezes, devido à força oclusal e à fadiga do metal e, algumas vezes, por periimplantite. Dentre estes fatores que afetam o sucesso dos implantes, a fadiga está se tornando a mais importante [5].

Os fatores que afetam a resistência à fratura por fadiga incluem a concentração de tensão, rugosidade e condição da superfície e ambiente. Porém, esta probabilidade pode ser reduzida, muitas vezes, através do método de operação feito pelo clínico. Por exemplo, a inclinação do implante, o diâmetro e a altura adequados podem evitar a fadiga do material que provoca a fratura (Muroff *apud* Aguiar [3], [4]).

Depois de passar por muitos testes, desde o marfim até o ouro, o material mais utilizado hoje nos implantes dentários é o titânio e suas ligas, já que estes não apresentam fenômenos de rejeição imunológica, como os demais materiais ali citados, e, além disso, possuem alta resistência mecânica e à corrosão [2, 6].

Como todo material submetido a esforços cíclicos está sujeito à falha, é necessário fazer verificações e validações da resistência que o material possui, a fim de evitar perdas e danos, eventualmente, causados pela falha ou ruptura de materiais.

Ensaio de fadiga permitem investigar e prever o comportamento dos materiais, além de identificar quais locais estão suscetíveis a falhas, o que é muito importante para as áreas médica e odontológica, onde qualquer erro pode trazer prejuízos irreparáveis. Assim, é possível perceber que a importância dos ensaios de fadiga vem crescendo, bem como a procura por implantes.

Sabe-se que o processo de falha por fadiga apresenta uma notável dispersão de resultados e isto pode levar a uma significativa incerteza de vida em fadiga. Esta dispersão se dá em consequência da sensibilidade da fadiga e dos parâmetros de ensaio que não podem ser controlados com precisão. Incluídos nestes parâmetros estão a

fabricação do corpo de prova, preparação da superfície, variáveis metalúrgicas, tensão média e frequência de ensaio [7, 8].

Dentre os tipos de ensaios de fadiga, destacam-se: tração-compressão, torção cíclica, flexão plana, flexão rotativa e flexão alternante. Nos ensaios de tração, a atuação de uma carga de tração, que aumenta de maneira gradativa, aplicada uniaxialmente ao longo do maior eixo do corpo de prova, faz com que ocorra a fratura mesmo. Os ensaios de compressão são feitos de maneira equivalente aos de tração, exceto pela força atuante, que é de natureza compressiva, que faz o corpo de prova se contrair ao longo da direção da tensão. E nos ensaios de flexão rotativa, o corpo de prova é rotacionado até que haja o rompimento do material [7, 8].

Neste contexto, este trabalho visa o desenvolvimento de uma máquina de ensaios de fadiga por flexão rotativa para análise de implantes, de maneira a torná-los mais viáveis e eficientes.

Seu desenvolvimento, após seu projeto completo, se dá a partir de sua construção mecânica e da elaboração de seu sistema de controle. Através de chapas metálicas, rolamentos, polias, eixos, mandris, etc. foi possível montar a máquina. Para a montagem elétrica usufruiu-se de botão de parada de emergência, botão liga-desliga, contatora, disjuntor, caixa de fusível, servoconversor e servomotor, para o funcionamento adequado da mesma. Isto, além do desenvolvimento da programação, para que a máquina atuasse sem necessitar de um operador, registrando cada fratura e desligando o servomotor assim que o último corpo de prova fraturasse.

A máquina, para maior eficiência, possui seis eixos em paralelo, acionados simultaneamente pelo mesmo servomotor. Em cada um destes eixos é disposto um corpo de prova, com pesos em suas extremidades, a fim de causar uma fratura por fadiga naquele. O fator vantajoso desta máquina é a quantidade de eixos nela oferecidos, que fazem com que, no fim do ensaio, obtenha-se um maior número de resultado, em menos tempo.

Com base nisto, tem-se o objetivo geral do projeto, que consiste em desenvolver e validar esta máquina, contudo, estes objetivos dependem de outros, os específicos, que por sua vez, englobam trabalhar com instrumentação e controle. Tendo a máquina em pleno funcionamento, os ensaios são realizados e têm seus resultados analisados.

Depende-se de corpos de prova para a realização dos ensaios. Então, para este projeto, corpos de prova foram desenvolvidos e fabricados, em aço 1.020, com a finalidade de representar implantes

odontológicos, para poder se obter a vida à fadiga dos mesmos. Além destes, necessitava-se também dos pesos, que têm a função de carregamento nos ensaios. Estes foram fabricados de aço inoxidável austenítico SAE 304, com as massas desejadas, a fim de solicitar os corpos de prova com diferentes cargas.

No próximo capítulo é apresentado o estado da arte, no qual aborda assuntos considerados fundamentais, relacionados a este trabalho. Este é seguido pelo projeto da máquina para ensaios de fadiga, que por sua vez, segue-se dos materiais e métodos empregados na realização deste projeto. E finalmente, a análise dos resultados mostra como a máquina teve um desempenho satisfatório e quais as influências sofridas pelos corpos de prova até seus respectivos rompimentos.

2 ESTADO DA ARTE

2.1 IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

Devido à perda de dente, em virtude de cáries, por doença periodontal ou outras causas, com a intenção de substituir a função do dente perdido, para manter a saúde bucal ou por motivo de beleza, a procura pela restauração de dentes perdidos vem sendo muito elevada, e, por isto, a mesma tem sido considerada um aspecto muito importante na odontologia moderna. Além disto, outro grande objetivo na implantação é a reabilitação das funções bucais, tais como: estética, fonética e mastigação [2].

Os procedimentos convencionais de restauração, cada um com suas indicações, vantagens e desvantagens, englobam as próteses totais ou parciais, removíveis e fixas. Os problemas de grande volume, dificuldade na mastigação e não estetização, são pontos que caracterizam as próteses totais removíveis. As próteses removíveis possuem a desvantagem da necessidade de remoção diária, portanto, em virtude disto, são consideradas incômodas. Já as fixas, por apresentarem as vantagens de maior semelhança aos dentes naturais e maior conveniência, são, hoje, as mais utilizadas [2].

Durante séculos a implantação vem sendo utilizada como uma alternativa para a substituição de dentes perdidos. Ela é definida como a introdução de qualquer material ou objeto, total ou parcialmente, no corpo, por quaisquer que sejam os motivos, terapêuticos, diagnósticos, protéticos ou experimentais. Diferentemente da implantação, a replantação e a transplantação, referem-se, respectivamente, à reinserção do dente, após remoção, seja ela acidental ou intencional, na posição que estava anteriormente e à transferência, de um local para outro, de uma parte de corpo [2].

O implante odontológico é uma estrutura ou suporte metálico, permanente, geralmente feito de uma liga de titânio, posicionado no osso maxilar, por meio de cirurgia. Ele tem o papel de substituir um dente natural, incluindo raiz e coroa (Figura 1), quando ele já não exerce sua função de maneira adequada, proporcionando uma sustentação firme e duradoura aos dentes artificiais. O material mais utilizado para implantes deste tipo é a liga de titânio Ti-6Al-4V, pelo fato de fornecer uma boa resistência à corrosão e razoável à fadiga [1, 9].

Figura 1 – Comparação entre o implante e a estrutura do dente natural.



FONTE: Tamura *et al.* [1].

A raiz natural do dente é substituída pelo implante, que é acompanhado do munhão, e a coroa oriunda, por sua vez, é trocada por uma coroa artificial, também chamada de prótese. Esta comutação, realizada no osso maxilar, permite a ação de cargas estáticas e dinâmicas, como o bruxismo e a mastigação respectivamente, com capacidade para aguentá-las. Ademais suporta as diferentes temperaturas dos alimentos consumidos e a acidez ou alcalinidade às quais o meio bucal está sujeito. Na Tabela 1 podem-se observar as devidas funções que cada uma das peças substituintes do dente natural exercem [1].

Tabela 1 – Função de cada peça.

| Peça | Função |
|-------------|------------------------------------|
| Implante | Fornecer suporte estável à prótese |
| Munhão | Conectar o implante à prótese |
| Prótese | Substituir o dente |

FONTE: Adaptado de Tamura *et al.* [1].

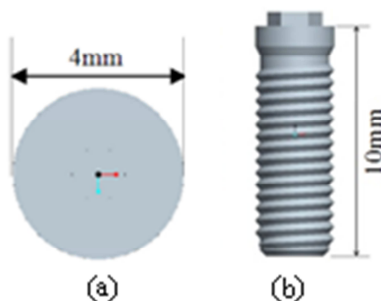
Conforme Wright *et al.* [10] e Misch *apud* Han [11], o diâmetro do implante deve ter a medida igual à obtida a partir do pico do maior segmento para o mesmo ponto no lado oposto do implante (Figura 2a). Este requisito é mais importante que o comprimento, na distribuição de cargas ao osso circundante. O diâmetro mínimo necessário para a garantia de resistência adequada é de pelo menos 3,25mm, contudo, a maioria deles tem aproximadamente 4mm. Do ponto de vista

biomecânico, o uso de implantes de maior diâmetro permite um maior acoplamento com osso e uma distribuição melhorada, teoricamente, das tensões no osso circundante, ou seja, quanto maior a área de contato com o osso, maior será a estabilidade e a resistência às tensões.

O comprimento do implante é a dimensão da plataforma até seu ápice (Figura 2b). Os comprimentos mais comuns estão entre 8 e 13 milímetros, que se aproximam muito do comprimento da raiz natural. Tem sido um axioma na implantodontia que os implantes mais longos garantem melhores taxas de sucesso, mesmo que não haja nenhuma relação comprovada entre o comprimento linear do implante e esta taxa. O uso de implantes curtos não tem sido recomendado, pois se acredita que as forças oclusais devem ser dissipadas ao longo de uma grande área de superfície do implante para evitar tensões excessivas na interface ([10], Palmer *apud* Han [11]).

Ao longo dos anos, os implantes de 7mm, comercialmente disponíveis, apresentaram taxas de falha maiores, se comparados aos de 8,5mm, 10mm e 11,5mm. A relação entre a mobilidade inicial e comprimento do implante não foi estabelecida, mas várias análises mecânicas apoiaram o ponto de vista de que o aumento do comprimento do implante aumenta a taxa de sucesso até certo ponto ([10], Palmer *apud* Han [11]).

Figura 2 – Dimensões típicas dos implantes.



FONTE: Adaptado de Han [11].

2.1.1 Materiais para Implantes

A fim de aprimorar a qualidade de vida dos pacientes, há uma busca constante por materiais melhores e mais eficientes que possam substituir dentes naturais de maneira satisfatória e que estejam aptos a suportar as condições adversas do ambiente oral [2].

Os materiais artificiais são largamente utilizados para a construção de implantes, no entanto, a madeira e o marfim, por exemplo, já foram utilizados pelos Fenícios (após 2.500 a.C.), com a finalidade de substituir elementos dentários perdidos por qualquer razão. Uma breve história sobre a evolução e as mudanças dos materiais utilizados para implante dentário ao longo do tempo, é apresentada na Tabela 2 [2].

Tabela 2 – Materiais para fabricação de implantes.

| Período | Materiais utilizados para substituição de dentes |
|-----------------------|--|
| 700 a.C. | Marfim |
| 600 d.C. | Conchas marinhas |
| Século XV | Tecido |
| Século XVIII | Lascas de pedra, cortiça, marfim, resinas oleosas, borrachas, folhas de chumbo ou estanho, porcelana, pérolas, prata, ouro, dente humano e dentes de animais |
| Século XIX | Ouro |
| A partir do século XX | Resina acrílica polimerizada, titânio puro comercial (TiCP), ligas nobres, ligas metálicas à base de níquel-cromo, cromo-cobalto ou níquel-cromo-cobalto |

FONTE: Adaptado de Anusavice [2].

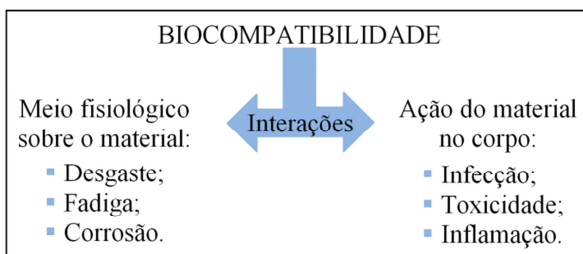
Para a escolha do material a ser utilizado em implantes, alguns parâmetros são considerados, como: o desenho do implante, a conexão protética, o acabamento da superfície, algumas considerações biomecânicas e, os mais importantes, a resistência mecânica e o tipo de osso onde o material será colocado. Quando o implante será empregado, por exemplo, na parte posterior da arcada, onde ocorrem cargas elevadas, o fator de maior importância a ser considerado pelo clínico é a resistência mecânica e, nesta situação, o titânio e suas ligas encaixam-se muito bem [2].

Estes materiais, sintéticos ou naturais, utilizados em aplicações médicas, são chamados de biomateriais. Um biomaterial é um material utilizado na medicina, destinado a interagir com sistemas biológicos. O sucesso dos biomateriais no corpo depende de fatores como as propriedades, o *design* e a biocompatibilidade dos materiais utilizados, bem como de outros fatores que não estão sob controle do engenheiro, o que inclui a técnica utilizada pelo cirurgião, a saúde, a condição e as atividades do paciente [12].

A biocompatibilidade trata-se da aceitação de um implante artificial pelos tecidos circundantes, desempenhando uma resposta

apropriada numa determinada aplicação com o mínimo de reações alérgicas, inflamatórias ou tóxicas quando em contato com tecidos vivos ou fluidos orgânicos. O implante deve ser compatível com os tecidos, em termos mecânicos, químicos, de superfície e propriedades farmacológicas. A biocompatibilidade refere-se também ao modo como o corpo reage ao material e vice-versa, como mostra a Figura 3 ([12], Williams *apud* Ratner [13]).

Figura 3 – Interações da biocompatibilidade.



FONTE: Adaptado de Wong [12].

Os metais, as cerâmicas e os polímeros são, atualmente, os três grupos de materiais utilizados em implantes. No entanto, mesmo com tantas melhorias em suas propriedades físicas, nenhum destes materiais é permanente ou ideal [2].

2.1.1.1 Materiais Metálicos

Os materiais metálicos, em geral, são formados por uma união de elementos metálicos. Eles contêm um alto número de elétrons não-localizados, o que quer dizer que tais elétrons não estão ligados a qualquer átomo em particular. Eles são usados como biomateriais devido à sua excelente condutividade elétrica e térmica e propriedades mecânicas. Os metais, além de muito resistentes, são também, como a maioria dos demais materiais, deformáveis, características que fazem com que seu uso seja amplo em aplicações estruturais. Alguns metais são utilizados como substitutos do tecido duro, no quadril e no joelho, como placa óssea e parafusos, para auxiliar na recuperação de fraturas, dispositivos de fixação da coluna vertebral e implantes dentários, em virtude das suas excelentes propriedades mecânicas e de resistência à corrosão [8, 12].

Segundo Anusavice [2] e Brown *apud* Mora [14], os metais e suas ligas são materiais bastante satisfatórios para a área de

implantodontia, sendo os mais utilizados hoje em dia. Estes materiais são selecionados com base em sua tenacidade, dureza e resistência à corrosão, à fadiga, à fluência e ao desgaste.

Todavia, nem todos os metais tidos como opções praticáveis para implantes odontológicos são utilizados, pois metais como o ouro, a platina e a prata, assim como ligas como cromo-cobalto-molibdênio, ferro-cromo-níquel e aço inoxidável já foram testados ao longo dos anos e os resultados obtidos não foram considerados adequados. Por serem testados em animais e por períodos curtos, os resultados em laboratório até foram aceitáveis, porém quando testados em humanos, os efeitos a médio e longo prazo não foram os esperados (Homsy *et al.*, Linder e Lundskog *apud* Castro [15]).

Mesmo os metais tendo a maior diversidade de propriedades, por serem os mais abundantes, nem todos podem ocupar o papel de biomateriais, como citado anteriormente. Os metais reativos, encontrados nas colunas IV B, V B e VI B da tabela periódica, têm sido os mais utilizados para a construção de implantes. Entre estes citados, destacam-se o titânio e as suas ligas, já que são bastante resistentes à corrosão e à fadiga, apresentam biocompatibilidade e possuem boas propriedades mecânicas, além de terem baixo custo, quando comparados aos metais nobres, e já terem o sucesso garantido na área de implantodontia confirmado por estudos. E, ainda, devido a vários resultados de trabalhos desenvolvidos por Per-Ingvar Brånemark, o titânio acabou se tornando o padrão ouro¹ dos materiais para implantes dentários. Além disto, o titânio apresenta a vantagem de compor, aproximadamente, 0,6% da crosta terrestre e ser um milhão de vezes mais abundante que o ouro ([2, 13], Remes e Williams *apud* Castro [15]).

A vantagem dos metais, se comparados às cerâmicas e aos polímeros, é terem alta tenacidade e resistência à fratura, o que significa uma maior capacidade em absorver energia e impedir que trincas se propaguem quando submetidos a um aumento das tensões de tração [2].

a) Titânio e suas ligas

O titânio é o nono elemento químico mais abundante e o quarto metal mais comum na crosta terrestre. Pertencente ao grupo dos metais

¹ É um teste padrão que serve de comparação por parte de outros testes, com a finalidade de avaliar a exatidão dos mesmos, em resultados que assegurem o máximo de acertos, de forma a estabelecer o diagnóstico real [16].

não-ferrosos, o metal com cor prateada possui a melhor relação entre peso e resistência, dentre todos os metais. Ele possui resistência alta ao calor, até 500°C, e boa em vários meios corrosivos, afora sua elevada resistência à fadiga. Além disto, é muito reativo e, por esta razão, é amplamente utilizado para produzir ligas e desoxidar materiais ([17], Forde *apud* WYEN [18], Efunda *apud* TAJES [19]).

O titânio é muito valorizado, devido à sua abundância e boas propriedades, e tem sido utilizado em várias áreas da indústria moderna, sendo considerado relativamente novo para muitas aplicações. Na indústria aeroespacial, sua baixa densidade e alta resistência mecânica fazem com que até 15% de um avião seja constituído por ele, dependendo do modelo. O óxido de titânio, que se forma sobre a superfície exposta ao oxigênio, se apresenta na forma de uma camada fechada, impedindo a continuidade da oxidação. O óxido de titânio é inerte e sua resistência à corrosão lhe dá credibilidade na indústria química, e na bioengenharia, o titânio e suas ligas são bastante empregados por possuírem baixa taxa de rejeição pelo organismo [6, 20].

Os materiais à base de titânio são divididos em quatro grupos: (I) titânio puro, (II) ligas - α , (III) ligas - $(\alpha+\beta)$ e (IV) ligas - β , como pode se observar na Tabela 3 [6, 20].

Tabela 3 – Ligas de titânio (recomendações).

| Denominação do material | Dureza HB | Rm (N/mm ²) | Rp0,2 (N/mm ²) |
|---|-----------|-------------------------|----------------------------|
| Titânio Puro (recozido) | | | |
| Ti 99,8 ; Ti 99,5 | 110 – 170 | 280 – 420 | 180 |
| Ti99,2 ; Ti 99,0 ; Ti Pd0,2 | 140 – 200 | 350 – 550 | 280 – 520 |
| Ti 99,0 ; Ti 98,9 | 200 – 275 | 560 | 490 – 670 |
| Ligas α e $(\alpha+\beta)$ (recozidas) | | | |
| Ti Mn8 | 300 – 350 | 900 | 850 |
| Ti Al2 Sn11 Zr5 Mo1 | | 1010 | 910 |
| Ti Al5 Sn2,5 | | 880 | 840 |
| Ti Al6 Sn2 Zr4 Mo2 | | 930 | 840 |
| Ti Al6 Sn2 Zr4 Mo6 | | 1155 | 910 |
| Ti Al6 V4 | | 970 | 890 |
| Ti Al6 V6 Sn2 Cu1 Fe1 | 320 – 380 | 1090 | 1020 |
| Ti Al7 Mo | | 1080 | 1000 |
| Ti Al8 Mo1 V1 | | 1030 | 950 |

| Ligas α e ($\alpha+\beta$) (recozidas em solução e endurecidas) | | | |
|--|-----------|-------------|------|
| Ti Al6 V4 | | 1190 | 1080 |
| Ti Al6 Sn2 Zr4 Mo2 | 320 – 380 | 930 | 865 |
| Ti Al6 Sn2 Zr4 Mo6 | | 1150 | 1035 |
| Ti Al5 Sn2 Zr2 Mo4 Cr4 | | 1120 | 1050 |
| Ti Al6 V6 Sn2 Cu1 Fe1 | 375 – 440 | 1300 | 1230 |
| Ti Al7 Mo4 | | 1280 | 1220 |
| Ti Al8 Mo1 V1 | | 1470 | 1400 |
| Ligas β (recozidas ou recozidas em solução) | | | |
| Ti Cr11 Mo7,5 Al3,5 | | 850 – 950 | 800 |
| Ti V8 Cr6 Mo4 Zr4 Al3 | 275 – 350 | 880 | 840 |
| Ti V8 Fe5 Al1 | | 1250 | 1200 |
| Ti V3 Cr11 Al3 | | 950 | 910 |
| Ligas β (recozidas em solução e endurecidas) | | | |
| Ti Cr11 Mo7,5 Al3,5 | | 1330 – 1500 | 1250 |
| Ti Mo11,5 Zr6 Sn4,5 | 350 – 440 | 1410 | 1340 |
| Ti V8 Fe5 Al1 | | 1470 | 1400 |
| Ti V3 Cr11 Al3 | | 1300 | 1230 |

FONTE: König e Klocke [6].

O titânio puro, também nomeado como titânio não-ligado, apresenta teores de pureza entre 98 e 99,5%, com suas propriedades físicas variando conforme a quantidade de impurezas e de elementos residuais no processo de purificação, como o oxigênio, o ferro, o carbono e o nitrogênio, sendo que estas impurezas é que determinam a classificação dos quatro tipos de titânio conhecidos como puro. Mesmo com a pequena quantidade de tais elementos, o titânio puro sofre mudanças em suas propriedades mecânicas, principalmente na presença do oxigênio ou ferro. Para a resistência mecânica crescer, o carbono pode alcançar até 0,45% da composição, e acrescentando-se até 0,2% de paládio, é possível aumentar a resistência à corrosão ([6], Mann *apud* Bauer [17]).

As ligas α contêm o alumínio, o estanho e o zircônio como os seus elementos mais importantes, e o vanádio, o silício, o cobre e o molibdênio como complementos (máximo de 1%). As ligas β incluem na sua composição o vanádio, o molibdênio, o manganês, o cromo, o cobre e o ferro. Os elementos destes dois conjuntos formam as ligas $\alpha+\beta$, que têm uma resistência mecânica maior que a liga α , são capazes de ser endurecidas mais fortemente e são atribuídas a aplicações em temperaturas elevadas [6, 20].

Os autores Anusavice [2], Wong [12] e Craig *apud* Bauer [17] afirmam que as ligas de titânio mais utilizadas para fabricação de produtos são o titânio puro e as ligas Ti-6Al-4V com baixos teores intersticiais e Ti-6Al-4V (6% de alumínio e 4% de vanádio). Esta última, em geral a mais usada, é encontrada com maior frequência em virtude de suas propriedades mecânicas, consideradas excelentes, que ocorrem à temperatura ambiente, graças à formação das duas fases, α e β . Nesta liga, a melhoria das propriedades é em razão de o alumínio estabilizar a fase alfa, aumentando a resistência da liga e reduzindo a massa. E o vanádio, o cobre e o paládio servem para a estabilização da fase beta e redução da suscetibilidade à corrosão. Em relação ao titânio e suas ligas, materiais mais utilizados na área médica atualmente, as normas ASTM F136, ASTM F67, NBR ISO 5832-2 e NBR ISO 5832-3 são destacadas.

A liga Ti-6Al-4V, excluindo-se o titânio puro, possui o módulo de elasticidade mais próximo do osso, comparando-se a outros materiais utilizados em implantes. Isto garante uma distribuição mais constante das tensões, principalmente na extensão interface-osso, visto que o implante e o osso devem flexionar de maneira semelhante. Sendo o módulo de elasticidade, aplicado tanto à tração quanto à compressão, a razão entre a tensão e a deformação dentro do limite elástico, onde a deformação é reversível e proporcional à tensão [2].

Ao ser comparado ao aço inoxidável, o titânio se destaca pelas suas propriedades físicas favoráveis, entre elas o baixo peso específico, a resistência a elevadas temperaturas e a alta resistência mecânica, além da sua boa resistência à corrosão, causada pelo efeito da passivação, através do qual é formada uma fina camada de óxido de titânio na superfície [2].

b) Aço inoxidável

O aço inoxidável também é uma liga utilizada na fabricação de implantes e seu emprego é considerado um sucesso devido à sua resistência, biocompatibilidade e usinabilidade, entretanto, apesar disto, de seu baixo custo e fácil fabricação, é empregado com pouca frequência, visto que o níquel possui grande potencial alérgico. Quando utilizado com microestrutura austenítica, ele assegura a resistência à corrosão através do cromo (18%) e a estabilidade da estrutura austenítica com o níquel (8%). As normas que tratam de materiais aplicados em produtos médicos implantáveis como o aço inoxidável, são, entre outras, a ASTM F138 e a NBR ISO 5832-1 [2, 21].

O aço inoxidável é dividido em três grupos com base em sua microestrutura apresentada à temperatura ambiente: (1) aços inoxidáveis martensíticos ou endurecíveis, (2) aços inoxidáveis ferríticos ou não endurecíveis e (3) aços inoxidáveis austeníticos ou não endurecíveis também. Os grupos 1 e 2 são ligas de ferro e cromo e o 3 são ligas de ferro-cromo níquel. Os aços endurecidos têm boa resistência à corrosão quando expostos ao tempo, à ação da água e a certas substâncias químicas. Por terem um alto teor de carbono e possuírem alta resistência ao desgaste e à corrosão, os tipos 440 A, 440 B e 440 C de aço inoxidável martensítico são empregados na fabricação de instrumentos cirúrgicos e odontológicos [22].

O primeiro aço inoxidável utilizado para a fabricação de implantes era o 35CrNi 18-8 (atualmente, tipo 302), que é mais forte e mais resistente à corrosão do que o vanádio, sendo que este possui resistência à corrosão inadequada *in vivo* e já não é mais utilizado em implantes. Em seguida, para melhorar a resistência à corrosão deste material em meio salino foi adicionado Molibdênio na liga, dando origem ao aço inoxidável 18-8sMo (hoje, tipo 316). Na década de 1950 o teor de carbono do aço inoxidável 316 foi reduzido de 0,08 para um valor máximo de 0,03% (percentagem em peso) para uma melhor resistência à corrosão em solução clorídrica e minimizar a sensibilização, tornando-se conhecido como aço inoxidável tipo 316L. Onde o 'L' indica a característica '*Low carbon content*' diferenciando-os da série 316 original. Estes aços da série 316L são classificados como aços inoxidáveis austeníticos e são amplamente empregados em implantes [12, 21].

Os aços inoxidáveis austeníticos, especialmente do tipo 316 e 316L, são os mais utilizados na fabricação de implante. Este grupo de aços inoxidáveis é não magnético e possui resistência à corrosão melhor do que quaisquer outros. A Sociedade Americana de Testes e Materiais (ASTM) recomendava o tipo 316L, ao invés do 316 para fabricação de implante devido à inclusão de molibdênio, o que aumenta a resistência à corrosão localizada em água salgada. Todavia, mesmo os aços inoxidáveis 316L podem corroer dentro do corpo em determinadas circunstâncias, em regiões de altas tensões e falta de oxigênio, ou seja, estes aços são adequados para usar somente em implantes temporários, tais como placas para fratura, parafusos e parafusos de quadril. Métodos de modificação de superfície, tais como a anodização, a passivação e de descarga luminescente de azoto-implantação, são amplamente utilizadas, a fim de melhorar a resistência à corrosão, ao desgaste e à fadiga, deste material. Por estes pontos negativos, o aço inoxidável 316L tem sido

substituído pelo 316LVM, considerado como "grau médico", que é derretido a vácuo para atingir os níveis de pureza e limpeza extremamente elevados necessários para os implantes cirúrgicos. Este possui excelente resistência em ambientes fisiológicos à corrosão geral e intergranular, à corrosão pontiforme e gretas [12, 21].

2.1.1.2 Polímeros

Os polímeros abrangem os materiais comuns, plástico e borracha, que são bastante conhecidos. Vários deles são compostos orgânicos que têm suas composições químicas baseadas no carbono, no hidrogênio e em outros elementos não-metálicos. Normalmente estes materiais possuem densidades baixas e podem ser muito flexíveis [8].

Pelo fato de possuírem o módulo de elasticidade bastante próximo ao do osso, os polímeros vêm sendo largamente pesquisados com vistas à possibilidade de utilização como material para implante, porém a sua baixa resistência à fadiga é uma forte adversária ao seu uso. Os módulos de elasticidade dos polímeros costumam não ir além de 5kN/mm^2 , e para os materiais cerâmicos, vítreos e metálicos, esses valores se encontram na faixa de 10^4 - 10^6kN/mm^2 ([23], Lemons *apud* CASTRO [15]).

Os materiais poliméricos, por possuírem baixa resistência mecânica, estão sujeitos à fratura enquanto utilizados e, também, suas propriedades físicas são bastante influenciadas por mudanças de temperatura, meio ambiente e composição. Outro inconveniente dos polímeros é a sua fácil contaminação, pelo fato de sua carga eletrostática atrair pó e outras impurezas do meio para a superfície. Os polímeros podem, ainda, causar irritações no tecido, alergias e até câncer, bem como perda de osso, recessão gengival e peri-implantite, aspectos que reduzem o potencial de utilização dos materiais poliméricos como materiais de implante [2].

2.1.1.3 Cerâmicas

As cerâmicas são compostos normalmente formados por elementos metálicos e não-metálicos, geralmente constituídas de óxidos, nitretos e carbetos. A extensa diversidade de materiais que se encaixam nesta classificação compreendem as cerâmicas compostas por minerais argilosos, o cimento e o vidro. Estes materiais costumam ser isolantes à passagem de eletricidade e de calor e, também, mais resistentes do que

os metais e os polímeros, ao se tratar de altas temperaturas e ambientes severos [8].

As cerâmicas eram amplamente utilizadas como reconstrutoras de osso juntamente com o enxerto, porém muitas vezes eram descartadas por serem frágeis e não resistirem a solicitações mecânicas mais robustas, principalmente ao se tratar de flexão, fadiga e tração (Hollinge *apud* Mora [14]).

Elas têm sido utilizadas pelo homem há milhares de anos, mas até recentemente o seu uso foi um pouco limitado por causa de sua fragilidade inerente, a suscetibilidade a entalhes ou micro-rachaduras e baixa resistência à tração e ao impacto. No entanto, nos últimos 100 anos, as técnicas inovadoras para a fabricação de cerâmica levaram à sua utilização como material de "alta tecnologia". Os seres humanos têm percebido que a cerâmica e os seus compostos também podem ser utilizados para aumentar ou substituir partes do corpo, em particular o osso. Assim, as cerâmicas utilizadas para estas últimas finalidades são classificadas como biocerâmica [12].

Os cerâmicos são biomateriais que exibem grande biocompatibilidade, por causa de sua composição química, e caracterizam-se positivamente, também, por não possuírem propriedades tóxicas e por serem ótimos isolantes em relação à temperatura e à eletricidade. Em contrapartida, além de serem quebradiços, suas resistências à tração e ao cisalhamento são baixas, bem como a à propagação de trincas, o que levou à redução do seu uso ao longo dos anos, já que não garante sucesso a longo prazo. Por fim, sua função não tem passado muito do recobrimento de substratos metálicos (Biesbrock *apud* Castro [15]).

A sua alta resistência à compressão e aparência esteticamente agradável, levou à utilização de cerâmicas em odontologia como coroas dentárias. Devido à sua alta resistência específica e a sua biocompatibilidade, a cerâmica também é utilizada como componentes de reforço de materiais compósitos de implante e para aplicações de carga de tração, como tendões e ligamentos artificiais [21].

Implantes cerâmicos são capazes de resistir a tensões de tração induzidas por forças oclusais relativamente baixas e elevadas tensões de compressão. Cerâmicas utilizadas na fabricação de implantes podem ser classificadas como não-absorvível (relativamente inerte), bioativo ou reativos de superfície (semi-inerte) e reabsorvível ou biodegradável (não inerte). O padrão ouro do grupo dos implantes cerâmicos é o óxido de alumínio (Al_2O_3), já que este é um material inerte, que não libera íons e não tem quaisquer reações *in vivo*. A zircônia (ZrO_2) também é

altamente inerte, e ela possui, ainda, as vantagens de biocompatibilidade, resistência à flexão e não agrega placa bacteriana. Tais implantes cerâmicos não promovem a formação de osso, portanto não são considerados bioativos, mas eles têm elevada resistência, rigidez e dureza [2, 12].

Os fosfatos de cálcio são os materiais que exibem melhores sucessos em enxertos e aumento de volume de osso, dentre os sintéticos, pelo fato de o osso vital ser composto de cerca de 65% de fosfato de cálcio, ele é considerado como uma cerâmica reabsorvível. Estes materiais são não imunológicos, porém biocompatíveis com os tecidos do hospedeiro, eles originam a formação do osso com alta resistência e são aceitos pelo tecido vivo de maneira benigna [2, 21].

Outros materiais cerâmicos são os biovidros ($\text{SiO}_2\text{-CaO-Na}_2\text{O-P}_2\text{O}_5\text{-MgO}$), classificados como bioativos, por estimularem a formação do osso. Por este motivo, estes materiais são usados como enxertos, originando aumento de rebordo² ou corrigindo defeitos ósseos, mais do que como revestimento de implantes metálicos, já que a união entre os cerâmicos e os metálicos é fraca e pode dissolver *in vivo*. Pelo fato de os biovidros serem materiais friáveis, eles costumam não ser usados em regiões que apresentam grandes tensões [2].

2.1.2 Solicitações Sofridas pelos Implantes Odontológicos

Força de mordida, frequência de mastigação, abrasividade da dieta, composição dos líquidos intraorais, variações da temperatura, rugosidade da superfície, propriedades físicas dos materiais e presença de partículas de impureza duras, são alguns dos fatores que contribuem para o desgaste do dente ou do implante. A causa mais acentuada para tal desgaste são as forças de mastigação excessivas, contudo estas forças, presentes nos pacientes, não podem ser controladas pelos clínicos, apenas é possível se fazer ajustes na oclusão, para obter-se, então, maiores áreas de contato, o que diminui as tensões localizadas [2].

Admite-se que muitas estruturas dentárias possam ser prejudicadas quando há presença de tensão combinada a condições favoráveis para que ocorra uma corrosão chamada de corrosão sob tensão. Este tipo de corrosão é semelhante ao que acontece durante a

² O rebordo ósseo é uma estrutura anatômica que tem como função o alojamento das raízes dos dentes e sua forma depende da presença e posicionamento dessas raízes [24].

fadiga ou carregamento cíclico no ambiente bucal. Sulcos ou entalhes podem agir como pontos de concentração de tensão, deste modo, a falha por fadiga ocorre em tensões nominais abaixo do limite normal elástico da liga [2].

Na odontologia, como em outras áreas, existem vários tipos de tensões geradas que mudam com a natureza das forças aplicadas e a forma do objeto. As tensões podem ser de tração, cisalhantes e compressivas. O nível médio de tensão em que um material exhibe uma quantidade de deformação plástica ou o ponto em que ocorre fratura em vários corpos de prova de mesma forma e tamanho, é dito como a resistência de um material. Os elementos que influenciam na resistência dos materiais são: taxa de deformação, formato do corpo de prova, acabamento da superfície e o meio em que são feitos os testes do material. No entanto, não é a resistência do material que define o momento de fratura do mesmo, pois na presença de tensões localizadas, a resistência do material é excedida em um local crítico do defeito, então uma fratura pode ocorrer, até mesmo, quando se aplicar uma força muito inferior ao que o material pode resistir [2].

Quando o paciente mastiga, as forças de mastigação deformam ligeiramente a prótese. Caso ocorram apenas deformações elásticas, assim que as forças forem removidas, a superfície da prótese se normaliza. Todavia, se tensões superiores ao limite de proporcionalidade forem aplicadas, ocorre uma deformação permanente e isto pode ser intenso o suficiente para causar a fratura do material. Para materiais friáveis que exibem somente deformações elásticas, e não plásticas, tensões levemente superiores ou iguais à tensão elástica máxima originam fraturas [2].

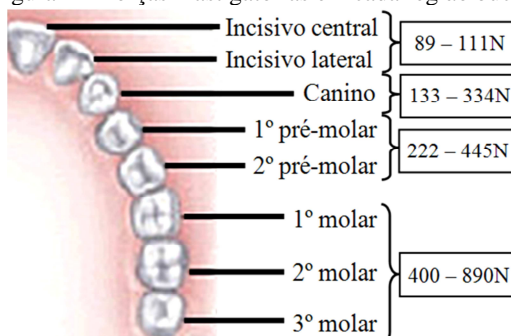
Depois que se inicia uma trinca, durante vários ciclos de carregamento, progressivamente uma fratura é desenvolvida. A trinca é constituída em um defeito crítico que posteriormente se difunde até o momento que a fratura venha a ocorrer, de repente e inesperadamente. Uma fratura prematura pode sobrevir quando a tensão estiver muito abaixo da resistência máxima à tração, já que diversos ciclos de tensões fazem com que defeitos muito pequenos cresçam lentamente. Este fenômeno é denominado de falha por fadiga [2].

As forças de mastigação são difíceis de quantificar devido às características dinâmicas, e por este motivo diversos estudos vêm sendo feitos. Em 1994, o livro *Guinness de Recordes* registrou a mais alta força de mastigação como sendo 4.337N, mantida durante dois segundos. Diferente disto, a força mastigatória média mais alta possível de se manter, está perto de 756N. Porém estas forças variam muito, de

acordo com cada pessoa. Na região molar elas costumam ficar entre 400 e 890N, na região pré-molar, de 222 a 445N, na região dos caninos varia de 133 a 334N e na região dos incisivos é de 89 a 111N (Figura 4), tudo isto, levando em consideração, ainda, que os homens costumam ter a força de mordida maior do que as mulheres, e os adultos maior que as crianças. Já as pessoas com próteses podem ter um prejuízo de até 75% destas forças, comparando-se a quem possui os dentes naturais ([2], Caputo e Standlee *apud* Moraes [25]).

No ato da mastigação, cargas axiais e transversais são geradas em virtude de contatos oclusais³, sendo que estes variam segundo a mastigação e, ainda, de acordo com a quantidade e o tipo de alimento. A união de tais cargas ocasionam uma movimentação no dente em várias direções (Caputo e Standlee *apud* Moraes [25]).

Figura 4 – Forças mastigatórias em cada região bucal.



FONTE: Adaptado de Colgate [9].

2.2 PROPRIEDADES DA FADIGA

Estruturas submetidas a tensões dinâmicas e oscilantes estão sujeitas a uma forma de falha, a fadiga, conhecida por este nome por ocorrer depois de um longo período de tensões ou ciclos de deformação que se repetem. A fadiga é a mudança estrutural duradoura de um material, ou seja, a falha ou ruptura progressiva do mesmo, originadas quando ele é submetido a uma carga inferior àquela máxima que o material é capaz de suportar, devido às tais repetidas solicitações cíclicas. As fissuras formadas no interior do componente é que causam a lenta ruptura do material, sendo esta a razão da redução progressiva de

³ Relativo à superfície dos dentes que entra em contato com os dentes do maxilar oposto [27].

capacidade de carga do componente. A resistência à fadiga é definida como sendo o número de ciclos que um componente suporta quando submetido a uma determinada carga. A vida infinita é definida pela carga que não provoca a nucleação de trincas e, portanto, não leva ao colapso do componente [7, 8, 26].

Pode-se dizer que quando um material é submetido a três fatores ao mesmo tempo, solicitações dinâmicas, de tração e deformação plástica, ocorrerá uma falha por fadiga. A fratura por fadiga pode separar-se em três etapas:

- Nucleação da trinca: é nos locais de concentração de tensão que é dada a partida desta, onde há, por conseguinte, a ocorrência da deformação plástica localizada. A princípio a trinca pode ser controlada pelas dimensões da área afetada por tal deformação, porém, ao longo do tempo, ela pode progredir até alcançar um tamanho crítico. Sabe-se que a nucleação da trinca ocorre na superfície, e a partir do momento que ocorre, ela é irreversível. Uma característica que distingue esta fase é a ação do ambiente sobre a trinca uma vez que ela foi aberta, pois seu lado interno fica à mostra e está sujeito a ser contaminado, o que pode apressar a ocorrência de falha.
- Propagação estável da trinca: caso na etapa anterior a aplicação da carga não for parada, a trinca se difunde de um modo estável, contudo isto depende da estrutura cristalina, do tamanho do grão, textura e obstáculos à propagação, como zonas perlíticas e de precipitação. De acordo com o nível de tensão aplicado, a trinca se move em cada ciclo de tração, e se uma tensão de compressão for aplicada, a trinca não é fechada.
- Propagação instável da trinca: neste caso, após chegar a um tamanho crítico, a falha começa a se propagar de maneira instável e, em poucos ciclos, há uma fratura no material [7].

Diversas áreas exigem que peças ou componentes sejam projetados e calculados para que resistam às falhas causadas pela fadiga, cada qual com suas exigências, materiais e ciclos de carga específicos. Os critérios mais importantes de projeto são: (I) projeto para vida infinita, reservado a eixos de motores, molas de válvulas de motor de combustão, engrenagens industriais e implantes, (II) projeto para vida finita, aplicável a mancais de rolamento, reservatórios pressurizados, componentes automobilísticos e motores a jato, (III) projeto para falha em segurança, destinado a fuselagens e asas de aviões, cascos de navios

e pontes e (IV) projeto com tolerância ao dano, atribuído a fuselagens e asas de aviões, reservatórios e tubulações [7].

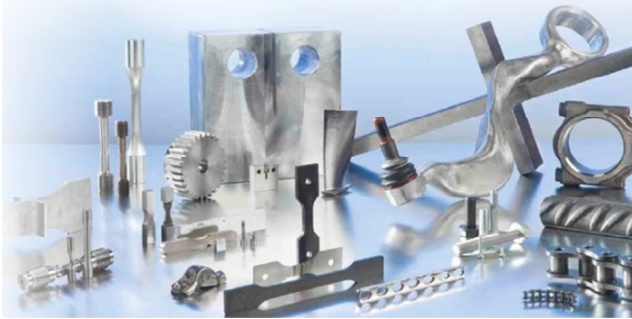
A fadiga é a maior causa de falhas em metais, abrangendo cerca de 90% de todas as falhas metálicas, sendo catastrófica e traiçoeira, sucedendo de maneira repentina e sem aviso prévio. Esta falha é de natureza frágil, pois existe muito pouca, ou nenhuma, deformação plástica generalizada associada a ela. Seu processo ocorre por propagações de trincas e a superfície da fratura costuma ser perpendicular à direção de aplicação de uma tensão de tração [8, 20].

2.2.1 Ensaios de Fadiga

O ensaio de fadiga serve para determinar a vida à fadiga, localizar falhas e definir o comportamento de materiais quando expostos a variações de cargas ou perturbações. É aplicado na indústria ferroviária e aeronáutica, a implantes médicos e odontológicos, engrenagens, correntes de transmissão, vergalhões, bielas, dentre outras aplicações (Figura 5). Geralmente o teste é repetido com ciclos de carga diferentes, porém com amostras idênticas. É importante fazer com que os ensaios sejam realizados de maneira menos complicada e demorada em relação ao que o componente vai ser submetido ao longo de sua vida, como acontece na indústria aeronáutica, por exemplo, onde muitos anos de serviço são reduzidos a poucos meses para que os testes sejam realizados, e apenas um ou dois protótipos de um novo avião são utilizados para tal. No entanto, nestes casos, se deve manter uma relação conhecida entre os resultados experimentais e o seu desempenho em serviço, e levar em conta, ainda, que os testes precisam revelar com exatidão a capacidade da estrutura quanto à resistência à fadiga. Abreviar os testes traz a vantagem de eliminar os períodos de repouso e as cargas de amplitude muito pequena sem afetar os resultados. Acarreta, entretanto, o inconveniente de complicar a análise requerida para aquela relação entre os resultados e o desempenho, além de tornar difícil relacionar as vidas do ensaio e a esperada em serviço, sendo necessário empregar diversas hipóteses para fazer a correlação [7, 26].

Equipamentos para ensaios devem ser projetados para aumentar as condições de tensão, quanto for possível, durante o serviço. Os ensaios de simulação feitos em laboratórios servem para determinar as propriedades de fadiga dos materiais, do mesmo modo que acontece com outras características mecânicas [8].

Figura 5 – Exemplos de peças submetidas a ensaios de fadiga.



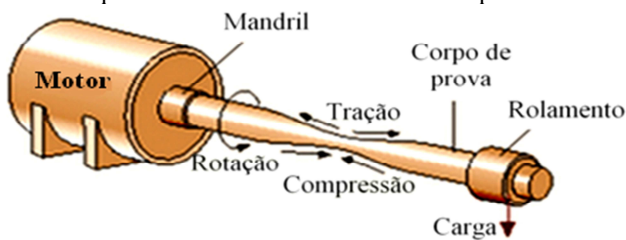
FONTE: Rumul [28].

2.2.2 Tipos de Ensaio de Fadiga

Os tipos mais comuns de realização de ensaios de fadiga são: tração-compressão, torção cíclica, flexão plana, flexão rotativa e flexão alternante, além das possíveis combinações, como: tração-flexão, tração-torção, flexão-torção, entre outras. Nos ensaios de flexão rotativa, o corpo de prova é rotacionado e tracionado na direção normal ao eixo de rotação até que haja o rompimento do material. A rotação faz com que cada ponto do material em questão tenha variação senoidal do nível de tensão, sendo nula a tensão cíclica alternante média. O carregamento, feito por um peso, aplicado a uma distância pré-estabelecida do engastamento da haste em balanço, determina o nível de carregamento cíclico suportado pelo material analisado. No teste de flexão alternante, o deslocamento do corpo de prova inverte seu sentido conforme as solicitações. Neste tipo de ensaio o corpo de provas oscila em torno da linha neutra, de forma que as tensões na superfície do componente alternem de um máximo compressivo para um máximo trativo em cada ciclo completo [7, 29].

No ensaio por flexão rotativa um motor gira o corpo de prova, que por sua vez, através de rolamentos externos, recebe uma carga, produzindo, desta forma, um esforço de flexão alternado devido à rotação do corpo de prova, como representado, simplificada, na Figura 6. A cada volta do eixo, um ciclo completo de flexão alternada é aplicado, e a região menos espessa do corpo de prova sofre tração e compressão simultaneamente. O número de voltas é, então, obtido através do tempo decorrido até a ruptura do material, registrado no *software* utilizado [30].

Figura 6 – Esquema de funcionamento dos ensaios por flexão rotativa.



FONTE: Adaptado de Grote [20].

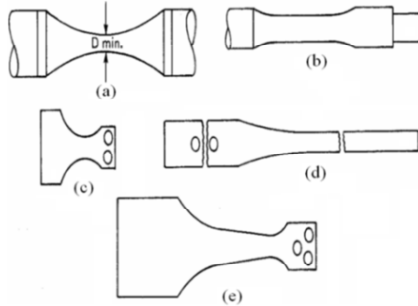
Neste tipo de ensaio, a resistência à fratura por fadiga é mensurada pelo número de ciclos (tempo de vida) que um material resiste em uma determinada condição de carregamento, ou seja, a velocidade de rotação não tem significado sobre o número de ciclos para a fratura por fadiga do mesmo, já que velocidades maiores reduzem o tempo requerido para alcançar o número de ciclos até a fratura (Parshos e Messer *apud* Lopes *et al.* [31]).

O carregamento de um sistema pode ser feito mecanicamente, hidraulicamente ou por campos magnéticos oscilantes. Nos últimos anos um novo sistema de aplicação de cargas vem sendo empregado em laboratórios de materiais (RWTH Aachen) e em algumas empresas (Hegenscheidt MFD, Erkelenz, Alemanha). Trata-se da aplicação de cargas na frequência de ressonância do sistema de ensaio de fadiga, sistema onde o corpo de prova é submetido a uma oscilação (longitudinal, de flexão alternante ou torcional) com amplitude definida pela carga sobre o corpo de prova. A perda de energia do sistema oscilatório, provocada pelo amortecimento, deve ser reposta a cada oscilação, de forma que o carregamento cíclico se mantenha constante. Como a frequência natural do sistema depende do módulo de elasticidade do corpo de prova, e esta muda com o surgimento de uma trinca, o fim do ensaio é reconhecido por irregularidades no comportamento oscilatório, decorrente do fato de a frequência de excitação não coincidir mais com a frequência natural do sistema [32].

Em relação aos ensaios, é preferível ensaiar a própria peça, em condições normais de operação, contudo, quando isso não é possível, o ensaio deve ser feito em corpos de prova padronizados. O mesmo deve ter um acabamento da superfície usinada e um tratamento da camada limite equivalentes aos que se deseja avaliar no componente em questão. A forma e as dimensões do corpo de prova variam de acordo com a máquina e tipo de ensaio. As formas de corpos de prova mais utilizadas

em ensaios de fadiga estão apresentadas na Figura 7. Os tipos de ensaios que utilizam estes formatos são: (a) fadiga por flexão, (b) tipo paralelo para flexão rotativa e torção; (c) flexão em lâminas e tração compressão, (d) flexão em chapas finas e tração compressão e (e) flexão em chapas grossas e tração compressão [30].

Figura 7 – Geometrias de corpos de prova mais utilizadas.



FONTE: Adaptado de Rodrigues [30].

A geometria do corpo de prova é um fator muito crítico, já que as discontinuidades nas peças, como cantos vivos, encontros de paredes e mudanças bruscas de seções, afetam muito a resistência à fadiga de um material. Uma superfície mal acabada, que contém irregularidades e que, conseqüentemente, aumentam a concentração de tensões, resultando em tensões residuais também tendem a diminuir a resistência à fadiga, bem como os defeitos na superfície causados por polimento (queima da superfície, jateamento, corrosão, recozimento, trincas etc.) [7, 30, 33].

Os resultados destes ensaios normalmente são apresentados por meio do gráfico de tensão por número de ciclos, a curva $S-N$, onde o S , provindo da palavra *stress*, representa a tensão, e o N , o número de ciclos. Esta curva apresenta de maneira clara que à medida que se diminui a tensão aplicada, o corpo de prova resiste a um maior número de ciclos. Reduzindo-se a tensão a partir do nível em que esta curva se torna horizontal, o número de ciclos imprescindíveis para o rompimento do corpo de prova torna-se praticamente infinito [30].

Na análise dos resultados dos ensaios, além das formas e tipo de material dos corpos de prova, as condições dos mesmos devem ser levadas em consideração. Por exemplo, é necessário ponderar as tensões e a velocidade de variação das mesmas e o ambiente. O ambiente costuma ser rotulado como o ar do laboratório e a temperatura ambiente.

No entanto, a umidade do ar também influencia no resultado dos ensaios, já que pode variar desde muito seco até muito úmido [30, 33].

2.2.3 Fraturas por Fadiga

A fadiga do material é a causa mais comum dentre todas as causas de falha de componentes mecânicos, o que significa uma diminuição gradual de capacidade de carga dos mesmos, através da ruptura lenta do material. Isto se dá em consequência do avanço das fissuras que se formam no seu interior, sendo que este crescimento ocorre para cada variação de tensão [34].

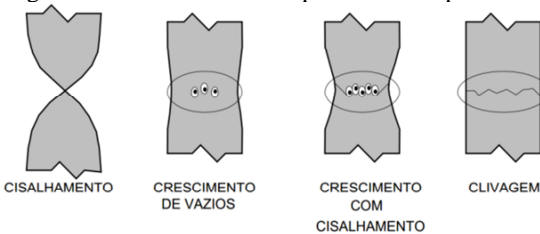
Um sistema que já não realiza as devidas atribuições para as quais foi projetado, pode ser dito como um sistema com falha, podendo, ou não, estar associado à ruptura ou fratura do componente. Por causar perdas econômicas, colocar em risco vidas humanas e interferir na disponibilidade de produtos e serviços, as falhas em materiais são, quase sempre, indesejadas. A razão de ocorrência de falhas se dá à escolha e ao processamento indevidos dos materiais, além do projeto inadequado do componente ou a sua má utilização. E por mais que as causas destas falhas sejam conhecidas, dificilmente é possível garantir que elas não ocorram, por isso é importante que o engenheiro se responsabilize pela antecipação e planejamento de possíveis falhas, pois caso ela aconteça, pode-se avaliar as causas e tomar medidas de prevenção adequadas, com o intuito de evitar futuros incidentes [7, 8].

As falhas são divididas em duas grandes seções: independente e dependente do tempo, e estas podem ser subdivididas. No primeiro grupo reúnem-se as fraturas dos tipos frágil e dúctil, a flambagem, o início de escoamento e a deformação elástica excessiva e outros. As fraturas dependem da temperatura, estado de tensões e velocidade de carregamento. A fratura dúctil apresenta, antes e durante a propagação da trinca, uma deformação plástica, no mínimo microscópica, por crescimento de vazios ou cisalhamento (Figura 8). Na fratura frágil não há nenhuma deformação macroscópica, a propagação da trinca é rápida e é onde se encaixa a fadiga como originadora da fratura. Na flambagem, a peça modifica sua geometria, deixando de ter seu formato original, graças a uma combinação crítica de cargas que torna a estrutura instável. No início de escoamento, alguns sistemas não aceitam uma deformação plástica não recuperável, levando à falha do componente, como é o caso dos sistemas de medição e posicionamento. E a deformação elástica excessiva ocorre em virtude de excesso de

flexibilidade, onde os deslocamentos ocorrem acima de um limite máximo permitido [7].

A segunda divisão, dependente do tempo, é constituída pela fadiga, fluência, desgaste, corrosão etc. A fadiga se dá por tensões, as quais originam deformações plásticas cíclicas nos locais mais críticos e que, por sua vez, danificam o material, produzindo uma trinca de fadiga que cresce o bastante para resultar em uma ruptura final. A fluência se dá em componentes submetidos a altas temperaturas de trabalho e por causa disto, novos mecanismos podem ser ativados, causando ao material, então, uma deformação irreversível e crescente com o tempo. O desgaste é a remoção de material por aderência ou por remoção de partículas, ambos causados pelo atrito. E a corrosão ocorre devido à ação química ou eletroquímica iniciada na superfície do corpo, levando à destruição do mesmo [7].

Figura 8 – Mecanismos de ruptura dos componentes.



FONTE: Adaptado de Rosa [7].

A separação de um corpo em duas ou mais partes, em função da imposição de uma tensão estática (de tração, compressão, cisalhamento ou torção) ou de temperaturas mais baixas que a de fusão do material, é denominada de fratura. As fraturas são classificadas como dúcteis ou frágeis, de acordo com a capacidade de um material experimentar uma deformação plástica. Geralmente os materiais dúcteis apresentam uma deformação plástica substancial com grande absorção de energia antes de a fratura suceder-se, enquanto uma fratura frágil raramente é acompanhada de uma deformação plástica e apresenta baixa absorção de energia [8].

A formação e a propagação de trincas são duas etapas envolvidas no processo de fratura, resultantes da imposição de tensão. A forma de fratura é muito dependente do mecanismo de propagação da trinca. A fratura dúctil, como descrito anteriormente, se caracteriza por uma extensa deformação plástica nos arredores de uma trinca que está avançando. Ademais, o processo prossegue de modo relativamente lento

conforme o comprimento da trinca aumenta, e costuma-se dizer que este tipo de trinca é estável, a menos que a tensão que está sendo aplicada sofra um aumento. Na fratura frágil, diferentemente, as trincas podem se espalhar de maneira bastante rápida e com o acompanhamento de muito pouca deformação plástica. Então, tais trincas são consideradas instáveis, já que, após iniciada, a propagação da trinca continuará espontaneamente sem um aumento na magnitude da tensão que está sendo aplicada [8].

A fratura frágil, como resultado da propagação espontânea e rápida da trinca, acontece sem aviso prévio, de maneira repentina e catastrófica. Em contrapartida, nas fraturas dúcteis, a presença de deformação plástica alerta que uma fratura é iminente, permitindo, deste modo, que se tomem providências preventivas. Estes são episódios que levam à preferência de que ocorra uma fratura dúctil, além do fato de mais energia de deformação ser exigida para induzir esta fratura, visto que materiais dúcteis costumam ser mais tenazes. Grande parte das ligas metálicas é dúctil, os materiais cerâmicos são frágeis e os polímeros podem ser de ambos os tipos de fratura, quando uma tensão de tração é aplicada [8].

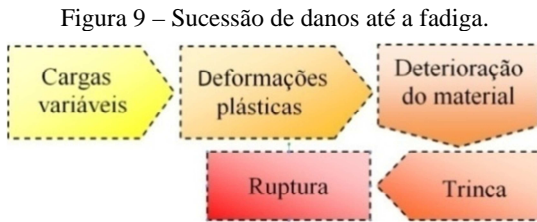
As forças de coesão existentes entre os átomos de um material sólido é que definem sua resistência à fratura. Sendo assim, a resistência coesiva de um sólido elástico frágil pode ser dada por $E/10$, aproximadamente, onde E simboliza o módulo de elasticidade. Entretanto, experimentalmente, a maior parte dos materiais utilizados na engenharia têm valores entre 10 e 1.000 vezes abaixo deste valor teórico para as resistências à fratura. Um estudioso, em 1.920, afirmou que esta divergência entre a teoria e as experiências se dava graças a pequenos defeitos ou trincas, que existem tanto na superfície, quanto no interior dos materiais, sob condições normais [8].

O resultado de um causador de concentração de tensões é mais significativo em materiais frágeis do que em dúcteis. Em materiais dúcteis, a deformação plástica inicia-se assim que a tensão excede o limite de escoamento, o que leva à uniformidade na distribuição de tensões nas proximidades do fator de concentração de tensões e ao desenvolvimento de um fator de concentração de tensões máximo, que é menor do que o valor teórico [8].

Materiais frágeis possuem um conjunto de defeitos e trincas com tamanhos, geometrias e orientações variadas. Com a aplicação de uma tensão de tração, a fratura se originará quando a resistência coesiva teórica do material for excedida na ponta de um destes defeitos, levando à formação de uma trinca, que, então, se propaga rapidamente. Enquanto

uma trinca se propaga, uma energia de deformação elástica é liberada, isto é, uma parte da energia fica armazenada no material quando ele é deformado elasticamente. E mais, durante o processo de propagação da trinca, novas superfícies livres nas faces de uma trinca são criadas, dando origem a um aumento na energia de superfície do sistema [8].

Com o tempo, deformações plásticas ocorrem em, no mínimo, alguns pontos, em virtude das cargas variáveis, cíclicas ou não. Como se resume em uma representação esquemática na Figura 9, tais deformações levam o material à deterioração progressiva, dando origem à trinca, que, por sua vez, cresce até atingir um tamanho crítico, capaz de levar à ruptura final, comumente brusca. Em tal caso, a ruptura obtida exhibe características macroscópicas de uma fratura frágil [30].



FONTE: Adaptado de Rodrigues [30].

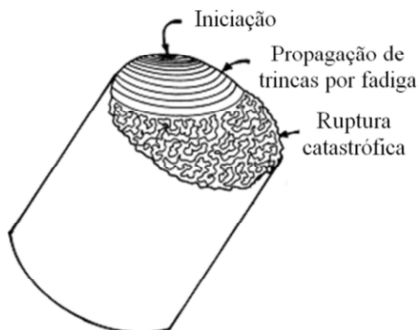
A sequência de danos por fadiga pode ser amplamente classificada nos seguintes estágios: 1) mudanças subestrutural e microestrutural que causam nucleação nos danos permanentes; 2) criação de fissuras microscópicas; 3) crescimento e coalescência de defeitos microscópicos para formar fissuras “dominantes”, que podem eventualmente inclinar para uma falha catastrófica; 4) propagação estável da microfissura dominante; 5) instabilidade estrutural ou fratura completa [35].

As condições para a nucleação de microdefeitos e a velocidade de avanço da fissura por fadiga dominante são fortemente influenciadas por uma grande variedade de fatores mecânicos, microestruturais e ambientais. Inclui-se no contexto da microestrutura dos materiais, as falhas e defeitos, e fissuração, e no meio-ambiente, a temperatura. Tem-se, ainda, como fatores que afetam a vida à fadiga, a geometria, onde estão inseridos, roscas, entalhes, juntas, riscos, etc. e concentração de tensões, e o carregamento, que engloba as tensões alternadas e de tração [35].

Para identificar uma ruptura causada por fadiga é necessário reconhecer a presença das zonas lisa e rugosa (Figura 10). Normalmente

a superfície de fratura irá mostrar algumas características macroscópicas de fácil identificação e associação ao fenômeno da fadiga, tais como as marcas de praia, que são assim denominadas por assemelharem-se às ondulações deixadas na areia, devido ao movimento cíclico das ondas na orla marítima. Estas marcas aparecem em virtude dos ciclos de início e parada do crescimento da trinca e circundam a origem da trinca, habitualmente em um intensificador de tensão interna, como é o caso do entalhe [36, 37].

Figura 10 – Representação esquemática de uma fratura por fadiga.



FONTE: Shigley [37].

Em algumas ocasiões as marcas de praia não são visíveis. Isto ocorrerá se a carga não for alterada ou se o metal tiver grãos muito finos. A zona de fadiga terá uma textura uniforme fina e granulada, como a falha da haste mostrada na Figura 11 [36].

Figura 11 – Fratura por fadiga sem marcas de praia.

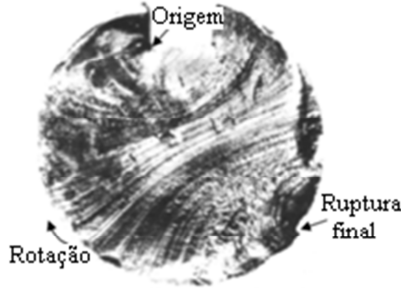


FONTE: Norton [36].

A Figura 12 mostra um eixo com rasgo de chaveta feito de aço 1.040 que falhou por fadiga sob flexão rotativa. A trinca teve início no

rasgo de chaveta, e pode-se notar que a fratura exibe um padrão típico: uma região de aparência polida, derivada do local da microtrinca original e outra, de aparência áspera, semelhante a uma fratura frágil [36].

Figura 12 – Fratura por fadiga em um eixo de aço 1.040.



FONTE: Norton [36].

Já a Figura 13 representa variados tipos de fratura por fadiga, porém, com diferentes tensões nominais, solicitações e geometrias dos corpos de prova.

Figura 13 – Tipos de fratura por fadiga.

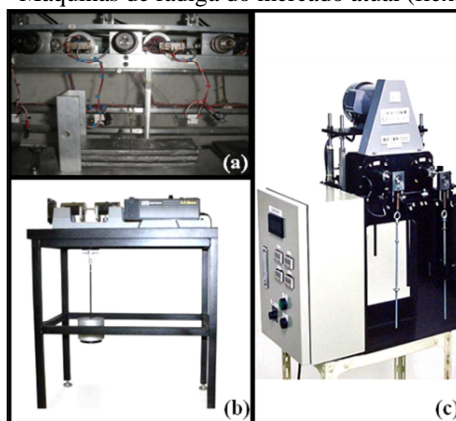
| Alta tensão nominal | | | Baixa tensão nominal | | |
|----------------------------|---------------|----------------|----------------------|---------------|----------------|
| Sem entalhe | Entalhe suave | Entalhe afiado | Sem entalhe | Entalhe suave | Entalhe afiado |
| | | | | | |
| Tração e tração-compressão | | | | | |
| | | | | | |
| Flexão unidirecional | | | | | |
| | | | | | |
| Flexão reversa | | | | | |
| | | | | | |
| Flexão rotativa | | | | | |
| | | | | | |

FONTE: Madayag *apud* Milfont [38].

2.2.4 Máquinas para Ensaio de Fadiga

A Máquina de Ensaio da Universidade Genebra (Figura 14a), a *R.R Moore Rotating Beam Fatigue Testing System* (Figura 14b) e a *Seimitsu Industrial Co. Ltda.* (Figura 14c) são alguns tipos de máquinas de fadiga por flexão rotativa que já existem no mercado. Dentre as citadas, a primeira serve para realização de ensaio de fadiga por flexão rotativa em implantes dentários. A segunda é uma máquina de análise dos efeitos do ensaio convencional de Moore de fadiga e que possui um sistema compatível com as normas ISO 1143 e DIN 50113. E a última é uma máquina de flexão rotativa simples, de fácil manuseio e barata, em relação às atuais disponíveis no mercado [39].

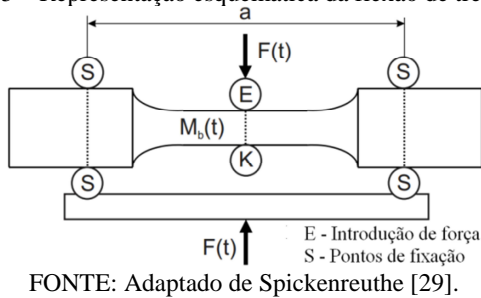
Figura 14 – Máquinas de fadiga do mercado atual (flexão rotativa).



FONTE: Adaptado de Souza [39].

Nas máquinas de flexão cíclica plana, para testar o material de construção, é empregada a montagem de flexão em 3 pontos (princípio de funcionamento apresentado na Figura 15). O início do carregamento de teste é realizado no centro da parte superior da seção de ensaio, em relação aos dois pontos de fixação ‘S’, localizados simetricamente em relação ao ponto de introdução de força. Caso o ensaio deva ser realizado apenas com cargas dinâmicas alternadas, para que o mesmo ocorra na frequência de ressonância, deve-se assegurar que a fixação garanta a manutenção da posição, tanto para forças de tração, quanto de compressão [29].

Figura 15 – Representação esquemática da flexão de três pontos.



Para as máquinas com sistema axial flutuante, o corpo de provas é submetido a um esforço axial cíclico. Na maioria das vezes se trata de um ensaio onde a carga oscila entre um valor positivo e um valor negativo, mas pode também ser flutuante normalmente se mantendo em tensões de tração. E no sistema de torção cíclica, uma carga de torção cíclica ou rotação flutuante é aplicada no corpo de prova, atendendo as especificações de sua aplicação (eixos de motores, por exemplo). Nestes ensaios, o fim do mesmo é dado quando ele alcança um dos três critérios de falha de fadiga, que são: trinca, trinca com certo comprimento ou ruptura [29, 32].

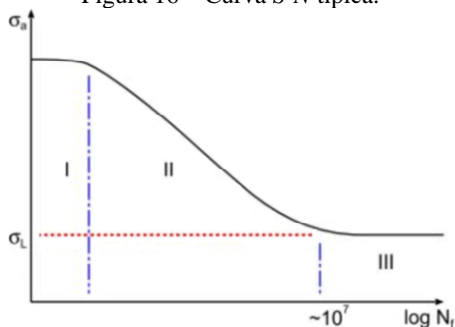
2.2.5 Curva S-N

A fadiga é conhecida há mais de 150 anos, principalmente para os materiais metálicos que apresentam uma menor resistência em condições de cargas cíclicas em comparação com a carga estática. Por mais de um século, a prática comum de engenharia tem sido a de caracterizar a resistência à fadiga de materiais contra carregamento cíclico por meio de curvas de Wöhler, também chamadas de curvas S-N ou σ -N. Estas curvas começaram através dos registros, em forma de tabelas, feitos por A. Wöhler assim que obtivera os resultados de seus ensaios, e foram sucedidas por Spangenberg, quem plotou os dados em um gráfico onde um eixo contém o número de ciclos e o outro, a tensão. Ela é utilizada para se obter a vida à fadiga para cada nível de carga. A curva típica S-N pode ser observada na Figura 16 ([40], Schon *apud* Pinagé [41]).

De 1.852 a 1.869 Wohler conduziu investigações da falha por fadiga. Seus estudos envolviam cargas axiais de flexão e de torção e seu trabalho levou à caracterização da S-N e ao conceito de “limite de resistência” à fadiga. As máquinas de flexão rotativa utilizadas

atualmente para forças cíclicas possuem o mesmo conceito da máquina que Wohler projetou. Ainda que seu aparato de flexão rotativa possuísse velocidade máxima de meros 72rpm, um de seus corpos de prova no teste de fadiga esteve sujeito a 132.250.000 ciclos antes da fratura [35].

Figura 16 – Curva $S-N$ típica.



FONTE: Pinagé [41].

O gráfico representa a amplitude da tensão (σ), eixo vertical, em função do logaritmo do número de ciclos até a falha por fadiga (N), eixo horizontal. Indicado no mesmo, é possível notar três regiões distintas e bem definidas. Na região I a tensão está próxima dos limites de resistência do material. A região III é chamada de região de vida infinita. E na região II observa-se que a tensão tem tendência para um valor limite, denominado de limite de fadiga, onde, independente do número de ciclos, desde que a tensão se mantenha abaixo desse valor, falhas não ocorreriam [8, 40, 41].

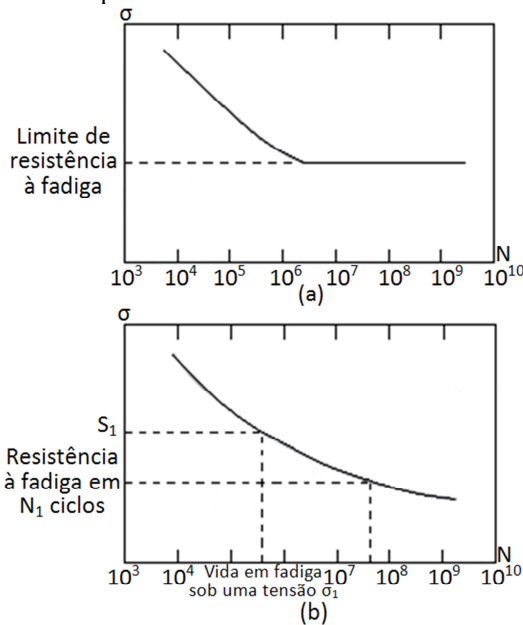
Pode-se observar dois comportamentos distintos nestes gráficos de tensão em função do logaritmo do número de ciclos, com esquema mostrado na Figura 17, onde a (a) representa um material com limite de resistência à fadiga e a (b), um material que não apresenta limite de resistência à fadiga. Os gráficos revelam que quanto mais alta a tensão, menor o número de ciclos que o material suporta antes que ocorra uma falha. O titânio e algumas ligas à base de ferro têm a curva $S-N$ semelhante à da Figura 17a, ou seja, na horizontal, para valores de N mais altos, o que quer dizer que estes materiais possuem um nível de tensão limite, chamado de limite de resistência à fadiga [8].

A maior parte das ligas não-ferrosas não possui limite de resistência à fadiga, isto é, a curva $S-N$ decresce até nos maiores valores de N (Figura 17b). Neste caso, no final, ocorrerá fadiga, independente da magnitude de tensão. Este tipo de resposta da fadiga é conhecido como

resistência à fadiga, determinada como o nível de tensão no qual a falha ocorrerá para um certo número de ciclos. No caso do alumínio, do cobre, do magnésio e suas ligas, necessita-se levar o ensaio a até 50 milhões de ciclos e, em alguns casos, a até 500 milhões de ciclos, para ser possível definir a resistência à fadiga dos mesmos [8, 30].

Há, ainda, outro parâmetro caracterizador do comportamento de fadiga de um material, a vida em fadiga N_f , correspondente ao número de ciclos necessários para ocasionar a falha sob um certo nível de tensão, como pode se observar no gráfico $S-N$ da Figura 17b. O nível médio de tensão, o projeto geométrico, efeitos de superfície, variáveis metalúrgicas e o ambiente são alguns fatores que podem influenciar esta vida em fadiga [8].

Figura 17 – Curva $S-N$ para materiais com e sem limite de resistência à fadiga.



FONTE: Adaptado de Callister [8].

Mesmo com um grande número de corpos de prova submetidos a ensaios com o mesmo nível de tensão, há uma grande variação nos valores de N medidos. Isto faz com que exista uma considerável dispersão nos dados de fadiga, o que leva a incertezas relevantes no projeto quando a vida em fadiga e/ou o limite de resistência à fadiga são

levados em conta. Estas variações se dão em virtude da sensibilidade que a fadiga possui em relação a diversos parâmetros, tanto do ensaio, como do material, o que, por sua vez, torna impossível o controle dos ensaios de se fazer de uma maneira precisa [8].

Os comportamentos de fadiga observados nas Figuras 18a e 18b classificam-se em dois domínios. Um, chamado de fadiga em baixo ciclo, é relacionado a cargas relativamente altas, que produzem deformações plásticas, além das elásticas, durante cada ciclo, tendo como consequência as vidas em fadiga, relativamente, curtas (cerca de 10^4 a 10^5 ciclos). O domínio chamado de fadiga em alto ciclo, para níveis de tensão mais baixos, possui deformações totalmente elásticas, o que resulta em vidas em fadiga mais longas, já que para produzir uma falha por fadiga, números de ciclos relativamente grandes são necessários (superior a aproximadamente 10^4 a 10^5 ciclos) [8].

2.3 MECATRÔNICA DA MÁQUINA

Mecatrônica é o ramo da engenharia que combina informática, eletrônica e mecânica no estudo e no desenvolvimento de sistemas mecânicos controlados por computador. Ela pode ser dividida em cinco elementos principais: (a) modelagem de sistemas físicos; (b) sensores e atuadores; (c) sinais e sistemas; (d) computadores e sistemas lógicos; e (e) *software* e aquisição de dados [27, 42].

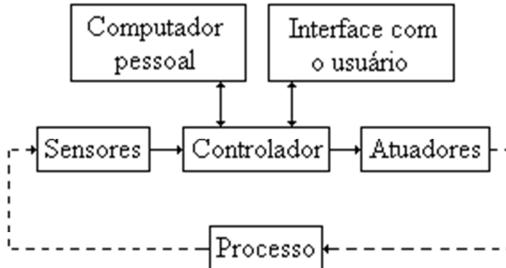
Um sistema mecatrônico, por definição, é constituído de uma parte mecânica, que tem de realizar certos movimentos, e uma parte eletrônica (em muitos casos, com um sistema de computador integrado) que adiciona inteligência ao sistema. A mecatrônica lida com a concepção integrada e otimizada de um sistema mecânico e seu sistema de controle embarcado. Seu sistema mecânico é reforçado com componentes eletrônicos, de modo a atingir um melhor desempenho, um sistema mais flexível, ou simplesmente reduzir o custo do sistema. Em muitos casos, a eletrônica está presente sob a forma de um sistema integrado baseado em computador (controle). Entretanto, isto não significa que todo sistema mecânico controlado é um sistema mecatrônico, já que em muitos casos o controle é apenas um *add-on*⁴ para o sistema mecânico em um procedimento de projeto sequencial [42].

⁴ Do inglês, *add-on* significa, em computação, dispositivo (placa de expansão, chip, etc.) instalado em um computador para aumentar seus recursos [43].

2.3.1 Controle das Grandezas de Ensaio

Os sistemas modernos de controle incluem algum tipo de computador, em geral um computador embutido ou um controlador lógico programável (CLP). O CLP é uma forma de controlador embutido que foi projetado para o controle de máquinas industriais. O diagrama de blocos de um sistema de controle típico é mostrado na Figura 18. O controlador monitora um processo com sensores e intercede com atuadores. A interface de usuário permite que um usuário ou operador possa dirigir e monitorar o sistema de controle. Interfaces para outros computadores são utilizadas para programação, monitoramento remoto ou coordenação com outro controlador. Quando um computador é utilizado em uma aplicação de controle, existem algumas especificações exigidas, como: o sistema deve ser sempre responsivo e estar no controle do processo. Isto requer que o *software* de controle esteja em tempo real, de modo que ele irá responder a eventos dentro de um determinado período de tempo, ou em intervalos regulares [42].

Figura 18 – Diagrama de blocos de uma aplicação controlada por computador.



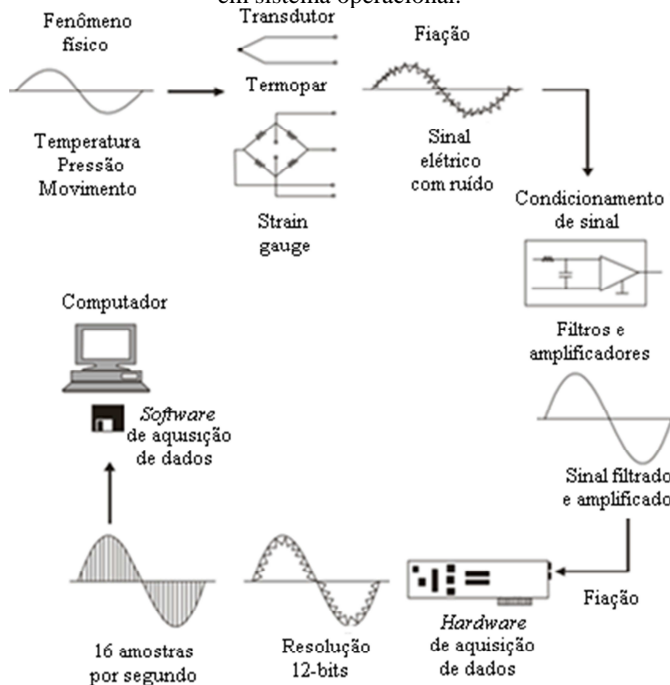
FONTE: Bishop [42].

Quanto ao controle automático, pode-se afirmar que ele representa um papel essencial na evolução da engenharia e da ciência. Ele possui grande importância em sistemas de pilotagem de avião, mísseis guiados, veículos espaciais, etc. e tornou-se parte dos modernos processos industriais e de fabricação. Ele, por exemplo, é indispensável em operações industriais de controle de pressão, temperatura, umidade, e viscosidade. Os avanços na teoria e na prática de controle automático têm proporcionado meios para alcançar-se ótimo desempenho de sistemas dinâmicos, assim como melhorar a qualidade e diminuir o custo de produção e aumentar a taxa de produção [44].

2.3.2 Aquisição de Dados

A aquisição de dados é a recolha de sinais provenientes de fontes de medição do mundo real e da digitalização dos sinais para análise, apresentação e armazenamento em um computador pessoal, ou seja, quando fenômenos físicos são transformados em sinais elétricos, medidos e convertidos para um formato digital. Em grande parte das aplicações, o sistema de aquisição de dados desenvolvido não serve apenas para essa aquisição em si, mas também para agir sobre ela. Na definição desses sistemas, é útil estender esta definição, de modo a incluir os aspectos de controle do sistema total. O controle é assim denominado, em ocasiões onde os sinais de controle digital, por meio do sistema de *hardware*, são agrupados para utilização de dispositivos de controle, tais como atuadores e relés, que por sua vez, controlam um sistema ou processo. A Figura 19 mostra os elementos básicos de um sistema de aquisição de dados [42, 45].

Figura 19 – Diagrama funcional de um sistema de aquisição de dados com base em sistema operacional.

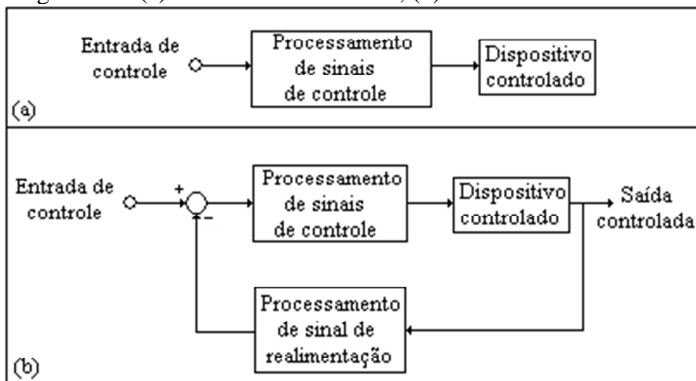


FONTE: Adaptado de Park e Mackay [45].

Enquanto a parte de aquisição de dados de um sistema de instrumentação sente o mundo físico e fornece dados de entrada, a parte de controle usa esses dados para efetuar mudanças nesse meio. O controle de um dispositivo físico envolve transformar algum tipo de comando, ou a entrada do sensor, em uma forma apropriada para provocar uma alteração na atividade do dispositivo referido. Ele ainda implica a geração de sinais digitais e/ou analógicos, que podem ser usados para executar uma ação de controle sobre um dispositivo ou sistema. Existem os tipos de sistemas de controle conhecidos como: lineares, que podem ser reunidos em dois grupos, em malha aberta e malha fechada, e o sequencial, que utiliza o tempo como a sua entrada de controle principal [46].

Num sistema em malha aberta não há realimentação entre a saída e a entrada de controle do sistema. A precisão desse sistema depende da precisão de seus componentes e dos modelos de sistema que ele está controlando. A Figura 20a mostra um diagrama de blocos simples de um sistema de controle de malha aberta. Já em malha fechada, o sistema utiliza dados obtidos a partir do dispositivo ou sistema de controle, conhecidos como realimentação, com o intuito de determinar o efeito do controle e de modificar as ações de controle de acordo com algum algoritmo interno [44, 46].

Figura 20 – (a) Controle malha aberta; (b) Controle malha fechada.



FONTE: Adaptado de Hughes [46].

A Figura 20b mostra um diagrama de blocos desse tipo de sistema. No controle sequencial pode-se empregar algum tipo de sensor para mudar sequências quando necessário ou a sentir, e em uma condição de falha, parar o sistema. Neste sistema, cada dispositivo tem

três estados possíveis: ligado, desligado ou com falha. Além de comandar os dispositivos ligados ou desligados em uma sequência programada, o controlador também verifica cada dispositivo para certificar-se de que está alimentado corretamente [44, 46].

O *hardware* de aquisição de dados e controle pode ser definido como um componente de aquisição de dados completo e um sistema de controle que realiza qualquer uma das seguintes funções: (a) entrada de processamento e conversão para o formato digital, utilizando conversores analógico-digitais, de dados de sinais analógicos medidos a partir de um sistema ou processo - os dados são, então, transferidos para um computador para armazenamento, apresentação e análise, (b) entrada de sinais digitais, que contêm informações de um sistema ou processo, (c) processamento, a conversão para o formato analógico, utilizando conversores digital-analógicos, de sinais digitais do computador - os sinais de controle analógicos são usados para controlar um sistema ou processo e (d) saída dos sinais digitais de controle [45].

É importante ressaltar que um *hardware* de aquisição de dados não funcionaria sem um *software*, já que é este, em execução num computador, quem transforma o sistema em uma aquisição, análise, visualização e sistema de controle de dados completa. O *software* é executado no computador em um sistema operacional que pode ser mono ou multitarefa, permitindo que mais de um aplicativo possa ser executado simultaneamente. A aplicação de um *software* pode ser um painel interativo, um programa de controle de entrada/saída, um registrador de dados, um processador de comunicações ou, ainda, uma combinação de todos estes [45].

2.3.2.1 *Hardware* de Aquisição de Dados

O coração de um dispositivo de aquisição de dados é o conversor digital-analógico (D/A), o conversor analógico-digital (A/D), ou alguma combinação dos dois. Um A/D tem uma lista de valores binários que representam faixas de tensão analógica. O objetivo do A/D é selecionar um valor da lista que está mais próximo da tensão real em um tempo específico, onde o valor é, então, transferido em formato binário para um computador. Alternativamente, um D/A pode produzir uma tensão analógica a partir de uma lista de valores binários. A tensão gerada pelo D/A de base permanece a mesma até que ele receba um outro valor a partir do computador. A fim de adquirir e produzir formas de onda analógica, o D/A e o A/D devem ativar em intervalos precisos. Os dados que são transferidos do A/D e do D/A vão para o computador

através de um barramento, sendo este um grupo de condutores elétricos que transfere informação dentro de um computador, podendo ter como exemplos a PCI e a USB. O barramento pode transportar tanto as informações de controle e dados de medição binários do, quanto para o *hardware* de medição. Uma das considerações mais importantes na escolha de um barramento é a taxa de transferência de barramento, normalmente expressa em megabytes por segundo (Mb/s). O barramento é compartilhado entre vários dispositivos, por isso os dispositivos de aquisição de dados muitas vezes têm a memória da placa para servir como um local de armazenamento de dados quando o barramento não está disponível. Em rotinas de aquisição de dados, a memória pode conter todos os dados e, no final da aquisição, todos os dados podem ser transferidos para o computador para processamento [42].

2.3.2.2 *Software* de Aquisição de Dados

O *software* é a última parte para entender um sistema de aquisição de dados. Ele transforma o computador e o *hardware* de aquisição em análise, ferramenta de apresentação e aquisição completa dos dados. Sem um *software* para controlar ou dirigir o *hardware*, o dispositivo de aquisição de dados não funcionaria corretamente. Ele é um conjunto de comandos que um programador pode incorporar em um programa. O *software* do controlador é normalmente fornecido pelo fabricante do equipamento e pode ser usado em uma variedade de linguagens de programação [42].

O *software* de aplicação adiciona capacidades de análise e apresentação do *software*. Para escolher o *software* certo, necessita-se avaliar a complexidade da aplicação, a disponibilidade de *software* baseado na configuração que se adapta à aplicação e à quantidade de tempo disponível para desenvolvê-la. Se a aplicação é complexa ou não existe um programa, usa-se um ambiente de desenvolvimento, onde um programador pode usar uma linguagem de programação e um ambiente de desenvolvimento de aplicações para a construção de uma aplicação do *software* ou usar um programa de configuração baseado na funcionalidade predefinida. O aplicativo está pronto para o usuário final controlar facilmente e adquirir dados do *hardware*, um instrumento personalizado construído especificamente para as necessidades daquele [42].

3 PROJETO DA MÁQUINA PARA ENSAIOS DE FADIGA

Em continuidade ao projeto iniciado na disciplina de Projeto Integrado em Engenharia Mecânica, com alunos da graduação do primeiro semestre de 2012, junto aos alunos da mesma disciplina no semestre seguinte, o projeto da máquina foi desenvolvido para dar corpo a este trabalho.

3.1 PROJETO INFORMACIONAL

Esta etapa de projeto visa determinar as especificações de projeto com as quais se irá trabalhar, buscando, deste modo, selecionar a melhor concepção para a máquina. A etapa caracteriza-se por, inicialmente, apresentar a definição dos requisitos do cliente, através da análise dos potenciais clientes para a máquina. Juntamente a isto, pesquisas foram realizadas com o intuito de encontrar fórmulas ideais para o desenvolvimento do produto [47].

Pesquisas referentes a normas, concorrentes e *softwares* foram feitas. Quanto às normas, as encontradas foram: ISO 14801 [48], ISO/TS 13498 [49] e ASTM F543 [50], relacionadas a implantes dentais, e NBR 15675 [51], ISO 1143 [52] e ASTM E466 [53] e E1049 [54], a respeito dos ensaios de fadiga, podendo-se encontrar os resumos das mesmas no Anexo A. Concorrentes fora do Brasil foram encontradas, e foram listadas no item 2.2.4. Acerca dos *softwares* para programação, entre os principais relatados estão: Delphi, LabVIEW e C++. O Delphi é bastante usado no desenvolvimento de aplicações *desktop*, aplicações multicamadas e cliente/servidor. E o LabVIEW é uma linguagem de programação gráfica, desenvolvida pela *National Instruments*, e suas aplicações estão acerca da realização de medições e automação [39, 55].

Os requisitos do cliente (neste caso a empresa Welle Laser) foram separados por peso, sendo os maiores pesos, os mais relevantes. Na máquina de flexão rotativa possuem peso 5, interface amigável, durabilidade e desligamento fácil em caso de emergência; peso 4, instalação em computadores comuns, instruções de uso, peças disponíveis no mercado e produto compacto; peso 3, integração com banco de dados, produto silencioso e sua aparência; peso 2, *software* leve, fácil troca de componentes, baixo custo, e peso 1, ser adaptável a vários *hardwares* [39].

A partir dos requisitos do cliente, surgem os requisitos do projeto, fazendo, assim, com que aqueles possam ser quantificados ou

medidos, ou seja, transforma-se as necessidades do público em necessidades de engenharia. Tais requisitos devem ser munidos de unidades de medição próprias, e então se atribui um sinal (positivo ou negativo) a cada um deles, de acordo com a necessidade do cliente. A Tabela 4 apresenta os requisitos do projeto da máquina de ensaios de fadiga por flexão rotativa [39].

Tabela 4 – Requisitos de projeto.

| Requisito de Projeto | Unidade | |
|-----------------------------------|----------------|---|
| Nível de compreensão da interface | --- | + |
| Tempo de vida | h | + |
| Acabamento | --- | + |
| Peças padronizadas | peças | + |
| Volume | m ³ | - |
| Chaves de emergência | unidades | - |
| Nível de ruído | dB | - |
| Tempo de aquisição dados | s | - |
| Custos | R\$ | - |
| Tutoriais e manuais | unidades | + |

FONTE: Adaptado de Souza *et al.* e Nazzari *et al.* [39, 47].

Com as informações obtidas através das pesquisas realizadas quanto aos requisitos do cliente e do projeto, pôde-se interrelacioná-los, alcançando-se, desta maneira, a casa da qualidade (Apêndice A), a fim de obter como saída, o peso de importância dos requisitos de projeto, que se transformaram em especificações de projeto. Por conseguinte, uma pontuação é criada de acordo com a relação entre cada um dos requisitos, tendo como resultado, a casa da qualidade, com intuito de garantir a própria qualidade, a funcionalidade, a durabilidade, a confiabilidade e a segurança do produto, além dos atributos funcionais, ergonômicos, estéticos e legais [47, 56].

Como conclusão do projeto informacional, as especificações do produto são submetidas à aprovação, o que autorizará o início da próxima etapa [56].

3.2 PROJETO CONCEITUAL

As especificações definidas no projeto informacional dão início ao projeto conceitual. A partir delas, organizam-se as concepções do produto, selecionando as melhores soluções para a sua construção. Para

alcançar, com êxito, os objetivos desta fase, as tarefas que estabelecem a estrutura funcional do produto devem ser concluídas. Esta etapa inclui a definição da função global a ser efetuada, assim como as suas subfunções. Após serem definidas as funções que o produto deverá realizar, prossegue-se para o estudo de estruturas funcionais alternativas, a fim de selecionar a mais conveniente, e sobre a estrutura funcional selecionada são desenvolvidas concepções alternativas. Para selecionar a concepção, é feita uma análise comparativa entre as alternativas, considerando-se as especificações de projeto, o custo meta, os riscos de desenvolvimento (do projeto do produto e do plano de manufatura – complexidade, prazo, custo, envolvimento, fornecedores etc.), as metas de qualidade, de segurança e de dependabilidade [39, 56].

A princípio é definida a função global do produto, que é, neste caso, aplicar um carregamento cíclico nos corpos de prova, de modo a ensaiá-los até que haja fratura por fadiga. Com a determinação da função global do produto, pode-se definir funções auxiliares, que têm a finalidade de ajudar na realização daquela, respeitando os requisitos de cliente e de projeto. Estas funções auxiliares (fornecer rotação e energia, controlar ensaio, adquirir dados, fixar e fletir os corpos de provas e fornecer flexão) e suas subfunções formam um tipo de fluxograma, chamado de estrutura de funções do produto. A estrutura de funções da máquina de flexão rotativa está apresentada, detalhadamente, no Anexo B [39].

Inicialmente, o corpo de prova deve ser devidamente fixada, para, então, fornecer-se a rotação e possibilitar a ocorrência do ensaio do corpo de prova. Com o ensaio em curso, a aquisição de dados é feita e, através de sensores, se percebe a fratura do corpo de prova, o que indica o seu fim do tempo de vida. Quando o fim de vida do corpo de prova é detectado, simultaneamente é registrado no *software* correspondente, neste caso, o LabVIEW. A partir do momento em que isto ocorrer com os seis corpos de prova, o operador deve retirar o corpo de prova do local de ensaio e resgatar os dados para futuras análises. E, aí, um novo corpo de prova deve entrar neste ciclo, onde todas as etapas se repetem [39, 47].

No passo seguinte, concepções são formadas, com o intuito de dar diversas alternativas para a construção do produto, de modo que a sua concepção final seja a melhor encontrada, gerando, desta forma, um trabalho de maior qualidade para seguir as próximas etapas de projeto. Uma matriz morfológica é realizada, apresentando equipamentos e/ou métodos encontrados para cada função do produto. As possíveis

soluções encontradas são avaliadas e selecionam-se as que melhor se encaixam nos requisitos do cliente, apresentados anteriormente [39, 47].

Efetua-se ainda, nesta fase, o monitoramento do progresso do projeto também é realizado. No fim das atividades do projeto conceitual, a concepção é submetida à aceitação e, feito isto, é possível avançar para a próxima fase de desenvolvimento do produto [56].

3.3 PROJETO PRELIMINAR

O projeto preliminar é a fase que trata do leiaute final do produto e da sua viabilidade técnica e econômica. Para o estabelecimento do leiaute final, tarefas necessitam ser realizadas, como: identificar as especificações de projeto que relacionam os requisitos de forma (dimensões), leiaute (posição), material, segurança, ergonomia e manufatura; definir os componentes a serem utilizados (comprados e/ou desenvolvidos por fornecedores); estabelecer as principais dimensões dos componentes, tipo de material, processo de fabricação, tolerâncias etc. [56].

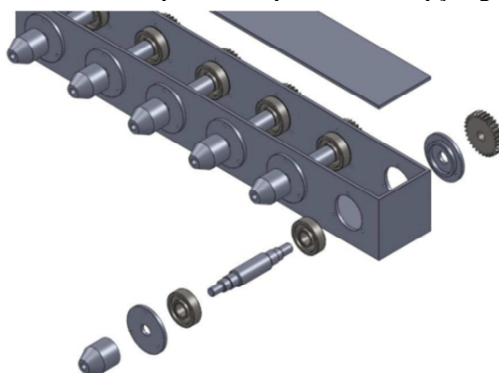
3.3.1 Máquina de Flexão Rotativa

Com base na concepção estabelecida na etapa anterior, o desenvolvimento do produto é feito de acordo com os critérios e restrições técnicas, normativas e econômicas. Buscou-se estabelecer parâmetros e dimensões do produto, trabalhando na sua otimização, objetivando que o produto entre no mercado com a estrutura que ofereça uma satisfação maior ao cliente, aliado ao menor custo de produção. Em suma, esta é a etapa em que se definiu a configuração do produto final [39].

As restrições do projeto resumem-se a (1) rotação máxima de 3.000rpm, devido à especificação do cliente, quanto ao motor elétrico; (2) 6 eixos para ensaios, em virtude dos requisitos do cliente, visto que a ausência de ensaios múltiplos é uma falha nas máquinas atuais; e (3) carga máxima solicitada de 100N [39].

O modelo geométrico da solução é o primeiro esboço feito (Figura 21), levando-se em consideração os requisitos do cliente e projeto obtidos na fase anterior do processo, bem como as restrições do produto já avaliadas. É importante destacar, aqui, que a primeira modelagem partiu da concepção encontrada no projeto conceitual, ou seja, é apenas uma prévia da concepção final, que seria otimizada no decorrer de todo o projeto [39].

Figura 21 – Vista explodida da primeira concepção gerada.



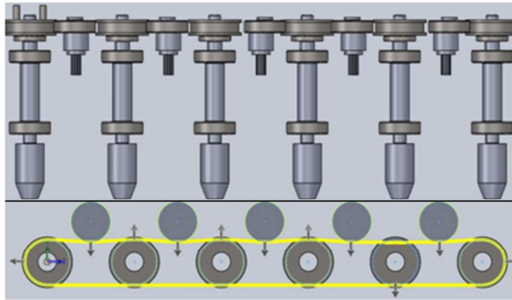
FONTE: Souza *et al.* [39].

As polias estão alinhadas entre si, com objetivo de transmitir a rotação oriunda do servomotor (Figura 22), sabendo-se que a força que a correia exerce, é a mesma sobre cada polia. O uso de correia-polia foi escolhido por sua qualidade de transmissão e leveza, se comparadas a engrenagens, além de serem padronizadas, terem baixo custo e possuírem intercambialidade. Neste ponto, o dimensionamento dos eixos foi calculado, com as devidas tolerâncias e, após, definiram-se os tipos de mancais de rolamentos a serem utilizados [39].

A fixação dos corpos de provas é feita por mandril, pelo fato de aqueles terem dimensões pequenas (aproximadamente 5mm de diâmetro). Para suporte e transmissão da rotação para mandril, eixos escalonados foram posicionados em série. Cada eixo serve como suporte para um mandril e transmite rotação para o mandril e o rolamento fixo de peso. Os eixos são escalonados e possuem diferentes diâmetros, com a função de encosto para os diferentes componentes suportados pelo eixo: mandril, rolamentos fixos e móveis e polia [39].

Quanto ao servomotor, este foi escolhido para gerar o torque necessário para a rotação dos eixos. Esta rotação deve ser variável, atingindo o valor máximo de 3.000rpm. Levando-se em consideração estes e os requisitos de projeto, optou-se pelo uso do servo motor da WEG modelo SWA 40-1,6-30. Baseado nesta escolha pôde-se definir o servoconversor necessário ao projeto, modelo SCA-04.04/08, indicado pelo fabricante [39].

Figura 22 – Transmissão da rotação.

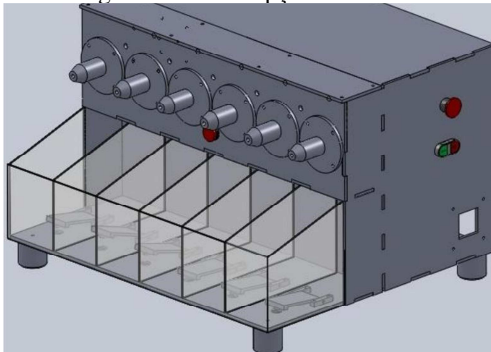
FONTE: Souza *et al.* [39].

Para a aplicação de força sobre os corpos de provas, pesos foram fabricados em aço inoxidável austenítico SAE 304. As dimensões necessárias foram devidamente calculadas (Apêndice B), a fim de se obter uma combinação de massas de 100 a 10.000g. Uma haste com rosca junto a uma porca, totalizando 100g de massa, formam o suporte para os demais pesos. Os pesos em forma de cilindro têm massas variadas de 200g a 5kg, tornando possível a combinação entre eles para alcançar 10kg, o máximo estipulado.

Sensores ópticos foram dispostos sob os pedais, com a finalidade de perceber as respectivas fraturas dos corpos de provas, onde o *software*, imediatamente, registra o horário das fraturas. Desta maneira, o número de ciclos contados até a fratura, estará registrado, possibilitando a futura análise dos dados obtidos.

A concepção final do produto está apresentada na Figura 23, a seguir.

Figura 23 – Concepção definitiva.

FONTE: Souza *et al.* [39].

Com a concepção final estabelecida, são iniciados o desenvolvimento do plano de fabricação e de teste do protótipo e a elaboração da estrutura preliminar, sendo que esta serve de parâmetro para o cálculo inicial de custo. Após este ponto, os requisitos de manufatura do protótipo são definidos, a capacidade de manufatura interna e externa dos componentes é avaliada, uma análise de segurança sobre o leiaute final é realizada. Em seguida são feitos a atualização do projeto e o monitoramento do seu progresso, ao mesmo tempo em que as demais tarefas desta etapa são realizadas [56].

3.4 PROJETO DETALHADO

O projeto detalhado do produto é reservado a diversas finalidades, como: aprovação do protótipo, finalização das especificações dos componentes, detalhamento do plano de manufatura e preparação da solicitação de investimento. Nesta etapa a equipe é orientada sobre as atualizações do plano do projeto, o protótipo é construído e os testes e ensaios de laboratório e de campo são concluídos, sendo que nesta última, análises de segurança do protótipo e/ou de componentes do produto são feitas [56].

Simultaneamente à construção, ao teste e à aprovação do protótipo, a otimização das especificações dos componentes é concluída. Em seguida, completa-se a estrutura do produto, certificam-se os componentes, detalha-se o plano de manufatura e fixa-se as especificações técnicas. Com a conclusão do projeto do produto e do plano de manufatura, a revisão da documentação é gerada e a implementação do controle das mudanças do projeto são iniciadas [56].

Para a conclusão da concepção e do produto em si, e para o seu funcionamento satisfatório, necessita-se da montagem das suas partes mecânica e elétrica. A montagem da parte mecânica da máquina de flexão rotativa inclui a montagem dos eixos, das luvas e dos pedais de acionamento dos sensores. E a parte elétrica abrange os componentes: botão de parada de emergência, botão liga/desliga, minicontator, disjuntor, caixa de fusível, servoconversor e servomotor, além da programação em LabVIEW [39].

4 MATERIAIS E MÉTODOS

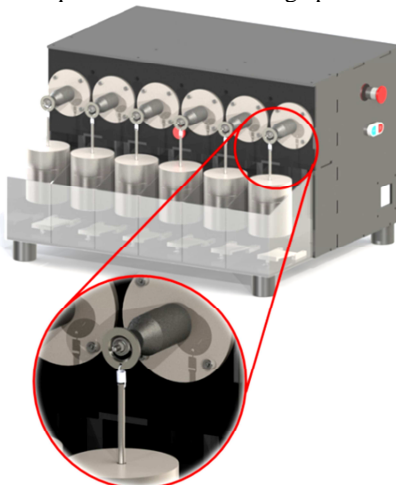
A fim de atingir os objetivos do presente trabalho, desenvolvendo e validando a máquina de fadiga por flexão rotativa e, conseqüentemente, encontrando a vida à fadiga dos corpos de prova que representam implantes odontológicos, foram empregados os materiais e equipamentos descritos a seguir.

4.1 MÁQUINA PARA ENSAIOS DE FLEXÃO ROTATIVA

A máquina de ensaio de fadiga por flexão rotativa desenvolvida (Figura 24), com projeto apresentado anteriormente, possui um único motor servo-controlado, com a função de acionar os seis eixos de ensaio. Cada um destes eixos possui um corpo de prova devidamente fixado em sua extremidade, onde uma carga por peso é aplicada. Este tipo de carregamento foi escolhido por ser característica do projeto da máquina, baseado no trabalho de doutorado de Cleide Gisele Ribeiro, realizado e aceito na Suíça, porém este só é viável quando trata-se de ensaios em peças de pequeno porte.

A haste responsável por manter os pesos suspensos é pendurada em uma mola, que, por sua vez, é presa à uma argola. Esta argola (Apêndice C) é chanfrada em seu diâmetro interno, encaixando-se, assim, no canal feito no diâmetro externo do rolamento.

Figura 24 – Máquina de ensaio de fadiga por flexão rotativa.



FONTE: Do autor.

4.2 MATERIAL ENSAIADO

O aço ABNT 1.020 (propriedades na Tabela 5) foi o material utilizado nos ensaios. Por sua resistência mecânica ser inferior à do titânio, este foi utilizado com o objetivo de que o corpo de prova fraturasse de maneira mais rápida, somente para a análise prévia de eficiência, tanto do corpo de prova e suas dimensões, quanto do *software* e da máquina, e a rotação do servomotor.

Tabela 5 – Propriedades do aço ABNT 1.020.

| Condição | Resistência à tração (MPa) | Limite de escoamento (MPa) | Dureza (HB) |
|-------------|----------------------------|----------------------------|-------------|
| Laminado | 450 | 330 | 143 |
| Normalizado | 440 | 345 | 131 |
| Recozido | 395 | 195 | 111 |

FONTE: Adaptado de Callister [8].

4.2.1 Corpos de Prova

Alguns dos corpos de prova utilizados nos ensaios foram fabricados no Laboratório de Usinagem e Comando Numérico (USICON) da UFSC, seguindo especificações, conforme apresentado no item 2.2.2. Outros foram feitos na empresa GW Usinagem, por motivo de manutenção na máquina anteriormente utilizada.

Os corpos de prova usinados na GW foram feitos com o mesmo material utilizado no USICON. Barras do material aço 1.020 foram enviadas para que os corpos de prova de ambos os locais de fabricação fossem iguais. Uma medição no núcleo dos corpos de prova foi realizada com o intuito de garantir a constância nas dimensões do corpo de prova, o que foi confirmado.

A comparação detalhada entre os parâmetros de fabricação utilizados para a produção dos corpos de prova fabricados nestes dois locais está apresentada na Tabela 6, e a programação do torno CNC de ambos, está exibida no Apêndice D.

Tabela 6 – Comparativo dos parâmetros de fabricação dos corpos de prova.

| | GW Usinagem | USICON |
|----------------|-------------------------------------|---|
| Máquina | Torno CNC Ergomat Modelo TND 160 | Torno CNC horizontal Modelo Cosmos 10U (Romi S.A.) |

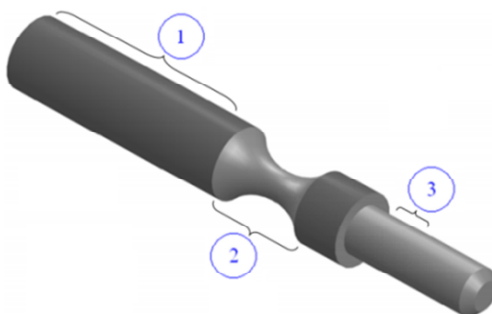
| | | |
|----------------|--|---|
| Etapa 1 | <u>Sangramento</u> 2.000rpm AVANÇO 0,065m/s | <u>Faceamento</u> 2.000rpm AVANÇO 0,08m/s |
| Etapa 2 | <u>Desbaste</u> 2.000rpm AVANÇO 0,15m/s Profundidade 1,5mm por passe | <u>Desbaste</u> 2.000rpm AVANÇO 0,2m/s Profundidade 1,5mm por passe |
| Etapa 3 | <u>Acabamento</u> 1.800rpm AVANÇO 0,07m/s | <u>Acabamento</u> 2.000rpm AVANÇO 0,08m/s |
| Etapa 4 | <u>Rosca</u> 1.500rpm 12 passes para atingir o diâmetro/geometria da rosca. | <u>Rosca</u> 1.200rpm 3 passes para atingir o diâmetro/geometria da rosca. |
| Etapa 5 | <u>Formação e acabamento do raio</u> 2.000rpm AVANÇO 0,075m/s | <u>Formação e acabamento do raio</u> 2.000rpm AVANÇO 0,08m/s |

FONTE: Do autor.

A fabricação dos mesmos deve se aproximar da condição real que o mesmo representa, e sua geometria depende, principalmente, dos tipos de solicitação e de aceleração do ensaio.

Na Figura 25, que ilustra a geometria dos corpos de prova, as áreas indicadas com os números '1', '2' e '3' correspondem, respectivamente, à haste de fixação do corpo de prova no mandril da máquina de fadiga, ao núcleo, que é a região que sofre as solicitações do carregamento, e ao apoio e fixação do rolamento onde as cargas são aplicadas. Baseando-se nas dimensões de implantes odontológicos, os corpos de prova ensaiados dispunham de 3 milímetros de diâmetro, na menor região, indicada por '2'. As demais dimensões podem ser observadas mais detalhadamente no desenho apresentado no Apêndice E.

Figura 25 – Geometria do corpo de prova.



FONTE: Do autor.

A fixação dos corpos de prova é feita por meio de mandris de aperto rápido auto-travantes (ilustração na Figura 26), da marca Röhms, modelo 206918, os quais têm capacidade de prender peças de pequenas dimensões, de 0,5mm a 10mm de diâmetro e até 18mm de profundidade.

Figura 26 – Fixação do corpo de prova.



FONTE: Do autor.

4.3 ENSAIOS

Para a realização dos ensaios foram avaliadas, anteriormente, as frequências de rotação máxima que permitiriam garantir que não houvessem influências externas sobre o resultado dos ensaios (por exemplo, o batimento do corpo de prova em relação ao eixo de rotação), chegando-se, assim, à rotação de 1.000rpm. Por meio do tacômetro digital de alta resolução e precisão, da marca Minipa, modelo MDT-2238A, confirmou-se que a velocidade de rotação é igual em todos os eixos, ou seja, 1.000rpm.

Realizados então com esta velocidade, à temperatura de 22°C, controlada por um condicionador de ar, os ensaios acontecem com os seis eixos girando simultaneamente e com a aplicação de cargas, sejam elas iguais ou distintas. Assim que houver ruptura do corpo de prova em um dos eixos rotativos, esta é reconhecida por seu respectivo sensor e registrada no *software*, permitindo a posterior análise e comparação dos dados. Quando o sexto corpo de prova sofrer a fratura, o sistema desativa a alimentação do servomotor, cessando sua rotação imediatamente, tendo como resultado, a parada de todos os seis eixos.

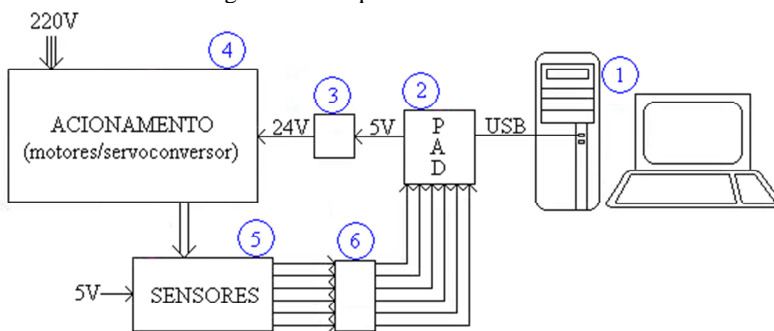
Estes ensaios serviram para verificar a integridade da máquina, além de obter os dados experimentais que forneçam os limites e modo de falha nas variadas condições de carregamento. Analisaram-se, então, as fraturas resultantes dos ensaios mecânicos pela comparação de imagens obtidas por microscopia eletrônica das superfícies fraturadas e das trincas resultantes do processo de ruptura de metais, com imagens apresentadas no item 2.2.3.

Avaliou-se também, por meio destes, o desempenho mecânico dos corpos de prova fabricados em aço ABNT 1.020. Esta avaliação consistiu na verificação da distribuição e intensidade de tensões sob o implante e a região afetada pelo mesmo, de modo a verificar a sua integridade estrutural sob determinadas condições de carregamento.

4.4 SISTEMA DE MONITORAMENTO

Através de uma programação no *software* LabVIEW, fez-se possível o monitoramento dos ensaios para futuras análises. Este *software* tem a função de ligar o servomotor no momento desejado, perceber o momento de fratura dos corpos de provas, por meio dos sensores ópticos instalados abaixo de cada eixo rotacionado, registrando o horário e o tempo de ensaio ao final do mesmo e, ainda, desligar o servomotor assim que os seis corpos de provas sofrerem suas respectivas fraturas. Abaixo, um esquemático representa todo o sistema (Figura 27), com suas funções descritas em seguida.

Figura 27 – Esquemático do sistema.



FONTE: Do autor.

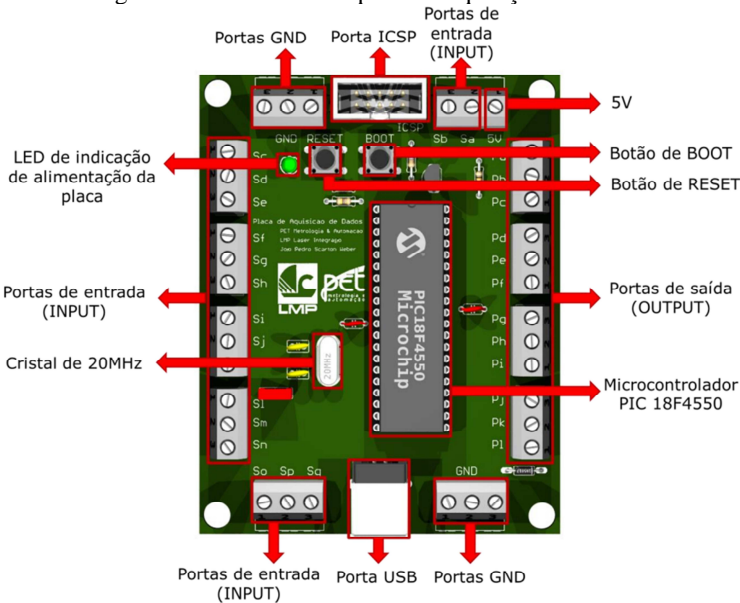
Sendo:

- 1 - Computador com programação no *software* LabVIEW;
- 2 - Placa de aquisição de dados;
- 3 - Placa para “transformação” de 5V para 24V (representado por ‘B’ na placa auxiliar, Apêndice F);
- 4 - Acionamento do servoconversor e servomotor;
- 5 - Pedais para ativação dos sensores ópticos;
- 6 - Placa auxiliar para funcionamento do sensores ópticos (representada por ‘C’, Apêndice F).

4.4.1 Placa de Aquisição de Dados

A placa de aquisição de dados utilizada foi desenvolvida por um aluno de Engenharia Eletrônica e membro do grupo PET Metrologia & Automação, João Pedro Scarton Weber, que faz parte de um projeto do Laboratório de Mecânica de Precisão da UFSC. Seu princípio de funcionamento reside no microcontrolador PIC18F4550 e sua comunicação com o computador é feita através da porta USB, simulando uma comunicação serial. Ela possui 17 portas de entrada (*input*) e 12 portas de saída (*output*), todas digitais. A Figura 28 representa a placa com indicações de suas respectivas especificações [57].

Figura 28 – Hardware da placa de aquisição de dados.



FONTE: Weber [57].

4.4.2 Software Utilizado

O LabVIEW é o *software* base da plataforma de projeto da *National Instruments*. Ele é uma plataforma de programação gráfica que ajuda, principalmente, engenheiros, desde o projeto até o teste de grandes ou pequenos sistemas, e é considerado ideal para desenvolver

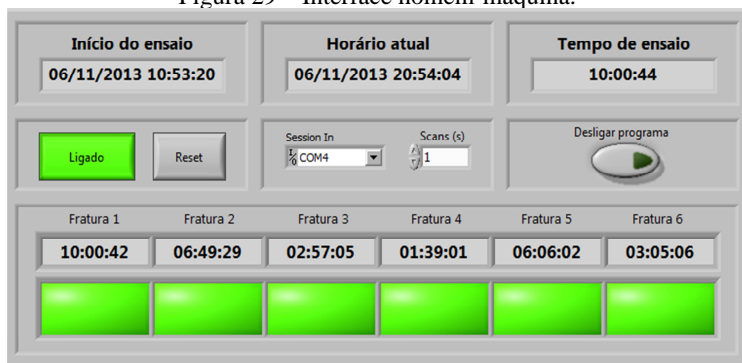
qualquer sistema de medição ou controle. Integrando todas as ferramentas necessárias aos engenheiros e cientistas para desenvolver uma vasta gama de aplicações em um tempo significativamente menor, este é um ambiente de desenvolvimento voltado à resolução de problemas, produtividade acelerada e inovação contínua. O mesmo oferece integração sem precedentes com *software*, IP e *hardware* já implementados e as vantagens das tecnologias mais recentes dos computadores. O LabVIEW oferece ferramentas para resolver os problemas com maior rapidez e eficiência, podendo obter o máximo desempenho [58].

A escolha deste *software* para a programação neste projeto foi baseada nos benefícios por ele proporcionados: ambiente gráfico e intuitivo para programação, funções para medição e análise, possibilidade de execução em multiplataformas e dispositivos embarcados.

Responsável pelo registro do tempo de ensaio de cada corpo de prova, o *software* LabVIEW adquire dados, por meio da placa de aquisição, anteriormente citada, de 1 em 1 segundo, a fim de verificar a ocorrência de fratura, através do sinal apanhado no respectivo sensor. Nele também fica localizado o botão que dá o comando para o servoconversor, a fim de acionar e desacionar o servomotor.

A duração do ensaio de cada corpo de prova é registrada em hora, minuto e segundo, na interface (Figura 29) e o tempo relativo do mesmo é armazenado em um arquivo *Excel* (Figura 30). Neste arquivo ficarão salvos os dados dos corpos de prova fraturados, já obtidos até então, como forma de segurança, caso, por um motivo qualquer, ocorra alguma pane no computador ou na máquina de ensaio.

Figura 29 – Interface homem-máquina.



FONTE: Do autor.

Figura 30 – Registro de fratura no *Excel*.

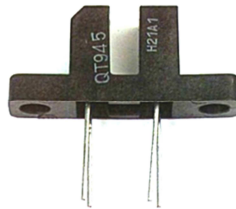
| LMP | | | |
|---------------------|---------------|-------|----------|
| 06/11/2013_10:52:20 | | | |
| Sensores | Data/Absoluto | | Relativo |
| Sensor 04 | 6/11/2013 | 12:32 | 01:39:01 |
| Sensor 03 | 6/11/2013 | 13:50 | 02:57:05 |
| Sensor 06 | 6/11/2013 | 13:58 | 03:05:06 |
| Sensor 05 | 6/11/2013 | 16:59 | 06:06:02 |
| Sensor 02 | 6/11/2013 | 17:42 | 06:49:29 |
| Sensor 01 | 6/11/2013 | 20:54 | 10:00:42 |

FONTE: Do autor.

4.4.3 Sensor Óptico

Para o reconhecimento da fratura dos corpos de prova foram utilizados sensores ópticos “tipo slot U” (Figura 31), pois, por seu funcionamento se dar através da interrupção da passagem da luz, o pedal não tem contato com o mesmo; ou seja, o impacto causado pelos pesos, devido à queda, não os danifica. Além desta, estes sensores têm as vantagens de pequeno porte, baixo custo e fácil aplicação.

Figura 31 – Sensor óptico.



FONTE: Do autor.

Este sensor, optoacoplador, consiste em um LED (emissor) infravermelho e um fototransistor (receptor) sensível à luz. O sinal é aplicado no LED, que então produz uma luz modulada, a qual é recebida pelo fototransistor. Assim, o fototransistor produz um sinal que corresponde à modulação aplicada ao emissor. Então, quando um objeto interrompe o feixe de luz, um sinal de comando é produzido no sensor, detectando, desta forma, que o corpo de prova rompeu.

Um circuito teve que ser desenvolvido para que o sensor funcionasse adequadamente neste projeto. Este circuito encontra-se na placa auxiliar desenvolvida, representado pela letra ‘C’, que tem seu esquemático apresentado e explicado no Apêndice F.

5 APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

Com o propósito de prever o comportamento biomecânico do implante atuando como sistema estrutural, as condições limites das amostras foram verificadas por meio dos dados experimentais de carga, caracterização do material e análise da fratura.

O objetivo da construção da máquina de fadiga é ensaiar um determinado componente ou material, solicitando-o dinamicamente até que ocorra a falha. Portanto, para a validação do funcionamento da mesma, aqui desenvolvida, múltiplos ensaios foram realizados utilizando-se corpos de prova de aço ABNT 1.020. A partir destes ensaios pôde-se, então, fazer uma análise estatística dos mesmos, bem como obter as curvas *S-N* que caracterizam este material.

Por não ser um processo determinístico, onde um conjunto de entradas conhecido resulta em um único conjunto de saídas, e sim um processo estatístico, cujos princípios derivam da teoria das probabilidades e que tem por objetivo o agrupamento metódico e o estudo de séries de fatos ou de dados numéricos, o estudo da fadiga carece que diversos ensaios com o mesmo nível de tensão sejam realizados, para ser capaz de apanhar resultados confiáveis.

O número de ensaios realizados neste projeto, para construir os gráficos para exploração dos dados e a curva *S-N*, foi restrito devido às limitações de tempo, e ao objetivo do trabalho, que tem a finalidade de, somente, comprovar o bom funcionamento da máquina desenvolvida. Isto posto, para uma caracterização mais rigorosa do material, é necessário que se tenha um plano de ensaios mais detalhado e, também, um maior número de amostras.

Para a execução dos ensaios no presente trabalho, o carregamento do corpo de prova foi feito pela aplicação de cargas de massas. Logo, a fim de deixar a grandeza na unidade adequada (Pascal), seguindo o padrão da curva *S-N*, através da Equação 2, apresentada abaixo, foi possível transformar o carregamento através da massa em tensão.

$$\sigma_{\text{máx}} = \frac{F \cdot x \cdot c}{\frac{1}{4} \cdot \pi \cdot r^4} \quad (2)$$

Onde:

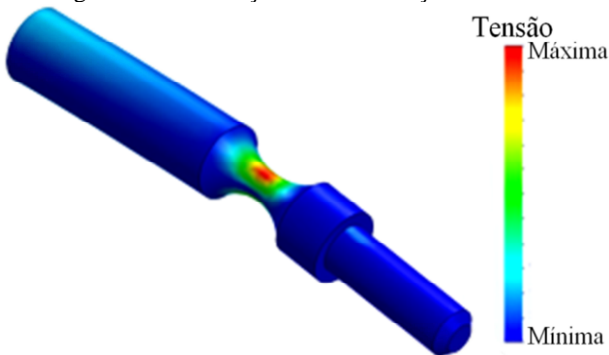
σ : tensão [Pa];

F: força [N];

- x: comprimento em balanço [mm];
- c: distância perpendicular do eixo neutro ao ponto mais afastado deste eixo [mm];
- r: raio [mm].

A tensão calculada para o ponto de menor diâmetro foi de aproximadamente 850MPa e para o de maior, 55MPa, confirmando que a região do núcleo do corpo de prova é onde há maior concentração de tensão, assim como mostra a Figura 32, na qual apresenta uma simulação feita no SolidWorks *Simulation* (COSMOS). Na simulação, o resultado obtido deu-se a partir da aplicação de uma força de 60N, ou seja, de uma carga de 6kg, considerando-se a aceleração da gravidade como 10m/s².

Figura 32 – Simulação de concentração de tensão.



FONTE: Do autor.

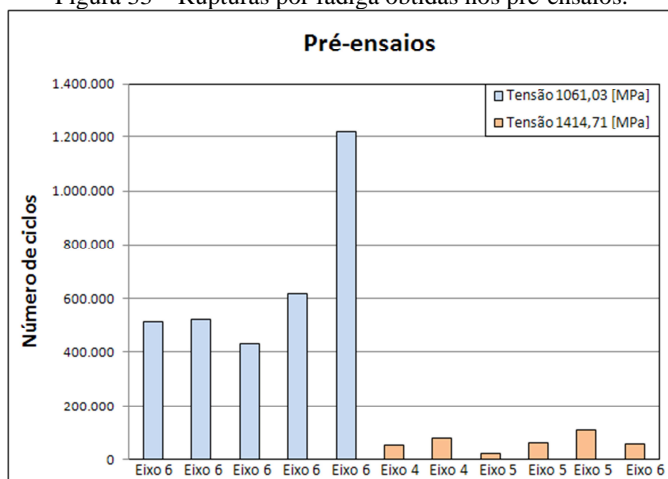
A causa da concentração de tensão nos componentes mecânicos são as variações bruscas da geometria. Estes pontos de concentração de tensão têm grande importância em relação aos ensaios de fadiga pelo fato de a falha iniciar a partir deles [7].

5.1 PRÉ-ENSAIOS DE FADIGA POR FLEXÃO ROTATIVA

A fim de definir os parâmetros adequados para a realização dos ensaios, testando as variáveis do sistema, decidiu-se elaborar pré-ensaios, realizados com diferentes rotações e cargas, e com a mesma geometria e material de corpos de prova. A geometria destes é aquela apresentada do item 4.2.1 e o material utilizado foi o aço ABNT 1.020.

Nesta etapa, 12 corpos de prova, submetidos a cargas de duas diferentes massas, 7,5kg (1.060MPa) e 10,0kg (1.415MPa), foram ensaiados. O número de ciclos até o momento da fratura de cada um deles está apresentado no gráfico da Figura 33, bem como suas respectivas tensões aplicadas.

Figura 33 – Rupturas por fadiga obtidas nos pré-ensaios.



FONTE: Do autor.

Conclusões definitivas acerca destes pré-ensaios não são possíveis, pois o estado em que a máquina se encontrava (problema apresentado a seguir) não permitia que os resultados ali obtidos fossem de confiança, e, portanto, acabaram sendo descartados da curva *S-N* final que foi produzida. A comparação destes, com os dados colhidos após a manutenção da máquina está apresentada no final do item 5.2.2.

Imagens feitas em um estereoscópio, apresentadas no Apêndice G, mostram as fraturas ocorridas em cada corpo de prova ensaiado neste período. Elas apresentam sinais característicos da fratura por fadiga, como os exemplos apresentados no item 2.2.3, na revisão bibliográfica.

Durante a etapa dos pré-ensaios houve um problema de fixação entre os rolamentos e seus respectivos acoplamentos. No projeto do equipamento foi prevista uma junta elástica entre os mancais de rolamento e a estrutura da máquina, objetivando uma maior suavidade de funcionamento. Esta junta foi preenchida com silicone, no entanto, devido à presença de óleo lubrificante dos rolamentos, o silicone não atendeu a atribuição que lhe foi dada, ocorrendo assim a sua

deterioração. Na nova alternativa o silicone foi substituído por uma camada de borracha (oriunda de câmeras pneumáticas) melhorando o funcionamento da mesma.

Ainda durante a etapa dos pré-ensaios, a programação em LabVIEW apresentava problemas relacionados ao tempo de funcionamento. Enquanto a aquisição dos dados era feita de segundo em segundo, o programa expirava a cada hora. Caso a aquisição ocorresse de 2 em 2 segundos, a duração era um pouco maior e, quando os dados eram adquiridos de 10 em 10 segundos, o problema se dava a cada 4 horas, em média.

Todavia, a solução de aumentar o tempo de aquisição não foi satisfatória para o problema apresentado. Iniciou-se, assim, o desenvolvimento de outro programa, com outros tipos de ferramentas disponíveis no mesmo *software*. Durante este progresso, diversos testes, junto aos sensores e servomotor, foram realizados, constatando-se que o mesmo estava cumprindo o que lhe foi proposto. Após o período de desenvolvimento, o programa permitiu a realização das tarefas desejadas e com uma implementação adicional: o armazenamento, em um arquivo *Excel*, das informações obtidas durante os ensaios, como já mencionado.

5.2 ENSAIOS DE FADIGA POR FLEXÃO ROTATIVA

Todos os ensaios deste projeto foram realizados conforme as condições descritas no item 4.3. Quando realizados com os corpos de prova fabricados no USICON, foram designados de ensaios A e, quando usado os fabricados na GW Usinagem, ensaios B.

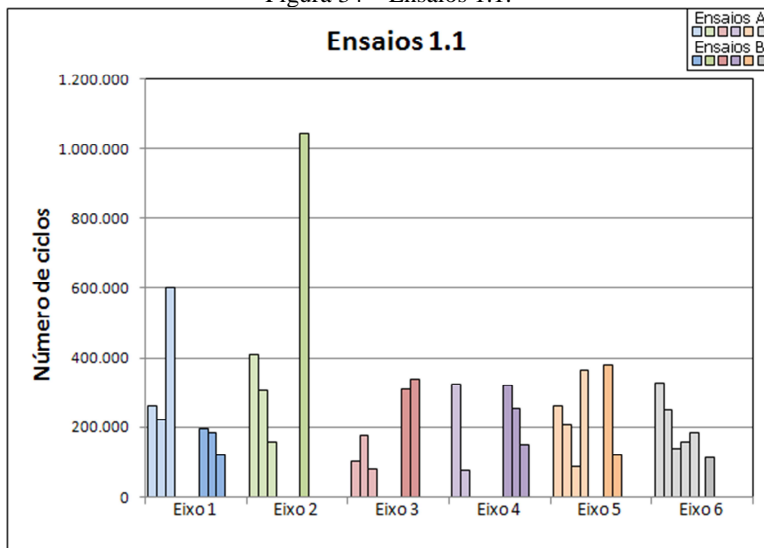
5.2.1 Influência do Eixo da Máquina

Levando-se em consideração as variações que pode haver entre cada um dos eixos da máquina (Figura 24, item 4.1), fez-se um estudo relacionado à esta questão, a fim de verificar a possível influência destes sobre os resultados adquiridos.

Gráficos foram elaborados para melhor análise dos resultados e das causas que poderiam afetar os valores verificados nos ensaios. Nestes gráficos, para a fácil identificação de cada eixo, empregaram-se diferentes cores, com o intuito de constatar a possível influência destes com relação à quantidade de ciclos suportados por cada corpo de prova. As cores claras representam os ensaios tipo A e as mais escuras os ensaios tipo B.

Os ensaios 1.1 foram realizados com 7,5kg, o que significa que a tensão é equivalente a 1.060MPa. Nestas condições, com 20 corpos de prova ensaiados, o rompimento dos mesmos se deu em média, com 235.450 ciclos completos, para os ensaios A e 294.167 para os ensaios B, que tiveram 12 corpos de prova ensaiados. Já a média total foi de 257.469 ciclos. O gráfico da Figura 34 mostra o comportamento completo das fraturas dos corpos de prova para esta tensão, nos diferentes eixos da máquina.

Figura 34 – Ensaios 1.1.



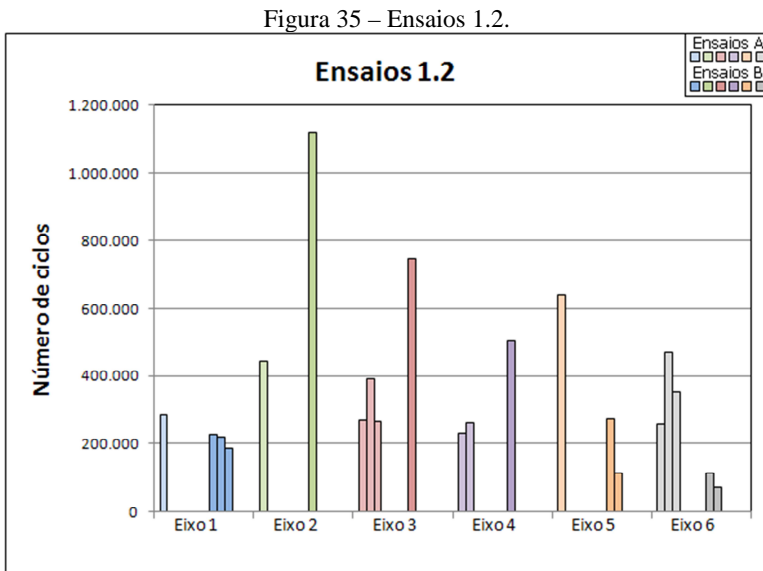
FONTE: Do autor.

Neste caso, a divergência dos dados não foi julgada significativa. Os resultados podem ser considerados coerentes, apesar de a maior diferença ter sido próxima de 87%, entre o maior e o menor número de ciclos obtidos nos ensaios A. Isto, levando-se em consideração que o maior número apanhado, de 600.000 ciclos, é um ponto fora de curva, como mostra o asterisco no gráfico da Figura 40, apresentada posteriormente. Desconsiderando-se este ponto, a diferença entre os valores extremos, superior e inferior, para os ensaios A, é cerca de 20%, apenas.

O ponto mais alto do gráfico da Figura 34, de 1.045.000 ciclos, ocorrido nos ensaios B, é considerado também um ponto fora de curva

(Figura 40). Desconsiderando-o, a maior diferença entre os dados conseguidos nos ensaios B é de 70%, aproximadamente.

O gráfico da Figura 35 apresenta os dados dos ensaios 1.2, executados com a carga equivalente a 7,0kg, ou seja, com tensão de 990MPa. O baixo número de repetições, assim como em outros casos, se deu pela limitação de tempo.



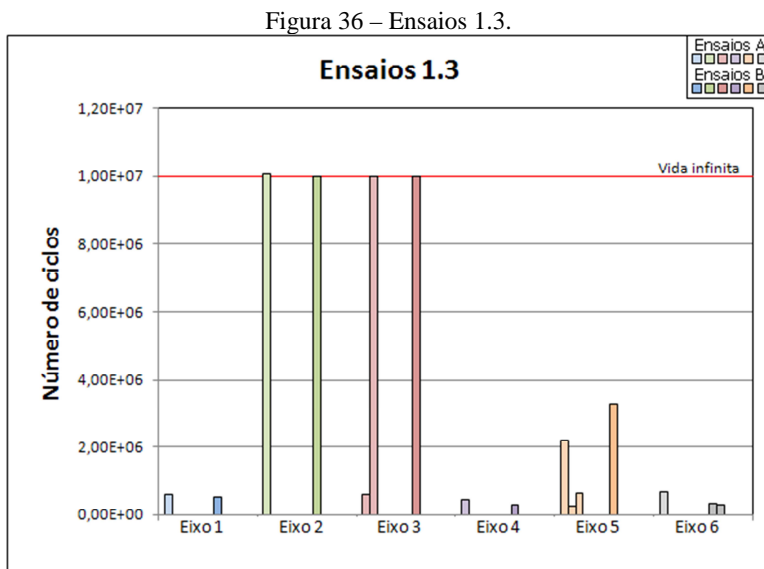
FONTE: Do autor.

A média dos ensaios 1.2 A foi de 352.182 ciclos e a maior desigualdade dos dados foi de aproximadamente 64%. Para os ensaios 1.2 B, foi de 339.500 ciclos, a média, e de 94% o maior contraste dos resultados alcançados. Para todos os ensaios, a média obtida foi de 346.143 ciclos.

A dispersão dos dados, segundo Rosa [7], é uma característica que deve ser considerada em todo problema que tenha relação com fadiga, principalmente quando as vidas são superiores a 10^4 ciclos. Isto se dá em consequência do processo de nucleação, que por sua vez, é muito influenciado pelas heterogeneidades metalúrgicas, que são dispersas pelo volume do material, de maneira aleatória.

A Figura 36 mostra os resultados adquiridos a partir dos ensaios 1.3, feitos com a tensão de 920MPa (6,5kg), onde as médias foram de

2.835.222 e 3.537.000 ciclos, para os ensaios A e B, respectivamente, mostrando pouca diferença entre ambos os ensaios.



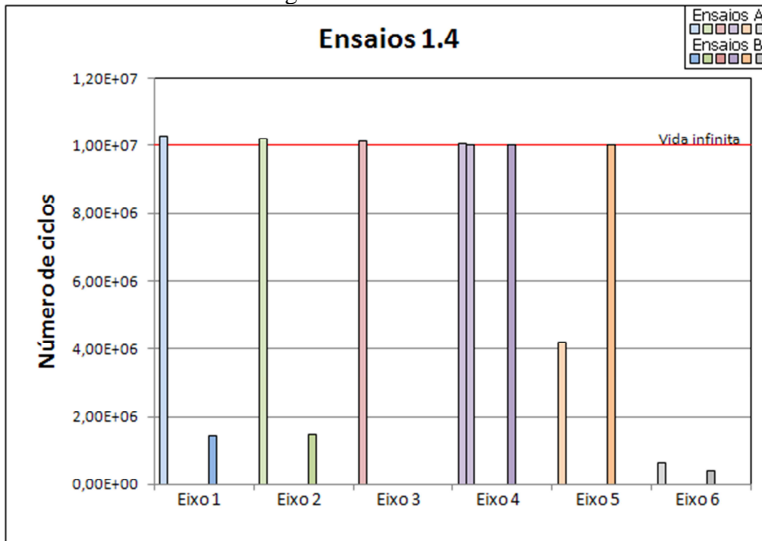
FONTE: Do autor.

A distinção dos números de ciclos até o momento da fratura provavelmente se deve por esta tensão equivaler à região da curva próxima ao limite de resistência à fadiga, onde a vida do corpo de prova é considerada infinita (vide Figura 16, item 2.2.5).

A dispersão destes dados se assemelha à do trabalho realizado por Carmo *et al.* [59], que fez ensaios de flexão rotativa para prever a resistência à fadiga de eixos virabrequins, e também apresentou grande diferença entre os dados na região de transição da curva (Figura Z, Apêndice I).

Os ensaios 1.4, efetuados sob carga de 6,0kg, tensão 850MPa, também apresentaram resultados com certa dispersão (Figura 37), possivelmente, devido aos corpos de prova terem sido submetidos a uma tensão que faz parte da área crítica da curva *S-N*, onde a repetição dos ensaios mostrou a instabilidade dos resultados.

Figura 37 – Ensaios 1.4.



FONTE: Do autor.

A variação no número de ciclos nos eixos 5 e 6, para os ensaios A, não são consideradas *outliers*⁵, segundo o *boxplot* mostrado adiante. Entretanto, de acordo com a curva *S-N* plotada, pode-se concluir que estes são sim, pontos atípicos, visto que a tensão de 920MPa já apresenta valores com vida infinita, o que quer dizer que, abaixo desta, a curva já é quase linear horizontalmente.

Os ensaios 1.4 B apresentaram uma grande discrepância em seus resultados, que pode também ser explicada pela transição da curva para a sua forma horizontal, uma zona bastante instável das curvas *S-N*.

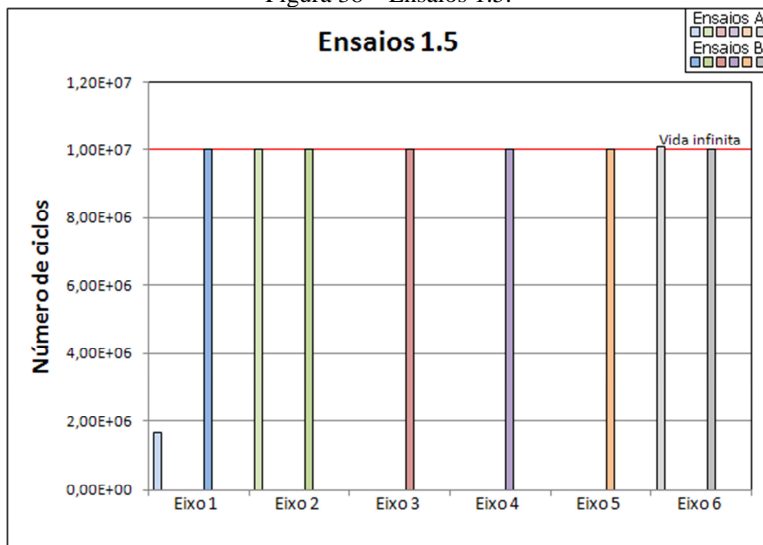
Pope [60] também apresenta uma curva *S-N* (Figura Z1), feita a partir de ensaios de fadiga em molas helicoidais, com a maior divergência dos resultados localizada na área de mudança entre vidas finita e infinita. Verifica-se também dispersão de dados nas demais regiões, porém menos significativas, sendo somente características dos ensaios de fadiga, como afirmado por Rosa.

Poucos ensaios com a carga de 5,5kg, tensão 780MPa, foram realizados, visto com esta tensão, a resistência dos corpos de prova

⁵ Valor atípico, que apresenta grande afastamento dos demais. Ponto fora de curva.

costuma chegar a 10^7 ciclos, o que acarreta no tempo de ensaio, neste caso, com duração de cerca de 167 horas (aproximadamente 7 dias).

Figura 38 – Ensaio 1.5.



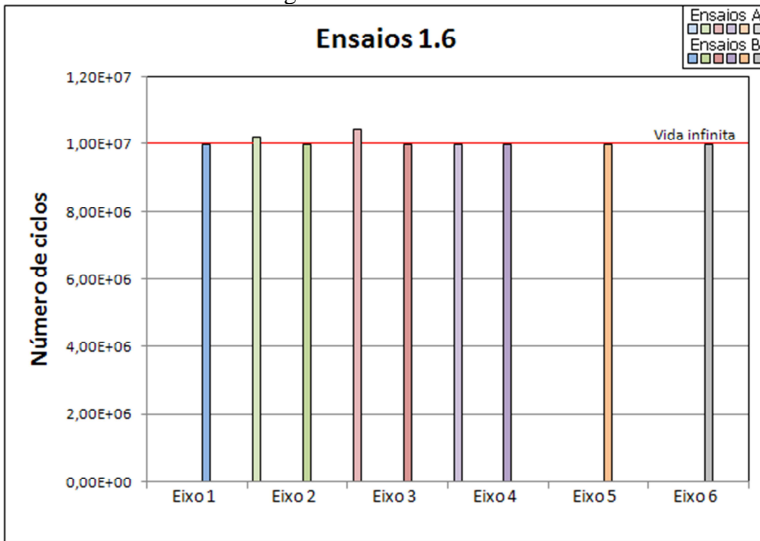
FONTE: Do autor.

O ensaio A realizado no Eixo 1 foi considerado um ponto fora de curva, mesmo que estatisticamente não se prove, pois para esta tensão, a curva *S-N* já se encontra no seu limite de fadiga. Por não serem disponíveis dados suficientes, também não é possível afirmar que o eixo 1 tenha influenciado neste resultado.

Nos ensaios 1.5 B, a variação dos resultados foi praticamente nula, pois todos os corpos de prova submetidos a estes ensaios resistiram igualmente aos 10 milhões de ciclos. Eles foram ensaiados simultaneamente e submetidos e retirados do ensaio com pouca diferença de tempo entre um e outro, considerando-se que já resistiram mais de 160 horas sem sofrerem fratura.

Assim como ocorreu nos ensaios 1.5, e pelo mesmo motivo, poucos ensaios foram executados com a carga de 5,0kg, tensão 705MPa.

Figura 39 – Ensaios 1.6.

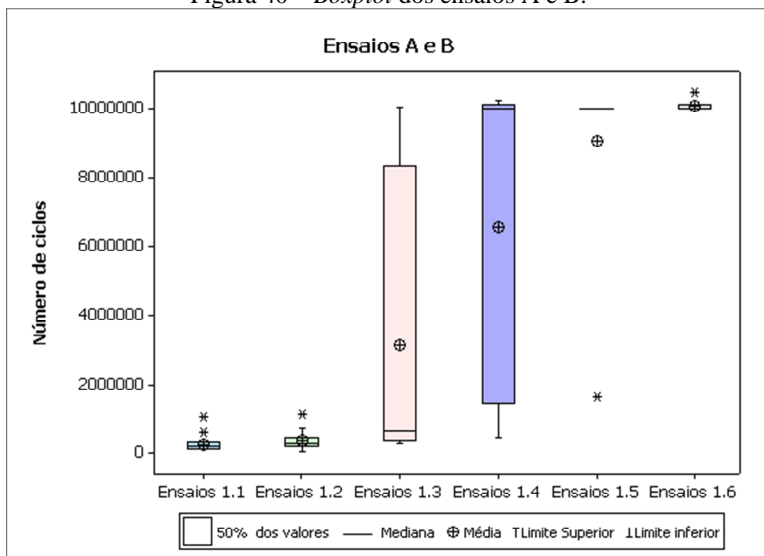


FONTE: Do autor.

Neste caso, os ensaios realizados com a massa 5,0kg, mostram resultados similares entre eles, onde ocorre vida infinita para todos os corpos de prova. Do mesmo modo que nos ensaios 1.5 B, estes ensaios quase não tiveram variação. Por terem sido colocados e retirados da máquina quase concomitantemente, eles apresentaram grande repetibilidade.

Visando apresentar graficamente a posição central dos dados (mediana) e sua tendência, promover indicativos de simetria ou assimetria dos dados, bem como mostrar os *outliers* ocorridos, *boxplots* dos ensaios A e B foram desenvolvidos (Figuras A e B, respectivamente, no Apêndice H), bem como um *boxplot* para todos os ensaios, A e B juntos (Figura 40). Este tipo de gráfico permite comparar dados, de maneira fácil, colocando-se a variável categórica lado a lado, no mesmo gráfico [61].

No *boxplot*, a caixa, propriamente, apresenta o intervalo que contém os 50% centrais dos dados (entre Q1 e Q3) colhidos nos ensaios. O limite superior da caixa indica o percentil de 75% dos dados, e o limite inferior da caixa indica o percentil de 25%. A distância entre esses dois quartis é conhecida como interquartil [61].

Figura 40 – *Boxplot* dos ensaios A e B.

FORTE: Do autor.

Este *boxplot* salienta a divergência encontrada nos ensaios 1.3 e 1.4, nos dados correspondentes às tensões 920 e 850MPa, respectivamente, como já mencionado na discussão dos gráficos das Figuras 37 e 38, que apresentam os dados dos mesmos. Este fato difere do que ocorre com as tensões utilizadas nos demais ensaios, tanto para as elevadas, quanto para as mais baixas.

5.2.2 Influência da Carga

Com os dados apresentados anteriormente e visando um esboço visual dos resultados, geraram-se gráficos com diferentes cargas aplicadas, em função de cada um dos eixos da máquina, obtendo-se, deste modo, curvas *S-N* individuais para os mesmos.

Como esperado, cumprindo as especificações das curvas *S-N* já estudadas, o fator de maior influência sobre os resultados dos ensaios foi a carga. Conforme esta foi sendo diminuída, o número de ciclos que os corpos de prova resistiam foram aumentando, até que, em certo ponto, duraram 10 milhões de ciclos e, considerou-se, então, que estes tinham vida infinita.

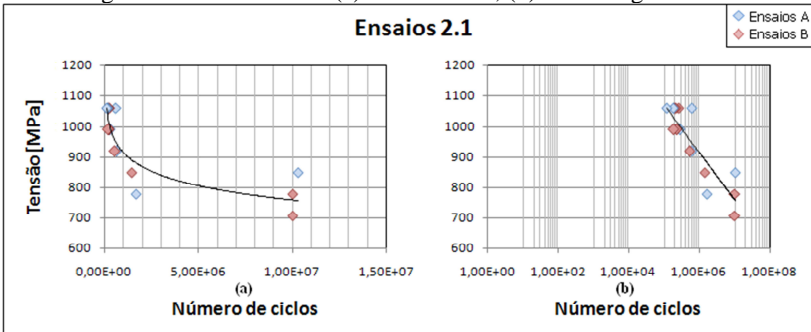
A norma ASTM E 739-10 [62] afirma que a distribuição da vida em fadiga em qualquer ensaio é considerada desconhecida e, em

determinadas situações, bastante complexa, devido aos muitos fatores de influência sobre ela. Para simplificação da análise, assume-se, então, nesta prática, que os logaritmos das vidas de fadiga são normalmente distribuídos. Isto é, assume-se que a dispersão de N é a mesma, tanto para baixa tensão, quanto para níveis elevados da mesma.

Os ensaios 2.1, realizados no eixo 1 da máquina, têm seus resultados mostrados no gráfico da Figura 41. Esta curva começa a tornar-se linear horizontalmente com uma tensão pouco abaixo de 800MPa, ou seja, na transição entre 5,5 e 6,0 quilogramas. Nestes gráficos não se pode afirmar nada em relação à dispersão dos dados para altas tensões, já que os ensaios realizados em cada eixo, com a mesma carga, foram em pequena quantidade.

O ponto fora de curva, mesmo mostrado no *boxplot* da Figura 40 (ensaio 1.5), à tensão próxima de 780MPa, corresponde a 1.652.000 ciclos. Este é considerado um valor atípico em razão de seu valor de tensão estar abaixo da linha já quase linear na horizontal.

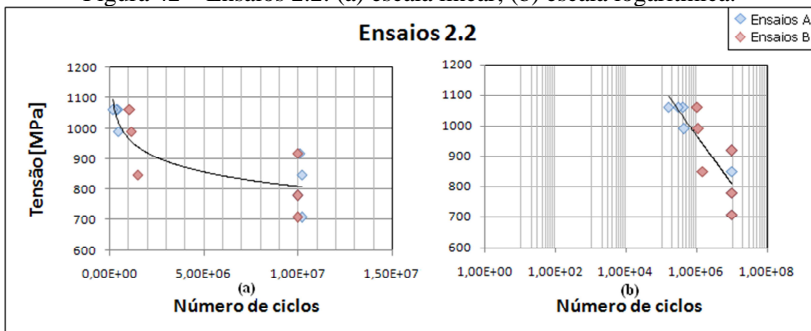
Figura 41 – Ensaios 2.1: (a) escala linear; (b) escala logarítmica.



FONTE: Do autor.

O gráfico da Figura 42 exibe a curva dos ensaios 2.2, executados no eixo 2 da máquina de ensaios. Esta curva torna-se linear na horizontal ligeiramente a 800MPa. O ponto do ensaio B, com tensão 850MPa, representa um corpo de prova que rompeu a 1.482.000 ciclos. Ele não é considerado um *outlier* por fazer parte da região instável da curva, onde ocorre a transição de vida finita para infinita.

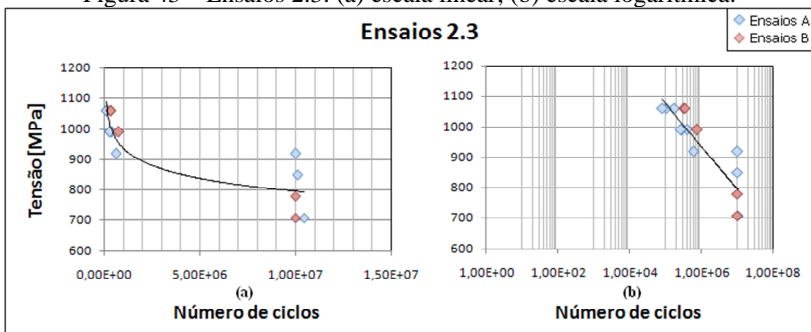
Figura 42 – Ensaios 2.2: (a) escala linear; (b) escala logarítmica.



FONTE: Do autor.

Os resultados dos ensaios 2.3, efetuados no eixo 3, estão apresentados na Figura 43. Esta curva não exibe pontos atípicos, sendo que todos apresentam-se em conformidade nesta curva traçada, ou seja, sem muita discrepância entre um resultado e outro.

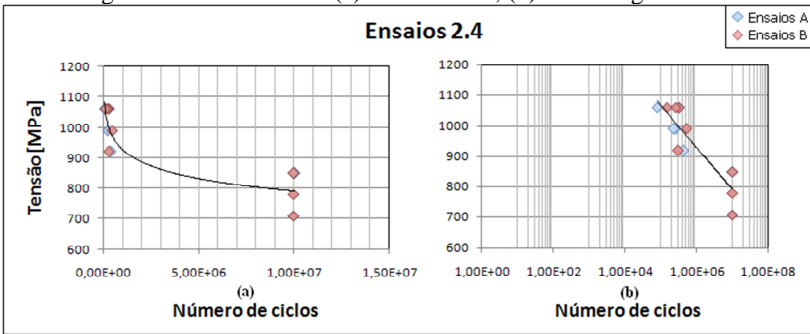
Figura 43 – Ensaios 2.3: (a) escala linear; (b) escala logarítmica.



FONTE: Do autor.

A Figura 44 expõe os resultados dos ensaios 2.4, produzidos no eixo 4. Este gráfico é bastante similar ao apresentado anteriormente, na Figura 43, pois não há pontos que destoem da curva delineada, além de terem o mesmo ponto de passagem de vida limitada para infinita, onde a tensão é igual a 780MPa e o número ciclos, 10.000.000.

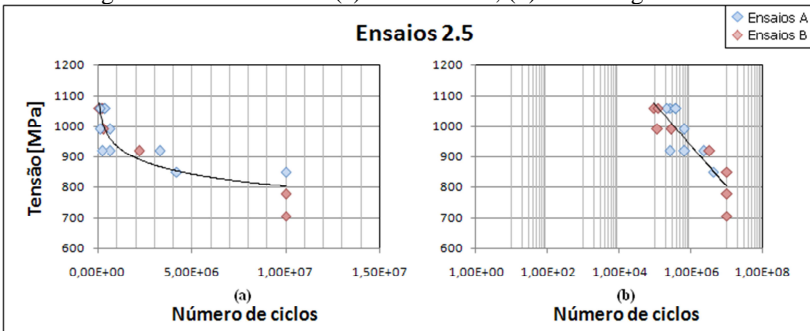
Figura 44 – Ensaios 2.4: (a) escala linear; (b) escala logarítmica.



FONTE: Do autor.

Os ensaios 2.5 foram realizados no eixo 5 e têm seus dados mostrados no gráfico da Figura 45. Neste eixo da máquina, os pontos com maior discrepância entre si, referem-se à tensão 920MPa, onde a curva começa a ser, levemente, horizontal. Este fato é explicado no item anterior, 5.2.1, na justificativa da aleatoriedade dos dados da Figura 36.

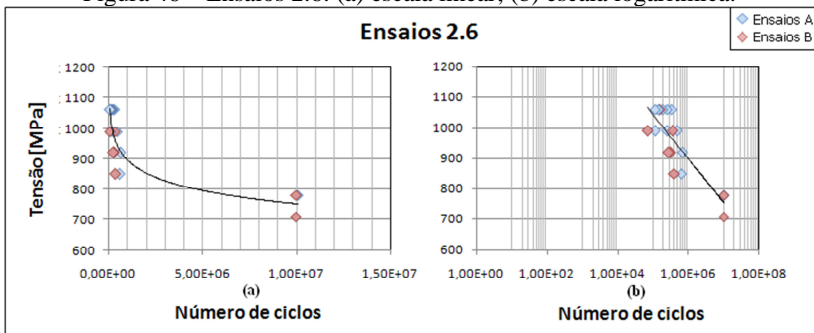
Figura 45 – Ensaios 2.5: (a) escala linear; (b) escala logarítmica.



FONTE: Do autor.

No gráfico da Figura 46 estão exibidos os resultados dos ensaios 2.6, efetuados no eixo 6. Este apresenta pouco espalhamento de dados, mesmo este sendo o eixo com maior número de corpos de prova ensaiados. A pequena divergência aqui encontrada trata-se, também, da região de transição da curva.

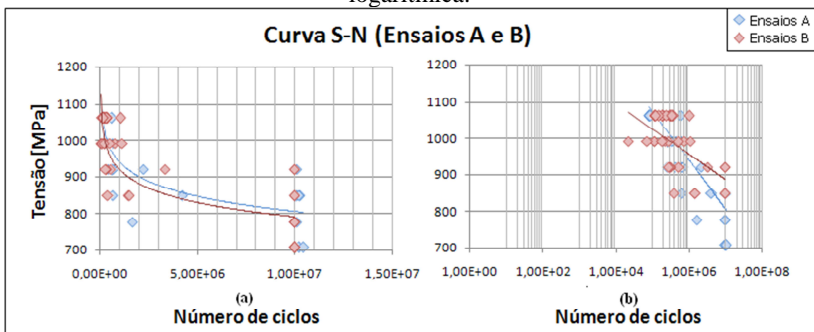
Figura 46 – Ensaios 2.6: (a) escala linear; (b) escala logarítmica.



FONTE: Do autor.

Os dados coletados nos ensaios A e B, em todos os eixos e com as diferentes cargas, foram reunidos em um único gráfico, a fim de apresentar a curva $S-N$ de cada um dos mesmos, comparando-os entre si, como mostrado na Figura 47.

Figura 47 – Curva $S-N$ dos ensaios A e B: (a) escala linear; (b) escala logarítmica.

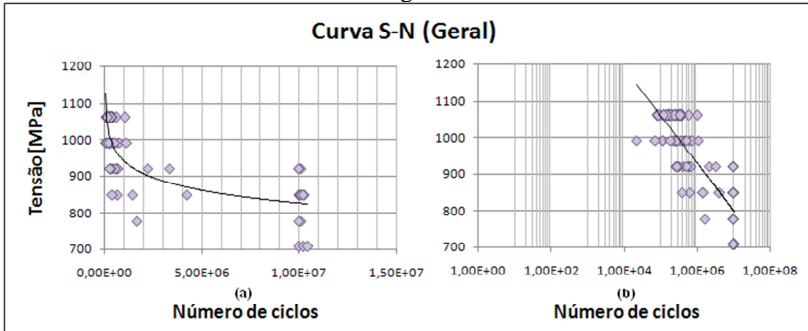


FONTE: Do autor.

A ligeira diferença entre as curvas (analisando-as em escala linear) salienta a improvável influência da fabricação dos corpos de prova, separados em ensaios A e B, para os fabricados no laboratório USICON e na fábrica GW Usinagem, respectivamente.

Por meio da junção de todos os resultados colhidos, foi possível construir o gráfico com a curva $S-N$ geral dos ensaios (Figura 48), desta vez, sem diferenciá-los entre A e B.

Figura 48 – Curva $S-N$ de todos os ensaios realizados: (a) escala linear; (b) escala logarítmica.



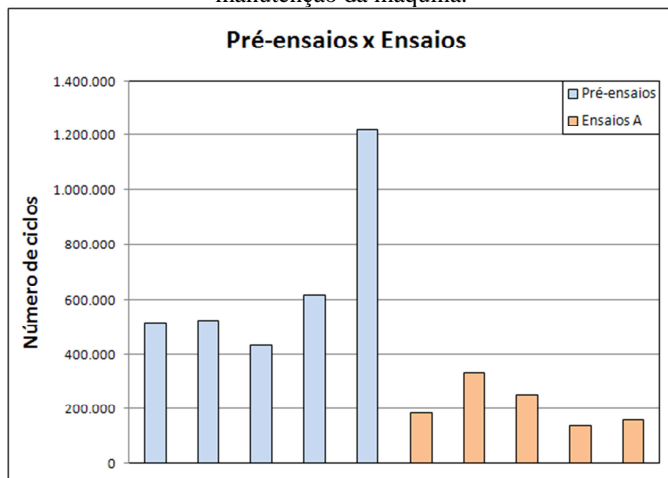
FORNTE: Do autor.

De acordo com Callister [8], quanto maior a magnitude da tensão, menor é o número de ciclos que o material é capaz de suportar antes da fratura. A curva $S-N$ costuma se tornar horizontal em valores maiores de N , pois, abaixo do nível de tensão limite, limite de fadiga, a falha por fadiga não ocorrerá. Este limite de fadiga representa o mais alto valor de tensão flutuante que não causará falha para um número essencialmente infinito de ciclos.

O mesmo autor afirma ainda que sempre existe uma considerável dispersão em dados de fadiga, isto é, uma variação no valor N medido para um número de amostras testadas no mesmo nível de tensão, o que pode conduzir a uma significativa incerteza quando o limite de fadiga estiver sendo considerado. A dispersão dos resultados é uma consequência da sensibilidade da fadiga a um número de ensaio e de parâmetros de teste que são impossíveis de controlar de maneira precisa. Estes parâmetros incluem fabricação da amostra e preparação da superfície, variáveis metalúrgicas, alinhamento da espécie no aparelho, tensão média e frequência de teste [8].

Fez-se, também, a comparação entre os ensaios realizados antes e depois da correção dos problemas de folgas entre os rolamentos e seus acoplamentos (citados anteriormente), mostra a influência que isto teve acerca dos resultados obtidos. No gráfico exposto na Figura 49, alguns dados dos pré-ensaios e todos dos ensaios 1.1 A, onde todos os corpos de prova foram submetidos a cargas de 7,5kg, no sexto eixo, foram dispostos, a fim de obter-se uma conclusão quanto ao efeito que a folga poderia ter causado.

Figura 49 – Gráfico comparativo entre resultados anteriores e posteriores à manutenção da máquina.



FONTE: Do autor.

Aqui é possível notar a divergência entre os resultados antecedentes e subsequentes aos reparos realizados na máquina. Isto pode ter ocorrido em função do amortecimento que a folga acabou causando, onde a carga aplicada não solicitou os corpos de prova da maneira que deveria, ou seja, do mesmo modo que nos ensaios feitos após as correções da máquina.

6 CONCLUSÕES E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

6.1 CONCLUSÕES

Baseado no principal objetivo do trabalho, foi desenvolvida uma máquina de ensaio de fadiga que demonstrou ser funcional para ensaiar corpos de prova representantes de implantes odontológicos. Diferentemente de outras máquinas conhecidas no mercado, a máquina desenvolvida oferece vários eixos para a realização de até seis ensaios simultâneos. A máquina foi projetada e dimensionada para suportar a disposição dos seis eixos em paralelo, bem como o servomotor, o servoconversor e os demais componentes elétricos.

Por meio dos requisitos do cliente pesquisados, os requisitos do projeto foram definidos, podendo-se, desta forma, medir ou quantificá-los, transformando estas necessidades do público em necessidades de engenharia, onde estas últimas foram transformadas em especificações de projeto. Com as especificações definidas pôde-se dar início às concepções do produto, escolhendo as melhores soluções para a construção da máquina. Definiu-se, a partir daí, a funcionalidade desejada para o produto, desde as funções que a máquina exerceria até sua estrutura. Caracterizou-se, então, o leiaute definitivo do produto e sua viabilidade técnica para daí montar a máquina.

Com a máquina montada, vários testes na placa de aquisição de dados foram realizados. Quando esta teve o funcionamento desejado, outra placa deveria ser desenvolvida, uma placa auxiliar, desta vez, para alimentar o circuito dos sensores ópticos, tornando possível o funcionamento dos mesmos. Esta placa também é responsável pelo desacionamento do servomotor, quando recebe o sinal da placa de aquisição, ao fim dos ensaios.

Ainda no projeto, após definir o *software* que seria utilizado para a programação da mesma, diversas pesquisas acerca deste foram feitas até que se findou a sua primeira versão. Com problemas na aquisição, a versão foi atualizada, mas não obteve-se êxito com esta, tendo, então, que elaborar uma nova versão, que, com reajustes, teve o funcionamento adequado para se obter os dados requeridos no trabalho.

Neste projeto analisou-se o comportamento da máquina de fadiga desenvolvida por meio de diversos ensaios realizados, com o objetivo de verificar seu funcionamento, bem como validá-la. Através da análise dos resultados, concluiu-se que a máquina desenvolvida está

apta a realizar ensaios de fadiga em peças de pequeno porte, como, neste caso, em implantes odontológicos.

O trabalho realizado comprovou, desta maneira, a viabilidade de elaborar uma máquina para ensaios de fadiga por flexão rotativa que atenda aos requisitos de pequeno porte e agilidade, onde simultaneamente seis corpos de prova são ensaiados, podendo-se obter resultados mais completos em um tempo mais curto, comparando-se esta às máquinas similares já desenvolvidas e oferecidas no mercado.

Por meio dos pré-ensaios percebeu-se que a máquina não estava ajustada adequadamente para realizar ensaios de fadiga, visto que seus rolamentos estavam danificados e os acoplamentos dos mesmos encontravam-se com folga. Isto afora o *software*, que não possuía uma programação confiável, pois falhava com frequência e, por isto, não era possível adquirir os dados necessários para a análise dos resultados.

Já com a realização dos ensaios pôde-se constatar que a manutenção da máquina desenvolvida e a reformulação da programação deixaram-a com um funcionamento adequado para os ensaios desejados. Por meio da análise dos resultados obtidos notou-se que as curvas *S-N* obtidas se assemelharam aos resultados experimentais de outros projetos relacionados à fadiga. Estes ensaios mostraram também que as pequenas variações ocorrentes entre um eixo e outro, bem como os diferentes métodos de fabricação, não influenciaram de maneira significativa nos resultados dos mesmos.

No início da realização dos ensaios, o emprego de grandes massas (10kg) levaram à quebra prematura dos corpos de prova, então foi diminuindo-se o carregamento, até chegar a resultados compatíveis aos da literatura. Ao aplicar uma massa de 5kg, tendo vida infinita como resultado do ensaio, conseguiu-se prever o ponto que separava as regiões distintas (região de fadiga de alto e baixo ciclos e região de vida infinita) de uma clássica curva de Wöhler. A partir daí, estabeleceu-se, então, um plano experimental que demarcava os ensaios necessários para ter resultados conclusivos, levando em consideração o tempo restrito.

Atentando-se à possibilidade de haverem variações entre os eixos da máquina, foi estudada esta alternativa através de diversos ensaios realizados, com os mesmos parâmetros e condições, nos diferentes eixos, conferindo, assim, se houve algum tipo de influência destes sobre os resultados adquiridos. Analisando os resultados destes ensaios, verificou-se que as diferenças eram pequenas e as variações encontradas entre estes resultados são consideradas comuns, julgando,

deste modo, que os eixos não tiveram quaisquer influências nos dados obtidos.

Ainda por meio de ensaios, a fim de averiguar a influência da carga sobre os dados colhidos, curvas *S-N* de cada eixo, separadamente, foram traçadas. Estas confirmaram o esperado, a curva e os resultados obtidos foram compatíveis aos da literatura, ou seja, à medida que a carga era diminuída, o número de ciclos que os corpos de prova resistiam, aumentava.

6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para a melhoria e possível continuação deste trabalho, listaram-se algumas sugestões de melhorias para o mesmo, apresentadas a seguir:

- Modificar o *software* de aquisição de dados, de forma que se torne possível parar o ensaio após a quebra de um corpo de prova, trocá-lo e, então, após inserir os novos dados de carregamento para esta posição, continuar o ensaio, sem alterar as características dos demais ensaios em andamento;
- Adequar a posição do motor para facilitar trabalhos de manutenção;
- No caso da construção de uma nova versão do equipamento, fabricar máquina com alguns centímetros a mais de largura, para facilitar a manutenção (visto que os mancais de rolamento do equipamento também atingem o limite de tempo de vida e devem ser trocados);
- Adotar mancais mais adequados a uso contínuo (rolamentos de precisão, blindados e de maior qualidade);
- Empregar um sistema de fixação dos corpos de prova mais “amigável” e seguro, como mandril de chave ou trava, para não ter riscos de os corpos de prova se desprenderem;
- Aplicar uma carenagem de acrílico para evitar risco na operação e extravio dos corpos de prova quebrados (conforme apresentado na Figura 24);
- Conceber a máquina com mancais aerostáticos (tecnologia dominada no LMP), para garantir vida infinita no sistema de mancalização. Neste caso o eixo do motor elétrico poderá estar integrado ao eixo do mancal aerostático;
- Desenvolver a máquina com motores e controladores mais simples, visando o uso de um motor para cada eixo. Neste caso a contagem dos ciclos de carga deverá também ser feita individualmente;
- Realizar ensaios em implantes odontológicos;

- Desenvolver e validar um método para ensaio de fadiga por flexão rotativa em implantes;
- Correlacionar resultados de ensaios de fadiga por flexão rotativa com a ISO 14801 e com isto propor uma nova norma
- Fazer análise de sensibilidade das frequências de ensaio em implantes;
- Verificar a influência da frequência dos ensaios sobre os resultados, realizando ensaios em baixas e altas frequências, podendo chegar a até 50Hz (3.000rpm).

REFERÊNCIAS

1. TAMURA, M. T.; PAGANELLI, P. H. M.; LOPES, R. C. M. **Implante Dentário**. 62 p. Relatório da Disciplina de Laboratório de Manufatura e Metrologia. Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2011.
2. ANUSAVICE, K. J. **Phillips Science of Dental Materials**. 11 ed. São Luís - Missouri: Elsevier Science, 2003.
3. AGUIAR, R. C.; SCHERER, D.; BATTISTI, T. C.; GASSEN, H. T.; SILVA, A. N. **Fratura de Implante Dentário: Relato de Caso Clínico**. P. 37-44. Universidade Luterana do Brasil, Canoas, 2007.
4. JEONG, Y. H.; LEE, C. H.; CHUNG, C. H.; SON, M. K.; CHOE, H. C. C. **Effects of TiN and WC Coating on the Fatigue Characteristics of Dental Implant**. 11p. Surface & Coatings Technology. República da Coreia, 2012.
5. KARL, M.; LEE, C. K.; KELLY, J. R. **Evaluation of Test Protocol Variables for Dental Implant Fatigue Research**. P. 1419-1425. Academy of Dental Materials 25. Elsevier, 2009.
6. KÖNIG, W.; KLOCKE, F. **Tecnologia da Usinagem com Ferramenta de Corte de Geometria Definida – Parte I**. Traduzido por Prof. Dr. Ing. Walter Lindolfo Weingaertner e Prof. Dr. Eng. Rolf Bertrand Schroeter, do livro "Fertigungsverfahren - Drehen, Bohren, Fräsen". Universidade Federal de Santa Catarina – Florianópolis, 2002.
7. ROSA, E. **Análise de Resistência Mecânica**. Apostila da disciplina de Mecânica da Fratura e Fadiga, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 2002.
8. CALLISTER, W. D. J. **Fundamentals of Materials Science and Engineering: An Integrated Approach**. 2 ed. New York: John Wiley&Sons, Inc., 2005.

9. COLGATE. **Implante.** Disponível em: <<http://www.colgate.com.br/>>. Acessado em: 26 set. 2012 e 19 abr. 2013.
10. WRIGHT, R. F.; LEE, J. H.; FRIAS, V.; LEE, K. W. **Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review.** P. 377-81. The Journal of Prosthetic Dentistry. Seul e Boston, 2005.
11. HAN, H. S. **Design of new root-form endosseous dental implant and evaluation of fatigue strength using finite element analysis.** 51 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica), University of Iowa, Iowa, 2009.
12. WONG, J. Y.; BRONZINO, J. D. **Biomaterials.** Taylor & Francis Group, Estados Unidos da América, 2007.
13. RATNER, B. D.; HOFFMAN, A. S.; SCHOEN, F. J.; LEMONS, J. E. **Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine.** 3ª ed. Elsevier Inc. 2013
14. MORA, F. A. R. **Fabricação de Implantes Ortopédicos a partir da Usinagem de Osso Humano.** 254 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2000.
15. CASTRO, K. N. O. **Análise Comparativa da Topografia e Presença de Impurezas de Implantes Dentais com Superfície Texturizada por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).** 167 p. Dissertação (Mestrado em Odontologia), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2004.
16. DICIONÁRIO ONLINE DE PORTUGUÊS. **Padrão ouro.** Disponível em:< <http://www.dicio.com.br/padrao-ouro/>>. Acessado em: 07 ago. 2013.
17. BAUER, J. R. O. **Propriedades Mecânicas do Titânio Comercialmente Puro e da Liga Ti-6Al-4V Fundidos em diferentes ambientes.** 62 p. Tese (Doutorado em odontologia), Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

18. WYEN, C. F. **Rounded cutting edges and their influence in machining titanium**. 201 p. Tese (Doutorado em Ciências). RWTH Aachen University, Aachen, 2011.
19. TAJES, F. M. **Usinagem de um sonotrodo em liga de titânio Ti6Al4V**. 53 p. Relatório da Disciplina Fabricação Experimental, Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2002.
20. GROTE, K. H; ANTONSSON E. K. **Springer Handbook of Mechanical Engineering**. Califórnia e Berlim, 2008.
21. LAKES, R. S.; PARK, J. **Biomaterials: An Introduction**. 3ª ed. Springer, Iowa, 2007.
22. CHIAVERINI, V. **Aços e Ferros Fundidos**. 7 ed. São Paulo: ABM, 1996.
23. BEBER, R. C. **Polímeros**. Apostila da Disciplina de Química Tecnológica. Departamento de Engenharia Química e Engenharia de Alimentos, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2008.
24. TASSI, R.; BONADIO, F.; STORRER, C. M. **Aumento do Rebordo Alveolar com Enxerto Ósseo: Relato de caso**. Revista Dens, v.15, n.2, 2007.
25. MORAES, M. C. C. S. B. **Análise de Tensões em Implantes Dentários por Elementos Finitos**. 91 p. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais). Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2001.
26. INSTRON. **Fadiga**. Disponível em: <<http://www.instron.de>>. Acessado em: 03 set. 2012.
27. DICIONÁRIO PRIBERAM. **Mecatrônica**. Disponível em: <<http://www.priberam.pt>>. Acessado em: 25 jun. 2013.
28. RUMUL, **Leading through specialization**. Russenberger Prüfmaschinen AG. Suíça, 2011.

29. SPICKENREUTHE, M. **Untersuchungen zur Berechnung der Dauerfestigkeit von randschichtgehärteten Dieseleinspritzdüsen.** 277 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica). Technischen Universität Ilmenau, Alemanha, 2007.
30. RODRIGUES, L. E. M. J. **Ensaio Mecânicos dos Materiais. Ensaio de Fadiga: Conceitos e métodos de aplicação.** Apostila da Disciplina de Tecnologia em Gestão da Produção Industrial. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia, São Paulo.
31. LOPES, H. P. L.; FERREIRA, A. A. P.; MOREIRA, E. J. L.; MACHADO, J. C. O. **Influência da Velocidade de Rotação no Número de Ciclos para a Fratura de Instrumentos Endodônticos de NiTi Mecanizados.** P. 234-237. Revista Brasileira de Odontologia, v. 65, n. 2. Rio de Janeiro, 2008.
32. WEINGAERTNER, W. L. **Desenvolvimento e Validação Preliminar de Máquina de Flexão Rotativa para Ensaio de Fadiga em Implantes Odontológicos.** LMP - UFSC, 16 de outubro de 2012. (Informação verbal).
33. SCHIJVE, J. **Fatigue of Structures and Materials.** 2ª ed. Springer, 2009.
34. COLLINS, J. A. **Failure of materials in mechanical design: Analysis, Prediction, Prevention.** 2ª ed. John Wiley & Sons, Nova York, 1993.
35. SURESH, S. **Fatigue of Materials.** Cambridge University Press, 1998.
36. NORTON, R. L. **Projetos de Máquinas.** Bookman, 2ª ed., 2004.
37. SHIGLEY, J. E. **Projeto de Engenharia Mecânica.** Bookman, 7ª ed., 2005.
38. MILFONT, G. **Falhas por Fadiga.** Apostila da Disciplina de Elementos de Máquinas. Escola Politécnica da Universidade de Pernambuco, Pernambuco.

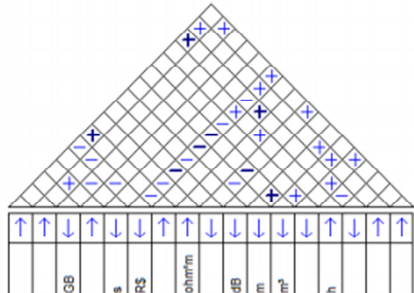
39. SOUZA, A. P.; SPOHR, C. A. M; BALVEDI, D. F.; GROFF, F. J.; BELLI, F.; VASCONCELLOS, J.; LANDRIEL, J. M.; VAZ, L. P.; TOMELEIRO, L.; SILVA, M. A. **Máquina para Ensaio de implantes dentários por flexão rotativa**. Relatório da Disciplina de Projeto Integrado em Engenharia Mecânica. Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2012/1.
40. LEE, Y. L.; PAN, J.; HATHAWAY, R. B.; BARKEY, M. E. **Fatigue Testing and Analysis**. Estados Unidos da América, 2005.
41. PINAGÉ, L. C. **Desenvolvimento de um Dispositivo Eletromagnético Ressonante para Ensaio de Fadiga**. 162 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica), Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2012.
42. BISHOP, R. H. **The Mechatronics Handbook: Mechatronic System Control, Logic, and Data Acquisition**. 2ª ed. CRC Press: Texas, 2008.
43. ORIGIWEB. **Dicionário de Tecnologia**. Disponível em: <<http://www.origiweb.com.br/dicionario-de-tecnologia/Addon>>. Acessado em: 26 jun. 2013.
44. OGATA, K. **Modern Control Engineering**. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, 1970.
45. PARK, J; MACKAY, S. **Data Acquisition for Instrumentation and Control Systems**. Austrália, 2003.
46. HUGHES, J. M. **Real World Instrumentation with Python**. Estados Unidos da América, 2011.
47. NAZZARI, A.; USSAMI, B. G.; FAVERETTO, E.; NIERO, E. A.; PREIRA, E. H.; VIVAS, J. D.; TROMBETTA, L. F.; CARVALHO, T. U.. **Máquina para Ensaio de implantes dentários por flexão rotativa**. Relatório da Disciplina de Projeto Integrado em Engenharia Mecânica. Curso de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2012/2.

48. ISO 14801:2007 – Dentistry — Implants — Dynamic fatigue test for endosseous dental implants.
49. ISO/TS 13498:2011 – Dentistry — Torsion test of implant body/connecting part joints of endosseous dental implant systems.
50. ASTM F543 – Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone.
51. ABNT NBR 15675-1:2010 – Implantes para ortopedia – Parafusos ósseos metálicos.
52. ISO 1143 - Metallic materials - Rotating bar bending fatigue testing.
53. ASTM E466-07 - Standard Practice for Conducting Force Controlled Constant Amplitude Axial Fatigue Tests of Metallic Materials.
54. ASTM E1049-85 - Standard Practices for Cycle Counting in Fatigue.
55. SCITEC. **Implantes Dentários.** Disponível em: <<http://scitec.com.br/>>. Acessado em: 18 abr. 2013.
56. BACK, N.; OGLIARI, A.; DIAS, A.; SILVA, J. C. **Projeto Integrado de Produtos: Planejamento, Concepção e Modelagem.** Barueri: Manole, 2008.
57. WEBER, J. P. S. **Placa de Aquisição de Dados: Manual de Usuário.** Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2013.
58. NATIONAL INSTRUMENTS. **Labview.** Disponível em: <www.ni.com/>. Acessado em: 25 jun. 2013.
59. CARMO, D. J.; DIAS, J. F.; MENEZES, C. G.; TAVARES, F. C. L. **Previsão da resistência à fadiga de eixos virabequins em ADI.** Siderurgia Brasil, ed. 52. Salvador, 2004.
60. POPE, J. A. **Metal fatigue.** Chapman & Hall Ltd, 1959.

61. MONTGOMERY, D. C.; RUNGER, G. C. **Estatística Aplicada e Probabilidade para Engenheiros**. 2^a ed. 2008.
62. ASTM E 739-80: Standard Practice for Statistical Analysis of Linear or Linearized Stress-Life (S-N) and Strain-Life (ϵ -N) Fatigue Data.

APÊNDICE A – Casa da qualidade

| Legenda | |
|----------------|--------------------------|
| Relacionamento | Telhado |
| ● Forte 5 | ▲ Fortemente Positivo 5 |
| ⊕ Médio 3 | ⊕ Positivo 1 |
| ○ Fraco 1 | - Negativo -1 |
| | • Fortemente Negativo -5 |



○ Ques

| | |
|---------------------------|----|
| Interface amigável | 10 |
| Instalação em PCs comuns | 4 |
| Programa leve | 10 |
| Adaptável vários hardware | 1 |
| Integrar c/ base dados | 10 |
| Baixo custo | 10 |
| Instruções de uso | 4 |
| Fácil troca de comp. | 10 |
| Silencioso | 10 |
| Poucos fios expostos | 10 |
| Compacto | 4 |
| Desligamento fácil | 5 |
| Durabilidade | 10 |
| Automatização | 4 |
| Aparência | 10 |
| Peças disponíveis mercado | 4 |

Comos
Vc

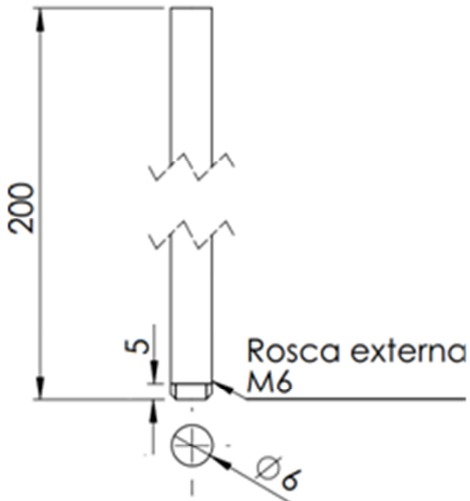
| |
|---------------------------|
| Compreensão interface |
| Nº plataforma compatível |
| Consumo de mem. RAM |
| Nº de portas e protocolos |
| Tempo entre dados salvos |
| Custo |
| Tutoriais e manuais |
| Resistividade elétrica |
| Nº de troca de compon. |
| Nível de ruído |
| Comprimento |
| Volume |
| Chaves de emergência |
| Tempo de vida |
| Dependência do usuário |
| Acabamento |
| Peças padronizadas |

Importância do Requisito

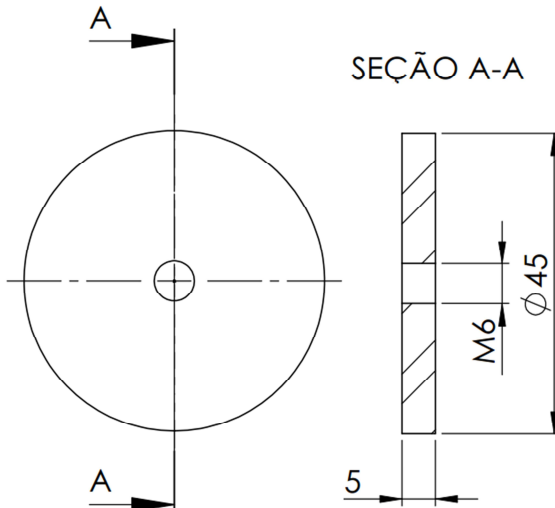
| |
|-----|
| 93 |
| 18 |
| 50 |
| 60 |
| 36 |
| 79 |
| 100 |
| 25 |
| 81 |
| 25 |
| 7 |
| 55 |
| 55 |
| 31 |
| 25 |
| 25 |
| 15 |
| 15 |
| 20 |

APÊNDICE B – Dimensões do sistema de aplicação de força nos corpos de provas

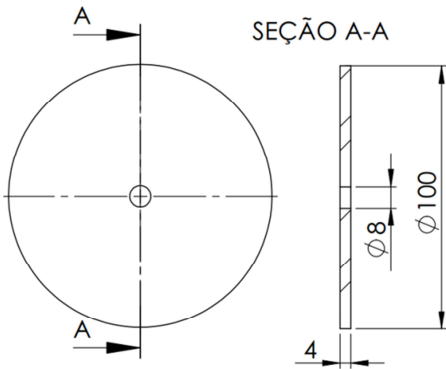
a) Haste para suporte dos pesos



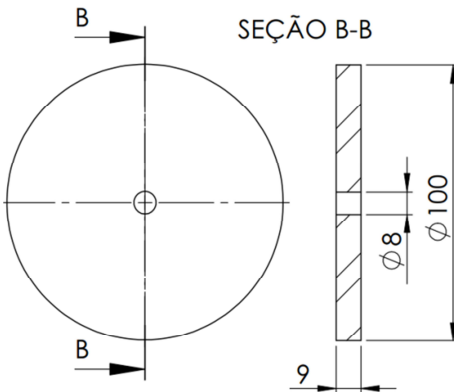
b) Disco com rosca central para suporte dos demais pesos



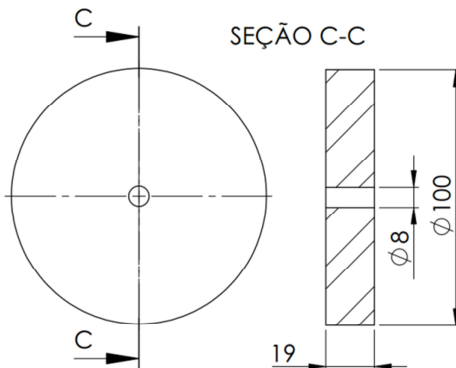
c) Pesos 1 e 2 – massas: 200g cada



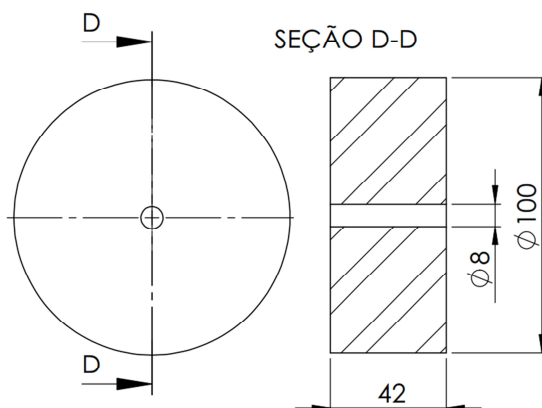
d) Peso 3 – massa: 500g



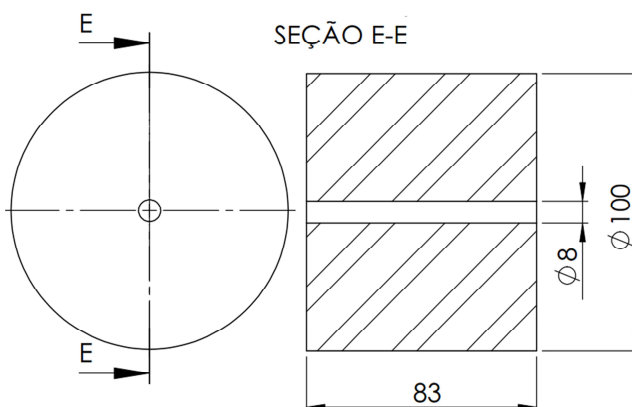
e) Pesos 4 e 5 – massa: 1000g cada



f) Peso 6 – massa 2500g

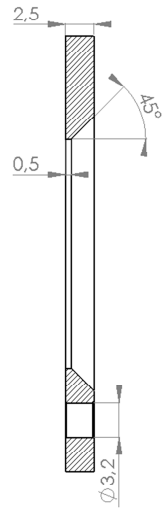
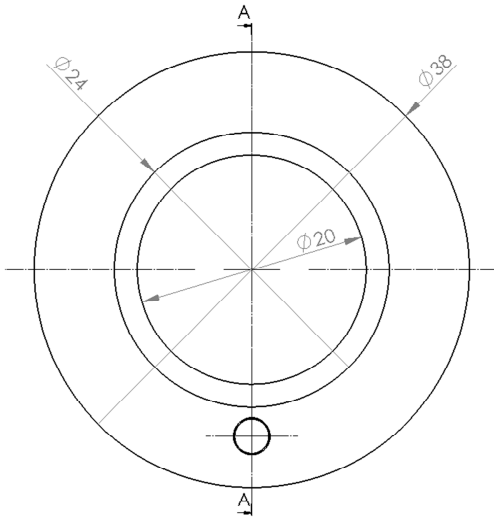


g) Peso 7 – massa 5000g



Nota: As massas foram usinadas e tiveram os seus valores corrigidos com auxílio de uma balança de precisão (marca: Toledo; modelo: 2090-XVC) e as massas excedentes foram removidas através de processos de usinagem adequados (torneamento de faceamento ou furação com brocas de diâmetro variado, de acordo com a necessidade). A calibração das massas não foi feita em laboratório especializado, mas todas elas foram pesadas nesta balança para este fim, podendo haver diferença entre as mesmas somente dentro da resolução do instrumento empregado.

APÊNDICE C – Dimensões da argola



SEÇÃO A-A

APÊNDICE D – Programação para usinagem dos corpos de prova

• Ensaios A (USICON):

| | |
|------------------------------|----------------------|
| % | N160X6.5 |
| :8882 | N170X7.5Z-15.5 |
| N10G21G40G90G95 | N180G42 |
| N20G0X170Z170T00M5 | N190G70P120Q170 |
| N30T0606 | N200G40 |
| N40G96S150 | N210G0X170Z170T00M9 |
| N50G92S2000M3 | N220T0505 |
| N60G0X9Z2M8 | N230G96S100 |
| N70G0Z0 | N240G92S1200M3 |
| N80G1X0F0.08 | N250G0X10Z4M8 |
| N90G0Z2X9 | N260G76P010060Q00R00 |
| N100G71U1.5R2 | N270G76X3.86Z- |
| N110G71P120Q170U0.5W0.25F0.2 | 10P520Q260F0.8 |
| N120G0X3 | N280G0X170Z170T00M9 |
| N130G1Z0F0.08 | N290T0606 |
| N140X5Z-1 | N300G96S150 |
| N150Z-15 | |

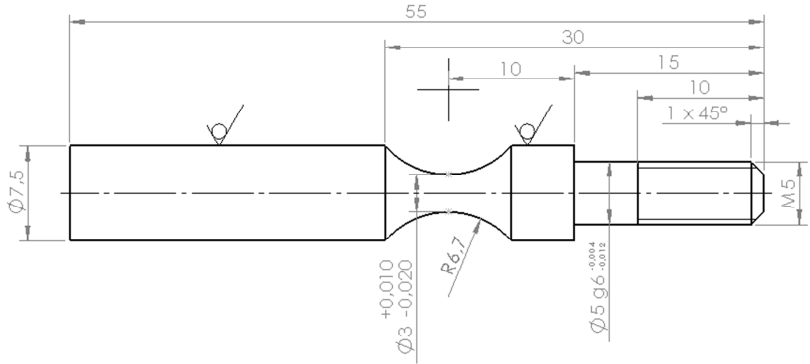
• Ensaios B (GW Usinagem):

| | |
|---------------------------------------|------------------------|
| %_N_DES_CORPO_DE_PROVA_ MPF | G1X7.5 |
| ;\$PATH=/_N_WKS_DIR/_N_USIC ON_WPD | X6.8Z0F.05 |
| | X-.75F.065 |
| | G0Z10M9 |
| | MSG("VIRAR PECA") |
| MSG("") | MSG("DESB") |
| MSG("SANG 2MM Q3") | N3G90G53G0X200Z230T0D0 |
| N5G90G53G0X200Z230T0D0 | M05M00 |
| G95G54 | G95G55 |
| T5D1S2000M4 | T3D1S2000M4 |
| M7 | M7 |
| G0X9Z0 | G0X9Z.1 |
| G1X6.8F.05 | G1X-.75F.07 |
| G0X8 | G0X6.5Z2 |
| Z-.35 | G1Z-14.9F.15 |

G0X7Z1
X5.5
G1Z-14.9
G0X6Z1
X5
G1Z-10.5
X5.2Z-11
Z-14.9
G0X80Z-14.5M9
MSG("")
MSG("ACAB")
N4G90G53G0X200Z230T0D0
G95G55
T4D1S1800M4
M7
G0X8.5Z-15.35
G1X7.5F.2
X6.8Z-15F.05
X5
G4F.5
G0X6Z-14.5
Z0
G1X-.75
G0Z.5
X3.5
G1Z0
X4.8Z-1
Z-10.5F.07
X5Z-11
Z-15
G0X80Z-14.5M9
MSG("")
MSG("ROSCA M5x0.8")
N6G90G53G0X200Z230T0D0
G95G55
T6D1S1500M3

M7
G0X6Z2
CYCLE97(0.8,0,2,-
11.5,4.77,4.78,0,0,0.52,0,-
30,0,10,2,1,1)
G0X50M9
MSG("DESB RAI0")
N31G90G53G0X200Z230T0D0
G95G55
T3D2S2000M4
M7
G0X9Z-20.4
G1X7.5F.2
G2X7.5Z-30.4CR=6.7F.075
G0X9
Z-20.4
D3
G1X7.5F.2
G2X7.5Z-30.4CR=6.7F.075
G0X9
Z-20.4
D4
G1X7.5F.2
G2X7.5Z-30.4CR=6.7F.075
G0X9
Z-20.4
D1
G1X7.5F.2
G2X7.5Z-30.4CR=6.7F.075
G0X80M9
N0G53G90G0X200Z230T0D0M05
R14=R14+1
R15=R15-1
R17=R17+1
M30

APÊNDICE E – Dimensões dos corpos de prova

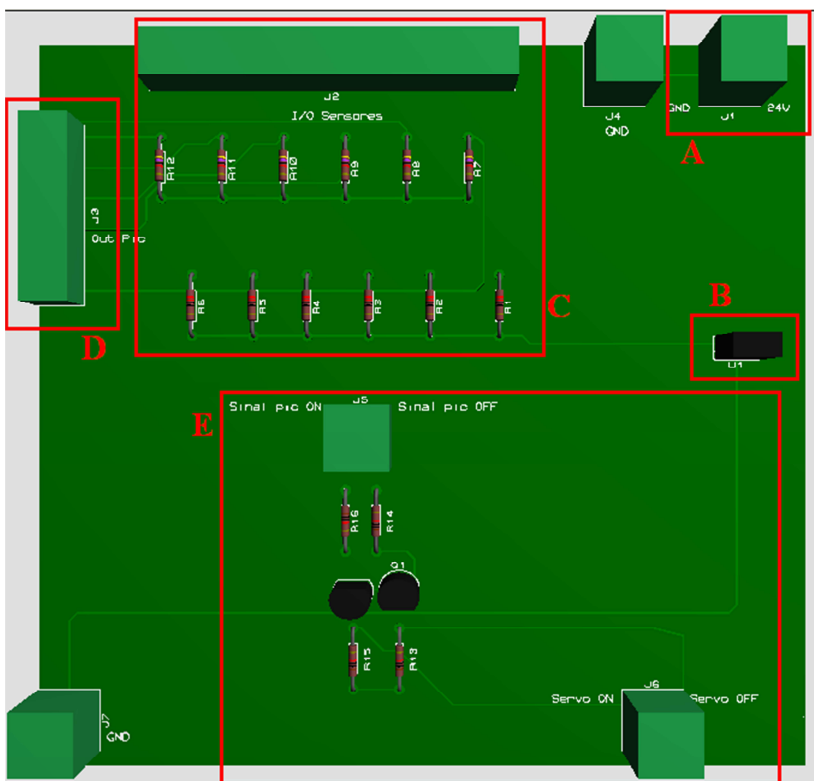


APÊNDICE F – Esquemático da placa auxiliar

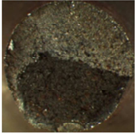
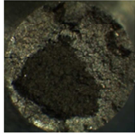
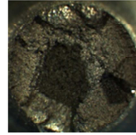
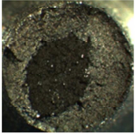
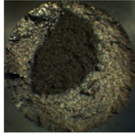
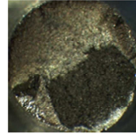
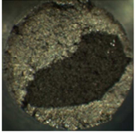
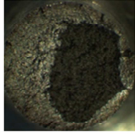
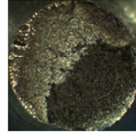
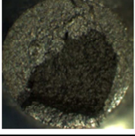
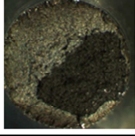
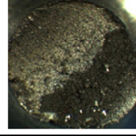
Esta placa recebe 24V como alimentação, em sua entrada [A]. Esta alimentação é utilizada tanto na entrada do regulador de tensão de 5V [B], que por sua vez, alimenta o circuito dos sensores [C], quanto no circuito de alimentação do servomotor [E].

O circuito dos sensores [C] é alimentado com o sinal de 5V do regulador [B], e o retorno dos sensores é enviado à saída [D], que vai para a placa de aquisição de dados.

O circuito de alimentação do servomotor aguarda o sinal da placa de aquisição de dados para acionar um dos transistores que estão alimentados pelo sinal de 24V. Quando o transistor é acionado, ele libera o sinal de 24V para ligar ou desligar o servo motor.



APÊNDICE G – Fratura por fadiga dos corpos de prova nos pré-ensaios

| | | | | | |
|---------------------|---|-------------------|---|---------------------|---|
| 1.860.000 ciclos |  | 64.000 ciclos |  | 523.000 ciclos |  |
| 6,5; 7,5 e 10kg | | 10kg | | 7,5kg | |
| 58.000 ciclos |  | 112.000 ciclos |  | 430.000 ciclos |  |
| 10kg | | 10kg | | 7,5kg | |
| 80.000 ciclos |  | 59.000 ciclos |  | 616.000 ciclos |  |
| 10kg | | 10kg | | 7,5kg | |
| 21.000 ciclos |  | 514.000 ciclos |  | 1.217.000 ciclos |  |
| 10kg | | 7,5kg | | 7,5kg | |

APÊNDICE H – *Boxplots* dos ensaios A e B, separadamente

Figura A – *Boxplot* dos ensaios A.

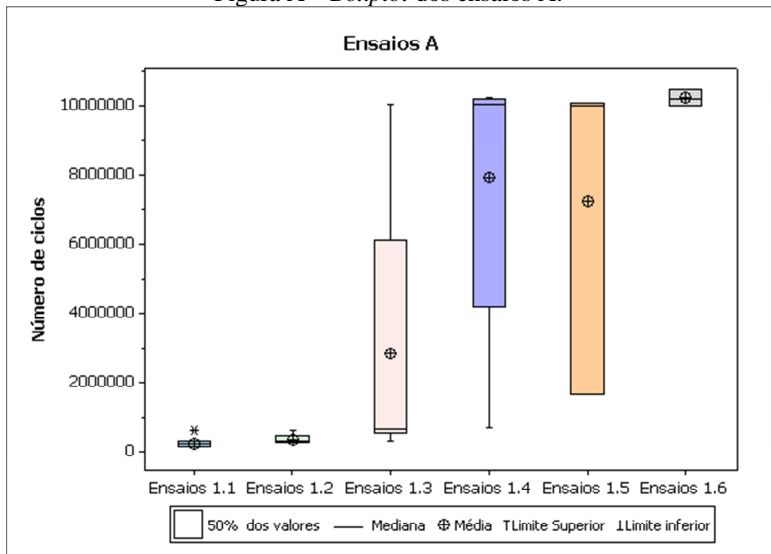
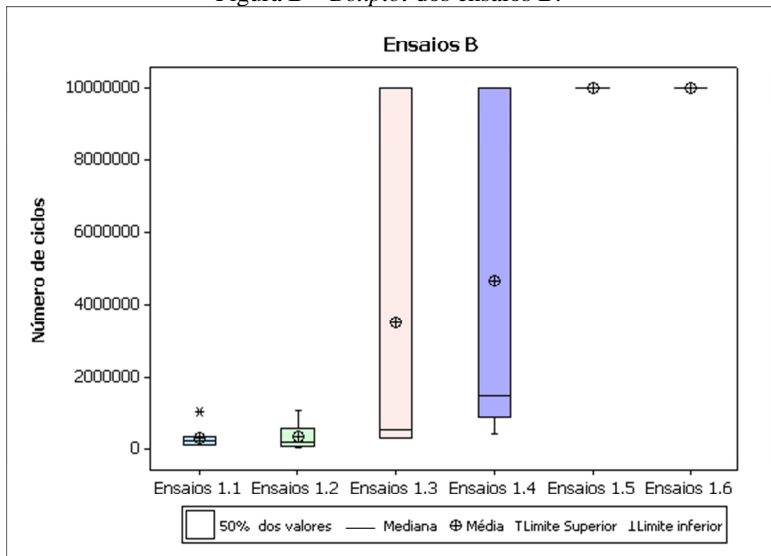
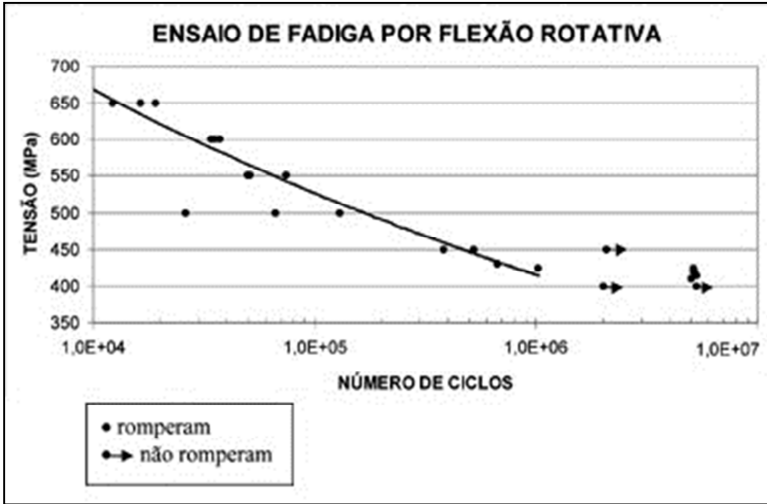


Figura B – *Boxplot* dos ensaios B.



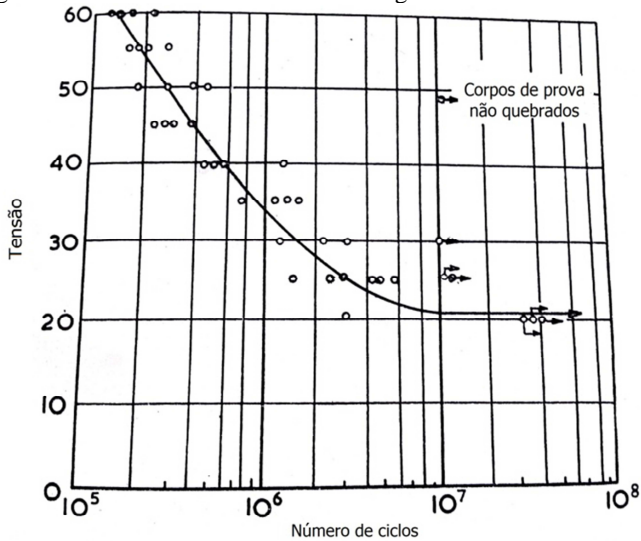
APÊNDICE I – Curvas S-N de outros trabalhos

Figura C – Curva S-N dos ensaios de fadiga de eixos virabrequins.



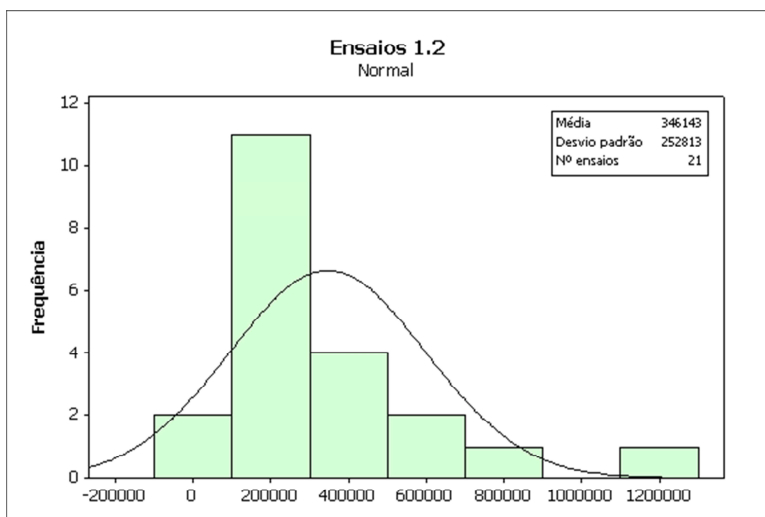
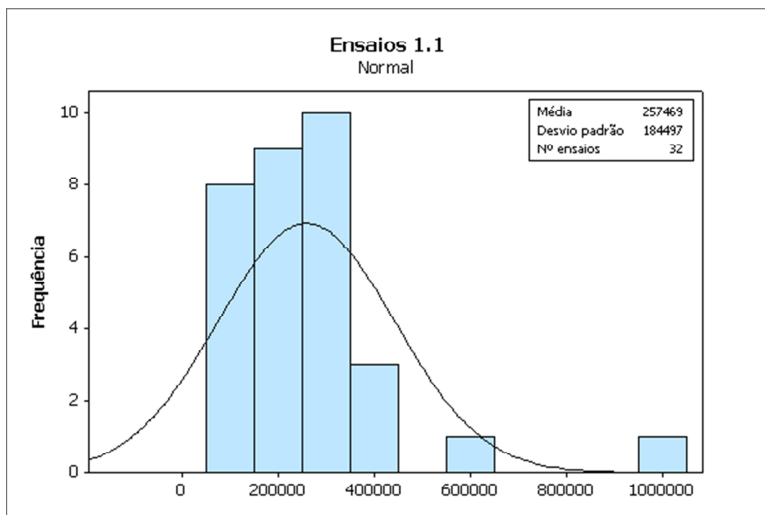
FONTE: Carmo *et al.* [CARMO].

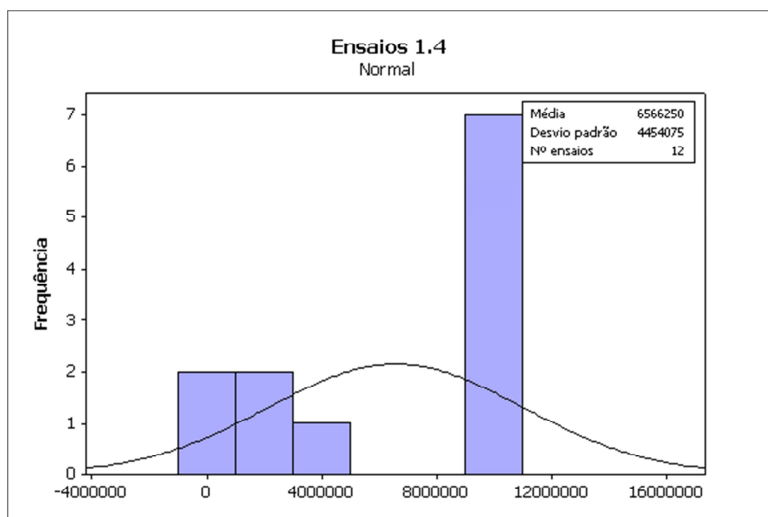
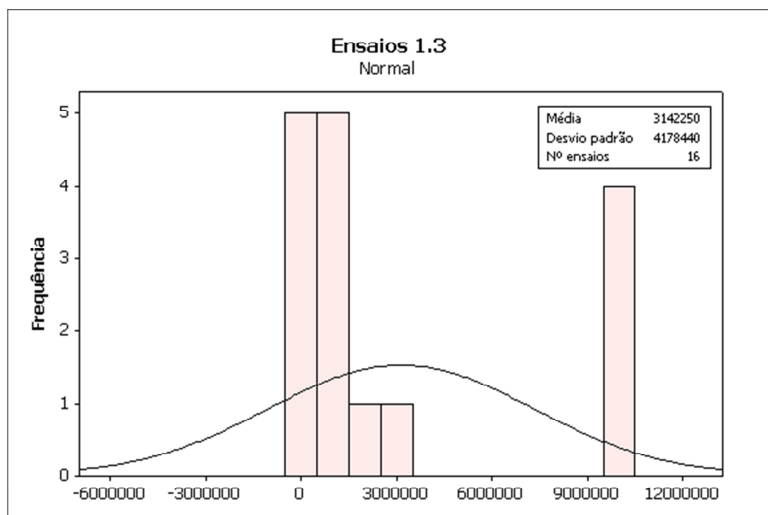
Figura D – Curva S-N dos ensaios de fadiga de molas helicoidais.

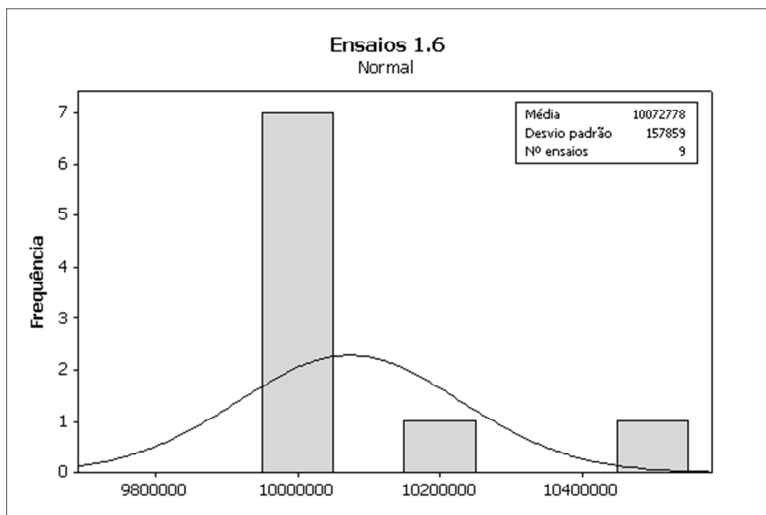
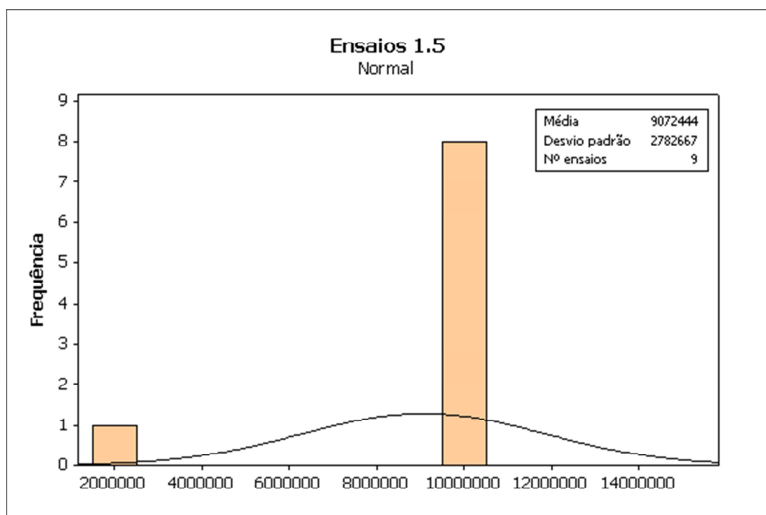


FONTE: Adaptado de Pope [POPE].

APÊNDICE J – Curvas de distribuição dos resultados dos ensaios







ANEXO A – Resumo das normas

- a) ABNT NBR 15675-1:2010 – Implantes para ortopedia – Parafusos ósseos metálicos.

Esta norma especifica os requisitos de material, marcação, acabamento, dimensões e tolerâncias aceitáveis, bem como estabelece considerações sobre o desempenho e referencia métodos de ensaios para avaliar propriedades mecânicas de parafusos ósseos metálicos usados como implantes.

- b) ASTM F543 – Especificação e métodos de ensaio padrão para parafusos metálicos médicos.

Esta norma estabelece os requisitos para materiais, acabamento e marcação, cuidados e manuseio, e as dimensões e tolerâncias aceitáveis para parafusos ósseos metálicos que são implantados no osso. A força de torção, o ângulo de ruptura, força axial, o torque de inserção, força autorroscante, e torque de remoção devem ser testados para atender aos requisitos prescritos.

- c) ASTM E1049-85 – Práticas padrão para contagem de ciclos de análise de fadiga.

O ciclo de contagem é usado para sintetizar históricos irregulares de carga versus tempo, fornecendo o número de vezes que os ciclos ocorrerem. A definição de um ciclo varia de acordo com o método do ciclo de contagem. Estas práticas abrangem os procedimentos utilizados para obter contagens de ciclo através de vários métodos. Tais contagens de ciclo podem ser feitas com força, tensão, torque, aceleração, deformação ou outros parâmetros de carregamento.

- d) ASTM E466-07 – Prática padrão para a condução de força controlada e amplitude constante em ensaios de fadiga de forças axiais em materiais metálicos.

Esta prática abrange o processo para a realização de ensaios de fadiga de forças axiais controlados para a obtenção da resistência à fadiga dos materiais metálicos no regime de fadiga onde as estirpes são predominantemente elástica, tanto durante o carregamento inicial quanto durante o ensaio. Esta prática se limita a testes de fadiga de amostras sem entalhe e entalhado axiais submetidos a uma amplitude constante.

e) ISO 14801:2007 – Odontologia - implantes - teste de fadiga dinâmico para implantes dentários endósseos.

Esta norma especifica um método de ensaio de fadiga de implantes dentários endósseos do tipo transmucosa e seus componentes protéticos pré-fabricados. É mais útil para a comparação de implantes dentários endósseos de diferentes modelos ou tamanhos.

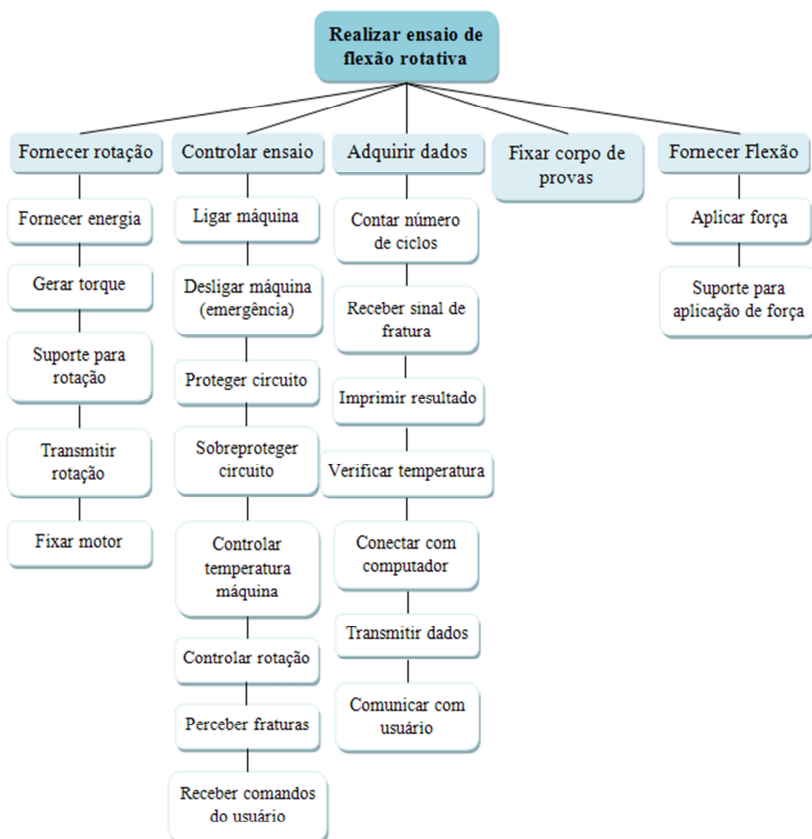
f) ISO/TS 13498:2011 – Odontologia - teste de torção do corpo/conexão do implante nas articulações dos sistemas de implantes dentários endósseos.

A norma estabelece um método para determinar a resistência ao escoamento de torção e torque máximo do corpo/conexão das articulações do implante nos sistemas de implantes dentários endósseos. Este teste é mais apropriado para a avaliação de novos tipos de juntas e de peças de conexão, assim como novos materiais.

g) ISO 1143 – Materiais metálicos - Teste de fadiga por flexão rotativa.

Esta norma especifica o método para girar a barra de ensaio de fadiga por flexão dos materiais metálicos. A amostra é ensaiada ensaios são conduzidos à temperatura ambiente ou à temperatura elevada do ar

ANEXO B – Estrutura de funções da máquina de ensaio de fadiga



FONTE: Adaptado de Souza [SOUZA].