

Universidade Federal do Rio de Janeiro

DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTOS DE
DIAGNÓSTICO E ACOMPANHAMENTO DA OSTEOARTRITE
EM PÁRA-QUEDISTAS MILITARES

Eduardo Borba Neves

2009

Eduardo Borba Neves

**D.Sc.
COPPE/UF RJ
2009**



COPPE/UFRJ

DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTOS DE DIAGNÓSTICO E
ACOMPANHAMENTO DA OSTEOARTRITE EM PÁRA-QUEDISTAS
MILITARES

Eduardo Borba Neves

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador(es): Marcio Nogueira de Souza

Renan Moritz Varnier Rodrigues
de Almeida

Rio de Janeiro
Setembro de 2009

DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTOS DE DIAGNÓSTICO E
ACOMPANHAMENTO DA OSTEOARTRITE EM PÁRA-QUEDISTAS
MILITARES

Eduardo Borba Neves

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida, Ph.D.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

Profa. Flávia Paiva Proença Lobo Lopes, D.Sc.

Prof. Luiz Antonio dos Anjos, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

SETEMBRO DE 2009

Neves, Eduardo Borba

Desenvolvimento de instrumentos de diagnóstico e acompanhamento da osteoartrite em pára-quedistas militares / Eduardo Borba Neves. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2009.

XIII, 92 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Marcio Nogueira de Souza

Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida

Tese (Doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 73-84.

1. Osteoartrite. 2. Joelho 3. Bioimpedância. 4. Escala psicométrica. I. Souza, Marcio Nogueira *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

DEDICATÓRIA

Dedico esta Tese a todos que conviveram comigo até os dias de hoje, e que de alguma forma, ajudaram a que eu me tornasse um apaixonado pelo conhecimento e pela pesquisa.

AGRADECIMENTOS

Início agradecendo a Deus, pois sabemos que nada acontece sem sua permissão e quiessência. Tenho consciência que se Ele me permitiu chegar até aqui, é porque tenho que fazer uso do conhecimento adquirido em prol da humanidade, seja por meio da continuidade das pesquisas, pela atividade docente ou pelo simples convívio com a sociedade em geral.

Agradeço a meus familiares mais próximos que, nos últimos anos foram privados de muitas horas de convívio, em razão da minha dedicação a preparação desta Tese. À Érica, minha esposa e companheira, pela compreensão, afeto, carinho e dedicação, mesmo nos momentos mais difíceis. Às minhas filhas Nathália e Ana Clara, pelo exemplo de compreensão e amor em todas as horas. Aos meus pais, que sempre servirão de exemplo para mim, e nunca deixaram de me incentivar e acreditar que eu conseguiria superar os obstáculos que se apresentaram durante este Curso.

Aos Docentes do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ agradeço os ensinamentos compartilhados e construídos nos anos de desenvolvimento da Tese. Desejo expressar um agradecimento especial aos meus orientadores, Professor Márcio Nogueira de Souza e Professor Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida, pela seriedade e competência nas várias explicações e esclarecimentos sobre os temas tratados nesta Tese. Aos amigos e colegas do PEB/COPPE, meus agradecimentos pela participação em idéias, sugestões e discussões que se fizeram presentes ao longo das várias etapas da tese, contribuindo para o bom andamento desta.

Finalmente quero expressar meus agradecimentos aos comandantes e integrantes das diversas organizações militares que apoiaram a pesquisa, principalmente: O Comando da Brigada de Infantaria Pará-queda, O Hospital Central do Exército, O Hospital de Guarnição da Vila Militar, e a Escola de Aperfeiçoamento de Oficiais do Exército.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTOS DE DIAGNÓSTICO E
ACOMPANHAMENTO DA OSTEOARTRITE EM PÁRA-QUEDISTAS
MILITARES

Eduardo Borba Neves

Setembro/2009

Orientador(es): Marcio Nogueira de Souza

Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho teve por objetivo desenvolver instrumentos para o diagnóstico e acompanhamento da osteoartrite de joelhos em pára-quedistas militares, utilizando a espectroscopia de bioimpedância e uma escala psicométrica. O estudo foi conduzido com trinta e dois voluntários do sexo masculino, da Brigada de Infantaria Pára-quedista, Rio de Janeiro, Brasil. Dos parâmetros de bioimpedância estudados, os que melhor discriminaram os grupos sem osteoartrite (I) e com osteoartrite (II) foram Re (I - $525,6 \pm 147,8\Omega$ e II - $814,7 \pm 147,2\Omega$) e X_{cx} (I - $135,0 \pm 62,2\Omega$ e II - $245,0 \pm 53,4\Omega$). A análise desses parâmetros possibilitou o estabelecimento de um índice de bioimpedância (BIKO) para o apoio ao diagnóstico dessa doença. Foi desenvolvida também uma Escala para Acompanhamento da Osteoartrite (EsAO) que é composta por dois fatores (Fator Sinal e Fator Sintoma), os quais explicam 77 % da variância dos dados. Essa Escala apresentou um alfa de *Crombach* de 0,963. Ambos os instrumentos desenvolvidos neste trabalho possuem aplicação imediata na clínica ortopédica para o diagnóstico e acompanhamento da osteoartrite de joelhos, proporcionando praticidade, facilidade operacional e redução de custos.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

DEVELOPMENT OF TOOLS TO THE DIAGNOSIS AND MONITORING OF KNEE
OSTEOARTHRITIS IN MILITARY PARATROOPS

Eduardo Borba Neves

September/2009

Advisors: Marcio Nogueira de Souza

Renan Moritz Varnier Rodrigues de Almeida

Department: Biomedical Engineering

This study aimed to develop tools for diagnosis and monitoring of knee osteoarthritis in military paratroopers, using bioimpedance spectroscopy and a psychometric scale. The study was conducted with thirty-two male volunteers, from the Parachutist Brigade of Infantry, Rio de Janeiro, Brazil. Among all bioimpedance parameters studied, those that best discriminated the group without osteoarthritis (I) and with osteoarthritis (II) were Re (I - $525.6 \pm 147.8 \Omega$ and II - $814.7 \pm 147.2 \Omega$) and Xcx (I - $135.0 \pm 62.2 \Omega$ and II - $245.0 \pm 53.4 \Omega$). The analysis of these parameters allowed the establishment of a bioimpedance index (BIKO) to support the diagnosis of this disease. It also developed a scale for monitoring of osteoarthritis (EsAO) which is composed by two factors (Signal Factor and Symptom Factor), which explains 77% of the data variance. This scale presented a Cronbach's alpha of 0.963. Both instruments developed in this work have immediate application in the orthopedic clinic for diagnosis and monitoring of knee osteoarthritis, providing practicality, operational ease and cost reduction.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Objetivos.....	5
1.1.1 Geral.....	5
1.1.2 Específicos.....	5
2 A ESTRUTURA BIOLÓGICA DO JOELHO.....	6
2.1 Anatomia do Joelho.....	6
2.2 Cartilagem Articular.....	8
2.3 Biomecânica do Joelho.....	11
2.4 Fisiopatologia da Osteoartrite (ou Osteoartrose).....	14
2.5 O líquido Sinovial.....	17
2.6 Métodos Diagnósticos da Osteoartrite.....	18
3 A BIOIMPEDÂNCIA COMO MÉTODO DIAGNÓSTICO.....	23
3.1 As características elétricas dos tecidos biológicos.....	24
3.2 Modelos elétricos para a análise dos dados de bioimpedância.....	30
4 ESCALAS PSICOMÉTRICAS.....	32
4.1 Instrumentos para avaliação da osteoartrite.....	32
4.2 Escolha de um instrumento.....	35
4.3 Avaliação das propriedades psicométricas.....	36
4.3.1 Avaliação da fidedignidade e da consistência interna das Escalas....	37

4.3.2 Avaliação da validade das Escalas.....	39
5 MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
5.1 Seleção dos Sujeitos.....	42
5.2 Definição da Amostra.....	43
5.3 Análise de bioimpedância baseada na resposta da corrente ao degrau de tensão.....	43
5.4 A avaliação por bioimpedância.....	47
5.5 O Desenvolvimento da Escala Psicométrica.....	49
5.5.1 Análise semântica.....	49
5.5.2 Avaliação dos juizes.....	49
5.5.3 Verificação das propriedades psicométricas da escala.....	50
5.6 Procedimentos metodológicos.....	51
5.7 Considerações éticas à pesquisa.....	51
6 RESULTADOS.....	52
6.1 Perfil da Amostra.....	52
6.2 Resultados da Avaliação por Bioimpedância.....	53
6.3 Resultados da Escala de Acompanhamento da Osteoartrite – EsAO..	58
7 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	63
7.1 Discussão dos resultados da avaliação por espectroscopia de bioimpedância.....	63
7.2 Discussão dos resultados da Escala de Acompanhamento da Osteoartrite – EsAO.....	67

8 CONCLUSÃO.....	71
TRABALHOS PRODUZIDOS DURANTE O DOUTORADO.....	72
REFERÊNCIAS.....	73
ANEXO A – Escala de Acompanhamento da Osteoartrite (EsAO).....	85
ANEXO B – Autorização do Comandante da Brigada Pára-quedista.....	89
ANEXO C – Declaração de Apoio à Pesquisa do Diretor do HGuVM.....	90
ANEXO D – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).....	91
ANEXO E – Carta de Aprovação da Pesquisa pelo Comitê de Ética.....	92

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Anatomia do joelho.....	6
Figura 2 – Estrutura da cartilagem articular.....	9
Figura 3 – Alterações no osso osteoartrítico.....	15
Figura 4 – Radiografia em AP de um joelho sem alterações.....	21
Figura 5 – Radiografia em AP de um joelho com pinçamento incompleto de um paciente com osteoartrite.....	22
Figura 6 – Radiografia em AP de um joelho com pinçamento completo de um paciente com osteoartrite.....	22
Figura 7 – Radiografias em AP e Perfil de um joelho com osteoartrite no estágio IV da classificação de Dejour (1991).....	22
Figura 8 – Diagrama de Argand.....	23
Figura 9 – Membrana celular.....	25
Figura 10 – Comportamento das curvas de permissividade e condutividade em relação a frequência.....	26
Figura 11 – Processo de relaxação.....	26
Figura 12 – Regiões de dispersão propostas por Schwan (1957).....	28
Figura 13 – O caminho da corrente de acordo com a frequência do sinal.....	28
Figura 14 – Diagrama de Wessel.....	29
Figura 15 – Modelo das propriedades elétricas utilizadas nas medições de bioimpedância corporal.....	30
Figura 16 – Circuito de Cole com o CPE substituindo o capacitor ideal.....	31
Figura 17 – Circuito elétrico adotado para modelar o protocolo de coleta dos dados de bioimpedância do joelho.....	44
Figura 18 – (a) Circuito equivalente do tecido biológico e (b) Circuito série equivalente.....	45
Figura 19 – Ilustração do protocolo de colocação dos eletrodos.....	47
Figura 20 – Tela de aquisição de dados do <i>software</i> Knee.....	48
Figura 21 – Tela de resultados do <i>software</i> Knee.....	48

Figura 22 – Gráfico <i>box plot</i> para o parâmetro Ri.....	53
Figura 23 – Gráfico <i>box plot</i> para o parâmetro Re.....	54
Figura 24 – Gráfico <i>box plot</i> para o parâmetro Cm.....	54
Figura 25 – Gráfico <i>box plot</i> para o parâmetro Rx.....	54
Figura 26 – Gráfico <i>box plot</i> para o parâmetro Cx.....	55
Figura 27 – Gráfico <i>box plot</i> para o parâmetro Xcx.....	55
Figura 28 – Gráfico de espalhamento com os parâmetros Re e Xcx para joelhos sem osteoartrite e com osteoartrite.....	56
Figura 29 – Distribuição no espaço rotado dos itens de acordo com os fatores calculados.....	59
Figura 30 – (a) <i>Box plot</i> para o aspecto dor e a classificação de Dejour; (b) <i>Box plot</i> para o aspecto rigidez e a classificação de Dejour e (c) <i>Box plot</i> para o aspecto edema e a classificação de Dejour; e (d) <i>Box plot</i> para o escore total da EsAO e a classificação de Dejour.....	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Correlação dos dados antropométricos com os parâmetros de bioimpedância.....	52
Tabela 2 – Parâmetros primários e secundários de bioimpedância (média±DP) segundo a classificação de Osteoartrite de Dejour.....	53
Tabela 3 – Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney entre o grupo saudável e o osteoartítico para os parâmetros de Bioimpedância.....	56
Tabela 4 - Valores de sensibilidade e especificidade de acordo com a curva ROC (<i>Receiver Operating Characteristic curve</i>).....	57
Tabela 5 – Valores para o Alfa de Cronbach com a retirada de cada item da escala.....	58
Tabela 6 – Carga fatorial para os itens da EsAO e sua distribuição pelos fatores obtidos com métodos dos componentes principais, com rotação VARIMAX.....	60
Tabela 7 – Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para cada dimensão e para o escore total da EsAO entre os sujeitos saudáveis e com gonartrose.....	62
Tabela 8 – Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para cada dimensão e para o escore total da EsAO entre os sujeitos classificados no estágio II e III de Dejour.....	62

Capítulo 1

Introdução

Artrose, também chamada osteoartrite ou osteoartrose, é uma afecção que atinge principalmente a cartilagem hialina e o osso subcondral, podendo atingir também os tecidos intra e periarticulares. É uma alteração destrutiva das cartilagens ou fibrocartilagens articulares (MINISTÉRIO DA PREVIDÊNCIA SOCIAL, 2007).

A cartilagem articular apresenta características viscoelásticas que a permite suportar cargas associadas às funções de cada articulação, com conseqüente redução da carga direta no osso subcondral. Pelas características intrínsecas da cartilagem (aneural, alinfática e avascular), os condrócitos ao redor da lesão condral não conseguem migrar, proliferar ou produzir a matriz cartilaginosa para revestir a área lesionada (MANKIN, 1982).

Os efeitos a longo prazo das lesões condrais são dependentes da integridade dos condrócitos e da matriz. Traumatismos mecânicos que resultam em lesão isolada dos componentes da matriz e não dos condrócitos, permitem ainda a síntese de uma nova matriz, com as propriedades da cartilagem normal. Entretanto, quando o trauma destrói todos os componentes da matriz, até mesmo os condrócitos, a reparação da cartilagem normal não é possível. Nas lesões condrais mais profundas ocorre redução da viscoelasticidade com maiores forças sendo transmitidas ao osso subcondral com conseqüente espessamento e rigidez da placa subcondral, levando à degeneração da cartilagem articular (BUCKWALTER & MANKIN, 1997).

É coerente pensar que sujeitos que recebem impactos de alta intensidade na articulação do joelho venham a apresentar sinais de desgaste precoce nessa articulação. Por exemplo, Schmitt et al (2004) encontraram uma alta prevalência de osteoartrite em saltadores em altura com relação a indivíduos normais, pareados por peso e índice de massa corporal. Ainda, alguns estudos sugerem que em pugilistas, levantadores de peso, jogadores de hockey e de futebol os índices de prevalência de osteoartrite são significativamente mais elevados do que em não atletas (KUJALA *et al.* 1994). Porém, em corredores de fundo, os achados ainda são contraditórios, sendo que alguns estudos

retrospectivos (KONRADSEN *et al.*, 1990) e prospectivos (PANUSH *et al.*, 1986) não encontraram aumento no risco de osteoartrite nos corredores. Por outro lado MARTI *et al.* (1989) e SPECTOR *et al.* (1996) encontraram risco significativamente maior no desenvolvimento de osteoartrite em corredores de fundo do que em não atletas. Já existem na literatura estudos referentes a lesões em pára-quedistas (WESTMAN & BJORNSTIG, 2005; BAIJU & JAMES, 2003; BRICKNELL & CRAIG, 1999); porém nenhum trabalho encontrado fez referência às conseqüências dessa atividade para a articulação do joelho, ao longo do tempo.

O pára-quedismo militar teve início no exército dos Estados Unidos da América (EUA). A idéia de empregar a tropa pára-quedista surgiu na I Guerra Mundial como forma de envolvimento vertical, conquistando objetivos estratégicos à retaguarda do inimigo. Já na II Guerra Mundial pára-quedistas anglo-americanos foram empregados nas seguintes operações, entre outras de menor vulto: em 1943, na invasão da Sicília; em 1944, na invasão da Normandia¹ (conhecido como o dia “D”); e, mais para o final da guerra, na operação *Market Garden*². Um dos exemplos mais atuais de seu uso foi a caçada aos terroristas da Al-Qaeda, numa grande operação no Sul do Afeganistão, em 2002, e mais recentemente, a invasão do Iraque. Em ambos os casos pára-quedistas foram lançados para conquistar objetivos estratégicos, interditar localidades e realizar incursões. Atualmente praticamente todas as nações contam com unidades pára-quedistas em suas Forças Armadas.

No Brasil, o Pára-quedismo começou em 1931, com Charles Astor, organizando no Aeroclube de São Paulo um programa de instrução para formação de pára-quedistas civis, que marcou época pelo arrojado de seus discípulos em demonstrações públicas. Em 1944 e 1945, formaram-se os primeiros pára-quedistas militares brasileiros, na Escola de Fort Benning (EUA). Ainda em 1945, foi criada a Escola de Pára-quedistas do Exército Brasileiro; porém, os primeiros saltos só foram realizados em 1949. Atualmente, as três Forças Armadas participam de atividades de pára-quedismo, quer sejam competições desportivas ou manobras de adestramento militar (HISTÓRICO DO PÁRA-QUEDISMO, 2007).

A maioria dos estudos de traumas em pára-quedistas militares tem investigado os ferimentos durante o salto ou na aterragem, o momento da chegada ao solo

¹ Retratada no filme “O Mais Longo dos Dias”.

² Retratada no filme “Uma Ponte Longe Demais”.

(AMOROSO *et al.*, 1997; 1998, BRICKNELL & CRAIG, 1999; SCHUMACHER *et al.*, 2000; KNAPIK *et al.*, 2003; NEVES *et al.*, 2009a). MURRAY-LESLIE *et al.* (1977) publicaram um estudo comparativo, cujo objetivo foi verificar os tipos de lesões sofridas durante o salto pelos pára-quedistas civis e militares com mais de 200 saltos. Nesse estudo, eles apresentaram, além do objetivo descrito, as prevalências de osteoartrite em cada grupo, mas o delineamento do estudo não permitiu maiores conclusões sobre esse índice.

Os pára-quedistas militares sofrem impactos nas articulações dos membros inferiores durante a aterragem, os quais por vezes levam a lesões. Dentre o total de lesões em atividade de salto, 21,2% corresponde a lesões na articulação do joelho (NEVES *et al.*, 2009a). Tais impactos podem afetar tanto as estruturas da articulação do joelho (cápsula, meniscos e ligamentos) como as cartilagens articulares, o que poderia provocar um quadro de osteoartrite de joelho (gonartrose), código M17 da Classificação Estatística Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde (CID-10). Neste sentido, surgem como indagações: 1) A atividade do pára-quedista militar está associada ao aparecimento de sinais de degeneração das estruturas articulares do joelho? 2) E ainda, como monitorar o desgaste da articulação fêmoro-tibial desses sujeitos, de forma prática, não-invasiva, contínua, confiável e com baixo custo operacional?

A diminuição da capacidade funcional dos membros inferiores e a dor são sintomas da osteoartrite (OA) de joelho que podem ser avaliados de várias formas; estando dentre essas: exame físico, testes que quantificam restrição de atividade física, subida de escadas ou suporte de pesos. Outro método bastante usado na prática clínica é o uso de escalas psicométricas, inquirindo o paciente sobre suas limitações e incapacidades. Este último método é relevante e muito apreciado por sua simplicidade e por basear-se na opinião do paciente sobre suas incapacidades (MARX *et al.*, 2006). Neste sentido, diversas escalas psicométricas têm sido desenvolvidas com este fim (PECCIN *et al.*, 2006; MARX *et al.*, 2006).

Dois desses instrumentos são extensivamente utilizados. O *Western Ontario and McMaster Universities (WOMAC)*, mais empregado nos Estados Unidos e Canadá, e o *índice de Lequesne*, que possui versões distintas para quadril e para joelho (MARX *et al.*, 2006). Tais instrumentos são aplicáveis a populações idosas ou em estágio avançado de doenças articulares degenerativas, pois suas questões envolvem a valência física *força muscular*, que não serve para indicar a doença em questão. Por este fato sua sensibilidade tende a diminuir quando a população avaliada é de adultos jovens e ativos.

Um estudo realizado por VILLARDI *et al.* (2006) revelou que a concordância entre os especialistas durante a avaliação de radiografias de pacientes com osteoartrite nos joelhos segundo a classificação de Ahlback é baixíssima (valor médio do índice Kappa de 0,248) e que mesmo entre os médicos mais experientes não há boa concordância para o diagnóstico da osteoartrite de joelhos. Tal fato reforça a necessidade de estudos para o desenvolvimento de instrumentos mais objetivos com vistas a auxiliar os especialistas nesse diagnóstico.

A bioimpedância é um método diagnóstico que pode ser realizado em tempo real e que não expõe o paciente a radiação ionizante. Essa técnica é utilizada em várias aplicações médicas, entre as quais podem ser citadas a variação do estado de hidratação em pacientes submetidos a diálise (DE LORENZO *et al.*, 1991), o diagnóstico e controle de linfedema em pacientes pós-mastectomia (WARD *et al.*, 1992), estudos da composição corporal (FERREIRA & SOUZA, 2004), estudos de agressões ao tecido cutâneo (FERREIRA *et al.*, 2007), entre outros.

No tocante à osteoartrite, ALVARENGA & SOUZA (2003) apresentaram um estudo mostrando que a bioimpedância é um método pertinente à avaliação de processos inflamatórios na articulação do joelho. Porém, os autores não estudaram o significado fisiológico da variação dos parâmetros, nem conseguiram localizar o compartimento do processo inflamatório, para fins de diagnóstico.

Segundo o MINISTÉRIO DA SAÚDE (1994), o diagnóstico de osteoartrite é essencialmente clínico, com sintomas e achados de exame físico característicos. GOLDING (1998) reporta que a radiografia pode ser normal nos estágios iniciais, mas na evolução da doença há estreitamento do espaço articular devido à perda de cartilagem articular, osteófitos marginais, esclerose periarticular e presenças de nódulos subcondrais. Na osteoartrite há alterações bioquímicas na cartilagem e líquido sinovial, estreitamento do espaço articular devido a perda de cartilagem articular e fibrose capsular (GOLDING, 1998). Essas alterações patológicas talvez possam ser percebidas por técnicas de bioimpedância, uma vez as mesmas tendem a modificar estruturalmente a composição dos tecidos.

1.1 Objetivos

1.1.1 Geral

Desenvolver instrumentos para o diagnóstico e acompanhamento da osteoartrite de joelhos (CID10 - M17) em pára-quedistas militares, utilizando a espectroscopia de bioimpedância e uma escala psicométrica.

1.1.2 Específicos

- Desenvolver uma metodologia de avaliação da degeneração da cartilagem articular do joelho a partir de dados de espectroscopia de bioimpedância, e que possa ser aplicada de forma prática e contínua;
- Desenvolver escala psicométrica para avaliação de sintomas de osteoartrite de joelho, procurando minimizar a influência do aspecto força muscular, normalmente utilizado em escalas para este fim;
- Aplicar os métodos desenvolvidos em amostra constituída por pára-quedistas militares brasileiros;
- Avaliar os resultados obtidos com as técnicas propostas por meio de comparação com padrão-ouro aceito no meio clínico;
- Propor eventuais medidas preventivas no processo de treinamento dos pára-quedistas militares brasileiros no sentido de redução das lesões avaliadas e quantificadas no presente estudo.

Capítulo 2

A Estrutura Biológica do Joelho

2.1 Anatomia do Joelho

O joelho é considerado uma das maiores e mais complexas estruturas do corpo humano. Sua articulação é do tipo gínglimo, permitindo o movimento de flexão, extensão e um certo grau de rotação, este é um componente acessório que acompanha a flexão e extensão (LIPPERT, 2003). A articulação do joelho (Figura 1) é formada por três ossos, o fêmur, a tíbia e a patela, que por ser um osso sesamóide, permite movimentos diferentes dos outros. A cápsula articular, as estruturas extracapsulares e intracapsulares e a membrana sinovial também fazem parte dessa articulação (DÂNGELO & FATTINI, 2000).

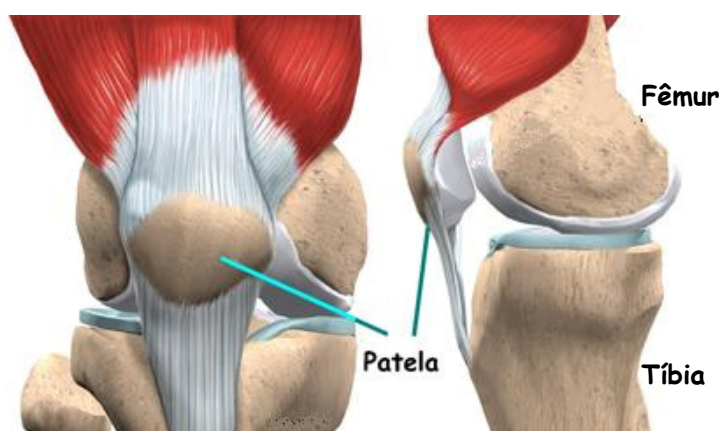


Figura 1 – Anatomia do joelho (adaptado de PETERSON & RENSTROM, 2002)

O joelho é uma articulação condilar com a superfície do côndilo medial mais larga na parte anterior e menos encurvada do que a superfície do côndilo lateral. Por esta diferença estrutural a fase final da extensão envolve movimentos do côndilo medial do fêmur sobre a tíbia, também chamado translação (SPENCE, 1991). O joelho trabalha essencialmente em compressão pela ação da gravidade (KAPANDJI, 2000). Por ser uma articulação de carga e de grande amplitude de movimento, e ainda por estar situada na porção central do membro inferior, o joelho está sujeito a um maior número de

doenças mecânicas, apesar de seus estabilizadores estáticos (meniscos, ligamentos e cápsula) e dinâmicos (músculos e tendões) (POZZI & KONKEWICZ, 2003).

A cápsula articular é delgada e membranosa em sua parte posterior e sua parte anterior é formada em grande parte pelo tendão do quadríceps, patela e ligamento patelar. Ela se insere posteriormente na superfície articular dos côndilos femorais e linha intercondilar, se fixa nos côndilos tibiais e ao longo das linhas oblíquas e se estende até a tuberosidade da tibia. Posteriormente a cápsula articular apresenta uma fenda na qual o músculo poplíteo se origina (DÂNGELO & FATTINI, 2000).

Os tecidos fibrosos densos (tendão, ligamento e cápsula articular) são de suma importância na estabilidade e mobilidade do sistema musculoesquelético (WEINSTEIN & BUCKWALTER, 2000). Eles se diferem em sua forma, local, estrutura, composição e função, tendo em comum a inserção no osso e a resistência a cargas. Os tendões transferem a força do músculo para o osso, o ligamento e a cápsula articular, estabilizam a articulação entre o osso adjacente e limitam as direções do movimento.

Os ligamentos extracapsulares são os colaterais mediais e laterais. O ligamento colateral medial se origina no epicôndilo medial do fêmur e se insere na face anteromedial da tibia; sendo que sua superfície profunda está aderida à cápsula articular e menisco medial. O ligamento colateral lateral se origina no epicôndilo lateral do fêmur, estendendo-se até a cabeça da fíbula. As estruturas intracapsulares são: os meniscos lateral e medial, as estruturas cartilaginosas situadas no côndilo da tibia, mais espessos em suas bordas; os ligamentos transversos, que se unem às porções anteriores dos meniscos laterais e mediais; e os ligamentos cruzados, responsáveis pela estabilidade do joelho (DÂNGELO & FATTINI, 2000).

O espaço entre a tibia e o fêmur é parcialmente preenchido por dois meniscos aderidos à tibia, aumentando a congruência articular (MAGEE, 2002). Histologicamente, os meniscos são estruturas fibrocartilaginosas (substância entre a cartilagem fibrosa densa e a cartilagem hialina) com grandes feixes colagenosos em uma matriz (PALASTANGA, 2000). Os meniscos atuam na lubrificação e nutrição da articulação do joelho, na absorção de choque e na melhor distribuição do estresse mecânico na cartilagem articular, reduzindo sua possibilidade de desgaste (MAGEE, 2002). O mesmo autor afirma que o menisco medial tem forma de “C”, sendo mais largo posteriormente do que anteriormente, e que o menisco lateral possui forma de uma porção (quatro quintos) de um círculo e largura uniforme em toda a sua extensão. A tibia é um osso longo, localizada medialmente à fíbula, que transmite o peso corporal

dos côndilos medial e lateral do fêmur para o pé, e que articula-se com a porção proximal do fêmur (PALASTANGA, 2000).

A articulação patelofemoral é formada pela superfície anterior do fêmur, cavidade troclear e as facetas posteriores da patela. Apesar de aparentemente agir apenas como articulação plana, a articulação patelofemoral na verdade é do tipo “sela”, e sofre uma complexa combinação de flexão, deslizamento, inclinação e rotação durante os movimentos do joelho.

A patela possui duas funções principais, a primeira é de fulcro para o quadríceps, aumentando a vantagem mecânica do mecanismo extensor do joelho, e a segunda é proteger a face anterior da articulação do joelho (CHHABRA *et al.*, 2001).

A articulação tibiofibular proximal é uma articulação sinovial, plana, entre a cabeça da fíbula e a face póstero-lateral e inferior do côndilo tibial. É uma articulação deslizante, que se move ântero-posteriormente para cima e para baixo, com rotação em resposta da tíbia e do pé. Sua função primária é dissipar as sobrecargas de torção aplicadas pelos movimentos do pé, assim como o curvamento lateral da tíbia (MAGEE, 2002). As bursas, localizadas na área do joelho, estão ao redor da cápsula, ajudando a reduzir o impacto durante os movimentos do joelho. Cada uma funciona para reduzir a fricção entre tendões, entre músculo e tendão, ou tendão e osso. As bursas suprapatelar, infrapatelar (superficial e profunda), pré-patelar e da pata anserina (região popularmente conhecida como Pata de Ganso, onde se inserem os músculos Grácil, Sartório e Semitendinoso) são rotineiramente envolvidas em processos inflamatórios e, geralmente, lesadas por trauma direto; exceto a da pata anserina, que por sua vez é lesada como resultado de trauma repetitivo (WALLACE *et al.*, 1993).

2.2 Cartilagem Articular

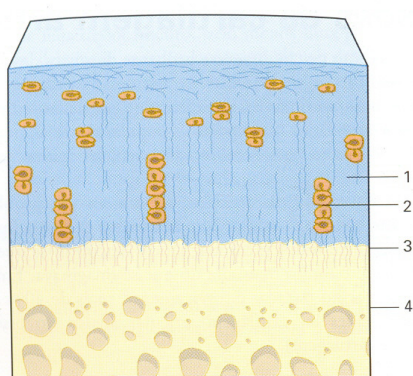
A principal razão para que a cartilagem seja estudada em detalhes é que mais cedo ou mais tarde ela começa a mostrar sinais de degeneração, uma vez que a idade ou a lesão podem levar ao desenvolvimento de alterações em tal parte articular (CORMACK, 1991).

A água é o maior componente da cartilagem articular e corresponde, em seu estado normal, a cerca de 70% a 80% de seu peso total. A cartilagem é desprovida de tecido vascular, nervoso e linfático e como não recebe irrigação direta do osso subjacente, a nutrição e a viabilidade dos condrócitos dependem totalmente do fluido

sinovial. A cartilagem é nutrida, em parte por difusão e em parte por transporte hidrocínético. Esse transporte é auxiliado pelo movimento que espalha e agita o fluido sinovial sobre a superfície da cartilagem (LEDERMAN, 2001).

O transporte de nutrientes para a cartilagem articular é realizado através de uma distância relativamente grande, por meio de vários tecidos em um ambiente com pouca concentração de oxigênio. Os resíduos metabólicos são capazes de se difundir na direção oposta para entrarem em vasos que passam externamente a cartilagem. Na vida pós-natal, essas cartilagens são necessárias para manter o crescimento até que as epífises atinjam o seu tamanho adulto. O crescimento destas células é intersticial, pois não apresentam pericôndrio e dependem da proliferação dos condrócitos que se localizam abaixo da superfície articular (CORMACK, 1991).

A cartilagem hialina consiste em uma pequena população de condrócitos amplamente dispersos em uma matriz extracelular relativamente densa que cobre as extremidades articulares do osso e protege a articulação de forças trans-articulares e de lesões decorrentes (Figura 2). Sem essa função de absorção de choques e de lubrificação as forças normais dos impactos do dia-dia excederiam os limites de compressão do osso subcondral, causando fraturas. A qualidade elástica da cartilagem articular diminui a taxa de compressão das superfícies articulares, assim como dissipa a sobrecarga articular (NEUMANN, 1989).



Estrutura da cartilagem:

1. matriz cartilaginosa;
2. condrócitos (células cartilaginosas);
3. zona limite entre cartilagem e tecido ósseo;
4. osso abaixo da cartilagem

Figura 2 – Estrutura da cartilagem articular (adaptado de PETERSON & RENSTROM, 2002).

Os componentes histológicos do tecido conjuntivo periarticular são os fibroblastos e as proteínas fibrosas (o colágeno e a elastina), a matriz básica extracelular e a água. A matriz extracelular assemelha-se a um gel viscoso que consiste em moléculas de proteoglicanos grandes e ramificados. Estes consistem em dissacarídeos repetidos, cada um ligado a um carboxilato carregado negativamente e/ou ésteres de

sulfato. Esse material e a água interagem como uma substância de preenchimento e cimentante para as proteínas fibrosas banhadas por ele (NEUMANN, 1989).

A associação de colágeno, ou colágeno mais elastina, com macromoléculas de proteoglicanos constituem a estrutura da matriz do tecido cartilaginoso. É necessário que a matriz seja mantida em estado normal e que haja uma renovação constante desta pelas células que a compõem, mesmo que de forma lenta, pois uma morte muito rápida das células pode levar à degeneração da matriz (CAMANHO, 2001).

O colágeno é a proteína estrutural extracelular que fornece a maior parte da estrutura e da resistência à distensão de todos os tecidos conjuntivos do organismo, além de ser a mais abundante nos mamíferos. Pelo menos quatorze tipos de colágeno geneticamente diferentes foram identificados, a maior parte no tecido conjuntivo, sendo o colágeno do tipo I o principal tipo encontrado neste tipo de tecido (NEUMANN, 1989).

Após a formação das fibras colágenas, a sua taxa de renovação é muito baixa, entretanto, essa taxa pode ser influenciada por estímulos químicos e mecânicos. O alinhamento físico e as proporções relativas entre o colágeno e a elastina determinam a capacidade do tecido conjuntivo periarticular de limitar, guiar e estabilizar o movimento articular. As fibrilas de colágeno dentro da matriz fornecem a armação básica da cartilagem, proporcionando tanto a forma quanto à resistência à tensão (NEUMANN, 1989).

O tecido conjuntivo periarticular inclui os ligamentos, a cápsula articular associada, as aponeuroses, os tendões, o tecido conjuntivo intramuscular e a pele. Todos esses tecidos estão fisicamente vinculados às articulações e, portanto, a sua extensibilidade influencia a amplitude de movimento de uma articulação (NEUMANN, 1989).

Uma das funções do tecido conjuntivo é revestir extremidades articulares. Para isso é necessário que ele apresente uma consistência rígida; porém, menos rígida que o tecido ósseo, para facilitar os deslizamentos sua superfície é ligeiramente elástica e muito lisa. A cartilagem contribui também de maneira significativa para a formação e o crescimento dos ossos longos (CAMANHO, 2001). Na cartilagem profunda, os condrócitos estão dispostos em colunas longitudinais orientadas perpendicularmente à superfície e na maior parte estão dispostos longitudinalmente aos ninhos celulares. Eles assumem este arranjo porque a maioria das fibrilas colágenas na parte mais profunda da matriz cartilaginosa apresenta uma orientação perpendicular em relação à superfície

articular. Porém, próximo à superfície as fibrilas tornam-se arqueadas e correm paralelamente à superfície (CORMACK, 1991).

Em torno dos condrócitos existem zonas ricas em proteoglicanos e pobres em colágeno. Os proteoglicanos ligam-se quimicamente ao colágeno e esta associação é responsável pela resistência da cartilagem às pressões, que dependem principalmente da interação entre o colágeno e os proteoglicanos, através das ligações entre os grupos sulfato dos glicosaminoglicanos e os grupos básicos de colágeno, além de intensa hidrofília dos glicosaminoglicanos. O alto teor de água ligada aos grupamentos negativos dos glicosaminoglicanos atua como uma mola biomecânica, amortecendo choques, o que é de grande importância funcional, especialmente em cartilagens articulares (CAMANHO, 2001).

Como dito, estruturas avasculares, como a cartilagem articular, dependem criticamente de oxigênio presente no líquido sinovial para sua nutrição. Em articulações inflamadas cronicamente, mudanças no controle da microcirculação do líquido sinovial podem contribuir para degeneração desta articulação (LEDERMAN, 2001). A única fonte de nutrição é, provavelmente, o líquido sinovial quando a placa de crescimento epifisário é fechada, sendo o movimento articular o responsável pelo reforço da difusão. Uma superfície íntegra garante o suporte de carga da cartilagem articular (SNIDER, 2000).

2.3 Biomecânica do Joelho

As articulações têm por objetivo permitir o movimento dos segmentos ósseos que o cercam, resistindo às cargas impostas pela gravidade durante os movimentos. A interação complexa do fêmur, tíbia, patela e fíbula permite que a articulação do joelho resista a forças durante as fases normais da deambulação, assim como nas atividades mais dinâmicas, como subir e descer escadas (CHHABRA *et al.*, 2001). Devido a forma “alpendre” do colo do fêmur, o eixo da diáfise femoral não está localizado exatamente no prolongamento do eixo do esqueleto da perna e forma com este um ângulo obtuso, aberto para dentro de 170 a 175 graus, que se trata do valgo fisiológico do joelho (KAPANDJI, 2000).

Em relação à rotação ao redor do eixo longitudinal, a estrutura do joelho torna esta rotação impossível quando a articulação está em máxima extensão. Assim, o eixo da perna se confunde com o eixo mecânico do membro inferior e a rotação axial não se

localiza no joelho, mas no quadril que o substitui (KAPANDJI, 2000). A função da patela consiste em aumentar a alavanca do músculo quadríceps da coxa ao aumentar a sua distância do eixo de movimento, assim como prevenir forças compressivas lesivas ao tendão do quadríceps, deslizar na cavidade troclear em um padrão rítmico e proteger as superfícies articulares distais dos côndilos femorais quando o joelho é fletido (SMITH *et al.*, 1997).

Segundo Hall (2000), a força compressiva na articulação femoropatelar corresponde à metade do peso corporal durante a marcha normal, aumentando para mais de três vezes o peso corporal durante a subida em escadas. O mesmo autor relata que a compressão femoropatelar aumenta com a flexão por dois motivos: o aumento da flexão do joelho faz aumentar o componente compressivo da força que atua na articulação; e com o aumento da flexão é necessário uma maior quantidade de tensão no quadríceps para evitar que o joelho venha a dobrar sob a ação da gravidade.

A extensão de joelho é levemente lateral porque no ponto extremo de extensão a tíbia roda externamente devido ao valgo fisiológico do joelho; e nesta posição a patela situa-se acima da cavidade troclear, repousando sobre o coxim adiposo e sobre a membrana sinovial suprapatelar (SANTOS, 2002). Durante a flexão, a patela é tensionada distalmente na cavidade troclear, isso possibilita a passagem da patela sobre o côndilo femoral medial em virtude do destravamento da articulação tíbio-femural enquanto esta roda internamente (SANTOS, 2002).

O posicionamento da patela e o alinhamento do membro inferior normal ocorrem devido a um ângulo Q de aproximadamente 15 graus, que é formado pela intersecção de duas linhas. A primeira inicia-se na espinha ântero-superior do ílio e vai até o meio da patela, e a segunda inicia-se no meio da patela e desce até a tuberosidade da tíbia (HAMILL & KNUTZEN, 1999). O ângulo Q representa a sobrecarga em valgo que age sobre o joelho. Quando tal ângulo é muito pequeno podem haver pernas arqueadas e quando excessivo podem haver alterações patelofemorais (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

Durante as atividades diárias a articulação tibiofemoral sustenta tanto cargas compressivas quanto de cisalhamento. A sustentação do peso e a tensão nos músculos que cruzam o joelho contribuem para essas forças, com a compressão dominando quando o joelho encontra-se plenamente estendido (HALL, 2000). As superfícies articulares da tíbia e do fêmur não são congruentes, o que permite que os dois ossos movam-se em quantidades diferentes, sendo guiados por músculos e ligamentos. Em

volta desta articulação, há grande quantidade de líquido sinovial que se comunica com muitas bolsas e recessos em torno da articulação do joelho (MAGEE, 2002).

A flexão-extensão é o principal movimento do joelho. A amplitude é medida a partir da posição de referência pelo eixo da perna, que se situa no prolongamento do eixo da coxa. De perfil, o eixo do fêmur segue sem angulação com o eixo do esqueleto da perna. A extensão é um movimento que afasta a face posterior da perna da face posterior da coxa. Não existe uma extensão absoluta, pois na posição de referência o membro inferior está no seu estado de alongamento máximo. Porém, é possível realizar, principalmente com o movimento passivo, uma extensão de 5 a 10 graus a partir da posição de referência, sendo este movimento denominado hiperextensão. Em alguns indivíduos esta hiperextensão é patológica, o que é denominado *geno recurvatum* (KAPANDJI, 2000).

A flexão é o movimento que aproxima a face posterior da perna à face posterior da coxa. Existem movimentos de flexão absoluta, que se caracteriza pela flexão a partir da posição de referência, e movimentos de flexão relativa, que é o movimento a partir de qualquer posição em flexão (KAPANDJI, 2000). Quando o joelho flexiona, a patela move-se, descendo uma distância de quase o dobro de seu comprimento e entrando na incisura intercondilar do fêmur. O movimento da patela ocorre pelo comprimento do tendão patelar, pela superfície articular e por mínima ação quadríceps femoral (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

A amplitude de flexão difere-se pela posição do quadril e pelas modalidades do próprio movimento. KAPANDJI (2000) afirma que a flexão ativa atinge os 140 graus se o quadril estiver previamente flexionado e chega aos 120 graus somente se o quadril estiver em extensão. Esta diferença deve-se à diminuição da eficácia dos isquiotibiais quando o quadril está em extensão. Porém, o mesmo autor afirma que é possível ultrapassar os 120 graus de flexão do joelho quando o quadril está estendido, devido à potente e brusca contração dos isquiotibiais que leva ao início da flexão do joelho e termina como uma flexão passiva. A flexão passiva do joelho pode atingir uma amplitude de 160 graus. Em condições normais, este movimento está limitado pelo contato das massas musculares da panturrilha e da coxa. Porém, em condições patológicas, a flexão passiva está limitada pela retração do aparelho extensor, principalmente do quadríceps, ou pelas retrações capsulares.

Quando o joelho está completamente estendido, os ligamentos colaterais medial e lateral estão tensos, contribuindo para a estabilidade do joelho. Estes ligamentos

cedem quando a articulação flexiona, e esta é uma das razões pela qual uma quantidade de rotação transversa pode ter lugar na posição fletida (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

A rotação axial, denominada automática, está involuntariamente ligada aos movimentos de flexão-extensão. Este movimento ocorre principalmente no início da flexão ou nos últimos graus de extensão do joelho. Quando o joelho se estende, o pé é levado para rotação externa, enquanto que ao flexionar a perna é girada internamente (KAPANDJI, 2000).

2.4 Fisiopatologia da Osteoartrite (ou Osteoartrose)

A osteoartrite é a doença articular degenerativa mais prevalente, resultando em significativa morbidade com um dos mais altos custos de tratamento para os sistemas de saúde no mundo (WATTERSON & ESDAILE, 2000). São encontradas alterações radiográficas em 30% de homens e mulheres acima de 65 anos, mas apenas um terço destes são sintomáticos (JORDAN *et al.*, 2003).

O termo "osteoartrite" refere-se particularmente à degeneração e desgaste excessivo da cartilagem articular, embora também ocorram alterações graduais nos tecidos que circundam o osso (osso subcondral). O processo de adoecimento é caracterizado por progressiva erosão da cartilagem articular, levando à diminuição do espaço articular, esclerose subcondral, formação de osteofitos marginais, cistos subcondrais e inflamação sinovial, resultando em dor, edema e diminuição da função, levando estes paciente à procura de cuidados médicos (CAMANHO, 2001).

A cartilagem normal é um tecido avascular formado por uma grande matriz extracelular e esparsamente povoada de células. A água representa 66 a 80% de sua estrutura e o material orgânico é composto de 48 a 62% de colágeno tipo II e de 22 a 38% de proteoglicanos. Esse conjunto de líquidos de densidade variável, fibras com direções diversas e células dispostas de permeio é nutrido por embebição, e o seu processo anabólico e catabólico é regido por diversos fatores, em especial os de crescimento (REJAILI *et al.*, 2005).

A homogeneidade e o equilíbrio dessa complexa estrutura são mantidos por enzimas, na sua maioria secretada pelo condrócito e por células sinoviais. No processo de osteoartrite há desagregação desse equilíbrio e a desestruturação da cartilagem ocorre pela sua fragmentação, que resulta na liberação de enzimas degradadoras da matriz pelos condrócitos, levando inicialmente à fibrilação e fragmentação e, finalmente a

lesões na superfície articular, como abaulamentos e ulceração da cartilagem (CAMANHO, 2001; REZENDE, 2000).

A osteoartrite se caracteriza patologicamente por perda da cartilagem articular e formação marginal osteofitária. Embora as causas da osteoartrite sejam ainda mal compreendidas, estresses biomecânicos capazes de atingir a cartilagem articular e osso subcondral, alterações bioquímicas na cartilagem e membrana sinovial são itens importantes em sua patogênese (GOLDING, 1998). A doença impede o transporte de nutrientes à cartilagem devido às alterações na estrutura e na função da membrana e da cápsula sinovial. Isso pode levar à lesão e morte dos condrócitos, e a subsequente degeneração da matriz hialina (LEDERMAN, 2001). Sabe-se que um elemento também importante na fisiopatologia da osteoartrite é a perda das propriedades viscoelásticas do líquido sinovial (CAMANHO, 2001; REZENDE, 2000; WATTERSON & ESDAILE, 2000).

A osteoartrite do joelho (gonartrose) pode ser classificada em primária (idiopática, hereditária e outras) ou secundária a doenças inflamatórias, infecciosas, metabólicas ou traumáticas que destroem a estrutura da cartilagem (CAMANHO, 2001; REZENDE, 2000).

Tanto na osteoartrite primária quanto na secundária, as alterações articulares são semelhantes. No início, a cartilagem articular amolece. Em seguida, a superfície se torna irregular, a cartilagem "desfia" e surgem fissuras, que podem se estender para o osso subjacente. Por fim, a cartilagem se desgasta e o osso é exposto, passando a atuar como superfície de sustentação de peso da articulação. Ao mesmo tempo, o osso enrijece (esclerose) e áreas de baixa densidade (cistos) começam a se desenvolver (Figura 3). As novas células cartilagíneas ao redor da cartilagem desgastada são ossificadas, e projeções ósseas (osteófitos marginais) se formam como resultado do espessamento da cápsula articular.

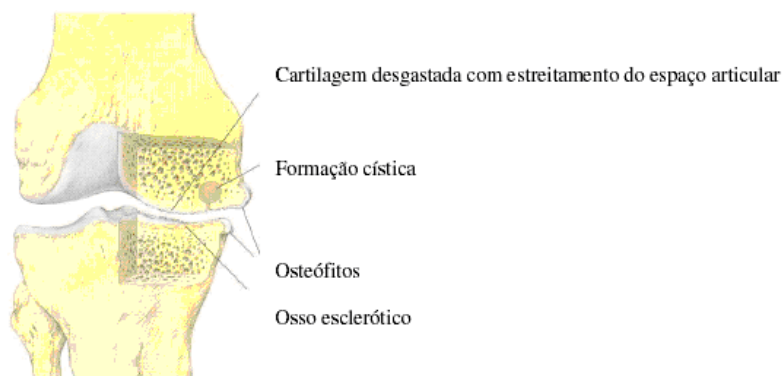


Figura 3 – Alterações no osso osteoartítico (extraído de Peterson & Renstrom, 2002).

O impacto articular tende a provocar danos na interface osso-cartilagem como resultado de forças de cisalhamento que são produzidas nessa área, o que também pode ativar o crescimento de osso subcondral. A degradação da cartilagem inicia-se e pode ser acelerada por fibrilação e desgaste da superfície articular. Impactos de repetição também podem provocar forças de cisalhamento na matriz da cartilagem que causam enfraquecimento das conexões das fibras de colágeno, tornando a matriz mais suscetível a fibrilação e ao desgaste (MCCORMACK & MANSOUR, 1998).

Os processos físico-químicos que envolvem a osteoartrite vêm sendo estudados por diversos autores (GOBEZIE, 2007; NERO, 2006; DOHERTY, 1996; LEVICK, 1995), mas ainda não há um consenso quantitativo e nem qualitativo sobre as quantidades e tipos de substâncias envolvidas nos diversos tipos e estágios da osteoartrite.

Na gonartrose, as metaloproteases neutras, em presença de ativadores plasmáticos, degradam a matriz cartilaginosa e permitem que catabólitos sejam liberados em líquido sinovial, provocando o processo inflamatório. Tal processo aumenta a produção de enzimas proteolíticas, que se difundem de volta na cartilagem, provocando o aumento da degeneração. Quando o processo catabólico se acentua, o condrocito se esgota e a osteoartrite sobrevém (HOWELL, 1986).

Tanto o processo catabólico quanto o anabólico são influenciados por citocinas, como interleucina-1 (IL-1), fator de necrose tumoral- α (TNF- α) e a interleucina-6 (IL-6). A IL-1 aumenta a atividade da Fosfolipase A2 e conseqüentemente aumenta as prostaglandinas. Isso acarreta um aumento de AMP cíclico, ocasionando uma maior expressão dos genes produtores de enzimas proteolíticas. O aumento na produção de metaloproteases acelera a destruição da cartilagem, causando um círculo vicioso. Além disso, a IL-1 inibe a síntese de colágeno típico de cartilagem hialina e aumenta a produção do colágeno característico de fibroblastos (COTRAM, 2000; KRAUS, 1997; WESTACOTT & SHARIFF, 1996).

O TNF- α age de forma semelhante a IL-1, embora seja menos potente. É possível que tal homologia funcional se deva ao fato de o TNF- α induzir a produção da IL-1 por células do tecido conjuntivo (WESTACOTT & SHARIFF, 1996).

A IL-6, que é a citocina que promove a diferenciação de célula B em plasmócito, não tem um papel bem definido. Acredita-se que desempenhe um papel nos fenômenos imunológicos relacionados com o processo (WESTACOTT & SHARIFF, 1996).

Por outro lado, existem os mediadores relacionados ao reparo da cartilagem, aumentando a síntese da matriz e impedindo sua degradação. São as chamadas citocinas anabólicas: IGF, TGF- β , Fator de Crescimento do Fibroblasto (FGF) e Fator de Crescimento Derivado de Plaquetas (KRAUS, 1997; WESTACOTT & SHARIFF, 1996)

2.5 O Líquido Sinovial

O líquido sinovial é um ultra-filtrado do plasma, enriquecido com moléculas de alto peso molecular e ricas em sacarídeos, sendo a mais importante, o hialuronato, produzido pelas células sinoviais (sinoviócitos tipo B fibroblastos-*like*). O hialuronato forma um eixo central de agregados de proteoglicanos indispensáveis para a constituição da cartilagem. É o responsável pelas propriedades viscoelásticas do líquido sinovial e pela nutrição da cartilagem articular (MELO, 2003). A formação do líquido sinovial ocorre de forma idêntica aos dos outros fluidos intersticiais. O fluxo de líquido plasmático atravessa a parede capilar condicionado pela diferença de pressão entre esta e o meio exterior, seguindo a lei de Starling ou gradiente de pressão coloidosmótica. Pequenas moléculas fisiológicas e de massa molecular inferior a 10 kDa estão em equilíbrio com o plasma e o interstício, e as maiores, como as proteínas, têm o acesso limitado ao último, ou seja, ao líquido sinovial normal. O conteúdo protéico do líquido sinovial é de 13 mg/l (comparado à concentração sérica de 65 à 80 mg/L), sendo a maioria de albumina; pois as outras proteínas de peso molecular superior, como o fibrinogênio, estão excluídas (MELO, 2003).

A formação do líquido sinovial está equilibrada com a sua remoção, através do sistema linfático sinovial, que não depende do tamanho da molécula e não é atingido por doença sinovial (LAWRENCE, 1998). A superfície da sinóvia e da cartilagem articular não são cobertas por uma camada intacta e contínua de células. Assim, tanto a matriz da cartilagem como a sinóvia estão em contacto com o líquido sinovial, permitindo um ambiente homogêneo dentro da articulação (FREEMONT, 1991).

Por causa deste arranjo histológico, melhor será considerar o líquido sinovial um verdadeiro tecido, mais do que um simples líquido da cavidade corporal. Tal líquido contém poucas células, principalmente condrócitos e sinoviócitos, transferidos da cartilagem e da sinóvia, e também alguns leucócitos migrados. As outras moléculas de baixo peso, filtradas do plasma e cuja concentração no líquido sinovial reflete as

mesmas daquele, são a glicose, os aminoácidos, o ácido úrico, a bilirrubina e algumas enzimas (FREEMONT, 1991). A análise do líquido sinovial está entre os mais importantes testes para complementar a avaliação de um sujeito com problemas articulares. Segundo MELO (2003), no joelho o volume de líquido sinovial não ultrapassa 3,5 mL e as mudanças na composição desse líquido podem fornecer um diagnóstico específico e orientar o tratamento de doenças articulares.

2.6 Métodos Diagnósticos da Osteoartrite

O diagnóstico de osteoartrite é essencialmente clínico, com sintomas e exame físico característicos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1994). Nessa doença, a radiografia pode ser normal nos estágios iniciais, mas na evolução da doença há estreitamento do espaço articular devido à esclerose peri-articular e à perda de cartilagem articular e de osteófitos marginais (GOLDING , 1998). Segundo PETERSON & RENSTROM (2002), os sintomas da osteoartrite podem ser detalhados da seguinte forma:

- ✓ Dor: Geralmente há um pouco de dor. Mesmo quando ausente durante atividades diárias normais, a dor costuma se manifestar com o aumento da carga na articulação afetada. No início, ela se desenvolve gradualmente e, em atletas, pode desaparecer durante o aquecimento, retomando após o treino ou competição. A dor durante o repouso acontece quando a osteoartrite atinge um estágio avançado e, nesse ponto, pode atrapalhar o sono.
- ✓ Anormalidades articulares: As alterações incluem edema (inchaço), amplitude limitada de movimentos, hipotrofia muscular (perda de massa), sensibilidade, crepitação, aumento de temperatura local e instabilidade e/ ou movimentos anormais resultantes da frouxidão do ligamento.
- ✓ Rigidez: comum após um período de inatividade, podendo também haver claudicação, principalmente pela manhã.
- ✓ Alterações radiográficas: Incluem estreitamento do espaço articular, cistos

subcondrais, osteófitos marginais e esclerose subcondral. Pode também haver evidência de aumento na produção de líquido sinovial.

Nos membros inferiores, as alterações degenerativas são mais comuns nos quadris (coxartrose) e nos joelhos (gonartrose) e menos frequentes nos tornozelos, sendo claramente visíveis na radiografia simples, realizada com a articulação sob carga (PETERSON & RENSTROM, 2002).

Na prática clínica, existem três classificações que são normalmente utilizadas para indicar o grau de degeneração articular na osteoartrite: a classificação de KELLGREEN & LAWRENCE (1957); classificação de AHLBÄCK (1968) modificada por KEYES *et al.* (1992); e a classificação de DEJOUR *et al.* (1991).

A classificação de KELLGREEN & LAWRENCE (1957) propõe cinco estágios de classificação:

- Grau 0 - Joelho normal (sem alterações radiográficas);
- Grau I - Estreitamento do espaço articular duvidoso e possíveis osteófitos marginais;
- Grau II - Possível estreitamento do espaço articular e osteófitos marginais definidos;
- Grau III - Estreitamento do espaço articular definido, múltiplos osteófitos marginais, moderada esclerose subcondral e possível deformidade do contorno ósseo;
- Grau IV - Notável estreitamento do espaço articular, severa esclerose subcondral, presença de deformidade do contorno ósseo e presença de maciça de osteófitos marginais.

AHLBÄCK (1968) propôs uma classificação alternativa, posteriormente modificada por KEYES *et al.* (1992) para:

- Grau I - Redução do espaço articular;
- Grau II - Obliteração do espaço articular;
- Grau III - Radiografia em AP apresentando desgaste do platô tibial < 5mm
Radiografia em Perfil apresentando a parte posterior do platô tibial intacta;

Grau IV - Radiografia em AP apresentando desgaste entre 5 e 10 mm do platô tibial Radiografia em Perfil apresentando extenso desgaste da parte posterior do platô tibial;

Grau V - Radiografia em AP apresentando uma grave luxação da tibia Radiografia em Perfil apresentando subluxação anterior da tibia > 10mm.

A classificação mais recente, proposta por DEJOUR *et al.* (1991), define quatro estágios:

Estágio I - Não há lesão de osso subcondral, apenas abrasão da cartilagem. No plano clínico, os sintomas são poucos significativos. As radiografias são normais. Estima-se que, em média, leve-se 10 anos para chegar ao estágio II.

Estágio II - Pouco sintomático ou até assintomático. Nas osteoartrites femorotibiais internas, a radiografia mostra um pinçamento parcial nas incidências ântero-posterior (AP) e em perfil, um pinçamento efetivo na parte central do platô tibial. Nas osteoartrites femorotibiais externas, o AP monopodal mostra uma interlinha normal, com sinais indiretos de osteoartrite, como condensação subcondral e osteófitos marginais. O perfil apresenta pinçamento pouco significativo. É um estágio pouco evolutivo, podendo-se estimar uma duração de oito anos (média de cinco anos).

Estágio III - É uma fase de osteoartrite com desequilíbrio, em que o desgaste ósseo propicia uma báscula do joelho em apoio monopodal. A osteoartrite femorotibial interna apresenta varo com rotação interna da tibia. A radiografia em AP mostra um pinçamento total da interlinha e uma báscula do côndilo dentro da cúpula, sendo a incidência mais eloqüente. A osteoartrite femorotibial externa apresenta valgo com rotação externa da tibia. A radiografia em AP demonstra bem o valgo, que se acentua com o apoio monopodal. Mostra bem a cúpula externa, sempre bem-

condensada, e uma decoaptação do compartimento medial. Nessa fase, a evolução é rápida, durando de 1 a 2 anos.

Estágio IV - Na osteoartrite femorotibial interna, pelo grande varismo, o côndilo externo entra em conflito com as espinhas tibiais, o que leva a uma lesão degenerativa do ligamento cruzado anterior (LCA). A patela também apresenta lesões importantes, por estar trabalhando fora de seu eixo normal. Na osteoartrite femorotibial externa, o LCA é distendido pelo valgo progressivo e pelo afrouxamento medial. As lesões femoropatelares progridem da mesma forma que as do compartimento medial. É a fase final da osteoartrite, com suprema indicação cirúrgica.

As figuras 4, 5 e 6 ilustram esquematicamente e por imagens radiológicas as situações de joelhos normais, com pinçamento incompleto e com pinçamento completo, respectivamente.

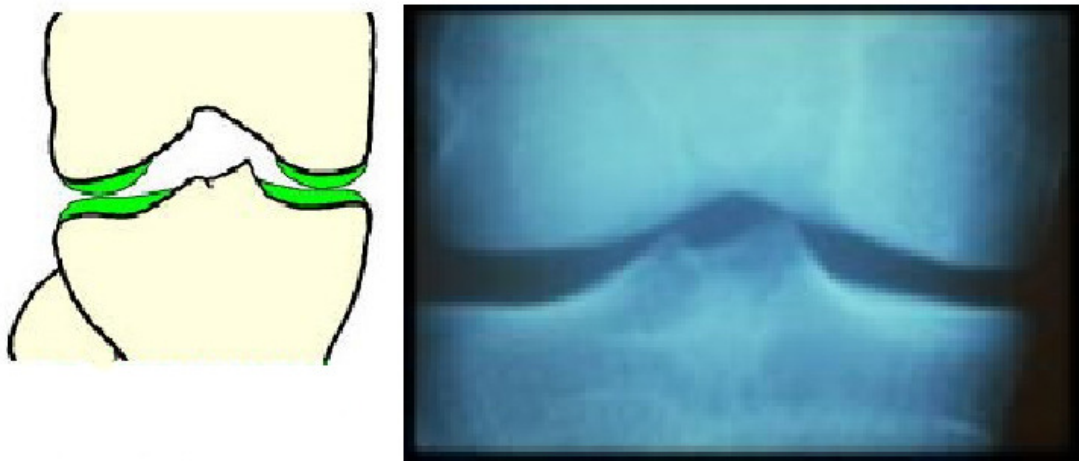


Figura 4 – Radiografia em AP de um joelho sem alterações (extraído de CHASSAING, 2007).

Quando há osteoartrite, pode-se dizer que em um ponto da superfície articular existe um pinçamento total da interlinha, com o desaparecimento do espaço cartilaginoso. Porém, isso somente poderá ser evidenciado na radiografia, quando feito com carga e em flexão entre 10 e 30° (POZZI & KONKEWICZ, 2003).

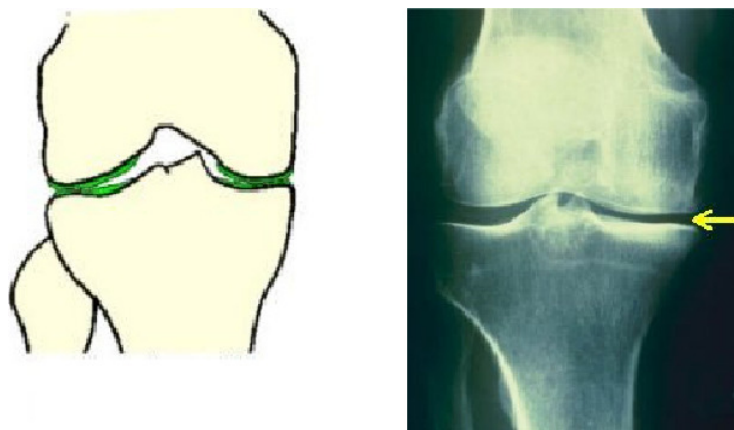


Figura 5 – Radiografia em AP de um joelho com pinçamento incompleto de um paciente com osteoartrite (extraído de CHASSAING, 2007).



Figura 6 – Radiografia em AP de um joelho com pinçamento completo de um paciente com osteoartrite (extraído de CHASSAING, 2007).

A figura 7 mostra radiografias em AP e perfil de um joelho no estágio IV da classificação de osteoartrite proposta por DEJOUR *et al.* (1991).

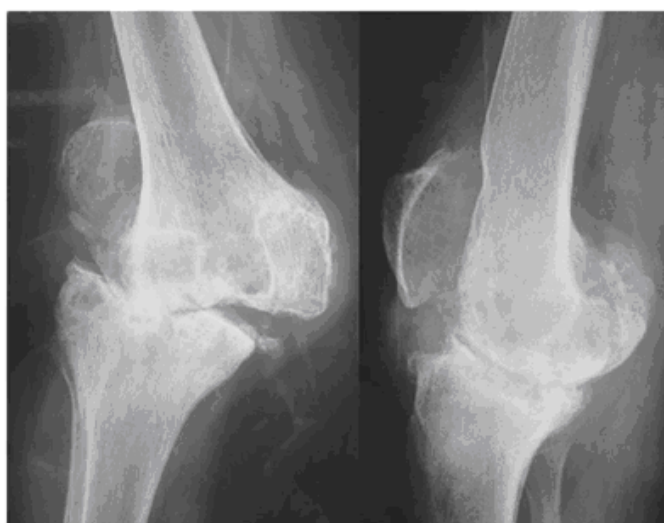


Figura 7 – Radiografias em AP e Perfil de um joelho com osteoartrite no estágio IV da classificação de DEJOUR *et al.* (1991) (extraído de ALBUQUERQUE *et al.*, 2008).

Capítulo 3

A Bioimpedância como Método Diagnóstico

Métodos baseados em conceitos de impedância são empregados em várias áreas do conhecimento humano, podendo-se citar a eletroquímica, engenharia dos materiais, eletrônica, bioengenharia, biologia e medicina. Tal utilização se justifica em virtude de sua facilidade de execução, exatidão, praticidade, segurança e baixo custo (TOMASICH, 2006).

A impedância elétrica (Z), definida como a razão entre a tensão aplicada (v) a um sistema e a corrente resultante (i), apresenta dois constituintes: a parte real (R), ou parte resistiva – ligada à energia dissipada no sistema – e a parte imaginária (X), ou parte reativa – relacionada à energia armazenada no sistema (BARD & FULKNER, 1980).

A parte real ou resistiva (R), medida em ohms (Ω), é uma propriedade de todo material que se opõe à passagem da corrente elétrica quando uma diferença de potencial elétrico (d.d.p.) é a ele aplicada. Por outro lado, a capacitância, medida em Farad (F), é a propriedade do material que caracteriza a capacidade de acúmulo de carga elétrica quando esse material é submetido a uma d.d.p.. Para regime senoidal permanente, a oposição que um elemento capacitivo exerce à passagem da corrente elétrica pode ser representada por meio de sua reatância (X_c).

Por se tratar de um complexo, a impedância pode ser expressa em coordenadas cartesianas (equação 1) ou coordenadas polares (equações 2 e 3), sendo freqüentemente representada num gráfico bidimensional conhecido como diagrama de Argand (Figura 8).

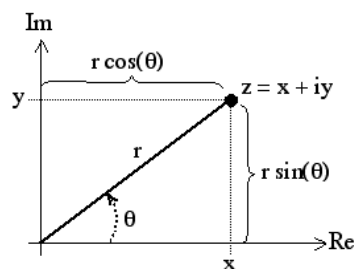


Figura 8 – Diagrama de Argand. (extraído de DARLING, 2009).

$$Z = R - jXc \quad (1)$$

$$Z = |Z| \angle \varphi \quad (2)$$

$$\text{onde } |Z| = \sqrt{R^2 + Xc^2} \quad \text{e} \quad \varphi = \arctan\left(\frac{Xc}{R}\right) \quad (3)$$

3.1 As características elétricas dos tecidos biológicos

Do ponto de vista elétrico, os tecidos biológicos podem ser interpretados como um circuito complexo formado por resistores e capacitores dispostos tanto em série, quanto em paralelo, e que agem como condutores ou dielétricos, no qual o fluxo de corrente seguirá o caminho de menor oposição (RICIERI, 2003).

Os tecidos vivos são predominantemente condutores eletrolíticos. Um eletrólito é uma substância que apresenta condutividade iônica, isto é, a corrente depende da mobilidade dos íons e do campo elétrico (GRIMNES & MARTINSEN, 2000). Por outro lado, os elementos capacitivos podem ser vistos como dois segmentos de material condutor separados por um material dielétrico (PICCOLINO, 1997). Assim, em termos biológicos, as membranas celulares apresentam um comportamento de capacitor, sendo o dielétrico, a dupla camada lipídica. Já os meios intra e extra-celular representam as características condutivas.

Apesar da interpretação simplificada das principais características elétricas dos sistemas biológicos, essas informações possuem fundamentações mais aprofundadas.

As proteínas podem se apresentar com uma morfologia regular ou degenerada, fruto da desnaturação provocada por altas temperaturas ou valores de pH extremos. A desnaturação das proteínas reduz sua solubilidade em água e modifica as propriedades elétricas dos tecidos (GRIMNES & MARTINSEN, 2000).

Os lipídios polares, um grupo particular de lipídios, são os principais componentes passivos das membranas celulares e exercem grande influência na capacitância natural das células e tecidos biológicos. Já os fosfolipídeos formam a dupla camada lipídica da membrana com 7 nm de espessura e com uma condutividade

intrínseca da ordem de 10^{-6} S/m. Mesmo com esse valor de condutividade a dupla camada lipídica da membrana celular possui valores de capacitância da ordem de $20 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ e uma diferença de potencial de 70 mV (GRIMNES & MARTINSEN, 2000). A Figura 9 ilustra a estrutura da membrana celular.

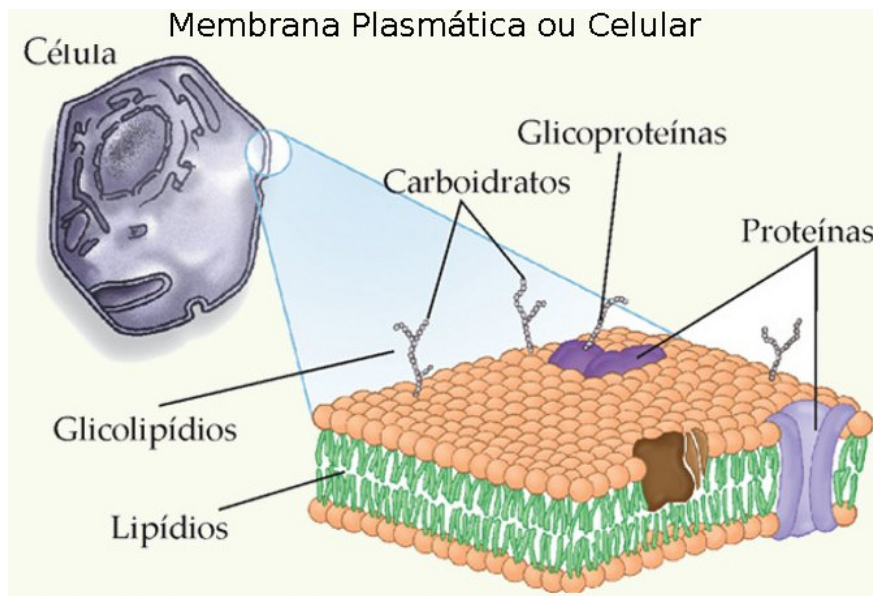


Figura 9 – Membrana celular (extraído de PARANÁ, 2009)

A condutividade complexa (σ) e a permissividade complexa (ϵ) são propriedades elétricas dos tecidos biológicos e quando se assume que o tecido é isotrópico, linear e independente do tempo, pode-se considerar essas propriedades escalares e variáveis com a frequência. Tais propriedades estão claramente associadas ao comportamento da bioimpedância (GRIMNES & MARTINSEN, 2000). Nos tecidos biológicos pode-se observar uma diminuição da permissividade, assim como um aumento da condutividade, de acordo com o aumento da frequência da corrente aplicada, comportamento que fica claro quando se analisam as curvas de permissividade e condutividade (Figura 10).

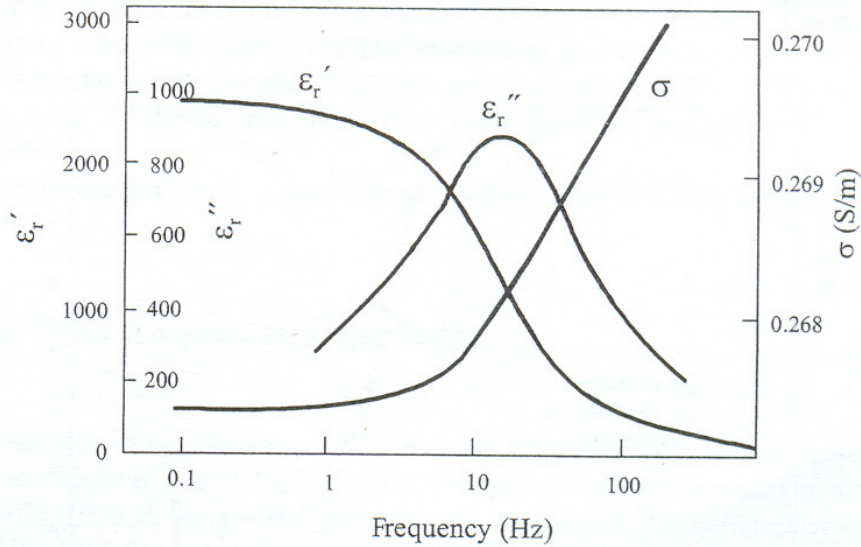


Figura 10 – Comportamento das curvas de permissividade e condutividade em relação a frequência (extraído de GRIMNES & MARTINSEN, 2000).

O processo de volta ao equilíbrio após a modificação provocada por um sinal de excitação de um substrato dielétrico é denominado relaxação. O conceito de relaxação, segundo DEBYE (*apud* GRIMNES & MARTINSEN, 2000), é o tempo necessário para que os dipolos elétricos de um determinado meio se orientem de acordo com um campo elétrico e atinjam um novo ponto de equilíbrio. Partindo desse conceito, pode-se apresentar o conceito de dispersão como a região, no domínio da frequência, na qual ocorre o fenômeno de relaxação, normalmente representado por meio de um gráfico permissividade x frequência. A Figura 11 ilustra o comportamento temporal associado ao processo de relaxação quando da aplicação de um degrau de excitação no meio dielétrico.

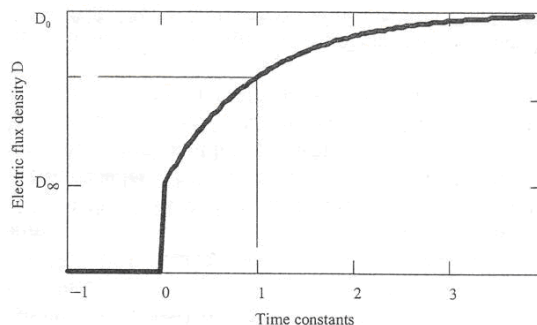


Figura 11 – Processo de relaxação (extraído de GRIMNES & MARTINSEN, 2000).

Um dos parâmetros relacionados com o fenômeno da relaxação é a frequência característica (ω_c), definida como a frequência associada ao máximo valor da componente imaginária da permissividade. Segundo DEBYE (*apud* GRIMNES & MARTINSEN, 2000), o tempo de relaxação (τ) está relacionado com os feitos da viscosidade do meio e é baseado na lei de Stoke (equação 4). Ainda segundo DEBYE, imaginando uma esfera, no meio líquido, o tempo de relaxação é proporcional ao volume da esfera e à viscosidade do líquido. O mesmo autor caracteriza o processo de dispersão simples como um único processo de relaxação cuja permissividade se apresenta em dois níveis independentes da frequência, com uma única constante de tempo e onde a polarização cresce exponencialmente em função do tempo.

$$\tau = \frac{4\pi\eta\alpha^3}{kT} \quad (4)$$

onde η é a viscosidade do meio e α é o raio hidrodinâmico do íon.

Devido ao comportamento dos tecidos biológicos em resposta aos estímulos elétricos, Schwan, em 1957, dividiu o mecanismo de relaxação em três grupos (faixas de frequência) que descrevem a variação de condutividade nos tecidos biológicos (GRIMNES & MARTINSEN, 2000).

Estas três regiões, no domínio da frequência, são conhecidas como região α , β e γ . A região α compreende desde os mHz até 10 kHz e se relaciona com a perdas dielétricas do meio, estruturas intracelulares e a difusão iônica. Esta faixa permite pouca informação pela elevada impedância dos eletrodos. A faixa de dispersão β vai desde os 10 kHz até os 100 MHz e está relacionada com a capacidade da membrana celular e das moléculas de proteína, sendo a região de maior interesse para a maioria das medidas de bioimpedância. Por fim, a região γ vai desde os 100 MHz até os 100 GHz e está ligada aos mecanismos de relaxação das moléculas polares como as de água ou de sais (GRIMNES & MARTINSEN, 2000). A Figura 12 apresenta as regiões de dispersão no domínio da frequência.

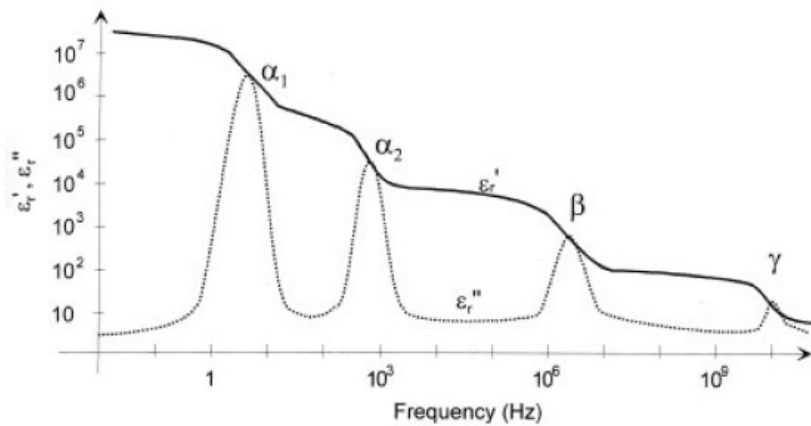
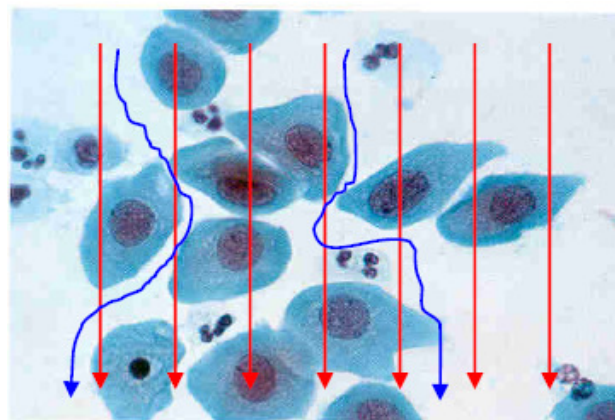


Figura 12 – Regiões de dispersão propostas por Schwan (extraído de GRIMNES & MARTINSEN, 2000).

O valor das constantes dielétricas dos tecidos biológicos depende da constituição dos mesmos, da frequência e da sua temperatura. Para frequências de 10 kHz a 100 MHz, a constante dielétrica é afetada pela polarização das membranas. Acima de 100 MHz todas as membranas perdem sua influência e se comportam como um curto-circuito. Nos tecidos gordurosos a constante dielétrica é baixa e a permissividade varia de acordo com a quantidade de água retida no tecido. A Figura 13 ilustra como o caminho que a corrente elétrica percorre nos tecidos biológicos é dependente da frequência do sinal.



(→: high frequency, →: low frequency)

Figura 13 – O caminho da corrente de acordo com a frequência do sinal (extraída de NESCOLARDE, 2006)

Do ponto de vista macroscópico, apesar de pouco esclarecido na literatura, devido às diferentes metodologias utilizadas, parece haver uma homogeneidade entre os valores de impedância oferecidos pelos músculos esquelético e cardíaco e por órgãos internos como rim, baço, pulmão e fígado, relacionada à concentração de água local. Assim, tecidos que possuem grande quantidade de fluidos, como os músculos, os nervos e os vasos sanguíneos, têm baixa impedância e, portanto, são bons condutores elétricos; ao contrário da pele, ossos, ligamentos, tendões e tecido adiposo (STARKEY, 2001).

Os métodos de obtenção dos sinais de bioimpedância se dividem em multifrequencial – que realizam a coleta de dados em diversas frequências, chamada espectroscopia de bioimpedância – e monofrequencial – aqueles que analisam a bioimpedância numa única frequência, normalmente de 50 kHz (GRIMNES & MARTINSEN, 2000).

Uma das formas mais utilizadas para a representação da espectroscopia de bioimpedância é o diagrama de Wessel (Figura 14), também conhecido como diagrama Cole-Cole. Nesse diagrama, as duplas (parte real, parte imaginária) de uma variável complexa são plotadas no gráfico para vários valores de frequência. Na Figura 14 pode-se identificar a frequência característica (100 Hz), frequência associada ao máximo valor da componente imaginária da permissividade.

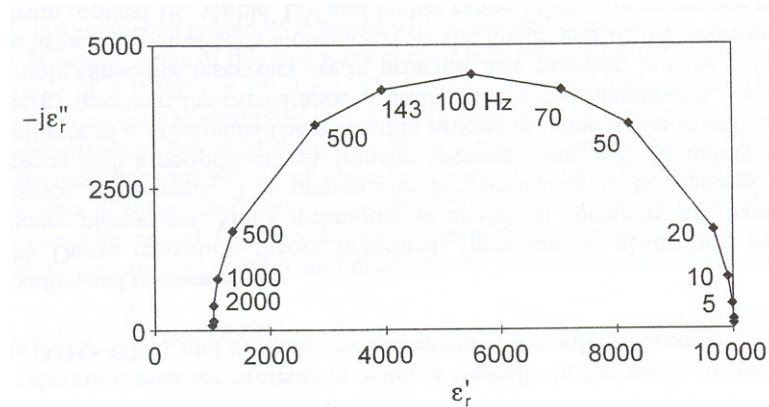


Figura 14 – Diagrama de Wessel (extraída de GRIMNES & MARTINSEN, 2000).

A quantidade de líquido dos órgãos e tecidos também pode ser estimada pela medida de impedância, pois os eletrólitos na água corporal são excelentes condutores de corrente elétrica. Quando o volume de líquidos é grande, a corrente flui mais facilmente através do corpo, com menor resistência. A resistência ao fluxo da corrente será maior em indivíduos com grande quantidade de gordura corporal, dado que o tecido adiposo é

mau condutor de corrente elétrica, pela sua baixa quantidade de água (HEYWARD & STOLARCZYK, 2000). Os mesmos autores afirmam que a resistividade específica (ρ) não é constante e se mostra variável entre segmentos corporais, devido a diferenças em composições teciduais, níveis de hidratação e concentração eletrolítica. Complementam, ainda, que devido aos segmentos corporais não serem uniformes no comprimento ou na área de secção transversal, as resistências ao fluxo de corrente através desses segmentos corporais (joelho, quadril e ombro) tornam-se diferenciadas.

Como a maioria dos processos bioquímicos ocorre na superfície da membrana ou dentro de organelas, os métodos de impedância podem ser utilizados para uma compreensão maior dos fenômenos bioelétricos e das alterações nos processos de membrana em situações de enfermidade (TOMASICH et al, 2006).

3.2 Modelos elétricos para a análise dos dados de bioimpedância

A técnica de espectroscopia de bioimpedância diz respeito à dependência em relação à frequência da impedância que os tecidos biológicos apresentam à passagem de corrente (i) ao serem submetidos a um potencial (V). Sua interpretação exige, freqüentemente, que se estabeleçam modelos elétricos que mimetizem o comportamento elétrico dos processos e estruturas fisiológicas envolvidos no estudo.

Como mencionado anteriormente, o sistema biológico pode ser representado por elementos resistivos e capacitivos em circuitos série/paralelos. Um dos modelos clássicos e bastante utilizado é representado por uma resistência intracelular (R_i) em série com a capacitância de membrana (C_m), ambos em paralelo com a resistência extracelular (R_e) (Figuras 15).

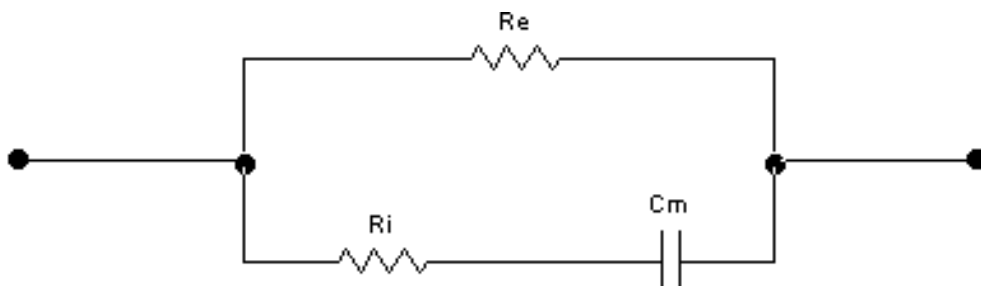


Figura 15 – Modelo das propriedades elétricas utilizadas nas medições de bioimpedância corporal.

Os modelos elétricos podem ser caracterizados como descritivos ou explicativos. Os descritivos podem, por exemplo, caracterizar eletricamente um tecido biológico principalmente pela magnitude das propriedades elétricas do tecido, sem que necessariamente haja uma teoria ou representação fisiológica das microestruturas anatômicas no circuito equivalente. Já os explicativos são baseados em conceitos elétricos, como condutância, capacitância e permissividade. Nesse tipo de modelo há uma representação dos fenômenos fisiológicos por componentes do circuito equivalente, tentando mimetizar a resposta das microestruturas fisiológicas e permitindo uma interpretação mais analítica do fenômeno.

Por vezes, circuitos equivalentes com componentes discretos (resistores, capacitores e indutores) não são capazes de promover um ajuste adequado dos modelos aos experimentais, pois o tecido biológico não é homogêneo e os tamanhos das células são distribuídos aleatoriamente. Assim, o equivalente da combinação de circuitos pode diferir de modelos simples Resistor-Capacitor (RC).

Alguns órgãos ou tecidos biológicos não apresentam uma dispersão simples, como definida por Debye. Neste sentido, os irmãos Cole-Cole (COLE & COLE, 1941) desenvolveram equações pressupondo a utilização de um elemento de fase constante (CPE – *Constant Phase Element*) para buscar um melhor ajuste dos modelos aos dados de tecidos biológicos reais (Figura 16). Um CPE é uma estrutura matemática, não representável fisicamente por um único componente, e que pode ser pensada como uma série de um capacitor e um resistor dependentes da frequência.

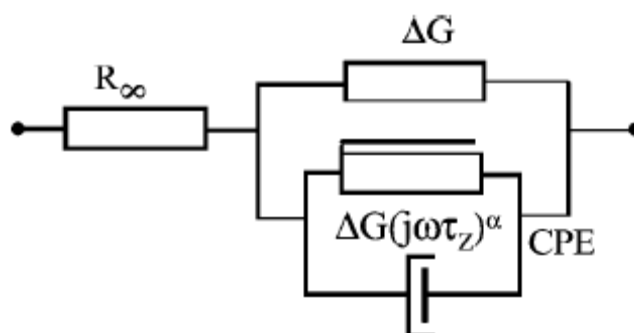


Figura 16 – Circuito de Cole com o CPE substituindo o capacitor ideal. (extraída de GRIMNES & MARTINSEN, 2000).

Capítulo 4

Escalas Psicométricas

Ao longo do tempo foram desenvolvidos instrumentos para refletir os impactos das doenças em populações, avaliando a função, a incapacidade e o desconforto físico e mental dos pacientes. Além dos índices genéricos, que se mostraram úteis na avaliação da qualidade de vida de pacientes com doenças reumatológicas, desenvolveram-se vários instrumentos específicos para a osteoartrite, com o intuito de obter informação mais especializada em relação ao impacto desse distúrbio na avaliação global dos pacientes.

Esses instrumentos podem ser específicos para doenças, para determinada população de pacientes (idosos ou crianças, por exemplo), para certa função (capacidade física, sono ou função sexual, por exemplo) ou para determinado problema (dor, por exemplo). Portanto, o objetivo dos instrumentos específicos é avaliar determinados aspectos da qualidade de vida dos pacientes portadores de osteoartrite, sendo sua principal característica o potencial de responsividade, ou seja, a suscetibilidade à alteração (GUYATT, 1995).

4.1 Instrumentos para avaliação da osteoartrite

Serão apresentados, na seqüência, os instrumentos específicos mais importantes para a avaliação da osteoartrite, sendo esses: o *Lequesne index*; o *Katz Activities of Daily Living instrument*; o *Lee's Functional Status instrument*; o *Functional Status Index*; o *Stanford Health Assessment Questionnaire*; o *Arthritis Impact Measurement Scales*; o *McMaster-Toronto Arthritis Patient Preference Disability Questionnaire*; o *Problem Elicitation Technique*; o *Influence of Rheumatology Arthritis on Health and Lifestyle*; o *Rapid Assessment of Disease Activity in Rheumatology Questionnaire* e o *Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index*.

O primeiro é o questionário de Lequesne (*Lequesne index*), desenvolvido na França nos anos 70 e publicado pela primeira vez nos anos 80; atualizado em 1997 e

novamente revisado em 2003 por FAUCHER *et al.* Este índice é composto de 11 questões sobre dor, desconforto e função, sendo seis questões sobre dor e desconforto, uma sobre distância a caminhar e quatro distintas para quadril ou joelho sobre atividades da vida diária. As pontuações variam de 0, sem acometimento, a 24, acometimento extremamente grave (MARX *et al.*, 2006).

O índice de atividades de vida diária ADL (*Katz Activities of Daily Living instrument*) é uma medida de capacidade funcional desenvolvida com o intuito de avaliar resultados terapêuticos e prognósticos em pacientes idosos ou cronicamente doentes. A avaliação fundamenta-se no grau de independência funcional em seis funções básicas: banhar-se, vestir-se, usar o banheiro, mover-se, ter continência (urinária e fecal) e alimentar-se (KATZ *et al.*, 1963).

O Índice Funcional de Lee (*Lee's Functional Status instrument*) consiste de 17 questões sobre capacidade funcional e pode ser auto-administrado de maneira fácil e rápida (LEE *et al.*, 1973). Ele possui uma correlação estatisticamente significativa com outras medidas de atividade de doença, tais como contagem articular, força de preensão, tempo de caminhada e classe funcional (BELL *et al.*, 1990).

O FSI (*Functional Status Index*) foi desenvolvido para avaliação da qualidade de vida na população geriátrica e consiste de 45 itens de atividades de vida diária agrupados em três dimensões que se correlacionam: dependência, dificuldade e dor. Deve ser administrado por um entrevistador treinado e pode ser completado entre 60 e 90 minutos (JETTE, 1980).

O HAQ (*Stanford Health Assessment Questionnaire*) é um questionário auto-administrável que avalia cinco dimensões do paciente: incapacidade, desconforto, efeitos colaterais de drogas, custo e morte. Composto de 20 questões sobre ADL agrupadas em oito categorias avalia o nível de dificuldade que o paciente apresenta para realizar tais atividades, assim como a necessidade de assistência para realizá-las, podendo ser facilmente completado em dez minutos. Um fato a ser realçado, porém, é que desde a publicação da proposição inicial do instrumento, grande valor tem sido dado à dimensão capaz de avaliar a capacidade funcional, enquanto que as demais (desconforto, efeitos colaterais de drogas, custo e morte) têm sido esporadicamente citadas (FRIES *et al.*, 1980). Uma modificação do HAQ, o MHAQ, foi desenvolvida para incluir questões referentes à satisfação do paciente em realizar suas atividades diárias, bem como para avaliar a alteração no grau de dificuldade para realizar essas

tarefas. Nesse instrumento, as questões foram reduzidas de 20 para oito, sem alteração nas características do instrumento (PINCUS *et al.*, 1983).

O AIMS (*Arthritis Impact Measurement Scales*) é um questionário auto-administrável que avalia as funções de bem-estar físico, emocional e social. Consiste de sete itens demográficos e 46 itens sobre o estado de saúde, agrupados em nove escalas: mobilidade (4 itens), atividade física (5 itens), atividade social (5 itens), papel social (7 itens), atividades de vida diária (4 itens), dor (4 itens), destreza (5 itens), ansiedade (6 itens) e depressão (6 itens). Há ainda outros 11 itens relacionados à percepção de saúde, à estimativa global do estado funcional e à gravidade da osteoartrite. Instrumento considerado de fácil aplicação, pode ser completado em aproximadamente 15 minutos (MEENAN *et al.*, 1980). Quando utilizado em associação com as medidas de atividade clínica convencionais, é capaz de detectar diferenças clínicas significantes entre grupos em ensaios clínicos com drogas (MEENAN, 1982).

Uma nova versão do AIMS, o AIMS2, foi introduzida após uma revisão e expansão do instrumento original. Três tipos de alterações foram realizadas: a) nas nove escalas originais alguns itens foram retirados, reduzindo-se cada escala a quatro ou cinco itens; b) incluíram-se três novas escalas: função dos braços, trabalho e suporte social; c) incluíram-se novos itens para avaliar a satisfação do paciente, determinar quanto do problema em determinada área de saúde é atribuído à osteoartrite ou pode ser devido a outras causas, e priorizar três áreas nas quais os pacientes gostariam de obter melhora mais importante (MEENAN *et al.*, 1992). As propriedades de medida dessa nova versão mostraram-se similares às do questionário original, e, podendo ser completado em aproximadamente 23 minutos, tem sido considerada a mais abrangente medida de estado de saúde específica para a osteoartrite, bem como um importante instrumento de pesquisa. Recentemente, realizou-se uma versão do AIMS2 para a língua portuguesa e a avaliação de suas propriedades de medida, permitindo a utilização desse instrumento também em pacientes brasileiros com artrite reumatóide (BRANDÃO *et al.*, 1997).

O MACTAR (*McMaster-Toronto Arthritis Patient Preference Disability Questionnaire*) é um questionário que avalia a preferência do paciente em realizar atividades funcionais em ordem de importância, com questões sobre melhora global da saúde. Mede mobilidade, auto-cuidado, trabalho e lazer, enfatizando as áreas de função física e social (TUGWELL *et al.*, 1987). Esse instrumento não é auto-administrável, necessitando para sua aplicação um entrevistador treinado. O PET (*Problem Elicitation*

Technique), que é uma modificação do MACTAR, incorpora uma dimensão que avalia o grau ou a frequência de dificuldade para cada problema identificado pelo paciente na lista do MACTAR (BELL *et al.*, 1990).

Derivado do AIMS, o IRGL (*Influence of Rheumatology Arthritis on Health and Lifestyle*) apresenta modificações nas escalas psicossociais. Compreende três dimensões (física, psicológica e social) e também tem uma escala que avalia o impacto global da doença (HUISKES *et al.*, 1990).

O RADAR (*Rapid Assessment of Disease Activity in Rheumatology Questionnaire*) é um questionário que mede a atividade da doença, o estado clínico e a relação dor/sensibilidade articular. Auto-administrável, pode ser completado em aproximadamente dez minutos (MASON *et al.*, 1992).

O questionário WOMAC (*Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index*) é um instrumento específico para osteoartrite com validade e confiabilidade comprovadas (JINKS *et al.*, 2002). O WOMAC foi traduzido e validado para a língua portuguesa por IVANOVITH *et al.* em 2002, e atualmente é recomendado pela Organização Mundial de Saúde. Este questionário é composto por 24 questões auto-relatadas divididas em três domínios: dor, rigidez e função física. Os escores do WOMAC são calculados pela Escala *Likert*, na qual cada questão recebe um escore que varia de 0 a 100, distribuído da seguinte forma: nenhuma= 0; pouca= 25; moderada= 50; intensa= 75; muito intensa= 100.

4.2 Escolha de um instrumento

O passo inicial para a escolha de um instrumento é avaliar sua adequação à proposta da pesquisa. Portanto, seus componentes devem ser óbvios, a população-alvo deve ser definida e a doença para a qual as medidas foram desenvolvidas deve ser bem delineada (BELL *et al.*, 1990). O instrumento deve ter credibilidade (validade aparente), ou seja, deve parecer aceitável aos investigadores e aos clínicos que o utilizarão. Além disso, é preciso que tenha compreensibilidade (validade de conteúdo), ou seja, deve incluir todos os componentes de estados de saúde relevantes para uma determinada avaliação. Também deve ter acurácia (validade de critério), ou seja, deve determinar a melhor estimativa possível do verdadeiro estado clínico do paciente (BELL *et al.*, 1990). Para isso, deve ser comparado com critérios externos conhecidos (“padrão-ouro”) e ser considerado reprodutível. O instrumento deve ter ainda senso biológico

(validade construtiva), isto é, mostrar-se sensível em situações em que não existe a possibilidade de utilizar um “padrão-ouro” e as comparações, portanto, são realizadas com outras medidas não completamente adequadas ao objetivo ao qual se propõe (BELL *et al.*, 1990).

Nesses casos, é fundamental que o instrumento escolhido demonstre concordância com outras medidas quando essa concordância é esperada (validade construtiva convergente) e diferenças nos resultados em que se esperava obter divergências (validade construtiva divergente) (BELL *et al.*, 1990). O instrumento também deve demonstrar sensibilidade à alteração, ou seja, deve ser capaz de detectar diferenças clinicamente relevantes como, por exemplo, as que ocorrem durante intervenções terapêuticas. Finalmente, além de todas essas considerações a respeito da validação, o questionário escolhido deve ter formato de fácil aplicação, tempo apropriado de administração e questões compreensíveis e aceitáveis pelos entrevistadores e pacientes (BELL *et al.*, 1990).

4.3 Avaliação das propriedades psicométricas

Para a construção da escala, segundo BUNCHRAFT & CAVAS (2002), o pesquisador pode iniciar com um conjunto grande de afirmações ligadas ao objeto em estudo. Posteriormente, essas afirmações deverão ser selecionadas a partir de procedimentos específicos de análise e os itens que apresentarem melhor poder de discriminação serão escolhidos para compor a escala final.

Entre as escalas citadas nas sessões anteriores, o tipo de resposta mais freqüentemente utilizada é a do tipo Likert, desenvolvido em 1932 por Rensis Likert, pois é simples e tem caráter ordinal. Segundo KRECH *et al.* (1973), na escala de Likert não existe a necessidade que haja concordância entre os juízes de que o conteúdo manifesto do item esteja diretamente ligada à atitude a ser medida, para determinar a disposição adequada do item na escala. Nesse caso, mesmo que o conteúdo manifesto não esteja se referindo diretamente à dimensão objetivada, por meio de sua correlação com o resultado do total, ele pode mostrar que é discriminativo e, com isso, ser incluído na escala.

A escala de Likert é composta por um conjunto de enunciados que funciona como estímulo para o indivíduo se expressar, utilizando uma faixa de cinco pontos, seu grau de concordância ou discordância em relação a um objeto (afirmativa). As

afirmações devem ser dispostas aleatoriamente e seguidas das cinco opções de resposta tais como: concordo totalmente, concordo, não tenho opinião, discordo e discordo totalmente. A soma dos pontos que serão atribuídos a cada item irá constituir o escore total do indivíduo, que por sua vez irá situá-lo em um determinado ponto da faixa (concordo totalmente - discordo totalmente). Entretanto, o resultado apresentado pelo indivíduo na escala de Likert não tem um sentido absoluto, e só poderá ser interpretado por meio da posição do indivíduo em relação à distribuição dos resultados dos outros sujeitos investigados.

4.3.1 Avaliação da fidedignidade e da consistência interna das Escalas

O termo “fidedignidade” ou “confiabilidade” é geralmente utilizado para referir-se à reprodutibilidade de uma medida, ou seja, ao grau de concordância entre múltiplas medidas de um mesmo objeto (MENEZES & NASCIMENTO, 1999). A confiabilidade de um instrumento relaciona-se à capacidade que um teste, medindo os mesmos sujeitos em ocasiões diferentes, produzir resultados idênticos quanto o objeto de medida não variou (PASQUALI, 2003).

Em termos numéricos, significa que a correlação entre as duas medidas deve ser igual a 1, de maneira que, quanto mais afastado de 1 maior o erro cometido pelo teste. A avaliação da confiabilidade de um instrumento é feita por meio da comparação de aplicações do instrumento no mesmo sujeito. Para MENEZES & NASCIMENTO (1999), o aspecto da confiabilidade mais frequentemente avaliado é a confiabilidade *teste-reteste*. LOBIONDO-WOOD & HABER (2001) e DUARTE (2001) recomendam a avaliação da consistência interna, pois segundo eles, esta é questão central na verificação da confiabilidade do instrumento.

A fidedignidade de um instrumento é verificada pela comparação de, no mínimo, dois conjuntos de escores, por tratar-se de uma medida de correlação, a qual pode ser obtida por intermédio de três métodos diferentes:

- 1) Método do teste-reteste - A escala é aplicada duas vezes à mesma população, após um intervalo de tempo, e os escores obtidos nas duas ocasiões são comparados por meio de um coeficiente de correlação. Para PASQUALI (2003), existem três tipos de dificuldades relacionadas ao teste-reteste: os indivíduos submetidos aos instrumentos lembram-se das respostas dadas anteriormente e as repetem; os indivíduos do estudo podem não estar dispostos a repetir o teste

(instrumentos longos) e durante o intervalo entre o teste e o reteste podem haver intercorrências pessoais ou ambientais que, afetando os indivíduos em questão, interferiram na segunda resposta (geralmente em intervalos longos). MENEZES & NASCIMENTO (1999) ressaltam que é importante determinar qual o intervalo entre a primeira e a segunda avaliação, de forma que as respostas da segunda entrevista não sejam influenciadas pela memória da primeira e o intervalo não seja grande o suficiente para uma mudança real no indivíduo em relação ao aspecto que está sendo avaliado.

2) Método das Metades – Considera apenas a adequação da amostragem de itens, omitindo a estabilidade temporal (BUNCHAFT & CAVAS, 2002). A escala é dividida ao acaso em duas metades, uma composta pelos itens ímpares e a outra pelos itens pares, e aplicada em uma única sessão. Cada metade deve ser representativa do todo e conter itens suficientes para ser fidedigna, sendo um mínimo de 8 a 10 e um total 16 a 20. Cada uma das metades é considerada uma escala separada. Neste método, a fidedignidade da escala é calculada correlacionando-se os escores obtidos em suas duas metades. Para tanto, a maioria dos estudos têm utilizado a fórmula de Spearman-Brown para obter a correlação entre as duas partes (BOHRNSTEDT, 1976).

3) Método das Formas Equivalentes – Dois modos equivalentes da escala são aplicados, de maneira alternada, a uma mesma população. Segundo BUNCHAFT & CAVAS (2002), ambas as formas devem obedecer a certo paralelismo quanto ao conteúdo, dificuldade, instruções, limite de tempo e número de itens que compõe a escala.

A correlação entre as duas escalas é obtida a partir dos escores resultantes da aplicação das mesmas. Quando as duas formas paralelas são aplicadas na mesma ocasião, avalia-se a generalidade das diferentes amostras de itens. Quando ocorrer um intervalo de tempo entre as duas aplicações, pode-se averiguar a estabilidade temporal da escala, tornando esse método mais completo para a averiguação da sua fidedignidade. Segundo SOCCI (1983), esse método possui a vantagem de poder ter ambas as formas aplicadas na mesma sessão e, também, de incorrer em mínimos efeitos da memória e da prática sobre as respostas. Entretanto, alguns autores consideram que este método é de difícil utilização pois, muitas vezes, não existem formas comparáveis do instrumento.

A consistência interna relaciona-se com a homogeneidade interna dos itens da escala medindo o mesmo evento, ou seja, deve existir uma intercorrelação dos itens do instrumento. LOBIONDO-WOOD & HABER (2001) referem que o coeficiente alfa de *Cronbach* é o mais utilizado. Este é capaz de refletir o grau de covariância dos itens entre si, servindo, assim, como indicador de consistência interna do teste em estudo. Quanto maior o índice alfa, maior a variância do conjunto de itens e menor a variância específica de cada item, o que determina a congruência entre os itens de um mesmo teste (consistência interna). Assim, se não houver variância entre os itens individualmente, alfa será igual a 1, significando que todos os itens do instrumento em questão são totalmente homogêneos, produzindo exatamente a mesma variância. O coeficiente varia de 0 a 1, sendo 0 a ausência total de consistência interna e 1, 100% e consistência interna (PASQUALI, 2003).

4.3.2 Avaliação da validade das Escalas

A avaliação da validade de um instrumento é uma das propriedades de medida importante a ser analisada. Segundo GUILLEMIM *et al.* (2005), validade é a capacidade de um instrumento medir o que se propõe a medir. A confiabilidade é necessária para a validade, mas não é, por si só, suficiente para estabelecer a validade do instrumento.

Existem três aspectos para verificação da validade do instrumento: validade de *construto*, de *conteúdo* e de *critério*. A validade de uma escala pode ser verificada por diversos processos: para a avaliação da validade de *conteúdo*, o processo da validade aparente ou lógica e da opinião de um júri de especialistas; para a avaliação de *construto*, a análise fatorial e para a avaliação da validade de *critério*, o processo de critérios independentes ou a comparação com um “*padrão-ouro*”. Esses processos podem ser definidos da seguinte forma:

1. Validade aparente ou lógica – consiste na análise por intermédio da opinião de um grupo de pessoas com as mesmas características da amostra que responderá o instrumento. Não é uma validade no seu sentido técnico; refere-se ao que o instrumento aparenta medir e não ao que ele realmente mede. É uma forma de adequar o material da escala ao seu objetivo, com a finalidade de obter maior cooperação e motivação por parte dos sujeitos que a responderão (BUNCHAFT & CAVAS, 2002).

2. Opinião de um júri de especialistas – consiste na análise por intermédio da opinião de um grupo de especialistas no campo da investigação. No caso da osteoartrite, médicos ortopedistas ou reumatologistas, ou ainda, fisioterapeutas poderiam constituir um júri para avaliar a validade da escala. A validade do conteúdo consiste no exame sistemático dos enunciados da escala, visando assegurar a sua representatividade dos itens, nas proporções corretas e necessárias (PASQUALI, 2003).

3. Análise fatorial - Trata-se de uma técnica estatística multivariada que, a partir da estrutura de dependência existente entre as variáveis de interesse (em geral representada pelas correlações ou covariâncias entre essas variáveis), permite a criação de um conjunto menor de itens (variáveis latentes, ou fatores) obtidos como função das variáveis originais (ARTES, 1998).

4. Critério independente – consiste na utilização de informações que podem ser cruzadas com o resultado geral da escala ou a comparação com um “*padrão-ouro*”. Por exemplo: a validade de uma escala que mede a posição social de um indivíduo pode ser comparada com informações como: aluguel de casas, nível de instrução, localização da residência, remuneração, *background* familiar ou outros fatores correlatos. Dessa forma, supõe-se que o efeito composto desses dados mede a *verdadeira posição social* do indivíduo, ou seja, o grau de correlação da escala com as informações correlatas (PASQUALI, 2003).

GRIEP *et al.* (2005) recomenda o uso da Análise Fatorial na validação de *construto* quando se deseja reduzir o número de indicadores ou fatores. Existem duas modalidades de Análise Fatorial: Análise Fatorial Exploratória (AFE) e Análise Fatorial Confirmatória (AFC). A AFE não exige a formulação de hipóteses *a priori* a respeito da estrutura de dependência dos dados, e essa estrutura, se existir, será um dos resultados da análise. A AFC é indicada para situações em que o pesquisador quer verificar se os itens de uma escala comportam-se segundo uma estrutura pré-definida. As vezes, estudos anteriores podem indicar, por exemplo, a existência de dois fatores em uma escala e quais itens associam-se a cada um desses fatores (ARTES, 1998). Essa é a situação ideal para a aplicação de uma AF confirmatória (AFC).

O que diferencia uma AFE de uma AFC é que na segunda o usuário indica que estrutura ele imagina existir nos dados e, pela aplicação da técnica, terá indícios

objetivos para concluir se aquela estrutura é ou não aceitável para explicar o comportamento dos dados (ARTES, 1998).

Esta técnica pressupõe a existência de fortes correlações entre as variáveis, o que é verificado pela realização dos testes estatísticos: índice *Kaiser-Meyer-Olkin* (KMO), que avalia a adequabilidade da amostra à análise fatorial; e o teste de esfericidade de Bartlett (BTS), que testa a hipótese nula de que os coeficientes de correlação são iguais a zero (HAIR *et al.*, 1998; PEREIRA, 2001; SPSS, 1999).

Para o índice *Kaiser-Meyer-Olkin* (KMO) valores próximos de 1 indicam que os coeficientes de correlação parciais são pequenos, revelando que a análise fatorial pode ser realizada com segurança. Se o resultado do teste indicar valores muito menores que 1, as correlações entre pares de variáveis não podem ser explicadas por outras variáveis, o que inviabilizaria o uso da análise fatorial. Valores altos (entre 0,5 e 1) indicam que a análise fatorial é apropriada ao tratamento dos dados avaliados (MALHOTRA, 2006).

Segundo o mesmo autor, o teste de esfericidade de Bartlett (BTS) considera a hipótese da matriz de correlações ser a matriz identidade, em cujo caso não haveria correlação entre as variáveis.

Como pode ser visto anteriormente, a literatura trata dos sinais e sintomas da osteoartrite de maneira bem clara, porém tais sinais exigem a realização de exames físicos e radiológicos e os sintomas possuem grande variabilidade inter-individual. Neste sentido, o conhecimento técnico e prático dos especialistas pode contribuir significativamente para o desenvolvimento de enunciados específicos para mensurar a condição patológica dos sujeitos.

Após uma revisão detalhada dos instrumentos direcionados para sujeitos com osteoartrite, apresentados no capítulo 4, observou-se que os instrumentos disponíveis são direcionados a populações idosas e normalmente avaliam as limitações funcionais, coerente com essa faixa etária, em que há um aumento da prevalência da doença. Neste sentido, as situações apresentadas nessas escalas são pouco sensíveis a sujeitos jovens e bem treinados fisicamente, perfil da população-alvo deste trabalho. Tal circunstância indicou a necessidade de se construir uma escala psicométrica que pudesse apresentar aos avaliados situações com grau de dificuldade física compatível com sua situação específica, e, ainda, que fosse sensível às alterações articulares nos joelhos de sujeitos jovens e bem condicionados fisicamente e que avaliasse as articulações separadamente, o que também não é considerado nas demais escalas estudadas.

Capítulo 5

Materiais e Métodos

Neste estudo foi desenvolvido um instrumento de apoio ao diagnóstico e outro de acompanhamento da osteoartrite. A aplicabilidade desses instrumentos foi verificada pela concordância dos seus resultados com a classificação da osteoartrite proposta por DEJOUR, obtida por exame clínico acompanhado de radiografias em AP / perfil (10°-30°) com carga. Entre as classificações da osteoartrite mais utilizadas na prática clínica, a de DEJOUR aparece como a que apresenta a maior concordância interobservador e segundo ALBUQUERQUE *et al.*, (2008) é a mais adequada para retratar a gravidade da doença degenerativa do joelho. O exame clínico apoiado por radiografias com as incidências acima citadas é reconhecido como “padrão ouro” no Brasil (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1994).

5.1 Seleção dos Sujeitos

O estudo foi conduzido com militares, voluntários, do sexo masculino, da Brigada de Infantaria Pára-quedista, na Guarnição da Vila Militar - Rio de Janeiro. Os critérios de inclusão foram: sentir algum desconforto na articulação dos joelhos, idade entre 20 e 60 anos, ausência de trauma nos joelhos nos 30 dias anteriores a avaliação, estar com a pele íntegra no local onde os eletrodos são fixados e estar com os joelhos livres de edema.

Os critérios de exclusão foram: possuir algum antecedente de doenças reumatológicas ou auto-imune; estar fazendo uso de antiinflamatórios, condroprotetores (glucosamina + condroitina), analgésicos ou diuréticos; ter utilizado órteses no período de cinco dias antes do exame; ter praticado atividade física moderada ou intensa nas 24 horas que antecederam o exame; ter ingerido bebida alcoólica nas 48 horas que antecederam ao exame; e apresentar lesão dérmica na região de colocação dos eletrodos.

5.2 Definição da Amostra

Tendo em vista a necessidade da realização de exames radiológicos e da avaliação clínica por uma banca de especialistas, optou-se pelo estabelecimento de critérios de inclusão que pudessem aumentar a prevalência do desfecho (osteoartrite) nos sujeitos avaliados, buscando aproximar a relação entre os grupos desfecho/controle da unidade.

Para definição do tamanho da amostra foi considerado um cálculo simplificado para o número mínimo de observações sugerido por REIS (1997) e HAIR *et al.* (1998), isto é, em torno de 5 vezes o número de itens que compõe a escala psicométrica utilizada no estudo. Assim, considerando a pequena prevalência da doença na faixa etária estudada e que a escala proposta apresentava 15 itens, definiu-se como amostragem mínima 60 articulações. Este número permitiu também uma verificação da aplicabilidade da utilização do método de espectrometria de bioimpedância ao diagnóstico da osteoartrite de joelho e da combinação destes métodos para tal diagnóstico.

5.3 Análise de bioimpedância baseada na resposta da corrente ao degrau de tensão

Neste trabalho utilizou-se o método de espectroscopia por bioimpedância desenvolvido por NEVES & SOUZA (2000). Neste, analisa-se a resposta da corrente à excitação por degrau de tensão. A principal vantagem do método em relação à varredura de senóides, utilizado na maior parte dos aparelhos multifrequenciais convencionais, está na necessidade de um menor levantamento de sinais para a caracterização do sistema, já que a excitação utilizada (degrau) explora muitos componentes de frequência (NEVES *et al.*, 2008a; NEVES *et al.*, 2008b).

A utilização de tal método implicou na investigação de um modelo elétrico para a bioimpedância do joelho humano, de um protocolo de colocação dos eletrodos e do tipo adequado de eletrodos para este fim. Inicialmente, utilizou-se o modelo clássico para o corpo humano (Figura 15), no qual foram acrescentados dois capacitores e dois resistores representando modelos simplificados das impedâncias dos eletrodos utilizados na aquisição do sinal (Figura 17).

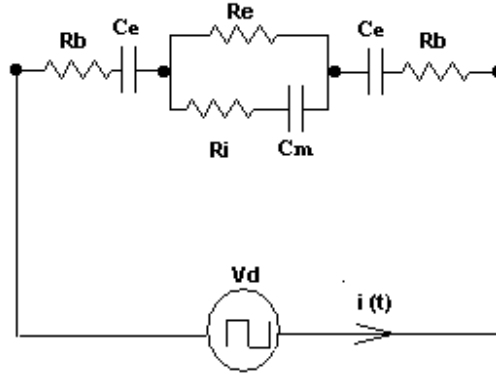


Figura 17 – Circuito elétrico adotado para modelar o protocolo de coleta dos dados de bioimpedância do joelho. Onde: Rb, Re e Ri são resistores; Cm e Ce são capacitores, Vd é a fonte do degrau de tensão e $i(t)$ a corrente elétrica.

O valor de Rb foi estimado utilizando o perímetro do eletrodo e a resistividade da pele (GRIMNES & MARTINSEN, 2000) de acordo com a equação 6. De acordo como o modelo da Figura 17 o comportamento da corrente é expresso pela equação 7 (NEVES *et al.*, 2009b).

$$Rb = \frac{\rho}{2\pi r} \quad (6)$$

$$i(t) = i_p [(k_1 e^{p_1 t}) + (k_2 e^{p_2 t})] \quad (7)$$

onde,

$$i_p = \frac{V_d}{Rb + \left(\frac{R_i R_e}{R_i + R_e} \right)} \quad (8)$$

$$k_1 = \frac{p_1 + \omega_z}{p_1 - p_2} \quad (9)$$

$$k_2 = \frac{p_2 + \omega_z}{p_2 - p_1} \quad (10)$$

$$p_1 = \left(\frac{-\omega_p + \omega_p \sqrt{1 - 4Q^2}}{2Q} \right) \quad (11)$$

$$p_2 = \left(\frac{-\omega_p - \omega_p \sqrt{1-4Q^2}}{2Q} \right) \quad (12)$$

Sendo o fator de qualidade (Q), e as frequências do pólo (ω_p) e do zero (ω_z) expressas como:

$$Q = \frac{1}{\omega_p [(R_e + R_b)C_e + (R_i + R_e)C_m]} \quad (13)$$

$$\omega_p = \sqrt{\frac{1}{[R_i R_e + R_b(R_i + R_e)]C_m C_e}} \quad (14)$$

$$\omega_z = \frac{1}{(R_i + R_e)C_m} \quad (15)$$

Por meio da expectativa teórica da corrente $i(t)$ (equação 7) e da sua análoga obtida experimentalmente podem-se extrair os parâmetros elétricos modeladores da bioimpedância corporal, ou seja, a resistência extracelular (R_e), a resistência intracelular (R_i), a capacitância de membrana (C_m) e a capacitância do eletrodo (C_e). Um procedimento de minimização de erro baseado em gradiente descendente foi utilizado para a obtenção dos melhores parâmetros para ajustar a expectativa teórica aos dados experimentais. Partindo dos parâmetros primários de bioimpedância (R_e , R_i , C_m), foram calculados parâmetros secundários (R_x , X_{cx} e C_x). Tais parâmetros são constituintes de um circuito equivalente (Figura 18(b)) ao circuito clássico para tecidos biológicos (Figura 18(a)).

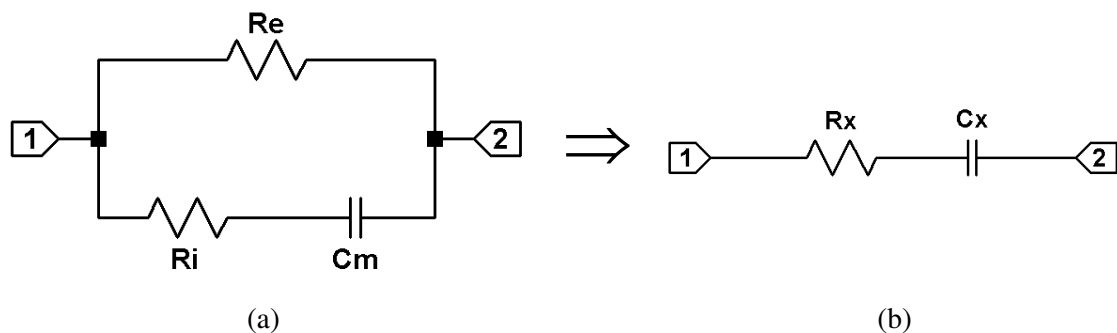


Figura 18 – (a) Circuito equivalente do tecido biológico, onde: R_e e R_i são resistores; C_m é um capacitor, e (b) equivalente representando a parte real (R_x) e imaginária (X_{cx}).

A impedância equivalente $Z(j\omega)$ para o circuito da figura 17(a) pode ser escrita como:

$$Z(j\omega) = \left(\frac{\text{Re Ri}}{\text{Re} + \text{Ri}} \right) \left(\frac{j\omega + \omega_a}{j\omega + \omega_b} \right) \quad (15)$$

Onde as frequências angulares ω_a e ω_b são escritas como:

$$\omega_a = \frac{1}{\text{Ri Cm}} \quad (16)$$

$$\omega_b = \frac{1}{(\text{Ri} + \text{Re}) \text{Cm}} \quad (17)$$

Após manipulações algébricas, a equação (15) pode ser reescrita como:

$$Z(j\omega) = \left(\frac{\text{Re Ri}}{\text{Re} + \text{Ri}} \right) \left[\frac{(\omega^2 + \omega_a \omega_b)}{(\omega_b^2 + \omega^2)} - j \frac{(\omega_a - \omega_b) \omega}{(\omega_b^2 + \omega^2)} \right] \quad (18)$$

Esta equação pode ser interpretada como uma série de uma resistência (parte real) e uma reatância capacitiva (parte imaginária), levando ao circuito série equivalente Rx-Cx. A impedância deste circuito série pode então ser escrita como:

$$Z(j\omega) = R_x - jX_{cx} \quad (19)$$

Assim, comparando as equações (18) e (19) e considerando que R_x e X_{cx} são valores de R e X_c , respectivamente, na frequência característica, pode-se demonstrar que:

$$R_x = \left(\frac{\text{Re Ri}}{\text{Re} + \text{Ri}} \right) \left(\frac{\omega^2 + \omega_z \omega_p}{\omega^2 + \omega_p^2} \right) \Bigg|_{\omega=\omega_p} \quad (20)$$

$$X_{cx} = \left(\frac{\text{Re Ri}}{\text{Re} + \text{Ri}} \right) \left(\frac{\omega(\omega_z - \omega_p)}{\omega^2 + \omega_p^2} \right) \Bigg|_{\omega=\omega_p} \quad (21)$$

$$Cx = \frac{1}{\left(\frac{ReRi}{Re + Ri} \right) \left(\frac{\omega^2 (\omega_z - \omega_p)}{\omega^2 + \omega_p^2} \right)} \Bigg|_{\omega=\omega_p} \quad (22)$$

5.4 A avaliação por bioimpedância

Para a avaliação por espectroscopia de bioimpedância foram utilizados eletrodos descartáveis de Ag/AgCl com 1 cm de diâmetro (3M Brasil). Os eletrodos foram colocados na linha interarticular do joelho, medialmente e lateralmente (Figura 19). As medidas de espectroscopia de bioimpedância (BIS) foram realizadas com os sujeitos de pé, com apoio dos dois pés no solo, em posição ortostática.



Figura 19 – Ilustração do protocolo de colocação dos eletrodos

A extração dos parâmetros foi realizada pelo *software* Knee (figuras 20 e 21), desenvolvido em Labview 6.0 (*National Instruments*). Por meio do Knee foi possível extrair os parâmetros primários (resistência interna (Ri), resistência externa (Re), capacitância de membrana (Cm), capacitância de eletrodo (Ce)) e os parâmetros secundários (Rx, Xcx e Cx) que ficam armazenados no sistema.

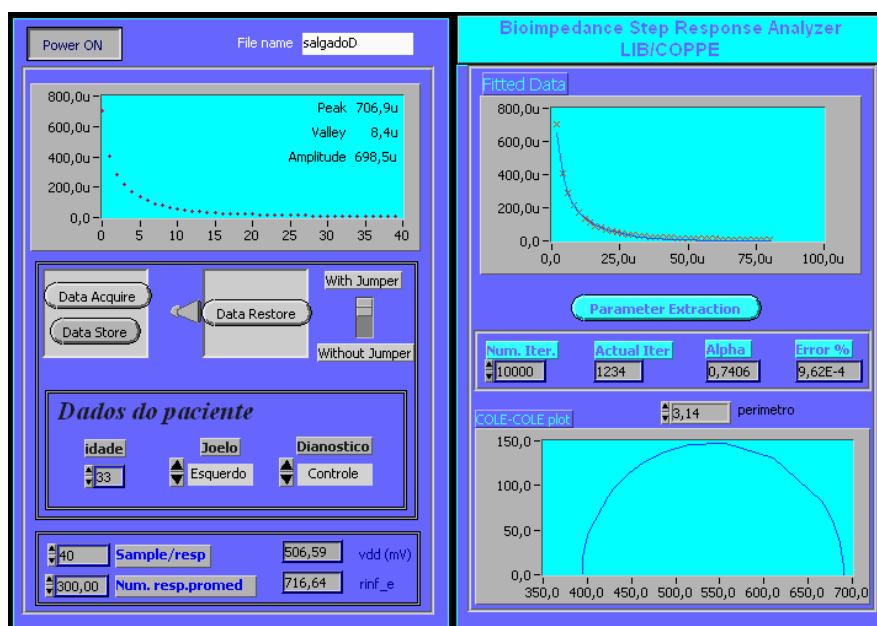


Figura 20 – Tela de aquisição de dados do software Knee

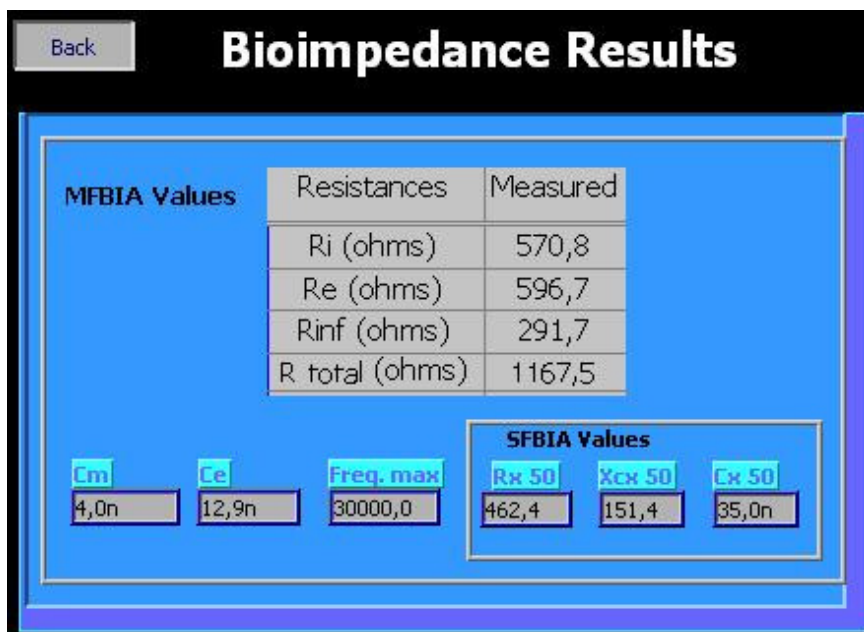


Figura 21 – Tela de resultados do software Knee

A partir dos dados brutos do modelo de bioimpedância, uma análise exploratória foi efetuada com o objetivo de observar seu comportamento geral, uma vez que esses dados poderiam apresentar grande variabilidade inter-sujeitos. Na análise dos resultados da espectroscopia de bioimpedância foram realizados testes de Wilcoxon-Mann-Whitney, para verificar as diferenças entre os grupos sem osteoartrite (estágio I) e com osteoartrite (estágios II e III).

5.5 O Desenvolvimento da Escala Psicométrica

A construção da escala iniciou-se com uma série de 10 entrevistas a especialistas (cinco ortopedistas e cinco fisioterapeutas) para aquisição de conhecimento relacionado à doença em questão. Após isso, utilizou-se a estrutura apresentada no questionário WOMAC, que, como visto, é um instrumento específico para osteoartrite recomendado pela Organização Mundial de Saúde, para elaborar os enunciados e organizar as opções de resposta. Com relação às dimensões avaliadas pelo WOMAC, foram mantidas, *a priori*, as dimensões ‘dor’ e ‘rigidez’ e a dimensão ‘função física’ foi substituída por ‘edema’.

5.5.1 Análise semântica

Na elaboração dos enunciados foram tomados os seguintes cuidados: utilizou-se linguagem compreensível para a amostra dos sujeitos à qual a escala será aplicada; utilizaram-se frases relativamente curtas e que continham uma só idéia; evitaram-se frases ambíguas, irrelevantes ou radicais e evitaram-se frases factuais. Os enunciados foram submetidos a uma análise semântica (PASQUALI, 2003), cujos avaliadores foram 6 sujeitos (3 oficiais e 3 soldados) da própria população para a qual se construiu o instrumento. Duas preocupações foram relevantes nesta análise: (1) verificar se os itens são inteligíveis para o estrato mais baixo (de escolaridade) da população alvo (por isso, a amostra para esta análise foi feita com este estrato) e (2) evitar deselegância na formulação dos itens. A análise semântica foi feita também com uma amostra mais sofisticada (de maior escolaridade) da população alvo (para garantir a chamada "validade aparente" do teste).

5.5.2 Avaliação dos juizes

A avaliação dos juizes (três ortopedistas) também fez parte da análise do conteúdo da escala. Os juízes, peritos na área do construto, tiveram que verificar se os itens estavam se referindo ou não ao aspecto que se desejava avaliar (dor, rigidez ou edema). A partir das avaliações e sugestões efetuadas pelos juízes, procedeu-se às reformulações necessárias, alterando, readequando ou acrescentado itens. A escala inicial foi composta de 15 itens (Anexo A), que abrangeram as dimensões *a priori*:

1. Dor (6 itens)
2. Rigidez (4 itens)
3. Edema (5 itens)

Cada item foi constituído por uma afirmativa contendo cinco alternativas relativas à presença do sintoma/quadro clínico apresentado: nenhuma; pouca; moderada; intensa e muito intensa. A ordenação da dimensão avaliada seguiu o proposto na escala de WOMAC, já a dos itens foi realizada por meio de sorteio aleatório, dentro da dimensão em questão.

5.5.3 Verificação das propriedades psicométricas da escala

Para a verificação da fidedignidade da escala foi utilizado o coeficiente r de Pearson entre as aplicações da escala (teste-reteste). Já a consistência interna foi avaliada pelo cálculo do coeficiente alfa de *Cronbach*. Para a avaliação da validade de *conteúdo* utilizou-se o processo da validade aparente e da opinião de um júri de especialistas; para a avaliação de construto realizou-se uma análise fatorial e na avaliação da validade de critério a comparação com o exame clínico (“padrão-ouro”).

Verificou-se ainda o poder de discriminação da escala por meio da aplicação do teste t de Student dos 27%. Este teste verificou a significância da diferença de cada item entre duas “amostras independentes”: os 27% melhores diagnósticos e os 27% piores diagnósticos no exame clínico (PASQUALI, 2003). Foi realizado o teste de Mann-Whitney para verificar as diferenças em cada dimensão e a diferença do escore global da escala entre os grupos sem osteoartrite (estágio I) e com osteoartrite (estágios II e III) (SIEGEL, 1957). Todos os testes foram realizados no *software* Statistical Package for the Social Sciences 13.0 (SPSS 13.0), o detalhamento dos parâmetros utilizados em cada teste estão descritos no capítulo 6 (Resultados).

Após verificar a adequabilidade dos dados da Escala ao tratamento por Análise Fatorial (testes KMO e BTS), foi realizada a análise pelo método de componentes principais com matriz rotacionada VARIMAX, o que permite simplificar a interpretação dos fatores e minimizar o número de itens com um grande peso em um fator. Para a escolha do número de fatores, optou-se pelo critério de Normalização de Kaiser, ou seja, os fatores retidos devem ter autovalores maiores que 1 (HAIR *et al.*, 1998).

5.6 Procedimentos metodológicos

Os sujeitos foram avaliados da seguinte forma: inicialmente, receberam todas as informações sobre o estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE); após isso, foram convidados a preencher a Escala de Acompanhamento da Osteoartrite - EsAO (Anexo A) e submetidos ao exame clínico por uma banca de especialistas (dois ortopedistas e um fisioterapeuta) com o apoio de radiografias em AP/Perfil (10°-30°) com carga, técnica reconhecida como “padrão ouro” para o diagnóstico da osteoartrite no Brasil (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1994).

Na seqüência, a banca de especialistas classificou as articulações segundo o exame clínico e de acordo com os quatro estágios de osteoartrite (I, II, III e IV) propostos por DEJOUR.

Para o cálculo dos escores da EsAO foram atribuídos os seguintes valores a cada opção de resposta: valor 0 (zero) à opção “nenhuma”; valor 1 (um) à opção “pouca”; valor 2 (dois) à opção “moderada”, valor 3 (três) à opção “intensa”; e valor 4 à opção “muito intensa”.

Os voluntários foram contatados alguns dias (entre 3 e 7 dias) após a realização dos procedimentos acima citados para receberem o resultado da avaliação por bioimpedância e para o preenchimento da EsAO (reteste).

5.7 Considerações éticas à pesquisa

O estudo incorpora os aspectos éticos recomendados pela Resolução 196/96 sobre Pesquisa Envolvendo Seres Humanos e não apresenta atividades que possam levar danos à dimensão física, psíquica, moral, intelectual, social, cultural ou espiritual destas pessoas. Os Anexos B e C caracterizam o apoio do Comandante da Brigada de Infantaria Pára-quedista e do Hospital de Guarnição da Vila Militar, respectivamente. O Anexo D apresenta o modelo do termo de Consentimento Livre e Esclarecido dos indivíduos, que foi impresso em duas vias, uma das quais foi entregue ao sujeito entrevistado e a outra permanecerá com o pesquisador. O estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Estudos de Saúde Coletiva da Universidade Federal do Rio de Janeiro (Protocolo 34/2008 – Anexo E).

Capítulo 6

Resultados

6.1 Perfil da Amostra

Foram avaliados 32 sujeitos (62 articulações), todos pára-quedistas militares do Exército Brasileiro e podem ser caracterizados pelos seguintes dados antropométricos médios: idade ($42,03 \pm 9,81$ anos); peso ($82,37 \pm 12,00$ kg); altura ($1,75 \pm 0,07$ m); índice de massa corporal - IMC ($26,76 \pm 2,82$). Dos sujeitos que compuseram a amostra, dois deles apresentaram um dos joelhos fora dos critérios de inclusão no estudo, todos os demais tiveram os dois joelhos avaliados. Das 62 articulações avaliadas, 34 articulações foram classificadas no estágio I de Dejour, 11 no estágio II e 17 no estágio III. Não foi encontrado caso de osteoartrite classificada no estágio IV na amostra estudada.

Durante as 14 primeiras avaliações foram coletados dados antropométricos (perímetro do joelho e diâmetro do joelho) que, em teoria, poderiam interferir na análise dos parâmetros de bioimpedância. A Tabela 1 apresenta os valores de correlação entre esses dados e os parâmetros de bioimpedâncias estudados.

Tabela 1 – Correlação dos dados antropométricos com os parâmetros de bioimpedância

Parâmetro	Estatística (n=14)	IMC	Perímetro do Joelho	Diâmetro do Joelho
Ri	Correlação de Spearman p valor	-0,266 0,358	0,016 0,957	-0,002 0,994
Re	Correlação de Spearman p valor	-0,328 0,253	0,115 0,696	0,348 0,223
Cm	Correlação de Spearman P valor	-0,098 0,739	0,129 0,661	0,204 0,484
Rx	Correlação de Spearman P valor	-0,470 0,090	-0,047 0,873	0,138 0,637
Xcx	Correlação de Spearman P valor	-0,204 0,485	0,164 0,575	0,368 0,196
Cx	Correlação de Spearman P valor	-0,067 0,821	-0,333 0,245	-0,342 0,232

Tendo em vista os baixos valores de correlação entre as variáveis antropométricas analisadas e os parâmetros de bioimpedância, as mesmas não foram mais coletadas nas avaliações subsequentes.

6.2 Resultados da Avaliação por Bioimpedância

A Tabela 2 apresenta os valores médios das variáveis adquiridas por bioimpedância, distribuídas pelos estágios da osteoartrite segundo a classificação de Dejour. Segundo essa classificação, pode-se estabelecer dois grupos: o grupo dos **sem osteoartrite** (classificados no estágio I) e os **com osteoartrite** (classificados nos estágios II e III).

Tabela 2 – Parâmetros primários e secundários de bioimpedância (média \pm desvio padrão) segundo a classificação de Osteoartrite de Dejour

Dejour	N	$Ri(\Omega)$	$Re(\Omega)$	$Cm(nF)$	$Rx(\Omega)$	$Cx(nF)$	$Xcx(\Omega)$
I	34	577,73 \pm 224,19	525,61 \pm 147,79	5,01 \pm 1,95	391,09 \pm 93,44	49,32 \pm 32,82	134,98 \pm 62,24
II	11	491,55 \pm 136,56	767,54 \pm 110,03	7,10 \pm 1,26	512,67 \pm 67,96	37,00 \pm 11,90	232,63 \pm 42,93
III	17	552,98 \pm 153,69	845,16 \pm 162,73	7,14 \pm 1,03	574,12 \pm 121,35	38,31 \pm 12,03	253,02 \pm 59,04

A seguir são apresentados os gráficos *box plot* para cada variável estudada (Figuras 22, 23, 24, 25, 26, 27).

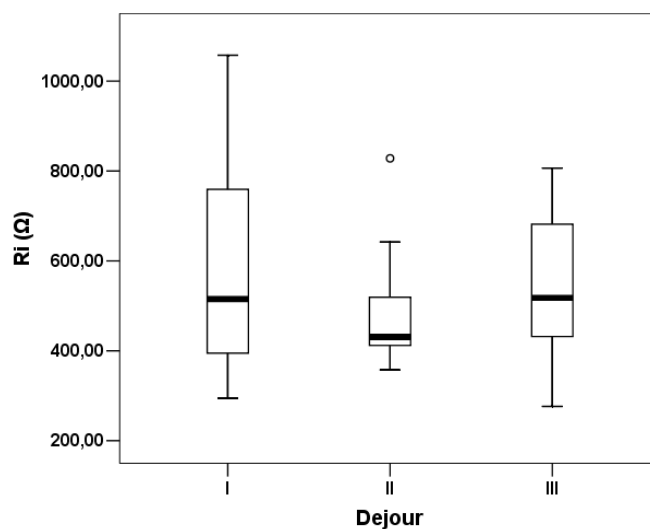


Figura 22 – Gráfico *box plot* para o parâmetro Ri

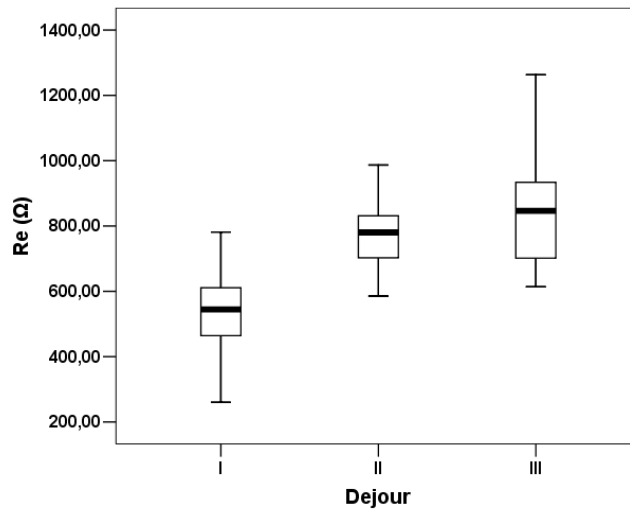


Figura 23 – Gráfico *box plot* para o parâmetro Re

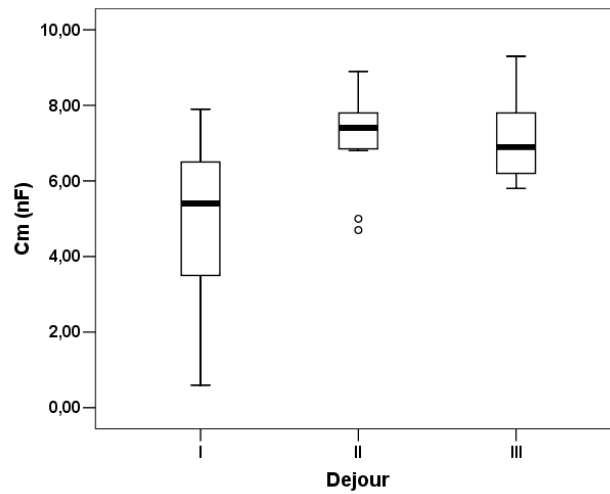


Figura 24 – Gráfico *box plot* para o parâmetro Cm

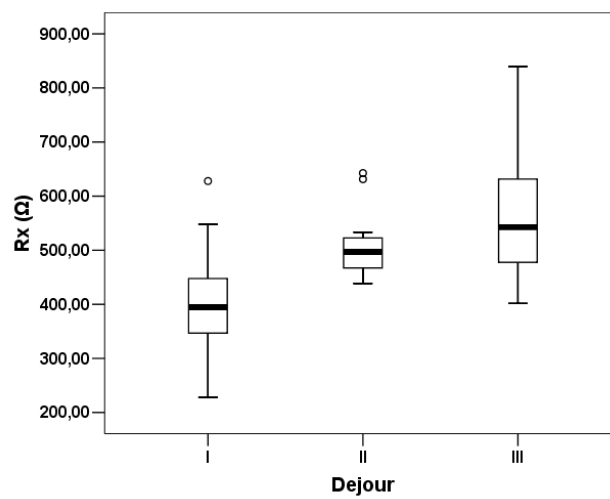


Figura 25 – Gráfico *box plot* para o parâmetro Rx

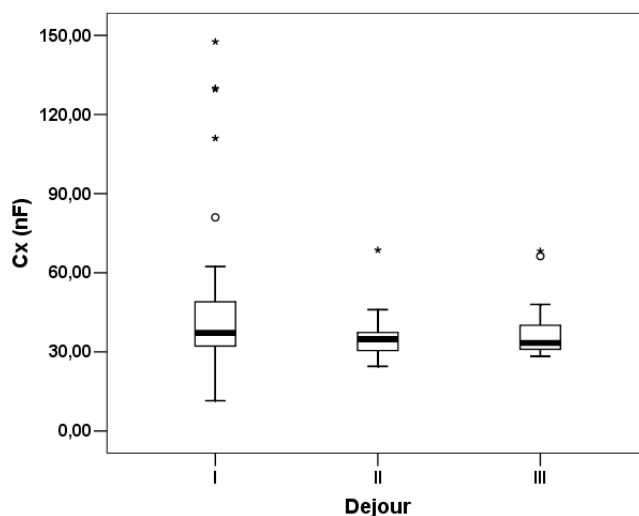


Figura 26 – Gráfico *box plot* para o parâmetro Cx

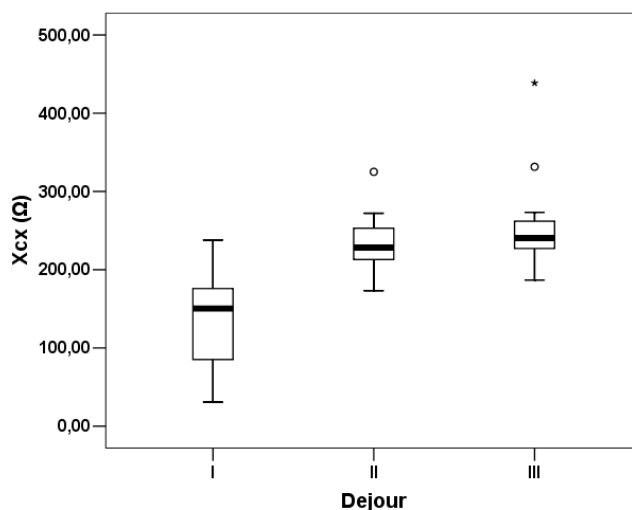


Figura 27 – Gráfico *box plot* para o parâmetro Xcx

Observando o padrão de resposta encontrado nas variáveis para cada estágio da osteoartrite, pode-se perceber, de acordo com o teste de Wilcoxon-Mann-Whitney e a estatística Z apresentados na Tabela 3, que os parâmetros com melhor poder de discriminação entre os estágios são Re e Xcx. Assim, considerando o estágio I como joelho sem osteoartrite e os estágios II e III como joelhos com osteoartrite, a avaliação por bioimpedância possui um ótimo poder de discriminação entre os grupos de saudáveis e osteoartíticos como pode ser observado na Figura 28.

Tabela 3 – Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney entre os grupos sem osteoartrite (n=34) e com osteoartrite (n=28) para os parâmetros de Bioimpedância

Parâmetro	$Ri(\Omega)$	$Re(\Omega)$	$Cm(nF)$	$Rx(\Omega)$	$Cx(nF)$	$Xcx(\Omega)$
Mann-Whitney U	452,000	56,000	168,500	97,000	378,500	55,000
Wilcoxon W	858,000	651,000	763,500	692,000	784,500	650,000
Z	-0,339	-5,941	-4,352	-5,361	-1,379	-5,955
p valor	0,734	0,000	0,000	0,000	0,168	0,000

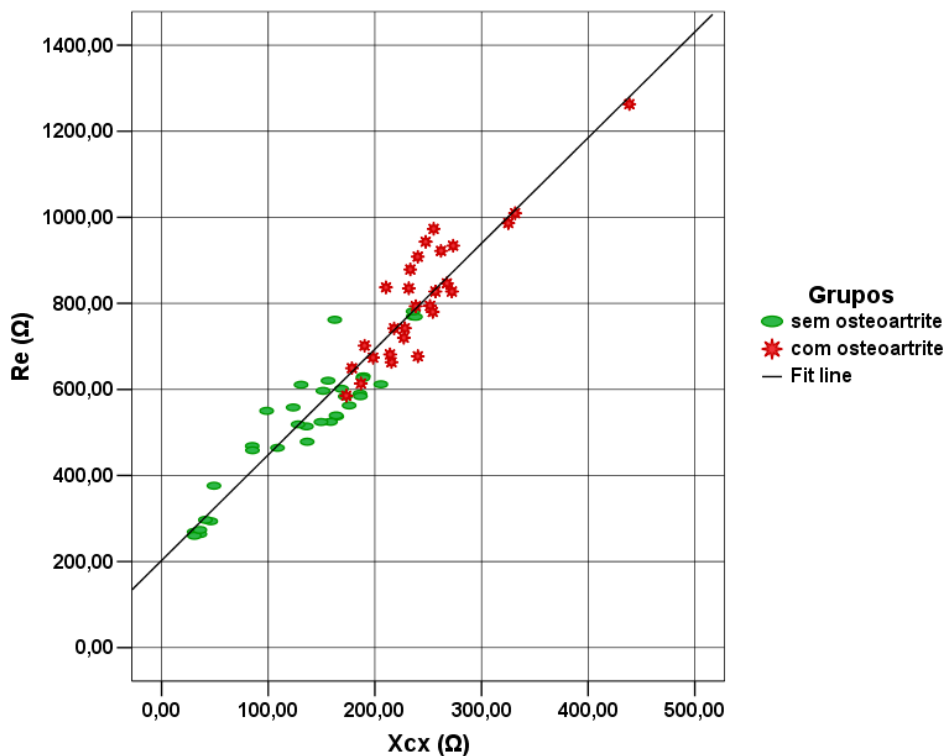


Figura 28 – Gráfico de espalhamento com os parâmetros Re e Xcx para joelhos sem osteoartrite e com osteoartrite

Observando a Figura 28 pode-se perceber que as articulações com osteoartrite se agrupam sobre a linha de tendência, mais afastadas do ponto ($Re\ 200\ \Omega$, $Xcx\ 0\ \Omega$). Neste sentido pode-se estabelecer um índice matemático (*Bioelectric Index for knee Osteoarthritis - BIKO*) que representa o módulo de uma impedância cuja parte real seria ($Re - 200$) e a parte imaginária seria Xcx (equação 23).

$$BIKO = \sqrt{(Re - 200)^2 + Xcx^2} \quad (21)$$

A Tabela 4 apresentou os seguintes valores de sensibilidade e especificidade de acordo com a curva ROC (*Receiver Operating Characteristic curve*).

Tabela 4 - Valores de sensibilidade e especificidade de acordo com a curva ROC (*Receiver Operating Characteristic curve*)

<i>Bioelectric Index for knee Osteoarthritis – BIKO</i> (Ω)	Sensibilidade	1 - Especificidade
[...]	[...]	[...]
421,6	1,000	0,382
423,6	0,964	0,382
425,8	0,964	0,353
429,1	0,964	0,324
431,7	0,964	0,294
433,8	0,964	0,265
441,9	0,964	0,235
451,2	0,964	0,206
457,2	0,929	0,206
463,4	0,929	0,176
468,4	0,929	0,147
476,9	0,929	0,118
497,3	0,893	0,118
512,4	0,857	0,118
520,3	0,821	0,118
530,6	0,786	0,118
535,4	0,750	0,118
[...]	[...]	[...]

O *Bioelectric Index for knee Osteoarthritis (BIKO)* apresentou 0,867 de valor preditivo positivo e 0,938 de valor preditivo negativo para o ponto de corte de 476,9 Ω . Com relação a possíveis confusões ocasionadas por co-morbidades articulares, foi possível acompanhar sete sujeitos da amostra que durante o período de coleta de dados foram submetidos à cirurgia artroscópica para tratamento das seguintes lesões: três sujeitos com lesões meniscais; dois com ruptura do Ligamento Cruzado Anterior (LCA); um com condromalácia patelar; e um com ruptura do LCA e uma lesão condral traumática, de 1,2 cm de diâmetro, no côndilo medial do fêmur. Nestes casos a técnica

de bioimpedância obteve 100% de concordância com o diagnóstico artroscópico. Destes, apenas dois joelhos apresentavam degeneração condral (ambos apresentavam também lesão meniscal). Os demais apresentaram parâmetros de bioimpedância compatíveis com Dejour grau I, apesar das co-morbidades presentes. Cabe ressaltar que um dos sujeitos acima citados apresentou parâmetros de bioimpedância compatíveis com Dejour grau I, apesar de estar com lesão meniscal importante.

6.3 Resultados da Escala de Acompanhamento da Osteoartrite – EsAO

O alfa de *Cronbach* para a escala como um todo foi de 0,963, o que indica uma alta consistência interna. A Tabela 5 apresenta essa estatística item a item e para o caso da supressão de cada item também. Para análise da fidedignidade da escala foi calculada a correlação entre duas avaliações (método teste-reteste) obtendo um coeficiente $r_p = 0,999$ (Pearson) com $p < 0,01$.

Tabela 5 – Valores para o alfa de *Cronbach* com a retirada de cada item da escala

Dimensão/Item	Correlação Item-Total	r^2	Alfa de Cronbach se o item for deletado
dor / item 1	0,768	0,711	0,961
dor / item 2	0,857	0,848	0,959
dor / item 3	0,815	0,852	0,960
dor / item 4	0,804	0,863	0,960
dor / item 5	0,882	0,864	0,959
dor / item 6	0,820	0,819	0,960
rigidez / item 1	0,664	0,692	0,963
rigidez / item 2	0,793	0,862	0,961
rigidez / item 3	0,864	0,853	0,959
rigidez / item 4	0,686	0,660	0,963
edema / item 1	0,723	0,747	0,962
edema / item 2	0,791	0,893	0,961
edema / item 3	0,782	0,828	0,961
edema / item 4	0,781	0,910	0,961
edema / item 5	0,781	0,839	0,961

A validade de *conteúdo* da escala pode ser verificada pelo processo da validade aparente ou lógica e da opinião de um júri de especialistas (três ortopedistas especialistas em joelho) que realizaram um exame sistemático dos enunciados da escala, visando assegurar a representatividade dos itens, nas proporções corretas e necessárias ao conhecimento dos sintomas da osteoartrite.

Já a validade de *constructo* foi confirmada pelo método da análise fatorial. Para verificação da adequabilidade dos dados à análise fatorial foi realizado inicialmente o teste KMO, cujo valor obtido foi de 0,907, o que indica a adequabilidade dos dados à técnica utilizada. O teste de esfericidade de Bartlett (BTS) apresentou um Qui-quadrado aproximado de 1029,488, com significância estatística menor que 0,0001, revelando que a matriz de correlações não é a matriz identidade.

Pode-se assim constatar que, mesmo as variáveis não obedecendo a uma distribuição Normal, os testes KMO e BTS mostram que os dados podem ser tratados pela análise fatorial. O poder de discriminação dos itens foi avaliado pelo teste $t_{27\%}$, cujo resultado foi significativo ($p < 0,01$) para todos os itens. A Tabela 6 apresenta a carga fatorial para os itens da Escala e sua distribuição pelos fatores obtidos com métodos dos componentes principais, com rotação VARIMAX.

A Figura 29 apresenta a distribuição espacial dos itens pelos fatores (componentes) calculados na análise fatorial da escala.

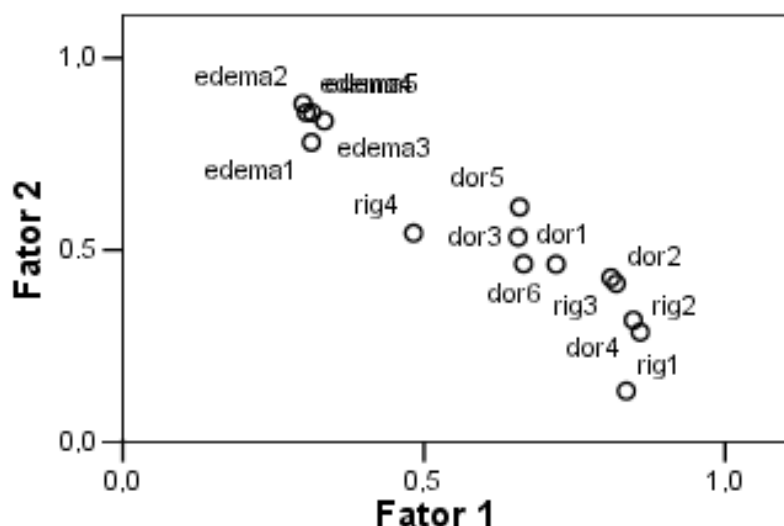


Figura 29 – Distribuição no espaço rotado dos itens de acordo com os fatores calculados

Tabela 6 – Carga fatorial para os itens da EsAO e sua distribuição pelos fatores obtidos com métodos dos componentes principais, com rotação VARIMAX.

Dimensão	Pergunta	Situação	Fatores *	
			1	2
Dor	Qual a intensidade da sua dor?	Caminhando em um lugar plano	0,666	
		Subindo ou descendo escadas	0,819	
		Correndo em lugar plano com piso rígido	0,656	0,533
		Sentando-se ou levantando-se	0,848	
		Ficando em pé por mais de uma hora	0,659	0,612
		Ao praticar esportes de quadra	0,719	
Rigidez	Qual é a intensidade de sua rigidez logo após acordar de manhã? Qual é a intensidade de sua rigidez após permanecer sentado por mais de 1(uma) hora? Qual é a intensidade de sua rigidez quando você tenta sentar após permanecer de pé por mais de 1(uma) hora? Qual é a intensidade da crepitação (atrato ou estalos) quando você dobra ou estica os joelhos, após permanecer mais de uma hora com a perna na mesma posição?		0,836	
			0,859	
			0,811	
			0,483	0,544
Edema	Com que frequência você observa edema (inchaço) nos seus joelhos após:	Subir ou descer 3 andares de escadas		0,780
		Correndo em lugar plano com piso rígido		0,881
		Carregar mochilas e bolsas pesadas		0,836
		Ao praticar esportes de quadra		0,858
		Sentar e levantar de bancos baixos		0,857

* Foram eliminados as cargas fatoriais < 0,480 (baixo peso fatorial)

* Esses fatores explicam 77% da variância dos dados avaliados

A figura 30 apresenta a distribuição dos escores parciais, por aspecto estudado (dor, rigidez e edema) e total da escala de acordo com a classificação do estágio da osteoartrite dada pelos especialistas.

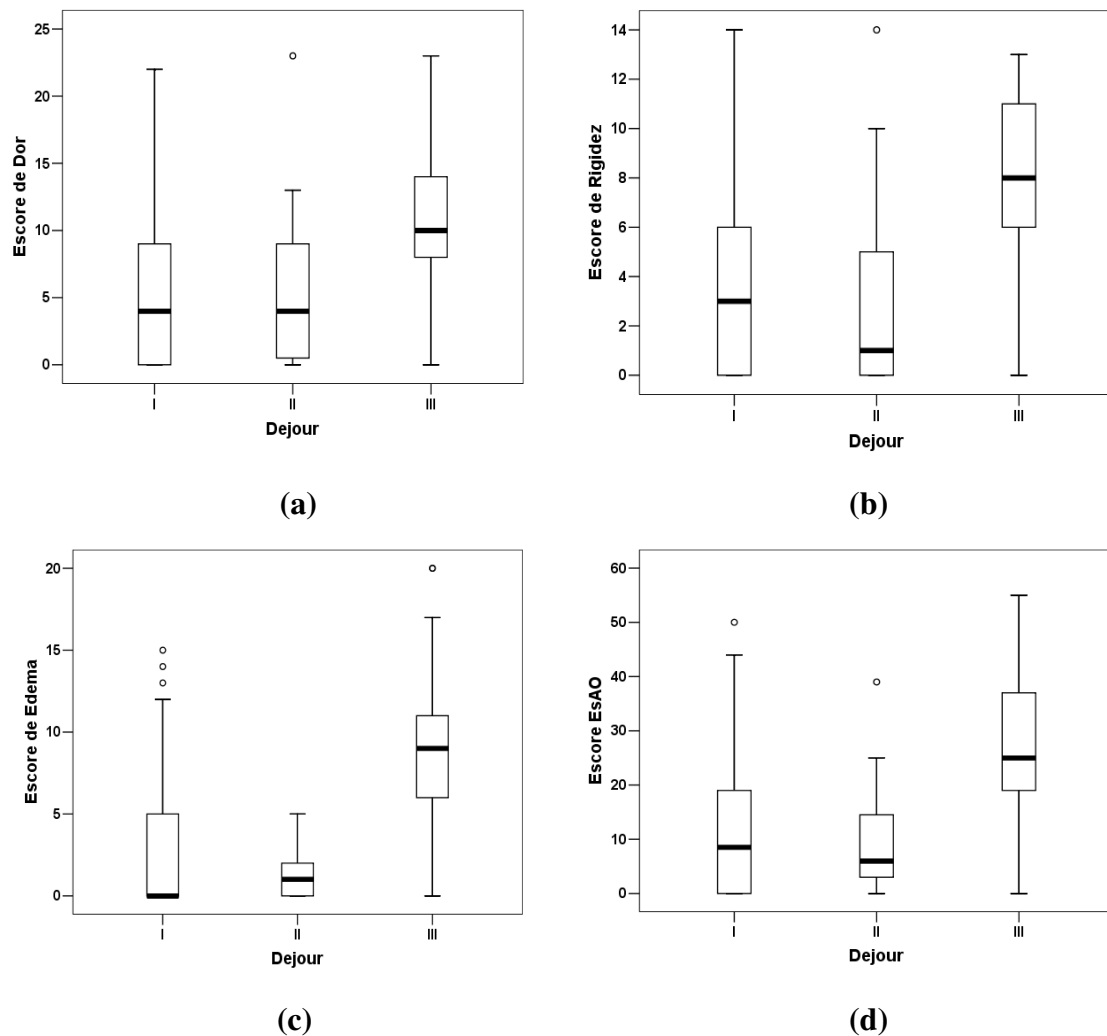


Figura 30 – (a) Box plot para o aspecto dor e a classificação de Dejour; (b) Box plot para o aspecto rigidez e a classificação de Dejour e (c) Box plot para o aspecto edema e a classificação de Dejour; e (d) Box plot para o escore total da EsAO e a classificação de Dejour

A validade de critério pode ser verificada pelo teste U de Mann-Whitney que resultou em uma estatística $Z = -3,538$, $p \text{ valor} < 0,001$, quando se analisou a diferença dos valores parciais da dimensão edema entre os estágios II e III da osteoartrite segundo Dejour. A Tabela 7 apresenta os valores do Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney entre o grupo de sujeitos classificados no estágio I (sem osteoartrite) e o grupo classificado nos estágios II e III (com osteoartrite) para cada dimensão da escala e para o escore total da escala. Na sequência, a Tabela 8 apresenta os valores do mesmo teste, agora entre os grupos classificados nos estágios II e III da classificação de Dejour.

Tabela 7 – Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para cada dimensão e para o escore total da EsAO entre os sujeitos sem osteoartrite e os com osteoartrite

	EsAO_Dor	EsAO_Rigidez	EsAO_Edema	EsAO_Total
Mann-Whitney U	319,500	310,000	324,000	308,000
Wilcoxon W	914,500	905,000	919,000	903,000
Z	-2,244	-2,392	-2,226	-2,391
P valor	0,025	0,017	0,026	0,017

Tabela 8 – Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney para cada dimensão e para o escore total da EsAO entre os sujeitos classificados no estágio II e III de Dejour

	EsAO_Dor	EsAO_Rigidez	EsAO_Edema	EsAO_Total
Mann-Whitney U	48,500	41,500	19,000	32,500
Wilcoxon W	114,500	107,500	85,000	98,500
Z	-2,126	-2,458	-3,538	-2,875
P valor	0,034	0,014	0,000	0,004

Capítulo 7

Discussão dos Resultados

7.1 Discussão dos resultados da avaliação por espectroscopia de bioimpedância

O desenvolvimento de técnicas não-invasivas de diagnóstico, como as desenvolvidas neste trabalho, é de grande importância, uma vez que a utilização de radiografias exige uma infra-estrutura complexa, além de expor o paciente à radiação ionizante e da dificuldade de transporte do equipamento. O percentual de sujeitos com diagnóstico de osteoartrite encontrado nesse estudo não pode ser generalizado para a população, em função dos critérios de inclusão utilizados.

Com relação ao protocolo de colocação dos eletrodos para avaliação por bioimpedância, foi estudada a questão do posicionamento e da distância entre os eletrodos, que poderiam interferir nos resultados. Isso se justifica pois, em tese, caso a corrente percorresse um caminho próximo a superfície da pele, o perímetro da articulação poderia ser um fator de normalização; e, caso a corrente percorresse um caminho retilíneo, o diâmetro da articulação poderia ser utilizado para normalização dos dados. Entretanto, a análise dos primeiros resultados indicou que os dados de bioimpedância não sofrem influência das características antropométricas dos sujeitos, tais como o perímetro e o diâmetro dos joelhos. Tal afirmativa é suportada pelos baixos índices de correlação (Tabela 1) entre os parâmetros de bioimpedância e as variáveis antropométricas citadas.

Os parâmetros elétricos R_e e X_{cx} foram os que melhor conseguiram discriminar os grupos constituídos a partir da classificação da osteoartrite realizado pela banca de especialista (Figuras 23 e 27). A seguir serão discutidas as diversas alterações fisiopatológicas da osteoartrite que suportam esses achados.

O desenvolvimento da osteoartrite promove o aumento de cristais de apatita e pirofosfato de cálcio no fluido sinovial (NERO *et al.*, 2006, DOHERTY *et al.*, 1996). Assim, entendendo que R_e está associada com o líquido extracelular e X_{cx} com a reatância do tecido biológico, é coerente esperar-se um aumento no valor dessas

variáveis com o aumento da gravidade da doença, medida pela escala de Dejour, pois a resistividade dos fluidos condutores aumenta a medida que há um aumento na concentração de partículas não-condutivas em suspensão (KYLE *et al.* 2004).

MOHAN *et al.* (2006) encontraram uma alta correlação (negativa) entre as variações do pH e a quantidade de líquido intracelular (ICW) medido por espectroscopia de bioimpedância, corroborando os achados de outros autores (DAMON *et al.* 2002, LINDINGER & HEIGENHAUSER, 1991). A resistividade dos fluidos biológicos parece manter uma boa correlação com os valores de pH. No caso da gonartrose, quando a concentração de ácido hialurônico diminui parece haver um leve aumento do pH do líquido sinovial, o que também é sinalizado pela elevação dos valores de Re e Xcx.

Na osteoartrite de joelho podem-se encontrar as seguintes alterações, entre outras: o volume de líquido sinovial supera os 3,5ml; há uma diminuição da concentração de ácido hialurônico e há um aumento de até dez vezes no número de leucócitos presentes (MELO, 2003).

RAMOS (2003) observou que a condutividade de uma suspensão de células esféricas, regularmente organizadas no espaço, decresce linearmente com o aumento da fração volumétrica ocupada pelas células, quando analisada no domínio do tempo, no intervalo de 0 a 0,5s. Neste sentido, é possível que a elevação do número de leucócitos (células grandes da ordem de 10-20 μm) no líquido sinovial promova também a elevação dos valores de Re e Xcx.

Há evidências de que a forma de comunicação entre as células do líquido sinovial é alterada no processo osteoartítico. MARINO *et al.* (2004) encontraram um aumento significativo no número de *gaps* de junção intercelulares em sujeitos com osteoartrite quando comparados com sujeitos normais. A consequência da formação desses “*gaps*” é um estreitamento do meio extracelular entre as células que participam desses “*gaps*”, embora suas membranas não cheguem a se tocar (LAMPE *et al.*, 1998, KISTLER *et al.*, 1994). Assim, o aumento do número de ocorrências desse estreitamento do espaço extracelular, somado ao estreitamento macroscópico do espaço intra-articular do joelho (uma vez que, nos doentes, há uma maior aproximação das superfícies ósseas do fêmur e da tíbia) sugerem um aumento de resistividade da estrutura do joelho.

WEBB *et al.* (1998) realizaram um estudo transversal *in vivo* com culturas de células articulares aspiradas da articulação do joelho de 7 voluntários sadios (3 homens

e 4 mulheres) e 6 pacientes (4 homens e 2 mulheres) diagnosticados com OA. O estudo demonstrou, após isolamento dos condrócitos e cultura de células, que há um aumento dos níveis das citosinas IL-1 e IL-6 no líquido sinovial em pacientes com OA ($p < 0.001$). A ocorrência desses mediadores inflamatórios, particularmente a IL1, o TNF- α , o óxido nítrico (NO), superóxido, a PGE₂, as metaloproteinases de matriz 1, 3, 7, 9, 10 e 13 (ATTUR *et al.*, 2002), desequilibram o metabolismo articular, remodelando-o e contribuindo para o aparecimento da sinovite e para a destruição da cartilagem articular com apoptose celular da matriz cartilaginosa (PENNINX *et al.*, 2004).

Em processos de degeneração tecidual provocados por necrose celular ou isquemia, as células sofrem com a hipóxia (IVORRA, 2003). Esta também passa a ser um fator que ajuda a entender as variações da impedância no estado osteoartritico, pois a na situação de hipóxia, as células não são capazes de gerar energia suficiente para o adequado funcionamento das bombas iônicas, que enviam íons para o meio extracelular, fazendo com que a água penetre dentro da célula. Isso provoca um aumento da resistividade do meio extracelular que pode ser utilizado como um indicador da isquemia tecidual, quando analisado em baixas frequências (IVORRA, 2003).

Os resultados do presente trabalho estão de acordo com aqueles obtidos por GAJRE *et al.* (2007), num estudo de Pletismografia de Impedância Elétrica (EIP) de joelhos, quanto à variação da magnitude da bioimpedância dos joelhos com osteoartrite. Isto é, naquele estudo foi observado que os sujeitos com OA de joelho apresentavam valores de impedância mais alta do que os sujeitos com os joelhos não osteoartíticos (grupo controle).

Com relação à magnitude dos valores de impedância, os resultados deste estudo devem ser analisados considerando-se que o tecido muscular pode ser fortemente anisotrópico, apresentando uma razão de condutividade transversal/longitudinal de 1/8 (GRIMNES & MARTINSEN, 2000). Consequentemente, pode-se esperar menores valores de impedância na direção longitudinal, como os observados no trabalho de GAJRE *et al.* (2007). Mais ainda, o uso de eletrodos de menor dimensão, como os usados no presente estudo, implica em uma resistência adicional devida a efeito de constrição das linhas de densidade de corrente.

GAJRE *et al.* (2007) só conseguiram verificar diferenças entre os valores de bioimpedância de joelhos com OA e sem OA em situação dinâmica (de exercício). As diferenças encontradas por eles nas avaliações estáticas não se mostraram significativas. Isto talvez tenha ocorrido, pois eles utilizaram a aquisição de dados pelo protocolo

tetrapolar (4 eletrodos), que exige uma distância mínima entre os eletrodos e acaba por ampliar demais a região de passagem da corrente, perdendo a especificidade da região articular. A aquisição do sinal de bioimpedância por meio da resposta da corrente ao degrau de tensão (método utilizado nesta tese) utiliza a aquisição de dados com protocolo bipolar (2 eletrodos), o que permitiu restringir a região de passagem da corrente à articulação do joelho. Isto talvez explique a discordância entre os resultados do trabalho de GAJRE *et al.* (2007) e deste trabalho com relação à presença de significância estatística entre as magnitudes de bioimpedância de joelhos com OA e sem OA em medidas estáticas.

O acompanhamento de alguns pacientes que realizaram cirurgia artroscópica indica que o método de bioimpedância utilizado parece não sofrer influência de lesões meniscais, ligamentares ou de pequenas lesões cartilagosas localizadas. O *Bioelectric Index for knee Osteoarthritis* apresentou bons resultados de sensibilidade e especificidade, particularmente para o ponto de corte de 476,9 Ω (92,9% e 88,2%, respectivamente), sugerindo que o método apresenta um bom poder de discriminação entre joelhos saudáveis e com osteoartrite.

A osteoartrite é uma doença em que alguns pacientes apresentam uma queixa clínica que não se correlaciona perfeitamente com as imagens radiográficas, o que, por vezes, dificulta o estabelecimento do diagnóstico (SHARMA *et al.*, 2006). A pequena intercessão entre os valores de impedância bioelétrica entre os grupos da classificação de Dejour é coerente com o que se poderia esperar da variabilidade biológica. Assim, os resultados encontrados com a espectroscopia de bioimpedância, baseada na resposta da corrente ao degrau de tensão, surge como um instrumento objetivo que pode ser utilizado no meio clínico durante a avaliação de pacientes com suspeita de osteoartrite.

Apesar da análise epidemiológica realizada na população de pára-quedistas militares (NEVES *et al.*, 2009a) indicar que os joelhos foram o segundo sítio anatômico com maior frequência de lesões na realização dos saltos de adestramento da tropa pára-quedista, não se obtiveram dados capazes de se estabelecer uma relação de causa e efeito entre o treinamento dos militares e a prevalência de gonartrose nessa população.

Com relação ao curso de formação dos pára-quedistas militares brasileiros, sabe-se (NEVES *et al.*, 2008c) que este é caracterizado por elevado volume e alta intensidade de atividade física. Tais observações sugerem a necessidade de um acompanhamento periódico da condição articular dos joelhos dos militares pára-quedistas.

7.2 Discussão dos resultados da Escala de Acompanhamento da Osteoartrite – EsAO

Para promover maior eficiência na avaliação da OA, a *American Rheumatism Association* (ARA) desenvolveu em 1986, um conjunto de critérios, clínicos e radiográficos do *American College of Rheumatology* (ACR), que oferece uma classificação com 91% de sensibilidade e 86% de especificidade por intermédio da associação entre os achados clínicos, incluindo escalas psicométricas e os dados radiográficos (ALTMAN *et al.*, 1986)

Também no esforço de recomendar instrumentos de avaliação mais adequados, em 1997, a OMERACT (*Outcome Measures in Rheumatology Clinical Trials*) e a 5th WHO/ILAR Task Force (*World Health Organisation/International League Against Rheumatism*) examinaram as condições e medidas principais que devem ser usadas para avaliar o indivíduo com OA. Após esse estudo, os instrumentos “*Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)*” e o “*Lequesne Algo funcional index*” foram recomendados como os instrumentos de medida mais adequados às articulações dos joelhos e quadris: ambos para a avaliação da qualidade de vida e funcionalidade na OA (DREINHÖFER *et al.*, 2004).

Entretanto, essas escalas foram desenvolvidas e avaliadas em grupos de pacientes que já possuíam diagnóstico fechado de osteoartrite e utilizam questões preparadas para avaliar a limitação funcional de sujeitos idosos (principal faixa de acometimento da doença). A Escala de Acompanhamento da Osteoartrite – EsAO - desenvolvida no presente estudo apresenta questões/situações que são perfeitamente aplicáveis a adultos jovens, tornando-se mais sensível a essa população e podendo ser utilizada no acompanhamento da osteoartrite em pacientes adultos jovens.

Quanto às características psicométricas, a EsAO apresentou uma consistência interna (alfa de *Cronbach*) de 0,963, o que pode ser considerado excelente, pois segundo TERWEE *et al.* (2007), o alfa de *Cronbach* deve estar dentro do intervalo 0,70-0,95 para que a confiabilidade de um instrumento possa ser considerada aceitável. Por outro lado, GONSALVES *et al.* (2009) alerta para a necessidade das correlações item-total se apresentarem acima de 0,30. Esse alerta foi atendido em todos os itens da EsAO, que apresentou correlação item-total variando entre 0,664 e 0,882.

Pode-se citar outros instrumentos, de larga utilização, que apresentaram resultados menos consistentes: a versão brasileira do Body Dysmorphic Disorder Examination (JORGE *et al.*, 2008) que obteve uma consistência interna de 0,89, sendo o instrumento considerado traduzido e adaptado com sucesso; e a versão brasileira do Índice de Capacidade para o Trabalho (MARTINEZ *et al.*, 2009) que obteve uma consistência interna de 0,72.

No estudo de JORGE *et al.* (2008), o instrumento avaliado apresentou um coeficiente de reprodutibilidade intra-observador (teste-reteste) de 0,87 que está aquém do encontrado para a EsAO (0,99), no estudo de MARTINEZ *et al.* (2009), os autores não avaliaram a fidedignidade (reprodutibilidade) do instrumento. O trabalho de FAUCHER *et al.* (2003) avaliando a confiabilidade teste-reteste do questionário de Lequesne conseguiu um ICC de 0,95 para joelho, MARX *et al.* (2006) obtiveram 0,99 para joelho e 0,98 para quadril.

Pode-se comparar também a EsAO com a validação transcultural para o Português do *Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)*, que é um instrumento específico para osteoartrite de joelhos e que teve por base o *WOMAC* (GONSALVES *et al.*, 2009). No estudo de GONSALVES e colaboradores o alfa de *Cronbach* das subescalas do *KOOS* variou entre 0,77 e 0,95, sendo o instrumento considerado apto para o uso. A EsAO pode ainda ser comparada com a validação transcultural do *Oxford Knee Score* (12 itens) para o alemão (NAAL *et al.*, 2009), onde essa escala obteve um alfa de *Cronbach* de 0,83.

A técnica de análise fatorial indicou que todos os itens apresentam carga fatorial significativa e podem ser distribuídos em dois fatores principais: o primeiro englobando os itens relativos às dimensões dor e rigidez (Fator Sintoma); e o segundo relativo aos itens sobre a dimensão edema (Fator Sinal). A carga fatorial destes dois fatores explica 77% da variância dos dados. A permanência das dimensões dor e rigidez em um mesmo fator estão coerentes com os achados clínicos da osteoartrite que mostram boa associação entre essas dimensões (ALTMAN *et al.*, 1986). Os resultados encontrados para a EsAO são considerados muito bons quando comparados com outros estudos sobre validade de constructo de escalas psicométricas, que utilizaram a Análise Fatorial para essa verificação. O *Amblyopia and Strabismus Questionnaire (A&SQ)* foi considerado excelente por VAN DE GRAAF *et al.* (2009), apesar de estar estruturado com cinco dimensões e, após a Análise Fatorial, apresentar seis fatores que explicaram 70,5 % da variância dos resultados.

BARKER *et al* em 2004 realizaram um estudo transversal com objetivo de relacionar a gravidade dos achados radiográficos (KELLGREN & LAWRENCE) com função e dor (WOMAC). Participaram do estudo pacientes com OA (idade $69,5 \pm 8,1$ anos) que aguardavam artroplastias de joelhos. Os resultados mostraram que diferentes níveis de dor, funcionalidade e rigidez avaliados pelo WOMAC podem apresentar escores radiográficos semelhantes. Tais achados sugerem a fragilidade desse tipo de instrumento para o diagnóstico da osteoartrite, porém não o invalidam para o acompanhamento da evolução da doença por meio da comparação das avaliações sucessivas com o próprio escore inicial do paciente (*baseline*).

O resultado da correlação entre os resultados da EsAO com o diagnóstico dos especialistas foi influenciado por co-morbidades articulares, como: lesões nos meniscos e ligamentos ou condromalácia patelar, que também provocam dor, bloqueios articulares e edema (PETERSON & RENSTRÖM, 2002).

PECCIN *et al.* (2006) Observaram pontuação semelhante no questionário Lysholm para os casos de artrose e lesão do ligamento cruzado anterior e uma pequena diferença para os casos de lesão meniscal e condromalácia. Isso é explicado pelo fato de os sintomas mais comuns na artrose e na lesão crônica do ligamento cruzado anterior serem instabilidade e dor, comuns na fase crônica destas doenças. As lesões meniscais de origem traumática normalmente são associadas a lesões ligamentares, principalmente do LCA (AMATUZZI *et al.*, 2003). O paciente com lesão meniscal vai se queixar de dor, travamento, instabilidade e inchaço (BRONSTEIN & DEHAVEN, 2001).

Com relação à condromalácia patelar, alguns pacientes relatam a presença de dor retropatelar crônica (que piora após terem ficado com a articulação do joelho flexionada por muito tempo, ao subirem escadas, saltarem ou agacharem) e falseio do joelho. Nestes casos é comum encontrar edema e crepitação articular. Esta última ocorre principalmente no movimento de extensão do joelho, ao levantar de uma cadeira ou subir escadas (OLIVEIRA *et al.*, 2003).

Apesar do Teste de Wilcoxon-Mann-Whitney indicar uma diferença estatisticamente significativa entre os joelhos saudáveis e aqueles com osteoartrite em todas as três dimensões avaliadas e também no escore global, uma análise da figura 30 sugere que o maior poder de discriminação da escala está entre os estágios II e III (joelhos com osteoartrite) e não entre os estágios I e II. Neste sentido, o instrumento assume muito mais um perfil de ferramenta de acompanhamento da evolução de

pacientes com diagnóstico fechado de osteoartrite do que uma ferramenta de apoio ao diagnóstico da doença.

Capítulo 8

Conclusão

O presente estudo revisou os conhecimentos sobre as alterações fisiológicas ocorridas na osteoartrite, como passo necessário ao desenvolvimento de instrumentos de apoio ao diagnóstico e acompanhamento da degeneração da cartilagem articular do joelho a partir de dados de espectroscopia de bioimpedância e das respostas dos sujeitos a uma escala psicométrica.

A partir da identificação dos parâmetros médios de bioimpedância de joelhos normais e com osteoartrite pode-se verificar o grande potencial dessa técnica para o apoio ao diagnóstico da osteoartrite de joelhos. Tais resultados foram possíveis pela utilização de um protocolo específico para colocação dos eletrodos que buscou minimizar a influência das características antropométricas dos sujeitos, direcionando o caminho da corrente bioelétrica ao interior da articulação do joelho.

Pela inadequação das escalas disponíveis na literatura às populações de adultos jovens foi desenvolvida a Escala para Acompanhamento da Osteoartrite (EsAO), que apresentou excelentes características psicométricas e poder de discriminação entre os sujeitos com diagnóstico de osteoartrite, caracterizando-se como uma boa ferramenta de acompanhamento para ser utilizado nesse tipo de população. Para tanto, recomenda-se a validação da mesma em futuro estudo longitudinal.

Ambos os instrumentos desenvolvidos neste trabalho possuem aplicação imediata na população estudada (os pára-quedistas militares brasileiros) e na clínica ortopédica, com grande praticidade, facilidade de transporte e custos operacionais reduzidos. Tais características crescem de importância quando se considera a quantidade de militares que exercem essa atividade (cerca de 5 mil), pois o acompanhamento convencional da saúde articular dos joelhos exige que esses sujeitos visitem periodicamente um local com aparelhos de Raios-X e toda a infra-estrutura necessária à realização desses exames. Neste sentido, a adoção dos instrumentos aqui desenvolvidos traria grande economia de tempo e de recursos financeiros que são gastos em deslocamentos aos hospitais e no processo de realização e revelação das radiografias.

TRABALHOS PRODUZIDOS DURANTE O DOUTORADO

NEVES, E. B., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2009, “Military parachuting injuries in Brazil”, *Injury*, v.40, n. 8, pp 897–900.

NEVES, E.B. ; OLIVEIRA, A.G.V. ; MACEDO, A. R. M. ; SOUZA, M.N. ; ALMEIDA, R.M.V.R. 2008, “Avaliação da hidratação dos alunos do curso de formação de pára-quedistas militares do exército brasileiro”, *Cadernos Saúde Coletiva (UFRJ)*, v.16, n.1, pp. 53-66.

NEVES, E. B., PINO, A. V., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2009, “Knee bioelectric impedance assessment in healthy / with osteoarthritis subjects”. *Artigo submetido à revista **Physiological Measurement***.

NEVES, E. B., PINO, A. V., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2008, “Objective Assessment of Knee Osteoarthritis in Parachuters by Bioimpedance Spectroscopy”, *Proceedings of the 30th Annual International IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*, pp. 5320-5323, Vancouver, British Columbia, Canada, 2008.

NEVES, E. B., PINO, A. V., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2008, “Desenvolvimento de instrumentos de apoio ao diagnóstico e acompanhamento da osteoartrite em pára-quedistas militares”, *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, pp. 661-664, Salvador-BA, 2008.

NEVES, E. B., PINO, A. V., SOUZA, M.N., 2009, “Comparison of Two Bioimpedance Spectroscopy Techniques in the Assessment of Body Fluid Volumes”, *Proceedings of the 31th Annual International IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*, pp. 853-856, Minneapolis, Minnesota, USA, 2009.

NEVES, E.B., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2007, “A Prevalência de Osteoartrite em atletas militares” In: *11º Simpósio Internacional de Atividade Física*, 2007. Revista de Educação Física. Rio de Janeiro: DPEP.

REFERÊNCIAS

AHLBÄCK, S., 1968, “Osteoarthrosis of the knee: A radiographic investigation”, *Acta Radiologica Diagnosis*. Suppl 277, pp.7-72.

ALBUQUERQUE, R.P., GIORDANO, V., STURM L., AZEVEDO JÚNIOR, V., LEÃO, A., AMARAL, N.P., 2008, “Análise da reprodutibilidade de três classificações para a osteoartrose do joelho”, *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.43, n.8, pp. 329-335.

ALTMAN, R., ASH, E., BLOCH, D., BOLE, G., BORENSTEIN, D., BRAND, K., CHRISTY, W., COOKE, T. D., GREENWALD, R., HOCHBERG, M., 1986, “Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and Therapeutic Criteria Committee of the American Rheumatism Association”, *Arthritis Rheumatology*, v. 29, n.8, pp.1039-1049.

ALVARENGA, R.L., SOUZA, M.N., 2003, “Assessment of knee osteoarthritis by bioelectrical Impedance”, *Proceedings of the 25th Annual International IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference*, pp. 3118-3121, Cancún, México, 2003.

AMATUZZI, M.M., HERNANDEZ, A.J, ALBUQUERQUE, R.F.M., 2003, “Lesões meniscoligamentares do joelho” In: HERBERT, S. *et al.*, *Ortopedia e traumatologia: princípios e práticas*. 3ªed. Porto Alegre: Artmed.

AMOROSO, P.J., BELL, N.S., JONES, B.H., 1997, “Injury among female and male army parachutists”, *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, v.68, n.11, p.1006–1011.

ARTES, R., 1998, “Aspectos estatísticos da análise fatorial de escalas de avaliação”, *Revista de Psiquiatria Clínica (São Paulo)*, v.25, n.5, pp.223-8.

ATTUR, M.G., DAVE, M., AKAMATSU, M., KATOH, M., AMIN, A.R., 2002, “Osteoarthritis or osteoarthrosis: the definition of inflammation becomes a semantic issue in the genomic era of molecular medicine”, *Osteoarthritis and Cartilage*, v.10, n.1, pp.1-4.

BAIJU, D.S.R., JAMES, L.A., 2003, “Parachuting: a sport of chance and expense”, *Injury*, v.34, n.3, pp.215–217.

BARD, A.J, FULKNER, L.R., 1980, *Techniques based on concepts of impedance. Electrochemical methods: fundamentals and applications*. New York: John Wiley & Sons.

BARKER, K., LAMB, S.E., TOVE, F., JACKSON, S., BARRINGTON, S., 2004, “Association between radiographic joint space narrowing, function, pain and muscle power in severe osteoarthritis of the knee”, *Clinical Rehabilitation*, v.18, n.7, pp.793-800.

BEATON, D.E., SCHEMITSCH, E., 2003, "Measures of health-related quality of life and physical function", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.413, pp.90-105.

BELL, M.J., BOMBARDIER, C., TUGWELL, P., 1990, "Measurement of functional status, quality of life and utility in rheumatoid arthritis", *Arthritis Rheumatoid*, v.33, n.4, pp.591-601.

BOHRNSTEDT, G. W., 1976, *Evaluación de la confiabilidad y validez en la medición de actitudes*. México: ed. Trillas.

BRANDÃO, L., FERRAZ, M.B., ZERBINI, C.A.F., 1997, "Avaliação da qualidade de vida na artrite reumatóide: revisão atualizada", *Revista Brasileira de Reumatologia*, v.37, n.5, pp.275-281.

BRICKNELL, M.C.M., CRAIG, S.C., 1999, "Military parachuting injuries: a literature review", *Occupational Medicine*, v.49, n.1, pp.17-26.

BRONSTEIN, R.D., DEHAVEN, K.E., 2001, "Aspectos das lesões no joelho em atletas" In: CANAVAN, P. K. *Reabilitação em medicina esportiva: um guia abrangente*. São Paulo: Manole.

BUCKWALTER, J.Á., MANKIN H.J., 1997, "Articular cartilage: Part I. Tissue design and chondrocyte-matrix interactions", *Journal of Bone and Joint Surgery. American*, v.79, n.4, pp.600-611.

BUNCHAFT, G., CAVAS, C., 2002, *Sob medida*. São Paulo: Vetor.

CAMANHO, G. L., 2001, "Tratamento da osteoartrose do joelho", *Revista brasileira de Ortopedia*, v. 36, n. 5, pp. 270-278.

CHASSAING, D.V., *Arthrose du genou (gonarthrose)*, Disponível em: <http://www.genou.com/arthrose/arthrose.htm>. Acesso em: 30 set. 2007, 15:34:30.

CHHABRA, A., ELLIOT, C.C., MILLER, M.D., 2001, "Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee", *Sports medicine and arthroscopy review*, v.9, n.3, pp.166-177.

COLE, K.S., COLE, R.H., 1941, "Dispersion and absorption in dielectrics", *Journal of Chemical Physics*, v.9, pp.341-51.

CORMACK, K.H., 1991, *HAM-histologia*. 9ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

COTRAN, R., KUMAR, V., COLLINS, T., 2000, *Robbins patologia estrutural e funcional*. 6ªed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

DAMON, B.M., GREGORY, C.D., HALL, K.L., STARK, H.J., GULANI, V., DAWSON, M.J., 2002, "Intracellular acidification and volume increases explain R(2) decreases in exercising muscle", *Magnetic Resonance in Medicine*, v.47, n.1, pp.14-23.

DANGELO, J. G., FATTINI, C. A., 2000, *Anatomia humana sistêmica e segmentar: para o estudante de medicina*,. 2ªed. São Paulo: Atheneu.

DARLING, D., **The Worlds of David Darling**. Disponível em: www.daviddarling.info/images/Argand_diagram.png. Acesso em: 29 set. 09, 17:02:40.

DEJOUR, H., CARRET, J.P., WALCH, G. *et al.*, 1991, “Les gonarthroses”, 7^{èmes} *Journées Lyonnaises de Chirurgie de Genou*. Lyon: SIMEP.

DE LORENZO, A., BANA, P.F.A., SAW, G.F., BAFTISTINI, N.C., DEURENBERG, P., 1991, “Body impedance measurements during dialysis”, *European Journal of Clinical Nutrition*, v.46, n.6, pp.321-325.

DOHERTY, M., BELCHER, C., REGAN, M., JONES, A., LEDINGHAM, J., 1996, “Association between synovial fluid levels of inorganic pyrophosphate and short term radiographic outcome of knee osteoarthritis”. *Annals of the rheumatic diseases*, v.55, n.7, pp.432-436.

DREINHÖFER, K., STUCKI, G., EWERT T., HUBER, E., EBENBICHLER, G., GUTENBRUNNER, C., KOSTANJSEK, N., CIEZA, A., 2004, “ICF core sets for Osteoarthritis”, *Journal Rehabilitation Medicine*, v.36, n.4, suppl. 44, pp.75-80.

DUARTE, Y.A.O., 2001, *Família: Rede de suporte ou fator estressor*. A ótica de idosos e cuidadores familiares. Tese (Doutorado) – Escola de Enfermagem, Universidade de São Paulo. São Paulo, SP, Brasil.

FAUCHER, M., POIRAUDEAU, S., LEFEVRE-COLAU, M.M., RANNOU, F., FERMANIAN, J., REVEL, M., 2003, “Assessment of the test-retest reliability and construct validity of a modified Lequesne index in knee osteoarthritis” *Joint Bone Spine*, v.70, n.6, pp.520–5.

FERREIRA, D.M., SOUZA, M.N., 2004, “Bioelectrical Impedance Spectroscopy in the Assessment of Body Liquid Volumes in Term Neonates”, *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, v.37, n.11, pp.1595-1606.

FERREIRA, D.M., SILVA, C.S., SOUZA, M.N., 2007, “Electrical impedance model for evaluation of skin irritation in rabbits and humans”, *Skin Research and Technology*, v.13, n.3, pp.259–267.

FREEMONT, A.J., 1998, “Synovial fluid analysis”, In: KLIPPEL, J.H., DIEPPE, P.A., *Rheumatology*. London: Mosby International and Limited.

FREEMONT, A.J., 1991, “Role of cytological analysis of sinovial fluid in diagnosis and research”, *Annals of the Rheumatic Diseases*, v.50, n.1, pp.120-123.

FRIES, J.F., SPITZ, P.W., KRAINES, R.G., HOLMAN, H.R., 1980, “Measurement of patient outcome in arthritis”, *Arthritis Rheumatoid*, v.23, n.2, pp.137-145.

GAJRE, S.S., SINGH, U., SAXENA, R.K., ANAND, S., 2007, “Electrical impedance signal analysis in assessing the possibility of non-invasive diagnosis of knee osteoarthritis”, *Journal of Medical Engineering & Technology*, v.31, n.4, pp.288-299

GOBEZIE, R., KHO, A., KRSTINS, B., SARRACINO, D.A., THORNHILL, T.S., CHASE, M., MILLETT, P.J., LEE, D.M., 2007, “High abundance synovial fluid

proteome: distinct profiles in health and osteoarthritis”, *Arthritis research & therapy*, v.9, n.2, R36.

GOLDING, D.N., 1998, **Reumatologia em medicina e reabilitação**, [tradução de Ciro Lobato de Carvalho]. São Paulo: Editora Atheneu.

GONÇALVES, R.S., CABRI, J., PINHEIRO, J.P., FERREIRA, P.L., 2009, “Cross-cultural adaptation and validation of the Portuguese version of the Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)”, *Osteoarthritis and Cartilage*, v.17, n.9, pp. 1156-1162.

GRIEP, R.H., CHOR, D., FAERSTEIN, E., WERNECK, G.L., LOPES, C.S., 2005, “Validade de constructo de escala de apoio social do Medical Outcomes Study adaptada para o português no Estudo Pró-Saúde”, *Cadernos de Saúde Pública*, v.21, n.3, pp.703-714.

GRIMNES, S., MARTINSEN, Ø.G., 2000, **Bioimpedance and bioelectricity basics**. Academic Press (San Diego).

GUILLEMIN, F. HANH, V.T.X., CONG, D.D., PARKERSON, G.R., THU, P.B., QUYNH, P.T., BRIANÇON, S., 2005, “Health related quality of life of adolescents in Vietnam: cross-cultural adaptation and validation of the Adolescent Duke Health Profile”, *Journal of Adolescence*, v.28, n.2, pp.127-146.

GUYATT, G.H., 1995, “A taxonomy of health status instruments”, *Journal of Rheumatology*, v.22, n.6, pp.1188-1190.

HAIR, J.F.JR., ANDERSON, R.E., TATHAM, R.L., BLACK, W.C., **Multivariate Data Analysis**. 5ª Ed. Upper Saddle River: Prentice-Hall, 1998.

HALL, S. J., 2000, **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

HAMILL, J, KNUTZEN, K. M., 1999, **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole.

HEYWARD, V. H., STOLARCZYK, L. M., 2000, **Avaliação da composição corporal aplicada**, São Paulo: Manole.

HISTÓRICO DO PÁRA-QUEDISMO. Disponível em: <http://www.paraquedismo militar.com.br/?menu=historico&evento=17&PHPSESSID=7c2952484564419de454e4202fc7fc8d>. Acesso em: 19 abr. 2007, 19:21:55.

HOWELL, D., 1986, “Pathogenesis of osteoarthritis”, *American Journal of Medicine*, v.80, n.1, pp.25-32.

HUISKES C.J.A.E., KRAAIMAAT, F.W., BIJLSMA, J.T.W., 1990, “Development of a self-report questionnaire to assess the impact of rheumatic diseases on health and lifestyle”, *Journal of Rehabilitation Medicine and Science*, v.3,n.1, pp.65-70.

IVANOVITH, M.F., 2002, **Tradução e validação do questionário de qualidade de vida específico para osteoartrose WOMAC (Wester Ontario and McMaster**

Universities) para a língua portuguesa. Tese (Doutorado), Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

IVORRA, A., **Bioimpedance Monitoring for physicians: an overview.** Centre Nacional de Microelectrònica: Biomedical Applications Group. Barcelona (Espanya): 2003. Disponível em: http://www.cnm.es/~mtrans/PDFs/Bioimpedance_for_physicians_rev1.pdf, Acesso em: 14 dez. 2007. 21:25:32.

JETTE, A.M., 1980, “Functional Status Index: reliability of a chronic disease evaluation instrument”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.61, n.9, pp.395-401.

JINKS, C., JORDAN, K., CROFT, P., 2002, “Measuring the population impact of knee pain and disability with the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)”, *Pain*, v.100, n.1-2, p. 55-64.

JORDAN, K.M., ARDEN, N.K., DOHERTY, M., 2003, “EULAR Recommendations 2003: an evidence based approach to the management of knee osteoarthritis: Report of a Task Force of the Standing Committee for International Clinical Studies Including Therapeutic Trials (ESCISIT)”, *Annals of the Rheumatic Diseases*, v.62, pp.1145-55.

JORGE, R.T.B., SABINO NETO, M., NATOUR, J., VEIGA, D.F., JONES, A., FERREIRA, L.M., 2008, “Brazilian version of the Body Dysmorphic Disorder Examination”, *Sao Paulo Medical Journal*, v.126, n.2, pp.87-95.

KAPANDJI, I. A., 2000, *Fisiologia articular*. v.2. São Paulo: Manole.

KATZ, S., FORS, A.B., JACKSON, B.A., JAFFE, M.W., 1963, “Studies of illness in the aged. The Index of ADL: a standardized measure of biological and psychosocial function”, *Journal of the American Medical Association*, v.21, n.185, pp.914-919.

KELLGREN, J.H., LAWRENCE, J.S., 1957, “Radiological assessment of osteoarthritis”, *Annals of the Rheumatic Diseases*, v.16, n.4, pp.494-502.

KEYES, G.W., CARR, A.J., MILLER, R.K., GOODFELLOW, J.W., 1992, “The radiographic classification of medial gonarthrosis – Correlation with operation methods in 200 knees”, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, v.63, n.5, pp.497-501.

KYLE, U.G., BOSAEUS, I., DE LORENZO, A., DEURENBERG, P., ELIA, M., GOMEZ, J.M. *et al.*, 2004, “Bioelectrical impedance analysis-part I: review of principles and methods”, *Clinical Nutrition*, v.23, n.5, pp.1226-1243

KISTLER, J., GOLDIE, K., DONALDSON, P., ENGEL, A., 1994, “Reconstitution of native-type noncrystalline lens fiber gap junctions from isolated hemichannels”, *Journal of Cell Biology*, v.126, pp.1047-1058.

KNAPIK, J.J., CRAIG, S.C., HAURET, K.G., JONES, B.H., 2003, “Risk factors for injuries during military parachuting”, *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, v.74, n.7, pp.768-774.

KONRADSEN, L., BERG HANSEN, E.M., SONDERGAARD, L., 1990, “Long-distance running and osteoarthritis”, *American Journal of Sports Medicine*, v.18, n.4, pp.379-81.

- KRAUS, V.B., 1997, "Pathogenesis and treatment of osteoarthritis", *Medical Clinics of North America*. v.81, n.1, pp. 85 - 95.
- KRECH, D., CRUTCHEFIELD, R.S., BALLACHEY, E., 1973, *O individuo na sociedade: um manual de psicologia social*. São Paulo : Pioneira.
- KUJALA, U.M, KAPRIO, J., SARNA, S., 1994, "Osteoarthritis of weight bearing joints of lower limbs in former elite male athletes", *British Medical Journal*, v.308, pp.231-234.
- LAMPE, P. D., NGUYEN, B. P., GIL, S., USUI, M., OLERUD, J., TAKADA, Y., CARTER, W. G., 1998, "Cellular interaction of integrin alpha3beta1 with laminin 5 promotes gap junctional communication", *Journal of Cell Biology*, v.143, pp.1735-1747.
- LAWRENCE, H.J., 1998, "Joint Fluid" In: Maddison PJ, Isenberg DA, Woo P, Glass DN. *Oxford Textbook of Rheumatology*. Oxford: Oxford University, PP.667 – 685.
- LEDERMAN, E., 2001, *Fundamentos da terapia manual: fisiologia, neurologia e psicologia*. Manole, São Paulo.
- LEE, P., JASANI, M.K., BUCHANAN, W.N., 1973, "Evaluation of a functional index in rheumatoid arthritis", *Scandinavian Journal of Rheumatology*, v.2, pp.71-77.
- LEVICK, J.R., MCDONALD, J.N., 1995, "Fluid movement across synovium in healthy joints: role of synovial fluid macromolecules", *Annals of the Rheumatic Diseases*, v.54, pp.417-423.
- LINDINGER, M.I., HEIGENHAUSER, G.J., 1991, "The roles of ion fluxes in skeletal muscle fatigue", *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology*, v.69, pp.246–253.
- LIPPERT, S. L., 2003, *Cinesiologia clínica para fisioterapeutas*. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- LOBIONDO-WOOD, G., HARBER, J., 2001, "Confiabilidade e validade" In: LOBIONDO-WOOD, G., HARBER, J. *Pesquisa em enfermagem: métodos, avaliação crítica e utilização*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- LOPES, A.D., CICONELLI, R.M., REIS, F.B., 2007, "Medidas de avaliação de qualidade de vida e estados de saúde em ortopedia", *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.42, n.6, pp.355-9.
- MAGEE, D. J., 2002, *Avaliação musculoesquelética*. 3 ed. São Paulo: Manole.
- MALHOTRA, N. K., 2006, *Pesquisa de marketing: uma orientação aplicada*. 4 ed. Porto Alegre: Bookman.
- MANKIN, H.J., 1982, "The response of articular cartilage to mechanical injury", *Journal of Bone and Joint Surgery*, v.64, n.3, pp.460-466.

MARINO, A.A., WADDELL, D.D., KOLOMYTKIN, O.V., MEEK, W.D., WOLF, R., SADASIVAN, K.K., ALBRIGHT, J.A., 2004, “Increased intercellular communication through gap junctions may contribute to progression of osteoarthritis”, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v.422, n.3, pp.224-32.

MARTI, B., KNOBLOCH, M., TSCHOPP, A., JUCKER, A., HOWALD, H., 1989, “Is excessive running predictive of degenerative hip disease? Controlled study of former elite athletes”, *British Medical Journal*, v.299, pp.91-93.

MARTINEZ, M.C., LATORRE, M.R.D.O., FISCHER, F.M., 2009, “Validade e confiabilidade da versão brasileira do Índice de Capacidade para o Trabalho”, *Revista de Saúde Pública*, v. 43, n. 3, pp.525-32.

MARX, F.C., OLIVEIRA, L.M., BELLINI, C.G., RIBEIRO, M.C.C., 2006, “Tradução e validação cultural do questionário algofuncional de Lequesne para osteoartrite de joelhos e quadris para a língua portuguesa”, *Revista Brasileira de Reumatologia*, v. 46, n. 4, pp.253-260.

MASON, J.H., ANDERSON, J.J., MEENAN, R.F., HARALSON, K.M., LEWIS-STEVENSON, D., KAINE, J.L., 1992, “The Rapid Assessment of Disease Activity in Rheumatology (RADAR) Questionnaire: validity and sensitivity to change of a patient self-report measure of joint count and clinical status”, *Arthritis Rheumatoid*, v.35, n.2 , pp.156-162.

McCORMACK, T., MANSOUR, J.M., 1998, “Reduction in tensile strength of cartilage precedes surface damage under repeated compressive loading in vitro”, *Journal of Biomechanics*, v.31, n.1, pp.55-61.

MEENAN, R.F., 1982, “The AIMS approach to Health Status Measurement. Conceptual background and measurement properties”, *Journal of Rheumatology*, v.9, n.5, pp.785-788.

MEENAN, R.F., GERTMAN, P.M., MASON, J.H., 1980, “The Arthritis Impact Measures Scales”, *Arthritis Rheumatoid*, v.23, n.2, pp.146-152.

MEENAN, R.F., MASON, J.H., ANDERSON, J.J., GUCCIONE, A.A., KAZIZ, L.E., 1992, “AIMS-2: The content and properties of revised and expanded Arthritis Impact Measurement Scales Health Status Questionnaire”, *Arthritis Rheumatoid*, v.35, n.1, pp.1-10.

MELO R.G., 2003, “O líquido Sinovial”, *Acta Reumatológica Portuguesa*, v.28, pp.249-266.

MENEZES, P.R., NASCIMENTO, A.F., “Validade e confiabilidade das escalas de avaliação em psiquiatria” In: GORENSTEIN, C. ANDRADE, L.H.S.G., ZUARDI, A. **Escalas de avaliação clínica em psiquiatria e psicofarmacologia**. São Paulo: Lemos Editorial, 1999.

MINISTÉRIO DA PREVIDÊNCIA SOCIAL. **Protocolo de procedimentos médico-periciais nº.13.III.** disponível em: www.mpas.gov.br/periciamedica/manual%2013.doc. Acesso em: 19 abr. 2007. 09:23:45.

MINISTÉRIO DA SAÚDE, 1994, Coordenação de Doenças Crônicas Degenerativas. **Manual de Doenças Reumáticas** - Brasília: Ministério da Saúde.

MOHAN, K. R., RAYMER, G. H., MORAN, G. R., MARSH, G., THOMPSON, R. T., 2006, “Changes in tissue water content measured with multiple-frequency bioimpedance and metabolism measured with ³¹P-MRS during progressive forearm exercise”, *Journal of Applied Physiology*. v. 101, n. 4, pp.1070-1075.

MURRAY-LESLIE, C. F., LINTOTT, D. J., WRIGHT, V., 1977, “The knees and ankles in sport and veteran military parachutists”, *Annals of the Rheumatic Diseases*, v.36, pp.327-331.

NAAL, F.D., IMPELLIZZERI, F.M., SIEVERDING, M., LOIBL, M., VON KNOCH, F., MANNION, A.F., *et al.*, 2009, “The 12-item Oxford Knee Score: cross-cultural adaptation into German and assessment of its psychometric properties in patients with osteoarthritis of the knee” *Osteoarthritis and Cartilage*, v.17, n.1, pp. 49-52.

NERO, P., NOGUEIRA, I., VILAR, R., PIMENTÃO, J.B., BRANCO, J.C., 2006, “Identificação de cristais no líquido sinovial por microscopia eletrônica”, *Acta Reumatológica Portuguesa*, v.31, n.1, pp.75-81.

NESCOLARDE S.L., 2006, *Segmental and whole body electrical impedance measurements in dialysis patients*. PhD Thesis in Engenharia Electrónica de Universitat Politècnica de Catalunya. Barcelona, Espanã.

NEUMANN, D. A., 1989, “Biomechanical Analysis of Select Principals of hip joints protection”, *Arthritis Care & Research*, v.2, pp. 146-155.

NEVES, C.E.B., SOUZA, M.N., 2000, “A method to Body Impedance Spectroscopy Based on a Step Response”, *Physiological Measurement*, v.21, n. 3, pp 395– 408.

NEVES, E. B., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2009a, “Military parachuting injuries in Brazil”, *Injury*, v.40, n. 8, pp 897–900.

NEVES, E.B. ; OLIVEIRA, A.G.V. ; MACEDO, A. R. M. ; SOUZA, M.N. ; ALMEIDA, R.M.V.R. 2008c, “Avaliação da hidratação dos alunos do curso de formação de pára-quedistas militares do exército brasileiro”, *Cadernos Saúde Coletiva (UFRJ)*, v.16, n.1, pp. 53-66.

NEVES, E. B., PINO, A. V., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2008a, “Objective Assessment of Knee Osteoarthritis in Parachuters by Bioimpedance Spectroscopy” In: *30th Annual International IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference, 2008*, Vancouver, British Columbia. 30th Annual International IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference, 2008.

NEVES, E. B., PINO, A. V., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2009b, “Knee bioelectric impedance assessment in healthy / with osteoarthritis subjects”. *Artigo submetido à Physiological Measurement*.

NEVES, E. B., PINO, A. V., ALMEIDA, R.M.V.R., SOUZA, M.N., 2008b, “Desenvolvimento de instrumentos de apoio ao diagnóstico e acompanhamento da osteoartrite em pára-quedistas militares” In: *XXI Congresso Brasileiro de Engenharia*

Biomédica, Salvador-BA. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica,

OLIVEIRA, A.P.Q.L., LORETO, C.M., GUEDES, JUNIOR, E.R., SILVA, F.F., COSTA, H.F., LEMOS FILHO, H. *et al.*, 2003, “Condromalácia patelar por desequilíbrio do quadríceps femoral”, *Cadernos Brasileiros de Medicina*, v.16, n.1-4, pp.30-50.

PALASTANGA, N., 2000, *Anatomia e Movimento Humano: Estrutura e Função*. 3 ed. São Paulo: Manole.

PANUSH, R.S., SCHMIDT, C., CALDWELL, J. R., EDWARDS, N.L., LONGLEY YONKER, R., WEBSTER, E., NAUMAN, J., STORK, J., PETTERSON, H., 1986, “Is running associated with degenerative joint disease?”, *Journal of the American Medical Association*, v.255, pp.1152-4.

PARANÁ. **Portal de Educação do Estado do Paraná**. Disponível em: <http://www.diaadia.pr.gov.br/tvpendrive/arquivos/File/imagens/5biologia/9membrana.jpg>. Acesso em: 29 set. 09, 17:00:45.

PASQUALI, L., 2003, **Psicometria**: teoria dos testes na psicologia e na educação. 2.ed. Petrópolis, RJ: Vozes.

PECCIN, M.S., CICONELLI, R., COHEN, M., 2006, “Questionário específico para sintomas do joelho Lysholm Knee Scoring Scale: tradução e validação para a língua portuguesa”, *Acta Ortopédica Brasileira*, São Paulo, v.14, n. 5, pp. 268-72.

PENNINX, B., ABBAS, H., AMBROSIUS, W., NICKLAS, B. J., DAVIS, C., MESSIER, S., PAHOR, M., 2004, “Inflammatory Markers and Physical Function Among Older Adults with Knee Osteoarthritis”, *Journal Rheumatology*, v. 31, n.10, pp. 2027-2031.

PEREIRA, J. C. R., 2001, **Análise de dados quantitativos**: Estratégias metodológicas para as ciências da saúde, humanas e sociais. São Paulo: Edusp.

PETERSON, L., RENSTRÖM, P., 2002, *Lesões do esporte*: prevenção e tratamento. 4ª edição. São Paulo: Manole.

PICCOLINO, M., 1997, “Luigi Galvani and animal electricity: two centuries after the foundation of electrophysiology”, *Trends Neuroscience*, v.20, n.10, pp.443-8. Erratum in: *Trends Neuroscience*, v.20, n.12, 1997, pp.577.

PINCUS, T., SUMMEY, J.A., SORACI, Jr S.A., WALLSTON, K.A., HUMMON, N.P., 1983, “Assessment of patient satisfaction in Activities of Daily Living using a modified Stanford Health Assessment Questionnaire”, *Arthritis Rheumatoid*, v.26, pp.1346-1353.

POZZI, J. F. A., KONKEWICZ, E. R., 2003, “Joelho do adulto” In: HEBERT, S, XAVIERL, R., PARDINI,A.G., BARROS FILHO de T.E.P. *Ortopedia e traumatologia: Princípios e Prática*. 3ªed. Porto Alegre: Artmed.

RAMOS, A., 2003, “*Desenvolvimento do método do circuito equivalente para análise numérica de processos elétricos em tecidos biológicos*”, Tese de Doutorado em Engenharia Elétrica. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil.

REIS, E., 1997, *Estatística Multivariada Aplicada*. Edições Sílabo, Lisboa, Portugal.

REZENDE, M.U., 2000, *Efeito do Ácido Hialurônico e da Diacéina na Artrose: Modelo Experimental em Ratos* Dissertação de Mestrado, Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo, SP, Brasil.

REJAILI, W.A., CHUEIRE, A.G., CORDEIRO, J.A., 2005, “Avaliação do uso do Hylano GF-20 no pós-operatório de artroscopia de joelho por artrose”, *Acta Ortopédica Brasileira*, v.13, n.1, pp. 20-23.

RICIERI, D. V., 2003, “Análise da bioimpedância corporal em portadores de DPOC: uma visão para o diagnóstico cinesiológico funcional”, *Revista Fisioterapia Brasil*, v.4, n.2, pp.85-91.

SALAZAR,MUÑOZ,Y., *Capítulo 2 - Introducción a la medida de impedancia eléctrica de tejidos biológicos*, Disponível em: www.tesisexarxa.net/ TESIS_UPC /AVAILABLE/TDX-1020104-103639//02Ysm02de07.pdf. Acesso em: 22 dez. 2007, 21:55:54.

SANTOS, J.P.R, **Biomecânica: aplicada a cinesioterapia: enfoque no complexo articular do joelho - parte I**, Universidade católica de Petrópolis, Rio de Janeiro, 2002.

SCHMITT, H., BROCAI, D.R.C., LUKOSCHEK, M., 2004, “High prevalence of hip arthrosis in former elite javelin throwers and high jumpers”. *Acta Orthopaedica*, v.75, n.1, pp.34–39.

SCHUMACHER, J.T., CREEDON, J.F., POPE, R.W., 2000, “The effectiveness of the parachutist ankle brace in reducing ankle injuries in an airborne ranger battalion”, *Military Medicine*, v.165, n.12, pp.944–948.

SHARMA, L., KAPOOR, D., ISSA, S., 2006, “Epidemiology of Osteoarthritis: an update” *Current Opinion in Rheumatology*, v.18, n.2, pp.147-56.

SHMERLING, R.H., 1994, “Synovial Fluid Analysis, a critical reappraisal”, *Rheumatic Disease Clinics of North America*, v.20, pp.503-512.

SIEGEL S., 1957, “Nonparametric Statistics”, *The American Statistician*, v.11, n.3, pp. 13-19.

SMITH, K. L., WEISS, L. E., LEHMKUHL, L. D., 1997, *Cinesiologia clínica de Brunnstrom*. 5 ed. São Paulo: Manole.

SNIDER, M. D., *Tratamento de doenças do sistema músculo-esquelético*. São Paulo: Manole, 2000.

SOCCI, V., 1983, *Elaboração e validação de uma escala de atitudes em relação ao sexo*. Tese de Doutorado em Psicologia, USP, São Paulo, SP, Brasil.

SPSS - Statistical Package for the Social Sciences, 1999, **Base 10.0 User's Guide**. Chicago: SPSS.

SPECTOR, T.D., HARRIS, P.A., HART, D.J., CICUTTINI, F.M., NANDRA, D., ETHERINGTON, J., WOLMAN, R.L., DOYLE, D.V., 1996, "Risk of osteoarthritis associated with long-term weight-bearing sports – a radiologic survey of the hips and knees in female exathletes and population controls", *Arthritis Rheumatoid*, v.39, pp.988-995.

SPENCE, A. P., 1991, *Anatomia humana básica*. 2 ed. São Paulo: Manole.

STARKEY, C., 2001, "Agentes elétricos" In: STARKEY, C. *Recursos terapêuticos em fisioterapia*. 2ªed. São Paulo: Manole, pp.176-276.

STUCKI, G., LIANG, M.H., STUCKI, S., BRÜHLMANN, P., MICHEL, B.A., 1995, "A self-administered rheumatoid arthritis disease activity index (RADAI) for epidemiologic research. Psychometric properties and correlation with parameters of disease activity", *Arthritis Rheumatoid*, v.38, pp.795-798.

TERWEE, S.D., BOT, M.R., DE BOER, D.A., VAN DER WINDT, D.L., KNOL J. D. *et al.*, 2007, "Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires", *Journal of Clinical Epidemiology*, v.60, n.1, pp.32-42.

TOMASICH, F.D.S., 2006, "Modelo experimental de icterícia obstrutiva: avaliação por meio da bioimpedância", *Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões*, v.33, n.1, pp.15-18.

TUGWELL, P., BOMBARDIER, C., BUCHANAN, W.W., GOLDSMITH, C.H., GRACE, E., HANNA, B., 1987, "The MACTAR patient preference disability questionnaires: an individualized functional priority approach for assessment of improvement in physical disability in clinical trials in rheumatoid arthritis", *Journal of Rheumatology*, v.14, pp.446-451.

VAN DE GRAAF, E.S., FELIUS, J., SAAR, H.V.K., LOOMAN, C.W.N., PASSCHIER, J., KELDERMAN, h., et al., 2009, "Construct validation of the Amblyopia and Strabismus Questionnaire (A&SQ) by factor analysis", *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, v.247, n.9, pp.1263-1268.

VILLARDI, A. M., MANDARINO, M., VEIGA, L.T., 2006, "Avaliação da reprodutibilidade da classificação de Ahlback modificada para osteoartrose do joelho", *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.41, n.5, pp.157-61.

WALLACE, L. A. MANGINE, R.E. MALONE, T. R., 1993, "O joelho" In: GOULDIII, J. A., *Fisioterapia na ortopedia e na medicina do esporte*. 2 ed. São Paulo: Manole, pp.323-329.

WARD, L.C., BRUCE, I.H., COMISH, B.H., MIROLO, B.R., THOMAS, B.J., JONES, L.C., 1992, "Multi-frequency bioelectrical impedance augments the diagnosis and management of lymphoedema in post-mastectomy patients", *European Journal of Clinical Investigation*, v.22, pp.751-754.

WATTERSON, J.R., ESDAILE, J.M., 2000, “Viscosupplementation: Therapeutic Mechanisms and clinical Potential in Osteoarthritis of the Knee”, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, v.8, n.5, pp.277-284.

WEBB, G. R., WESTACOTT, C. I., ELSON, C., 1998, “Osteoarthritic synovial fluid and synovium supernatants up-regulate tumor necrosis factor receptors on human articular chondrocytes”, *Osteoarthritis and Cartilage*, v.6, n.3, pp. 167-176.

WEIGL, M., CIEZA, A., HARDER, M. *et al.*, 2003, “Linking osteoarthritis-specific health-status measures to the International Classification of Functioning, Disability, and Health (ICF)”, *Osteoarthritis and Cartilage*, v.11, n.7 , pp.519-23.

WEINSTEIN, S. L., BUCKWALTER, J. A., 2000, **Ortopedia de Turek: princípios e suas aplicações**. 5 ed. São Paulo.

WESTACOTT, I., SHARIFF, M., 1996, “Cytokines in OA: Mediators of markers of joint destruction”, *Seminars in arthritis and Rheumatism*, v.25, pp.254 - 259.

WESTMAN, A., BJORNSTIG, U., 2005, “Fatalities in Swedish skydiving”, *Accident Analysis and Prevention*, v.37, n.66, pp.1040–1048.

ANEXO A

ESCALA DE ACOMPANHAMENTO DA OSTEOARTRITE (EsAO)

INSTRUÇÕES AOS AVALIADOS

Nome do Avaliado: _____ Idade _____

Tel: _____ Cel: _____ OM: _____

Toda informação que você fornecer será considerada estritamente confidencial e será apresentada apenas como estatística do grupo de indivíduos. Nenhum dado que identifique um indivíduo como uma resposta específica ou genérica será apresentada.

Se você tem alguma pergunta ou comentários sobre esta pesquisa, por favor, sinta-se a vontade telefonar para 21 71237012

Nas seções A, B e C serão feitas da seguinte forma e você deverá respondê-las colocando um “X” em um dos quadrados.

Você será solicitado a marcar a intensidade da dor e rigidez nos seus joelhos em diversas situações. Na seção C, o pedido é sobre a frequência de edema que você observa em seus joelhos após realizar algumas atividades da vida cotidiana. Lembre que, quanto mais à direita você colocar o “X”, você estará indicando maior dor, rigidez ou frequência de edema (inchaço) nos seus joelhos.

Exemplo: Pergunta - Qual a intensidade da sua dor?

1 – Quando você anda de bicicleta.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

(continuação do anexo A)

INSTRUÇÕES PARA SEÇÃO A

As perguntas a seguir se referem a intensidade da dor que você vem sentindo atualmente nos seus joelhos. Para cada situação, por favor, coloque **a intensidade da dor**, em cada joelho (Por favor, marque suas respostas com um “X”).

Pergunta: Qual a intensidade da sua dor?

1– Caminhando em um lugar plano.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2– Subindo ou descendo escadas.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

3– Correndo em lugar plano com piso rígido (cimento ou asfalto).

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

4– Sentando-se ou levantando-se.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

5– Ficando em pé por mais de 01 (uma) hora.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

6– Ao praticar esportes de quadra (futebol de salão, tênis, basquete, handebol ou vôlei).

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

(continuação do anexo A)

INSTRUÇÕES PARA SEÇÃO B

Rigidez é uma sensação de travamento, restrição ou dificuldade para movimentar os joelhos. As perguntas a seguir se referem a intensidade de **rigidez** (não dor), que você vem sentindo atualmente nos seus joelhos (Por favor, marque suas respostas com um “X”).

1- Qual é a intensidade de sua rigidez logo após acordar de manhã?

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2- Qual é a intensidade de sua rigidez após permanecer sentado por mais de 1(uma) hora?

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

3- Qual é a intensidade de sua rigidez quando você tenta sentar após permanecer de pé por mais de 1(uma) hora?

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

4- Qual é a intensidade da crepitação (atrato, barulhos ou estalos) quando você dobra ou estica os joelhos, após permanecer mais de uma hora com a perna na mesma posição?

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

(continuação do anexo A)

INSTRUÇÕES PARA SEÇÃO C

As perguntas a seguir se referem a intensidade do edema que ocorrem nos seus joelhos durante a prática de suas atividades da vida cotidiana. Para cada uma das atividades a seguir, **indique com que frequência você observa edema (inchaço) nos seus joelhos após a realização das atividades em questão** (Por favor, marque suas respostas com um "X").

Pergunta: Com que frequência você observa edema (inchaço) nos seus joelhos após:

1 – Subir ou descer 3 andares de escadas.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

2 – Correndo em lugar plano com piso rígido (cimento ou asfalto)

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

3 – Carregar mochilas e bolsas pesadas.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

4 – Ao praticar esportes de quadra.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

5 – Sentar e levantar de bancos baixos.

Joelho Direito: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

Joelho Esquerdo: Nenhuma Pouca Moderada Intensa Muito intensa

OBRIGADO POR COMPLETAR ESTE QUESTIONÁRIO

ANEXO B

UFRJ – Universidade Federal do Rio de Janeiro

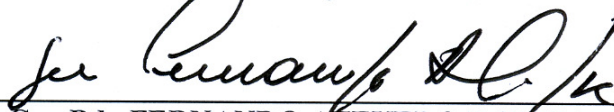
COPPE – Coordenação dos Programas de Pós-Graduação em Engenharia

PEB – Programa de Engenharia Biomédica

DECLARAÇÃO DE AUTORIZAÇÃO PARA PESQUISA

Declaro, junto ao Programa de Engenharia Biomédica da Coordenação dos Programas de Pós-Graduação em Engenharia da UFRJ, que o Cap Art Eduardo Borba Neves, Idt 020390544-3 (15 abril 1991) M Def, tem autorização deste comando para realizar a coleta de dados relativa ao seu projeto de pesquisa do curso de Doutorado em Engenharia Biomédica nas organizações militares subordinadas a Brigada de Infantaria Pára-Quedista.

Vila Militar, 12 de junho de 2007.



Gen Bda FERNANDO AZEVEDO E SILVA
Comandante da Brigada de Infantaria Pára-Quedista

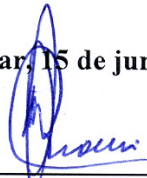
ANEXO C

UFRJ – Universidade Federal do Rio de Janeiro
COPPE – Coordenação dos Programas de Pós-Graduação em Engenharia
PEB – Programa de Engenharia Biomédica

DECLARAÇÃO DE APOIO À PESQUISA

Declaro, junto ao Programa de Engenharia Biomédica da Coordenação dos Programas de Pós-Graduação em Engenharia da UFRJ, que o Hospital de Guarnição da Vila Militar apoiará a pesquisa do Cap Art Eduardo Borba Neves, Idt 020390544-3 (15 abril 1991) M Def, na realização de exames radiológicos (raios-X), com parecer de especialistas, nos militares voluntários ao estudo em questão.

Vila Militar, 15 de junho de 2007.



Ten Cel CELSO LUIZ MUHLETHALER CHOUM
Diretor do Hospital de Guarnição da Vila Militar

ANEXO D

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: *O DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTOS DE DIAGNÓSTICO E ACOMPANHAMENTO DA OSTEOARTRITE EM PÁRA-QUEDISTAS MILITARES*

1. **Natureza da pesquisa:** *o senhor está sendo convidado a participar desta pesquisa que tem como finalidade o desenvolvimento de instrumentos de apoio ao diagnóstico e acompanhamento da osteoartrite em pára-quedistas militares.*

2. **Envolvimento na pesquisa:** *ao participar deste estudo o senhor permitirá que o pesquisador realize um exame clínico com apoio de raios-X para verificar o estágio de degeneração das cartilagens articulares dos seus joelhos, responderá a um questionário e realizará um exame que avaliará a impedância da articulação do joelho. O senhor tem liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo. Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do telefone do pesquisador e, se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa.*

3. **Riscos ou Desconfortos:** *a participação nesta pesquisa não traz riscos adicionais àqueles já inerentes ao Raios-X (pequerna exposição a radiação ionizante). Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.*

4. **Confidencialidade:** *todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente o pesquisador e o orientador terão conhecimento da relação entre os dados e a sua identificação pessoal.*

5. **Benefícios:** *ao participar desta pesquisa o senhor terá informações sobre o estado de degeneração das cartilagens articulares do seus joelhos, bem como orientações verbais julgadas pertinentes de acordo com o estado das articulações avaliadas. O senhor não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada lhe será pago por sua participação.*

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem:

Tendo em vista o acima apresentado, eu, _____,
de forma livre e esclarecida, manifesto meu consentimento em participar dessa pesquisa.

assinatura do participante

TELEFONES

Pesquisador: Eduardo Borba Neves (21) 71237012 _____
(assinatura)

Orientadores: Márcio Nogueira de Souza e Renan M.V.R. de Almeida

Comitê de Ética em Pesquisa: (21) 25989328

ANEXO E

Carta de aprovação da Pesquisa pelo Comitê de Ética



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
NUCLEO DE ESTUDOS DE SAÚDE COLETIVA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

PROCESSO Nº. 34/2008

Projeto de pesquisa: "O DESENVOLVIMENTO DE INSTRUMENTOS DE APOIO AO DIAGNÓSTICO DA OSTEOARTRITE EM PÁRA-QUEDISTAS MILITARES"

Pesquisador: Eduardo Borba Neves

O Comitê de Ética em Pesquisa, tendo em vista o que dispõe a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, resolveu APROVAR o presente projeto.

Informamos que o CEP está a disposição do pesquisador para quaisquer esclarecimento ou orientação que se façam necessários no decorrer da pesquisa.

Lembramos que o pesquisador deverá apresentar relatório da pesquisa no prazo de um ano a partir desta data.

Cidade Universitária, 16 de julho de 2008.

Marisa Palácios
Coordenadora CEP/NESC