

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Estudo da impedância elétrica dos eletrodos de silicone-carbono, agentes
de acoplamento e tecidos biológicos.

Viviane Jacintha Bolfe

2007

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

VIVIANE JACINTHA BOLFE

ESTUDO DA IMPEDÂNCIA ELÉTRICA DOS
ELETRODOS DE SILICONE-CARBONO,
AGENTES DE ACOPLAMENTO E TECIDOS
BIOLÓGICOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, da Universidade Metodista de Piracicaba, para a obtenção do Título de Mestre em Fisioterapia. Área de Concentração: Intervenção Fisioterapêutica. Linha de Pesquisa: Dosimetria e Convalidação de Recursos Fisioterapêuticos.

Orientador Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro

PIRACICABA
2007

Ficha Catalográfica

Bolfe, Viviane Jacintha

Estudo da impedância elétrica dos eletrodos de silicone-carbono, agentes de acoplamento e tecidos biológicos. Piracicaba, 2007.
111 p.

Orientador: Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em
Fisioterapia, Universidade Metodista de Piracicaba.

1. Impedância elétrica. 2. Estimulação elétrica. 3. Eletrodos. 4. Carbono.
5. Agentes de acoplamento. 6. Tecidos. I. Guirro, Rinaldo Roberto de Jesus. II.
Universidade Metodista de Piracicaba, Programa de Pós-graduação em
Fisioterapia. III Título.

Os membros da Banca Examinadora da Defesa de Dissertação de Mestrado de **VIVIANE JACINTHA BOLFE** apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, em Sessão Pública realizada no dia primeiro de fevereiro, consideraram o(a) candidato(a) aprovado(a).

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro - UNIMEP

Prof. Dr. Aparecido dos Reis Coutinho UNIMEP

Prof. Dr. Antonio Augusto Fasolo Quevedo – UNICAMP

Dedico este trabalho aos meus pais,
Sérgio e Jurema, e ao meu irmão,
Samuel, pelo apoio incondicional e
respeito aos meus sonhos.

Á vocês, todo meu amor, sempre!

AGRADECIMENTOS

À Deus, por guiar meus passos.

À minha Família (pais, irmão, avós, tios e primos) pelo incentivo e carinho demonstrados a cada reencontro.

Ao Prof. Dr. Rinaldo R. J. Guirro, meu agradecimento especial, por compartilhar seus conhecimentos e experiência, pela disponibilidade e, acima de tudo, pela amizade e confiança.

À Capes/ Prosup pela concessão da bolsa de estudos.

Aos Professores Dr. Aparecido dos Reis Coutinho e Ms. Manoel Orlando Alvarez Mendez pela análise termogravimétrica dos eletrodos de silicone-carbono realizada no Laboratório de Materiais Carbonosos (UNIMEP - *Campus Santa Bárbara d' Oeste*).

À Professora Maria Imaculada Montebelo pelo auxílio na elaboração da metodologia estatística dos dados.

À todos da secretaria de pós-graduação, especialmente à Míriam, Angelise e Dulce pela amizade, dedicação e prontidão sempre que solicitado.

À empresas que colaboraram para o desenvolvimento desse estudo.

Às voluntárias que participaram de parte dessa pesquisa.

À todas as pessoas, hoje meus amigos, que contribuíram, de diferentes maneiras, para a concretização desse trabalho e cujos momentos compartilhados serão sempre lembrados.

“O estado atual do nosso conhecimento é sempre provisório e deve haver, além do que já se conhece, imensas regiões novas a descobrir”.

Louis de Broglie.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar a impedância dos eletrodos de silicone-carbono, agentes de acoplamento e tecidos biológicos durante estimulação elétrica. A resistência elétrica foi calculada, indiretamente pela Lei de Ohm, sendo a tensão elétrica gerada em um equipamento de corrente constante (10mA, 100Hz, 100 μ s e pulso bifásico quadrado simétrico) e captada por um osciloscópio digital. Foram submetidos 48 eletrodos, de três fornecedores, a procedimentos de uso com corrente bifásica quadrática simétrica (CB), 10,7 μ A/mm², 100Hz, 100 μ s e, com corrente contínua (CC) a 2,0 μ A/mm², tendo sua resistência regionalmente mensurada pré e a cada 36hs e, após 108hs de uso, encaminhados para análise termogravimétrica. Já, os 10 agentes de acoplamento (géis, n=5; líquidos, n=5) foram submetidos à eletrólise com CB (13,4 μ A/mm²) ou CC (1,7 μ A/mm²), durante 30min, sendo reavaliados a cada 5min. Para mensuração da impedância dos tecidos biológicos, 20 voluntárias permaneceram em decúbito, sendo um eletrodo posicionado proximalmente às interlinhas articulares do punho e tornozelo, anterior e posteriormente, ou à espinha ílaca póstero-superior, e o outro distanciado, seqüencialmente, em 10, 20, 30 e 40cm. Foram aplicadas duas correntes (100 μ s e 10mA), uma de 100Hz (BF) e outra de 2000Hz modulada em 100% da amplitude para 100 Hz (MF), com intervalo mínimo de 7 dias. Para análise dos dados referentes aos eletrodos e agentes de acoplamento aplicou-se testes de Friedman e Kruskal-Wallis, seguidos de Rank e Dunn, respectivamente. Para os tecidos biológicos, Anova-F e Kruskal-Wallis com SNK; e Friedman nas comparações entre BF e MF. Para correlação empregou-se coeficientes de Pearson e Spearman. A resistência elétrica diferiu entre as regiões dos eletrodos novos, especialmente entre o centro (121,00; 344,67 e 150,67 Ω) e as laterais (135,33; 154,33 e 208,00 Ω). Tal distribuição manteve-se após 108hs de uso, quando a resistência elétrica aumentou entre 3 e 67%; 25 e 204% e; 198 e 641%, para a região central e entre 2 e 32%; 16 e 28% e; 39 e 724%, para a lateral, nos respectivos grupos CB, CC-pólo negativo e CC-pólo positivo. A concentração de negro de fumo diferiu em 26,89% entre as duas marcas testadas. Os valores iniciais de resistência dos géis variaram entre 116,00 e 146,00 Ω , e dos agentes de acoplamento líquidos, entre 106,00 e 4726,67 Ω , apresentando, em sua maioria, correlação positiva com o tempo de eletrólise. A impedância no tronco foi menor que nos membros, contudo nesses há uma correlação positiva fraca com o aumento da distância entre os eletrodos. Há menor impedância sob estimulação com MF, porém a diferença para BF diminui com o afastamento intereletrodos. Conclui-se que a resistência não é uniforme na superfície dos eletrodos, aumentado seu valor com o uso, especialmente sob estimulação com CC. A concentração de negro de fumo difere conforme o distribuidor. Os géis, a água potável e solução fisiológica são indicados para a transmissão de corrente elétrica. A impedância elétrica dos tecidos biológicos sofre influência da frequência da corrente, do posicionamento e distância entre os eletrodos, não apresentando um padrão uniforme. A contribuição das propriedades capacitivas na impedância dos tecidos diminui com o afastamento intereletrodos.

Palavras-chave: impedância elétrica, estimulação elétrica, eletrodos, carbono, agentes de acoplamento, tecidos.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyze the impedance of silicone-carbon electrodes, coupling agents and biological tissues during electrical stimulation. The electrical resistance was calculated indirectly by the Ohm Law, the voltage generated by a equipment operating on constant current (10mA, 100Hz, 100 μ s and squared biphasic symmetrical pulse) was captured by a digital oscilloscope. Forty-eight electrodes from three suppliers were submitted to procedures using squared biphasic symmetrical current (BC), 10.7 μ A/mm², 100Hz, 100 μ s, and direct current (DC) at 2.0 μ A/mm², having its resistance regionally measured before, every 36 hours, and after 108 hours of use, and sent for thermogravimetric analysis. The 10 coupling agents (gels, n=5; liquids, n=5) were submitted to electrolysis with BC (13.4 μ A/mm²) or DC (1.7 μ A/mm²), during 30min, being reassessed every 5min. To measure the impedance of the biological tissues, 20 volunteers lay in the ventral position, with an electrode placed proximally, anteriorly and posteriorly to the articular interlines of the wrist and ankle, or to the posterosuperior iliac spine, and the other distanced sequentially at 10, 20, 30 and 40cm. Two currents were applied (100 μ s and 10mA), one of 100Hz (BF) and the other of 2000Hz modulated by 100% of the amplitude to 100 Hz (MF), with a minimum interval of 7 days. For data analysis with reference to the electrodes and coupling agents, the Friedman and Kruskal-Wallis tests, followed by the Rank and Dunn tests respectively, were applied. For the biological tissues, ANOVA-F and Kruskal-Wallis with SNK; and for the comparisons between BF and MF, Friedman were applied. For correlation the Pearson and Spearman coefficients were used. The electrical resistance differed between the regions of the new electrodes as follows, especially between the center (121.00; 344.67 and 150.67 Ω) and the laterals (135.33; 154.33 and 208.00 Ω). This distribution was maintained after 108hrs of use, when the electrical resistance increased between 3 and 67%; 25 and 204%; and 198 and 641%, for the central region and between 2 and 32%; 16 and 28%; and 39 and 724%, for the lateral region, in the respective groups BC, DC-negative pole and DC-positive pole. The carbon black concentration differed by 26.89% between the two brands tested. The initial resistance values of the gels varied between 116.00 and 4726.67 Ω , and of the liquid coupling agents, between 106.00 and 648.00 Ω , the majority of them presenting positive correlation with the time of electrolysis. The impedance in the trunk was lower than in the members, however, in the latter there was a weak positive correlation with the increase in distance between the electrodes. There was less impedance under stimulation with MF, however, the difference for BF decreased with greater interelectrode distance. It was concluded that the resistance on the surfaces of the electrodes is not uniform, and its value increased with use, especially under stimulation with DC. The carbon black concentration differs depends on the distributor. Gels, potable water and physiological solution are indicated for transmitting electrical current. The electrical impedance of the biological tissues is influenced by the frequency of the current, positioning and distance between electrodes, and did not present a uniform pattern. The contribution of capacitative properties to tissue impedance diminished with greater interelectrode distance.

Key- words: electric impedance, electric stimulation, electrodes, carbon, coupling agents, tissues.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	10
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Estimulação elétrica	13
2.2 Tecidos biológicos	18
2.3 Eletrodos de superfície	20
2.4 Agentes de acoplamento	26
3 OBJETIVOS	29
3.1 Objetivo geral	29
3.2 Objetivos específicos	29
4 MATERIAL E MÉTODOS	30
4.1 Eletrodos de silicone-carbono	30
4.1.1 Amostragem	30
4.1.2 Procedimento experimental	33
4.1.3 Análise dos dados	38
4.2 Agentes de acoplamento	39
4.2.1 Amostragem	39
4.2.2 Procedimento experimental	41
4.2.3 Análise dos dados	43
4.3 Tecidos biológicos	43
4.3.1 Amostragem	43
4.3.2 Procedimento experimental	44
4.3.3 Análise dos dados	46

5 RESULTADOS	48
5.1 Eletrodos de silicone-carbono	48
5.1.1 Questionário	48
5.1.2 Resistência elétrica	50
5.1.3 Análise termogravimétrica	64
5.2 Agentes de acoplamento	65
5.3 Tecidos biológicos	70
6 DISCUSSÃO	75
6.1 Eletrodos de silicone-carbono	76
6.2 Agentes de acoplamento	84
6.3 Tecidos biológicos	87
6.4 Considerações finais	92
7 CONCLUSÃO	94
7.1 Eletrodos de silicone-carbono	94
7.2 Agentes de acoplamento	95
7.3 Tecidos biológicos	95
REFERÊNCIAS	97
ANEXO 1	105
ANEXO 2	106
ANEXO 3	107
APÊNDICE 1	108
APÊNDICE 2	109

1 INTRODUÇÃO

As propriedades bioelétricas das células e tecidos dão subsídios para a aplicação de diversas modalidades de corrente elétrica na prática clínica (Charman, 1991), as quais podem ser utilizadas no controle de dores agudas ou crônicas (Rushton, 2002), no fortalecimento de músculos debilitados (Crevenna et al., 2003) e/ou no tratamento de seqüelas neurológicas (Wilder et al., 2002).

O interesse pelo uso da eletroterapia estimula o desenvolvimento e a oferta de aparelhos cada vez mais especializados. Em contrapartida, o estudo da sua interação com o meio biológico e, principalmente, dos acessórios utilizados para a sua aplicação não acompanha esse avanço tecnológico.

Para atingir o efeito desejado, a corrente elétrica gerada pelo estimulador deve chegar ao tecido alvo com intensidade suficiente, vencendo a oposição imposta à sua passagem, no caso, representada pelos eletrodos, pelo agente de acoplamento e pelos tecidos biológicos. Nos primeiros, tal dificuldade é denominada de resistência elétrica devido as características ôhmicas apresentadas pelos mesmos. Já, nos tecidos biológicos, utiliza-se o termo impedância elétrica pois, além da resistência ôhmica presente no meio intra e extracelular, a reatância capacitiva das membranas celulares também deve ser considerada. Segundo Nolan (1991), a magnitude dessa oposição pode ser calculada, indiretamente, pela Lei de Ohm.

Os eletrodos são dispositivos responsáveis pela transferência do estímulo elétrico para o paciente e, portanto, sua integridade pode comprometer o resultado final da terapia (Nelson et al., 1980). No Brasil, eletrodos metálicos, de

silicone-carbono e/ou auto-adesivos são geralmente distribuídos e indicados para o uso com os estimuladores elétricos. Dentre eles, há uma preferência dos profissionais pelos eletrodos de silicone-carbono, pois, além da compatibilidade com diferentes aparelhos e da fácil aplicação (Nolan, 1991), têm baixo custo e são reutilizáveis a longo prazo, podendo ser cortados no tamanho desejado e ajustados à superfície do corpo (Low e Reed, 2001). A composição desses eletrodos é, basicamente, uma associação de borracha siliconada impregnada por carbono e/ou materiais polímeros, responsáveis pela transmissão do fluxo elétrico (Gerleman e Barr, 2003). Apesar de serem fabricados para o uso repetido e de longo prazo, com o tempo, esses eletrodos se deterioram, alterando a distribuição da corrente na sua superfície (Robinson, 2001a). Tal fato pode resultar em altos níveis de estimulação direcionados a pequenas áreas, muitas vezes percebidos pelos pacientes como uma sensação de “queimação” (Kopman, 1976). Por outro lado, não há indicadores precisos que definem o tempo de uso, bem como os valores seguros de resistência elétrica, o que denota dúvidas quanto a escolha do eletrodo, sua manutenção e durabilidade na prática clínica.

Para que haja uma transmissão efetiva do estímulo na interface eletrodo-pele, se faz necessária a aplicação de um agente de acoplamento, que pode ser líquido ou gel (Gerleman e Barr, 2003). Esse meio condutor tem a função de uniformizar o contato e reduzir a impedância da pele e, apesar de relatos que sua resistência elétrica também pode afetar a eficiência e o conforto da aplicação (Starkey, 2001), pesquisas comparando tal variável são limitadas.

Na epiderme, por sua vez, a oposição ao fluxo da corrente elétrica se altera de acordo com a concentração de água e o número de camadas do estrato córneo (Ya-Xian, Suetake e Tagami, 1999), sendo a queratina a principal barreira

à passagem da corrente (Yamamoto, 1994). Nos demais tecidos, os diferentes valores de impedância, resultantes da concentração de água, irão determinar a via por onde o estímulo elétrico flui (Sagi-Dolev, Prutchi e Nathan, 1995). Assim, o posicionamento e a distância entre os eletrodos são fatores que podem modificar a resistência imposta e, conseqüentemente, o nível das respostas biológicas (Lyons et al., 2005).

Além disso, há falta de trabalhos que ratifiquem a relação inversa entre frequência e a impedância, apresentada nos livros textos da área (Low e Reed, 2001; Alon, 2003, Hooker, 2004), o que expressa a carência de pesquisas que justifiquem e direcionem a conduta terapêutica.

Assim, conhecer o comportamento da resistência ou da impedância elétrica durante a transmissão do estímulo elétrico e os fatores que podem influenciá-la é de suma importância diante da possibilidade de alteração no conforto, na eficácia e, até mesmo, na segurança do tratamento. Soma-se a isso a escassez e desatualização de pesquisas sobre o tema e a confusão e/ou desinformação de fabricantes e dos próprios fisioterapeutas, o que determina a necessidade de novos estudos empregando modelos de avaliação condizentes.

Frente ao exposto, o objetivo principal desse trabalho foi analisar o comportamento da resistência elétrica dos eletrodos de silicone-carbono e agentes de acoplamento, bem como da impedância elétrica dos tecidos biológicos, em situações que mimetizem a prática clínica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Estimulação elétrica

A eletroterapia pode ser caracterizada como o conjunto de correntes elétricas empregadas com fins terapêuticos. Apesar de constar como um dos recursos físicos importantes para a prática clínica e estar bastante difundida entre os profissionais, a interação entre os parâmetros selecionados e as respostas dos tecidos biológicos ainda é pouco compreendida, o que reflete o uso muitas vezes inapropriado e a necessidade de debates consistentes sobre o assunto (Watson, 2000).

A eletricidade atua em cada célula e tecido pelos quais ela flui (Charman, 1991), sendo que o tipo e a extensão da resposta dependem do comportamento específico dos mesmos diante das características da corrente aplicada, entre elas a forma de onda, a intensidade da corrente, a duração da fase, a frequência, bem como a definição ou não da polaridade (Chesterton et al., 2002). Hooker (2004) acrescenta que, para haver efeito terapêutico, o tecido estimulado deve responder à energia elétrica de um modo similar ao que ele normalmente funciona ou se desenvolve.

Além das propriedades intrínsecas de cada tecido, as respostas clínicas à estimulação elétrica podem sofrer influência da natureza da lesão (Chesterton et al., 2002), bem como da sua fase (Prentice, 2004); da localização da estrutura anatômica a ser estimulada (Watson, 2000); e do posicionamento e tamanho do eletrodo (Lyons et al., 2004).

Simplificando o exagero de nomenclaturas, apenas três tipos de corrente elétrica são aplicadas aos tecidos biológicos com eletrodos de superfície: contínua (fluxo constante), alternada (fluxo bifásico) e pulsada (fluxo mono ou bifásico).

O fluxo unidirecional de elétrons desencadeia alterações químicas no material condutor que, nos tecidos biológicos, são identificadas pelos sinais de vasodilatação e de alterações no pH sob os eletrodos (Hooker, 2004). Tais efeitos são mais intensos na estimulação com corrente contínua, o que possibilita seu uso para a introdução local de fármacos ionizados, denominada iontoforese (Harrelson, Weber e Leaver-Dunn, 2000).

Contudo, nos casos em que o objetivo maior for a excitação de nervos periféricos, correntes com pulsos bifásicos parecem causar menor irritação cutânea que com monofásicos, em decorrência dos efeitos iônicos destes, e, quando simétricos, maior conforto (Kantor, Alon e Ho, 1994). Por outro lado, as evidências de uma maior eficiência na excitação nervosa da corrente monofásica em contraste com a bifásica, observada por Gorman e Mortimer (1983), não foram sustentadas por pesquisas posteriores (Alon e Dedomenico, 1987; Kantor, Alon e Ho, 1994), as quais não encontraram diferença entre tais correntes.

As correntes destinadas à estimulação sensório-motora, em geral, têm pulso quadrado (Alon, 2003), pois o aumento abrupto da amplitude ameniza a acomodação dos axônios (Swearingen, 2003). Contudo, em casos de desnervação muscular, o emprego de pulsos com subida lenta (trapezoidal ou triangular) gera contrações mais seletivas, minimizando a estimulação de músculos inervados adjacentes (Woodcock, Taylor e Ewins, 1999). Isso ocorre

porque o limiar de excitação da fibra muscular é muito maior do que o do nervo (Robinson, 2001b).

A combinação entre a intensidade da corrente e a duração do pulso determina a carga elétrica aplicada e, conseqüentemente, a quantidade de fibras nervosas periféricas recrutadas em cada estímulo (Delitto, Snyder-Mackler e Robinson, 2001). Amaral et al. (2003) verificaram a relação inversamente proporcional entre o tamanho do pulso e a amplitude do limiar sensitivo e motor, avaliando a intensidade da corrente necessária para atingí-los diante do aumento da duração do pulso (20, 100, 300, 500, 1000, 2000 e 3000 μ s) de uma corrente pulsada bifásica quadrática simétrica com frequência de 50 Hz. Isso denota a hierarquia existente entre as fibras nervosas, onde as de maior diâmetro, responsáveis pela inervação de estruturas sensoriais aferentes e fibras musculares, despolarizam-se com intensidades de corrente inferiores às fibras de pequeno diâmetro, tais como fibras aferentes para a dor e nervos autônomos, independentemente dos parâmetros de corrente selecionados.

Assim, pulsos menores asseguram maior seletividade e conforto do estímulo, sendo indicados para o tratamento de quadros algícos. Pulsos mais longos, apesar de menor agradabilidade, são preconizados quando o objetivo for contrações musculares vigorosas, sendo fundamentais para deflagrar o limiar da fibra muscular em casos de desnervação, pois alcançam tal estado com menores amplitudes de estímulo (Low e Reed, 2001). Essa associação também minimiza o risco de lesão tecidual, uma vez que reduz a carga total imposta (Bhadra e Peckham, 1997).

A magnitude das respostas terapêuticas, assim como a percepção do estímulo elétrico, é determinada pela densidade de corrente, definida,

matematicamente, como a intensidade da corrente dividida pela área de contato na interface eletrodo-pele (Harrelson, Weber e Leaver-Dunn, 2000).

A área de contato é determinante da densidade de corrente máxima suportada pelo indivíduo, contudo, a concentração e a distribuição dessa corrente nos tecidos sofre influência da impedância encontrada, bem como da distância entre os eletrodos. Quando os eletrodos estão próximos, o campo elétrico estará localizado nos tecidos adjacentes à superfície; atingindo tecidos mais profundos, como o nervoso e o muscular, diante do espaçamento intereletrodos (Hooker, 2004). Além disso, a escolha do local de fixação do eletrodo é fundamental, pois aí haverá uma maior concentração da corrente, induzindo maiores efeitos com menor desconforto (Swearingen, 2003).

O número de pulsos por segundo determina a frequência da corrente e, ao contrário da corrente alternada, na qual o aumento na duração do pulso invariavelmente determina a redução da frequência (Gerleman e Barr, 2003), a maioria dos estimuladores de corrente pulsada permite o ajuste da frequência independente da duração da fase, devido ao intervalo interpulso (Harrelson, Weber e Leaver-Dunn, 2000). Atualmente, a frequência disponível pode chegar a 4000 Hz, sendo que aos estimuladores de baixa frequência são atribuídas correntes de 1 a 100 Hz e, aos de média frequência, acima de 1000 Hz (Guirro e Guirro, 2004).

Apesar da variedade de frequências, é de comum acordo que a excitação neuromuscular responde, com maior especificidade, ao intervalo entre 1 e 150 Hz (Watson, 2000; Ward, Robertson e Makowski, 2002), determinado com base na capacidade de condução peculiar das fibras nervosas (Savage, 1992). Diante disso, correntes de média frequência são moduladas em baixa frequência

a fim de somar os efeitos da menor impedância oferecida pelos tecidos biológicos à passagem de frequências mais altas, com a eficácia terapêutica da baixa frequência (Moreno-Aranda e Seireg, 1981; Delitto, Snyder- Mackler e Robinson, 2003).

Tal vantagem, atribuída às correntes de média frequência, é baseada no fato de que a impedância oferecida pelas propriedades capacitivas da pele é inversa à frequência da corrente aplicada (Ozcan, Ward e Robertson, 2004) e, na prática, visa estimular tecidos mais profundos com maior energia e menor desconforto (Ward, Robertson e Makowski, 2002; Alon, 2003).

Como regra, tem-se que a corrente elétrica sempre escolhe o caminho que oferece a menor oposição à sua passagem (Kanebako, Inagi e Takayama, 2002; Prentice, 2004). Em um meio, onde as propriedades ôhmicas são prevalentes, tal dificuldade é referida como resistência elétrica. No entanto, na presença de componentes capacitivos e/ou indutivos, utiliza-se o termo impedância elétrica (Low e Reed, 2001).

Os principais fatores que contribuem para a impedância total, dentro de um circuito, incluem o tipo, integridade e tamanho do eletrodo (Guirro e Guirro, 2004); a condutividade dos tecidos biológicos (Noshiro et al., 1993) e do agente de acoplamento, bem como a uniformidade do contato na interface eletrodo-pele (Alon, Kantor e Ho, 1996). No entanto, a maioria dos estudos que empregam correntes elétricas ignora a ação e a variabilidade da impedância elétrica durante sua aplicação (Butson, Maks e McIntyre, 2006).

De forma simples, a resistência total de um circuito pode ser calculada com base na Lei de Ohm, a qual estabelece uma relação entre tensão elétrica, resistência e intensidade da corrente (Lieber e Kelly, 1991; Nolan, 1991). Assim, a

resistência e a tensão elétrica tornam-se variáveis diretamente proporcionais quando se mantém fixa a intensidade da corrente (Catherine et al., 1997). Segundo Heneine (1993) os materiais biológicos seguem quase que satisfatoriamente essa lei.

A Lei de Ohm também rege o funcionamento dos aparelhos de tensão elétrica ou de intensidade da corrente constante. A maioria dos estimuladores elétricos, no mercado nacional, modifica a tensão de saída diante de alterações na impedância elétrica a fim de garantir a mesma intensidade da corrente durante sua aplicação, sendo denominados estimuladores de intensidade de corrente constante. Princípio similar ocorre com os estimuladores de tensão elétrica constante, os quais alteram a intensidade liberada em resposta à modificações na impedância (Alon, 2003; Hadzic et al., 2003).

Hooker (2004) enfatiza a necessidade de associar os modelos físicos simplificados com os resultados das pesquisas clínicas, uma vez que as teorias são projeções do que pode ocorrer para explicar o comportamento observado. Tal relato tem importância, especialmente, quando os efeitos gerados não são perceptíveis ou mensuráveis instantaneamente pelo paciente ou terapeuta.

2.2 Tecidos biológicos

Os tecidos biológicos podem ser interpretados como um circuito complexo formado por resistores e capacitores dispostos tanto em série, quanto em paralelo (Reilly, 1992). Nesse meio, a resistência ôhmica e a reatância capacitiva são as que realmente influenciam os efeitos da estimulação elétrica

(Low e Reed, 2001), estando a primeira presente no fluido extra e intracelular e a segunda, nas membranas celulares (Kyle et al., 2004).

Apesar de pouco esclarecido na literatura, devido à utilização de diferentes processos de metodização, 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 (Faes et al., 1999). Assim, tecidos que possuem grande quantidade de fluídos, 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). Devido a esse comportamento anisotrópico, a corrente não flui em linha reta entre os eletrodos, concentrando o maior fluxo nos locais de menor impedância (Gerleman e Barr, 2003).

Durante a estimulação elétrica não-invasiva, a queratina presente na epiderme age como uma barreira para a condução de cargas elétricas, se tornando o componente principal da impedância eletrodo-eletrólito (Yamamoto, 1994), podendo variar ainda, de acordo com o número de camadas do estrato córneo nos diferentes locais do corpo (Ya-Xian, Suetake e Tagami, 1999), sendo que, na pele intacta, a corrente tende a fluir através dos apêndices como os ductos sudoríparos e os folículos pilosos (Chizmadzhev et al., 1998).

A presença de lesões cutâneas, como soluções de continuidade ou até mesmo pequenas escoriações, pode reduzir drasticamente a impedância da pele, enquanto que cicatrizes, verrugas e ictiose, aumentam a oposição ao fluxo elétrico (Low e Reed, 2001), devendo ser consideradas durante o posicionamento dos eletrodos.

Nesse contexto, as respostas biológicas podem ser influenciadas pela resistência uma vez que esta determina a via por onde a corrente flui (Sagi-Dolev, Prutchi e Nathan, 1995). Gerleman e Barr (2003) descrevem que quanto maior for a distância entre os eletrodos, menor será a concentração da corrente nos tecidos, pois ela tende a dissipar-se para os tecidos próximos.

Além disso, a impedância não homogênea apresentada pelo corpo, altera o campo elétrico (Chizmadzhev et al., 1998) que, por sua vez, é influenciado por fatores como a geometria e anatomia dos segmentos avaliados, tendo em vista às diferenças na resistividade do material condutor, variedade de comprimento e variações na forma de suas estruturas (Kyle et al., 2004).

A preparação da pele com o objetivo de reduzir a impedância elétrica é importante no uso de aparelhos eletroterapêuticos, tanto quanto nos aparelhos de eletrodiagnóstico. Práticas como limpeza da pele, a fim de retirar a sujeira, oleosidade e descamações superficiais, bem como a hidratação e a remoção de pêlos, dependendo da região estimulada, associadas ao posicionamento dos eletrodos em áreas de menor resistência, como os pontos de estimulação (motores, gatilhos, acupuntura), são alternativas para facilitar a passagem do estímulo elétrico (Prentice, 2004).

2.3 Eletrodos de superfície

Os eletrodos servem como ponto de conversão entre o fluxo de elétrons, liberado pelo gerador, e o fluxo de íons dentro dos tecidos biológicos, constituindo parte integral de um sistema de estimulação completo e tendo papel

fundamental no alcance da resposta fisiológica desejada (Alon, 2003). Quando adequadamente preparados e fixados, eles aumentam a eficiência da corrente elétrica, ao mesmo tempo que permitem maior conforto para o paciente (Starkey, 2001). Para tanto, é pertinente o conhecimento da disposição e do material dos eletrodos (Nelson et al., 1980; Nolan, 1991), bem como do seu posicionamento e tamanho adequados (Lyons et al., 2004).

A princípio, um bom eletrodo deve apresentar biocompatibilidade, evitando reações tóxicas na pele (Merrill, Bikson e Jefferys, 2005); condutibilidade alta e uniforme, oferecendo pouca resistência interna ao fluxo de elétrons (Gerleman e Barr, 2003); flexibilidade para se adaptar às diferentes áreas do corpo; durabilidade e resistência para suportar as forças mecânicas ou elétricas e permitir um acoplamento uniforme quando em contato com a pele (Alon, 2003).

No mercado, há três tipos de eletrodos de superfície distribuídos e/ou indicados para o uso com os aparelhos de corrente elétrica: os eletrodos metálicos, os de silicone-carbono e os auto-adesivos. Os eletrodos metálicos foram os primeiros utilizados e, portanto, são os mais tradicionais. Apesar de apresentarem menor maleabilidade que os demais, esses eletrodos são reutilizáveis a longo prazo e, em geral, constituídos de aço inoxidável, estanho ou alumínio (Robinson, 2001a), o que lhes confere a boa condutibilidade elétrica (Sussman e Byl, 2003).

Os eletrodos de silicone-carbono foram introduzidos posteriormente e, hoje, são os mais utilizados na clínica devido a sua fácil aplicação e compatibilidade com diferentes aparelhos de corrente elétrica (Nolan, 1991). Além disso, tais eletrodos são relativamente baratos e reutilizáveis, podem ser cortados no tamanho desejado e ajustados à superfície do corpo (Low e Reed, 2001). A

sua composição é, basicamente, uma associação de borracha siliconada impregnada por carbono e/ou materiais polímeros, responsáveis pela transmissão do fluxo elétrico (Alon, 2003). O negro de fumo é a carga mais utilizada nessas composições, pois propicia o aumento da condutividade, com baixo custo e fácil processamento (Santos et al., 2001).

Como os eletrodos de silicone-carbono, os auto-adesivos também são compostos por uma base condutora adicionada de polímeros de carbono. O diferencial é que esse já vêm com uma camada uniforme de gel em sua superfície, o que facilita e agiliza o manuseio, pois dispensam a fixação por faixas ou fitas adesivas (McDonough e Kitchen, 2003). Segundo os autores, a camada regular de material condutor associada à maleabilidade desses eletrodos permite um contato mais efetivo com a pele, possibilitando a estimulação em áreas de difícil acoplamento para os demais eletrodos como face e pescoço. Entretanto apresentam custo mais elevado e, geralmente, são indicados para uso único ou poucas aplicações, pois perdem a adesividade rapidamente (Alon, 2003).

Independente do tipo de eletrodo, o mecanismo na interface eletrodo-eletrólito é a transferência de cargas a partir dos elétrons, no eletrodo, para os íons, presentes no agente de acoplamento e nos tecidos biológicos (Merrill, Birkson e Jefferys, 2005), e vice-versa.

Há evidências que, em casos de reações eletrolíticas mais acentuadas, podem ocorrer alterações do pH local e da concentração iônica em níveis suficientes para liberar produtos da corrosão de certos materiais (Beard, Hung e Schmukler, 1992). Embora o carbono seja inerte e biocompatível, sabe-se que a troca de íons entre o eletrodo e a pele, com o passar do tempo, irá deteriorar o produto, gerando um fluxo de corrente não uniforme sobre a superfície do

eletrodo, podendo resultar em altos níveis de estimulação direcionados a pequenas áreas (Robinson, 2001a). Portanto, a perda da condutividade dos eletrodos com o tempo enfatiza a importância de inspeções frequentes, uma vez que o tamanho não indica necessariamente a área do eletrodo que está transmitindo a corrente (Alon, 2003). Tal possibilidade reforça a idéia de que um bom acoplamento mecânico do eletrodo não garante um acoplamento elétrico eficaz (Gerleman e Barr, 2003).

Livshitz, Mizrahi e Einziger (2001) referem que a concentração de corrente não é uniforme em toda a superfície do eletrodo. Os eletrodos de silicone-carbono apresentam uma maior resistividade à passagem da corrente elétrica que os de metal, sendo que a quantidade de corrente estaria mais concentrada no local de conexão com o cabo condutor (Gerleman e Barr, 2003). Tal fato influencia a distribuição da corrente para os tecidos abaixo dele (Sagi-Doley, Prutchi e Nathan, 1995).

Alguns estudos compararam a eficiência com que diferentes eletrodos conduzem o estímulo elétrico para os tecidos. Nelson et al. (1980) analisaram eletrodos metálicos, de silicone-carbono e auto-adesivos quanto à capacidade de produzir torque em extensão do joelho, a impedância elétrica, a facilidade de aplicação, a durabilidade, o conforto e as reações cutâneas desencadeadas. Todos os eletrodos foram avaliados inicialmente, e os eletrodos de silicone-carbono e os auto-adesivos foram submetidos a um protocolo de uso com estimulação diária de 30 minutos, durante 4 dias. Os autores observaram que os eletrodos metálicos produziram o maior torque e apresentaram a menor impedância, quando comparados aos de silicone-carbono, tendo esses produzido um torque levemente menor e impedância elétrica um pouco maior que os

metálicos, apesar de causarem uma leve irritação cutânea. Já a estimulação que empregou os eletrodos auto-adesivos produziu o menor torque e maior impedância elétrica, bem como reação cutânea mais evidente.

Lieber e Kelly (1991) também compararam a influência dos eletrodos metálicos, de silicone-carbono e auto-adesivo na geração de torque extensor do joelho, contudo observaram que o maior torque foi alcançado usando os eletrodos de silicone-carbono. Tal fato foi relacionado a uma menor resistência do eletrodo que permitiria a maior transmissão da corrente. O eletrodo auto-adesivo foi o que possibilitou o menor torque, limitado pela forte sensação de desconforto.

Nolan (1991), por sua vez, comparou 25 marcas de eletrodos, de tipos e composições diferentes, utilizados na estimulação elétrica nervosa transcutânea. Avaliando a impedância do circuito formado entre o gerador de corrente conectado ao paciente, foram encontrados valores de 1000 a 7800 ohms (Ω), sendo que os mais altos estão relacionados ao emprego de eletrodos auto-adesivos e descartáveis.

Além de comparar a carga de fase, o pico de corrente e o pico de tensão elétrica de eletrodos de silicone-carbono acoplados com gel, eletrodos de silicone-carbono acoplados com esponja umedecida com água potável e eletrodos auto-adesivos durante o limiar motor dos músculos flexores de punho e dorsiflexores de tornozelo, Alon, Kantor e Ho (1996) também avaliaram, de forma direta, a uniformidade e a qualidade das propriedades condutivas na superfície de cada um. Com relação ao pico de tensão elétrica e o pico de corrente, os eletrodos auto-adesivo apresentaram valores superiores aos demais. Já, comparando a carga de fase, os pesquisadores constataram que a combinação de eletrodo de silicone-carbono com esponja e água é a mais resistiva, porém a

associação do mesmo tipo de eletrodo com gel é a que melhor conduz a corrente elétrica. Outra observação foi a distribuição não uniforme da carga de fase sobre a superfície dos eletrodos de silicone-carbono acoplados com gel e dos eletrodos auto-adesivos, fato esse não reproduzido na associação entre eletrodos de silicone-carbono, esponja e água. No entanto, os autores concluem que todos os eletrodos de superfície são mais condutivos que os tecidos biológicos e, assim, as diferenças encontradas tornam-se desprezíveis quando aplica-se a estimulação elétrica a nível motor, porém ressaltam a necessidade de monitorar a condutividade dos eletrodos com o tempo de uso.

Sussman e Byl (2003) alertam para o aumento da resistividade dos eletrodos de silicone-carbono ao longo do tempo, a medida que perdem o carbono e acumulam óleo corporal e produtos de limpeza. No entanto, o tempo limite de uso ainda permanece impreciso. Enquanto Robinson (2001a) indica a troca a cada três ou seis meses, Alon (2003) prolonga esse tempo para seis a oito meses, destacando que, diante da carência de estudos que analisem essa variável, a inspeção freqüente dos eletrodos é uma medida essencial para evitar reações adversas no paciente.

Os cuidados com o manuseio e a limpeza dos eletrodos também parecem contribuir com a redução de sua vida-útil. A conexão do eletrodo com o cabo deve promover o mínimo de irregularidade possível na superfície em contato com a pele, de modo que a corrente se espalhe homoganeamente por toda a área do eletrodo e, para facilitar essa distribuição, o eletrodo deve ser plano e ter cantos arredondados e a pressão depositada sobre o mesmo deve ser uniforme (Low e Reed, 2001). Após o uso, os eletrodos devem ser limpos com água e sabão neutro, e secos com toalha absorvente, evitando abrasão na superfície

condutora (McDonough e Kitchen, 2003). Os autores contra-indicam a aplicação de álcool ou outro agente de limpeza, indicando que tais produtos podem danificar o material do eletrodo, contrastando com Starkey (2001) que recomenda tal prática visando maior higiene.

2.4 Agentes de acoplamento

A princípio, gaze ou algodão umedecidos em água foram usados para facilitar as trocas eletro-iônicas. Mais tarde foram introduzidos pastas e géis solúveis em água, disponíveis comercialmente, que apresentam melhor condutibilidade devido a maior concentração de íons (Gerleman e Barr, 2003).

Os eletrodos não adesivos necessitam da adição de um agente de acoplamento, normalmente esponjas umedecidas com água ou géis não alergênicos à base de água, aplicados para reduzir a impedância elétrica entre o eletrodo e a pele e produzir uma distribuição uniforme da corrente.

Devido a irregularidade da epiderme, um eletrodo plano e pouco flexível poderia gerar um contato desigual, resultando em pontos de maior concentração da corrente (Low e Reed, 2001). Nesse contexto, os autores orientam que o agente de acoplamento deve cobrir totalmente a superfície do eletrodo e nunca deve ser aplicado de modo a unir a área entre os eletrodos, criando um caminho de baixa resistência indesejável na superfície da pele.

Com eletrodos de metal, geralmente utilizam-se esponjas umedecidas para facilitar o fluxo elétrico. Nesse caso, a água proporciona a via de condução elétrica, enquanto o material absorvente a mantém no local e garante uma

regularidade na distância eletrodo-pele. Embora se utilize água potável para este fim, em muitas regiões, sua qualidade e conteúdo mineral podem aumentar a resistência elétrica, gerando desconforto desnecessário em pacientes sensíveis (Starkey, 2001). Para reduzir essa resistência, cloreto de sódio ou bicarbonato de sódio podem ser acrescentados à água (Low e Reed, 2001) ou a mesma substituída por solução fisiológica (água destilada + 0,9 % de cloreto de sódio) (McDonough e Kitchen, 2003).

Apesar de passível a associação entre os eletrodos de silicone-carbono e esponjas umedecidas com água, o mais comum é o emprego de algum gel condutor com tais eletrodos. Embora cada fabricante tenha sua própria fórmula para aumentar a condutibilidade, os géis são compostos, basicamente, por água desionizada e íons. Normalmente, esses íons são cloreto de potássio e de sódio, por não desencadearem reações tóxicas na pele (Gerleman e Barr, 2003). Os autores ressaltam ainda que, além de diminuir a irritação e as reações alérgicas da pele, as propriedades químicas dos géis permitem o uso por muito tempo, apresentando pouca decomposição associada à passagem da corrente ou à evaporação.

Ao comparar a condutividade de dois meios de acoplamento distintos acoplados com eletrodos de silicone-carbono, Alon, Kantor e Ho (1996) observaram maior resistência ao fluxo elétrico quando foi utilizado esponja umedecida com água potável em contraste ao emprego do gel hidrossolúvel.

Já, Bolfe, Guirro e Milmonte (2006) não observaram diferenças na resistência elétrica do gel e da água potável, contudo a água destilada apresentou valores superiores, corroborando com Robinson (2001a) quanto a contra-indicação da mesma para a transmissão do estímulo elétrico.

A água destilada, componente da solução fisiológica, é considerada uma substância pura quando comparada à água proveniente do sistema de abastecimento, pois é obtida a partir de um processo de destilação (condensação do vapor após ebulição) desta última, restando apenas oxigênio e hidrogênio em sua formulação. A água desionizada também é originada após um processo de purificação, onde são removidos íons presentes na água, através de resinas catiônicas e aniônicas. No entanto, tais soluções podem ser utilizadas para diluir fármacos aplicados na iontoforese, potencializando assim a repulsão eletrostática (Khan et al., 2004).

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral:

Analisar a resistência elétrica dos eletrodos de silicone-carbono e agentes de acoplamento, bem como a impedância elétrica dos tecidos biológicos, em situações que mimetizem a prática clínica.

3.2 Objetivos específicos:

- Levantar informações junto às empresas que comercializam eletrodos de silicone-carbono quanto às orientações de uso, durabilidade, conservação e normas de padronização de tais produtos;

- Avaliar a resistência elétrica de eletrodos de silicone-carbono e de agentes de acoplamento, submetidos a diferentes procedimentos de estimulação elétrica;

- Verificar a concentração dos elementos constituintes dos eletrodos de silicone-carbono;

- Analisar o comportamento da impedância elétrica dos tecidos biológicos estimulados por correntes de baixa e média frequência em diferentes segmentos corporais e distâncias intereletrodos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse estudo foram avaliados os fatores que contribuem para a impedância elétrica total durante a aplicação de correntes elétricas, colaborando para a identificação dos mesmos durante a prática clínica.

Como a resistência elétrica foi analisada em três situações distintas, com metodização específica, optou-se por subdividir o capítulo em eletrodos de silicone-carbono, agentes de acoplamento e tecidos biológicos.

4.1 Eletrodos de silicone-carbono

4.1.1 Amostragem

A princípio foi encaminhada uma carta de solicitação à 11 empresas que comercializam aparelhos de estimulação elétrica solicitando a doação de 10 eletrodos de silicone-carbono (30 x 50 mm), reutilizáveis, juntamente com informações quanto a sua composição, lote e fabricante, necessárias para a identificação do produto. Anexo à solicitação foi encaminhado um questionário (Apêndice 1) com perguntas abertas e fechadas referentes à utilização, avaliação e conservação dos eletrodos, bem como o conhecimento de normas técnicas para a fabricação dos mesmos. A carta de solicitação e o questionário foram enviados pelo correio, como carta registrada com aviso de recebimento, seguido de uma cópia via e-mail.

As empresas contatadas foram: Bioset^{®1}, Carci^{®2}, CSBM^{®3}, Fernandes Fisioterapia^{®4}, HTM^{®5}, IBRAMED^{®6}, ISP^{®7}, KLD^{®8}, KROMAN^{®9}, KW^{®10} e Quark^{®11}.

A CSBM[®] informou que revende os produtos da Quark[®] e, portanto, as respostas do questionário e os eletrodos de silicone-carbono são os mesmos, não havendo a necessidade de repetir a doação e as informações.

Assim, das dez empresas contatadas, seis não informaram o nome do fabricante dos eletrodos de silicone-carbono, uma compram os eletrodos fabricados pela Trebor^{®12} e três compram os fabricados pela Kinner^{®13}, sendo que, nesta última, as características de resistência elétrica são determinadas pelo comprador.

Aos fabricantes foram solicitadas informações quanto à composição dos eletrodos doados. Assim, os eletrodos fabricados pela Trebor[®] são compostos por uma associação de SE6759 = 100 (tipo de carbono) e Dicup 99 = 4 (acelerador) e, os fabricados pela Kinner[®], por goma de silicone tipo poli-dimetil-

¹ Bioset indústria de tecnologia e eletrônica Ltda. Av. 55, 1212 – Jardim Kennedy, 13501-540, Rio Claro, SP.

² Carci indústria e comércio de aparelhos cirúrgicos e ortopédicos Ltda. Rua Álvares Fagundes, 359, Americanópolis, 04338-000, São Paulo, SP.

³ CSBM Produtos Médicos. Rua do Rosário, 1519, Centro, Piracicaba, SP, 13400-186.

⁴ Fernandes Equipamentos para Fisioterapia Ltda. Av. Nossa Senhora de Fátima, 302, Taquaral, 13076-000, Campinas, SP.

⁵ HTM indústria de equipamentos eletro-eletrônicos Ltda – ME. Av. Carlos Augusto A. Sobrinho, 186, Jd. São José, 13901-160, Amparo, SP.

⁶ IBRAMED indústria brasileira de equipamentos médicos Ltda. Rua Milão, 50, Jd. Itália, 13901-070, Amparo, SP.

⁷ ISP[®] Instituto São Paulo. Rua Antônio Victor Maximiano, 107, Parque Industrial II, BR 277, Km 607,5; 85825-000, Santa Tereza do Oeste, PR.

⁸ KLD biosistemas equipamento eletrônicos Ltda. Av. Europa, 610, 13900-909, Amparo, SP.

⁹ KROMAN Indústria e Comércio Ltda. Rua Fernão Dias Paes Leme, 47, Pq. Santo Antônio, 09651-000, São Bernardo do Campo, SP.

¹⁰ KW indústria nacional de tecnologia eletrônica Ltda. Av. Augusto Barassa, 1211, 13904-990, Amparo, SP.

¹¹ Quark[®] produtos médicos. Rua do Rosário, 1776, Centro, 13400-186, Piracicaba, SP.

¹² Trebor[®] indústria e comércio de artefatos de borracha Ltda. Rua Manoel Dias Ruivo, 669, 13223-010, Várzea Paulista, SP.

¹³ Kinner silicone rubber indústria e comércio Ltda. Rod. Índio Tibiriçá, 2503, Km 53, Ouro Fino.

vinil-siloxano e negro de fumo, com proporções dependendo das características solicitadas.

Como as empresas distribuidoras Quark[®], Carci[®] e KLD[®] foram as únicas que identificaram o fabricante e doaram os eletrodos na quantidade solicitada, apenas essas participaram da pesquisa, sendo seus eletrodos divididos, de forma randomizada, nos grupos novo (N) e corrente bifásica (CB).

Diante de respostas positivas, de algumas empresas que preencheram o questionário, quanto à indicação dos eletrodos de silicone-carbono para transmitir corrente elétrica contínua, decidiu-se criar mais dois grupos, um com eletrodos conectados ao pólo negativo (CC-N) e outro ao pólo positivo (CC-P).

Para ser possível a realização desses grupos, mais 10 eletrodos foram solicitados às distribuidoras Quark[®] e Carci[®], salientando a importância desses pertencerem ao mesmo lote dos primeiros. Tais empresas foram selecionadas pois, conforme informado, comercializam eletrodos de fornecedores distintos. A Quark[®] doou os eletrodos, confirmando o mesmo lote, porém a Carci[®] não efetuou a doação. Diante disso, os 10 eletrodos necessários foram comprados.

Nesse contexto, foram avaliados 48 eletrodos de silicone-carbono (30 x 50 mm) originários de três distribuidores e dois fabricantes, agrupados de acordo com o procedimento de uso, como mostra a Tabela 1.

Tabela 1 – Quantidade de eletrodos de silicone-carbono de cada distribuidor, com seu respectivo fabricante, divididos nos grupos: novo (N), corrente bifásica (CB), corrente contínua - pólo negativo (CC-N) e corrente contínua – pólo positivo (CC-P).

Distribuidor	Fabricante	Grupos				Total
		N	CB	CC-N	CC-P	
Quark [®]	Trebor [®]	04	04	06	06	20
Carci [®]	Kinner [®]	04	04	06	06	20
KLD [®]	Kinner [®]	04	04	00	00	08
	Total	12	12	12	12	48

4.1.2 Procedimento experimental

4.1.2.1 Resistência elétrica

Os 48 eletrodos foram submetidos à avaliação inicial da resistência elétrica. Para tanto, foram coletados os valores de tensão elétrica por meio de um sistema composto por um osciloscópio digital (TDS 210 - Tektronix^{®14}), um gerador com intensidade da corrente constante (Dualpex 961 - Quark[®]) e uma resistência cerâmica de 100 Ω acoplada em série com o eletrodo, como apresentado na Figura 1.

Os 15 pontos aferidos na superfície dos eletrodos foram padronizados por uma placa de circuito impresso, perfurada e metalizada a cada um cm. Tal placa foi posicionada sobre o eletrodo e neles exercida uma força constante de 310 ± 20 newtons (N), controlada por célula de carga (MM-100 - KRATOS^{®15}), para uniformizar a pressão e reter a água no local. Buscando evitar o contato direto da ponta de prova com o eletrodo, injetou-se no ponto a ser avaliado 0,5 μL de água potável¹⁶, dosada com micropipeta semi-automática (5/50 μL , Jencons Sealpette^{®17}). A água potável foi o agente de acoplamento escolhido por ser utilizada na prática clínica e ter viscosidade compatível com a micropipeta utilizada.

¹⁴ Tektronix[®] - Rua Emir Macedo Nogueira, 240. Diadema, São Paulo.

¹⁵ Kratos Equipamentos Industriais LTDA. Rua Etiópia, 294, Bairro Rio Cotia, Cotia, SP.

¹⁶ Poço tubular, Campus Taquaral, UNIMEP, Piracicaba, SP.

¹⁷ Jencons Scientific Inc. 800 Bursca Drive Suite 801, Bridgeville PA 15017, USA.

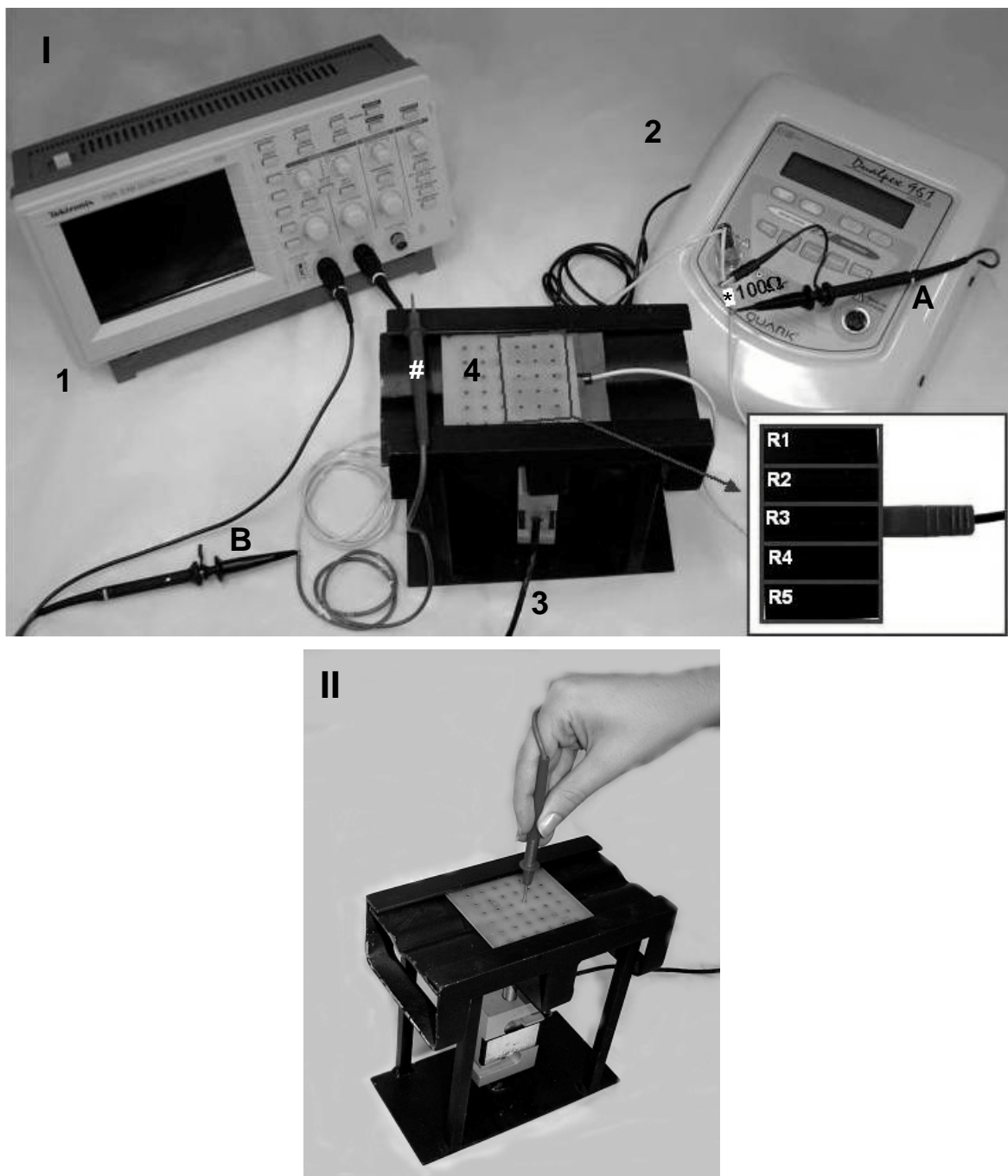


Figura 1 – I - Sistema para mensuração da resistência elétrica dos eletrodos de silicone-carbono, composto pelo osciloscópio (1), gerador de corrente (2), resistência 100Ω (*), célula de carga (3), ponta de prova (#) e placa de circuito impresso (4) sobre o eletrodo. Eletrodo dividido nas cinco regiões de avaliação da resistência elétrica (destaque). (A) Monitoramento da corrente aplicada e (B) captação da tensão elétrica. II – Procedimento para a avaliação da resistência elétrica nas diferentes regiões dos eletrodos posicionados sob a placa de circuito impresso.

O local de entrada da corrente elétrica no eletrodo foi sempre pelo ponto de conexão com o cabo, no mesmo lado, e o circuito foi fechado com uma ponta de prova, que contactava a porção metalizada de cada ponto da placa de

circuito impresso. Durante a avaliação da tensão elétrica foi emitida uma corrente bifásica quadrática simétrica, 10 mA de intensidade da corrente, frequência de 100 Hz e duração de fase de 100 μ s. A resistência elétrica foi calculada indiretamente pela Lei de Ohm ($U = R \times i$), onde U=tensão elétrica (volts), R=resistência (Ω) e i=intensidade (A), a partir dos valores de tensão elétrica obtidos pelo osciloscópio e da intensidade da corrente aplicada. Os valores da tensão elétrica, considerados para o cálculo, foram a média de três mensurações em cada ponto. A cada mensuração a água foi removida e depositada novamente.

Para a análise estatística, os 15 pontos avaliados foram agrupados em cinco regiões (R1 e R5 = laterais do eletrodo, R3 = centro do eletrodo, onde o cabo é conectado, R2 e R4 = entre o centro e as laterais do eletrodo), sendo que o valor da resistência elétrica da região foi determinado pela média dos três pontos nela localizados (Figura 1).

Os eletrodos do grupo CB, após a avaliação inicial da resistência elétrica, foram estimulados com corrente bifásica quadrática simétrica, frequência de 100 Hz, duração de fase de 100 μ s e intensidade da corrente de 16 mA, emitida pelo aparelho Dualpex 961[®] (Quark[®]), gerando uma densidade de corrente de 10,7 μ A/mm².

A intensidade de 16 mA foi determinada a partir da média entre os valores necessários para atingir o limiar sensitivo e o limiar motor, utilizando-se dos mesmos parâmetros da corrente elétrica e eletrodos descritos acima, fixados na face anterior do antebraço, a 5 cm de distância entre os mesmos.

Já os eletrodos dos grupos CC-N e CC-P foram acoplados aos pólos negativo e positivo da corrente contínua, respectivamente, e estimulados com

intensidade da corrente de 3 mA, gerada pelo equipamento Neurodyn 10 canais[®] (Ibramed[®]), o que equivale a uma densidade de corrente de $2,0 \mu\text{A}/\text{mm}^2$.

Entre o par de eletrodos foi posicionada uma camada de algodão (33 mm de largura x 53 mm de comprimento e 10 mm de espessura quando seco, Sussex^{®18}) umedecido com 10 mL de água potável. Sobre esse sistema foi aplicada uma força constante de 1,2 N para manter o contato uniforme.

Todos os eletrodos, com exceção do grupo N, foram estimulados por um total de 108 horas, tendo a resistência elétrica avaliada pré e a cada 36 horas de uso (T0 - tempo pré, T36 - após 36 horas, T72 - após 72 horas e T108 - após 108 horas).

A aferição da resistência elétrica, bem como a aplicação dos procedimentos de uso, foram executados em sala com temperatura de $23 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ e umidade do ar a $70 \pm 2 \%$.

4.1.2.2 Análise termogravimétrica

Os eletrodos do grupo N e os submetidos às 108 horas de uso foram encaminhados à análise termogravimétrica, realizada no Laboratório de Materiais Carbonosos da Universidade Metodista de Piracicaba, Campus Santa Bárbara d'Oeste.

Para determinar os teores de polímero, negro de fumo e carga inorgânica, presentes nos eletrodos de silicone-carbono, quantidades definidas das amostras foram submetidas a uma programação térmica, monitorando as perdas de massa ao longo desse processo.

¹⁸ Sussex Ind. e Com. Ltda. Rua José Lopes, 235, 07197-160, Guarulhos, SP

Todas as medidas foram realizadas em um analisador termogravimétrico (TG 209 – NETZSCH¹⁹) com controlador modelo TASC 414/3 (Figura 2). Para cada coleta foram utilizados aproximadamente 50 mg de eletrodo picado, em partículas menores que um mm, a fim de reduzir as resistências difusivas e térmicas. Devido ao grande número de amostras, tempo de execução e o custo da análise termogravimétrica, não foram discriminadas as regiões do eletrodo de silicone-carbono e, portanto, tais partículas correspondem à metade do eletrodo, pertencente às regiões R1 e R2 ou R4 e R5.



Figura 2 – Equipamento para análise termogravimétrica. (A) Microcomputador e (B) Analisador termogravimétrico.

Primeiramente foi determinado o teor de polímero e, para tanto, as amostras de eletrodos foram aquecidas até 900 °C, com taxas de aquecimento constante de 5 °C/min, em um ambiente com fluxo de nitrogênio para garantir um ambiente inerte onde somente ocorram decomposições térmicas. As perdas de massa ocorridas neste processo são conseqüentes da decomposição térmica dos materiais poliméricos presentes no eletrodo. Após esse processo, um fluxo de

¹⁹ NETZSCH – Gerätebau GmbH. Wittelbacherstraße 42, 95100 Selb/ Bavaria, Germany.

oxigênio é inserido no sistema para oxidar o negro de fumo presente na amostra, determinando, a partir daí, o teor desse componente. Já a carga inorgânica deriva da diferença entre os demais componentes, partindo do pressuposto que o eletrodo é composto pela associação entre polímero, carbono e carga inorgânica, totalizando 100 % da sua massa, como exemplificado na curva de análise termogravimétrica (Figura 3).

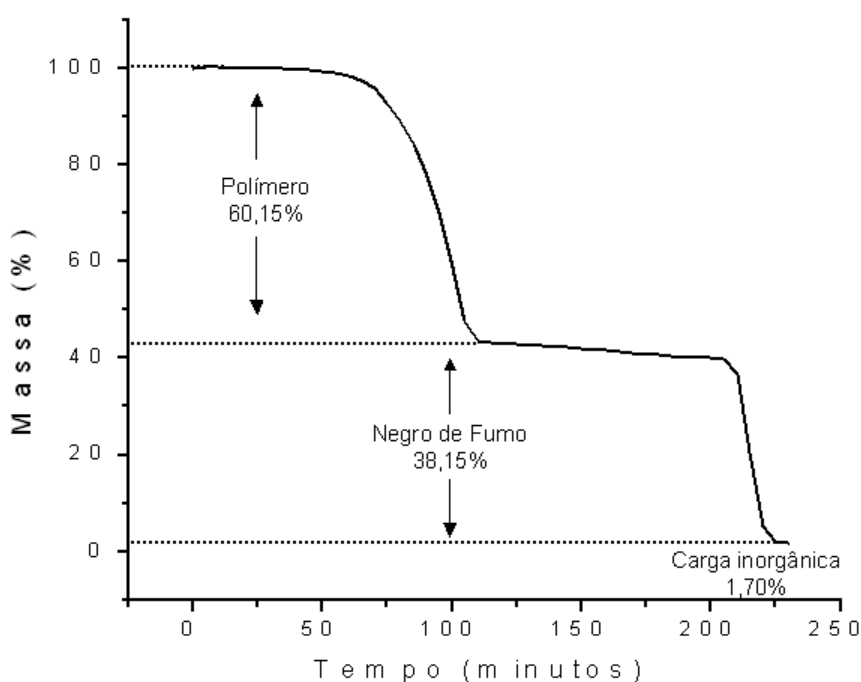


Figura 3 – Curva da análise termogravimétrica, referente a um eletrodo de silicone-carbono.

4.1.3 Análise dos dados

Para a análise da resistência elétrica, primeiramente, utilizou-se o teste de normalidade Shapiro-Wilk, seguido do teste de Kruskal-Wallis com *post hoc* de Dunn para as comparações intergrupos e o teste de Friedman para as diferentes regiões e tempos (intragrupo). Por fim, aplicou-se o coeficiente de correlação de Spearman para determinar a correlação entre a resistência elétrica dos eletrodos de silicone-carbono e o tempo de uso com ambos os protocolos de corrente

elétrica. Já os dados da análise termogravimétrica foram submetidos aos testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney.

Todos os testes foram processados no *software* BioEstat 4.0, considerado o nível de significância de 5%.

4.2 Agentes de acoplamento

4.2.1 Amostragem

Foram analisados 10 agentes de acoplamento passíveis de serem empregados com a estimulação elétrica transcutânea tanto na prática clínica quanto em pesquisas científicas (Tabela 2).

Para evitar possíveis alterações nas propriedades físico-químicas do agente de acoplamento e padronizar suas amostras, certificou-se que as mesmas se encontravam dentro do prazo de validade e pertenciam ao mesmo lote. Também foram seguidas as recomendações de armazenamento indicadas pelo fabricante, mantendo os produtos à temperatura ambiente e abrigados da luz.

Tabela 2 – Identificação do nome comercial, composição e fabricante dos agentes de acoplamento analisados.

Grupo	Nome	Composição	Fabricante
G1	Gel Sonic	água desionizada, carbopolímero, corante, W6007, trietanolamina, fenoxietanol, glicerina, 1,2 dibromoglutatonitrila	Fisio Line® Cosméticos Ind. e Com Ltda. Rua João Francisco de Oliveira, 416, Distrito Industrial Unileste, Piracicaba, SP.
G2	RMC® Gel Clínico (Incolor)	carboxivinílico, imidazolidil uréia, metil parabeno, corante, 2 amino, 2 metil, 1 propanol (AMP), água desionizada	Unigel – Indústria Brasileira de Produtos Médicos Ltda. Rua Prof. Horácio Quaglio, 138, Jd. América, Amparo, SP.
G3	RMC® Gel Clínico (Azul)	carboxivinílico, imidazolidil uréia, metil parabeno, corante, 2 amino, 2 metil, 1 propanol (AMP), água desionizada	Unigel – Indústria Brasileira de Produtos Médicos Ltda. Rua Prof. Horácio Quaglio, 138, Jd. América, Amparo, SP..
G4	Gel Carci®	carbopol, trietanolamina, sorbitol, nipagin, QSP 100, não contém benzeno.	Pointer Química Industrial Ltda. Rua Prof.Nelson de Senna, 482/486, São Paulo, SP.
G5	Carbogel®	água esterelizada, polímero carboxi-vinílico, espessante, conservante, e agente seqüestrante	Carbogel Ind. Com. Ltda. Rua Itapirú, 241, Saúde, Zona Sul, São Paulo, SP.
S	Sidepal® Solução Fisiológica	água destilada q.s.p., cloreto de sódio a 0,9%	Sidepal Indl. e Coml. Ltda. Av. Nova Cumbica, 920/ 930, Cumbica, Guarulhos, SP.
A1	Água potável	Anexo 1	Poço tubular, Campus Taquaral, Universidade Metodista de Piracicaba, Piracicaba, SP.
A2	Crystal® Spal - água mineral natural	Anexo 2	Spal Ind. Brasileira de Bebidas S/A. Fonte Ycuara - Av. Francisco Ferreira Lopes, 4303, Mogi das Cruzes, SP.
A3	Água destilada	Anexo 2	Laboratório de Bioquímica e Análise Instrumental, Departamento de Agroindústria, Alimentos e Nutrição, Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz”, Universidade de São Paulo, Piracicaba, SP
A4	Água desionizada	Anexo 2	Laboratório de Bioquímica e Análise Instrumental, Departamento de Agroindústria, Alimentos e Nutrição, Escola Superior de Agricultura “Luiz de Queiroz”, Universidade de São Paulo, Piracicaba, SP.

4.2.2 Procedimento experimental

O sistema desenvolvido para a aferição da tensão elétrica dos agentes de acoplamento constou de um osciloscópio digital (TDS 210 - Tektronix®), um gerador com intensidade da corrente constante (Dualpex 961, Quark®), uma resistência cerâmica 100 Ω , acoplada em série com um dos eletrodos, e dois eletrodos metálicos. O agente de acoplamento foi depositado na área circunscrita por um arco de PVC (38 mm de diâmetro e 4 mm de altura) fixado sobre um dos eletrodos, sendo o circuito fechado com outro eletrodo e sobre eles empregada uma força constante de 5,0 N para uniformizar o acoplamento. A Figura 4 mostra o sistema de aferição, o local de deposição do agente de acoplamento e exemplifica um dos protocolos de eletrólise com o gerador de corrente contínua.

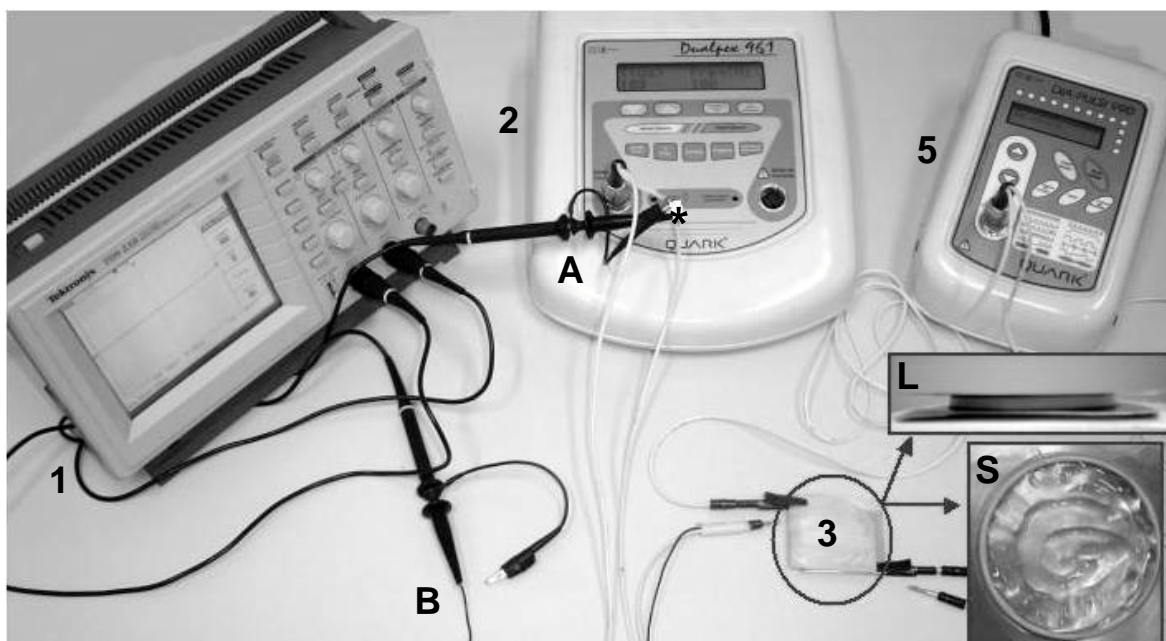


Figura 4 – Sistema para mensuração da resistência elétrica dos agentes de acoplamento, composto pelo osciloscópio digital (1), gerador de corrente (2), resistência 100 Ω (*) e eletrodos metálicos + agente de acoplamento (3) - visão superior (S) e visão lateral (L); gerador de corrente contínua (5). (A) Monitoramento da corrente aplicada e (B) captação da tensão elétrica.

Durante a avaliação da tensão elétrica foi emitida uma corrente bifásica, pulso quadrado simétrico, 10 mA de intensidade da corrente, frequência

de 100 Hz e duração de fase de 100 μ s. Foram coletados os valores instantâneos da tensão elétrica observados no osciloscópio e, a partir desses, calculada a resistência elétrica, indiretamente, pela Lei de Ohm.

Após a mensuração da resistência elétrica inicial, todos agentes de acoplamento foram submetidos a um processo de eletrólise, o qual consistiu da aplicação de corrente contínua (Dialpuls[®] 990, Quark[®]) com 2 mA de intensidade da corrente, o que equivale a uma densidade de corrente de 1,7 μ A/mm², durante 30 minutos. Os agentes de acoplamento G1, G2, G3, G4 e G5, além da eletrólise com corrente contínua, também foram submetidos à passagem de corrente bifásica quadrática simétrica, com 100 Hz de frequência, 100 μ s de duração de fase, 16 mA de intensidade da corrente, densidade de corrente de 13,4 μ A/mm², por 30 minutos. Durante a exposição aos procedimentos, a resistência elétrica do agente de acoplamento foi novamente avaliada a cada 5 minutos, considerando a média de 3 mensurações consecutivas como seu valor em cada tempo.

Cinco amostras de 4 mL de cada agente de acoplamento foram analisadas. A cada nova amostra os eletrodos foram lavados com esponja de aço e água corrente para remover os resíduos da eletrólise, após os quais passaram por três enxágües consecutivos com água desionizada, quando a substância a ser testada posteriormente era um gel que continha essa água em sua composição original, ou com a nova solução a ser analisada (solução fisiológica, água potável, água mineral, água destilada ou água desionizada), sendo secos com papel absorvente.

A seqüência das análises foi randomizada por sorteio, tanto intra, quanto intergrupo, visando reduzir a influência do procedimento de limpeza dos

eletrodos nos resultados. Todos os procedimentos foram realizados em sala com temperatura de 23 ± 2 °C e umidade do ar a 70 ± 2 %.

4.2.3 Análise dos dados

O teste de normalidade Shapiro-Wilk foi aplicado para todas as variáveis analisadas, procedendo-se com o teste de Friedman para confrontar os valores de resistência elétrica no decorrer do tempo de eletrólise. Para as comparações entre os diferentes agentes de acoplamento e entre a ação da corrente bifásica e da corrente contínua, aplicou-se o teste de Kruskal-Wallis seguido pelo método de Dunn. Além disso a relação entre o valor da resistência elétrica e o tempo de estimulação elétrica foi estabelecida pelo coeficiente de correlação de Spearman. Todos os testes foram processados no *software* BioEstat 4.0, considerando $p < 0,05$.

4.3 Tecidos biológicos

4.3.1 Amostragem

Foram selecionadas 20 voluntárias, gênero feminino, com idade média de $23\pm 2,25$ anos, $55,70\pm 6,58$ kg, $1,64\pm 0,07$ m e índice de massa corporal $20,65\pm 1,44$ kg/m², sem história de distúrbio circulatório e/ou nervoso, bem como lesões cutâneas recentes. Todas as voluntárias foram recrutadas por convite verbal, esclarecidas sobre os procedimentos experimentais e solicitadas a assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 2). Esse

estudo teve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição, sob o protocolo 66/05 (Anexo 3),

4.3.2 Procedimento experimental

Para a mensuração da tensão elétrica intereletrodos, desenvolveu-se um sistema (Figura 5), composto por um gerador com intensidade da corrente constante (Dualpex 961 - Quark[®]), um osciloscópio digital (TDS 210 - Tektronix[®]), uma resistência cerâmica 100 Ω acoplada em série com um eletrodo, gel hidrossolúvel (Sonic[®]) e eletrodos novos (50 x 50 mm) de silicone-carbono por apresentarem menores valores de impedância elétrica (Nolan, 1991), fornecidos pela empresa Quark[®] – Produtos Médicos.

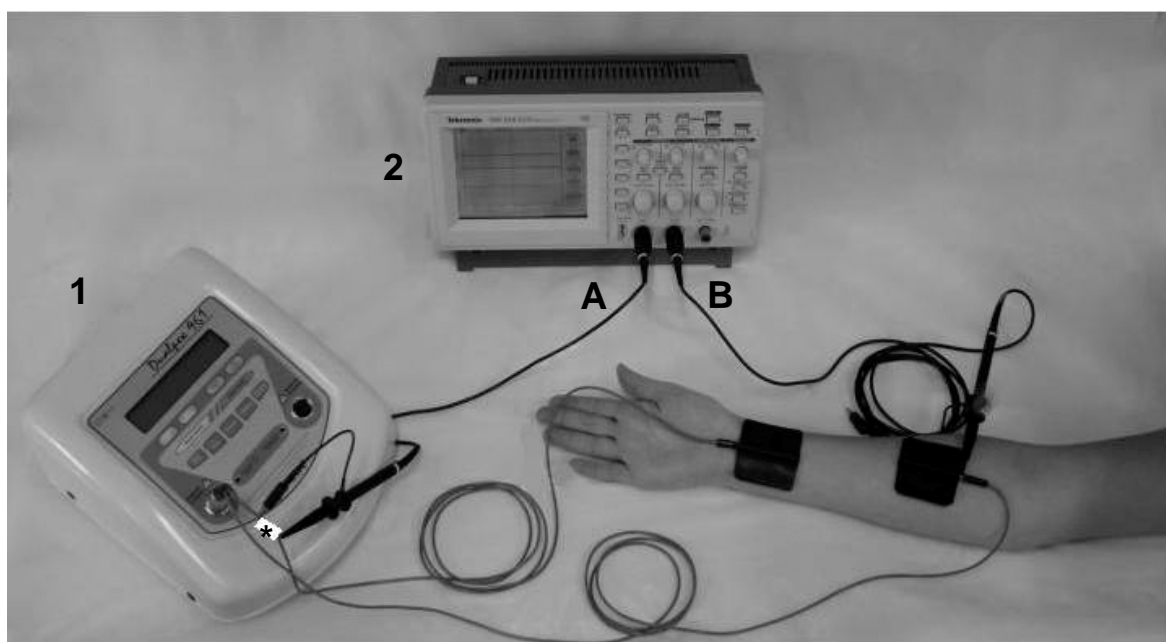


Figura 5 – Sistema para mensuração da resistência elétrica nos tecidos biológicos, composto pelo gerador de corrente (1), osciloscópio (2), resistência 100 Ω (*) e eletrodos. (A) Monitoramento da corrente aplicada e (B) captação da tensão elétrica intereletrodos.

As coletas foram realizadas em cinco locais, faces anterior (A) e posterior (P) dos membros superior (MS) e inferior (MI), e posterior do tronco (T-P), todas no hemisfério direito (Figura 6). As voluntárias permaneceram em

decúbito dorsal e ventral durante as coletas na face anterior e posterior, respectivamente. Para efeito de padronização do protocolo, um dos eletrodos foi posicionado proximalmente às interlinhas articulares do punho (MS-A e MS-P) e do tornozelo (MI-A e MI-P), bem como à espinha íliaca pósterio-superior (T-P). A partir desses pontos, o outro eletrodo foi distanciado, seqüencialmente, em 10, 20, 30 e 40 cm, na direção cefálica. Foram aplicadas duas correntes com pulso bifásico quadrado simétrico (100 μ s e 10 mA), sendo a primeira com freqüência de 100 Hz (baixa freqüência - BF) e a segunda com 2000 Hz modulada em 100 % da amplitude para 100 Hz (média freqüência - MF), com um intervalo mínimo de 7 dias e seqüência randomizada por sorteio, a fim de minimizar qualquer interferência decorrente da primeira coleta.

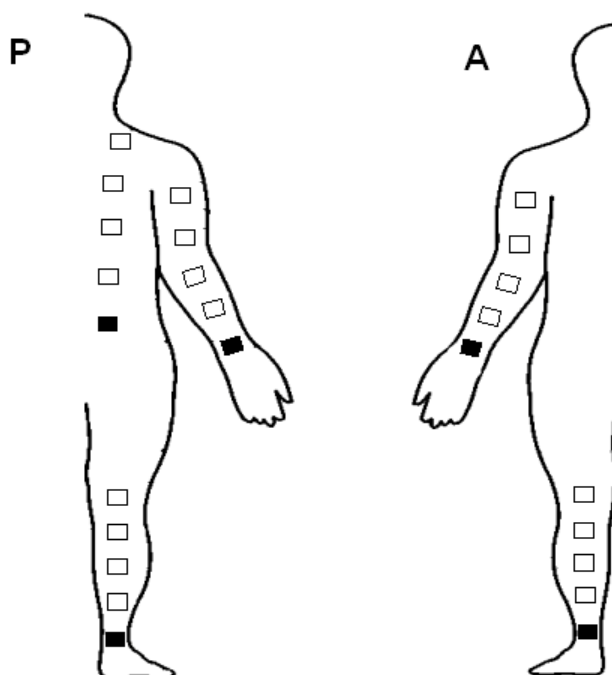


Figura 6 – Representação dos locais de fixação dos eletrodos nos diferentes segmentos e distâncias. ■ Eletrodo de referência. (P) Face posterior. (A) Face anterior.

A impedância elétrica foi calculada indiretamente, pela Lei de Ohm, a partir dos valores de tensão elétrica obtidos pelo osciloscópio e da intensidade da

corrente elétrica aplicada. Primeiramente, determinou-se a resistência elétrica do sistema acoplado um eletrodo ao outro com 4 mL de gel. Esse valor foi subtraído da impedância elétrica obtida nas diferentes distâncias intereletrodos, determinando a impedância elétrica dos tecidos biológicos. Os dados foram coletados entre 10 e 30 segundos do início da estimulação elétrica para evitar penetração eletrolítica e alterações na permeabilidade dos ductos sudoríparos (Rosell et al., 1988).

Previamente a cada coleta, a voluntária permaneceu em decúbito dorsal por 20 minutos visando atingir às condições de controle. A cada coleta foi realizada limpeza cutânea com álcool a 70 % e aplicação de 2 mL de gel sob cada eletrodo, fixados ao corpo por faixa elástica. A temperatura ambiente foi mantida em 23 ± 2 °C e a umidade relativa do ar em 70 ± 5 % durante todo o procedimento. Todas as coletas foram realizadas no período vespertino para amenizar os efeitos da variação hormonal diurna (Schultheiss, Dargel e Rohde, 2003) e da flutuação circadiana (Fernández et al., 2003).

4.3.3 Análise dos dados

A análise dos dados constou, inicialmente, da verificação da predisposição de igualdade entre as variâncias pelo teste c-Cochran's. Para averiguar a diferença entre os efeitos medianos dos valores de impedância elétrica, realizou-se análise de variância one-way (Anova - teste F, Kruskal-Wallis), seguidos do teste post-hoc (SNK, Dunn). A correlação entre as distâncias e a impedância elétrica nos segmentos e frequências analisados foi investigada por meio do coeficiente de correlação (r Pearson, r Spearman). Além disso, foi realizada a regressão linear simples para averiguar a influência da distância entre

os eletrodos na impedância elétrica nos diferentes segmentos, faces e frequências e, para verificar a diferença entre a impedância elétrica durante a BF e MF, aplicou-se Anova (F, Friedman) seguido do teste *post-hoc* (de Bonferroni, Rank). Essas últimas análises foram processadas no *software* BioEstat 4.0, considerando o nível de significância de 5%.

5 RESULTADOS

Inicialmente serão apresentados os resultados do questionário, da resistência elétrica e da termogravimetria dos eletrodos de silicone-carbono, seguidos pelo comportamento da resistência elétrica dos agentes de acoplamento e da impedância dos tecidos biológicos.

5.1 Eletrodos de silicone-carbono

5.1.1 Questionário

Os resultados referentes à aplicação do questionário, com o qual se buscou a análise do conhecimento e das indicações sobre o uso dos eletrodos de silicone-carbono fornecidos pelas empresas que distribuem esse material aos usuários, permitiram observar que o valor da resistência elétrica aceita para a sua comercialização varia de 80 a 400 Ω/cm , sendo a mesma determinada por meio de uma avaliação manual com multímetro ou voltímetro (Tabela 3). Nota-se a grande variação entre o menor e o maior valor de resistência elétrica e que o procedimento de avaliação referido não apresenta garantias confiáveis de reprodução.

Tabela 3 - Valores máximos da resistência elétrica (Ω/cm) apresentada pelos eletrodos de silicone-carbono para que os mesmos possam ser comercializados, de acordo com cada distribuidor. n=7.

Distribuidor	Resistência máxima (Ω/cm)
Bioset [®]	100
Carci[®]	400
Fernandes[®]	200
HTM[®]	150
KLD[®]	250
KW[®]	80
Quark[®]	300

No que diz respeito aos cuidados com a conservação dos eletrodos, todas as empresas distribuidoras concordam que os mesmos devem ser lavados com água corrente após o uso, sendo que para duas esse seria o único procedimento de limpeza, uma vez que o uso de qualquer tipo de detergente, sabão ou solvente contribuiria para a redução da condutividade dos eletrodos e, por consequência, sua vida útil. Em contrapartida, cinco associam sabão ou detergente neutro à água para retirada dos resíduos, e duas ainda submetem os eletrodos à limpeza posterior com álcool etílico. As respostas conflitantes apontam para a falta de informação quanto a reação dos materiais presentes nos eletrodos, assim como a escassez de pesquisas nesse assunto.

A limitações de estudos que embasem a conservação e utilização dos eletrodos de silicone-carbono também é evidenciada nas respostas quanto ao tempo máximo de uso, onde três dos distribuidores indicam a substituição após seis a oito meses da compra, mesmo que não tenham sido utilizados; um a cada mês no caso de uso intenso e; outro, quando o eletrodo apresentar valores de resistência elétrica acima de 600Ω , independente do tempo de aquisição dos

mesmos. Os demais referiram não ter conhecimento de parâmetros que indicassem a substituição do produto.

Com relação às normas de fabricação dos eletrodos de silicone-carbono, três indicaram alguma norma, sendo um a NBR (Norma Brasileira de Regulamentação) IEC (International Electrothechnical Comission) 60601-2-10 e a ISO (International Organization for Standardization) 10993-1 e dois as Boas Práticas de Fabricação e Comercialização determinadas pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), contudo tais normas não trazem especificações quanto às características condutivas de tais eletrodos.

Quanto o emprego dos eletrodos de silicone-carbono para a transmissão das diferentes correntes terapêuticas disponíveis, todos os distribuidores indicam esses eletrodos para a aplicação de corrente bifásica assimétrica, seis com corrente bifásica simétrica, dois com corrente farádica, dois com corrente contínua e um com corrente ultra-estimulante. Ainda, um dos distribuidores relata a utilização desses eletrodos com esponjas embebidas em água como meio de acoplamento. Esse quadro reflete, mais uma vez, o desconhecimento da ação dos diferentes tipos de corrente elétrica terapêutica sobre os componentes dos eletrodos em questão, ressaltando a insuficiência de pesquisas na área.

5.1.2 Resistência elétrica

Ao analisar os valores de resistência elétrica intragrupo foi considerado o mesmo tempo para confrontar as cinco regiões do eletrodo e a mesma região para a comparação entre os tempos de estimulação.

No grupo N observou-se maior resistência elétrica na R1 comparada à R2, R3 e R4 e na R5 em relação à R3, nos eletrodos comercializados pela Quark® e pela KLD®. Nos comercializados pela Carci®, a resistência elétrica na R1 e R3 foram superiores à da R2 e R4; a R4 também apresentou menor resistência elétrica que a R5. Na comparação entre as marcas, considerando a mesma região, a resistência elétrica dos eletrodos da Quark® foi menor quando comparada à R3 da Carci® e a todas as regiões da KLD®. Por sua vez, os valores da resistência elétrica dos eletrodos da KLD® também foram maiores que os da Carci® em todas as regiões, exceto na R3 (Tabela 4). Destaca-se a observação que as maiores diferenças encontram-se entre as laterais e o centro dos eletrodos avaliados e que a região de maior valor varia de acordo com o distribuidor, indicando prováveis diferenças durante sua confecção.

Tabela 4 – Valores medianos de resistência elétrica (Ω) de eletrodos novos de silicone-carbono comercializados pela Quark®, Carci® e KLD®. R: região, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica. n=4.

		Quark®	Carci®	KLD®
R1	MD	135,33	154,33	208,00 ^{∅φ}
	AIQ	10,50	10,83	5,33
R2	MD	125,00*	141,00*	171,33* ^{∅φ}
	AIQ	7,83	9,50	4,67
R3	MD	121,00*	344,67 ^{#∅}	150,67* [∅]
	AIQ	3,83	458,83	2,67
R4	MD	126,00*	137,33* [∅]	170,67* ^{∅φ}
	AIQ	4,33	10,00	3,00
R5	MD	132,67 [∅]	151,67 ^{∅∅}	200,00 ^{∅∅φ}
	AIQ	8,17	15,67	7,67

*p<0,05 a respectiva R1; #p<0,05 a respectiva R2; ∅p<0,05 a respectiva R3; ∅p<0,05 a respectiva R4; ∅p<0,05 a respectiva Quark®; φp<0,05 a respectiva Carci®.

Essa disparidade apresentada pelos eletrodos quando novos continua sendo observada após o uso, independente do tipo de corrente elétrica aplicada. No entanto, comparando-se o comportamento da resistência elétrica dos

eletrodos nos diferentes grupos (CB, CC-N e CC-P) do mesmo fornecedor, nota-se um aumento precoce e pronunciado nas amostras submetidas à estimulação com corrente contínua, especialmente nas conectadas ao pólo positivo de tal corrente.

Outra constatação ao confrontar os diferentes grupos, de mesma marca e lote, foi a diferença existente entre os valores de resistência elétrica dos eletrodos no tempo zero (pré-estimulação), indicando a falta de padronização no processo de fabricação desse produto.

Os valores de resistência elétrica obtidos nos grupos CB, CC-N e CC-P comercializados pela Quark[®] são mostrados na Tabela 5.

Considerando as diferentes regiões no grupo CB, a resistência elétrica nas laterais (R1 e R5) foi maior que nas demais regiões em todos os tempos analisados, com exceção para R5 comparada a R2 e R4 no T108. Na R3 a resistência elétrica foi menor que R2 no T72 e que R4 no T36. Na comparação entre os diferentes tempos, observou-se que no T108 todas as regiões apresentaram elevação na resistência elétrica relacionado ao T0 e ao T72, exceto ao T72 na R5. No T36 detectou-se resistência elétrica maior comparado ao T0 nas regiões R1 e R5 e menor com relação ao T72 na R2 e ao T108 na R3.

No grupo CC-N, a resistência elétrica nas laterais (R1 e R5) também foi superior às demais regiões em todos os tempos. Na R3 a resistência elétrica foi menor que R2 no T36 e T108. Nos diferentes tempos, considerando a mesma região, verificou-se menor resistência elétrica no T0 quando comparado aos demais tempos e no T36 comparado ao T108, com exceção para a R3 neste último.

Tabela 5 – Valores medianos de resistência elétrica (Ω) de eletrodos de silicone-carbono, comercializados pela Quark[®], submetidos à estimulação com corrente bifásica (CB) e com corrente contínua – pólo negativo (CC-N) e pólo positivo (CC-P). R: região, T: tempo de estimulação em horas, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartílica. n=4 (CB) e n=6 (CC-N e CC-P).

		CB				CC-N				CC-P			
		T0	T36	T72	T108	T0	T36	T72	T108	T0	T36	T72	T108
R1	MD	133,33	136,00*	133,67*	138,67**	155,33	187,67*	186,67* [∅]	198,00* ^{∇∅}	161,33 [∅]	246,00* ^{∅ϕ}	214,67* ^{∅ϕ}	244,67* ^{∅ϕ}
	AIQ	0,00	3,00	1,67	0,33	25,67	51,67	40,17	83,33	7,00	73,00	50,67	36,67
R2	MD	124,00*	125,33*	123,33* [∇]	126,67**	134,00* [∅]	152,00** [∅]	156,33** [∅]	168,67** ^{∇∅}	140,00* [∅]	182,00** ^{∅ϕ}	188,67* ^{∅ϕ}	212,00** ^{∅ϕ}
	AIQ	2,67	1,33	1,67	1,33	14,33	33,33	24,50	64,67	7,33	54,67	55,33	28,67
R3	MD	118,67*	120,33*	119,33* [#]	122,67** ^{∇♦}	120,67*	135,33** ^{#∅}	140,00** [∅]	150,67** [#]	122,67* [∅]	305,33* ^{#∅ϕ}	291,33* ^{#∅ϕ}	366,00* ^{#∅ϕ}
	AIQ	3,00	2,83	3,00	1,33	6,33	19,83	29,83	39,33	5,00	139,33	79,67	411,33
R4	MD	124,00*	125,33* [◊]	125,00*	126,67**	132,67* [∅]	147,67** [∅]	157,00** [∅]	166,00** ^{∇∅}	144,67* ^{∅ϕ}	203,33 ^{◊∅ϕ}	240,00* ^{∅ϕ}	227,67 ^{◊∅ϕ}
	AIQ	2,67	1,50	2,67	1,50	10,67	30,17	29,33	53,17	2,67	74,00	89,33	49,00
R5	MD	132,00* ^{#◊}	135,67* ^{#◊♦}	133,33* ^{#◊}	135,33 [◊]	149,33* ^{#◊∅}	174,00* ^{#◊♦∅}	176,67* ^{#◊♦∅}	191,33* ^{#◊♦∇∅}	159,33* ^{#◊∅ϕ}	195,33 ^{◊∅ϕ}	204,00* ^{∅ϕ}	221,33 ^{◊∇∅ϕ}
	AIQ	1,67	2,33	2,83	1,67	17,00	43,50	36,33	66,67	5,67	45,00	47,33	56,67

*p<0,05 a respectiva R1; #p<0,05 a respectiva R2; ◊p<0,05 a respectiva R3; ∅p<0,05 a respectiva R4; *p<0,05 ao respectivo T0; ∇p<0,05 ao respectivo T36; ♦p<0,05 ao respectivo T72; ∅p<0,05 ao respectivo CB; ϕp<0,05 ao respectivo CC-N.

Já os eletrodos do grupo CC-P apresentaram resistência elétrica superior nas laterais (R1 e R5) quando comparado às demais regiões no T0. A resistência elétrica na R2 foi menor que R1 e R3 no T36 e T108, e que R3 no T72. A R3 também apresentou resistência elétrica maior que a R4 e a R5 no T36 e T108 e que a R5 no T0. Verificou-se ainda, aumento na resistência elétrica em todos os tempos com relação ao T0, exceto para o T72 na R3. Essa elevação também foi verificada comparando-se o T36 e T108 na R5.

Considerando os diferentes grupos experimentais, compostos pelos eletrodos comercializado pela Quark[®], no mesmo tempo e região, observou-se menor resistência elétrica para o grupo CB quando comparado ao CC-P, em todas as variáveis, e ao CC-N nas regiões R2, R4 e R5 no T0; nas R2, R3, R4 e R5 no T36; nas R1, R2, R3, R4 e R5 no T72; e nas R1, R2, R4 e R5 no T108. As diferenças entre os eletrodos dos grupos CC-N e CC-P ocorreram em todas as regiões no T36, T72 e T108, e na R4 e R5 no T0.

Relacionando-se os valores de resistência elétrica dos eletrodos de silicone-carbono comercializados pela Quark[®] e o tempo de uso com corrente bifásica, obteve-se correlação positiva para a R1, R2 e R3 e, o com corrente contínua, para todas as regiões (Tabela 6).

Tabela 6 - Correlação entre os valores de resistência elétrica (Ω) nas regiões dos eletrodos de silicone-carbono comercializados pela Quark[®] e o tempo de estimulação com corrente bifásica (CB) e corrente contínua – pólo negativo (CC-N) e pólo positivo (CC-P). n=4 (CB) e n=6 (CC-N e CC-P).

Regiões	CB		CC-N		CC-P	
	R	p	R	p	R	p
R1	0,7362	<0,0001	0,4239	0,0002	0,5480	<0,0001
R2	0,4205	0,0029	0,4532	<0,0001	0,6231	<0,0001
R3	0,3502	0,0146	0,5511	<0,0001	0,5242	<0,0001
R4	0,2352	0,1075	0,4596	<0,0001	0,6485	<0,0001
R5	0,2593	0,0750	0,4432	<0,0001	0,6712	<0,0001

A resistência elétrica dos eletrodos comercializados pela Carci[®], avaliados nos grupos CB, CC-N e CC-P, é expressa na tabela 7. No grupo CB, a resistência elétrica na R1 foi maior que na R4 nos tempos T0 e T36 e que na R2 em todos os tempos. Os valores na R3 foram maiores que na R2 e R4 em todos os tempos e que na R5 no T0 e T108. Já a R5 apresentou maior resistência elétrica que R2 no T72 e T108 e que R4 no T0 e T72. Considerando o grupo CC-N, a resistência elétrica na R1 foi maior que na R2 e na R4 em todos os tempos. Já a outra lateral (R5) apresentou valores superiores que R4 em todos os tempos e que R2 apenas no T0 e T72. Na R3 foi observada maior resistência elétrica comparada à R1 no T36, à R2 no T0, T72 e T108 e à R4 no T72 e T108.

Por fim, no grupo CC-P a resistência elétrica na R2 e R4 diferiu das demais regiões no T0 e T72 e da R3 também no T108. Os valores na R4 ainda foram diferentes que na R3 no T36 e que na R1 no T36 e T108.

Na comparação entre os tempos, nos grupos CB e CC-N, houve aumento da resistência elétrica no T72 e T108 em relação ao T0 e T36, em todas as regiões, exceto para a R3 no T72 e no T108 e para a R1 no T72 comparado ao T36. Já para o grupo CC-P, os valores de resistência elétrica foram menores no T0 quando comparados aos demais tempos, em todas as regiões, e no T72 e T108 em relação ao T36 na R2.

Tabela 7 – Valores medianos de resistência elétrica (Ω) de eletrodos de silicone-carbono, comercializados pela Carci[®], submetidos à estimulação com corrente bifásica (CB) e com corrente contínua – pólo negativo (CC-N) e pólo positivo (CC-P). R: região, T: tempo de estimulação em horas, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica. n=4 (CB) e n=6 (CC-N e CC-P).

		CB				CC-N				CC-P			
		T0	T36	T72	T108	T0	T36	T72	T108	T0	T36	T72	T108
R1	MD	162,33	168,67	178,00*	202,33 [∇]	147,00	155,33	164,00*	178,67 [∇]	148,00 [∅]	1303,33 ^{*∅}	698,67 ^{*∅}	683,33 ^{*∅}
	AIQ	1,50	5,83	13,33	33,67	23,00	14,50	18,00	24,83	6,00	1989,33	2042,67	2278,33
R2	MD	144,67*	146,33*	156,67 ^{*∇}	175,33 ^{*∇}	131,67*	136,00*	145,00 ^{*∇}	157,00 ^{*∇}	134,33 ^{*∅}	1343,33 ^{*∅}	395,33 ^{*∇∅}	438,00 ^{*∇∅}
	AIQ	2,17	9,67	6,17	34,17	17,50	10,17	11,83	18,67	7,67	2795,5	393,33	650,00
R3	MD	563,33 [#]	483,67 [#]	471,33 [#]	580,67 [#]	137,33 ^{#∅}	130,00*	317,33 [#]	418,67 [#]	210,00 ^{#∅}	1353,33 ^{*∅}	1156,67 ^{#∅}	1557,33 ^{#∅}
	AIQ	29,83	60,33	241,33	100,50	313,33	269,17	151,83	298,00	259,50	583,33	580,00	552,33
R4	MD	143,33 ^{*∅}	140,67 ^{*∅}	162,00 ^{∅∇}	184,00 ^{∅∇}	132,67 ^{*∅}	134,67*	144,33 ^{*∅∇∅}	148,33 ^{*∅∇∅}	130,00 ^{*∅∅}	940,00 ^{*∅∅}	380,00 ^{*∅∅}	404,00 ^{*∅∅}
	AIQ	2,50	10,33	16,50	70,33	11,00	9,50	8,67	13,50	6,00	979,00	536,50	750,00
R5	MD	159,00 [∅]	162,67	180,00 ^{#∅∇}	198,00 ^{#∅∇}	144,00 ^{#∅}	152,81 [∅]	166,00 ^{#∅∇}	167,33 ^{∅∇∅}	144,33 ^{#∅∅}	1243,33 ^{*∅}	1030,00 ^{#∅∅}	1190,00 ^{*∅}
	AIQ	2,67	13,67	17,83	55,00	15,33	9,17	18,17	11,00	7,00	1500,00	860,00	1446,00

*p<0,05 a respectiva R1; #p<0,05 a respectiva R2; ∅p<0,05 a respectiva R3; ∅p<0,05 a respectiva R4; *p<0,05 ao respectivo T0; ∇p<0,05 ao respectivo T36; ∅p<0,05 ao respectivo CB; ∅p<0,05 ao respectivo CC-N.

Ao se comparar os dados obtidos nos três grupos analisados, considerando o mesmo tempo e região, identificou-se maiores valores, em todas as regiões, no CC-P quando comparado ao CB no T36, T72 e T108, porém no T0 essa relação foi inversa. O grupo CB também apresentou resistência elétrica superior ao CC-N na R3 no T0, na R4 no T0, na R4 no T72, na R4 no T108 e na R5 no T108. Por fim, comparando-se o CC-P e o CC-N identificou-se maiores valores para o primeiro em todas as regiões nos tempos T36, T72 e T108.

Os valores de resistência elétrica dos eletrodos de silicone-carbono comercializados pela Carci® apresentaram correlação positiva com o tempo de uso para as regiões R1, R2, R4 e R5 no grupo CB e para todas as regiões nos grupos CC-N e CC-P, como demonstrado na Tabela 8.

Tabela 8 - Correlação entre os valores de resistência elétrica (Ω) nas regiões dos eletrodos de silicone-carbono comercializados pela Carci® e o tempo de estimulação com corrente bifásica (CB) e corrente contínua – pólo negativo (CC-N) e pólo positivo (CC-P). n=4 (CB) e n=6 (CC-N e CC-P).

Regiões	CB		CC-N		CC-P	
	R	p	R	p	R	p
R1	0,9125	<0,0001	0,5983	<0,0001	0,5309	<0,0001
R2	0,8076	<0,0001	0,6061	<0,0001	0,4866	<0,001
R3	0,0370	0,8029	0,3952	0,0006	0,6414	<0,001
R4	0,6865	<0,0001	0,5785	<0,0001	0,5195	<0,001
R5	0,7747	<0,0001	0,6214	<0,0001	0,5689	<0,001

Nos eletrodos do grupo CB, comercializados pela KLD®, a resistência elétrica na R3 foi menor que na R1 em todos os tempos e que na R2 e R5 no T0, T36 e T72. O valor de R1 foi maior que R2 no T0 e que R4 no T0, T36 e T108. A resistência elétrica na R4 também foi menor que R5 no T0, T36 e T108. Entre os tempos, houve aumento da resistência elétrica no T72 e no T108 comparados ao T0 e no T108 comparado ao T36, em todas as regiões (Tabela 9).

Tabela 9 – Valores medianos de resistência elétrica (Ω) de eletrodos de silicone-carbono, comercializados pela KLD[®], submetidos à estimulação com corrente bifásica (CB). R: região, T: tempo de estimulação em minutos, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartílica. n=4.

		T0	T36	T72	T108
R1	MD	206,00	214,00	220,00*	272,00* [∇]
	AIQ	3,00	30,50	63,33	212,33
R2	MD	170,67*	180,00	188,67*	229,33* [∇]
	AIQ	1,67	108,00	117,33	224,67
R3	MD	150,00* [#]	161,33* [#]	168,67* [#]	250,00** [∇]
	AIQ	9,33	18,00	66,67	251,00
R4	MD	166,67*	178,67*	184,67*	204,33** [∇]
	AIQ	2,17	21,33	77,00	177,67
R5	MD	197,33 ^{◊◊}	210,67 ^{◊◊}	218,67 ^{◊◊} *	231,33* [∇]
	AIQ	1,00	36,67	89,67	164,33

*p<0,05 a respectiva R1; #p<0,05 a respectiva R2; ◊p<0,05 a respectiva R3; ◊p<0,05 a respectiva R4; *p<0,05 ao respectivo T0; ∇p<0,05 ao respectivo T36.

A Tabela 10 apresenta a correlação positiva verificada entre os valores de resistência elétrica dos eletrodos de silicone-carbono comercializados pela KLD[®] e o tempo de estimulação com corrente bifásica, em todas as regiões.

Tabela 10 - Correlação entre os valores de resistência elétrica (Ω) nas regiões dos eletrodos de silicone-carbono comercializados pela KLD[®] e o tempo de estimulação com corrente bifásica (CB). n=4.

	CB	
Regiões	R	p
R1	0,7401	<0,0001
R2	0,7324	<0,0001
R3	0,7677	<0,0001
R4	0,7708	<0,0001
R5	0,7860	<0,0001

Os maiores valores de resistência elétrica apresentados pelos eletrodos submetidos à corrente contínua, especialmente no grupo CC-P, são compatíveis, visualmente, com um maior desgaste nos mesmos, como exemplificado na Figura 7.

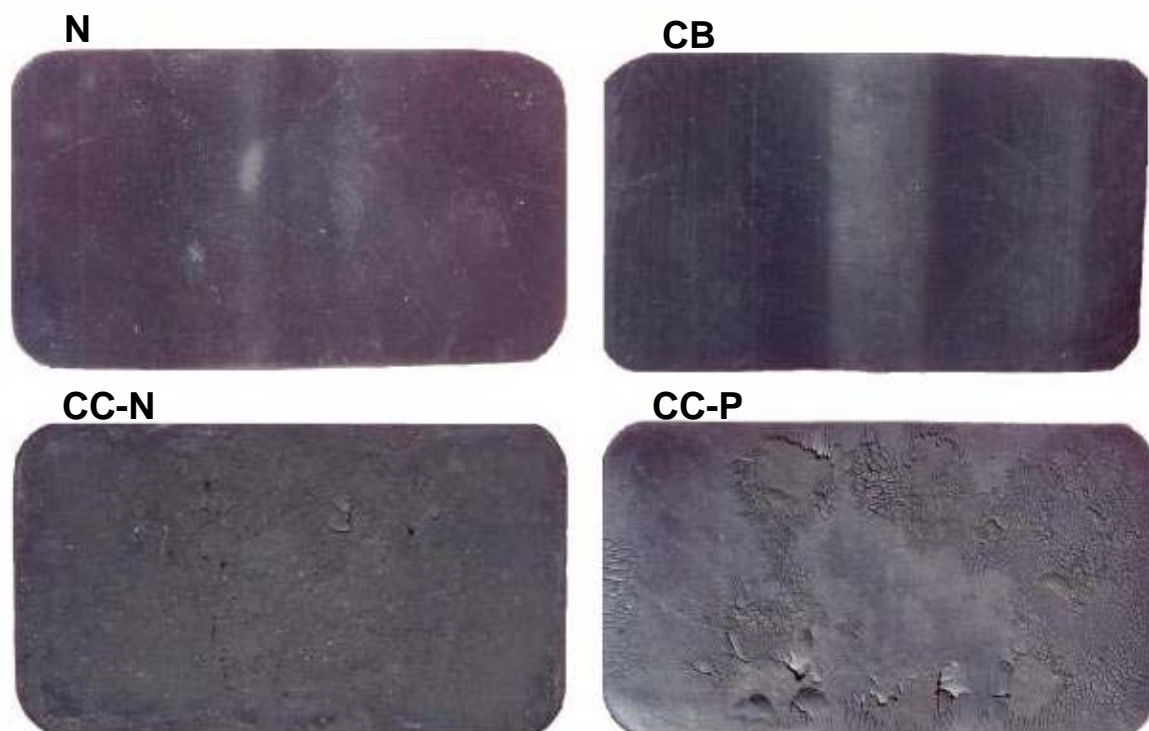


Figura 7 – Análise macroscópica dos eletrodos de silicone-carbono comercializados pela Carci[®] pertencentes aos grupos: novo (N) e pós 108 horas de estimulação com corrente bifásica (CB) e com corrente contínua – pólo negativo (CC-N) e pólo positivo (CC-P).

Considerando os eletrodos comercializados pelas três empresas no grupo CB, no mesmo tempo e região, verificou-se que a resistência elétrica foi maior nos eletrodos comercializados pela Carci[®] e KLD[®] em comparação aos da Quark[®]. Os valores da resistência elétrica dos eletrodos da KLD[®] também foram superiores aos da Carci[®] na R1, R2 e R5 no T72; e em todas as regiões no T0 e T36, com exceção para a R3 onde essa relação foi inversa. Tais resultados são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11 – Valores medianos de resistência elétrica (Ω) de eletrodos de silicone-carbono, comercializados pela Quark[®], Carci[®] e KLD[®], submetidos à estimulação com corrente bifásica. R: região, T: tempo de estimulação em horas, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica, n=4.

		Quark [®]				Carci [®]				KLD [®]			
		T0	T36	T72	T108	T0	T36	T72	T108	T0	T36	T72	T108
R1	MD	133,33	136,00	133,67	138,67	162,33 [∅]	168,67 [∅]	178,00 [∅]	202,33 [∅]	206,00 ^{∅ϕ}	214,00 ^{∅ϕ}	220,00 ^{∅ϕ}	272,00 [∅]
	AIQ	0,00	3,00	1,67	0,33	1,50	5,83	13,33	33,67	3,00	30,50	63,33	212,33
R2	MD	124,00	125,33	123,33	126,67	144,67 [∅]	146,33 [∅]	156,67 [∅]	175,33 [∅]	170,67 ^{∅ϕ}	180,00 ^{∅ϕ}	188,67 ^{∅ϕ}	229,33 [∅]
	AIQ	2,67	1,33	1,67	1,33	2,17	9,67	6,17	34,17	1,67	108,00	117,33	224,67
R3	MD	118,67	120,33	119,33	122,67	563,33 [∅]	483,67 [∅]	471,33 [∅]	580,67 [∅]	150,00 ^{∅ϕ}	161,33 ^{∅ϕ}	168,67 [∅]	250,00 [∅]
	AIQ	3,00	2,83	3,00	1,33	29,83	60,33	241,33	100,50	9,33	18,00	66,67	251,00
R4	MD	124,00	125,33	125,00	126,67	143,33 [∅]	140,67 [∅]	162,00 [∅]	184,00 [∅]	166,67 ^{∅ϕ}	178,67 ^{∅ϕ}	184,67 [∅]	204,33 [∅]
	AIQ	2,67	1,50	2,67	1,50	2,50	10,33	16,50	70,33	2,17	21,33	77,00	177,67
R5	MD	132,00	135,67	133,33	135,33	159,00 [∅]	162,67 [∅]	180,00 [∅]	198,00 [∅]	197,33 ^{∅ϕ}	210,67 ^{∅ϕ}	218,67 ^{∅ϕ}	231,33 [∅]
	AIQ	1,67	2,33	2,83	1,67	2,67	13,67	17,83	55,00	1,00	36,67	89,67	164,33

[∅]p<0,05 a respectiva Quark[®]; ^ϕp<0,05 a respectiva Carci[®].

Os resultados da comparação entre as empresas nos grupos CC-N e CC-P são mostrados nas tabelas 12 e 13, respectivamente, lembrando que apenas os eletrodos comercializados pela Quark[®] e pela Carci[®] fizeram parte desses grupos. No CC-N, os valores de resistência elétrica obtidos na R3 dos eletrodos comercializados pela Carci[®] foram maiores que os da Quark[®] no T0, T72 e T108. Por outro lado, na R4 no T36 dos eletrodos da Carci[®] a resistência elétrica foi menor que nos eletrodos comercializados pela Quark[®]. Já no grupo CC-P, os eletrodos da Carci[®] apresentaram valores superiores aos da Quark[®] em todas as regiões e tempos analisados.

O comportamento distinto dos eletrodos de diferentes fornecedores mediante o mesmo estímulo elétrico evidencia a falta de normatização do processo de fabricação, o que restringe a fiscalização da qualidade de tal produto e sua conseqüente influência na terapia.

Tabela 12 – Valores medianos de resistência elétrica (Ω) de eletrodos de silicone-carbono, comercializados pela Quark[®] e Carci[®], submetidos à estimulação com corrente contínua – pólo negativo. R: região, T: tempo de estimulação em horas, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica. n=6.

		Quark [®]				Carci [®]			
		T0	T36	T72	T108	T0	T36	T72	T108
R1	MD	155,33	187,67	186,67	198,00	147,00	155,33	164,00	178,67
	AIQ	25,67	51,67	40,17	83,33	23,00	14,50	18,00	24,83
R2	MD	134,00	152,00	156,33	168,67	131,67	136,00	145,00	157,00
	AIQ	14,33	33,33	24,50	64,67	17,50	10,17	11,83	18,67
R3	MD	120,67	135,33	140,00	150,67	137,33 [∅]	130,00	317,33 [∅]	418,67 [∅]
	AIQ	6,33	19,83	29,83	39,33	313,33	269,17	151,83	298,00
R4	MD	132,67	147,67	157,00	166,00	132,67	134,67 [∅]	144,33	148,33
	AIQ	10,67	30,17	29,33	53,17	11,00	9,50	8,67	13,50
R5	MD	149,33	174,00	176,67	191,33	144,00	152,81	166,00	167,33
	AIQ	17,00	43,50	36,33	66,67	15,33	9,17	18,17	11,00

[∅]p<0,05 a respectiva Quark[®].

Tabela 13 – Valores medianos de resistência elétrica (Ω) de eletrodos de silicone-carbono, comercializados pela Quark[®] e Carci[®], submetidos à estimulação com corrente contínua – pólo positivo. R: região, T: tempo de estimulação em horas, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartílica. n=6.

		Quark [®]				Carci [®]			
		T0	T36	T72	T108	T0	T36	T72	T108
R1	MD	161,33	246,00	214,67	244,67	148,00 [∅]	1303,33 [∅]	698,67 [∅]	683,33 [∅]
	AIQ	7,00	73,00	50,67	36,67	6,00	1989,33	2042,67	2278,33
R2	MD	140,00	182,00	188,67	212,00	134,33 [∅]	1343,33 [∅]	395,33 [∅]	438,00 [∅]
	AIQ	7,33	54,67	55,33	28,67	7,67	2795,5	393,33	650,00
R3	MD	122,67	305,33	291,33	366,00	210,00 [∅]	1353,33 [∅]	1156,67 [∅]	1557,33 [∅]
	AIQ	5,00	139,33	79,67	411,33	259,50	583,33	580,00	552,33
R4	MD	144,67	203,33	240,00	227,67	130,00 [∅]	940,00 [∅]	380,00 [∅]	404,00 [∅]
	AIQ	2,67	74,00	89,33	49,00	6,00	979,00	536,50	750,00
R5	MD	159,33	195,33	204,00	221,33	144,33 [∅]	1243,33 [∅]	1030,00 [∅]	1190,00 [∅]
	AIQ	5,67	45,00	47,33	56,67	7,00	1500,00	860,00	1446,00

[∅]p<0,05 a respectiva Quark[®].

5.1.3 Análise termogravimétrica

Foram avaliados eletrodos de silicone-carbono pertencentes aos grupos N, CB, CC-N e CC-P após as 108 horas de uso.

A Tabela 14 mostra o teor de polímero, negro de fumo e carga inorgânica presentes na massa dos eletrodos. Na comparação entre os eletrodos dos diferentes distribuidores, considerando os mesmos grupos (CC-N e CC-P), verificou-se uma diferença na concentração de todos os elementos constituintes, com destaque para a menor porcentagem de negro de fumo nos eletrodos comercializados pela Carci[®], evidenciando que tais diferenças alteram a resistência elétrica oferecida à passagem da corrente elétrica.

A comparação intergrupos, considerando o mesmo distribuidor, demonstrou que não há diferenças entre os eletrodos dos grupos CB, CC-N e CC-P, comercializados pela Quark[®] e nem entre os eletrodos dos grupos CC-N e CC-P comercializados pela Carci[®].

Tabela 14 - Valores medianos do teor de massa (%) dos componentes dos eletrodos de silicone-carbono comercializados pela Quark[®], Carci[®] e KLD[®] e pertencentes aos grupos novo (N) e pós 108 horas de estimulação com corrente bifásica (CB) e com corrente contínua – pólo negativo (CC-N) e pólo positivo (CC-P). MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica. n=4.

Componente (% de massa)		Quark [®]			Carci [®]		KLD [®]		
		N [#]	CB	CC-N	CC-P	N [#]	CC-N	CC-P	N [#]
Polímero	MD	59,30	58,04	57,99	58,36	37,50	40,24*	37,83*	48,02
	AIQ	-	0,62	4,65	4,69	-	1,83	2,05	-
Negro de fumo	MD	39,7	38,83	39,24	40,94	29,1	29,41*	29,92*	23,92
	AIQ	-	0,54	5,40	5,87	-	1,62	0,98	-
Carga inorgância	MD	1,10	3,28	0,94	0,70	33,4	30,29*	31,82*	28,06
	AIQ	-	0,39	2,89	1,18	-	0,28	1,99	-

[#] Valor de uma única amostra; *p<0,05 à respectiva Quark[®].

5.2 Agentes de acoplamento

Na análise da resistência elétrica dos agentes de acoplamento foram consideradas diferentes substâncias, tempos e correntes elétricas.

As diferenças encontradas com relação à resistência elétrica dos géis e seu comportamento no decorrer do tempo de eletrólise provavelmente sejam reflexo do tipo e da concentração dos íons presentes na formulação de cada um.

A Tabela 15 apresenta os resultados do grupo dos géis estimulados com corrente contínua. Observou-se aumento na resistência elétrica no decorrer do tempo de eletrólise no T30 comparado ao T0 e ao T5, para todos os géis, exceto o RMC[®] azul (G3); no T25 em relação ao T0 para o Sonic[®] (G1), Carci[®] (G4) e Carbogel[®] (G5) e, em relação ao T5 para o G5; e no T20 comparado ao T15 para o G3. Na comparação entre os diferentes géis, no mesmo tempo, foi detectada maior resistência elétrica para o G1 quando comparado ao G3 e ao RMC[®] Incolor (G2), em todos os tempos, exceto no T30 para este último. O G5 também apresentou valores superiores aos do G2 em todos os tempos e aos do G3 a partir do T10.

Ao aplicar corrente bifásica simétrica, nos mesmos géis, verificou-se alteração apenas para o G5 no T25 e T30 com relação ao T0. No confronto entre os diferentes géis, considerando o mesmo tempo, o G1 apresentou maior resistência elétrica que o G2 e o G3 em todos os tempos. Tais resultados são expressos na Tabela 16.

Tabela 15 – Valores medianos da resistência elétrica (Ω) dos diferentes agentes de acoplamento (géis) no decorrer do tempo de eletrólise com corrente contínua. G1: Sonic[®], G2: RMC[®] (Incolor), G3: RMC[®] (Azul), G4: Carci[®], G5: Carbogel[®], T: tempo de estimulação em minutos, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica. n=5.

		T0	T05	T10	T15	T20	T25	T30
G1	MD	140,00	144,00	148,00	160,00	176,00	188,00*	205,67**
	AIQ	6,67	4,00	6,67	12,00	8,00	0,67	12,00
G2	MD	120,00*	120,00*	124,00*	124,00*	124,00*	125,33*	126,67**
	AIQ	0,00	0,00	4,00	4,00	0,00	1,33	4,00
G3	MD	120,00*	120,00*	121,33*	120,00*	124,00 [∇] *	124,00*	124,00*
	AIQ	5,33	2,67	2,67	4,00	4,00	4,00	0,00
G4	MD	132,00	132,00	132,00	136,00	140,00	140,00*	144,00**
	AIQ	4,00	2,67	4,00	8,00	8,00	8,00	4,00
G5	MD	140,00 [∅]	140,00 [∅]	144,00 ^{∅o}	160,00 ^{∅o}	174,00 ^{∅o}	190,67* ^{#∅o}	217,30* ^{#∅o}
	AIQ	8,00	6,00	8,66	24,67	18,67	26,67	28,00

*p<0,05 ao respectivo T0; #p<0,05 ao respectivo T5; [∇]p<0,05 ao respectivo T15; *p<0,05 ao respectivo G1; [∅]p<0,05 ao respectivo G2; ^{∅o}p<0,05 ao respectivo G3.

Tabela 16 – Valores medianos da resistência elétrica (Ω) dos diferentes agentes de acoplamento (géis) no decorrer do tempo de eletrólise com corrente bifásica. G1: Sonic[®], G2: RMC[®] (Incolor), G3: RMC[®] (Azul), G4: Carci[®], G5: Carbogel[®], T: tempo de estimulação em minutos, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica. n=5.

		T0	T05	T10	T15	T20	T25	T30
G1	MD	142,00	144,67	143,33	146,00	143,33	146,00	144,67
	AIQ	7,33	4,00	4,00	2,67	6,67	3,33	3,33
G2	MD	117,33*	116,00*	117,33*	116,00*	117,33*	116,00*	116,67*
	AIQ	2,00	1,33	1,33	0,00	1,33	2,00	1,33
G3	MD	118,00*	117,33*	117,33*	116,00*	116,67*	118,00*	117,33*
	AIQ	0,67	1,33	0,67	2,00	1,33	2,00	1,33
G4	MD	134,00	132,00	132,00	130,00	130,00	130,00	130,00
	AIQ	6,00	5,33	5,33	4,00	4,00	6,00	6,00
G5	MD	132,00	133,33	134,00	134,00	134,00	135,00*	134,00*
	AIQ	0,00	2,00	0,00	2,67	1,67	2,00	3,33

*p<0,05 ao respectivo T0; *p<0,05 ao respectivo G1.

Na comparação entre a ação da corrente contínua e da corrente bifásica sobre a resistência elétrica dos géis, verificou-se valor superior quando tais agentes de acoplamento foram submetidos à corrente contínua para todos os

grupos no T25 e T30; para o G1, G2, G3, e G5 no T20; para o G1, G2 e G5 no T15; e para o G2 e G5 no T10 e T5 (Tabela 17).

Tabela 17 – Valores medianos da resistência elétrica (Ω) dos diferentes agentes de acoplamento (géis) no decorrer do tempo de eletrólise com corrente bifásica (CB) e com corrente contínua (CC). G1: Sonic[®], G2: RMC[®] (Incolor), G3: RMC[®] (Azul), G4: Carci[®], G5: Carbogel[®], T: tempo de estimulação em minutos, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica. n=5.

T		G1		G2		G3		G4		G5	
		CB	CC	CB	CC	CB	CC	CB	CC	CB	CC
00	MD	142,00	140,00	117,33	120,00	118,00	120,00	134,00	132,00	132,00	140,00
	AIQ	7,33	6,67	2,00	0,00	0,67	5,33	6,00	4,00	0,00	8,00
05	MD	144,67	144,00	116,00	120,00*	117,33	120,00	132,00	132,00	133,33	140,00*
	AIQ	4,00	4,00	1,33	0,00	1,33	2,67	5,33	2,67	2,00	6,00
10	MD	143,33	148,00	117,33	124,00*	117,33	121,33	132,00	132,00	134,00	144,00*
	AIQ	4,00	6,67	1,33	4,00	0,67	2,67	5,33	4,00	0,00	8,66
15	MD	146,00	160,00*	116,00	124,00*	116,00	120,00	130,00	136,00	134,00	160,00*
	AIQ	2,67	12,00	0,00	4,00	2,00	4,00	4,00	8,00	2,67	24,67
20	MD	143,33	176,00	117,33	124,00*	116,67	124,00*	130,00	140,00	134,00	174,00*
	AIQ	6,67	8,00	1,33	0,00	1,33	4,00	4,00	8,00	1,67	18,67
25	MD	146,00	188,00*	116,00	125,33*	118,00	124,00*	130,00	140,00*	135,00	190,67*
	AIQ	3,33	0,67	2,00	1,33	2,00	4,00	6,00	8,00	2,00	26,67
30	MD	144,67	205,67*	116,67	126,67*	117,33	124,00*	130,00	144,00*	134,00	217,30*
	AIQ	3,33	12,00	1,33	4,00	1,33	0,00	6,00	4,00	3,33	28,00

*p<0,05 à respectiva CB.

O aumento dos valores de resistência elétrica dos géis com o passar do tempo de estimulação com corrente contínua apresentou correlação positiva para todos os grupos, enquanto que, com corrente bifásica, tal correlação foi positiva apenas para o G5, como mostra a Tabela 18.

Tabela 18 - Correlação entre os valores de resistência elétrica (Ω) dos géis (G) e o tempo de estimulação com corrente bifásica (CB) e com corrente contínua (CC). G1: Sonic[®], G2: RMC[®] (Incolor), G3: RMC[®] (Azul), G4: Carci[®], G5: Carbogel[®]. n=5.

	CB		CC	
	R	P	R	p
G1	0,1375	0,4310	0,9442	<0,0001
G2	-0,0038	0,9826	0,6452	<0,0001
G3	-0,0968	0,5801	0,3639	0,0316
G4	-0,2743	0,1107	0,6385	<0,0001
G5	0,4327	0,0094	0,9190	<0,0001

Os agentes de acoplamento líquidos, por sua vez, apresentaram valores de resistência elétrica com maiores variações que o grupo dos géis. A Tabela 19 apresenta os resultados da resistência elétrica dos agentes de acoplamento utilizados na forma líquida (solução fisiológica, água potável, água mineral e água destilada) ao longo do tempo de eletrólise com corrente contínua. Na avaliação intragrupo, verificou-se valores superiores no T30 e T25 comparados ao T0 para a água potável (A1), água mineral (A2) e água destilada (A3); no T20 em relação ao T0 para o A1; no T30 relacionado ao T5 para o A1, A2 e A3; e no T25 comparado ao T5 para o A3. A resistência elétrica da solução fisiológica (S) não se alterou durante o tempo observado. Entretanto, na comparação intergrupo, observou-se em todos os tempos, menor resistência elétrica para a S em relação a A2 e A3 e para A1 comparado ao A3, nos respectivos tempos de eletrólise. A menor resistência elétrica apresentada pela solução fisiológica, associada à manutenção de suas propriedades elétricas durante o tempo de eletrólise, indicam esse agente como o de preferência para umedecer as esponjas durante terapias com corrente elétrica.

Tabela 19 – Valores medianos da resistência elétrica (Ω) dos diferentes agentes de acoplamento (líquidos) no decorrer do tempo de eletrólise com corrente contínua. S: Sidepal® solução fisiológica, A1: água potável, A2 = Crystal® Spal água mineral, A3: água destilada, T: tempo de estimulação em minutos, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartílica. n=5.

		T0	T05	T10	T15	T20	T25	T30
S	MD	106,00	110,00	124,00	108,00	108,00	108,00	110,00
	AIQ	0,00	9,33	10,67	2,00	8,00	4,00	4,00
A1	MD	150,00	160,67	174,00	192,00	213,33*	229,33*	244,00**
	AIQ	2,00	1,33	4,00	4,00	12,00	17,34	24,00
A2	MD	228,00 [∅]	264,00 [∅]	288,00 [∅]	356,00 [∅]	432,00 [∅]	536,00* [∅]	650,67* [∅]
	AIQ	4,00	20,00	12,00	12,00	80,00	32,00	74,67
A3	MD	648,00 ^{∅∇}	746,67 ^{∅∇}	1113,33 ^{∅∇}	1500,00 ^{∅∇}	1853,33 ^{∅∇}	1913,33* ^{∅∇}	1973,33* ^{∅∇}
	AIQ	40,33	69,33	512,67	66,67	66,67	1700,00	2753,33

*p<0,05 ao respectivo T0; #p<0,05 ao respectivo T5; [∅]p<0,05 a respectiva S; [∇]p<0,05 a respectiva A1.

A água desionizada (A4) apresentou valores medianos elevados de resistência elétrica com grande variação interna e, por tanto, não foi comparada aos demais agentes de acoplamento. Além disso, na análise intragrupo, não foram observadas alterações significativas na sua resistência elétrica durante o tempo de eletrólise (Tabela 20).

Tabela 20 – Valores medianos da resistência elétrica (Ω) da água desionizada (A4) no decorrer do tempo de eletrólise com corrente contínua. T: tempo de estimulação em minutos, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartílica. n=5.

		T0	T05	T10	T15	T20	T25	T30
A4	MD	4726,67	3880,00	3413,33	3563,67	4026,67	3493,33	2613,33
	AIQ	480,00	1146,67	2140,00	3093,33	2420,00	3326,67	3900,00

Correlacionando-se os valores de resistência elétrica dos agentes de acoplamento líquidos e o tempo de estimulação com corrente contínua, obtiveram-se resultados positivos para a A1, A2 e A3 (Tabela 21).

Tabela 21 - Correlação entre os valores de resistência elétrica (Ω) dos agentes de acoplamento (líquidos) e o tempo de estimulação com corrente contínua (CC). S: Sidepal[®] solução fisiológica, A1: água potável, A2 = Crystal[®] Spal água mineral, A3: água destilada, A4: água desionizada. n=5.

	CC	
	R	p
S	0,1004	0,5660
A1	0,9317	<0,001
A2	0,9779	<0,001
A3	0,8374	<0,001
A4	-0,0191	0,9133

5.3 Tecidos biológicos

O valor da resistência elétrica no sistema (gerador de corrente + osciloscópio + resistência cerâmica + eletrodos + gel) foi de 48 Ω . Tal valor foi subtraído da impedância elétrica total (sistema + tecidos biológicos), obtendo-se como resultado somente a impedância elétrica dos tecidos biológicos.

O comportamento da impedância elétrica dos tecidos biológicos foi avaliado nas diferentes distâncias entre os eletrodos, freqüências, faces e segmentos, como mostra a Tabela 22. Destaca-se, especialmente, as diferenças encontradas entre os membros e o tronco com relação aos valores de impedância elétrica e ao comportamento da mesma com o aumento da distância entre os eletrodos, bem como a influência da estimulação elétrica de média freqüência.

Inicialmente foi considerada a mesma freqüência, face e segmento corporal para avaliar a impedância elétrica nas diferentes distâncias intereletrodos (10, 20, 30 e 40 cm). No membro superior (MS), houve aumento da impedância elétrica nas distâncias 20, 30 e 40 cm em relação a 10 cm; e 30 e 40 cm quando comparadas a 20 cm em ambas as faces e freqüências. No membro inferior (MI),

face anterior (A), a alteração se deu aos 40 cm quando comparada a 10, 20 e 30 cm, em ambas as freqüências, enquanto na face posterior (P) aos 30 cm em relação a 10 cm e aos 40 cm em relação a 10, 20 e 30 cm para a baixa freqüência (BF), sendo que para a média freqüência (MF) houve diferença na distância 30 cm em relação a 10 cm e na 40 cm comparada a 10 e 20 cm. No tronco (T) não houve diferença significativa nas distâncias analisadas.

Não foram observadas diferenças quando comparadas a face anterior e a posterior no mesmo segmento, freqüência e distância intereletrodos.

Nos diferentes segmentos (MS, MI e T) foram consideradas a mesma distância intereletrodos, face e freqüência para analisar a impedância elétrica. Ao se comparar a face anterior do MS e MI, constatou-se que a impedância elétrica no MS foi maior nos 30 cm na BF e nos 30 e 40 cm na MF. Quanto à face posterior a maior impedância elétrica foi encontrada nos 30 e 40 cm, em ambas freqüências. Na comparação entre MS e T, face posterior, não houve diferença nos 10 cm na BF, entretanto, no MI e no T a alteração foi encontrada em todas as distâncias e freqüências, sendo que os valores de impedância elétrica foram maiores para os membros em relação ao tronco.

Ao se confrontar os valores de impedância elétrica obtidos durante a estimulação de BF e MF, no mesmo segmento corporal, face e distância intereletrodos, esses valores foram menores na MF para todas as variáveis, exceto nos 30 cm do MI-A.

Tabela 22 – Valores medianos da impedância elétrica (Ω) durante a estimulação de baixa (BF) e média frequência (MF) nas diferentes distâncias intereletrodos (D) em cada segmento. MS: membro superior, MI: membro inferior, T: tronco, A: face anterior, P: face posterior, MD: mediana, AIQ: amplitude interquartilica. n=20.

D		MS				MI				T	
		A		P		A		P		P	
		BF	MF	BF	MF	BF	MF	BF	MF	BF	MF
10	MD	417,00	342,00 ^o	412,00	347,00 ^o	422,00	342,00 ^o	402,00	332,00 ^o	337,00 [■]	262,00 ^{o†■}
	AIQ	100,00	70,00	72,50	60,00	102,50	75,00	130,00	82,50	142,50	57,50
20	MD	492,00 [*]	427,00 ^{*o}	472,00 [*]	412,00 ^{*o}	437,00	372,00 ^o	422,00	357,00 ^o	362,00 ^{†■}	287,00 ^{o†■}
	AIQ	72,50	52,50	90,00	72,50	90,00	62,50	127,50	80,00	115,00	72,50
30	MD	577,00 ^{*#}	507,00 ^{*#o}	572,00 ^{*#}	522,00 ^{*#o}	437,00 ^o	377,00 ^o	457,00 ^{*†}	432,00 ^{*o†}	367,00 ^{†■}	297,00 ^{o†■}
	AIQ	107,50	57,50	132,50	75,00	122,50	62,50	155,00	62,50	97,50	45,00
40	MD	597,00 ^{*#}	542,00 ^{*#o}	607,00 ^{*#}	522,00 ^{*#o}	522,00 ^{*#•}	467,00 ^{*#•o}	517,00 ^{*#•†}	482,00 ^{*#o†}	347,00 ^{†■}	292,00 ^{o†■}
	AIQ	82,50	60,00	110,00	75,00	125,00	42,50	152,50	62,50	107,50	52,50

*p<0,05 ao respectivo 10cm; #p<0,05 ao respectivo 20cm; •p<0,05 ao respectivo 30cm; °p<0,05 à respectiva BF; °p<0,05 ao respectivo MS-A; †p<0,05 ao respectivo MS-P; ■p<0,05 ao respectivo MI-P.

Visando analisar o padrão da impedância elétrica com o aumento da distância entre os eletrodos, os resultados da correlação mostraram-se positivos, tanto para a estimulação de BF quanto para a de MF, em todas as regiões analisadas, exceto para o T, face posterior (P), como observado na Tabela 23.

Tabela 23 - Correlação entre os valores de impedância elétrica (Ω) dos tecidos biológicos e o aumento da distância entre os eletrodos durante estimulação com baixa frequência (BF) e com média frequência (MF). MS: membro superior, MI: membro inferior, T: tronco, A: face anterior, P: face posterior. n=20.

	BF		MF	
	R	p	R	p
MS-A	0,6465	<0,0001	0,7780	<0,0001
MS-P	0,7240	<0,0001	0,7681	<0,0001
MI-A	0,3867	0,0004	0,6976	<0,0001
MI-P	0,4207	<0,0001	0,7122	<0,0001
T-P	0,0291	0,7978	0,2092	0,0625

Na Tabela 24 observa-se que a influência da distância sobre a determinação da impedância elétrica foi de aproximadamente 39,49 %, 49,99 %, 18,00 % e 19,08 % durante a BF e 57,39 %, 55,06 %, 48,71 % e 49,96 % para a MF no MS-A, MS-P, MI-A e MI-P, respectivamente. Apesar dos coeficientes de determinação, decorrentes da equação de regressão linear, apresentarem baixos valores optou-se em apresentar as equações, relacionadas aos diferentes segmentos corpóreos, já que a literatura consultada não faz menção à essa informação. Assim, a equação de regressão linear simples é apresentada considerando os segmentos e as frequências analisadas, determinando assim a dificuldade do emprego de modelos físicos simplificados para explicar o comportamento da corrente elétrica nos tecidos biológicos.

Tabela 24 - Equação da regressão linear da impedância elétrica (IE), valor de p (Anova F e coeficiente linear) e coeficiente de determinação (R^2) para as distâncias (D) intereletrodos no membro superior (MS), membro inferior (MI) e tronco (T), nas faces anterior (A) e posterior (P), para a estimulação elétrica de baixa (BF) e média (MF) frequência. C: coeficiente. n= 20.

Frequência	Segmento	Equação $\hat{y}_i = bx_i + a$	Anova F	Coeficiente Linear	R^2
BF	MS-A	$IE = 0,06D - 7,52$	<0,0001	<0,0001	0,3949
	MS-P	$IE = 0,07D - 10,19$	<0,0001	<0,0001	0,4999
	MI-A	$IE = 0,05D + 2,73$	0,0002	<0,0001	0,1800
	MI-P	$IE = 0,05D + 3,74$	0,0002	<0,0001	0,1908
	T-P	$IE = 0,0008D + 24,71$	0,9526	0,9538	0,0000
MF	MS-A	$IE = 0,09D - 15,65$	<0,0001	<0,0001	0,5739
	MS-P	$IE = 0,08D - 11,02$	<0,0001	<0,0001	0,5506
	MI-A	$IE = 0,12D - 23,69$	<0,0001	<0,0001	0,4871
	MI-P	$IE = 0,11D - 18,39$	<0,0001	<0,0001	0,4996
	T-P	$IE = 0,06D + 8,60$	0,0756	0,0792	0,390

A razão entre os valores de impedância elétrica durante estimulação de baixa e média frequência diminuiu nos 40 cm quando comparado aos 10 cm em todas as regiões, exceto no T-P; nos 30 cm relacionado aos 10 cm no MS-A e MI-A e nos 40 cm comparado aos 20 cm no MS-A, como observado na Tabela 25. Tais resultados enfatizam a não-homogeneidade e a anisotropia apresentada nos segmentos corpóreos analisados e a redução da influência sobre a impedância com o afastamento entre os eletrodos.

Tabela 25 - Razão entre os valores de impedância durante estimulação elétrica de baixa e média frequência nos membros superior (MS), inferior (MI) e no tronco (T), nas faces anterior (A) e posterior (P), nas diferentes distâncias (cm) intereletrodos (D). MD: mediana, AIQ: amplitude interquartílica. n=20.

D		MS-A	MS-P	MI-A	MI-P	T-P
10	MD	1,27	1,24	1,22	1,28	1,27
	AIQ	0,17	0,20	0,18	0,21	0,31
20	MD	1,18	1,56	1,19	1,22	1,26
	AIQ	0,05	0,17	0,13	0,12	0,23
30	MD	1,16*	1,13	1,14*	1,22	1,25
	AIQ	0,11	0,15	0,16	0,20	0,18
40	MD	1,13**	1,11*	1,19*	1,19*	1,22
	AIQ	0,11	0,13	0,15	0,18	0,18

*p<0,05 ao respectivo 10cm, #p<0,05 ao respectivo 20cm.

6 DISCUSSÃO

Cabe salientar a importância de pesquisas que mimetizam as condições clínicas. Para tanto, procurou-se analisar a impedância elétrica dos eletrodos de silicone-carbono, agentes de acoplamento e tecidos biológicos em situações próximas à realidade, porém respeitando alguns pontos necessários à metodização do trabalho.

Assim, na avaliação dos tecidos biológicos, não houve tratamento da pele com o objetivo de remover parcialmente o estrato córneo e/ou os pêlos nos locais de fixação dos eletrodos, uma vez que essa prática não é realizada nas aplicações clínicas. Além disso, tal procedimento promove uma diminuição da impedância em série e praticamente eliminação da impedância em paralelo, facilitando a passagem da corrente elétrica (Dorgan e Reilly, 1999). A temperatura ambiente e a umidade relativa do ar foram controladas durante o procedimento, pois o aumento da temperatura leva à diminuição do nível de hidratação da queratina, resultando no aumento da impedância elétrica cutânea (Kubisz, 2001).

Já, durante o estudo dos agentes de acoplamento e dos eletrodos de silicone-carbono, as preocupações foram centradas: (1) na manutenção de um contato uniforme durante a mensuração da resistência elétrica e a passagem do estímulo elétrico (Alon, Kantor e Ho, 1996) e; (2) na liberação de uma densidade de compatível com os níveis clínicos, sendo inferior a $5,0 \mu\text{A}/\text{mm}^2$ quando empregada a corrente contínua (Cicccone, 2001) e estando entre o limiar sensitivo e o motor quando utilizada a corrente bifásica, pois, nesse caso, a intensidade da corrente máxima dependerá do objetivo do tratamento (Johnson e Tabasam,

2003; Palmer et al., 2004; Lyons et al., 2005). Acredita-se ainda que, com o aumento nos valores de densidade de corrente elétrica, o desgaste do eletrodo tende a ser acelerado e que essa relação possa ou não ser linear.

Para facilitar a interação dos resultados encontrados com o apresentado na literatura, segmentou-se a discussão nos subitens: eletrodos de silicone-carbono, agentes de acoplamento e tecidos biológicos.

6.1 Eletrodos de silicone-carbono

A escassa literatura referente à comparação entre os eletrodos e a falta de normas que padronizem as exigências técnicas para a sua comercialização restringe a discussão dos resultados.

Segundo as indústrias de estimuladores elétricos, os eletrodos de silicone-carbono estão aptos para o uso quando apresentam valores máximos de resistência elétrica entre 80 e 400 Ω . No entanto, não há normas específicas, segundo consulta à Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), à Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), ao Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Inmetro) e ao Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT), que estipulem a resistência elétrica adequada para sua utilização, dificultando a determinação da durabilidade e, principalmente, dos níveis de segurança (Antunes, 2006a, 2006b; Sorrija, 2006). Ainda, de acordo com o IPT, a ANSI (*American National Standards Institute*) / AAMI (*Association of the Advancement of Medical Instrumentation*) EC (Europe Commission) 12: 2000 – *Disposable electrocardiogram (ECG) electrodes* e a NBR (Norma Brasileira de

Regulamentação) 13850 – Eletrodos descartáveis para uso médico, são normas que fazem referência a eletrodos, mas não são obrigatórias no Brasil. Além disso, como indicado na descrição, são destinadas aos eletrodos de eletrocardiograma e, portanto, não aplicáveis aos eletrodos estudados.

As normas indicadas pelos fabricantes e distribuidores de aparelhos de estimulação elétrica, em resposta ao questionário, não contemplam as propriedades peculiares dos eletrodos de estimulação. A NBR (Norma Brasileira de Regulamentação) IEC (*International Electrothechnical Comission*) 60601-2-10 é uma norma particular para os equipamentos de estimulação neuromuscular, contudo não é extensiva aos eletrodos utilizados com os mesmos. Já a ISO (*International Organization for Standardization*) 10993-1 é uma norma geral sobre biocompatibilidade e citotoxicidade de partes de equipamentos eletromédicos que entram em contato com o paciente. Tal norma poderia ser aplicável aos eletrodos, contudo, não faz referência aos valores permitidos de resistência elétrica.

As Boas Práticas de Fabricação e Comercialização, determinadas pela Anvisa, também foram citadas pelos distribuidores. Entretanto, dados de identificação como composição, lote e validade, exigidos por tal norma não são fornecidos com os eletrodos de silicone-carbono quando comercializados. Tal situação ressalta a necessidade de uma norma particular que deve ser imediatamente discutida e implementada pelos órgãos competentes, associada a uma fiscalização rigorosa.

Outro ponto a ser padronizado é o procedimento efetuado para mensurar a resistência elétrica na superfície dos eletrodos. A avaliação realizada pelas empresas, utilizando o multímetro ou voltímetro, dá margem a erros. Como indicado por Alon, Kantor e Ho (1996) e constatado no projeto piloto desta

pesquisa, os valores de resistência elétrica sofrem forte influência da força exercida pelo avaliador sobre a ponta de prova. Contudo, na técnica referida, não há como garantir uma força constante, o que compromete sua reprodução. Além disso, a distância fixa de um centímetro entre as pontas de prova do voltímetro, segundo informações dos fabricantes de equipamentos de estimulação elétrica, não condiz com a realidade clínica, já que, na prática, a distância entre o local de entrada e o de saída da corrente elétrica varia dependendo dos pontos analisados na superfície dos eletrodos.

Nesse contexto, um dos distribuidores dos eletrodos relatou efetuar um ensaio de mapeamento pontual da resistência elétrica, mensurando a mesma em oito pontos distribuídos na superfície do eletrodo, com a ponta de prova negativa do voltímetro conectada em um dos lados, como se fosse o pino do cabo do aparelho de estimulação elétrica. Apesar de não fazer referência à força exercida durante o procedimento, essa atitude reflete a preocupação e a necessidade de técnicas de avaliação condizentes.

Com relação à limpeza adequada dos eletrodos de silicone-carbono, as informações levantadas são conflitantes. Apesar da maior parte das empresas preconizarem o uso de água e sabão neutro, algumas aconselham a aplicação posterior de álcool etílico, prática esta contra-indicada na literatura (McDonough e Kitchen, 2003), uma vez que tal produto pode agredir o material do eletrodo. Esse quadro notabiliza a carência de estudos relativos à conservação dos equipamentos e acessórios utilizados pelos fisioterapeutas.

A distribuição não uniforme da resistência elétrica na superfície dos eletrodos de silicone-carbono, verificada nessa pesquisa, endossa o relatado por Alon, Kantor e Ho (1996) e aponta para uma concentração de corrente elétrica

regionalmente distinta. Nos eletrodos novos comercializados pela Quark[®] e pela KLD[®], os menores valores de resistência elétrica observados no centro, estão de acordo com o postulado por Gerleman e Barr (2003) com relação à presença de uma maior concentração de corrente elétrica nessa região quando comparada às laterais. Contudo, nos eletrodos comercializados pela Carci[®] essa distribuição foi inversa, sendo registrados os maiores valores de resistência elétrica na R3, seguido pelas R1 e R5, o que indica uma maior dificuldade para a transmissão da corrente elétrica nesses locais, facilitando a concentração da mesma nas regiões entre o centro e as laterais (R2 e R4). Tais diferenças possivelmente estejam relacionadas às variações na concentração do material condutor durante o processo de fabricação e às características físicas do eletrodo, como geometria e espessura. Além disso, as diferenças na resistência elétrica dos eletrodos dos três distribuidores, independente da região analisada, enfatizam a falta de normatização na linha de produção.

Essa disparidade, apresentada pelos eletrodos quando novos, continua sendo verificada após o aumento da resistência elétrica com o uso, seja com corrente bifásica ou com corrente contínua, pois, segundo Shepherd et al. (1985), a distribuição não uniforme da corrente elétrica leva ao desgaste localizado do eletrodo.

Outra constatação feita ao se comparar os diferentes grupos, de mesma marca e lote, foi à diferença existente entre os valores de resistência elétrica de eletrodos no tempo zero (pré-estimulação), hipótese essa já levantada por Nolan (1991) após comparar a impedância elétrica de eletrodos acoplados ao corpo humano.

Quanto a durabilidade dos eletrodos de silicone-carbono, há um consenso da falta de referências que a determinem. Apesar de alguns distribuidores, com base em livros texto, estipularem um período entre seis a oito meses para a troca dos mesmos, a orientação mais sensata fornecidas aos usuários é que tal substituição vai depender da frequência de uso e das práticas de conservação, alertando para que seja feita uma vistoria “preventiva” periodicamente.

A correlação positiva encontrada entre os valores de resistência elétrica e o tempo de uso corrobora o encontrado na literatura (Nelson et al., 1980). Nos eletrodos do grupo CC-P, independente do fornecedor, a alteração da resistência elétrica foi evidenciada após 36 horas de uso, o que indica um desgaste precoce quando comparado aos demais grupos que demonstraram elevação na resistência elétrica após 72 horas de estimulação, exceto os eletrodos comercializados pela Quark[®] pertencentes aos grupos CC-N e CB, cujas alterações também se deram após 36 horas de uso em todas as regiões para o primeiro e nas laterais para o segundo. Tais exceções possivelmente estejam relacionadas aos menores valores iniciais apresentados por estes eletrodos o que os tornaria mais sensíveis, estatisticamente, às alterações posteriores.

Além do desgaste precoce, o grupo CC-P apresentou valores de resistência elétrica superiores aos demais. Esse comportamento pode ser explicado pela repulsão eletrostática, uma vez que o carbono é um íon positivo. Merrill, Birkson e Jefferys (2005) contrastando as características da forma de onda da corrente monofásica com as das correntes bifásicas balanceada e não-balanceada, inferiram que, no ânodo, quando o potencial se torna suficientemente

positivo, podem ocorrer reações como a corrosão do eletrodo metálico. Segundo os autores, tal efeito seria menos marcante quando utilizada a corrente bifásica não-balanceada e, teoricamente, inexistente sob corrente bifásica balanceada. Os resultados aqui apresentados ratificam a relação entre as correntes monofásica e bifásica e instituem a contra-indicação do uso de eletrodos de silicone-carbono para a aplicação de correntes polarizadas, em especial a contínua, fato esse muitas vezes negligenciado pelos profissionais e fabricantes devido à falta de conhecimento ou informações errôneas.

As diferenças na resistência elétrica dos eletrodos novos de marcas distintas tornam-se mais evidentes quando os mesmos são submetidos aos protocolos de estimulação elétrica. Diante disso, os eletrodos comercializados pela Quark[®] parecem ser os mais indicados para o uso com corrente bifásica uma vez que apresentaram menor desgaste que os comercializados pela Carci[®] e KLD[®] no decorrer das 108 horas de uso. Já os eletrodos comercializados pela KLD[®] apresentaram os maiores valores de resistência elétrica considerando toda a sua superfície, contudo, nos eletrodos comercializados pela Carci[®], a resistência elétrica extremamente alta apresentada na região central poderia ser indicativa de uma menor concentração de material condutor nesse local, o que poderia levar a uma distribuição ineficiente da corrente elétrica e, até mesmo, desconfortável, comprometendo o resultado terapêutico esperado. A concentração inicial de material condutor e sua distribuição na superfície dos eletrodos, bem como a metodização da fabricação e a qualidade dos componentes utilizados podem estar relacionados a isso. Reitera-se ainda a importância desses resultados, uma vez que os eletrodos de silicone-carbono são os mais indicados e utilizados para a aplicação da corrente bifásica.

Examinando o desempenho dos eletrodos fornecidos pela Quark[®] e pela Carci[®], não foram observadas diferenças no grupo CC-N. Por outro lado, nos eletrodos do grupo CC-P comercializados pela Carci[®] a resistência elétrica foi superior aos comercializados pela Quark[®], do grupo equivalente, o que designa uma discrepância na qualidade ou na associação dos materiais utilizados para a fabricação de tais produtos.

Os resultados obtidos com a análise termogravimétrica endossam tal constatação, já que a concentração de polímero, negro de fumo e carga inorgânica presente nos eletrodos de silicone-carbono indicam diferenças de acordo com o distribuidor.

Apesar de não detectadas alterações na concentração dos componentes avaliados após o uso, pôde-se observar, qualitativamente, uma perda de material durante o protocolo de uso com corrente contínua, a qual, acredita-se, ter sido suficiente para promover as alterações na condutividade do produto. Além disso, o fato de ter ocorrido aumento da resistência elétrica nos eletrodos submetidos à corrente bifásica, sem perda perceptível do material constituinte, reintera a necessidade de uma análise termogravimétrica em diferentes pontos do mesmo eletrodo, buscando-se assim uma correlação entre a resistência elétrica e a concentração de material nas diferentes regiões do eletrodo. Diante de tal hipótese, cabe ressaltar que a provável não alteração da concentração dos elementos constituintes do eletrodo após o período de uso seja decorrente da apresentação dos resultados da análise termogravimétrica com base na porcentagem da massa inicial da amostra.

Tendo isso em mente e considerando os dados obtidos, observa-se que a ordem decrescente nos valores de concentração de negro de fumo

apresentados pelos eletrodos comercializados pela Quark[®], Carci[®] e KLD[®] é inversa à ordem dos valores de resistência elétrica dos eletrodos sem uso, o que instiga uma aparente correlação entre tais variáveis e enfatiza a necessidade de maior investigação.

Nesse contexto, a concentração de negro de fumo está relacionada à resistência elétrica geral do eletrodo, enquanto que, por outro lado, a distribuição dos pontos de maior resistência elétrica na superfície de um mesmo eletrodo, também poderia estar relacionada com as características físicas do mesmo e sua influência sobre o campo elétrico gerado. Acredita-se que as áreas de maior resistência elétrica, quando dos eletrodos novos, não estejam relacionadas unicamente com a concentração de negro de fumo, já que, no processo de fabricação, espera-se que o mesmo seja moldado a partir de uma massa homogênea. Nesse sentido, pode-se considerar que a espessura do local de entrada da corrente elétrica no eletrodo possa ter alterado a distribuição do campo elétrico para a superfície dos mesmos, obtendo-se as diferenças regionais da resistência elétrica, uma vez que a geometria, outro fator que poderia influenciar o campo elétrico, foi similar para todas as amostras. Tal constatação abre perspectivas para uma grande área de estudos, a qual buscaria analisar diferentes geometrias, espessuras e locais de conexão cabo-eletrodo, visando levantar o eletrodo com a menor resistência elétrica associada a uma maior uniformidade de distribuição da corrente elétrica.

6.2 Agentes de acoplamento

A preocupação com a transmissão efetiva da corrente elétrica ao paciente é frisada na literatura, contudo o foco das pesquisas com os agentes de acoplamento voltam-se para a determinação de sua impedância acústica, importante na aplicação do ultra-som terapêutico (Casarotto et al., 2004; Madergan, 2004). Assim, referências específicas quanto a avaliação da resistência elétrica dos agentes de acoplamento mediante a passagem do estímulo elétrico foram encontradas em apenas dois estudos (Alon, Kantor e Ho, 1996; Bolfe, Guirro e Milmonte, 2006), limitando às comparações dos dados obtidos com as pressuposições descritas nos livros texto.

Com base nos valores de resistência elétrica dos géis pode-se constatar que todos são eficientes na transmissão da corrente elétrica, característica garantida pela presença de um ou mais agentes ionizantes na sua composição como, por exemplo, a dibromoglutatonitrila, o carbopolímero (carboximetil celulose sódica), o metil parabeno, o agente seqüestrante, entre outros. No entanto, as diferenças observadas provavelmente estejam relacionadas à concentração desses componentes, particular de cada fabricante, uma vez que quanto maior for a quantidade de íons, menor a oposição ao fluxo elétrico (Gerleman e Barr, 2003; Analion, 2006). Na prática, a menor resistência elétrica oferecida pelos géis RMC[®] incolor e RMC[®] azul poderia determinar uma estimulação mais confortável, especialmente para os pacientes com uma maior sensibilidade (Starkey, 2001).

A manutenção dos valores, durante o tempo de estimulação com corrente bifásica, reitera a aplicação dos géis com esse tipo de corrente. O

aumento da resistência elétrica do Carbogel[®] após os 25 minutos pode ser interpretado como uma menor estabilidade do mesmo frente à estimulação por períodos superiores a este. Essa menor estabilidade é confirmada pela alteração precoce demonstrada pelo mesmo gel frente à eletrólise com corrente contínua, quando comparado aos demais.

As variações significativas na resistência elétrica dos géis quando estimulados com corrente contínua, em comparação com a corrente bifásica, eram esperadas devido à transmissão ininterrupta e unidirecional da primeira, o que acelera a eletrólise (Ciccone, 2001). No entanto, essa alteração não ocorreu no mesmo período de tempo para todos os produtos, o que indica que diferenças na formulação dos mesmos modificam a suscetibilidade à ação ionizante. Um exemplo disso é o comportamento apresentado pelos géis RMC[®] incolor e RMC[®] azul. Apesar da mesma composição e, possivelmente, mesma concentração de agentes ionizantes, pois pertencem ao mesmo fabricante, no RMC[®] incolor a diferença entre os valores de resistência elétrica, ao se comparar os dois procedimentos de estimulação, ocorreu mais precocemente. Nesse caso, cabe levantar a hipótese que a substância determinante da coloração azul tenha permitido uma maior estabilidade durante a eletrólise.

Assim como os géis, a maioria dos agentes de acoplamento líquidos apresentaram aumento da resistência elétrica com o passar do tempo de estimulação com corrente contínua. Tal alteração iniciou-se a partir dos 20 minutos para a água potável e a partir dos 25 para a água mineral e água destilada, em função da maior condutividade elétrica da primeira, possivelmente pela maior concentração iônica, quando comparada às demais, evidenciada na análise físico-química (Anexo 1 e 2).

A não variação da resistência elétrica apresentada pela solução fisiológica e pela água desionizada reflete os extremos da concentração iônica de tais substâncias. Acredita-se que, devido a grande concentração de íons na solução fisiológica, o tempo de estimulação não tenha sido suficiente para separá-los de tal forma a alterar sua resistência elétrica. Já na água desionizada, a eletrólise é menos evidente, por essa ser uma solução com menor concentração iônica.

A menor resistência elétrica da solução fisiológica, comparada aos demais agentes líquidos, bem como sua maior estabilidade elétrica durante o fluxo iônico, a caracterizam como o agente de escolha para umedecer as esponjas nos tratamentos com corrente contínua, sendo a água potável a segunda opção, uma vez que não apresentou diferença na resistência elétrica quando comparada à solução fisiológica e apresentou menor variação intragrupo quando comparada à água mineral e à água destilada. A utilização de água potável, ao invés de água destilada, também foi preconizada por Robinson (2001a) e por Bolfe, Guirro e Milmonte (2006). Esses autores também verificaram não haver diferença entre a resistência elétrica do gel (Carbogel[®]) e da água potável o que corrobora com o descrito por Starkey (2001) que sugere a opção entre eles de acordo com o eletrodo empregado na estimulação e enfatiza que as propriedades químicas dos géis permitem o uso por tempo prolongado, apresentando pouca decomposição associada ao fluxo de corrente elétrica ou a evaporação, o que pode ser confirmado pela alteração mais tardia nos valores de resistência elétrica do gel.

A exemplo da água destilada, a água desionizada, também é contraindicada para a transmissão de corrente elétricas elétricas. A alta resistência

elétrica apresentada relaciona-se à baixa concentração de íons, característica de tais soluções (Analion, 2006). O emprego, nessas condições, poderia aumentar o desconforto e reduzir a eficácia do tratamento com corrente elétrica elétrica. No entanto, em terapias onde são adicionados fármacos ionizados, tais substâncias podem ser utilizadas, especialmente visando o incremento da repulsão eletrostática (Low e Reed, 2001; Khan et al., 2004).

6.3 Tecidos biológicos

Considerando o comportamento da impedância elétrica dos tecidos biológicos frente à estimulação elétrica transcutânea pode-se constatar uma escassez de publicações sobre o assunto. Apesar da suposição quanto a relação proporcional entre a distância entre os eletrodos e a impedância elétrica dos tecidos biológicos, não foram encontrados trabalhos que apresentem resultados quantitativos.

De acordo com os resultados, a relação entre o aumento da impedância elétrica dos tecidos com o aumento da distância intereletrodos ocorre somente para os membros superior e inferior. Vale destacar que, nesses segmentos, a distância intereletrodos foi a responsável, em cerca de 50%, pela variabilidade da impedância elétrica na maioria das situações consideradas, valores estes considerados baixos para a área da saúde.

Em alguns locais (próximo à patela ou no ombro) não houve diferença significativa entre os valores de impedância elétrica com o aumento da distância, podendo esse comportamento estar relacionado com o posicionamento do

eletrodo sobre estruturas anatômicas com diferenças na quantidade de fluídos (Starkey, 2001), espessura do estrato córneo (Ya-Xian, Suetake e Tagami, 1999) e distribuição do campo elétrico (Chizmadzhev et al., 1998). Nesse contexto, pode-se hipotetizar que a cápsula articular e as bursas sob os eletrodos contribuiriam para a redução da impedância elétrica, em função da presença do líquido sinovial.

No tronco, não houve correlação entre a impedância elétrica e o aumento da distância. O comportamento distinto do tronco, quando comparado aos membros, foi relatado por Zhu, Scheditz e Levin (1998) que observaram a diminuição da impedância elétrica com o aumento da distância entre o eletrodo e o ponto de aplicação da corrente elétrica durante análise da impedância bioelétrica nesse segmento. Uma explicação para tal evento é a presença de um maior nível de hidratação do tronco quando comparado aos membros, apesar de não haver diferenças quanto ao número de camadas de corneócitos (Ya-Xian, Suetake e Tagami, 1999). Segundo os autores, a relação inversamente proporcional entre o número de camadas do estrato córneo e a concentração de água não é válida para a face posterior do tronco, já que foram observados níveis de hidratação maiores que em outras áreas com menor espessura do estrato córneo, como na pele das bochechas, indicando a contribuição das propriedades físico-químicas e de fatores como secreção sebácea e sudorípara na umidade local. Nesse contexto, o afastamento entre os eletrodos posicionados no tronco não implicaria no aumento da intensidade da corrente elétrica visando atingir o mesmo objetivo. Por outro lado, caso os mesmos eletrodos sejam dispostos transversalmente ao tronco, possivelmente o comportamento da impedância

elétrica seria distinto, devido ao trajeto das linhas de força do campo elétrico aí presentes.

Os menores valores de impedância elétrica encontrados na face posterior do tronco em relação aos membros, considerando a mesma face, distância e frequência, também podem estar relacionados ao campo elétrico formado devido às diferenças geométricas entre eles. Pesquisadores, analisando a composição corporal por impedância biológica segmentada, verificaram que há uma menor contribuição do tronco em relação aos membros na impedância total do corpo (Cornish et al., 1999). Foster e Lukaski (1996) verificaram que o tronco, com sua larga seção transversa, contribui apenas com 10 % da impedância total do corpo, enquanto representa mais que 50 % da massa corporal total. Isso poderia ser explicado pelo fato de que a resistência elétrica de um material condutivo homogêneo é proporcional ao seu comprimento e inversamente proporcional a sua área transversa (Kyle et al., 2004).

Contudo, a presença de características heterogêneas, anisotrópicas e frequência-dependentes na pele e nos tecidos subcutâneos dificulta o emprego de modelos físicos simplificados para determinar o seu comportamento (Livshitz, Mizrahi e Einziger, 2001) e a distribuição real da corrente (Ozcan, Ward e Robertson, 2004) mediante estimulação elétrica. Essa dificuldade é apresentada nas equações de regressão linear que, apesar de apresentarem um baixo coeficiente de determinação, enfatizam as variações no comportamento da impedância elétrica de acordo com o local de aplicação e a frequência da corrente elétrica, ressaltando a especificidade das respostas obtidas após a estimulação elétrica e a necessidade de maiores investigações nessa área.

As faces anterior e posterior apresentaram valores de impedância elétrica semelhantes, considerando o mesmo segmento, distância e frequência. Esse comportamento pode ser relacionado ao fato de não haver diferença na espessura e na concentração de água no estrato córneo da superfície anterior e posterior dos membros (Ya-Xian, Suetake e Tagami, 1999).

No que se refere à estimulação com corrente elétrica de média frequência, esta determinou uma menor impedância elétrica em todas as variáveis analisadas, exceto nos 30 cm do MI-A. As correntes de média frequência são empregadas com o intuito de reduzir a impedância elétrica da pele e estimular o tecido alvo com maior energia e menor desconforto. Como a pele atua como uma barreira capacitiva, considera-se que sua impedância elétrica seja inversamente proporcional à frequência da corrente alternada (Ozcan, Ward e Robertson, 2004), sendo regida pela expressão $Z = \sqrt{R^2 + X_c^2}$, com $X_c = (2\pi fC)^{-1}$, onde Z=impedância (Ω), R=resistência (Ω), X_c =reatância capacitiva (Ω), f=frequência (Hz) e C=capacitância (F) (Alon, 2003).

Apesar do comportamento da impedância elétrica durante estimulação com baixa frequência e com média frequência condizer com a literatura (Faes et al., 1999), a razão existente entre os valores obtidos não equivale à razão entre as frequências utilizadas. Além disso, a menor influência da frequência com o aumento da distância intereletrodos indica uma redução gradual na contribuição dos agentes capacitivos na impedância elétrica total. Esse fato reforça o modelo de impedância elétrica da pele e músculo proposto por Reilly (1992), que interpreta os tecidos biológicos como um circuito complexo formado por resistores e capacitores dispostos tanto em série, quanto em paralelo. Noshiro et al. (1993) acrescentam que a magnitude dessa impedância elétrica depende das

propriedades condutivas intrínsecas de cada tecido, como as células musculares e as adiposas, e de sua proporção na região estimulada. Diante disso, os autores alertam para possíveis erros ao estimar valores com base em fórmulas oriundas a partir de materiais homogêneos. Contudo, enfatizam a importância das mesmas na busca por conceitos mais factíveis, visão essa também defendida por Watson (2000).

A expectativa criada sobre o comportamento das correntes de média frequência nos tecidos biológicos pode ser consequência de uma interpretação mal conduzida de modelos teóricos. Alon (2003) contesta a relação entre a impedância elétrica da pele e a frequência da corrente elétrica, atribuindo as suas alterações à duração de fase. Assim, o autor relata que, qualquer onda monofásica ou bifásica sofrerá a mesma impedância elétrica da corrente interferencial se a duração da fase for igual. Contrariando tal afirmativa, os resultados do presente estudo demonstram a influência da frequência na oposição ao fluxo elétrico, uma vez que foram obtidos valores distintos de impedância elétrica aplicando-se correntes com a mesma duração de fase. Esse quadro reafirma a necessidade de maior conhecimento sobre a interação das correntes disponíveis no mercado com os tecidos biológicos.

Estudos sobre a impedância elétrica da pele durante a utilização de equipamentos terapêuticos, entre eles os geradores de corrente elétrica, são de interesse tanto para os fabricantes quanto para os seus usuários. Os estimuladores devem permitir o uso de uma tensão elétrica suficiente para conduzir uma corrente que supere a impedância elétrica do meio condutor. Por sua vez, o profissional deve considerar a impedância elétrica intereletrodos para que, selecionando os parâmetros da corrente elétrica, se faça uma estimulação

eficiente do nervo e do músculo com menor desconforto (Dorgan e Reilly, 1999) e sem riscos de danos teciduais (Reichel, Mayer e Rattay, 1999).

Estão disponíveis no mercado aparelhos de estimulação elétrica com tensão ou corrente constante, ou seja, a tensão ou a intensidade da corrente aplicada não se modificam durante o período de estimulação, mesmo que ocorram alterações na impedância elétrica do circuito que envolve os eletrodos, o meio de acoplamento e os tecidos biológicos. Considerando a densidade da corrente elétrica como determinante do nível dos efeitos fisiológicos produzidos, os aparelhos com intensidade da corrente constante são os mais indicados para o uso clínico, pois mantêm um nível de estimulação estável, evitando alterações na intensidade frente à variações na resistência elétrica do agente de acoplamento ou na impedância elétrica dos tecidos biológicos, como demonstrado no presente estudo.

Por outro lado, a desvantagem de tais estimuladores ocorre quando o contato entre o eletrodo e o paciente não se mantém uniforme. Nessa situação, poderá haver uma redução da área de aplicação e, a maior densidade de corrente elétrica poderia promover danos aos tecidos (Gerlemann e Barr, 2003). Tal fato enfatiza a necessidade de se garantir um contato uniforme durante todo o tempo de aplicação, preocupação esta evidenciada nos procedimentos aqui estabelecidos.

6.4 Considerações finais

Apesar da limitação em relacionar os resultados de resistência e impedância elétrica, obtidos no presente estudo, com as respostas da

estimulação elétrica transcutânea nos programas terapêuticos, ressalta-se a importância de controlar os fatores envolvidos na oposição ao fluxo de elétrons (eletrodos, agentes de acoplamento, frequência da corrente elétrica, posicionamento dos eletrodos) para estudos futuros, bem como de incluir informações sobre os eletrodos e agentes de acoplamento utilizados, prática essa pouco comum na literatura atual.

Destaca-se ainda que as questões exploradas dão subsídios para afirmações até então pouco detalhadas ou compreendidas, como a relação entre a frequência da corrente e impedância elétrica dos tecidos biológicos, bem como o maior desgaste dos eletrodos de silicone-carbono mediante estimulação com corrente contínua, considerando tais dados como base para pesquisas que quantifiquem a influência da resistência ou impedância elétrica nos resultados obtidos na prática clínica.

Para tanto, sugere-se a investigação da interação entre o tipo de eletrodo e o agente de acoplamento sobre a impedância elétrica do circuito; da capacidade de eletrodos submetidos a um protocolo de uso em atingir repostas sensitivas e motoras, bem como da influência de outros recursos terapêuticos na impedância elétrica dos tecidos biológicos.

Além disso, estudos com procedimentos experimentais que avaliem desde a confecção e controle de qualidade do eletrodo até o seu uso na prática clínica também seriam interessantes, assim como um maior aprofundamento sobre a ação da sua geometria, espessura e local de conexão cabo-eletrodo na distribuição do campo elétrico para os tecidos.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados desse estudo, considerando a metodização proposta, conclui-se que:

7.1 Eletrodos de silicone-carbono

- A resistência elétrica na superfície do eletrodo não tem uma distribuição uniforme, variando segundo o distribuidor. O seu valor aumenta com o tempo de uso, independente do tipo de corrente elétrica aplicada;

- Os eletrodos de silicone-carbono são indicados para a aplicação de corrente elétrica com pulso quadrado bifásico simétrico;

- O desgaste precoce e pronunciado dos eletrodos de silicone-carbono estimulados com corrente contínua determina a contra-indicação de tal prática;

- O teor de polímero, negro de fumo e carga inorgânica na massa dos eletrodos difere entre os distribuidores;

- Não há um consenso, entre as empresas distribuidoras dos eletrodos, quanto a indicação da resistência elétrica ideal, da sua durabilidade, dos procedimentos adequados de limpeza, bem como da sua utilização com corrente contínua;

- A falta de normas específicas e de estudos detalhados dão margem à dúvidas quanto a utilização, conservação e durabilidade desse produto, o que determina a necessidade uma norma particular que deve ser imediatamente

discutida e implementada pelos órgãos competentes, associada a uma rigorosa fiscalização.

7.2 Agentes de acoplamento

- Em geral, os agentes de acoplamento diferem com relação aos valores de resistência elétrica e apresentam aumento gradual da mesma com o tempo de submissão à passagem de corrente contínua.

- Dentre os géis disponíveis no mercado, o RMC[®] azul foi o que apresentou a menor resistência inicial, mantendo-se inferior aos demais produtos ao longo do tempo;

- A solução fisiológica e a água potável são os agentes de acoplamento líquidos mais indicados para umedecer as esponjas, uma vez que apresentaram a menor oposição ao fluxo elétrico. Além disso, a solução fisiológica manteve sua resistência elétrica inalterada durante todo o tempo de eletrólise;

- O uso de água destilada ou desionizada não é recomendado para a prática da estimulação elétrica terapêutica, pois apresentam alta resistência à passagem da corrente elétrica.

7.3 Tecidos biológicos

- Há uma correlação positiva entre a distância intereletrodos e a impedância elétrica dos tecidos biológicos, tanto para correntes de baixa quanto

de média frequência, quando aplicadas nos membros inferiores e superiores, em ambas as faces;

- O comportamento da impedância nos diferentes segmentos e faces não é uniforme, o que caracteriza a anisotropia dos tecidos;

- Os tecidos biológicos oferecem menor impedância à passagem da corrente de média frequência quando comparada a de baixa.

- A contribuição das propriedades capacitivas na impedância dos tecidos diminui com o afastamento entre os eletrodos.

REFERÊNCIAS*

Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) – Resolução - RDC Nº 59 - Determina a todos fornecedores de produtos médicos, o cumprimento dos requisitos estabelecidos pelas "Boas Práticas de Fabricação de Produtos Médicos". Brasil; 2000.

Alon G, Dedomenico G. High voltage stimulation: an integrated approach to clinical electrotherapy. Chattanooga, Teen: Chattanooga Corp; 1987.

Alon G, Kantor G, Ho HS. The effect of three of surface electrodes on threshold excitation of human motor nerve. J Clin Electrophysiol. 1996; 8(1): 2-8.

Alon, G. Os princípios da estimulação elétrica. In: Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. Eletroterapia Clínica. 3 ed. São Paulo: Manole; 2003. p. 55-140.

Amaral JC, Vieira CEC, Madergan MFB, Guirro RRJ, Montebelo MIL. Influência da idade na determinação dos limiares sensitivo e motor frente a estimulação elétrica transcutânea. In: Anais da XVIII Reunião Anual da FeSBE; 2003 [CD-Rom]. Pinhais, PR; 2003. p. 1.

American National Standards Institute - ANSI/AAMI EC 12:2000: Disposable ECG electrodes - Define the Requirements for Skintact ECG Electrodes; 2000.

Analion – Aparelhos e Sensores. Disponível em: <http://www.analion.com.br/conductividade1.htm>. Acesso em 20 de fevereiro de 2006.

Antunes MM. Normas [mensagem de trabalho]. Mensagem recebida por vjbolfe@unimep.br em 4 de setembro de 2006a.

Antunes MM. Normas Eletrodos [mensagem de trabalho]. Mensagem recebida por vjbolfe@unimep.br em 19 de outubro de 2006b.

* Baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver; 2005. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Associação Brasileira de Normas e Técnicas - NBR 13850: Eletrodos descartáveis para uso médico - Determinação das características elétricas de eletrodos descartáveis para uso médico. Rio de Janeiro, RJ; 1997.

Associação Brasileira de Normas e Técnicas - NBR 60601-2-10: Equipamento eletromédico - Parte 2: Prescrições particulares para segurança de equipamento para estimulação neuromuscular. Rio de Janeiro, RJ; 2002.

Beard RB, Hung BN, Schmukler R. Biocompatibility considerations at stimulating electrode interfaces [abstract]. *Ann Biomed Eng.* 1992; 20(3): 395-410.

Bhadra N, Peckham HP. Peripheral Nerve Stimulation for Restoration of Motor Function. *J Clin Neurophysiol.* 1997; 5(14): 378-93.

Bolfe VJ, Guirro RRJ, Milmonte MIL. Resistência elétrica de agentes de acoplamento utilizados na eletroterapia após eletrólise. In: *Anais da XXI Reunião Anual da FeSBE; 2006 [CD-Rom].* Águas de Lindóia, SP; 2006. p. 16-17.

Butson CR, Maks CB, McIntyre CC. Sources and effects of electrode impedance during deep brain stimulation. *Clin Neurophysiol.* 2006; 117(2): 447-54.

Casarotto RA, Adamowski JC, Fallopa F, Bacanelli F. Coupling agents in therapeutic ultrasound: acoustic and thermal behavior. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(1): 162-5.

Caterine MR, Yoerger DM, Spencer KT, Miller SG. Effect of electrode position and gel-application technique on predicted transcardiac current during transthoracic defibrillation. *Ann Emerg Med.* 1997; 29(5): 588-95.

Charman RA. Bioelectricity and electrotherapy – towards a new paradigm? Part 8: Grounds for a new paradigm? *Physiotherapy.* 1991; 77(3): 211-16.

Chesterton LS, Barlas P, Foster NE, Lundeberg T, Wright CC, Baxter GD. Sensory stimulation (TENS): effects of parameter manipulation on mechanical pain thresholds in healthy human subjects. *Pain.* 2002; 99(1-2): 253-62.

Chizmadzhev YA, Kuzmin PI, Weaver JC, Potts RO. Skin appendageal macropores as a possible pathway for electrical current. *J Investig Dermatol Symp Proc.* 1998; 3(2): 148-52.

Cicccone CD. Iontoforese. In: Robinson AJ, Snyder- Mackler L. Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 2001. p. 297- 318.

Cornish BH, Jacobst A, Thomas BJ, Ward LC. Optimizing electrode sites for segmental bioimpedance measurements. *Physiol Meas.* 1999; 20(3): 241–50.

Crevenna R, Mayr W, Keilani M, Pleiner J, Nuhr M, Quittan M, et al. Safety of a combined strength and endurance training using neuromuscular electrical stimulation of thigh muscles in patients with heart failure and bipolar sensing cardiac pacemakers. *Wien Klin Wochenschr.* 2003; 31; 115(19-20): 710-4.

Delitto A., Snyder-Mackler, L., Robinson, A. Estimulação elétrica do músculo: técnicas e aplicações. In: Robinson, A.J, Snyder- Mackler, L. Eletrofisiologia Clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. Porto Alegre: Artmed; 2001. p119-146.

Dorgan SJ, Reilly RB. A model for human skin impedance during surface functional neuromuscular stimulation. *IEEE Trans Rehab Eng.* 1999; 7(3): 341-8.

Faes TJC, Van Der Meij HA, Munck JC, Heethaar RM. The electric resistivity of human tissues (100Hz – 10MHz): a meta-analysis of review studies. *Physiol. Meas.* 1999; 20: R1-R10.

Fernández G, Weis, S, Stoffel-Wagner B, Tendolkar I, Reber M, Beyenbyrg S, et al. Menstrual cycle-dependent neural plasticity in the adult human brain is hormone, task, and region specific. *J Neuro.* 2003; 23(9): 3790-5.

Foster KR, Lukaski HC. Whole-body impedance - what does it measure? *Am J Clin Nutr.* 1996; 64: 388s–96s.

Gerleman DG, Barr JO. Instrumentação e segurança do produto. In: Nelson RM, Hayes KW, currier DP. Eletroterapia Clínica. 3 ed. São Paulo: Manole; 2003. p. 15- 53.

Gorman PH, Mortimer JT. The effect of stimulus parameters on the recruitment characteristics of direct nerve stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng.*1983; 30(7): 407-14.

Guirro ECO, Guirro RRJ. Eletroterapia. In: Guirro ECO, Guirro RRJ. Fisioterapia Dermato-Funcional: fundamentos, recursos e patologias. 3 ed. Barueri: Manole; 2004. p. 108-73.

Harrelson GL, Weber MD, Leaver-Dunn D. Uso das modalidades na reabilitação. In: Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE. Reabilitação física das lesões desportivas. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p. 61- 105.

Hadzic A, Vloka J, Hadzic N, Thys DM, Santos AC. Nerve stimulators used for peripheral nerve blocks vary in their electrical characteristics. *Anesthesiology*. 2003; 98(4): 969–74.

Heneine IF. Biofísica Básica. Belo Horizonte: Atheneu; 1993. 391 p.

Hooker DN. Correntes de estimulação elétrica. In: Prentice WE. Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 2004. p. 77- 128.

International Organization for Standardization - ISO 10993-1 Part 1: Introduction to the Standards – Define the standards for the biological evaluation of medical devices; 1998.

Johnson MI, Tabasam G. An investigation into the analgesic effects of interferential currents and transcutaneous electrical nerve stimulation on experimentally induced ischemic pain in otherwise pain-free volunteers. *Phys Ther*. 2003; 83(3): 208-23.

Kanebako M, Inagi T, Takayama K. Evaluation of skin barrier function using direct current I: effects of conductivity, voltage, distance between electrodes and electrode area. *Biol Pharm Bull*. 2002; 25(11): 1456-60.

Kantor G, Alon G, Ho HS. The effects of selected stimulus waveforms on pulse and phase characteristics at sensory and motor thresholds. *Phy Ther*. 1994; 74(10): 951-62.

Khan F, Newton DJ, Smyth EC, Belch JJF. Influence of vehicle resistance on transdermal iontophoretic delivery of acetylcholine and sodium nitroprusside in humans. *J Appl Physiol*. 2004; 97(3): 883- 7.

Kopman AF. A safe surface electrode for peripheral – nerve stimulation. *Anesthesiology*. 1974; 44(4): 343-5.

Kubisz L. The influence of storage time on the temperature dependence of the dc electrical conductivity of horn keratin. *Bioelectrochemistry*. 2001; 53(2): 161-4.

Kyle UG, Bosaeu I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM, et al. Bioelectrical impedance analysis - part I: review of principles and methods. *Clin Nutr*. 2004; 23(5): 1226-43.

Lieber RI, Kelly MJ. Factors influencing quadriceps femoris muscle torque using transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Phys Ther*. 1991; 71(10): 715-23.

Livshitz LM, Mizrahi J, Einziger PD. Interaction of array of finite electrodes with layered biological tissue: effect of electrode size and configuration. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2001; 9(4): 355-61.

Low J, Reed A. Estimulação elétrica de nervo e músculo. In: Low J, Reed A. *Eletroterapia explicada: princípios e prática*. 3 ed. São Paulo: Manole; 2001. p. 57-151.

Lyons CL, Robb JB, Irrgang JJ, Fitzgerald GK. Differences in quadriceps femoris muscle torque when using a clinical electrical stimulator versus a portable electrical stimulator. *Phys Ther*. 2005; 85(1): 44-51.

Lyons GM, Leane GE, Clarke-Moloney M, O'Brien JV, Grace PA. An investigation of the effect of electrode size and electrode location on comfort during stimulation of the gastrocnemius muscle. *Medl Eng Phys*. 2004; 26(10): 873-8.

Madergan MFB. Análise da transmissividade dos meios de acoplamento utilizados na aplicação do ultra-som terapêutico [dissertação]. Piracicaba: UNIMEP, 2004.

McDonough S, Kitchen S. Estimulação elétrica neuromuscular e muscular. In: Kitchen S. *Eletroterapia: prática baseada em evidências*. 11 ed. São Paulo: Manole; 2003. p. 241-258.

Merrill DR, Bikson M, Jefferys JGR. Electrical stimulation of excitable tissue: design of efficacious and safe protocols. *J Neurosci Methods*. 2005; 141(2): 171-98.

Moreno-Aranda J, Seireg A. Electrical parameters for over the skin muscle stimulation. *J. Biomech*. 1981; 14(9): 579-85.

Nelson HE, Smith MB, Bowman BR, Waters RL. Electrode effectiveness during transcutaneous motor stimulation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1980; 61(2): 73-7.

Nolan MF. Conductive differences in electrodes used with transcutaneous electrical nerve stimulation devices. *Phys Ther.* 1991; 71(10): 746-51.

Noshiro M, Morimoto T, Nagao H, Matsuda H. Electrical impedance in the lower limbs of patients with Duchenne muscular dystrophy: a preliminary study. *Med Biol Eng Comput.* 1993; 31(2): 97-102.

Ozcan J, Ward AR, Robertson VJ. A comparison of true and premodulated interferential currents. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85(3): 409-15.

Palmer ST, Martin DJ, Steedman WM, Ravey J. Effects of electric stimulation on C and A delta fiber – mediated thermal perception thresholds. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85: 119-28.

Prentice WE. Princípios básicos de eletricidade. In: Prentice WE. Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 2004. p. 61- 76.

Reichel M, Mayr W, Rattay F. Computer simulation of field distribution and excitation of denervated muscle fibers caused by surface electrodes. *Artif Organs.* 1999; 23(5): 453-6.

Reilly JP. Electrical stimulation and electropathology. New York: Cambridge University Press; 1992. 504 p.

Robinson AJ. Instrumentação para eletroterapia. In: Robinson AJ, Snyder-Mackler L. Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 2001a. p. 43- 83.

Robinson AJ. Fisiologia do músculo e nervo. In: Robinson AJ, Snyder-Mackler L. Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 2001b. p. 85- 118.

Rosell J, Colominas J, Riu P, Pallas-Areny R, Webster JG. Skin impedance from 1Hz to 1MHz. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1988; 35(8): 649-51.

Rushton DN. Electrical stimulation in the treatment of pain. *Electrical Disabil Rehabil.* 2002; 20; 24(8): 407-15.

Sagi-Dolev AM, Prutchi D, Nathan RH. Three-dimensional current density distribution under surface stimulation electrodes. *Med Biol Eng Comp.* 1995; 33: 403-8.

Santos MA, Mattoso LHC, Defácio R, Avlyanov J. Compósitos de borracha natural com compostos condutivos à base de negro de fumo e polímero condutor. *Polímeros: Ciência e Tecnologia.* 2001; 11 (3): 126-34.

Savage B. *Interferential therapy.* London: Wolfe Publishing Ltda; 1992.

Schultheiss OC, Dargel A, Rohde W. Implicit motives and gonadal steroid hormones: effects of menstrual cycle phase, oral contraceptive use, and relationship stats. *Horm Behav.* 2003; 43: 293-301.

Shepherd RK, Murray MT, Houghton ME, Clark GM. Scanning electron microscopy of chronically stimulated platinum intracochlear electrodes [abstract]. *Biomaterials.* 1985; 6(4): 237-42.

Sorrija RA. Mensagem vinda do formulário de contato [mensagem de trabalho]. Mensagem recebida por vivianebolfe@hotmail.com em 5 de dezembro de 2006.

Starkey C. Agentes elétricos. In: Starkey C. *Recursos terapêuticos em fisioterapia.* 2.ed. São Paulo: Manole; 2001. p.176- 276.

Sussman C, Byl NN. Corrente elétrica aplicada externamente para reparo tecidual. In: Nelson RM, Hayes KW, currier DP. *Eletroterapia Clínica.* 3 ed. São Paulo: Manole; 2003. p. 229- 90.

Swearingen JV. Estimulação elétrica para aprimorar e restabelecer a performance muscular. In: Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. *Eletroterapia Clínica.* 3 ed. São Paulo: Manole; 2003. p. 143- 82.

Watson T. The role of electrotherapy in contemporary physiotherapy practice. *Manual Therapy.* 2000; 5(3): 132-41.

Ward AR, Robertson VJ, Makowski RJ. Optimal frequencies for electric stimulation using medium-frequency alternating current. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83(7): 1024-7.

Wilder RP, Wind TC, Jones EV, Crider BE, Edlich RF. Functional electrical stimulation for a dropped foot. *J Long Term Eff Med Implants.* 2002; 12(3): 149-59.

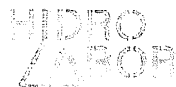
Woodcock AH, Taylor PN, Ewins DJ. Long pulse biphasic electrical stimulation of denervated muscle. *Artif Organs.* 1999; 23(5): 457-9.

Yamamoto Y. Measurement and analysis of skin electrical impedance. *Acta Derm Venereol Suppl (Stockh).* 1994; 185: 34-8.

Ya-Xian Z, Suetake T, Tagami H. Number of cell layers of the stratum corneum in normal skin – relationship to the anatomical location on the body, age, sex and physical parameters. *Arch Dermatol Res.* 1999; 291(10): 555-9.

Zhu F, Scheditz D, Levin NW. Estimation of trunk extracellular volume by bioimpedance. In: 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 1998; 20(6): 3104-7.

ANEXO 1



HIDROLABOR LABORATÓRIO DE CONTROLE DE QUALIDADE LTDA.

Consultoria e Análises em Água, Alimentos e Efluentes

RELATÓRIO DE ENSAIO

INTERESSADO:	UNI. METODISTA DE PIRACICABA - UNIMEP
ENDEREÇO:	-----
CIDADE - UF:	PIRACICABA - SP
EXAME Nº:	H06/03040
DATA DA ENTRADA:	23/02/06
INÍCIO DA ANÁLISE:	24/02/06
TERMINO DA ANÁLISE:	07/03/06
MATERIAL:	ÁGUA
ENSAIO:	*POTABILIDADE
ORIGEM:	POÇO TUBULAR PROFUNDO
LOCAL DE COLETA:	SAÍDA DO POÇO - PRÓXIMO A RODOVIA DO AÇÚCAR
COLETADO POR:	GIPIRES POÇOS ARTESIANOS LTDA.

RESULTADOS DOS ENSAIOS FÍSICO-QUÍMICOS E ORGANOLÉPTICOS

Parâmetros	Unidade	Valores Máximos Permitidos	Límite de Quantificação	Resultados
ASPECTO		limpido		limpido
ODOR		não objetável		nenhum
pH	---	Entre 6 e 9,5	0,01	8,83
TURBIDEZ	em NTU	Até 5,0	0,01	0,02
SÓLIDOS TOTAIS DISSOLVIDOS	mg/L	Até 1000	0,10	371,88
COR	em UIH	Até 15,0	5,0	5,0
ALCALINIDADE DE HIDRÓXIDOS	mg CaCO ₃ /L	---	---	0,00
ALCALINIDADE DE CARBONATOS	mg CaCO ₃ /L	---	1,0	44,0
ALCALINIDADE DE BICARBONATOS	mg CaCO ₃ /L	---	1,0	150,0
DUREZA DE CARBONATOS	mg CaCO ₃ /L	---	1,0	2,0
DUREZA DE NÃO CARBONATOS	mg CaCO ₃ /L	---	1,0	< L.Q.
DUREZA TOTAL	mg CaCO ₃ /L	Até 500	1,0	2,0
OXIGÊNIO CONSUMIDO	mg O ₂ /L	---	0,10	1,00
CLORETOS	mg Cl/L	Até 250	1,0	6,0
NITRUGÊNIO AMONÍACAL	mg N/L	Até 1,5	0,01	< L.Q.
FERRO	mg Fe/L	Até 0,30	0,05	< L.Q.
NITRATO	mg N/L	Até 10,0	0,01	0,10
NITRITO	mg N/L	Até 1,0	0,01	< L.Q.
SULFATO	mg SO ₄ /L	Até 250	0,50	39,27
CONDUTIVIDADE	µS/cm a 25°C	---	1,0	572,0
GÁS CARBÔNICO	mg CO ₂ /L	---	---	0,55

CONCLUSÃO

ÁGUA QUÍMICAMENTE POTÁVEL NAS DETERMINAÇÕES REALIZADAS.

* Valores Máximos Permitidos - Portaria 518 de 03/10/04

METODOLOGIA: "Standard Methods for the Examination of Water and Wastewater" - 20 th Edition

Sorocaba, 8 de março de 2006

Clemente Reinaldo Sannazzaro CRF8 5305
Carlos Augusto Pauletti CRF* 15082

ANEXO 2



UNIVERSIDADE DE SAO PAULO
 ESCOLA SUPERIOR DE AGRICULTURA "LUIZ DE QUEIROZ"
 DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS FLORESTAIS
 LABORATÓRIO DE ECOLOGIA APLICADA

FICHA No.: AG 050.

INTERESSADO: Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP
 PROCEDÊNCIA: Campus Taquaral
 RESPONSÁVEL PELA COLETA: Viviane Boffe
 DATA DE AMOSTRAGEM: 17/03/06 ENTRADA: 17/03/06 SAÍDA: 10/04/06

AMOSTRA IDENT.	Cloreto	Nitrato	Sulfato	P	N-NH ₃	Na	K	Ca	Mg	Fe	Cu	Mn	Zn	Dureza	Sedimentos	Acidez	Alcalinidade	CO ₂	pH	Cor Aparente PtCo	Turbidez FTU
Água mineral	3,0	0,3	3,2	0,29	0,22	35,0	3,4	4,2	1,4	0	0	0	0,06	16,1	17,7	9,1	70,6	6,9	7,2	0	0
Água destilada	3,0	0,2	4,2	0,01	0,17	2,4	0,4	4,6	0,3	0	0	0	0,48	13,4	11,7	3,8	2,8	3,6	6,1	0	0
Água destionizada	2,0	0,1	1,0	0,01	0,06	0,1	0	0	0	0	0	0	0,10	0,3	15,0	1,4	0,6	1,7	5,7	0	0

Paula Longato
 ANALISTA

Rebeca Costa
 RESPONSÁVEL



CEP-UNIMEP
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

CERTIFICADO

Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "**Análise da resistência elétrica dos tecidos biológicos em diferentes distâncias interelectrodes.**", sob o protocolo nº **66/05**, do Pesquisador **Prof. Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro**, está de acordo com a Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/1996, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – UNIMEP.

We certify that the research project with title "**Biological tissue's electrical resistance analysis in different interelectrodes distances.**", protocol nº **66/05**, by Researcher **Dr. Rinaldo Roberto de Jesus Guirro**, is in agreement with the Resolution 196/96 from Conselho Nacional de Saúde/MS and was approved by the Ethical Committee in Research at the Methodist University of Piracicaba – UNIMEP.

Piracicaba, SP, Brazil, November, 21, 2005.



Prof. Dr.ª. Telma Regina de Paula Souza
Secretária
CEP - UNIMEP



Prof. Dr. Gabriele Cornelli
Coordenador
CEP - UNIMEP

APÊNDICE 1

Questionário

Esse questionário é parte integrante do projeto de pesquisa “Análise da oposição ao fluxo elétrico dos eletrodos de silicone-carbono, agentes de acoplamento e tecidos biológicos”, conforme explicitação em documento anexo.

Gostaríamos de aproveitar a oportunidade e solicitar a resposta das perguntas abaixo, as quais podem ser enviadas impressas ou por meio eletrônico.

Antecipadamente garantimos o sigilo das fontes consultadas.

Endereço para correspondência:

UNIMEP
PPG – Fisioterapia – Bloco 7
A/C: Prof. Rinaldo R. J. Guirro
Rod. do Açúcar Km 156 - Taquaral
CEP: 13400-911 Piracicaba - SP

Endereço eletrônico:

Prof. Rinaldo Guirro- e-mail: rjguirro@unimep.br
Viviane Bolfe – e-mail: vjbolfe@unimep.br

Perguntas:

- 1) Qual o valor da condutividade dos eletrodos de silicone-carbono considerado adequado para o uso pela sua empresa?
- 2) A empresa realiza algum teste antes de enviar os eletrodos de silicone-carbono para os usuários? Qual teste e qual o resultado esperado?
- 3) Assinalar abaixo a (s) corrente (s) onde os eletrodos de silicone-carbono são disponibilizados nos seus equipamentos:
 bifásica simétrica bifásica assimétrica farádica
 ultra-excitante diadinâmicas contínua
- 4) Quais são as sugestões de manutenção e limpeza dos eletrodos de silicone-carbono fornecidas ao usuário?
- 5) Qual a vida útil dos eletrodos de silicone-carbono recomendada para os usuários?
- 6) Você tem conhecimento de alguma norma técnica quanto ao processo de fabricação/ controle dos eletrodos de silicone-carbono?

APÊNDICE 2

Universidade Metodista de Piracicaba - UNIMEP

Mestrado em Fisioterapia

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, _____, portadora do RG nº: _____, CPF nº _____, residente à _____, nº _____, bairro _____ cidade: _____ - _____, abaixo assinado, concordo em participar do estudo “Análise da resistência elétrica dos tecidos biológicos em diferentes distâncias intereletrodos”, como sujeito. Fui devidamente informada e esclarecida pelos pesquisadores sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a penalidade. Declaro que tenho _____ anos de idade e que concordo em participar, voluntariamente, na pesquisa conduzida pelos alunos(as) responsáveis e por seu(sua) respectivo(a) orientador(a).

Justificativa :

Considerando a escassez de pesquisas na área e a necessidade de fundamentar a prática clínica, com esse estudo espera-se aumentar o conhecimentos sobre as respostas biológicas à modalidade terapêutica utilizada e incentivar pesquisas que analisem os parâmetros que podem influenciar a eficácia clínica do tratamento.

Objetivo do Estudo:

Analisar a resistência elétrica dos tecidos biológicos com relação à distância intereletrodos.

Descrição dos Procedimentos:

O experimento tem duração de cerca de 40 minutos, sendo que durante esse tempo receberei todas as informações necessárias à minha aprovação para participação da conduta proposta, sabendo que este procedimento será individualizado e baseado nos resultados de minha avaliação inicial. Serei submetida à análise da resistência elétrica dos tecidos biológicos por meio de um aparelho gerador de corrente elétrica, comumente utilizado na prática fisioterápica, sendo que para tanto terei que deixar desnuda a região onde os eletrodos serão fixados:

- ⊖ Membro superior direito, região anterior;
- ⊖ Membro superior direito, região posterior;
- ⊖ Membro inferior direito, região anterior;
- ⊖ Membro inferior direito, região posterior;
- ⊖ Hemitronco direito, região posterior.

A posição da voluntária para a coleta dos dados será em decúbito ventral e dorsal (deitada de frente e de costas), dependendo da região a ser analisada.

Desconforto e Riscos:

Considerando que os procedimentos propostos nesta pesquisa são procedimentos amplamente utilizados na rotina das clínicas de fisioterapia, a possibilidade de riscos para o voluntário participante inexistente.

A voluntária poderá sentir um leve formigamento nos locais de fixação dos eletrodos, cuja intensidade varia de acordo com o limiar sensitivo de cada participante. Contudo, baseando-se nos parâmetros utilizados, esse formigamento, caso relatado, será ínfimo, não impossibilitando a coleta dos dados. Porém, se o procedimento causar algum desconforto inoportuno, fica esclarecido que o mesmo será interrompido conforme vontade da participante. Além disso, em caso de qualquer outra intercorrência durante o experimento, é de total responsabilidade dos profissionais a tomada de medidas necessárias para seu restabelecimento, bem como arcar com as despesas decorrentes de possíveis intervenções.

Possíveis Benefícios:

A análise ampliará os conhecimentos sobre o comportamento da resistência elétrica dos tecidos biológicos intereletrodos, adequando esse parâmetro à aplicação das correntes durante o tratamento fisioterápico.

Acompanhamento e Assistência:

Estou ciente de que terei total assistência durante o procedimento, uma vez que terei acompanhamento constante dos pesquisadores responsáveis e total auxílio ante a qualquer intercorrência.

Esclarecimentos:

Os responsáveis pelo estudo me explicaram todos os procedimentos envolvidos, a necessidade da pesquisa e se prontificaram a responder quaisquer questões antes, durante e após o experimento.

Liberdade de Participação, Direito de Recusar ou Retirar o Consentimento:

Fico comprometida a participar da intervenção, comparecendo no dia e horário marcados pelas alunas responsáveis e avisando com antecedência no caso da necessidade de me ausentar. Também estou ciente que não serei submetida a nenhum tipo de procedimento sem estar previamente consultada ou sem meu consentimento, e posso me desligar desta pesquisa a qualquer momento, me comprometendo somente a comunicar pelo menos um dos responsáveis pela mesma, sem que isso incorra em qualquer penalidade ou prejuízo a minha pessoa. Também entendo que o pesquisador tem o direito de me excluir deste experimento no caso de abandono ou conduta inadequada durante o período de aplicação da intervenção.

Sigilo de Identidade:

As informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira alguma associadas à minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fiquem resguardados a minha total privacidade e meu anonimato.

Seguro Saúde ou de Vida:

Eu entendo que não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa vir a me beneficiar em função de minha participação neste estudo.

Ressarcimento das despesas decorrentes da participação na pesquisa :

Como participante voluntária deste projeto não terei gastos quaisquer com o deslocamento para a execução desta pesquisa. Não havendo portanto, necessidade de ressarcimento de despesas por parte dos pesquisadores .

Indenização diante de eventuais danos decorrentes da pesquisa (reparação do dano):

Estou ciente que serei indenizada pelos pesquisadores na ocorrência de qualquer dano decorrente do desenvolvimento das atividades da pesquisa.

Eu aceitei participar deste estudo de livre e espontânea vontade. Entendo que é meu direito manter uma cópia deste consentimento.

Orientador: Prof. Dr. Rinaldo R. J. Guirro - Curso de Mestrado em Fisioterapia
Universidade Metodista de Piracicaba - e-mail: rjguirro@unimep.br

Responsáveis: Sílvia I. Ribas e Viviane J. Bolfe – mestrandas em Fisioterapia.

Contato: silfisi@hotmail.com e vjbolfe@unimep.br

Local e Data: _____

Assinatura

