

# 23 Eletrotermofototerapia no Tratamento de Idosos

*Richard Eloin Liebano • Alexandre Cavallieri Gomes*

## **Introdução**

Os recursos de eletrotermofototerapia, também conhecidos como agentes físicos ou eletrofísicos, fazem parte do arsenal terapêutico utilizado no cotidiano dos fisioterapeutas em todo o mundo. A utilização desses recursos não é recente, uma vez que existem relatos históricos do uso de água e calor pelos gregos e romanos na Antiguidade para manutenção da saúde e do tratamento de vários problemas musculoesqueléticos e respiratórios.<sup>1</sup> No Papiro de Edwin Smith, o mais antigo texto médico conhecido, datado de 3500 a.C., faz-se numerosas referências à utilização do frio como forma de terapia.<sup>2</sup> Outro exemplo do uso histórico dos agentes físicos inclui a utilização do peixe torpedo, há aproximadamente 400 a.C., para aplicação de descargas elétricas na cabeça e nos pés para tratar cefaleias e artrites.<sup>1</sup>

Este capítulo tem como objetivo demonstrar as possibilidades de emprego desses recursos na prevenção e no tratamento de doenças e afecções mais comumente encontradas em indivíduos idosos. Para informações mais profundas, sugere-se a leitura de textos específicos sobre o tema, tais como: *Physical Agents in Rehabilitation*<sup>1</sup>, *Electrotherapy – Evidence-based Practice*<sup>3</sup>, *Electrotherapy Explained – Principles and Practice*<sup>4</sup>, *Integrating Physical Agents in Rehabilitation*.<sup>5</sup>

## **Feridas crônicas**

A idade tem-se revelado um fator importante no desenvolvimento de úlceras venosas, arteriais, diabéticas e por pressão. As mudanças fisiológicas da idade fazem as feridas no idoso se curarem mais lentamente do que nos jovens, favorecendo que se tornem crônicas. Alterações como diminuição da resposta inflamatória, granulação retardada, redução da interligação e organização das fibras colágenas, baixa resistência à tensão do tecido cicatricial, baixa taxa de epitelização e vasos cutâneos mal organizados são alterações comuns em pessoas mais idosas.<sup>6</sup> Todas essas alterações, somadas à mobilidade reduzida, aumentam o risco de desenvolvimento de úlceras por pressão, especialmente pela redução da quantidade e da qualidade do colágeno da derme, tornando a pele mais fina e menos elástica.<sup>7</sup>

Diferentes tipos de agentes físicos vêm sendo utilizados com a finalidade de prevenir as ulcerações e auxiliar o processo de cicatrização. A seguir, cada um desses recursos será discutido.

## **Correntes elétricas**

A estimulação elétrica como meio de promoção do reparo dos tecidos não é uma abordagem nova ou revolucionária. Relatos publicados no século XVII registram aplicações de lâminas de ouro nas lesões cutâneas com o objetivo de se facilitar a cura.<sup>8</sup> Com o renascimento da eletroterapia nos anos 1960, houve maior interesse sobre os efeitos de correntes elétricas nas taxas de reparação tecidual.

A literatura apresenta várias investigações clínicas e laboratoriais. Alguns estudos têm se concentrado na migração celular na presença do campo elétrico, enquanto outros – como os realizados em animais – têm enfatizado o suprimento vascular, a taxa de epitelização e a cicatrização. Quando ocorre uma lesão tecidual, nota-se uma corrente fraca, porém mensurável, entre a pele e os tecidos lesionados, chamada corrente de lesão. Essa corrente continua sendo gerada até o reparo da lesão cutânea e a interrupção do processo de cicatrização.<sup>9,10</sup> Acredita-se que essa corrente dispare o processo de reparo biológico e favoreça a migração de células epidérmicas para o leito da lesão (galvanotaxia), fato extremamente importante, sobretudo nas fases inflamatória e proliferativa.<sup>8,11</sup> Nas úlceras crônicas, essa corrente de lesão pode diminuir ou mesmo cessar. Assim, a estimulação elétrica pode acelerá-la ou reiniciá-la, favorecendo o processo de reparação.

Pesquisas científicas vêm demonstrando que a aplicação de correntes elétricas estimula várias atividades celulares, como síntese de DNA e proliferação celular<sup>9</sup>, síntese de matriz extracelular como colágeno<sup>12,13</sup> e expressão de fatores de crescimento e seus receptores.<sup>14-17</sup> Além desses efeitos, a estimulação elétrica promove alterações no tecido de granulação, aumentando a densidade capilar e a resistência tecidual. Também melhora o fluxo sanguíneo arterial, reduz o edema, auxilia no desbridamento, atrai neutrófilos, macrófagos, fibroblastos e células epiteliais pela galvanotaxia e possui ação bacteriostática e bactericida.<sup>9</sup> Duas classes principais de correntes vêm sendo utilizadas com o objetivo de melhorar o processo de cicatrização: as correntes unidirecionais (contínua ou direta de baixa intensidade, pulsada monofásica retangular e pulsada de alta voltagem) e as correntes bidirecionais [alternada e pulsada bifásica – simétrica ou assimétrica balanceada –, a última comumente encontrada na maioria dos equipamentos de estimulação elétrica nervosa transcutânea (TENS)].

As correntes unidirecionais são utilizadas com maior frequência na prática clínica do que as bidirecionais, tendo como principal finalidade o incremento das correntes de lesão e efeito bactericida.<sup>10</sup> Já as correntes bidirecionais têm apresentado resultados animadores e possuem como principal efeito fisiológico o aumento de fluxo sanguíneo, melhorando a oxigenação e a nutrição tecidual, o que favorece a cicatrização.

### **Corrente direta de baixa intensidade (microcorrente)**

O termo microcorrente tem sido utilizado por alguns pesquisadores para referir-se à corrente direta de baixa intensidade. Trata-se de um uso perfeitamente aceitável, embora, em rigor, não seja um termo que se refira a uma modalidade específica. Neste caso, microcorrente está relacionado à magnitude ou à intensidade da estimulação aplicada.<sup>8</sup>

O primeiro relato de sucesso de utilização da microcorrente direta em úlceras de humanos foi feito por Assimacopoulos<sup>9</sup>, em 1968. Ele registrou o sucesso no tratamento de apenas três pacientes com úlceras causadas por insuficiência venosa de membros

inferiores por meio da estimulação catódica da microcorrente direta com 50 a 100 mA. As úlceras cicatrizaram após 6 semanas de tratamento; no entanto, outras intervenções simultâneas, como a administração de antibióticos, podem ter mascarado a avaliação dos efeitos da estimulação elétrica na cicatrização.

Dois outros trabalhos foram realizados com um maior número de pacientes e úlceras de diversas etiologias.<sup>10,11</sup> Os pacientes foram tratados com a microcorrente direta, e a taxa de cicatrização foi maior do que a que eles vinham apresentando sem a estimulação elétrica. Os protocolos incluíam a estimulação elétrica com o cátodo durante um período de 3 dias ou mais e, em seguida, a estimulação era feita com o ânodo. Caso a cicatrização não progredisse, a polaridade era invertida a cada 3 dias.<sup>11</sup> A lógica para a aplicação do cátodo foi a solubilização do tecido necrótico e o efeito bactericida<sup>10</sup>, embora Ojingwa e Isseroff<sup>12</sup> acreditem que essa decisão tenha sido arbitrária em função da pequena fundamentação fisiológica disponível até o momento a partir dos experimentos *in vitro*. A intensidade ou amplitude de corrente utilizada nesses estudos variou de 200 a 800 mA. Apesar de a intensidade ter sido maior que a utilizada por Assimacopoulos<sup>9</sup> em 1968, a duração do tratamento foi extremamente longa, de 2 h, 2 ou 3 vezes/dia. Carley e Wainepel<sup>13</sup> realizaram um estudo similar aos dois anteriores, porém a amplitude variou de 300 a 700 mA e o tempo médio de cicatrização foi de 5 semanas.

Demir et al.<sup>14</sup> realizaram um estudo experimental em ratos comparando os efeitos da microcorrente direta com o laser de AsGa (904 nm) na cicatrização de lesões cutâneas. A microcorrente direta foi usada com amplitude de 300 mA e o tempo foi de 30 min por dia. O laser foi utilizado com densidade de energia de 1 J/cm<sup>2</sup> e potência média de 6 mW. Os animais foram tratados por 10 dias e realizaram-se avaliações histopatológica, biomecânica e bioquímica. Utilizou-se o polo negativo nos 3 primeiros dias e o polo positivo nos outros 7 dias. A estimulação elétrica e o laser apresentaram efeitos positivos no que diz respeito à duração da fase inflamatória comparados com o grupo-controle, porém, os resultados do grupo submetido à eletroestimulação foram mais significantes. Nas fases proliferativa e de maturação, tanto o laser como a corrente elétrica apresentaram diferenças positivas (aumento do número de fibroblastos, hidroxiprolina, colágeno e maior organização deste e aumento da força de quebra do tecido cicatricial) com relação ao grupo-controle; no entanto, não houve diferença entre esses dois grupos tratados. Deve-se destacar que a potência do laser utilizada foi muito baixa para os padrões atuais de tratamento e equipamentos existentes.

Zhao et al.<sup>15</sup> observaram *in vitro* que a aplicação de um campo elétrico exógeno na tentativa de mimetizar os efeitos da corrente de lesão induzia respostas pré-angiogênicas nas células vasculares endoteliais pela sinalização via receptores de fator de crescimento endotelial vascular (VEGF, na sigla em inglês).

### **Corrente pulsada monofásica retangular**

A partir de 1991, estudos multicêntricos, duplo-cegos e randomizados vêm sendo realizados para avaliar os efeitos da corrente pulsada monofásica retangular na cicatrização de úlceras crônicas. Gentzkow et al.<sup>16</sup> utilizaram a corrente pulsada monofásica com frequência de 128 Hz (pps) e amplitude de 35 mA, com duas sessões ao dia de 30 min, durante 4 semanas, em pacientes com úlceras por pressão. Utilizou-se a polaridade negativa até ocorrer o desbridamento da úlcera e o exsudato ser serossanguíneo. Depois, a

polaridade passou a ser alternada a cada 3 dias. Quando as úlceras atingiram certo nível de cicatrização, a frequência foi alterada para 64 Hz (pps) e a polaridade dos eletrodos invertida diariamente até o fechamento das úlceras. As úlceras estimuladas cicatrizaram em um tempo estatística e significativamente menor que as úlceras que receberam a estimulação placebo.

Gentzkow e Miller<sup>17</sup>, no mesmo ano, realizaram um estudo semelhante ao anterior, com o mesmo equipamento, porém em úlceras por pressão e em estágio III ou IV que não haviam respondido favoravelmente a uma fase de controle em que as úlceras receberam cuidados “ótimos” durante 4 semanas sem a estimulação elétrica. Após a introdução da estimulação elétrica, as úlceras apresentaram melhora no tempo de cicatrização.

Feedar et al.<sup>18</sup> utilizaram a corrente pulsada monofásica com amplitude de 35 mA, duração de pulso de 132 ms e frequência de 128 e 64 Hz (pps) em úlceras de diversas etiologias. O tratamento era realizado 2 vezes/dia, 7 dias por semana, com duração de 30 min. Iniciou-se o tratamento com o polo negativo e, 3 dias após a úlcera já estar limpa, a polaridade foi trocada. Após 4 semanas de tratamento, as úlceras tratadas estavam menores que aquelas do grupo-controle. Em contraste aos estudos descritos anteriormente, Wood et al.<sup>19</sup> utilizaram a microcorrente pulsada com apenas 300 a 600 mA e 0,88 Hz (pps) em úlceras por pressão em estágio II e III e também observaram aumento da taxa de cicatrização das úlceras tratadas comparadas ao grupo-controle.

### **Corrente pulsada de alta voltagem**

Atualmente, muitos estudos vêm sendo realizado com a utilização da corrente pulsada de alta voltagem para cicatrização de úlceras cutâneas. Em sua metanálise com foco no tamanho e no tempo de resolução das úlceras, Khouri et al.<sup>20</sup> constataram que a corrente pulsada de alta voltagem (HVPC, do inglês, high voltage pulsed current) é a melhor opção entre as correntes elétricas para o tratamento de diferentes úlceras, sobretudo quando se utiliza o eletrodo ativo na úlcera e o dispersivo na pele íntegra. Os resultados ainda apontam que as demais correntes, como microcorrentes e correntes pulsadas bifásicas, também apresentam resultados moderados, mas os melhores estão relacionados ao uso da HVPC.

Kloth e Feedar<sup>21</sup> aplicaram a corrente pulsada de alta voltagem em 16 pacientes com úlceras crônicas de várias etiologias. A corrente foi utilizada durante 45 min com intensidade de 100 a 175 V, frequência de 105 Hz (pps), 5 dias/semana. A polaridade dos eletrodos era revertida quando o processo cicatricial estabilizava. As úlceras tratadas tiveram um tempo médio de 7,3 semanas para cicatrizarem, 100% das quais cicatrizaram completamente em uma taxa de 45% por semana, comparado com 11% do grupo-controle.

Unger et al.<sup>22</sup> realizaram um estudo controlado com nove indivíduos no grupo tratado e oito controles, portadores de úlcera por pressão. No fim do estudo, a média da área das úlceras tratadas era 460 mm<sup>2</sup> e a média do grupo-controle era 118,5 mm<sup>2</sup>. No mesmo ano, Unger<sup>23</sup> realizou outro estudo, não controlado, aplicando a HVPC em 223 úlceras por pressão. O tempo médio de cicatrização das úlceras neste estudo foi de 10,85 semanas (54,25 dias).

Griffin et al.<sup>24</sup> também observaram em estudo unicego, randomizado e controlado uma maior velocidade de cicatrização de úlceras por pressão em estágio II, III e IV estimuladas eletricamente em 17 pacientes com lesões medulares. Foi utilizada a corrente

pulsada de alta voltagem com intensidade de 200 V e frequência de 100 Hz (pps), com o polo negativo aplicado diretamente na úlcera por 1 h durante 20 dias. Os pacientes com úlceras em estágio IV que receberam a corrente elétrica apresentaram 67% de redução da área da úlcera no 20o dia de tratamento, comparado com uma redução de 15% do grupo-controle.

Gogia et al.<sup>25</sup> utilizaram em seu estudo 12 pacientes com úlceras no pé ou na perna de diversas etiologias. Foi utilizada a HVPC com 250 V e 100 Hz (pps), inicialmente com o polo negativo sobre a úlcera. O tempo era de 20 min, 5 vezes/semana, durante 4 semanas. Após 4 dias de tratamento, a polaridade foi trocada e a úlcera passou a ser estimulada com o polo positivo durante as 16 sessões restantes. Das úlceras tratadas, 37,4% cicatrizaram completamente, comparadas com 27,2% das úlceras controle. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa, provavelmente em razão do pequeno número de pacientes.

Goldman et al.<sup>26</sup> a partir de um estudo prospectivo, randomizado, controlado e unicego avaliaram os efeitos da HVPC na cicatrização e na microcirculação de úlceras isquêmicas infrapoplíteas. As úlceras foram estimuladas por um período de 14 semanas e avaliadas a cada 4 semanas. As úlceras que receberam a corrente elétrica apresentaram diminuição de área e aumento da microcirculação, avaliada por meio da fluxometria por laser Doppler e pelo nível de oxigênio transcutâneo, provavelmente por uma vasodilatação arteriolar e aumento da formação capilar dérmica.

Segundo Ojingwa e Isseroff<sup>12</sup>, um maior número de estudos com esse tipo de corrente deve ser realizado, com amostragem mais ampla e maior rigor de metodização, para que se possa concluir a verdadeira utilidade dessa corrente na cicatrização cutânea. Vários protocolos podem ser encontrados na literatura sobre a utilização da HVPC em feridas crônicas, entretanto, o mais utilizado e aceito é o protocolo de Sussman, que leva em consideração as fases da cicatrização para ajuste dos parâmetros da corrente<sup>27</sup> (Tabela 23

### **Corrente pulsada bifásica balanceada**

A TENS pode ser definida como a aplicação de estímulos elétricos através da pele sem a interrupção desta, com finalidade de estimular fibras nervosas. Atualmente é realizada por meio de eletrodos de superfície acoplados à superfície cutânea, mas nos primórdios da eletroterapia os peixes-elétricos (*Torpedo mamorata*, *Malapterurus electricus* e *Gymnotus electricus*) eram os responsáveis por esse tipo de estimulação.<sup>28</sup> Dessa forma, pode-se notar que TENS não diz respeito a um tipo específico de corrente elétrica ou equipamento.<sup>29</sup> No entanto, com a evolução da engenharia elétrica e o advento de novos dispositivos eletrônicos, foi possível a elaboração de correntes mais confortáveis e que não apresentam riscos de queimaduras químicas da pele.

No Brasil, tem-se utilizado basicamente dois tipos de correntes elétricas nos equipamentos de TENS: a corrente pulsada bifásica simétrica retangular e a corrente pulsada bifásica assimétrica balanceada. Ambas as correntes são consideradas não polarizadas, ou seja, não apresentam polos fixos, podendo ser utilizadas durante longos períodos de tempo e com intensidades elevadas sem apresentarem riscos de cauterização cutânea.

A TENS é um recurso já consagrado na modulação de dores agudas e crônicas, sendo utilizada diariamente como parte do arsenal de agentes físicos disponíveis ao fisioterapeuta.<sup>30-32</sup> Seu mecanismo de ação passou a ser mais bem compreendido após a postulação da Teoria das Comportas por Melzack e Wall.<sup>33</sup>

Mais recentemente, alguns pesquisadores começaram a observar, além do efeito analgésico, alterações de temperatura e fluxo sanguíneo cutâneo em indivíduos saudáveis<sup>34-37</sup> e em portadores de algumas doenças como síndrome de Raynaud e polineuropatia diabética.<sup>38-40</sup> A partir dessa importante observação, começaram a utilizar a TENS com o objetivo de acelerar o fechamento de úlceras isquêmicas de difícil reparo, tendo como principal justificativa o aumento do fluxo sanguíneo.<sup>41-44</sup>

Lundeberg et al.<sup>44</sup> observaram o efeito positivo da estimulação elétrica nervosa (ENS) no tratamento de úlceras diabéticas. Participaram do estudo 64 pacientes que foram distribuídos em dois grupos (controle e submetido à estimulação elétrica). A corrente elétrica utilizada apresentava 80 Hz de frequência e tempo de duração do pulso de 1 ms. Utilizou-se intensidade suficiente para provocar forte parestesia, tendo sido os eletrodos (4 × 6 cm) posicionados próximo da margem da lesão. A ENS era realizada por 20 min, 2 vezes/dia durante 12 semanas. Segundo os autores, um dos mecanismos responsáveis por tal benefício seria o aumento do fluxo sanguíneo da região.

Debreceni et al.<sup>43</sup> avaliaram o efeito da estimulação elétrica transcutânea (TES) em 24 indivíduos portadores de doença arterial periférica obstrutiva que evoluíram para ulceração e necrose dos pés. Todos os pacientes estavam sendo tratados com drogas antiagregantes plaquetárias e vasodilatadoras durante muitos anos. A estimulação elétrica foi realizada com um equipamento portátil, e um eletrodo foi posicionado abaixo do joelho, entre a tíbia e a cabeça da fíbula, e o outro foi fixado no ângulo proximal entre o primeiro e o segundo ossos metatarsos. Os pacientes foram submetidos ao tratamento diário com duração de 20 min. A frequência da corrente foi de 1 a 2 Hz e a intensidade era a suficiente para induzir contrações musculares rítmicas sem causar dor (15 a 30 mA). Com exceção de quatro pacientes, a melhora foi muito significativa em todos os casos, e os critérios de avaliação foram a cura das úlceras e gangrena, distância de caminhada sem dor, oximetria não invasiva e pressão sanguínea avaliada por meio do ultrassom Doppler. Dessa forma, os autores concluíram que a TES parece ser superior à terapia com drogas na cura de certos distúrbios circulatórios arteriais, como a isquemia crônica associada à ulceração e gangrena dos membros inferiores, e é efetiva no alívio de sintomas como a claudicação intermitente ou dor em repouso. O possível mecanismo envolvido nessa melhora é o aumento do fluxo sanguíneo a partir do aumento da circulação colateral e/ou melhora da microcirculação, causado pela estimulação elétrica. O mecanismo exato por meio do qual ocorre esse benefício circulatório ainda precisa ser elucidado.

Baker et al.<sup>41</sup> compararam a corrente pulsada bifásica simétrica com a corrente pulsada assimétrica na cicatrização de úlceras diabéticas. A intensidade utilizada foi abaixo do limiar motor, frequência de 50 Hz (pps) em ambos os grupos, tempo de duração de pulso de 100 ms para a corrente assimétrica e 300 ms para a simétrica, tendo sido realizadas três sessões diárias de 30 min. A corrente pulsada bifásica assimétrica foi a que apresentou melhores resultados com relação à taxa de cicatrização. As explicações para esse achado ainda precisam ser mais bem elucidadas.

Wikström et al.<sup>37</sup> observaram os efeitos da TENS sobre o fluxo sanguíneo, realizada sobre a pele intacta e após a indução de uma lesão cutânea na perna esquerda por meio de

sucção, levando ao aparecimento de uma bolha. Participaram do estudo 23 indivíduos do sexo feminino, saudáveis e não fumantes. A avaliação do fluxo sanguíneo da pele intacta foi realizada a partir do laser Doppler e da pele lesada por meio da microscopia intravital. A estimulação elétrica foi realizada com frequência baixa (2 Hz) e alta (100 Hz) com duração de 45 min quando aplicada sobre a pele intacta e 60 min na pele submetida à lesão. A intensidade era aumentada até que os indivíduos sentissem a corrente, porém sem causar desconforto, sendo utilizados geralmente 10 a 15 mA. Durante a utilização de 2 Hz de frequência sobre a pele intacta, houve um aumento significativo do fluxo sanguíneo (40%) em relação ao grupo-controle, diferentemente de quando se utilizava 100 Hz (12%). Porém, no grupo estimulado após a lesão da pele, ambas as frequências elevaram de maneira significativa o fluxo sanguíneo, e a frequência de 2 Hz aumentou a microcirculação em 23% e a frequência de 100 Hz em 17%.

Cosmo et al.<sup>42</sup> aplicaram a TENS em 15 pacientes portadores de úlceras na perna com o intuito de se observar o fluxo sanguíneo por meio do laser Doppler. Foi utilizada uma frequência de 2 Hz e intensidade máxima suportável pelos pacientes (10 a 45 mA), durante 60 min. Após os 60 min de estimulação, observou-se um aumento de 35% do fluxo sanguíneo no interior da úlcera e 15% na pele intacta ao redor desta. Quinze minutos após o término da TENS, ainda havia aumento da circulação na ordem de 29% no interior da úlcera e 9% ao redor. Dessa forma, os autores concluíram que a TENS possui um efeito estimulante sobre o fluxo sanguíneo tanto nas úlceras de membros inferiores como também na pele íntegra. Outros estudos clínicos demonstraram que esse tipo de corrente pode auxiliar também a cicatrização de úlceras por pressão.<sup>45-47</sup> Na Tabela 23.4 estão dispostos os parâmetros recomendados para utilização das correntes pulsadas bifásicas balanceadas em feridas.

### **Técnica de aplicação Bipolar Laserterapia de baixa intensidade**

O termo laser é um acrônimo para light amplification by stimulated emission of radiation (amplificação da luz pela emissão estimulada de radiação). Sua designação refere-se às bases teóricas elaboradas e demonstradas por Albert Einstein em 1917. No entanto, o primeiro emissor de laser de rubi só foi produzido por Theodore H. Maiman em 1960 nos Hughes Laboratories, nos EUA.<sup>48</sup>

Os equipamentos de laser utilizados na fisioterapia apresentam comprimentos de onda na faixa vermelha ou infravermelha próxima. Para o tratamento de feridas, atualmente, utiliza-se mais o laser vermelho por apresentar uma maior absorção em tecidos superficiais, embora o infravermelho também possa ser utilizado. Os efeitos fisiológicos do que vem sendo postulado para explicar seus benefícios terapêuticos observados na cicatrização de tecidos são: aumento da síntese de ATP decorrente da estimulação do transporte de elétrons na mitocôndria, favorecendo as mitoses celulares<sup>49,50</sup>; estimulação da atividade de macrófagos, linfócitos e fibroblastos a partir do aumento do influxo de cálcio<sup>51-54</sup>; vasodilatação da microcirculação, melhorando a nutrição tecidual<sup>52,53</sup>; ativação da síntese de proteínas<sup>52</sup>; estimulação da síntese de RNA e DNA<sup>51</sup>; estimulação da neoformação vascular (angiogênese)<sup>55-58</sup>; aumento da atividade da succinildesidrogenase das células epiteliais basais e aumento das atividades da lactodesidrogenase e esterases não específicas dos fibroblastos.<sup>52</sup> E, mais recentemente, observou-se a propriedade de fotorreativação da enzima superóxido desmutase (Cu-Zn-SOD) em feridas crônicas.

Em seu estudo, Minatel et al.<sup>59</sup> utilizaram a laserterapia para o tratamento de úlceras diabéticas que não responderam a outros procedimentos. Foi utilizada uma combinação de laser 660 nm e 890 nm (vermelho e infravermelho), e o grupo tratado demonstrou evolução de 79,2% no fechamento das úlceras enquanto o grupo placebo regrediu.

Kajagar et al.<sup>60</sup> também encontraram resultados estatisticamente significantes em seu estudo tratando feridas do pé diabético com laser, embora não tenham encontrado alterações bioquímicas que suportassem tais resultados.

Além das possibilidades de tratamentos para redução do tamanho das úlceras, os procedimentos com diodos emissores de luz (LED, light-emitting diode) azuis estão sendo altamente eficazes no combate às infecções bacterianas. Em seu estudo, Amim et al.<sup>61</sup> estudaram os efeitos dos LED azuis no tratamento contra *Pseudomonas aeruginosa* in vivo e in vitro e se a luz azul poderia desenvolver resistência nas bactérias, como acontece com os antibióticos. Os resultados demonstraram ausência de desenvolvimento de resistência à luz azul, bem como efetividade estatística no combate às bactérias com 48 J/cm<sup>2</sup>. Os autores destacam a relevância desses achados, já que a *Pseudomonas aeruginosa* é responsável por cerca de 10% das infecções hospitalares e é uma das bactérias mais resistentes aos antibióticos. Apesar dos resultados apresentados, ainda são necessários mais estudos para verificar a efetividade desse recurso.<sup>62</sup>

### **Ultrassom terapêutico**

O ultrassom pode ser definido como ondas sonoras com frequência acima de 20.000 Hz.<sup>63,64</sup> Esse tipo de energia mecânica é usado para diagnóstico (imagem de estruturas internas), reparação tecidual e restauração da função, assim como para destruição tecidual (em cirurgias e para destruição de tumores por meio de hipertermia).<sup>65</sup> O ultrassom usado para reparação tecidual é conhecido como ultrassom terapêutico, sendo este um dos equipamentos mais utilizados pelos fisioterapeutas. Geralmente, o ultrassom terapêutico possui frequência variando entre 0,7 e 3,3 MHz, sendo as mais usadas a de 1 MHz, para estruturas profundas (2 a 5 cm), e 3 MHz para estruturas superficiais (1 a 2 cm).<sup>64,65</sup>

Existem evidências científicas de que os efeitos biofísicos do ultrassom podem auxiliar na cicatrização de diversos tipos de úlceras, como as venosas e por pressão, desde que ele seja aplicado de forma apropriada. No entanto, se não for aplicado adequadamente, os efeitos terapêuticos desejados podem não ocorrer ou até mesmo provocar efeitos deletérios, impedindo a cicatrização ou causando uma lesão ainda maior.

Diferentes técnicas de aplicação do ultrassom vêm sendo empregadas no tratamento das úlceras cutâneas. Uma delas consiste na aplicação do ultrassom sobre a úlcera a partir da interposição de uma folha de gel de ágar poliacrilamida ou filme de poliuretano, uma vez que esses apresentam uma boa transmissividade do ultrassom. Para a realização dessa técnica, o interior da úlcera deve ser preenchido com solução fisiológica para se evitar a presença de ar. Em seguida, a folha deve ser posicionada sobre a úlcera e uma pequena quantidade de gel deve ser aplicada sobre ela, na qual o transdutor deverá ser deslizado lentamente. Alguns autores utilizaram em seus estudos a técnica subaquática. Nessa técnica, a área a ser tratada deve ser submersa em um recipiente plástico ou de acrílico contendo água. A água desgaseificada (fervida e resfriada) é mais adequada para esse procedimento, evitando-se a formação de bolhas, ou então se deve limpar

periodicamente o cabeçote e a pele para removê-las. O cabeçote também deve ser colocado na água e movido de modo paralelo à superfície a ser tratada, o mais próximo possível da pele. Outra técnica de aplicação é a do ultrassom com gel ao redor da margem da úlcera, sendo essa técnica prática mais utilizada nos trabalhos científicos com resultados satisfatórios (Figura 23.3).

Com relação aos parâmetros do ultrassom utilizados para cicatrização de feridas, a frequência de 3 MHz parece mais indicada, uma vez que normalmente são lesões superficiais.<sup>66-68</sup> Mesmo no caso de úlceras profundas, o transdutor será aplicado na pele íntegra ao redor ou a radiação incidirá diretamente no leito da úlcera se utilizada a técnica com interposição da folha de gel ou técnica subaquática. O modo pulsado a 20%, com frequência de repetição de pulsos de 100 Hz é também o mais utilizado, uma vez que as úlceras muitas vezes apresentam isquemia, não sendo indicada a aplicação de calor. Intensidades entre 0,5 e 1 W/cm<sup>2</sup> [média espacial e pico temporal (SATP)] vêm apresentando resultados positivos, embora em alguns estudos com ultrassom de baixa frequência tenham sido utilizadas intensidades menores.<sup>66-68</sup> O tempo de aplicação deve variar em função da área da úlcera a ser percorrida pelo transdutor e da área de radiação efetiva, sendo recomendado um tempo mínimo de 1 min por cm<sup>2</sup> de tecido. A Tabela 23.5 resume os parâmetros recomendados para utilização do ultrassom em feridas.

Novos tipos de ultrassom vêm surgindo no mercado nos últimos anos. Existem estudos realizados com equipamentos de baixa frequência (22,5 a 40 kHz) para desbridamento<sup>69</sup> e cicatrização de feridas sem a necessidade de contato direto do transdutor com o paciente.<sup>70-71</sup>

## **Estimulação elétrica**

### **Funcional**

As correntes excitomotoras são empregadas para produção de contração muscular. Podem ser utilizadas para produzir movimentos funcionais e/ou substituir órteses convencionais. Nesses casos, a estimulação recebe o nome de estimulação elétrica funcional (EEF ou FES). A EEF pode ser utilizada no programa de reabilitação de diversas disfunções. Exemplos de EEF incluem o uso das correntes elétricas para ortostatismo e marcha em pacientes com lesões medulares, dorsiflexão assistida de tornozelo durante a marcha, prevenção ou redução da subluxação inferior de ombro em pacientes hemiplégicos e no auxílio à realização de exercícios funcionais de membros superiores.

### **Ortostatismo e marcha em pacientes com lesões medulares**

A EEF tem sido utilizada para o ortostatismo e marcha em pacientes com lesões medulares em diversos centros de reabilitação norte-americanos. Esse tipo de estimulação elétrica pode ser utilizado com eletrodos de superfície ou implantados. Até o momento, apenas um equipamento teve seu uso comercial aprovado nos EUA, o Parastep I System®.<sup>72,73</sup> Trata-se de um eletroestimulador microcomputadorizado utilizado com eletrodos de superfície autoadesivos em conjunto com um andador adaptado que possui um controle com disparador das contrações musculares e órteses para tornozelo e pé. Existem modelos com 4 ou 6 canais que emitem corrente com duração de pulso de 150 ms e

frequência de 24 Hz. A amplitude pode ser ajustada até 300 mA. Para o ortostatismo, estimula-se bilateralmente e de forma simultânea os músculos quadríceps femoral e glúteo máximo. Em alguns casos, pode-se estimular também os músculos paravertebrais lombares para aumentar a estabilidade do tronco.<sup>73</sup> Para a marcha estimula-se o quadríceps femoral de um membro e, simultaneamente, o nervo fibular contralateral. A estimulação do nervo fibular normalmente causa um reflexo flexor (de retirada), que resulta na dorsiflexão e flexão de quadril.<sup>74</sup> Tanto para o ortostatismo como para a deambulação, o paciente utiliza os membros superiores para auxiliar no equilíbrio e estabilização corporal.

### **Dorsiflexão assistida de tornozelo durante a marcha**

É comum que indivíduos que sofreram acidente vascular encefálico (AVE) apresentem déficit na dorsiflexão do tornozelo como seqüela do acometimento encefálico. Assim, é possível a utilização de correntes elétricas para a produção da contração muscular dos músculos dorsiflexores e eversores do tornozelo para possibilitar uma marcha funcional a esses indivíduos. Nesse caso, os eletrodos são posicionados no ponto motor do nervo fibular e no ponto motor do músculo tibial anterior. Utiliza-se um disparador automático colocado no interior do calçado do pé plégico ou parético. Quando o paciente retira o pé do chão, a estimulação elétrica inicia-se e é mantida na fase de oscilação da marcha. Ao apoiar o calcâneo no chão, a corrente é desligada, havendo, assim, o relaxamento muscular. Na ausência dos disparadores automáticos pode-se utilizar um disparador manual para a realização do treino de marcha nas barras paralelas. Mais recentemente começaram a ser desenvolvidos estimuladores que são disparados por sensores de movimento que se comunicam por ondas de radiofrequência, não havendo assim a necessidade de fios conectando o disparador ao eletroestimulador.<sup>74</sup> Isso facilita a utilização desse sistema nas atividades diárias dos pacientes, aumentando a sua independência.

### **Prevenção ou redução da subluxação inferior de ombro**

Imediatamente após o AVE, os músculos do membro superior acometido tornam-se flácidos em aproximadamente 90% dos pacientes. Isso faz com que a subluxação inferior da articulação glenoumeral seja um problema frequente em pacientes hemiplégicos.<sup>75</sup> A EEF vem demonstrando resultados positivos na prevenção e no tratamento da subluxação, bem como na redução da dor e aumento da mobilidade do ombro de pacientes hemiplégicos.<sup>75,76</sup> Nesse programa, os eletrodos são posicionados a fim de estimular os músculos supraespal e deltoide posterior, e o tratamento deve ser iniciado o mais precocemente possível.<sup>76</sup> Como a estimulação em geral é realizada por longos períodos de tempo (6 a 8 h por dia), deve-se utilizar uma frequência de corrente suficiente para causar uma contração tetânica, porém ela não deve ser muito alta, para evitar a fadiga precoce (20 a 35 Hz). A relação TON (contração)/TOFF (relaxamento) varia entre os estudos publicados; no entanto, deve-se sempre procurar reduzir o TOFF ao menor valor possível. Evidentemente, para isso é necessário um tratamento prévio, em que o TOFF seja reduzido de modo gradativo.

### **Auxílio a exercícios funcionais de membros superiores**

Pacientes hemiparéticos frequentemente apresentam hipertonia no membro superior acometido, desenvolvendo um padrão flexor de punho e dedos. Esse padrão dificulta sua extensão, deixando-os em uma posição não funcional, impossibilitando que o paciente pegue e solte objetos. A estimulação elétrica pode ser utilizada nos músculos extensores de punho e dedos, deixando o punho e a mão em posição funcional para o treinamento de diversas atividades da vida diária. Atualmente existem estimuladores acoplados a órteses que são disparados com a contração voluntária do paciente. Esses sistemas foram desenvolvidos para estimular os músculos: extensor comum dos dedos, extensor curto do polegar, flexor superficial dos dedos, flexor longo do polegar e músculos da região tenar.<sup>75,76</sup> A órtese é ajustável para cada paciente e fornece uma sustentação adicional ao punho, minimizando a flexão excessiva e o desvio ulnar.<sup>76</sup>

Quando a corrente excitomotora não é utilizada para movimentos funcionais ou substituição de órteses, a estimulação elétrica designa-se estimulação elétrica neuromuscular (EENM ou NMES). Os programas de EENM incluem o fortalecimento muscular eletricamente induzido, manutenção de amplitude de movimento (ADM) e controle de contraturas, controle de espasticidade, facilitação e reeducação neuromuscular, aumento de fluxo sanguíneo e disfunções urinárias.

## **Neuromuscular**

### **Fortalecimento muscular**

Esse programa encontra-se entre os mais utilizados na prática clínica dos fisioterapeutas. Sabe-se que com o envelhecimento existe uma perda gradual de massa muscular, havendo uma redução de 30 a 40% – o que gera reduções importantes da força muscular. As fibras musculares rápidas (tipo II) são as mais acometidas, resultando em alterações de trofismo e força. Embora a atrofia e a redução de força muscular associadas ao envelhecimento possam estar relacionadas à diminuição dos níveis de atividade física nessa população, a manutenção da atividade não protege completamente a redução da quantidade das fibras musculares com o envelhecimento.<sup>77,78</sup> Na contração muscular voluntária, as unidades motoras são ativadas de forma assíncrona<sup>79</sup>, diferente do ocorrido na contração muscular induzida eletricamente, em que todos os axônios de mesmo tamanho e a uma mesma distância do eletrodo são ativados de maneira sincronizada.<sup>79,80</sup> Dessa forma, as contrações eletricamente induzidas geram fadiga muscular mais rápido do que as contrações voluntárias.<sup>80</sup>

Alguns autores investigaram o efeito da estimulação elétrica neuromuscular no aumento da força e recuperação funcional do músculo quadríceps femoral após artroplastia total de joelho<sup>81,82</sup> e em pacientes com artrite reumatoide.<sup>83</sup> Segundo esses autores, a estimulação elétrica promove aumento significativo da força muscular, minimizando o período de inatividade do quadríceps e permitindo que os pacientes retornem às suas atividades funcionais de vida diária mais rapidamente. Apesar de os estudos apresentarem resultados animadores, novos ensaios clínicos controlados e randomizados com maior casuística são necessários, uma vez que alguns dos resultados obtidos foram provenientes de relatos de casos.<sup>81,83</sup>

Gaines et al.<sup>84</sup> verificaram o efeito de um programa domiciliar de EENM durante 12 semanas, na dor do joelho em pacientes idosos portadores de osteoartrite. Observou-se

uma redução de 22% na intensidade da dor nos primeiros 15 min após a estimulação elétrica.

### **Manutenção de ADM e controle de contraturas**

Pacientes portadores de lesões ortopédicas que necessitam ficar imobilizados por longos períodos com frequência desenvolvem rigidez da cápsula articular e encurtamento muscular, o que leva a limitações na ADM ativa e passiva. Disfunções neurológicas, tais como traumatismos medulares, cranianos e AVE, normalmente levam à perda da contração muscular, favorecendo o desenvolvimento de contraturas musculares e articulares.<sup>85</sup> Além dos exercícios de alongamento e mobilizações articulares, a EENM pode ser também utilizada para prevenção e tratamento das contraturas articulares. Para isso, os eletrodos devem ser posicionados nos músculos agonistas ao movimento limitado e a intensidade da contração deve ser suficiente para gerar um movimento uniforme em toda a ADM. Deve-se evitar a contração excessiva nos extremos funcionais da ADM, pois nesse caso a grande força compressiva exercida na articulação pode gerar um processo inflamatório, causando edema e dor. As articulações que melhor respondem a esse tipo de estimulação são: cotovelo, punho, dedos das mãos e joelho.<sup>73</sup>

### **Controle de espasticidade**

A estimulação elétrica neuromuscular vem sendo utilizada desde a década de 1950 dos músculos antagonistas aos músculos espásticos para redução da espasticidade.<sup>86</sup> Essa redução possibilita melhores treinamentos funcionais nos programas de reabilitação. A explicação neurofisiológica da efetividade da EENM para a redução da espasticidade ainda não é completamente entendida. A hipótese inicial era que a redução do tônus decorria da inibição recíproca. No entanto, essa justificativa é questionada pelos estudos que obtiveram redução do tônus muscular por até 24 h após a estimulação. Assim, novas hipóteses foram levantadas, como a ativação de caminhos multissinápticos da medula espinal associados com a ativação do reflexo de flexão<sup>85</sup> e a depressão pós-tetânica.<sup>73</sup>

Outra possibilidade consiste na estimulação elétrica dos músculos espásticos. Nesse tipo de estimulação, normalmente se utilizam frequências de corrente elevadas para causar fadiga muscular. Outra possível explicação para redução da espasticidade nesse tipo de estimulação consiste nos efeitos dos potenciais antidrômicos evocados no axônio do motoneurônio da musculatura espástica. Os potenciais de ação que caminham em direção ao corpo celular localizado no corno anterior da medula espinal podem gerar sinapses com as células de Renshaw, que são interneurônios inibitórios. A ativação antidrômica desses interneurônios poderia inibir a atividade dos motoneurônios hiperativos agonistas e sinergistas.<sup>85</sup> No entanto, essa hipótese ainda precisa ser confirmada experimentalmente.

Os programas de controle de espasticidade devem sempre ser seguidos de outras formas de terapia, como facilitação, treino de força e treino funcional.<sup>75,85</sup> Assim, normalmente se dá preferência pela estimulação dos músculos antagonistas aos espásticos, uma vez que se a redução da espasticidade, quando se estimula o próprio músculo espástico, se der por fadiga, isso dificultará a realização das demais terapias. Dessa forma, a estimulação do músculo espástico normalmente é utilizada quando a resposta à estimulação do antagonista não é satisfatória ou, ainda, quando ocorre a

resposta paradoxal, ou seja, a contração do músculo espástico quando o objetivo é estimular o antagonista.

### **Facilitação e reeducação neuromuscular**

Os programas de facilitação e reeducação são indicados para pacientes que apresentam inibição da contração muscular decorrente de problemas ortopédicos e/ou neurológicos. Têm como principal objetivo o aumento de recrutamento das unidades motoras, resultando em aumento de força e ganho de ADM ativa. Esses benefícios favorecem o aumento do controle motor.

Nesses programas utiliza-se em geral um disparador manual da corrente elétrica, acionado pelo terapeuta em momentos específicos das atividades motoras, favorecendo o movimento. Dessa forma, os eletrodos devem ser posicionados nos músculos paréticos, agonistas ao movimento que se pretende facilitar. A cooperação ativa do paciente e o feedback visual são fatores determinantes para o sucesso desse tipo de estimulação.

### **Aumento de fluxo sanguíneo**

Pacientes com restrição de mobilidade, especialmente em membros inferiores, podem apresentar estase venosa, favorecendo, assim, a formação de trombos pela redução da atividade fibrinolítica, o que aumenta o risco de embolia pulmonar. Os músculos mais frequentemente estimulados nesse programa são o tríceps sural e o tibial anterior. A maioria dos estudos foi realizada em pacientes com lesões medulares, pacientes imóveis após diversos tipos de cirurgias e pacientes anestesiados durante as cirurgias. Dentre os resultados observados, destaca-se o aumento do retorno venoso, aumento da atividade fibrinolítica e prevenção do tromboembolismo pulmonar.

Prevenção de úlceras de pressão Alguns estudos já foram realizados com a finalidade de se estimular eletricamente músculos que com frequência são submetidos a forças compressivas sobre saliências ósseas. Levine et al. publicaram dois trabalhos sobre o uso de estimulação elétrica da musculatura glútea para a prevenção de úlceras por pressão na região da tuberosidade isquiática.<sup>87,88</sup> Para isso foi utilizada uma corrente bifásica assimétrica com duração de pulso de 300 ms e frequência de 50 Hz para produzir contrações musculares na região glútea bilateralmente. Foi demonstrado que as contrações glúteas induzidas eletricamente podem variar a forma das nádegas sob carga e, assim, alterar o padrão de pressão da região isquiática, bem como aumentar de forma significativa o fluxo sanguíneo cutâneo e muscular. Essas alterações físicas e fisiológicas poderiam auxiliar na prevenção das ulcerações. No entanto, ainda são necessários estudos clínicos randomizados e controlados para se verificar a real eficiência dessa intervenção.<sup>88</sup>

### **Disfunções urinárias**

O principal objetivo da estimulação elétrica para incontinência urinária consiste no aumento do feedback sensitivo e na força dos músculos do assoalho pélvico para a restauração da continência urinária. Atualmente, a estimulação elétrica dos músculos do assoalho pélvico vem sendo realizada por via vaginal ou retal, embora já tenham sido realizados estudos com a aplicação de eletrodos externos. Existe a possibilidade de se

utilizar intensidades de corrente relativamente baixas com o intuito de despolarizar o ramo nervoso aferente do nervo pudendo. O impulso gerado se propaga em direção à medula espinal e faz sinapse com os neurônios eferentes do mesmo nervo. Essa forma reflexa de recrutamento das unidades motoras gera menos fadiga e permite tempos maiores de estimulação. A utilização de correntes com amplitudes elevadas despolariza diretamente as fibras eferentes do nervo pudendo, levando à contração dos músculos do assoalho pélvico. Essas intensidades mais elevadas normalmente são dolorosas, o que reduz o número de adesões a esse tipo de tratamento. No passado, já foi utilizada em pacientes sob anestesia e atualmente é empregada com mais frequência em pacientes com redução ou ausência da inervação sensorial.<sup>89</sup>

Outra forma de estimulação pode ser utilizada nos casos de bexiga hiperativa e incontinência de urgência. O tipo mais frequente consiste na estimulação sensitiva dos aferentes de S2 e S3 com eletrodos internos vaginais ou retais. Existe, também, a possibilidade de a estimulação ser realizada externamente com eletrodos de superfície. O posicionamento dos eletrodos varia e inclui a região suprapúbica, a raiz nervosa e o dermatomo S3.<sup>89</sup>

Amarengo et al.<sup>90</sup> realizaram a estimulação elétrica transcutânea do nervo tibial posterior (T = 200 ms, f = 10 Hz) em pacientes com bexiga hiperativa. O eletrodo com polaridade negativa era colocado sobre o ponto motor do nervo tibial posterior, atrás do maléolo medial, e o positivo era posicionado a 10 cm acima deste. A estimulação foi realizada durante a cistometria e observou-se que a primeira contração involuntária do detrusor ocorreu com um volume urinário maior e a capacidade vesical aumentou. Resultados semelhantes também foram obtidos por outros autores com a estimulação transcutânea<sup>91</sup> e percutânea<sup>92</sup> do nervo tibial posterior.

## **Recursos analgésicos**

A dor é uma sensação individual e muito pessoal do ser humano, que se manifesta mediante uma resposta fisiológica; é uma sensação, mas também um fenômeno emocional que leva a um comportamento de fuga e proteção. Deve ser entendida como um fenômeno muito complexo, afetado por variações biológicas, intelectuais, emocionais e culturais.<sup>93</sup>

A International Association for the Study of Pain (IASP) define-a como uma experiência sensorial e emocional desagradável, associada a dano tecidual potencial ou real ou descrita em termos desse dano.<sup>94</sup>

Com o avançar da idade, a dor assume ainda maior importância em razão de sua expressiva prevalência aliada à frequente limitação dela dependente. Uma abordagem inadequada do problema pode ter um impacto significativo na qualidade de vida dos idosos causando depressão, agressividade, isolamento social e diminuição da função.<sup>95</sup> Dessa forma, os agentes físicos são recursos de grande importância para o controle da dor e relaxamento desses pacientes, tendo como vantagem o baixo risco de efeitos colaterais, especialmente nos casos de doenças crônicas insolúveis.

## **Calor**

A aplicação terapêutica do calor é chamada de termoterapia. Durante vários séculos a termoterapia vem sendo utilizada para aliviar dores e espasmos musculares. Atualmente,

o calor é empregado nos programas de reabilitação não apenas para alívio de dor e relaxamento muscular, mas também para aumentar o fluxo sanguíneo, acelerar a reparação tecidual, ampliar a extensibilidade de tecidos moles e preparar cápsulas articulares, ligamentos e músculos rígidos para a realização de exercícios.<sup>96-98</sup> Esses efeitos se devem às alterações fisiológicas promovidas pelo calor nos processos metabólicos, hemodinâmicos e neuromusculares.<sup>98</sup>

Até o momento, os mecanismos fisiológicos por meio dos quais o calor causa analgesia não são completamente esclarecidos, porém, ela é atribuída aos efeitos diretos exercidos pelo calor sobre os termorreceptores e condutibilidade dos impulsos nas fibras nervosas; e aos efeitos indiretos relacionados à estimulação da reparação tecidual, redução do espasmo muscular e da isquemia tecidual.<sup>98,99</sup>

A termoterapia pode ser dividida em superficial e profunda. Na termoterapia superficial, o aquecimento tecidual a níveis terapêuticos (40 a 45 °C) ocorre até no máximo 1 cm de profundidade. Nesses casos, muitas vezes consegue-se aquecer apenas a pele e o tecido subcutâneo, dependendo da região que está sendo tratada. No entanto a analgesia é possível, mesmo que o calor não atinja diretamente a estrutura lesionada, pelo fato de este estimular os termorreceptores cutâneos e modular a dor nas comportas medulares.<sup>96,99</sup> A analgesia pode indiretamente reduzir o espasmo muscular, favorecendo o relaxamento do paciente. Mas é fato que os efeitos da termoterapia superficial são limitados pelo fato de não produzirem modificações vasculares e metabólicas de forma significativa nas estruturas mais profundas, como músculos, cápsulas ligamentos e tendões. Isso faz com que os recursos da termoterapia superficial sejam cada vez menos utilizados na prática clínica do fisioterapeuta. Dentre os recursos que produzem aquecimento superficial podem-se destacar: forno de bier, lâmpadas de radiação infravermelha, parafina, compressas úmidas (Hidrocollator), Fluidoterapia® e turbilhão com água quente.

A termoterapia profunda consiste na utilização terapêutica de modalidades que causam aquecimento tecidual, podendo alcançar entre 2 e 5 cm de profundidade. Os recursos utilizados com essa finalidade são: ondas curtas<sup>97,98</sup>, micro-ondas<sup>97,98</sup> e terapia TECAR100 – também conhecidas como modalidades de diatermia eletromagnética – e o ultrassom.<sup>98,99,101</sup>

O tempo de aplicação dos agentes térmicos varia entre 15 e 30 min, dependendo do estágio fisiopatológico tecidual e do tamanho da área a ser tratada. Para problemas em fase subaguda recomenda-se a aplicação por 15 a 20 min; para lesões em fase crônica, 20 a 30 min. A dosimetria é feita de acordo com as respostas dos pacientes e pode ser classificada em quatro níveis distintos. Assim, deve-se avaliar cuidadosamente o paciente antes de utilizar o calor, uma vez que pacientes idosos podem apresentar alterações de sensibilidade térmica, sendo nesses casos a aplicação contraindicada pelo risco de queimadura.

## **Frio**

O frio e o calor constituem as duas maneiras mais antigas de terapia.<sup>2</sup> A aplicação do frio com finalidades terapêuticas denomina-se crioterapia. Várias são as justificativas por meio das quais o frio reduz a dor. Dentre elas, pode-se citar: redução da excitabilidade das terminações nervosas livres e da velocidade de condução nervosa sensitiva; liberação de opioides endógenos; contrairritação e modulação da dor nas comportas medulares; quebra

do ciclo dor-espasmo-dor; redução da formação do edema pós-traumático; e redução das lesões por hipoxia secundária e lesões enzimáticas pela redução do metabolismo.

A modalidade de crioterapia mais utilizada no cotidiano do fisioterapeuta é a compressa de gelo, que consiste em gelo picado, raspado ou partido envolto em um recipiente.<sup>102</sup> O mais comum é o uso de saco plástico, embora possam ser utilizados recipientes especiais para gelo e toalhas. Preconiza-se a aplicação das compressas de gelo diretamente sobre a pele<sup>99,102</sup>, no entanto, em pacientes idosos, deve-se ter cautela pelas alterações cutâneas, decorrentes do envelhecimento, e no controle da regulação térmica.<sup>99</sup> Nesses casos, recomenda-se a interposição de uma toalha fina ou faixa entre a compressa de gelo e a pele, especialmente se o gelo for proveniente de um refrigerador doméstico.<sup>102</sup>

O gelo formado em congeladores domésticos pode apresentar temperaturas muito baixas (-16 a -19 °C), sendo lesivas para a pele humana. O gelo produzido e armazenado em máquinas de gelo apresenta temperatura logo abaixo do nível de congelamento (-1°C), sendo mais seguro para a utilização clínica.<sup>102</sup> O tempo de aplicação das compressas de gelo pode variar de 15 a 40 min, dependendo da profundidade da estrutura a ser tratada.<sup>99</sup>

Outras modalidades de crioterapia utilizadas em menor proporção são: compressas de gel frio, compressas de cubo de gelo artificial, compressas frias químicas, imersão em água com gelo, massagem com gelo, aparelhos de frio (Polar Care® e Cryo Cuff ®) e sprays refrigerantes (cloreto de etila ou fluorometano).

## **Correntes elétricas**

Conforme descrito anteriormente, os primeiros usos históricos de correntes elétricas para analgesia tiveram como fonte geradora os peixes-elétricos. Depois, foram desenvolvidos equipamentos que emitiam correntes unidirecionais (contínuas e pulsadas). Nos dias atuais, dá-se preferência a correntes bidirecionais (não polarizadas), com tempos de duração de fase relativamente baixos, o que torna a estimulação mais agradável e com menor risco de queimadura química da pele, quando comparadas às correntes unidirecionais (polarizadas).

A TENS consiste em uma das modalidades mais utilizadas pelos fisioterapeutas em todo o mundo para o controle da dor. Embora a sigla possa designar qualquer tipo de corrente elétrica aplicada com eletrodos de superfície para se estimular fibras nervosas, as correntes mais utilizadas para analgesia são as pulsadas de baixa frequência.

Nos equipamentos nacionais, as formas de pulsos mais comumente encontradas nos equipamentos de TENS são a pulsada bifásica assimétrica balanceada e a pulsada bifásica simétrica retangular. Essa característica de corrente permite sua utilização por longos períodos sem riscos de cauterização cutânea, podendo, inclusive, ser utilizada no ambiente domiciliar ou de trabalho dos pacientes com equipamentos portáteis. Várias combinações de parâmetros podem ser utilizadas, por exemplo, baixa frequência (< 10 Hz) no nível sensorial, baixa frequência no nível motor (TENS acupuntura), alta frequência (> 50 Hz) no nível sensorial (TENS convencional), alta frequência no nível motor e estimulação no nível nócico com baixa ou alta frequência (breve e intensa).<sup>103</sup> Sabe-se atualmente que parâmetros distintos de estimulação atuam em diferentes mecanismos analgésicos.<sup>103</sup> No entanto, não existe relação entre a causa e o local da dor com os parâmetros a serem utilizados. Segundo Johnson et al.<sup>104</sup>, existe um padrão de estimulação que é mais eficaz para o controle da dor crônica para cada paciente. Dessa forma, faz-se necessária a

realização de testes para encontrar a combinação de parâmetros que propicie maior analgesia ao paciente.<sup>104</sup>

Atualmente esses testes são iniciados pela modalidade convencional (alta frequência, nível sensorial) e, se não houver resposta satisfatória, altera-se a frequência e/ou a intensidade da corrente elétrica. É importante destacar que aproximadamente 30% dos pacientes não respondem de modo favorável à estimulação elétrica para controle da dor.<sup>105</sup> Isso pode ser devido ao desenvolvimento de tolerância aos opioides ou características biológicas individuais. Os eletrodos devem ser posicionados no local em que o paciente refere dor. Quando isso não for possível, pode-se posicioná-los nos dermatômos ou miótômos correspondentes ao sítio de dor. Pode-se, também, posicionar os eletrodos ao lado das vértebras, sobre os segmentos espinais relacionados à dor. Nos casos de dores irradiadas, colocam-se os eletrodos no trajeto do ramo nervoso.

O tempo de aplicação da TENS pode variar de acordo com a modalidade que está sendo utilizada. Com exceção das estimulações em nível nócico, que devem ser realizadas por curtos períodos de tempo, recomenda-se que a TENS seja utilizada por pelo menos 30 min. As conclusões do Philadelphia Panel<sup>106</sup> preconizam a TENS com exercícios terapêuticos em pacientes com osteoartrite de joelho. Além disso, outros estudos com pacientes portadores de artrites demonstraram melhora na função articular, favorecendo a participação destes nos programas de exercícios e atividades funcionais.<sup>107</sup>

Existem vários mecanismos analgésicos ativados pelas correntes elétricas, entre os quais pode-se destacar: ação nas comportas medulares, liberação de opioides endógenos, supressão descendente da dor, bloqueio fisiológico da condução das vias de dor, aumento de fluxo sanguíneo e efeito placebo.

## **Laser**

A radiação laser, quando absorvida nos tecidos, pode modificar diversas reações biológicas, favorecendo a redução de quadros algícos. A laserterapia pode minimizar a dor por meio da liberação de beta-endorfina, inibição da síntese de prostaglandinas, normalização do potencial da membrana celular e aumento de microcirculação.

Estudos recentes têm demonstrado efeitos significantes na redução de dores e melhora funcional e de qualidade de vida em pacientes portadores de diferentes afecções, por exemplo, artrite reumatoide<sup>112</sup>, osteoartrite cervical<sup>113</sup> e de joelho<sup>114</sup>, fibromialgia<sup>115,116</sup>, dor lombar<sup>117</sup> e síndrome miofascial.<sup>118</sup> No entanto, algumas outras pesquisas não demonstraram superioridade do laser, quando comparado ao tratamento simulado.<sup>119,120</sup> Essas divergências entre os resultados obtidos devem-se provavelmente às diferenças de doses e comprimentos de onda utilizados nos estudos.<sup>121</sup>

## **Recursos terapêuticos na consolidação óssea**

As fraturas em pessoas com mais de 60 anos, sobretudo mulheres, são extremamente comuns e muitas vezes graves, já que o tecido ósseo tem sua resistência e capacidade de regeneração diminuídas com o passar das décadas de vida. A elevada incidência de osteopenia e osteoporose contribuem de forma relevante para que as fraturas nessa população sejam graves e de difícil recuperação, causando retardos na consolidação que podem atingir a gravidade das pseudoartroses.<sup>122,123</sup> Dessa forma, torna-se relevante

conhecer os recursos de eletrotermofototerapia que podem contribuir para que a consolidação óssea seja mais rápida e eficaz. Esta é, notadamente, uma preocupação de clínicos e pesquisadores em todos os continentes, dado que inúmeros artigos são publicados anualmente com a utilização de recursos como ultrassom, laser de baixa intensidade e correntes elétricas na consolidação de fraturas em diversas populações e segmentos corporais a partir de estudos em animais, humanos e em culturas de células. A seguir, serão apresentados alguns estudos que demonstram os avanços em busca de explicações para os efeitos observados na prática clínica da fisioterapia, no que diz respeito ao tratamento de fraturas.

## **Ultrassom**

O de baixa intensidade é o recurso mais utilizado em pesquisas e tratamentos para fraturas. Essa modalidade apresenta poucas diferenças em relação ao ultrassom terapêutico e já é adotada nas fraturas desde o ano de 1979.<sup>124,125</sup> As ondas do ultrassom são mecânicas, com frequências acima de 20 kHz, não audíveis pelos ouvidos humanos, mas produtoras de diversas alterações em processos biológicos e celulares.<sup>126,127</sup> As ondas utilizadas nos estudos e tratamentos de fraturas têm frequências de 1 MHz, comum nos equipamentos utilizados em fisioterapia, ou 1,5 MHz, comum nos aparelhos exclusivos para tratamento de fraturas disponíveis no mercado.

As intensidades utilizadas para tratamentos de fraturas são muito baixas se comparadas com as usadas nos tratamentos clínicos de fisioterapia. A maioria das pesquisas e tratamentos utiliza intensidades menores que 100 mW/cm<sup>2</sup>, as quais são seguras para a utilização de aplicações estacionárias por não produzirem a cavitação instável e, conseqüentemente, não causarem lesões teciduais.<sup>126,127</sup> Dessa forma, observa-se na literatura que as aplicações são sempre estacionárias e com tempos prolongados, como 15 a 20 min, incomuns na prática clínica da fisioterapia.

## **Laserterapia**

Como mencionado, outro recurso utilizado em estudos para o tratamento de fraturas é o laser de baixa intensidade. Ele apresenta muita segurança durante a utilização, com baixo custo e grande praticidade.<sup>142</sup>

O laser é fonte de energia luminosa, sendo gerada a partir de um processo de amplificação da luz emitida quando alguns materiais são estimulados com energia elétrica. A luz produzida apresenta grande interação com os tecidos biológicos, fornecendo a estes energia luminosa para a conversão em energia química, em forma de ATP.<sup>142</sup>

A afinidade existente entre os diferentes comprimentos de onda dos lasers com os tecidos biológicos está relacionada com a cor dos tecidos. Os tecidos de cor vermelha ou de tonalidades parecidas têm maior interação com o laser vermelho e, por sua vez, tecidos brancos ou claros apresentam maior afinidade com a luz infravermelha. Esse dado é relevante para a escolha do laser mais adequado para o tecido que será o alvo dos tratamentos em fisioterapia; igualmente importante é a utilização de doses adequadas e equipamentos com qualidade.<sup>142</sup>

## **Correntes elétricas**

Trata-se de recursos amplamente utilizados em fisioterapia para ações já descritas neste capítulo, tal como analgesia e estimulação muscular. Uma aplicação pouco observada no Brasil é para o tratamento de fraturas, mas que tem apresentado segurança e bons efeitos. Existem diversos tipos de correntes elétricas, mas as mais utilizadas para reparação óssea são as diretas ou as alternadas, existindo também alguns estudos com as correntes bifásicas.<sup>126</sup>

## **Tendências**

A procura por recursos que possam devolver a funcionalidade, melhorar a qualidade de vida e restituir os padrões fisiológicos dos seres humanos é sempre uma constante na vida profissional dos pesquisadores e clínicos da área da saúde. Nesse sentido, alguns progressos na utilização do laser de baixa potência têm sido observados na literatura, o que pode gerar avanços para o tratamento de muitas doenças no futuro próximo. Uma dessas possibilidades é o uso do laser intravascular<sup>167</sup> (ILIB, na sigla em inglês) para irradiar o sangue, uma forma de tratamento utilizada desde os anos 1970, com resultados expressivos no tratamento de muitas doenças neurológicas e metabólicas, como mal de Parkinson<sup>167</sup>, diabetes melito<sup>168</sup>, esclerose lateral amiotrófica<sup>169</sup>, entre inúmeras outras.<sup>167</sup>

A maioria dos estudos foi realizada com a técnica invasiva de irradiação do sangue, mas há resultados clínicos relevantes com o uso da técnica de ILIB modificada, que consiste em irradiar o sangue indiretamente. Kazemikhoo e Ansari<sup>168</sup> realizaram uma metanálise dos efeitos do ILIB no controle da glicemia em pessoas com diabetes tipo 2 e encontraram que a técnica intravascular e a modificada geram excelentes resultados no controle da glicemia. A realização de mais estudos com essas técnicas pode trazer uma valiosa contribuição para o tratamento do diabetes, prevenindo a ocorrência das complicações relacionadas a essa doença.

Outro uso recente da laserterapia é a irradiação transcraniana do cérebro.<sup>170</sup> Muitas medidas já foram realizadas para verificar se o laser infravermelho próximo seria capaz de ultrapassar o crânio, e os resultados apontam que sim. Portanto, a laserterapia transcraniana vem sendo estudada em animais e em humanos com traumatismos cranioencefálicos, acidentes vasculares encefálicos e, também, em indivíduos saudáveis, para facilitar o aprendizado. O futuro mostrará o real potencial desses usos do laser.

## **Considerações finais**

Os três recursos apresentados no capítulo para acelerar a consolidação óssea têm resultados clínicos e experimentais relevantes apresentados na literatura. Deve-se ressaltar que existem ainda outros efeitos, também discutidos no capítulo, e que devem ser levados em consideração. Além da reparação óssea, esses recursos são efetivos para promover a reparação de tecidos moles com mais qualidade da cicatriz, além de produzirem analgesia. Portanto, os fisioterapeutas têm à sua disposição recursos que podem atender a todas as necessidades dos indivíduos com fraturas, lesões traumáticas menos graves, entorses, quadros algícos por sobrecarga ou por degenerações teciduais. O sucesso nas aplicações está relacionado à adequada utilização das técnicas, com doses, tempos e aplicações

suficientes para que os recursos possam produzir alterações celulares capazes de promover as mudanças locais necessárias para a reparação tecidual.

### **Referências bibliográficas**

- 1.Cameron M. Physical agents in rehabilitation. 3.ed. Philadelphia: Saunders Company; 2008.
- 2.Wang H, Olivero W, Wang D et al. Cold as therapeutic agent. *Acta Neurochir. (Wien)*. 2006;148(5):565-70.
- 3.Bazin S, Kitchen S. *Electrotherapy: evidence-based practice*. 11.ed. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone; 2002.
- 4.Robertson V, Ward A, Low J et al. *Electrotherapy explained: principles and practice*. 4.ed. Oxford: Butterworth Heinemann; 2006.
- 5.Hecox B, Mehreteab TA, Weisberg J et al. *Integrating physical agents in rehabilitation*. 2.ed. Upper Saddle River, NJ: Pearson Prentice Hall; 2006.
- 6.Gogia PP. Fisiologia da cicatrização de feridas. In: Gogia PP. *Feridas: tratamento e cicatrização*. Rio de Janeiro: Revinter; 2003. pp. 1-9.
- 7.Pereira MEC, Calil JA. Úlceras por pressão. In: Carvalho Filho ET, Papaléo Netto M. *Geriatrics: fundamentos, clínica e terapêutica*. 2.ed. São Paulo: Atheneu; 2005. pp. 661-75.
- 8.Watson T. Electrical stimulation for enhanced wound healing. In: Watson T (ed.). *Electrotherapy evidence-based practice*. 20.ed. Philadelphia: Elsevier Churchill Livingstone; 2008.
- 9.Assimacopoulos D. Wound healing promotion by the use of negative electric current. *Am Surg*. 1968;34:423-31.
- 10.Gault WR, Gatens PF. Use of low intensity direct current in management of ischaemic skin ulcers. *Phys Ther*. 1976;56:265-9.
- 11.Wolcott LE, Wheeler PC, Hardwicke HM et al. Accelerated healing of skin ulcers by electrotherapy. *South Med J*. 1969;62:795-801.
- 12.Ojingwa JC, Isseroff RR. Electrical stimulation of wound healing. *J Invest Dermatol*. 2003;121(1):1-12.
- 13.Carley PJ, Wainepel SF. Electrotherapy for acceleration of wound healing. *Phys Med Rehabil*. 1985;66:443-6.
- 14.Demir H, Balay H, Kirnap M. A comparative study of the effects of electrical stimulation and laser treatment on experimental wound healing in rats. *J Rehabil Res Dev*. 2004;41(2):147-54.
- 15.Zhao M, Dick A, Forrester JV et al. Electric field-directed cell motility involves up-regulated expression and asymmetric redistribution of the epidermal growth factor receptors and is enhanced by fibronectin and laminin. *Mol Biol Cell*. 1999;10(4):1259-76.
- 16.Gentzkow GD, Pollack SV, Kloth LC et al. Improved healing of pressure ulcers using dermapulse, a new electrical stimulation device. *Wounds*. 1991;3:158-60.
- 17.Gentzkow GD, Miller KH. Electrical stimulation for dermal wound healing. *Clin Podiatr Med Surg*. 1991;4:827-41.
- 18.Feedar JA, Kloth LC, Gentzkow GD. Chronic dermal ulcer healing enhanced with monophasic pulsed electrical stimulation. *Phys Ther*. 1991;71:639-49.

19. Wood JM, Evans PE3rd, Schallreuter KU et al. A multicenter study on the use of pulsed low-intensity direct current for healing chronic stage II and stage III decubitus ulcers. *Arch Dermatol.* 1993;129:999-1009.
20. Khouri C, Kotzki S, Roustit M et al. Hierarchical evaluation of electrical stimulation protocols for chronic wound healing: an effect size meta-analysis. *Wound Rep Reg.* 2017;25:883-91.
21. Kloth LC, Feedar JA. Acceleration of wound healing with high voltage, monophasic pulsed current. *Phys Ther.* 1988;68:503-8.
22. Unger P, Eddy J, Raimastry S. A controlled study of the effect of high voltage pulsed current (HVPC) on wound healing. *Phys Ther.* 1991;71:S119.
23. Unger PC. Randomized clinical trials of the effect of HVPC on wound healing. *Phys Ther.* 1991;71:S118.
24. Griffin JW, Tooms RE, Mendius RA et al. Efficacy of high voltage pulsed current for healing of pressure ulcers in patients with spinal cord injuries. *Phys Ther.* 1991;71(6):433-42.
25. Gogia PP, Marquez RR, Minerbo GM. Effects of high voltage galvanic stimulation on wound healing. *Ostomy Wound Manage.* 1992;38:29-35.
26. Goldman R, Rosen M, Brewley B et al. Electrotherapy promotes healing and microcirculation of infrapopliteal ischemic wounds: a prospective pilot study. *Adv Skin Wound Care.* 2004;17(6):284-94.
27. Sussman C, Bill NN. Corrente elétrica aplicada externamente para o reparo tecidual. In: Nelson RG, Hayes, KW, Currier DP. *Eletroterapia clínica.* Barueri: Manole; 2003. pp. 229-90.
28. Walsh DM. *TENS: clinical applications and related theory.* New York: Churchill Livingstone; 1997.
29. Alon G. Os princípios da estimulação elétrica. In: Nelson RG, Hayes KW, Currier DP. *Eletroterapia clínica.* Barueri: Manole; 2003. pp. 55-139.
30. Aubin M, Marks R. The efficacy of short-term treatment with transcutaneous electrical nerve stimulation for osteo-arthritic knee pain. *Physiotherapy.* 1995;81:669-75.
31. Roche PA, Wright A. An investigation into the value of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for arthritic pain. *Physiother Theory Pract.* 1990;6:25-33.
32. Sotosky JR, Lindsay SM. Use of TENS in arthritis management. *Bull Rheum Dis.* 1991;40:3-5.
33. Melzack R, Wall PD. Pain mechanism: a new theory. *Science.* 1965;150:971-8.
34. Leandri M, Brunetti O, Parodi CI. Telethermographic findings after transcutaneous electrical nerve stimulation. *Phys Ther.* 1986;66:210-3.
35. Owens S, Atkinson ER, Lees DE. Thermographic evidence of reduced sympathetic tone with transcutaneous nerve stimulation. *Anesthesiology.* 1979;50:62-5.
36. Scudds RJ, Helewa A, Scudds RA. The effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on skin temperature in asymptomatic subjects. *Phys Ther.* 1995;75:622-8.
37. Wikström OS, Svedman P, Henry S et al. Effect of transcutaneous nerve stimulation on microcirculation in intact skin and blister wounds in healthy volunteers. *Scand J Plast Reconstr Hand Surg.* 1999;33:195-201.
38. Kaada B. Vasodilation induced by transcutaneous nerve stimulation in peripheral ischemia (Raynaud's phenomenon and diabetic polyneuropathy). *Eur Heart J.* 1982;3:303-14.

39. Kaada B, Olsen E, Eielsen O. In search of mediators of skin vasodilation induced by transcutaneous nerve stimulation: III. Increase in plasma VIP in normal subjects and in Raynaud's disease. *Gen Pharmac.* 1984;15:107-13.
40. Kaada B, Helle KB. In search of mediators of skin vasodilation induced by transcutaneous nerve stimulation: IV. In vitro bioassay of the vaso-inhibitory activity of sera from patients suffering from peripheral ischaemia. *Gen Pharmac.* 1984;15:115-22.
41. Baker LL, Chambers R, Demuth SK et al. Effects of electrical stimulation on wound healing in patients with diabetic ulcers. *Diabetes Care.* 1997;20:405-12.
42. Cosmo P, Svensson H, Bornmyr S et al. Effects of transcutaneous nerve stimulation on the microcirculation in chronic leg ulcers. *Scand J Plast Reconstr Hand Surg.* 2000;34:61-4.
43. Debreceni L, Gyulai M, Debreceni A et al. Results of transcutaneous electrical stimulation (TES) in cure of lower extremity arterial disease. *Angiology.* 1995;46:613-8.
44. Lundeberg T, Eriksson S, Malm M. Electrical nerve stimulation improves healing of diabetic ulcers. *Ann Plast Surg.* 1992;29:328-31.
45. Khalil Z, Merhi M. Effects of aging on neurogenic vasodilator responses evoked by transcutaneous electrical nerve stimulation: relevance to wound healing. *J Gerontol Biol Sci.* 2000;55A:B257-B263.
46. Asbjornsen G, Hernaes B, Molvaer G. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on pressure sores in geriatric patients. *J Clin Exp Gerontol.* 1990;12:209-14.
47. Baker L, Rubayi S, Villar F et al. Effect of electrical stimulation waveform on healing of ulcers in human beings with spinal cord injuries. *Wound Rep Reg.* 1996;4: 21-8.
48. Baxter D. Low-intensity laser therapy. In: Bazin S, Kitchen S. *Electrotherapy: evidence-based practice.* 11.ed. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone; 2002. pp. 171-89.
49. Cameron, MH, Perez D, Otaño-Lata S. Electromagnetic radiation. In: Cameron M. *Physical agents in rehabilitation.* Philadelphia, W.B: Saunders; 1999. pp. 303-44.
50. Vladimirov YA, Osipov AN, Klebanov GI. Photobiological principles of therapeutic applications of laser radiation. *Biochemistry (Moscow).* 2004;69(1):81-90.
51. Young S, Bolton P, Dyson M et al. Macrophage responsiveness to light therapy. *Lasers Surg Med.* 1989;9:497-505.
52. Lam TS, Abergel RP, Castel JC et al. Laser stimulation of collagen synthesis in human skin fibroblast cultures. *Laser Life Sci.* 1986;1:61-77.
53. Lyons RF, Abergel RP, White RA et al. Biostimulation of wound healing in vivo by a helium-neon laser. *Ann Plast Surg.* 1987;18(1):47-50.
54. Kupin IV, Bykov VS, Ivanov AV et al. Potentiating effects of laser radiation on some immunological traits. *Neoplasma.* 1982;29:403-6.
55. Passarella S, Casamassima E, Quagliarello E et al. Quantitative analysis of lymphocyte-Salmonella interaction and effects of lymphocyte irradiation by He-Ne laser. *Biophys Res Commun.* 1985;130:546-52.
56. Kami T, Yoshimura Y, Nakajima T et al. Effects of low-power diode lasers on flap survival. *Ann Plast Surg.* 1985;14:278-83.
57. Amir A, Solomon AS, Giler S et al. The influence of helium-neon laser irradiation on the viability of skin flaps in the rat. *Br J Plast Surg.* 2000;53:58-62.
58. Corazza AV, Jorge J, Kurachi C et al. Photobiomodulation on the angiogenesis of skin wounds in rats using different light sources. *Photomed Laser Surg.* 2007;25(2):102-6.

59. Minatel DG, Frade MA, França SC et al. Phototherapy promotes healing of chronic diabetic leg ulcers that failed to respond to other therapies. *Lasers Surg Med.* 2009;41(6):433-41.
60. Kajagar BM, Godhi AS, Pandit A et al. Efficacy of low level laser therapy on wound healing in patients with chronic diabetic foot ulcers – a randomised control trial. *Indian J Surg.* Sept-Oct 2012;74(5):359-63.
61. Amin RM, Bhayana B, Hamblin MR et al. Antimicrobial blue light inactivation of *Pseudomonas aeruginosa* by photo-excitation of endogenous porphyrins: in vitro and in vivo studies. *Lasers Surg Med.* 2016;48:562-8.
62. Smith KC. Laser (and LED) therapy is phototherapy. *Photomed Laser Surg.* 2005;23(1):78-80.
63. Cameron M. Ultrasound. In: Cameron M. *Physical agents in rehabilitation.* Philadelphia, W.B: Saunders Company; 1999. pp. 272-302.
64. Bélanger AY. Ultrassom terapêutico. In: Bélanger AY. *Recursos fisioterapêuticos: evidências que fundamentam a prática clínica.* 2.ed. Barueri: Manole; 2012. pp. 386-419.
65. Sparow KJ. Therapeutic ultrasound. In: Michlovitz S, Nolan T. *Modalities for therapeutic intervention.* 4.ed. Philadelphia: FA Davis; 2005. pp. 79-96.
66. Johannsen F, Gam AN, Karlsmark T. Ultrasound therapy in chronic leg ulceration: a meta-analysis. *Wound Rep Reg.* 1998;6:121-6.
67. Peschen M, Weichenthal M, Schopf E et al. Low-frequency ultrasound treatment of chronic venous leg ulcers in an outpatient therapy. *Acta Derm Venereol.* 1997;77(4):311-4.
68. Weichenthal M, Mohr P, Stegmann W et al. Low-frequency ultrasound treatment of chronic venous ulcers. *Wound Rep Reg.* 1997;5(1):18-22.
69. Stanasic MM, Provo BJ, Larson DL et al. Wound debridement with 25 kHz ultrasound. *Adv Skin Wound Care.* 2005;18(9):484-90.
70. Ennis WJ, Foremann P, Mozen N et al. Ultrasound therapy for recalcitrant diabetic foot ulcers: results of a randomized, double-blind, controlled, multicenter study. *Ostomy Wound Manage.* 2005;51(8):24-39.
71. Ennis WJ, Valdes W, Gainer M et al. Evaluation of clinical effectiveness of MIST ultrasound therapy for the healing of chronic wounds. *Adv Skin Wound Care.* 2006;19(8):437-46.
72. Stackhouse S. Electrical stimulation of muscle for control of movement and posture. In: Robinson AJ, Snyder-Mackler L. *Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing.* 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008. pp. 239-74.
73. Baker LL. Estimulação elétrica para aumentar a atividade funcional. In: Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. *Eletroterapia Clínica.* 3.ed. Barueri: Manole; 2003. pp. 355-410.
74. Hausdorff JM, Ring H. Effects of a new radio frequency-controlled neuroprosthesis on gait symmetry and rhythmicity in patients with chronic hemiparesis. *Am J Phys Med Rehabil.* 2008;87(1):4-13.
75. Ada L, Foongchomcheay A. Efficacy of electrical stimulation in preventing or reducing subluxation of the shoulder after stroke: a meta-analysis. *Aust J Physiother.* 2002;48(4):257-67.
76. Vuagnat H, Chantraine A. Shoulder pain in hemiplegia revisited: contribution of functional electrical stimulation and other therapies. *J Rehabil Med.* 2003;35:49-56.
77. Brooks SV. Current topics for teaching skeletal muscle physiology. *Adv Physiol Edu.* 2003;27:171-82.

78. Faulkner JA, Larkin LM, Claflin DR et al. Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. *Proceedings of the Australian Physiological Society*. 2007;38:69-75.
79. Robinson AJ. Physiology of muscle and nerve. In: Robinson AJ, Snyder-Mackler L. *Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing*. 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008. pp. 71-106.
80. Van Swearingen J. Estimulação elétrica para aprimorar e restabelecer a performance muscular. In: Nelson RM, Hayes KW, Currier DP. *Eletroterapia clínica*. 3.ed. Barueri: Manole; 2003. pp. 143-82.
81. Lewek M, Stevens J, Snyder-Mackler L. The use of electrical stimulation to increase quadriceps femoris muscle force in an elderly patient following a total knee arthroplasty. *Phys Ther*. 2001;81(9):1565-71.
82. Mizner RL, Stevens JE, Snyder-Mackler L. Voluntary activation and decreased force production of the quadriceps femoris muscle after total knee arthroplasty. *Phys Ther*. 2003;83(4):359-65.
83. Piva SR, Goodnite A, Azuma K et al. Neuromuscular electrical stimulation and volitional exercise for individuals with rheumatoid arthritis: a multiple-patient case report. *Phys Ther*. 2007;87(8):1064-77.
84. Gaines JM, Metter EJ, Talbot LA. The effect of neuromuscular electrical stimulation on arthritis knee pain in older adults with osteoarthritis of the knee. *Appl Nurs Res*. 2004;17(3):201-6.
85. Robinson AJ. Estimulação elétrica neuromuscular no controle da postura e do movimento. In: Robinson AJ, Snyder-Mackler L. *Eletrofisiologia clínica: eletroterapia e teste eletrofisiológico*. 2.ed. Porto Alegre: ArtMed; 2001. pp. 148-94.
86. Levine MG, Knott M, Kabat H. Relaxation of spasticity by electrical stimulation of antagonist muscles. *Arch Phys Med*. 1952;33:668-73.
87. Levine SP, Kett RL, Cedera PS et al. Electrical muscle stimulation for pressure variation at the seating interface. *J Rehabil Res Dev*. 1989;26:1-8.
88. Levine SP, Kett RL, Cedera PS et al. Electrical stimulation for pressure sore prevention: shape tissue variation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990;71:210-5.
89. Stephenson RG, Shelly ER. Electrical stimulation and biofeedback for genitourinary dysfunction. In: Robinson AJ, Snyder-Mackler L. *Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing*. 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008. pp. 301-50.
90. Amarenco G, Ismael SS, Even-Schneider A et al. Urodynamic effect of acute transcutaneous posterior tibial nerve stimulation in overactive bladder. *J Urol*. 2003;169(6):2210-5.
91. Svihra J, Kurca E, Luptak J et al. Neuromodulative treatment of overactive bladder – noninvasive tibial nerve stimulation. *Bratisl Lek Listy*. 2002;103(12):480-3.
92. van der Pal F, van Balken MR, Heesakkers JPFA et al. Percutaneous tibial nerve stimulation in the treatment of refractory overactive bladder syndrome: is maintenance treatment necessary? *BJU Int*. 2006;97(3):547-50.
93. Torritesi P, Ventrúsculo DMS. A dor na criança com câncer: modelos de avaliação. *Rev Latinoam Enfermagem*. 1998;6(4):49-55. 94. IASP Task Force on Taxonomy. Pain terms: a current list with definitions and notes on usage. In: Merskey H, Bogduk N (eds.). *Classification of chronic pain*. Seattle: IASP Press; 1994. pp. 209-14.

95. Augusto ACC, Soares CPS, Rezende MA et al. Avaliação da dor em idosos com doença de Alzheimer: uma revisão bibliográfica. *Textos Envelhecimento* 2004;7(1):1-10.
96. Cameron M. Thermal agents: physical principles, cold and superficial heat. In: Cameron M. *Physical agents in rehabilitation*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1999. pp. 125-73.
97. Michlovitz S, Rennie S. Heat therapy modalities: beyond fake and bake. In: Michlovitz S, Nolan T. *Modalities for therapeutic intervention*. 4.ed. Philadelphia: FA Davis; 2005. pp. 61-78.
98. Knight KL, Draper DO. *Therapeutic modalities: the art and science*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008.
99. Michlovitz S, Von Nieda K. Therapeutic heat and cold. In: *Physical agents: theory and practice*. 2.ed. Philadelphia: FA Davis; 2006. pp. 37-55.
100. Tashiro Y, Hasegawa S, Yokota Y et al. Effect of capacitive and resistive electric transfer on haemoglobin saturation and tissue temperature. *Int J Hypertherm*. 2017;33(6):696-702.
101. Bélanger AY. *Recursos fisioterapêuticos: evidências que fundamentam a prática clínica*. 2.ed. Barueri: Manole; 2012.
102. Knight KL. *Crioterapia no tratamento das lesões esportivas*. 2.ed. Barueri: Manole; 2000.
103. Sluka KA. The neurobiology of pain and foundations for electrical stimulation for pain control. In: Robinson AJ, Snyder-Mackler L. *Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing*. 3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2008. pp. 107-50.
104. Johnson MI, Ashton CH, Thompson JW. The consistency of pulse frequencies and pulse patterns of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) used by chronic pain patients. *Pain*. 1991;44:231-34.
105. Johnson MI, Ashton CH, Bousfield DR et al. Analgesic effects of different pulse patterns of transcutaneous electrical nerve stimulation on cold-induced pain in normal subjects. *J Psychosom Res*. 1991;35:313-21.
106. Philadelphia Panel. Philadelphia Panel evidence-based clinical practice guidelines on selected rehabilitation interventions for knee pain. *Phys Ther*. 2001;81(10):1675-700.
107. Fedorczyk JM, Michlovitz SL. Pain and limited motion. In: Michlovitz S, Nolan T. *Modalities for therapeutic intervention*. 4.ed. Philadelphia: FA Davis; 2005. pp. 185-206.
108. Palmer S, Martin D. Interferential current for pain control. In: Bazin S, Kitchen S. *Electrotherapy: evidence-based practice*. 11.ed. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone; 2002. pp. 287-300.
109. Corrêa JB, Costa LOP, Oliveira NTB et al. Effects of the carrier frequency of interferential current on pain modulation and central hypersensitivity in people with chronic nonspecific low back pain: a randomized placebo-controlled trial. *Eur J Pain*. 2016;20:1653-66.
110. Johnson MI, Tabasan G. A double-blind placebo controlled investigation into the analgesic effects of interferential currents (IFC) and transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on cold-induced pain in healthy subjects. *Physiother Theory Pract*. 1999;15:217-33.
111. Johnson MI, Tabasan 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.

112. Johanssen B, Hauschild B, Remvig L et al. Laser therapy in rheumatoid arthritis. *Scand J Rheumatol*. 1994;23:145-7.
113. Ozdemir F, Birtane M, Kokino S. The clinical efficacy of low power laser therapy on pain and function in cervical osteoarthritis. *Clin Rheumatol*. 2001;20:181-4.
114. Gur A, Cosut A, Sarac AJ et al. Effects of different therapy regimes of low power laser in painful osteoarthritis of the knee: a double-blind and placebo-controlled trial. *Laser Surg Med*. 2003;33:330-8.
115. Gur A, Karakoc M, Nas K et al. Efficacy of low power laser therapy in fibromyalgia: A single-blind, placebo-controlled trial. *Lasers Med Sci*. 2002;17:57-61.
116. Gur A, Karakoc M, Nas K et al. Effects of low power laser and low dose amitriptyline therapy on clinical symptoms and quality of life in fibromyalgia: a single-blind, placebo-controlled trial. *Rheumatol Int*. 2002;22(5):188-93.
117. Gur A, Karakoc M, Cevik R et al. Efficacy of low power laser therapy and exercise on pain and functions in chronic low back pain. *Lasers Surg Med*. 2003;32(3):233-8.
118. Gur A, Sarac AJ, Cevik R et al. Efficacy of 904 nm gallium arsenide low level laser therapy in the management of chronic myofascial pain in the neck: a double-blind and randomize-controlled trial. *Lasers Surg Med*. 2004;35(3):229-35.
119. Zinman LH, Ngo M, Ng ET et al. Low-intensity laser therapy for painful symptoms of diabetic sensorimotor polyneuropathy: a controlled trial. *Diabetes Care*. 2004;27(4):921-4.
120. Brosseau L, Wells G, Marchand S et al. Randomized controlled trial on low level laser therapy (LLLT) in the treatment of osteoarthritis (OA) of the hand. *Lasers Surg Med*. 2005;36(3):210-9.
121. Bjordal JM, Lopes-Martins RAB, Joensen J et al. A systematic review with procedural assessments and meta-analysis of low level laser therapy in lateral elbow tendinopathy (tennis elbow). *BMC Musculoskelet Disord*. 2008;9(1):75.
122. Zioupos P. Ageing human bone: factors affecting its biomechanical properties and the role of collagen. *J Biomater Appl*. 2001;15:187-231.
123. Westerman RW, Hull P, Hendry RG et al. The physiological cost of restricted weight bearing. *Injury*. 2008;39(7):725-7.
124. Duarte LR. The stimulation of bone growth by ultrasound. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1983;101(3):153-9.
125. Xavier CAM, Duarte LR. Ultrasonic stimulation on bone callus: clinical application. *Rev Brazilian Orthopaedics*. 1983;18:73-80.
126. Harrison A, Lin S, Pounder N et al. Mode & mechanism of low intensity pulsed ultrasound (LIPUS) in fracture repair. *Ultrasonics*. 2016;70:45-52.
127. ter Haar G. Therapeutic ultrasound. *Eur J Ultrasound*. 1999;9:3-9.
128. Leung KS, Lee WS, Tsui HF et al. Complex tibial fracture outcomes following treatment with low-intensity pulsed ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 2004;30(3):389-95.
129. Monici M, Bernabeib PA, Basile V et al. Can ultrasound counteract bone loss? Effect of low-intensity ultrasound stimulation on a model of osteoclastic precursor. *Acta Astronautica*. 2007;60:383-90.
130. Unsworth J, Kaneez S, Harris S et al. Pulsed low intensity ultrasound enhances mineralisation in preosteoblast cells. *Ultrasound Med Biol*. 2007;33(9):1468-74.
131. Khan Y, Laurencin CT. Fracture repair with ultrasound: clinical and cell-based evaluation. *J Bone Joint Surg Am* 2008 Feb;90(Suppl 1):138-44.
132. Gebauer D, Mayr E, Orthner E et al. Low-intensity pulsed ultrasound: effects on nonunions. *Ultrasound Med Biol*. 2005;10:1391-402.

- 133.Sena K, Leven RM, Mazhar K et al. Early gene response to low-intensity pulsed ultrasound in rat osteoblastic cells. *Ultrasound Med Biol.* 2005;31(5):703-8.
- 134.Monreal R. The effect of ultrasound on the healing of muscle-pediculated bone graft in scaphoid non-union. *Int Orthop.* 2006;30(2):123-7.
- 135.Hadjiargyrou M, McLeod K, Ryaby JP et al. Enhancement of fracture healing by low intensity ultrasound. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;55S:216-9.
- 136.Busse JW, Bhandari M, Kulkarni AV et al. The effect of low intensity pulsed ultrasound therapy on time to fracture healing: a meta-analysis. *Can Med Assoc J.* 2002;166:437-41.
- 137.Warden SJ, Fuchs RK, Kessler CK et al. Ultrasound produced by a conventional therapeutic ultrasound unit accelerates fracture repair. *Phys Ther.* 2006;86:1118-27.
- 138.DeForest RE, Herrick JF, Janes JM et al. Effects of ultrasound on growing bone. *Arch Phys Med Rehabil.* 1953;34:21-30.
- 139.Hogan RD, Burke KM, Franklin TD. The effect of ultrasound on the microvascular hemodynamics in skeletal muscle: effects during ischemia. *Microvasc Res.* 1982;23:370-9.
- 140.Yang KH, Parvizi J, Wang SJ et al. Exposure to low-intensity ultrasound increases aggrecan gene expression in a rat femur fracture model. *J Orthop Res.* 1996;14:802-9.
- 141.Barzelai S, Sharabani-Yosef O, Holbova R et al. Low-intensity ultrasound induces angiogenesis in rat hind-limb ischemia. *Ultrasound Med Biol.* 2006;32(1):139-45.
- 142.Khadra M, Kasem N, Haanaes HR et al. Enhancement of bone formation in rat calvarial bone effects using low-level laser therapy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004;97:693-700.
- 143.Nicola RA, Jorgetti V, Rigau J et al. Effect of low-power GaAlAs laser (660 nm) on bone structure and cell activity: an experimental animal study. *Lasers Med Sci.* 2003;18:89-94.
- 144.Stein A, Benayahu D, Maltz L et al. Low level laser irradiation promotes proliferation and differentiation of human osteoblasts in vitro. *Photomed Laser Surg.* 2005;23:161-6.
- 145.Ozawa Y, Shimizu N, Kariya G et al. Low energy laser irradiation stimulates bone nodule formation at early stages of cell culture in rat calvarial cells. *Bone.* 1998;22:347-54.
- 146.Khadra M, Stale P, Lyngstadaas SP et al. Effect of laser therapy on attachment, proliferation and differentiation of human osteoblast-like cells cultured on titanium implant material. *Biomaterials.* 2005;26:3503-9.
- 147.Cerqueira A, Silveira RL, Oliveira MG et al. Bone tissue microscopic findings related to the use of diode laser (830 nm) in ovine mandible submitted to distraction osteogenesis. *Acta Cirúrgica Brasileira.* [serial on the Internet] 2007 Mar-Apr;22(2).
- 148.Baibekov IM, Khanapiyaev UK. Healing of bone fractures of rat shin and some immunological indices during magnetic laser therapy and osteosynthesis by the Ilizarov method. *Bull Exp Biol Med.* 2001;131(4):399-402.
- 149.Otremski I, Irga D, Edelstein S et al. Does laser irradiation effect fracture healing? *Med Laser Appl.* 2004;19:146-9.
- 150.Trelles MA, Mayayo E. Bone fracture consolidates faster with low-power laser. *Lasers Surg Med.* 1987;7(1):36-45.
- 151.Lopes CB, Pinheiro ALB, Sathaiiah S et al. Infrared laser photobiomodulation (I 830 nm) on bone tissue around dental implants: a raman spectroscopy and scanning electronic microscopy study in rabbits. *Photomed Laser Surg.* 2007;25(2):96-101.
- 152.Lopes CB, Pinheiro AL, Sathaiiah S et al. Infrared laser light reduces loading time of dental implants: a Raman spectroscopic study. *Photomed Laser Surg.* 2005;23:27-31.

153. Jakse N, Payer M, Tangl S et al. Influence of low-level laser treatment on bone regeneration and osseointegration of dental implants following sinus augmentation: an experimental study on sheep. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:517-24.
154. Anglen J. The clinical use of bone stimulators. *J South Orthop Assoc.* 2003;12:46-54.
155. Abeer RI, Naseer M, Abel EW. Capacitively coupled electrical stimulation treatment: results from patients with failed long bone fracture unions. *J Orthopedic Trauma.* 1998;12:510-3.
156. Brighton CT, Wang W, Seldes R et al. Signal transduction in electrically stimulated bone cells. *J Bone Joint Surgery American* 2001;83:1514-23.
157. Zamora-Navas P, Borrás VA, Antelo LR et al. Electrical stimulation of bone nonunion with the presence of a gap. *Acta Orthopaedica Belgica.* 1995;61:169-76.
158. Brighton CT. Treatment of nonunion of the tibia with constant direct current. *J Trauma.* 1981;21:3-11.
159. Toth JM, Seim HB 3rd, Schwardt JD et al. Direct current electrical stimulation increases the fusion rate of spinal fusion cages. *Spine.* 2000;25:2580-7.
160. Brighton CT, Shaman P, Heppenstall RB et al. Tibial nonunion treated with direct current, capacitive coupling, or bone graft. *Clinical Orthopedic.* 1995;321:223-34.
161. Haddad JB, Obolensky AG, Shinnick P. The biologic effects and the therapeutic mechanism of action of electric and electromagnetic field stimulation on bone and cartilage: new findings and a review of earlier work. *J Altern Complement Med.* 2007;13(5):485-90.
162. Bora FW, Osterman AL, Woodbury DF et al. Treatment of nonunion of the scaphoid by direct current. *Orthop Clin North Am.* 1981;15:107-12.
163. Aaron RK, Boyan BD, Ciombor DM et al. Stimulation of growth factor synthesis by electric and electromagnetic fields. *Clinical Orthopedic.* 2004;419:30-7.
164. Zhuang H, Wang W, Seldes R et al. Electrical stimulation induces the level of TGF-beta1 mRNA in osteoblastic cells by a mechanism involving calcium/camodulin pathway. *Biochem Biophys Res Commun.* 1997;237:225-9.
165. Sharifi D, Yunessi P, Sasani F. The effects of transcutaneous electrical stimulation on the healing of radial fracture in rabbit. *Am J Anim Vet Sci.* 2006;1(2):13-6.
166. Sharon GC. Stimulators of bone healing. *Orthop Nurs.* 2003;22:421-8.
167. Meneguzzo DT, Ferreira LS, Carvalho EM et al. Intravascular laser irradiation of blood. In: Hamblin MR, Sousa MVP, Agrawal T (eds.). *Handbook of low-level laser therapy* Singapore: Pan Stanford Publishing; 2017. pp. 933-52.
168. Kazemikhoo N, Ansari F. The hypoglycemic effect of intravenous laser therapy in diabetic mellitus type 2 patients: a systematic review and meta-analyses. *Med Clin Rev.* 2015;1:7.
169. Manyong P, Jongchul L, Sungchul K. Effects of intravenous laser irradiation on respiratory physiology parameters of amyotrophic lateral sclerosis patients: an uncontrolled observational study. *Eur J Integr Med.* 2016;8(3):317-20.
170. Hennessy M, Hamblin MR. Photobiomodulation and the brain: a new paradigm. *J Opt.* 2017;19(1):013003.