

1 INTRODUÇÃO

A movimentação dentária induzida representa todos os movimentos desencadeados por fatores externos aos dentes e às estruturas adjacentes. O movimento dos dentes durante o tratamento ortodôntico representa uma movimentação induzida, e suas bases estão sujeitas tanto às leis físicas que orientam os mecanismos de forças, quanto aos princípios biológicos que controlam as reações teciduais às forças mecânicas (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b; DAVIDOVITCH, 1991; TAN *et al.*, 2010).

A movimentação induzida ortodonticamente inclui um período de recuperação tecidual mais longo que o da movimentação fisiológica e, no entanto, existe uma demanda em reduzir a duração do tratamento ortodôntico. Estas são algumas das razões do crescente interesse por estudos que avaliem estímulos capazes de acelerar a remodelação óssea alveolar, o movimento dentário e a recuperação tecidual (HASHIMOTO, 1990; KARANTH e SHETTY, 2001; KOLAHÍ *et al.*, 2009; KRISHNAN *et al.*, 2012; LONG *et al.*, 2013).

Os estudos referentes ao mecanismo biológico da movimentação dentária ortodôntica indicam que estímulos mecânicos, químicos, físicos e elétricos podem ativar e acelerar respostas celulares do tecido periodontal. Os agentes estimuladores mais pesquisados são laser de baixa intensidade, ultra-som pulsado de baixa intensidade, vibração mecânica, medicação, corticotomia, campo eletromagnético e corrente elétrica de baixa intensidade. Os estímulos que não causam efeitos deletérios aos tecidos periodontais são denominados bioestimuladores (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a; KOLAHÍ *et al.*, 2009; KRISHNAN *et al.*, 2012; LONG *et al.*, 2013; PARK *et al.*, 2003). A bioestimulação elétrica através de métodos não invasivos é considerada uma modalidade com grande chance de aplicação clínica no auxílio à redução do tempo de tratamento ortodôntico (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b; KOLAHÍ *et al.*, 2009; NORTON, 1975; PARK *et al.*, 2003).

As análises histológicas das interações celulares, moleculares e teciduais indicam que a estimulação elétrica exógena pode alterar o ambiente eletrolítico na região periodontal e causar mudanças na taxa e no tipo de íons (potássio, cálcio, sódio, magnésio e cloro) que se movem através das membranas celulares. A mudança do fluxo de íons altera a fisiologia celular, eleva a taxa dos processos de síntese e secreção celulares e aumenta a atividade e a diferenciação das células do tecido periodontal. O resultado deste processo é a potencialização da remodelação óssea alveolar e do movimento dentário (DAVIDOVITCH *et*

al., 1980a, b; HASHIMOTO, 1990; KARANTH e SHETTY, 2001; NORTON *et al.*, 1984; PARK *et al.*, 2003).

O objetivo deste estudo foi revisar a literatura com relação à influência da indução elétrica na movimentação ortodôntica e com relação à aplicabilidade clínica dos métodos não invasivos de bioestimulação elétrica, para um movimento dentário induzido mais fisiológico e em um período de tempo mais curto.

2 METODOLOGIA

O levantamento bibliográfico foi conduzido para identificar os trabalhos científicos, nacionais e internacionais, referentes aos métodos não invasivos de estimulação elétrica aplicada à ortodontia, no período de 1970 a 2013.

A procura eletrônica abrangeu as bases de dados PubMed, MEDLINE, SciELO, BBO, LILACS e Scopus, e as bibliotecas virtuais BIREME e Portal de Periódicos da CAPES. Os recursos MeSH e argumentação Booleana contribuíram para estabelecer os descritores da busca e suas combinações: “tooth movement”, “electric stimulation”. Uma abrangente pesquisa também foi realizada através da revisão manual das referências dos artigos relevantes ao desenvolvimento do trabalho. A busca pelos textos completos, não disponibilizados nas bases de dados, exigiu a implementação de novas estratégias de busca através da ferramenta de pesquisa Google Scholar, do contato eletrônico com os autores e do Programa de Comutação Bibliográfica.

A seleção preliminar dos artigos, através da leitura dos resumos, resultou na exclusão de 53 artigos. Esses trabalhos se relacionavam a outros tipos de agentes bioestimuladores e a métodos invasivos de indução elétrica, mas, eventualmente, poderiam ser consultados para definição de conceitos interrelacionados. A etapa final de seleção incluiu a leitura integral dos trabalhos e a eleição de 27 artigos científicos para referências bibliográficas.

3 REVISÃO DE LITERATURA

As forças mecânicas aplicadas durante o tratamento ortodôntico geram distúrbios elétricos no osso alveolar, e estes distúrbios induzem alterações na eletrofisiologia das membranas celulares e remodelação óssea (KARANTH e SHETTY, 2001; ZENGO *et al.*, 1973 e 1974). As origens desses potenciais elétricos endógenos não são totalmente explicadas pela teoria da piezoelectricidade, que se refere à polarização elétrica de determinadas estruturas cristalinas submetidas a deformações mecânicas como tração, compressão e torção (GROSS e WILLIAMS, 1982; JOHNSON *et al.*, 1980). A atividade piezoelétrica dos tecidos ósseos é dependente do conteúdo de colágeno e, no entanto, o aumento do conteúdo de água reduz o coeficiente da piezoelectricidade óssea (GROSS e WILLIAMS, 1982; JOHNSON *et al.*, 1980; NYMAN *et al.*, 2006). O fato de eventos em ossos secos não refletirem processos biologicamente relevantes (GROSS e WILLIAMS, 1982; NYMAN *et al.*, 2006) fundamentou a teoria do potencial de escoamento, considerada mais apropriada para validar situações de deformação mecânica óssea em condições fisiológicas de umidade e temperatura (GROSS e WILLIAMS, 1982; JOHNSON *et al.*, 1980). A teoria do potencial de escoamento propõe que o campo eletromagnético gerado pela deformação óssea interage com íons dos fluidos intersticiais, e estes fluidos, carregados eletricamente, são forçados contra as membranas celulares, gerando mudanças de temperatura e sinalizações elétricas. Os resultados destas interações são expressos por correntes elétricas detectáveis nos fluidos extracelulares e por reações teciduais locais. O potencial de escoamento também pode ser gerado pela aplicação de campos elétricos externos (DOLCE *et al.*, 2002; GROSS e WILLIAMS, 1982; JOHNSON *et al.*, 1980; KARANTH e SHETTY, 2001). Há alguns anos, várias pesquisas focam na conversão de energia elétrica em mecânica, principalmente pela suposta aplicabilidade clínica e terapêutica (DA COSTA e LATORRE, 2011; DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, b; ISAACSON e BLOEBAUM, 2010; KIM *et al.*, 2008; PARK *et al.*, 2003).

O fato do potencial elétrico endógeno gerado por deformações mecânicas afetar a remodelação óssea, fundamentou a hipótese de uma indução elétrica exógena, aplicada à coroa dentária ou aos tecidos periodontais, potencializar o efeito das forças mecânicas e acelerar a movimentação dentária induzida (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b; NORTON, 1975; PARK *et al.*, 2003; TAN *et al.*, 2010).

3.1 Estudos *in vivo* através de métodos não invasivos

Os experimentos *in vivo*, anteriores aos aplicados em humanos, optaram por modelos animais como gatos adultos, ou jovens-adultos entre 10 e 12 meses de vida. Nessa idade já irromperam todos os dentes permanentes e já ocorreram a formação e a calcificação completas das raízes. Esse estágio de desenvolvimento pode ser comparado ao de um ser humano jovem-adulto (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, b). A transformação das estruturas ósseas desses animais equivale à dos humanos e as características orais anatômicas são apropriadas à movimentação dentária e à estimulação elétrica. O grande espaço natural existente entre o canino e o pré-molar é adequado para distalizar ortodonticamente o canino, sem necessidade de extração. Procedimentos como extrações podem causar inflamação nos tecidos biológicos envolvidos e interferir nos efeitos da eletricidade nos tecidos periodontais. A distância entre os dentes também permite o correto posicionamento do dispositivo elétrico sobre os tecidos gengivais, ao redor dos dentes a serem movimentados. Outro aspecto favorável aos experimentos em gatos é a espessura do tecido gengival, que varia entre 1.0 e 1.5mm. Esta característica permite a utilização de técnicas não invasivas para a transmissão da corrente elétrica (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, b; PARK *et al.*, 2003).

A corrente elétrica é caracterizada pelo fluxo ordenado de elétrons ou íons ao longo de um condutor e é denominada direta ou contínua quando o fluxo se movimenta entre dois polos (negativo e positivo), sempre no mesmo sentido. A corrente bioestimuladora deve ser direta, em vez de alternada, e deve ser de baixa intensidade. A intensidade da corrente elétrica corresponde à quantidade de carga elétrica que atravessa a secção reta do condutor por unidade de tempo, e deve variar entre 5 e 20 microampères (μA) para maximizar os efeitos biológicos de resposta celular (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, b; PARK *et al.*, 2003). Intensidades superiores a $20\mu\text{A}$ podem causar danos aos tecidos biológicos, especialmente aos tecidos adjacentes às cargas elétricas positivas (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b; ISAACSON e BLOEBAUM, 2010). A bioestimulação controlada gera reações desejáveis de osteoindução nas áreas eletronegativas e reabsorção óssea nas áreas eletropositivas (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b; ISAACSON e BLOEBAUM, 2010; ZENGO *et al.*, 1973 e 1974), em decorrência às reações eletroquímicas nos eletrodos. Os eletrodos são terminais de conexão entre o circuito elétrico e o meio receptor de elétrons, no caso, os tecidos biológicos (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b; ISAACSON e BLOEBAUM, 2010).

Davidovitch *et al.*, (1980a), avaliaram o efeito da corrente elétrica aplicada ao tecido periodontal de nove gatas jovens-adultas, divididas em três grupos compostos por três animais cada. Os grupos foram tratados por um, três e sete dias, respectivamente. O tratamento incluiu o uso de um aparelho superior removível com sistema elétrico inserido no acrílico e grampos de retenção adaptados a sulcos previamente confeccionados nos pré-molares (FIG. 1). O circuito elétrico foi regulado para transmitir uma corrente direta de $15 \pm 2\mu\text{A}$ aplicada de forma constante ao tecido periodontal de um dos caninos superiores. A escolha do canino a ser experimentado ocorreu de forma randomizada. O lado oposto ao experimental foi considerado controle. O lado experimental utilizou fio de ouro para o anodo (eletrodo positivo) e fio de aço inoxidável para o catodo (eletrodo negativo), enquanto o lado controle recebeu eletrodos falsos. O anodo foi posicionado na distal do dente e o catodo, na mesial. Os eletrodos foram posicionados ao redor dos caninos e recobertos por acrílico para prevenir contatos com língua, lábios e bochechas (FIG. 2). Os contatos dos eletrodos com os tecidos gengivais foram viabilizados pela exposição de 10mm dos fios na região vestibular entre a crista alveolar e o terço médio radicular do dente experimental. Após cada período de experimento, os animais foram sacrificados e seções horizontais das maxilas

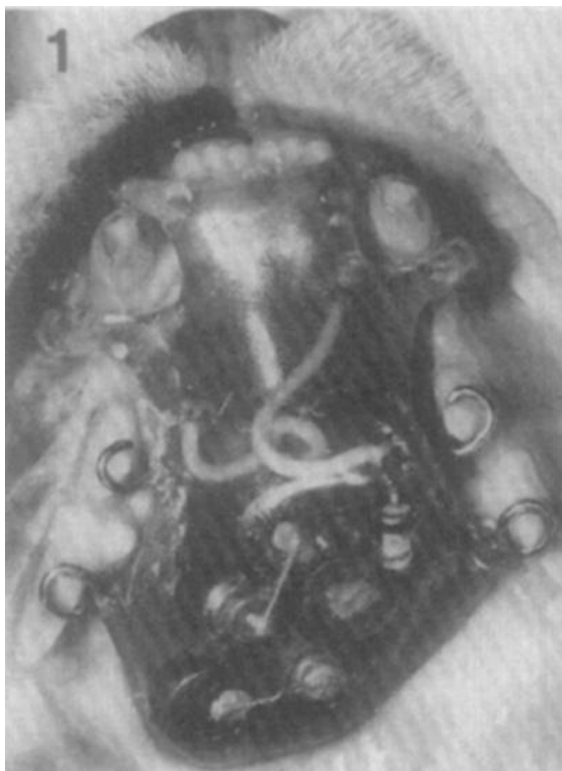


FIGURA 1 - Aparelho posicionado no palato. A bateria, composta por cinco células de mercúrio conectadas em série, é visível através do acrílico.

Fonte: DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, p. 15.

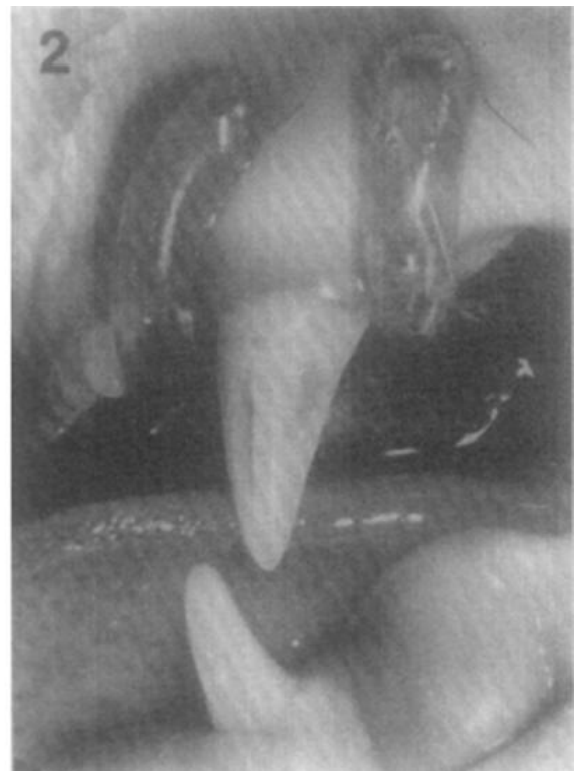


FIGURA 2 - Vista lateral vestibular dos eletrodos adaptados ao formato dos tecidos gengivais do canino e posicionados paralelos ao longo do eixo do dente.

Fonte: DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, p. 15.

foram analisadas microscopicamente. As áreas examinadas limitaram-se ao primeiro milímetro do osso alveolar e do ligamento periodontal, perpendicular ao longo do eletrodo. Células do ligamento periodontal e osteoblastos do osso alveolar foram analisados através da técnica de imuno-histoquímica para os nucleotídeos cíclicos monofosfato cíclico de adenosina (cAMP) e monofosfato cíclico de guanosina (cGMP). A justificativa para seleção destes nucleotídeos baseou-se no fato de que são importantes mediadores da transdução de sinais nas células e podem ser utilizados como marcadores da ativação celular óssea em resposta a vários estímulos. Os resultados mostraram que as regiões próximas ao eletrodo do lado controle continham áreas distintamente coradas e com padrão heterogêneo de distribuição do corante. As regiões adjacentes aos eletrodos do lado experimental estavam intensamente coradas e com um padrão uniforme de distribuição do corante, reflexo da eficiência da alta taxa de fosforilação enzimática, principal reação celular a estímulos externos, modulada por nucleotídeos cíclicos. A intensa ativação celular ao redor do catodo (área de tensão) foi associada ao aumento da síntese e degradação de colágeno, enquanto a resposta celular ao redor do anodo (área de compressão) foi associada ao aumento das taxas de renovação celular do tecido periodontal e de diferenciação celular. A pesquisa relatou neoformação óssea ao redor do catodo e aumento significativo do número de osteoblastos do osso alveolar e de células do ligamento periodontal, em áreas bem delimitadas, adjacentes aos eletrodos experimentais. Os pesquisadores concluíram que a eletricidade pode ser um meio eficaz para iniciar ou aumentar a atividade celular do tecido periodontal e a remodelação óssea alveolar.

O objetivo do estudo subsequente desenvolvido por Davidovitch *et al.* (1980b) foi determinar a influência da corrente elétrica na aceleração do movimento ortodôntico dos caninos superiores de 15 gatas, de 10 a 12 meses de idade, divididas em três grupos de cinco gatas cada. O grupo A recebeu tratamento apenas com força mecânica, por 14 dias. Como o objetivo deste grupo foi comparar a taxa de distalização dos caninos entre os dois lados da arcada dentária, os animais não precisaram ser sacrificados. Os grupos B e C foram tratados através da aplicação de força ortodôntica em um dos caninos (lado controle), escolhido de forma randomizada, e aplicação combinada de força-eletricidade no dente homólogo (lado experimental), durante sete e 14 dias respectivamente. A força ortodôntica de 80gm derivou de mola fechada esticada entre canino e terceiro pré-molar e amarrada com fio de amarelo em torno de sulcos de retenção, previamente realizados nos dentes envolvidos (FIG. 3). A corrente elétrica direta de 15 μ A, aplicada de forma constante aos tecidos periodontais, foi gerada pelo dispositivo elétrico inserido no acrílico de um aparelho removível superior (FIG. 4), de acordo com o modelo desenvolvido no estudo precedente de Davidovitch *et al.* (1980a). Os eletrodos ativos foram posicionados na mesial (catodo) e na

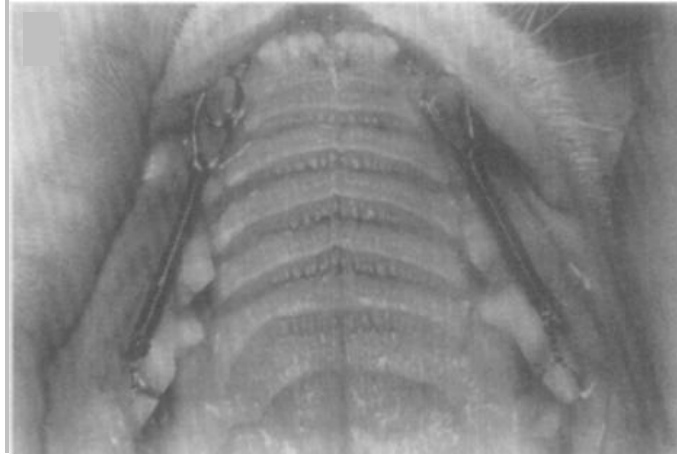


FIGURA 3 - Vista oclusal do palato de uma gata do grupo A, no momento de instalação das molas.

Fonte: DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b, p. 35.

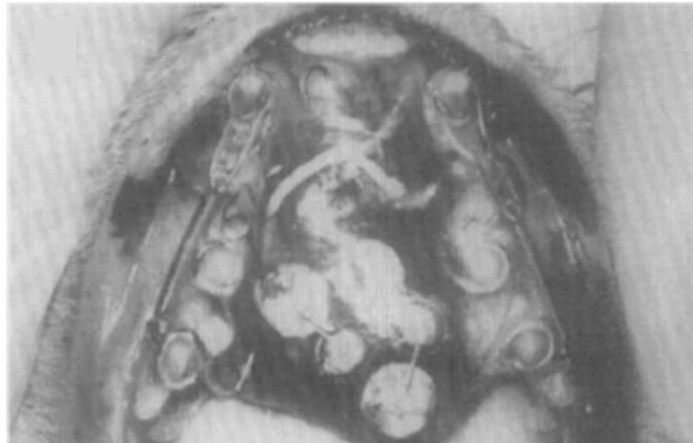


FIGURA 4 - Vista oclusal do palato de uma gata do grupo C, no instante de fixação das molas e de adaptação do aparelho.

Fonte: DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b, p. 35.

distal (anodo) do canino experimental, e o canino homólogo recebeu eletrodos falsos. As medidas dos movimentos dentários foram realizadas com paquímetro no sétimo dia de tratamento e no décimo quarto dia, de acordo com os parâmetros mostrados na FIG. 5. O afastamento de 3mm, entre o canino e oacrílico à sua distal, forneceu espaço suficiente para a distalização dos dentes. Oacrílico da porção anterior do aparelho foi confeccionado distante da palatina dos incisivos, para evitar influência de uma possível movimentação mesial do terceiro pré-molar, utilizado como unidade de ancoragem (FIG. 6). Os animais dos grupos B e C foram sacrificados e seções horizontais das maxilas foram processadas pela técnica de imuno-histoquímica. A análise histológica foi confinada aos terços cervicais das raízes dos caninos e aos tecidos adjacentes. Nas áreas de compressão e indução elétrica, a análise dos padrões corados para cAMP e cGMP mostraram grande atividade osteoclástica e presença de várias células mononucleadas (fibroblastos e células

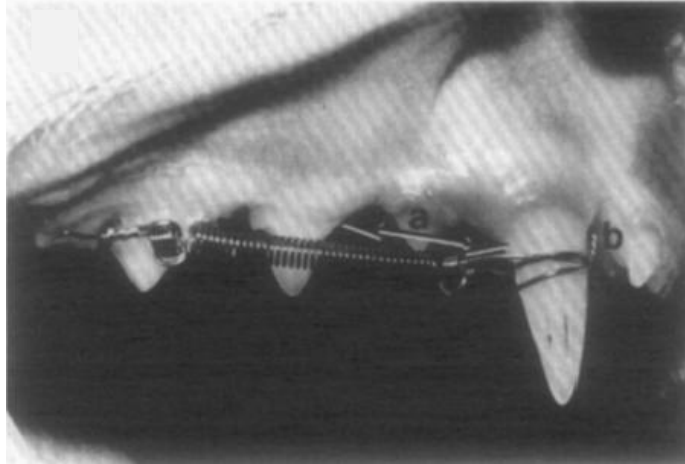


FIGURA 5 - Vista lateral da maxila de uma gata do grupo A. O movimento do canino foi mensurado através da distância entre a distal do canino à mesial do segundo pré-molar (a), e entre a mesial do canino à distal do terceiro incisivo (b), na altura da junção coroa-gengiva.

Fonte: DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b, p. 36.



FIGURA 6 - Vista oclusal do segmento anterior do palato da mesma gata do grupo C mostrada na FIG. 4, após 14 dias de tratamento. O movimento distal do canino esquerdo foi mais expressivo do que o do dente homólogo, tratado apenas com força ortodôntica.

Fonte: DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b, p. 36.

inflamatórias) nos locais de reabsorção óssea alveolar. O aumento da taxa de reabsorção resultou do alto grau de ativação celular e da incorporação de mais células ao processo de remodelação. As áreas de tensão induzidas eletricamente apresentaram atividade osteoblástica muito maior que as áreas tratadas somente com força ortodôntica. A análise dos padrões corados para cAMP e cGMP mostraram homogeneidade da intensa atividade celular, o que sugeriu alto potencial indutor de neoformação óssea e de regeneração

tecidual. Clinicamente, o tratamento com força e eletricidade acelerou significativamente o movimento dentário, em comparação ao tratamento apenas com força ortodôntica. Os resultados evidenciaram que a aplicação localizada de corrente elétrica de baixa intensidade, entre 10 e 20 μ A, pode ser um meio eficaz para acelerar a movimentação dentária induzida. Entretanto, as áreas de compressão próximas ao anodo apresentaram extenso processo de reabsorção óssea. Futuros experimentos serão necessários para esclarecer se ocorrerá regeneração óssea ou substituição irreversível por tecido conjuntivo. Talvez seja benéfico adaptar o catodo na área previamente ocupada pelo anodo, durante o período de recuperação, com o objetivo de induzir osteogênese, encurtar o período de contenção e aumentar a estabilidade dos resultados do tratamento.

Os estudos de Davidovitch *et al.* (1980a, b) demonstraram que a indução de corrente elétrica direta constante aplicada aos tecidos periodontais resultou em osteogênese na área de tensão, ao redor do eletrodo negativo (catodo), e reabsorção óssea na área de compressão, ao redor do eletrodo positivo (anodo). Contrariamente, Hashimoto (1990) considerou a hipótese de aplicação de potencial elétrico pulsado à superfície da coroa dentária, e não de fluxo de corrente direta aos tecidos periodontais. A indução indireta de eletricidade poderia gerar corrente direta intermitente e causar distribuição de cargas opostas na superfície do osso alveolar. O anodo, posicionado no lado de tensão, produziria carga negativa no osso alveolar e conseqüente osteogênese. O catodo, posicionado no lado de compressão, produziria carga positiva no osso alveolar e conseqüente reabsorção. A justificativa para aplicação deste método foi a similaridade entre a forma de onda pulsada e o potencial elétrico intermitente induzido por tensões mecânicas como a mastigação.

O propósito do estudo de Hashimoto (1990) foi determinar se um potencial elétrico micropulsado, aplicado à superfície da coroa dentária, poderia induzir remodelação óssea alveolar e aumento do movimento dentário. O tratamento instituído abrangeu 28 gatos entre 10 e 12 meses de idade, divididos em quatro grupos de sete animais cada, durante um, quatro, sete e 14 dias, respectivamente. A distalização dos caninos superiores foi induzida por 60gm de força ortodôntica, derivada de mola fechada esticada entre caninos e unidades de ancoragem. Os caninos direitos foram considerados como lado controle e apenas os caninos esquerdos foram submetidos ao potencial elétrico pulsado. O aparelho ortodôntico experimental consistiu de barra palatina modificada unida às coroas parciais metálicas do segundo e do terceiro pré-molares superiores, utilizados como ancoragem. O aparato foi isolado por uma cobertura de silicone aquecida a 230°C, por 15 minutos, antes da cimentação na cavidade oral (FIG. 7). Cada canino superior recebeu um anel elástico com dois eletrodos de ouro, com dimensões de 2mm x 2mm cada, envoltos em gel eletrolítico.

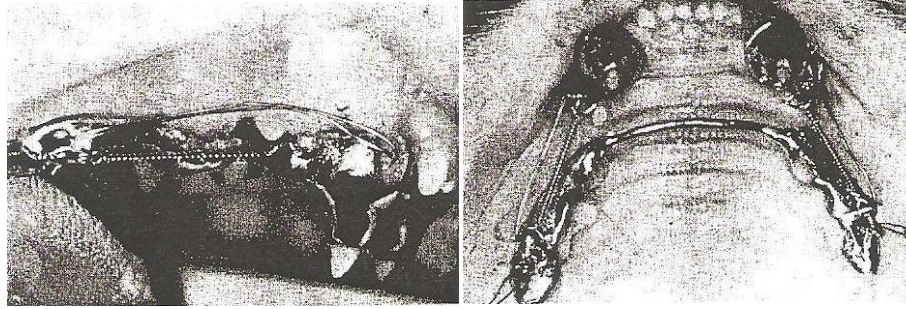


FIGURA 7 - Aparelho ortodôntico experimental adaptado à arcada superior.

Fonte: HASHIMOTO, 1990, p.354.

Após o posicionamento do anodo na mesial do dente e do catodo na distal, bandas foram cimentadas sobre os anéis elásticos (FIG. 8). Os fios condutores dos eletrodos se estenderam dos caninos às regiões extraorais, passando pelos terceiros pré-molares e

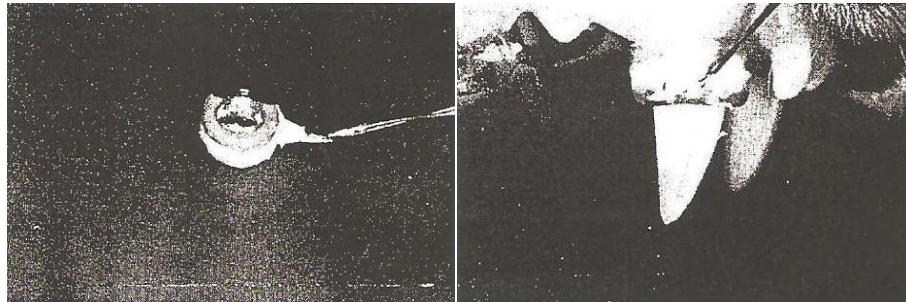


FIGURA 8 - Anel elástico com eletrodos adaptado ao canino.

Fonte: HASHIMOTO, 1990, p.353.

lábios superiores, o que possibilitou conexão com uma bateria externa. A bateria gerou uma onda quadrada com frequência de um hertz e seis volts de tensão por 0.5 segundos, e outra onda de zero volt de tensão por 0.5 segundos. Essa sequência de tensões foi aplicada continuamente ao canino esquerdo, pelo período determinado para cada grupo, e produziu uma corrente direta intermitente com intensidade aproximada de $10\mu\text{A}$. Apesar dos eletrodos do canino direito terem sido conectados à bateria, nenhuma corrente elétrica foi liberada para o lado controle. O parâmetro escolhido para mensurar a movimentação dentária baseou-se na distância entre a porção distal da banda do canino e a mesial da coroa do segundo pré-molar, nos períodos inicial e final pré-determinados para cada grupo de animais. Os resultados evidenciaram aumento significativo da movimentação dentária no lado experimental do grupo tratado por sete dias e aumento muito significativo, do grupo tratado por 14 dias. Apesar do decréscimo da taxa de movimento após o quarto dia, a quantidade de movimentação no lado experimental foi maior do que no lado controle, durante todo o período do estudo. Exames histológicos de seções do osso alveolar mostraram aumento significativo da quantidade de osso imaturo e da espessura de matriz

óssea descalcificada, no lado experimental, na área de tensão. O estímulo elétrico teve um rápido efeito no aumento da densidade de osteoblastos, tanto na região do ligamento periodontal quanto na superfície da nova trabeculagem óssea. O número de osteócitos na região de osso neoformado também foi maior no lado experimental. As alterações na área de tensão do lado experimental podem ser resultado da diferenciação celular direta promovida pela carga negativa. A área de compressão do lado experimental apresentou aumento significativo da taxa de reabsorção óssea. Osteoclastos mononucleados e multinucleados foram visualizados ao redor do osso alveolar, ao redor dos vasos sanguíneos e no ligamento periodontal, em intensa atividade e em grande quantidade, a partir do quarto dia no lado experimental. Após o décimo quarto dia, apenas o ligamento periodontal do lado experimental se manteve envolto por osteoclastos. As alterações na área de compressão do lado experimental podem ter sido resultado da diferenciação das células mesenquimais do ligamento periodontal em osteoclastos, promovida pela carga positiva. Os resultados indicaram que o estímulo elétrico micropulsado, aplicado à superfície da coroa dentária, pode elevar a taxa da remodelação óssea alveolar e acelerar o movimento dentário.

Aydin (1994) formulou suposições relativas à intervenção elétrica. A eletropositividade contribui para o início e a manutenção da atividade osteoclástica, enquanto a eletronegatividade induz a atividade osteoblástica. Esta atividade se mantém durante a aplicação das forças ortodônticas e o processo de regeneração tecidual é iniciado quando cessa o estímulo elétrico. Entretanto, talvez seja necessária a adaptação do polo negativo na área previamente ocupada pelo polo positivo, para resolidificação óssea e contenção da posição dentária. Outra hipótese a ser experimentada é o aumento da ancoragem pela ação osteoblástica da eletronegatividade. A prevenção do movimento mesial ou distal de um dente pode ser obtida pela polarização negativa dos tecidos periodontais. Este método também permite a substituição de uma ancoragem extraoral por uma unidade de ancoragem intraoral, representada por um ou mais dentes.

Vários questionamentos surgiram desde as primeiras tentativas de acelerar o movimento dentário através de eletroestimulação. Park *et al.* (2003) salientaram que o curto período de avaliação das pesquisas pode ter inviabilizado uma possível redução da discrepância nas distâncias entre o lado experimental e o controle, ao longo do tempo. As variações do tempo de exposição ao estímulo e da quantidade e do tipo de corrente elétrica, indicaram a necessidade de estabelecer padrões para novas pesquisas. Os efeitos da eletricidade sobre os tecidos orais podem ter sido alterados pela inflamação e irritação gengivais causadas pelas grandes dimensões dos aparelhos, pela aplicação constante de corrente e pela

higiêne oral deficiente dos animais. Por estes motivos, Park *et al.* (2003) optaram por experimentar um minidispositivo elétrico para minimizar a irritação gengival, dotado de interruptor para controle da duração do estímulo. Também aumentou o período experimental e usou estimulação elétrica intermitente, invés de constante. A pesquisa de Park *et al.* (2003) utilizou seis gatos machos para avaliar a influência da eletroestimulação dos tecidos periodontais na aceleração da retração ortodôntica do canino. O estudo utilizou força ortodôntica de 75gm no lado direito da maxila, escolhido como controle. O lado esquerdo, experimental, recebeu a mesma quantidade de força e corrente direta intermitente de 20 μ A, durante quatro semanas, cinco horas por dia. A força de retração derivou da mola fechada NiTi localizada entre o botão fixado ao canino e o gancho posterior inserido no acrílico do aparelho. A indução elétrica derivou de um minidispositivo elétrico industrializado, com 6 x 8mm de dimensão, inserido no acrílico de um aparelho superior removível. Os eletrodos de aço inoxidável foram distanciados dos caninos entre 1.5 e 2mm. O anodo (polo negativo) foi posicionado na distal do canino e o catodo (polo positivo), na mesial (FIG. 9). A corrente

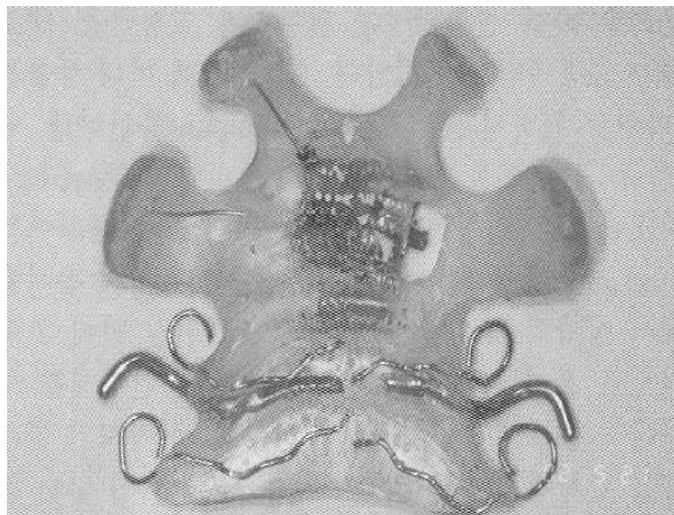


FIGURA 9 - Aparelho removível com dispositivo elétrico utilizado na liberação de corrente direta intermitente de 20 μ A aos tecidos periodontais.

Fonte: PARK *et al.*, 2003, p. 282.

fluiu do anodo para os tecidos periodontais e retornou pelo catodo. O interruptor (S1) controlou o sistema, mesmo após a instalação do aparelho em boca (FIG. 10). A fonte do circuito foi uma minibateria de 5.8mm de diâmetro e 1.6mm de espessura. Os movimentos dos caninos foram mensurados semanalmente com paquímetro eletrônico. O exame histológico dos caninos e respectivos ossos alveolares foi iniciado após o sacrifício dos animais, ao final da quarta semana. A análise histológica evidenciou aumento significativo da quantidade de deposição de matriz óssea na área de tensão e da quantidade de

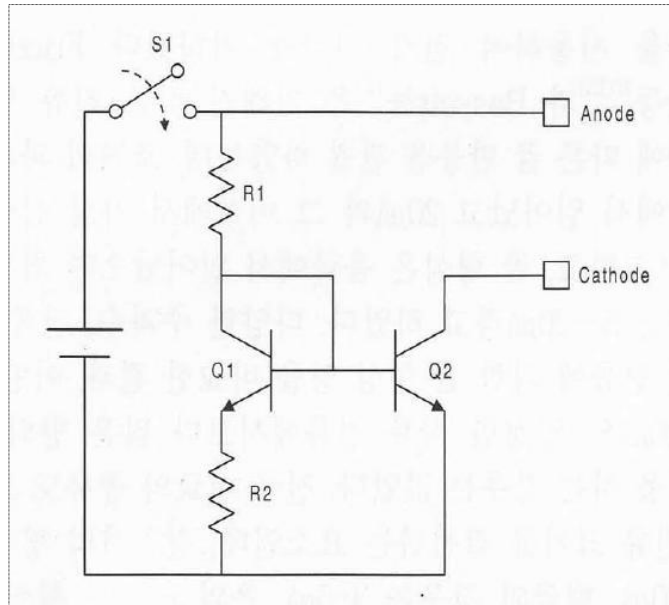


FIGURA 10 - Diagrama esquemático do circuito elétrico.
 S1: interruptor. Q1, Q2: transistores. R1, R2: resistores.
 Fonte: PARK *et al.*, 2003, p. 282.

reabsorção no lado de compressão, além de elevação da atividade celular nos tecidos locais, refletida no maior número de osteoblastos, de osteoclastos, de tecidos osteóides e de capilares. Clinicamente, o lado controle atingiu o máximo de movimentação ao final da segunda semana e, após este período, ocorreu decréscimo do movimento. O lado experimental demonstrou movimento máximo ao final da terceira semana, e decréscimo,

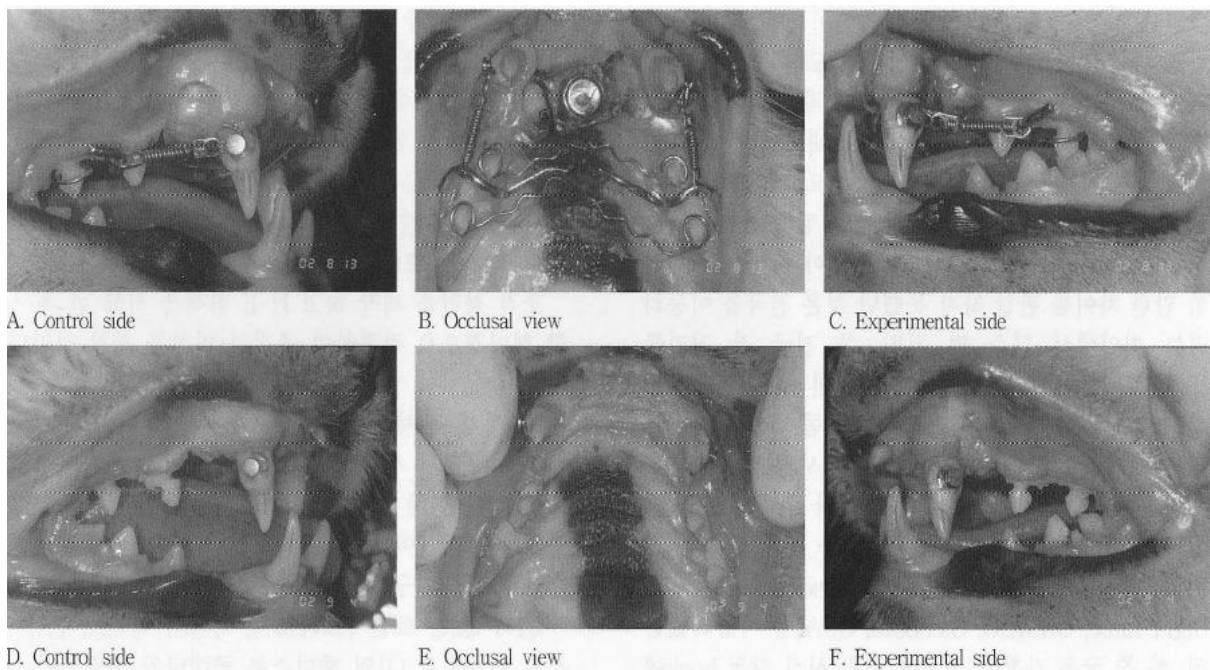


FIGURA 11 - Movimentação dentária após duas semanas de tratamento (A, B, C) e após quatro semanas (D, E, F).
 Fonte: PARK *et al.*, 2003, p. 282.

após este período. A diferença foi estatisticamente significativa somente na terceira semana, mas a taxa de movimentação dentária total foi 37% maior nos dentes que foram estimulados eletricamente (FIG. 11). O estudo constatou que os efeitos da bioestimulação se concentraram em áreas bem definidas próximas aos eletrodos. Portanto, respostas biológicas mais abrangentes devem ser induzidas por um número maior de eletrodos aplicados em múltiplos dentes ou pela mudança de posição do sistema ao longo da arcada dentária, e não pelo aumento da intensidade da corrente elétrica. Os autores salientaram que os resultados do experimento podem ter sido alterados por alguns fatores. As molas utilizadas nas movimentações dentárias podem não ter produzido exatamente a mesma magnitude de força para os lados controle e experimental. A possibilidade de erros durante as medições dos movimentos também não foi descartada. Apesar das pequenas dimensões do dispositivo elétrico e da corrente elétrica direta estimulada de forma intermitente, foram constatadas Irritações e inflamações gengivais. Este fato foi atribuído à pobre higiene oral dos animais. Movimentos indesejados, como rotações e inclinações descontroladas, também foram observados.

Long *et al.* (2013) elaboraram uma revisão sistemática de literatura baseada em ensaios clínicos controlados randomizados e quasi-randomizados, com o intuito de avaliar a efetividade das intervenções para acelerar o movimento dentário, simultaneamente ao tratamento ortodôntico convencional. Foram selecionados nove trabalhos e apenas um deles utilizou corrente elétrica como estímulo exógeno. Neste estudo, Kim *et al.* (2008) usou um dispositivo elétrico inserido em acrílico (FIG. 12 e 13) e fixado ao canino superior direito (FIG. 14) para liberar corrente elétrica intermitente de 20 μ A ao osso alveolar, durante quatro

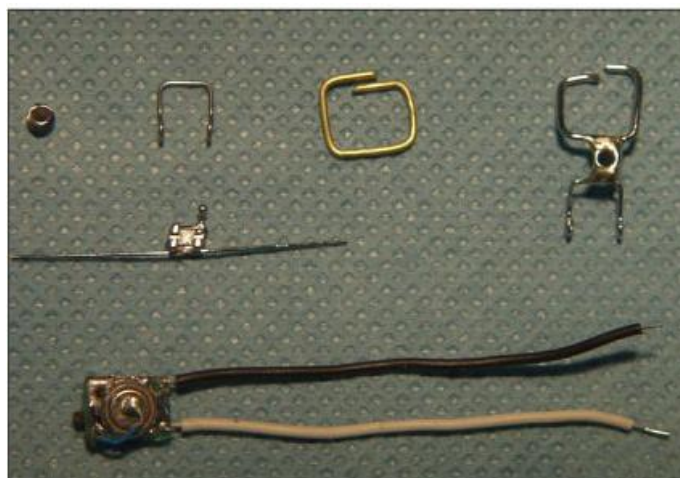


FIGURA 12 - Bráquete individualizado, componentes elétricos e acessórios utilizados na montagem do aparelho.

Fonte: KIM *et al.*, 2008, p. 340.



FIGURA 13 - Sequência de confecção do aparelho em modelo de trabalho.

Fonte: KIM *et al.*, 2008, p. 339.



FIGURA 14 - Aparelho elétrico fixado ao canino.

Fonte: KIM *et al.*, 2008, p. 339.

semanas, cinco horas por dia. O estudo foi realizado com sete pacientes do sexo feminino, cujos tratamentos ortodônticos envolveram extrações dos primeiros pré-molares e instalação de mini-implantes para ancoragem durante as retrações dos caninos superiores. O lado direito da maxila foi eleito como experimental e o lado esquerdo, como controle. Ambos receberam forças ortodônticas de mesma magnitude (FIG. 15). A quantidade de movimento



FIGURA 15 - Fotos: laterais e frontal. A: lado experimental. B: vista frontal. C: lado controle.

Fonte: KIM *et al.*, 2008, p. 342.



FIGURA 16 - Fotos oclusais. A: estágio inicial das retrações. B: após quatro semanas.

Fonte: KIM *et al.*, 2008, p. 342.

do canino foi mensurada semanalmente com paquímetro eletrônico, tendo como referência a distância entre a margem distal do mini-implante e a porção mesial do bráquete do canino (FIG. 16). A revisão sistemática de Long *et al.* (2013) avaliou cada estudo apenas em relação à distância total de movimentação, e no estudo de Kim *et al.* (2008), a do lado experimental foi 30% maior que a do lado controle. Este dado foi considerado estatisticamente significativo. Entretanto, o estudo foi considerado de qualidade média pela revisão sistemática de Long *et al.* (2013). A utilização de mini-implante como ancoragem evitou que os resultados fossem influenciados pela mesialização dos molares. Mas o momento do início da retração dos caninos após a extração dos primeiros pré-molares não foi especificado, o que diminuiu a confiabilidade dos resultados. A velocidade da retração do canino é alterada pelo fato da extração ser recente ou não. Além disto, a amostra foi composta apenas por mulheres. Considerando a incerteza da metodologia e dos resultados desse estudo, a revisão de Long *et al.* (2013) não pôde constatar se o estímulo por corrente elétrica acelera a movimentação dentária induzida. No entanto, relataram que o trabalho de revisão sistemática encontrou várias limitações em função do pequeno número de estudos de alta qualidade e das falhas estatísticas, decorrentes da variedade de metodologias dos trabalhos e da impossibilidade de comparação entre os dados dos resultados.

TABELA 1
 Informações gerais dos estudos *in vivo* através de métodos não invasivos

ESTUDO	AMOSTRA	FORÇA ORTODÔNTICA	APARELHO ELÉTRICO	POSIÇÃO DOS ELETRODOS	ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
Davidovitch <i>et al.</i> (1980a)	Nove gatas (três grupos de três)	Ausente	Removível superior Bateria com cinco células de mercúrio conectadas em série	Anodo - lado de pressão Catodo - lado de tensão	Corrente direta de $15 \pm 2\mu\text{A}$ Aplicação constante ao tecido periodontal de um dos caninos durante um, três e sete dias
Davidovitch <i>et al.</i> (1980b)	15 gatas (três grupos de cinco)	80gm / mola fechada entre canino e 3º pré-molar	Removível superior Bateria com cinco células de mercúrio conectadas	Anodo - pressão Catodo - tensão	Corrente direta de $15\mu\text{A}$ Aplicação constante ao tecido periodontal de um dos caninos por sete e 14 dias
Hashimoto (1990)	28 gatos (quatro grupos de sete)	60gm / mola fechada entre canino e unidade de ancoragem	Barra palatina unida às coroas metálicas do 2º e do 3º pré-molares Anel elástico com eletrodos e banda no canino Bateria externa	Anodo - mesial da coroa dentária Catodo - distal da coroa dentária	Potencial elétrico pulsado indutor de corrente direta intermitente de $10\mu\text{A}$ Aplicação à superfície da coroa dentária do canino esquerdo durante um, quatro, sete e 14 dias
Park <i>et al.</i> (2003)	Seis gatos	75gm Mola fechada entre canino e gancho do aparelho	Removível superior Minidispositivo elétrico com interruptor e minibateria	Anodo - pressão Catodo - tensão	Corrente direta de $20\mu\text{A}$ Aplicação intermitente ao tecido periodontal do canino esquerdo durante quatro semanas, cinco horas por dia
Kim <i>et al.</i> (2008)	Sete pacientes do sexo feminino	Mola fechada entre canino e mini-implante	Fixo superior Minidispositivo com minibateria	Anodo - pressão Catodo - tensão	Corrente direta intermitente de $20\mu\text{A}$ Aplicação ao tecido periodontal do canino direito durante quatro semanas, cinco horas por dia

3.2 Biotecnologia aplicada aos sistemas elétricos

O maior problema associado às técnicas de bioestimulação elétrica é a fonte de eletricidade para uso intraoral. Os pacientes não toleram facilmente fontes elétricas como minicélulas de mercúrio (KOLAHÍ *et al.*, 2009). Nas últimas décadas, a área biomédica tem sido beneficiada por microbaterias enzimáticas de biocombustível como fonte de energia para órgãos artificiais, para microrrobôs injetáveis no corpo humano (SASAKI e KARUBE, 1999) e para sistemas implantáveis de monitoramento contínuo de glicose (KAKEHI *et al.*, 2007).

Sasaki e Karube (1999) consideraram a hipótese de gerar energia elétrica através de alimentos, após analisar o fato do organismo vivo animal utilizar elétrons de compostos orgânicos para obter energia. Estruturas biológicas como as células musculares podem ser denominadas células de combustível. O alimento é o combustível e o conjunto de células musculares compõe a bateria. A aplicação deste mecanismo viabilizou a tentativa de criar biobaterias enzimáticas. Os pesquisadores idealizaram um sistema com eletrodos recobertos por enzimas imobilizadas e um substrato orgânico externo como combustível, para produzir eletricidade. Compostos orgânicos não são oxidados de forma eficiente na superfície de eletrodos, mas a associação com enzimas biocatalisadoras possibilitou a produção de células de combustível biocatalíticas. Os biocatalizadores estão diretamente envolvidos na reação redox que gera eletricidade. A enzima glicose oxidase foi imobilizada e aplicada à superfície dos eletrodos da célula. A fabricação de cada célula usou uma placa única de silício e solução de glicose introduzida por efeito capilar. A oxidação da glicose ocorreu e os elétrons foram transferidos ao anodo. O fluxo de elétrons entre o catodo e o anodo gerou energia elétrica com potência biocompatível. As baterias enzimáticas integradas conectaram duas ou mais células em série (FIG. 17). Os pesquisadores relataram a fabricação de sistemas integrados de microbaterias enzimáticas como fonte de energia para órgãos artificiais ou para microrrobôs injetáveis no corpo humano. Os problemas relativos à vida útil e à estabilidade do sistema poderão ser solucionados através da aplicação das técnicas e dos conhecimentos adquiridos durante o desenvolvimento de biosensores, empregados no sistema integrado de monitoramento contínuo de glicose.

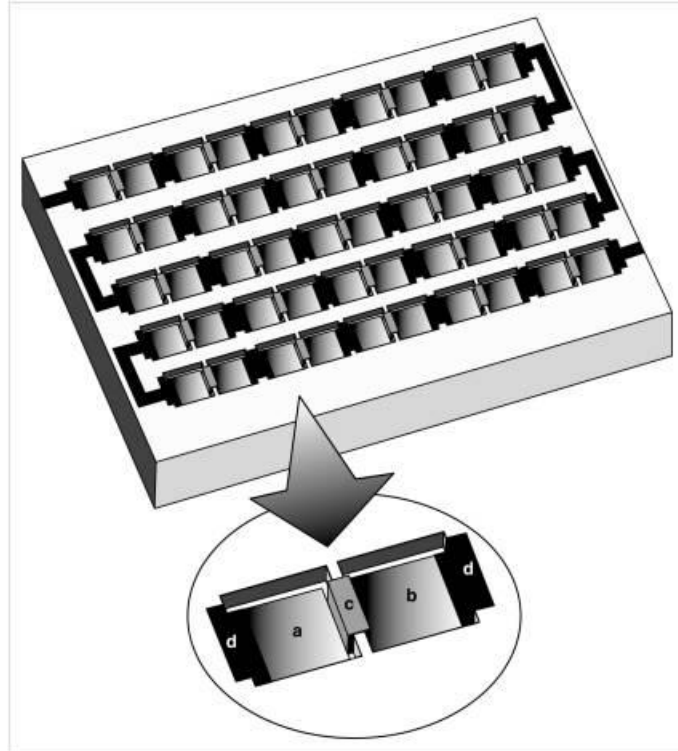


FIGURA 17 - Estrutura do sistema integrado de microbateria enzimática. (a, b): eletrodos com enzimas imobilizadas. (c): membrana de permuta iônica. (d): terminais para conexão em série.

Fonte: SASAKI e KARUBE, 1999, p. 51.

O estudo de Kim *et al.* (2006) foi conduzido para descrever os desafios no desenvolvimento das células de biocombustível à base de enzimas. A curta vida útil das células e a baixa densidade da corrente elétrica estão diretamente ligadas à estabilidade da enzima imobilizada, à taxa de transferência de elétrons e ao processo de carregamento das enzimas nos eletrodos. O progresso da nanotecnologia tem possibilitado a resolução dessas questões, mas novas pesquisas na área de biocatalisadores nanoestruturados serão fundamentais para desenvolver sistemas eficientes de células de biocombustível.

Em 2007, uma biobateria enzimática, envolvida por cápsula plástica à base de vegetais, foi elaborada para gerar eletricidade a partir de carboidrato ou de açúcar. O anodo foi envolvido pela enzima glicose oxidase que retirou elétrons e íons hidrogênio da molécula de glicose (oxidação). As reações catalisadas por esta enzima não apresentam transferência direta de elétrons entre a enzima e o eletrodo e necessitam de mediadores sintéticos de elétrons para o anodo e para o catodo, separados por uma membrana. Os íons hidrogênio atravessaram a membrana de separação entre o anodo e o catodo e se ligaram ao oxigênio do ar, produzindo água como subproduto. A energia foi gerada pelo fluxo de elétrons entre o catodo e o anodo (FIG. 18). Como a reação é dependente da concentração de oxigênio, a bateria e o compartimento da bateria devem conter espaços de ar que disponibilizem

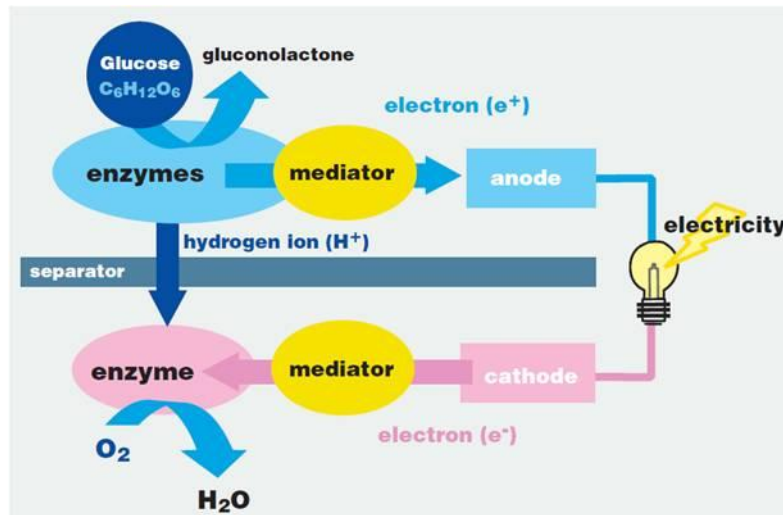


FIGURA 18 - Biobateria geradora de eletricidade a partir de carboidrato (açúcar).
Fonte: YEANG, 2008, p. 135.

oxigênio ao interior das células. Outra limitação à aplicação clínica é o fato do sistema ter oxidado o substrato apenas parcialmente, apesar dos pesquisadores relatarem a possibilidade da duração da carga ser três ou quatro vezes maior que a das baterias metálicas. A vantagem desta bateria é poder usar qualquer fonte de açúcar, como refrigerante ou seiva de planta, como fonte de recarga (YEANG, 2008).

O experimento desenvolvido por Okuda *et al.* (2008) propôs a utilização de glicose dehidrogenase como enzima catalítica termoestável para potencializar a geração de eletricidade a partir da glicose. O resultado da reação passou a depender da concentração de glicose e da taxa de atividade catalítica, e não mais da concentração de oxigênio. A glicose dehidrogenase apresentou maior termoestabilidade e maior habilidade em transferir elétrons, quando comparada à glicose oxidase. O sistema não necessitou de mediadores de elétrons, o que aumentou a estabilidade do sistema e simplificou a construção das células de biocombustível. Os resultados viabilizaram a construção da célula de biocombustível de transferência direta de elétrons, sem compartimento. No entanto, a aplicação clínica do sistema ainda requer melhorias da taxa de transferência de elétrons.

Kolahi *et al.* (2009) acreditam que as microcélulas biocatalíticas descritas por Okuda *et al.* (2008) podem ser usadas clinicamente como possíveis fontes de energia elétrica para acelerar o movimento dentário induzido. O sistema deve ser posicionado sobre a gengiva, próximo ao osso alveolar, e removido após a aplicação da corrente aos tecidos biológicos (FIG. 19). Como o sistema tem dimensões reduzidas e não é invasivo, o procedimento poderá ser facilmente executado, sem causar injúrias aos tecidos moles. Experimentos em seres vivos irão esclarecer dúvidas relativas à aplicabilidade clínica desses sistemas, à

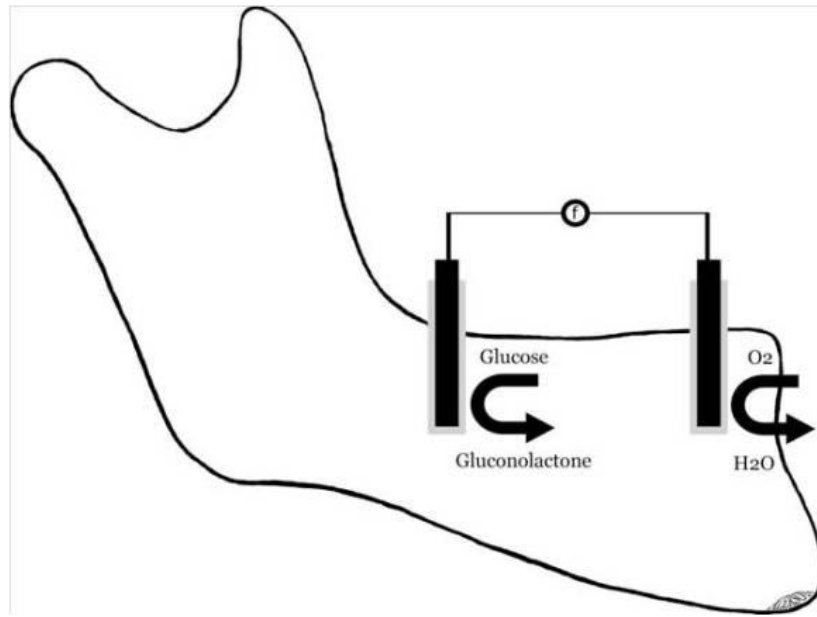


FIGURA 19 - Diagrama esquemático de uma célula de combustível biocatalítica para uso intraoral. Reação: $\text{Glucose} + \text{O}_2 \rightarrow \text{Gluconolactone} + \text{H}_2\text{O}/\text{H}_2\text{O}_2$.
Fonte: KOLAH *et al.*, 2009, p. 341.

tolerância pelos tecidos orais, ao risco de danos teciduais e às interações com fatores intraorais mutáveis, como pH e temperatura.

4 CONCLUSÃO

A bioestimulação elétrica durante o tratamento ortodôntico pode ser um meio eficaz para potencializar as respostas biológicas do tecido periodontal e a taxa de movimentação dentária (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, b; HASHIMOTO, 1990; KOLAH *et al.*, 2009; NORTON *et al.*, 1984; PARK *et al.*, 2003; ZENGO *et al.*, 1974). A correlação entre as evidências clínicas e os achados histológicos fundamenta a continuidade dos experimentos e o desenvolvimento de novos sistemas indutores de bioeletricidade (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, b; HASHIMOTO, 1990; KARANTH e SHETTY, 2001; PARK *et al.*, 2003).

O uso controlado da indução elétrica exógena pode reduzir a duração do tratamento ortodôntico, sem adição de riscos imediatos ao paciente e sem aumento significativo de custo. Pode tornar os resultados ortodônticos mais estáveis e encurtar o período de contenção, quando utilizada para aumento de ancoragem. Outra vantagem da bioeletricidade controlada é a promoção de efeitos localizados, sem intercorrências sistêmicas (HASHIMOTO, 1990; KOLAH *et al.*, 2009). Os métodos não invasivos são de fácil aplicação e não causam injúrias aos tecidos orais (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980a, b; PARK *et al.*, 2003; TAN *et al.*, 2010).

Apesar de comprovar os efeitos positivos da bioestimulação elétrica na movimentação dentária ortodôntica, a literatura expõe disparidades entre os estudos com relação às situações clínicas e às características técnicas experimentais. São necessárias novas pesquisas com metodologias e resultados passíveis de comparação, que avaliem o comportamento dos tecidos biológicos durante o período de recuperação, as alterações histológicas a longo prazo, dentre outros parâmetros necessários à prática clínica (DAVIDOVITCH *et al.*, 1980b; LONG *et al.*, 2013; PARK *et al.*, 2003).

À medida que os efeitos biológicos da indução elétrica são pesquisados, os avanços tecnológicos propõem novas fontes bioestimuladoras. O progresso da biotecnologia tem impulsionado uma nova geração de dispositivos elétricos de biocombustível, de biocatalisadores nanoestruturados e de biosensores, cuja integração em sistemas microfabricados tende a revolucionar a área biomédica e a clínica odontológica. Novos desafios estão surgindo e exigem a continuidade dos esforços investigativos tanto dos laboratórios de pesquisa quanto das clínicas associadas. A avaliação e a análise dos sistemas elétricos dependem de experiências clínicas que validem e facilitem o uso clínico das técnicas.

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AYDIN M. The accelerated orthodontic therapy by the electricity. Adana-Turkiye, 1994. Unpublished data. Available in: <<http://aydinmur.com/article3.pdf>>.
2. DA COSTA, L. M. R.; LATORRE, G. S. Eletroestimulação e tecido ósseo: respostas biomecânicas aos estímulos elétricos - uma revisão de literatura. *Revista Brasileira de Ciências da Saúde*, v. 9, n. 29, p. 88-91, jul./set. 2011.
3. DAVIDOVITCH, Z. Tooth movement. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, v. 2, n. 4, p. 411-450, 1991.
4. DAVIDOVITCH, Z.; FINKELSON, M. D.; STEIGMAN, S.; SHANFELD, J. L.; MONTGOMERY, P. C.; KOROSTOFF, E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: I. The effect of electric currents on periodontal cyclic nucleotides. *American Journal of Orthodontics*, v. 77, n. 1, p. 14-32, Jan.1980a.
5. DAVIDOVITCH, Z.; FINKELSON, M. D.; STEIGMAN, S.; SHANFELD, J. L.; MONTGOMERY, P. C.; KOROSTOFF, E. Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement: II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. *American Journal of Orthodontics*, v. 77, n. 1, p. 33-47, Jan.1980b.
6. DOLCE, C.; SCOTT MALONE, J.; WHEELER, T. T. Current concepts in the biology of orthodontic tooth movement. In *Seminars in Orthodontics*, v. 8, n. 1, p. 6-12, Mar. 2002. WB Saunders.
7. GROSS, D.; WILLIAMS, W. S. Streaming potential and the electromechanical response of physiologically-moist bone. *Journal of Biomechanics*, v. 15, n. 4, p. 277-295, 1982.
8. HASHIMOTO, H. Effect of micro-pulsed electricity on experimental tooth movement. *Nihon Kyōsei Shika Gakkai Zasshi: The Journal of Japan Orthodontic Society*, v. 49, n. 4, p. 352-361, Aug. 1990.

9. ISAACSON, B. M.; BLOEBAUM, R. D. Bone bioelectricity: what have we learned in the past 160 years?. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, v. 95, n. 4, p. 1270-1279, Dec. 2010.
10. JOHNSON, M. W.; CHAKKALAKAL, D. A.; HARPER, R. A.; KATZ, J. L. Comparison of the electromechanical effects in wet and dry bone. *Journal of Biomechanics*, v. 13, n. 5, p. 437-442, 1980.
11. KAKEHI, N.; YAMAZAKI, T.; TSUGAWA, W.; SODE, K. A novel wireless glucose sensor employing direct electron transfer principle based enzyme fuel cell. *Biosensors and Bioelectronics*, v. 22, n. 9, p. 2250-2255, 2007.
12. KARANTH, H. S.; SHETTY, K. S. Orthodontic tooth movement and bioelectricity. *Indian Journal of Dental Research: official publication of Indian Society for Dental Research*, v. 12, n. 4, p. 212, Oct./Dec. 2001.
13. KIM, D. H.; PARK, Y. G.; KANG, S. G. The effects of electrical current from a micro-electrical device on tooth movement. *Korean Journal of Orthodontics*, v. 38, n. 5, p. 337-346, Oct. 2008.
14. KIM, J.; JIA, H.; WANG, P. Challenges in biocatalysis for enzyme-based biofuel cells. *Biotechnology Advances*, v. 24, n. 3, p. 296-308, 2006.
15. KOLAH, J.; ABRISHAMI, M.; DAVIDOVITCH, Z. Microfabricated biocatalytic fuel cells: a new approach to accelerating the orthodontic tooth movement. *Medical Hypotheses*, v. 73, n. 3, p. 340-341, Sep. 2009.
16. KRISHNAN, V.; NAIR, S. V.; RANJITH, A.; DAVIDOVITCH, Z. E. Research in tooth movement biology: the current status. In *Seminars in Orthodontics*, v. 18, n. 4, p. 308-316, Dec. 2012. WB Saunders.
17. LONG, H.; PYAKUREL, U.; WANG, Y.; LIAO, L.; ZHOU, Y.; LAI, W. Interventions for accelerating orthodontic tooth movement: a systematic review. *The Angle Orthodontist*, v. 83, n. 1, p. 164-171, Jan. 2013.
18. NORTON, L. A. Implications of bioelectric growth control in orthodontics and dentistry. *The Angle Orthodontist*, v. 45, n. 1, p. 34-42, Jan. 1975.

19. NORTON, L. A.; HANLEY, K. J.; TURKEWICZ, J. Bioelectric perturbations of bone: research directions and clinical applications. *The Angle Orthodontist*, v. 54, n. 1, p. 73-87, Jan. 1984.
20. NYMAN, J. S.; ROY, A.; SHEN, X.; ACUNA, R. L.; TYLER, J. H.; WANG, X. The influence of water removal on the strength and toughness of cortical bone. *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 5, p. 931-938, 2006.
21. OKUDA-SHIMAZAKI, J.; KAKEHI, N.; YAMAZAKI, T.; TOMIYAMA, M.; SODE, K. Biofuel cell system employing thermostable glucose dehydrogenase. *Biotechnology Letters*, v. 30, n. 10, p. 1753-1758, 2008.
22. PARK, S. J.; LEE, Y. J.; PARK, Y. G.; DAVIDOVITCH, Z. A study on the effects of electrical stimulation by the miniature electric device on the tooth movement and tissue remodeling. *Korean Journal of Orthodontics*, v. 33, n. 4, p. 279-291, Aug. 2003.
23. SASAKI, S.; KARUBE, I. The development of microfabricated biocatalytic fuel cells. *Trends in Biotechnology*, v. 17; n. 2, p. 50-52, Feb. 1999.
24. TAN, K. F.; SHETTY, V. S.; MOGRA, S. Bioelectric perturbations in orthodontic tooth movement. *Journal of Dental Sciences and Research*, v. 1, n. 1, p. 41-49, Feb. 2010.
25. YEANG, K. Recharging your bio-batteries with a can of Coke. *Architectural Design*, v. 78, n. 2, p. 134-135, 2008.
26. ZENGO, A. N.; BASSETT, C. A. L.; PAWLUK, R. J.; PROUNTZOS, G. In vivo bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *American Journal of Orthodontics*, v. 66, n. 2, p. 130-139, 1974.
27. ZENGO, A. N.; PAWLUK, R. J.; BASSETT, C. A. L. Stress-induced bioelectric potentials in the dentoalveolar complex. *American Journal of Orthodontics*, v. 64, n. 1, p. 17-27, Jul. 1973.