



Pedido nacional de Invenção, Modelo de Utilidade, Certificado de Adição de Invenção e entrada na fase nacional do PCT

Número do Processo: BR 10 2017 026510 2

Dados do Depositante (71)

Depositante 1 de 2

Nome ou Razão Social: FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA/CENTRO DE APOIO AO DESENVOLVIMENTO TECNOLÓGICO

Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica

CPF/CNPJ: 00038174000143

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Jurídica: Órgão Público

Endereço: CENTRO DE APOIO AO DESENVOLVIMENTO TECNOLÓGICO -
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, CAMPUS UNIVERSITÁRIO DARCY
RIBEIRO, EDIFÍCIO CDT, ASA NORTE

Cidade: Brasília

Estado: DF

CEP: 70904-970

País: Brasil

Telefone: (61)3107-4100/4128

Fax: (61)3107-4136

Email: nupitec@cdt.unb.br

Nome ou Razão Social: UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS - UFMG

Tipo de Pessoa: Pessoa Jurídica

CPF/CNPJ: 17217985000104

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Jurídica: Instituição de Ensino e Pesquisa

Endereço: Avenida Antonio Carlos, nº 6627, Pampulha

Cidade: Belo Horizonte

Estado: MG

CEP: 31270-901

País: BRASIL

Telefone: (31) 340 94774

Fax:

Email: patentes@ctit.ufmg.br

Natureza Patente: 10 - Patente de Invenção (PI)

Título da Invenção ou Modelo de Utilidade (54): DISPOSITIVO PARA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR DE LONGA DURAÇÃO MULTICANAIS COM RECALIBRAÇÃO POR MEIO DE BIOFEEDBACK

Resumo: A presente invenção trata-se de um equipamento automático, não-invasivo, para estimulação elétrica neuromuscular continuada em tecidos neuromusculares. Situa-se no campo de dispositivos para estimulação elétrica transcutânea de tecidos neuromusculares, utilizados em sessões de fisioterapia em centros clínicos, unidades de terapia intensiva e na reabilitação de usuários. A presente invenção permite a compensação da fadiga muscular por meio da recalibração dos parâmetros dos estímulos elétricos, a partir da medição, por meio dos sensores de biofeedback (15), acoplados aos eletrodos (14), da efetiva contração mecânica gerada. Assim, os resultados da medição do nível de fadiga permitem a determinação automática de parâmetros, o monitoramento dos estímulos elétricos de longa duração, e a geração de estímulos elétricos, baseados na excitabilidade neuromuscular de cada grupo muscular. Frente a outros sistemas de eletroestimulação existentes, a presente invenção realiza protocolos de eletroestimulação, por longos períodos de duração e em múltiplos canais de estimulação completamente independentes, de modo automático, fazendo uso de biofeedback, e fornece estímulos elétricos com parâmetros superiores àqueles fornecidos pelos sistemas de eletroestimulação apresentados no estado da técnica.

Figura a publicar: 1

Dados do Inventor (72)

Inventor 1 de 5

Nome: ANTÔNIO PADILHA LANARI BÓ

CPF: 70409781134

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Engenheiro, arquiteto e afins

Endereço: SQN 116, Bloco F, Apartamento 603, Asa Norte

Cidade: Brasília

Estado: DF

CEP: 70773-060

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email:

Inventor 2 de 5

Nome: JOÃO LUIZ QUAGLIOTI DURIGAN

CPF: 03575163979

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Fonoaudiólogo, fisioterapeuta, terapeuta ocupacional e afins

Endereço: Quadra 204, Lote 3, Praça Pardal, Edifício Quattro, Apartamento 901-C, Sul (Águas Claras)

Cidade: Brasília

Estado: DF

CEP: 71939-540

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email:

Inventor 3 de 5

Nome: HENRIQUE RESENDE MARTINS

CPF: 89875745391

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Engenheiro, arquiteto e afins

Endereço: Rua Maria Francisca Gomes, 165, Bairro Ouro Preto

Cidade: Belo Horizonte

Estado: MG

CEP: 31340-025

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email:

Inventor 4 de 5

Nome: PAULO EUGÊNIO OLIVEIRA DE SOUZA E SILVA

CPF: 00715088564

Nacionalidade: Brasileira

Qualificação Física: Fonoaudiólogo, fisioterapeuta, terapeuta ocupacional e afins

Endereço: Avenida Parque Águas Claras, Lote 3305, Apartamento 507-B,
Águas Claras

Cidade: Brasília

Estado: DF

CEP: 71906-500

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email:

Inventor 5 de 5

Nome: MIGUEL EDUARDO GUTIERREZ PAREDES

CPF: 70094378150

Nacionalidade: Colombiana

Qualificação Física: Engenheiro, arquiteto e afins

Endereço: Grande Colorado, Edifício Hyara Center, Apartamento 411,
Sobradinho

Cidade: Brasília

Estado: DF

CEP: 73105-904

País: BRASIL

Telefone:

Fax:

Email:

Documentos anexados

Tipo Anexo	Nome
Relatório Descritivo	2017-12-08 - Relatório Descritivo - Estimulador Muscular - Final.pdf
Reivindicação	2017-12-08 - Reivindicações - Estimulador Muscular - Final.pdf
Desenho	2017-12-08 - Figuras - Estimulador Muscular - Final.pdf
Resumo	2017-12-08 - Resumo - Estimulador Muscular - Final.pdf
Comprovante de pagamento de GRU 200	GRU - Comprovante - 75-0914 - Estimulador.pdf
Estatuto da UnB	Estatuto da UnB - 2013 - Livreto.pdf
Procuração	Procuração - UFMG.pdf
Estatuto UFMG	Estatuto · Universidade Federal de Minas Gerais.pdf

Acesso ao Patrimônio Genético

- ☒ Declaração Negativa de Acesso - Declaro que o objeto do presente pedido de patente de invenção não foi obtido em decorrência de acesso à amostra de componente do Patrimônio Genético Brasileiro, o acesso foi realizado antes de 30 de junho de 2000, ou não se aplica.

Declaração de veracidade

- ☒ Declaro, sob as penas da lei, que todas as informações acima prestadas são completas e verdadeiras.

DISPOSITIVO PARA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR DE LONGA DURAÇÃO MULTICANAIS COM RECALIBRAÇÃO POR MEIO DE BIOFEEDBACK

CAMPO DA INVENÇÃO

[001] A presente invenção trata-se de um equipamento automático, não-invasivo, para estimulação elétrica neuromuscular continuada em tecidos neuromusculares. Situa-se no campo de dispositivos para estimulação elétrica transcutânea de tecidos neuromusculares, utilizados em sessões de fisioterapia em centros clínicos, unidades de terapia intensiva e na reabilitação de usuários, durante todo o período de internação do usuário.

ESTADO DA TÉCNICA

[002] A estimulação elétrica neuromuscular transcutânea (NMES) é utilizada no fortalecimento de tecidos musculares, a fim de evitar a perda de força e, até mesmo, a atrofia muscular de um usuário, que se encontra impossibilitado de se locomover e necessita permanecer em repouso por períodos prolongados (Routsis C, Gerovasili V, Vasileiadis I, et al (2010) Electrical muscle stimulation prevents critical illness polyneuromyopathy: a randomized parallel intervention trial. Crit Care 14: R74).

[003] Em um tecido muscular saudável nota-se que o nervo motor é despolarizado em uma faixa entre 60 a 200 microsegundos (Recoskie BJ, Scholl TJ, Chronik BA. *The discrepancy between human peripheral nerve chronaxie times as measured using magnetic and electric field stimuli: the relevance to MRI gradient coil safety*. PhysMedBiol 2009, 54:5965-79). Esse intervalo de tempo de despolarização permite o recrutamento muscular por meio do nervo motor

intacto. De modo geral, a estimulação elétrica utiliza uma largura de pulso entre 200 e 500 microsegundos, pois vários estudos têm demonstrado que essa faixa permite a contração muscular com o menor desconforto possível (De litto A, Strube MJ, Shulman AD, Minor SD. A study of discomfort. with electrical stimulation. *PhysTher* 1992; 72:410-421; Dantas, L. O., Vieira, A., Junior, A. L., Salvini, T. F., Durigan, J. L. *Comparison between the effects of 4 different electrical stimulation current waveforms on isometric knee extension torque and perceived discomfort in healthy women*. 2015, 51(1):76-82).

[004] No caso dos tecidos musculares com polineuromiopatias, os estímulos elétricos precisam de larguras de pulso superiores a 1000 microssegundos para eliciar a contração muscular. Isso porque esses tecidos apresentam modificações na sua excitabilidade neuromuscular, que provocam alterações neurofisiológicas (Silva PE, Babault N, Mazullo JB, et al. Safety and feasibility of a neuromuscular electrical stimulation chronaxie-based protocol in critical ill patients: A prospective observational study. *J Crit Care*. 2016; 37:141-148).

[005] Essas alterações neurofisiológicas, por sua vez, comprometem a condução nervosa dos estímulos, reduzindo a velocidade de condução dos potenciais de ação (impulsos elétricos) através dos axônios, e elevando o limiar de disparo (Stevens RD, Marshall SA, Cornblath DR, et al. A framework for diagnosing and classifying intensive care unit-acquired weakness. *CritCare Med*. 2009; 37(10 Suppl): S299-S308). Por esse motivo, também é necessária a

realização de testes para verificar a curva de excitabilidade, a fim de definir os parâmetros ótimos de estimulação elétrica desses tecidos musculares. O limiar de disparo é o estímulo elétrico mínimo necessário para que a fibra muscular seja recrutada (Silva PE, Babault N, Mazullo JB, et al. Safety and feasibility of a neuromuscular electrical stimulation chronaxie-based protocol in critical ill patients: A prospective observational study. *J Crit Care*. 2016; 37:141-148).

[006] A polineuromiopatia da doença crítica (PNMDC) é uma doença sistêmica que altera a excitabilidade neuromuscular global e está associada à fraqueza muscular generalizada. Apesar desse acometimento amplo, o grau de excitabilidade e de atrofia varia nas diferentes áreas do corpo, sendo as mais acometidas as regiões distais (extremidades) e os membros inferiores (Kress JP, Hall JB. ICU-acquired weakness and recovery from critical illness. *N Engl J Med*. 2014; 370(17):1626-1635).

[007] Estudos experimentais demonstram que, para que o tratamento seja mais eficaz, as áreas devem ser tratadas de acordo com o seu grau de excitabilidade e por intervalos específicos (Peviani SM, Russo TL, Durigan JLQ, Vieira BS, Pinheiro CM, Galassi MS, Salvini TF. Stretching and electrical stimulation regulate the metalloproteinase-2 in rat denervated skeletal muscle. *Neurol Res* 2010, **32**:891-6; Pieber et al. Optimizing stimulation parameters in functional electrical stimulation of denervated muscles: a cross-sectional study *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* 2015). Em termos de duração do tratamento, outro estudo evidenciou que são necessárias

entre 300 e 800 contrações por dia, divididas num período de 24 horas, para evitar a atrofia em membros desnervados (Dow DE, Cederna PS, Hassett CA, et al (2004) Number of contractions to maintain mass and force of a denervated rat muscle. Muscle Nerve 30:77-86. doi: 10.1002/mus.20054).

[008] Os equipamentos disponíveis no mercado foram concebidos para estimular poucas áreas ao mesmo tempo, com programações dos ajustes das correntes, na maioria das vezes, com dependência entre os canais, com alcances de largura de pulso e intensidade incapazes de gerar contrações efetivas em doentes críticos e com impossibilidade de programação mais complexa da estimulação por períodos prolongados, por exemplo, por um período de 24 horas.

[009] Dentre as tecnologias que se enquadram no campo de aplicação da presente invenção, podemos citar os seguintes casos de eletroestimuladores.

[010] O documento Manual Dualpex 071 (disponível em: <http://quarkmedical.com.br/pdf/DUALPEX_071.pdf>. Acesso em: 08 de dezembro de 2017) apresenta um estimulador muscular que fornece estímulos elétricos com largura de pulso de até 1 segundo de duração, que é um dos requisitos para realização de eletrodiagnóstico em usuário com alteração da excitabilidade neuromuscular. Entretanto, em comparação com a presente invenção, o estimulador disponível no mercado emite uma amplitude máxima de corrente menor igual a 69 miliampères em cargas de no máximo 1000 Ohm, possibilita a condução de eletroestimulação neuromuscular por no máximo 59 minutos,

não é capaz de gerar forma de onda exponencial adequada à identificação da cronaxia e não apresenta a função de recalibração dos estímulos elétricos.

[011] A patente estadunidense US6324432 descreve um dispositivo de estimulação elétrica muscular, para aplicações esportivas, sobretudo treinamento passivo e reeducação de tecidos musculares atrofiados. Esse dispositivo possui sensores, do tipo eletromiográfico e acelerômetro, para medição das reações musculares dos tecidos musculares estimulados. No entanto, diferente da presente invenção, o referido dispositivo não possibilita a medição da atividade neuromuscular com um controle em malha fechada, bem como, a atualização dos estímulos elétricos. Além disso, é um equipamento com um número limitado de canais (no máximo 2), que não permite a programação de eletroestimulação, por períodos contínuos e superiores a 24 horas de duração, sem o risco do surgimento de irritações na pele ou até mesmo de lesões.

[012] A patente estadunidense US8565888 apresenta um dispositivo para estimulação elétrica de tecidos musculares. Essa tecnologia permite a adaptação do estímulo elétrico a partir das características da resposta muscular, tal como a fadiga. Esses parâmetros de controle são detectados por meio de sensores, tais como, acelerômetros e extensômetros. Esse dispositivo produz estímulos com no máximo 400 microssegundos de largura de pulso e 120 miliampères de amplitude de corrente elétrica em cargas de, no máximo, 1000 Ohm. Em comparação com o referido equipamento, a presente invenção propicia estímulos elétricos de largura de pulso superiores. Além

disso, a patente US8565888 apresenta um equipamento com um número limitado de canais (no máximo 4), que não permite a programação de eletroestimulação, por períodos contínuos e superiores a 24 horas de duração, sem o risco do surgimento de irritações na pele ou até mesmo de lesões.

[013] A patente estadunidense US8285381B2 descreve um equipamento para eletroestimulação muscular, composto por uma matriz de eletrodos e sensores, cuja morfologia é desenvolvida para minimizar a necessidade de posicionamento preciso dos eletrodos. Este dispositivo possibilita a prevenção de queimaduras pela eletroestimulação, pois os sensores detectam pequenos incrementos de temperatura que podem gerar dano aos tecidos musculares. Apesar da tecnologia apresentada na patente US8285381B2 possuir um controle de temperatura, essa patente não guarda semelhança com a presente invenção, pois esta não é capaz de gerar estímulos com larguras de pulso superiores a 400 microssegundos, além de não medir a atividade eletromecânica do conjunto músculo-tendão. Por fim, a patente estadunidense US8285381B2 também não possui tecnologia que permita programações de eletroestimulação, por períodos contínuos e superiores a 24 horas de duração, sem o risco do surgimento de irritações na pele ou até mesmo de lesões.

[014] A patente estadunidense US20160051817A1 descreve um equipamento para eletroestimulação muscular, que propõe a geração de estímulos elétricos controlados por pulsos e que leva em consideração tanto a resistência quanto a capacitância da pele. Dessa forma, o sistema proposto na patente estadunidense US20160051817A1 promete gerar o

mesmo nível de contração muscular que os equipamentos atuais, no entanto, fazendo uso de menores amplitudes de corrente. Para isso, esse sistema faz uma amostragem do estímulo aplicado ao paciente e controla, via *firmware*, a amplitude do pulso de tensão aplicado. Apesar da tecnologia apresentada na patente US20160051817A1 também possuir um controle de intensidade de estímulo, por meio da amostragem do sinal de saída, essa tecnologia não guarda semelhança com a presente invenção, pois de não é capaz de gerar sinais elétricos durante longos períodos de eletroestimulação. Além disso, a patente estadunidense US20160051817A1 também não possui tecnologia que permita programações de eletroestimulação, por períodos contínuos e superiores a 24 horas de duração, sem o risco do surgimento de irritações na pele ou até mesmo lesões.

[015] A presente invenção apresenta características técnicas que possibilitam avaliar a excitabilidade neuromuscular, estimular tecidos musculares de diferentes grupos musculares de maneira simultânea, contínua, independente e automatizada. A presente invenção possui características de *hardware* e *software* que permitem a detecção e a mensuração da atividade muscular para realização de eletroestimulação automatizada e compensação da fadiga muscular.

[016] A presente invenção também apresenta um sistema de estimulação que fornece parâmetros de estimulação elétrica adequados para usuários com alteração da excitabilidade neuromuscular, bem como um sistema de acompanhamento para eletroestimulação de longa duração e correção automática de parâmetros da eletroestimulação com

base em medições em tempo real.

DESCRIÇÃO SUCINTA DAS FIGURAS

[017] Para melhor compreensão da presente invenção, a mesma foi ilustrada nas Figuras de **1** a **8**, não restringindo quanto às dimensões ou à cor do objeto.

[018] A **Figura 1** apresenta diagrama do dispositivo (1) para eletroestimulação neuromuscular, destacando os seguintes elementos: dispositivo (1), módulo de interface (2), fonte de alimentação (3), fonte médica (4), módulo de comunicação (5), microcontrolador da placa mãe (6), regulador da placa mãe (7), interface placa mãe/placa filha (8), regulador da placa filha (9), microcontrolador da placa filha (10), gerador de alta tensão (11), módulo de *biofeedback* (12), estágio de potência (13), eletrodo (14) e sensor de *biofeedback* (15).

[019] A **Figura 2** apresenta o diagrama da placa mãe (16), destacando os seguintes elementos: fonte de alimentação (3), fonte médica (4), módulo de comunicação (5), microcontrolador da placa mãe (6), regulador da placa mãe (7), interface placa mãe/placa filha (8) e placa mãe (16).

[020] A **Figura 3** apresenta o diagrama da placa filha (17), destacando os seguintes elementos: interface placa mãe/placa filha (8), regulador da placa filha (9), microcontrolador da placa filha (10), gerador de alta tensão (11), módulo de *biofeedback* (12), estágio de potência (13), eletrodo (14), sensor de *biofeedback* (15) e placa filha (17).

[021] A **Figura 4** apresenta o diagrama do estágio de potência (13), destacando os seguintes elementos: estágio de potência (13), espelho de corrente de Wilson (18), banco de capacitores de *buck* (19), relé de estado sólido (20), circuito de ponte H (21), circuito para amostragem da eletroestimulação (22) e conversor tensão-corrente (23).

[022] A **Figura 5** apresenta o diagrama elétrico do conversor tensão-corrente (23), presente no estágio de potência (13) de cada placa filha (17).

[023] A **Figura 6** apresenta o diagrama elétrico do espelho de corrente de Wilson (18) e o banco de capacitores de *buck* (19).

[024] A **Figura 7** apresenta o diagrama elétrico do circuito de ponte H (21).

[025] A **Figura 8** apresenta o diagrama elétrico do circuito para amostragem da eletroestimulação (22).

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

[026] As alterações na excitabilidade neuromuscular são causadas por inúmeras doenças e as variações na impedância elétrica dos diversos grupos musculares implicam na necessidade de estímulos elétricos com ajustes diferentes. Desta forma, em um mesmo usuário, os tecidos musculares do bíceps podem apresentar uma excitabilidade normal, enquanto que os tecidos musculares do tibial anterior podem apresentar uma alteração significativa na excitabilidade.

[027] Neste contexto, a presente invenção é indicada

para estimulação elétrica de tecidos musculares de usuários, que apresentam alterações na excitabilidade muscular, que reduzem a velocidade de condução dos sinais elétricos através dos axônios, elevando, assim, a intensidade de estímulo necessário para atingir o limiar de disparo. Para estimular este tipo de tecido muscular, faz-se necessário utilizar larguras de pulso mais elevadas, uma vez que estes apresentam cronaxias superiores a 1000 microssegundos.

[028] Ainda neste contexto, a presente invenção refere-se a um dispositivo (1) para eletroestimulação neuromuscular transcutânea, não-invasivo, multicanais, de uso contínuo e durante todo o período de internação do usuário em leito hospitalar, clínico ou domiciliar (*home-care*), capaz de gerar estímulos elétricos com largura de pulso programável, variando de 10 microssegundos até 1000 milissegundos, de longa duração, variando de 1 hora até 30 dias e com estímulos ininterruptos. A presente invenção possui sensores de *biofeedback* (15) para medir o nível de fadiga dos tecidos estimulados.

[029] O nível de fadiga é caracterizado pela resposta dos tecidos aos estímulos elétricos. Esse parâmetro é utilizado para avaliar a necessidade de alteração na intensidade, duração e/ou frequência dos estímulos elétricos, de forma a manter o nível de contração constante durante toda a eletroestimulação. Além dessas características, a presente invenção é capaz de estimular, simultaneamente e continuamente, tecidos musculares de diferentes grupos musculares, devido à utilização de canais de estimulação independentes.

[030] A presente invenção permite a compensação da fadiga muscular por meio da recalibração dos parâmetros dos estímulos elétricos, a partir da medição, por meio dos sensores de *biofeedback* (15), acoplados aos eletrodos (14), da efetiva contração mecânica gerada. Assim, os resultados da medição do nível de fadiga permitem a determinação automática de parâmetros, o monitoramento dos estímulos elétricos de longa duração, e a geração de estímulos elétricos, baseados na excitabilidade neuromuscular de cada grupo muscular.

[031] Frente a outros sistemas de eletroestimulação existentes, a presente invenção realiza protocolos de eletroestimulação, por longos períodos de duração e em múltiplos canais de estimulação completamente independentes, de modo automático, fazendo uso de *biofeedback*, e fornece estímulos elétricos com parâmetros superiores àqueles fornecidos pelos sistemas de eletroestimulação apresentados no estado da técnica. Notadamente, valores mais altos de largura de pulso e de intensidade de corrente para cargas de até 2000 Ohms, garantindo a eficiência da eletroestimulação mesmo em músculos desnervados e/ou com alteração da excitabilidade.

[032] As características técnicas necessárias para prover essas funcionalidades estão presentes no *hardware* e no programa de computador embarcado, tais como, a topologia de fluxo de potência distribuída, que permite a independência entre os estágios de potência (13) de cada um dos canais de eletroestimulação, cada um deles compostos por conversor tensão-corrente (23), espelho de corrente de Wilson (18) e circuito de ponte H (21)

projetado na saída do estágio de potência (13) para permitir a inversão da polaridade dos eletrodos (14) e a aplicação de estímulos elétricos por longos períodos de tempo sem causar lesões ou irritação na pele do usuário.

[033] O presente dispositivo (1) eletroestimulador neuromuscular é composto pelos seguintes componentes: módulo de interface (2), fonte de alimentação (3), fonte médica (4), módulo de comunicação (5), microcontrolador da placa mãe (6), regulador da placa mãe (7), interfaces placa mãe/placa filha (8), microcontroladores das placas filhas (10), reguladores das placas filhas (9), geradores de alta tensão (11), dedicado para cada placa filha (17), módulos de *biofeedback* (12), estágios de potência (13), dedicado para cada placa filha (17), eletrodos (14), sensores de *biofeedback* (15), placa mãe (16), placas filhas (17), espelhos de corrente de Wilson (18), bancos de capacitores de *buck* (19), relés de estado sólido (20), circuitos de ponte H (21), circuitos para amostragem da eletroestimulação (22) e conversores tensão-corrente (23).

[034] A placa mãe (16) é composta pelos seguintes componentes: microcontrolador da placa mãe (6), módulo de comunicação (5), para comunicação com o módulo de interface (2), regulador da placa mãe (7), interface placa mãe/placa filha (8), fonte de alimentação (3) e fonte médica (4), que atende as exigências da norma NBR IEC 60.601-1, que regulamenta os aspectos de segurança em Equipamentos Médico-Hospitalares e é preconizada pela ANVISA para a certificação dos mesmos.

[035] Cada placa filha (17) possui dois canais de estimulação independentes, e é composta pelos seguintes

componentes: interface placa mãe/placa filha (8), regulador da placa filha (9), gerador de alta tensão (11) dedicado, microcontrolador da placa filha (10), módulo de *biofeedback* (12), estágio de potência (13), eletrodo (14) e sensor de *biofeedback* (15). Os canais de estimulação são formados por um canal dedicado ao eletrodo (14), e por um canal dedicado ao módulo de *biofeedback* (12) e um sensor de *biofeedback* (15).

[036] A interface placa mãe/placa filha (8) é um componente compartilhado pela placa mãe (16) e placas filhas (17), utilizado para conectar os componentes da placa mãe (16) aos componentes das placas filhas (17). O regulador da placa mãe (7) é responsável por gerar os diferentes níveis de tensão que a placa mãe (16) utiliza.

[037] O dispositivo (1) possui dois níveis de controle representados pelo módulo de controle central e pelos módulos de controle distribuído. O módulo de controle central recebe os comandos transmitidos pelo módulo de interface (2), interpreta esses comandos em parâmetros de estimulação, e os transmite para os módulos de controle distribuído, presentes nas placas filhas (17). O módulo de controle central também recebe os dados provenientes dos sensores de *biofeedback* (15), após pré-processamento nas placas filhas (17), e executa a parte do programa de computador, implementada no microcontrolador da placa mãe (6), que realiza a análise automática e o controle/correção dos parâmetros de estimulação.

[038] O módulo de controle central compreende o módulo de comunicação (5) e o microcontrolador da placa mãe (6), sendo o módulo de comunicação (5) um circuito integrado

que utiliza tecnologia sem fio, do tipo *Bluetooth* ou equivalente, ou comunicação serial, como *USB*. O microcontrolador da placa mãe (6) apresenta a seguinte configuração mínima: 32-bits, 100 MHz de velocidade de processamento, 2 MB de memória de dados (*Flash*), 512 KB de memória RAM, módulo de acesso direto à memória (DMA), 12 módulos de interfaces de comunicação I2C, SPI e UART e módulo de processamento digital de sinais (DSP) em nível de *hardware*.

[039] O módulo de controle distribuído recebe os comandos de estimulação do módulo de controle central; gera, por meios dos conversores digitais-analógicos (CDA) embutidos nos microcontroladores das placas filhas (10), os sinais de controle de estímulo; controla a polaridade do estímulo por meio da ativação dos drivers dos MOSFETs do circuito de ponte H (21); recebe e pré-processa os dados dos sensores de *biofeedback* (15); envia os dados, pré-processados, provenientes dos sensores de *biofeedback* (15), para o módulo de controle central; lê os sinais analógicos de medição de estimulação e monitora eventuais falhas, atuando no desligamento do estágio de potência (13) para proteger o usuário em caso de falhas; e envia o *status* de funcionamento tanto do estágio de potência (13), quanto dos sensores de *biofeedback* (15) da placa filha (17) para a placa mãe (16).

[040] Os módulos de controle distribuído ficam localizados nas placas filhas (17). Cada módulo de controle distribuído compreende um microcontrolador da placa filha (10), um sensor de *biofeedback* (15) e um circuito de amostragem da eletroestimulação (22). O

microcontrolador da placa filha (10) apresenta a seguinte configuração mínima: 32-bits, 80 MHz de velocidade de processamento, 1 MB de memória de dados (*Flash*), 126 KB de memória RAM, com dois conversores digital-analógico (CDA) de 12-bits, dois conversores analógico-digital (CAD) de 12-bits, módulo de acesso direto à memória (DMA) e interfaces de comunicação I2C, SPI e UART.

[041] As placas filhas (17) são a ponta final da geração e controle dos estímulos, pois as formas de onda dos estímulos são geradas nos canais do conversor digital-analógico (CDA), presentes no microcontrolador da placa filha (10), que geram os sinais de referência de tensão para a estimulação, baseados nos parâmetros provenientes do módulo de controle central. O regulador da placa filha (9) é responsável por gerar os diferentes níveis de tensão que a placa filha (17) utiliza. Os sinais de referência de tensão, emitidos pela placa filha (17), que variam de 0 a +3,3 Volts, gerados pelo conversor digital-analógico (CDA) embutido na placa filha (17), são amplificados em aproximadamente 3 vezes gerando uma excursão final entre 0 e 10 Volts. O sinal amplificado é enviado para o conversor tensão-corrente (23) que gera o sinal de referência de corrente para o espelho de corrente de Wilson (18).

[042] Os sinais de referência de tensão são selecionados entre a onda bifásica quadrada (com frequência, amplitude e largura de pulso ajustáveis) e o sinal exponencial (com frequência, duração e amplitude máxima ajustáveis). Por serem geradas por um conversor digital-analógico (CDA), presente no microcontrolador das placas filhas (10), as formas de onda dos estímulos

apresentam diversos formatos, tais como, formas de ondas exponenciais ou de ondas bifásicas com largura de pulso arbitrariamente altas, variando de 10 microssegundos a 1000 milissegundos. Dessa maneira, a placa filha (17) contém os componentes responsáveis pelo controle efetivo dos parâmetros da eletroestimulação.

[043] O módulo de controle distribuído recebe as medições de amostras dos estímulos aplicados, por meio dos circuitos para amostragem da eletroestimulação (22). As medições dos estímulos são utilizadas como entradas para um sistema de segurança e alarme. Todos os dados recebidos pelo módulo de controle distribuído são repassados ao módulo de controle central que, por sua vez, trata os dados e os transforma em informação para a parte do programa de computador, implementada no microcontrolador da placa mãe (6), responsável pelo tratamento de alarmes. As informações de falhas e alarmes também são repassadas para o módulo de interface (2), permitindo que o usuário tome conhecimento do tipo de falha que ocorreu.

[044] O módulo de controle distribuído também recebe informações dos sensores de *biofeedback* (15), que medem o nível de contração muscular, indicando se a contração está forte, fraca ou inexistente. A partir dessas informações, o módulo de controle distribuído determina, de acordo com a configuração da estimulação elétrica, as ações correspondentes, tais como, modificar parâmetros de estimulação, para casos em que há detecção de fadiga. Dessa forma, o dispositivo (1) aumenta os parâmetros de estimulação para garantir um nível mínimo de ativação muscular pré-configurado.

[045] O módulo de interface (2) é composto por um *smartphone* ou *tablet*, ou um conjunto *display* e teclado, ou *display touchscreen*, conectado fisicamente ao dispositivo (1). É a partir do módulo de interface (2) que o operador controla e monitora o funcionamento dos demais componentes do dispositivo (1), que realizam as tarefas de controle dos parâmetros de estimulação, da programação de protocolos de medição e estimulação, e do acompanhamento e visualização de dados.

[046] O módulo de interface (2) permite o acesso aos bancos de dados de usuários, às configurações de grupos musculares, ao módulo e parâmetros de estimulação, bem como às respectivas interfaces gráficas, via um programa de computador. A comunicação do módulo de interface (2) com os outros elementos da presente invenção é realizada via comunicação com fio ou sem fio. Para as diferentes configurações de estimulação, o operador utiliza informações armazenadas nos bancos de dados ou cria novas configurações.

[047] A comunicação entre o módulo de interface (2) e o módulo de controle central é realizada por meio do módulo de comunicação (5). A comunicação entre o módulo de controle central e o módulo de controle distribuído é realizada por meio de comunicação serial, como I2C ou SPI.

[048] O microcontrolador da placa mãe (6) comunica-se, via bluetooth, com o módulo de interface (2), recebendo os parâmetros da eletroestimulação e enviando resultados e *status* de funcionamento. A partir desses parâmetros, o microcontrolador da placa mãe (6) controla cada uma das placas filhas (17), de modo a gerenciar toda a

eletroestimulação multicanal.

[049] O módulo de *biofeedback* (12) é capaz de identificar o mínimo movimento relativo à atividade muscular, indicando, assim, o limiar motor. O módulo de *biofeedback* (12) é composto por diferentes tipos de circuitos de medição de nível de contração, denominados sensores de *biofeedback* (15), tais como acelerômetros, girômetros, magnetômetros e/ou circuitos para aquisição de eletromiografia (EMG), que, além de identificar o limiar motor, fornecem informações sobre a fadiga muscular. Além disso, para cada canal de estimulação de um estágio de potência (13) há um módulo de *biofeedback* (15), que realiza o controle automático e independente dos estímulos elétricos.

[050] No caso de sensores inerciais (acelerômetros, girômetros, magnetômetros), são utilizados componentes eletrônicos que já digitalizam os sinais analógicos e os enviam para o microcontrolador da placa filha (10), por meio de protocolos de comunicação seriais (I2C, SPI ou UART). No caso dos circuitos de aquisição de sinais de EMG, são utilizados circuitos integrados de aplicação específica (ASIC - *Application Specific Integrated Circuits*) ou topologias de circuitos de aquisição de biopotenciais baseados em amplificadores de instrumentação ou de diferença.

[051] O estágio de potência (13) está presente em cada uma das placas filhas (17). O estágio de potência (13) é formado pelo gerador de alta tensão (11) de 300 VDC, espelho de corrente de Wilson (18), banco de capacitores de *buck* (19), relé de estado sólido (20), circuito de

ponte H (21), circuito para amostragem da eletroestimulação (22) e conversor tensão-corrente (23). O circuito de ponte H (21) realiza a inversão da polaridade dos eletrodos (14). Na saída do circuito de ponte H (21) estão conectados os eletrodos (14), que aplicam os estímulos elétricos na pele do usuário.

[052] A geração dos estímulos elétricos transcutâneos ocorre nos estágios de potência (13) localizados nas placas filhas (17). No estágio de potência (13) estão o conversor tensão-corrente (23) e espelho de corrente de Wilson (18) nos quais o sinal de referência de tensão (sinal de controle), gerado pelo conversor digital-analógico (CDA), do microcontrolador da placa filha (10), é transformado em estímulo de corrente elétrica e aplicado ao tecido muscular pelos eletrodos (14), depois de passar pelo circuito da ponte H (21), responsável pela inversão de polaridade do estímulo.

[053] Parte do programa de computador, embarcado no microcontrolador da placa mãe (6), realiza o controle contra falhas durante a eletroestimulação dos músculos. Nesse programa de computador está implementado um sistema de alarmes que monitora automaticamente os diversos parâmetros da eletroestimulação e avisa quando algum deles estiver fora dos limites estipulados.

[054] Além disso, em casos extremos, como sobre tensão ou falha de alguma parte do hardware do sistema, o controle de alarmes desliga todo o estágio de potência (13). Outra parte desse programa de computador, recebe os dados provenientes dos sensores de *biofeedback* (15) e controla os parâmetros da eletroestimulação durante toda a

sua realização, compensando diminuições do nível de contração, ocasionadas pela fadiga muscular. Em relação ao programa de computador da interface gráfica, este possibilita a programação de diferentes protocolos/rotinas de eletroestimulação, que são armazenadas e associadas a cada usuário, a fim de atender sua condição/necessidade.

[055] Quanto à fonte de alimentação (3) e à segurança elétrica da presente invenção, todo o dispositivo (1) é alimentado por uma fonte médica (4), que atende às exigências da norma NBR IEC 60.601-1, que regulamenta os aspectos de segurança em equipamentos eletromédicos e é preconizada pela ANVISA para a certificação dos mesmos. O dispositivo (1) também possui a opção de alimentação por bateria.

[056] A eletroestimulação simultânea e contínua de tecidos musculares de diferentes grupos musculares é viabilizada pela topologia de fluxo de potência distribuída, composta por geradores de alta tensão (11), espelho de corrente de Wilson (18), capacitores de *buck* (19), relé de estado sólido (20), circuito de ponte H (21), circuito para amostragem da eletroestimulação (22) e conversor tensão-corrente (23), em quantidade igual ao número de canais utilizados. O gerador de alta tensão (11), miniaturizado e regulável em até 300 VDC, presente em cada dupla de canal de estimulação, associado aos bancos de capacitores de *buck* (19), conectados à entrada de cada espelho de corrente de Wilson (18), de cada canal de estimulação, suprem as necessidades transientes de corrente até que as mesmas possam ser sintetizadas pelas fontes chaveadas do dispositivo (1).

[057] O gerador de alta tensão (11) dedicado fornece a potência necessária para a independência entre os canais de estimulação, uma vez que, os caminhos de fluxo de potência ficam paralelizados. Essa característica permite a automatização da eletroestimulação, baseada na excitabilidade de cada tecido muscular, de modo individual, como, por exemplo, os músculos dos membros inferiores são estimulados a partir de padrões de excitabilidade totalmente diferentes daqueles utilizados para eliciar contração muscular nos membros superiores.

[058] A topologia de fluxo de potência distribuída, que viabiliza o funcionamento independente e simultâneo de 1 até 24 canais de eletroestimulação, e, por conseguinte, permite a estimulação simultânea de 1 até 24 tecidos musculares de diferentes grupos musculares, é realizado pelo módulo de controle distribuído.

[059] A topologia de fluxo de potência distribuída permite que o número de canais de estimulação do dispositivo (1) varie, em múltiplos de dois, de acordo com o número de placas filhas (17) conectadas à placa mãe (16). A placa mãe (16) possui 12 *slots* de conexão para as placas filhas (17), o que confere ao dispositivo (1) um número máximo de 24 canais para os eletrodos (14) de estimulação e 24 canais para os sensores de *biofeedback* (15). Essa topologia de potência distribuída permite que a quantidade máxima de canais de estimulação dependa apenas do número de *slots* disponibilizados pela placa mãe (16), da potência máxima da fonte médica (4), selecionada para o dispositivo (1), e do número de placas filhas (17) disponíveis.

[060] A topologia de fluxo de potência distribuída permite o incremento gradativo do número de canais de 1 até 24 saídas de estimulação independentes e de 1 até 24 canais de *biofeedback*. Isso levando em consideração o estímulo simultâneo de tecidos musculares de diferentes grupos musculares e a medição da contração do tecido muscular estimulado.

[061] O estágio de potência (13) é projetado para fornecer estímulos elétricos para tecidos musculares com alterações na excitabilidade neuromuscular, de acordo com as seguintes especificações: intensidade de corrente elétrica variando de 1 miliAmpères a 150 miliampères, para cargas de até 2000 Ohms, frequência de estimulação de 0,001 Hertz até 5000 Hertz, com largura de pulso programável, variando de 10 microssegundos a 1000 milissegundos, e duração dos estímulos de 1 hora a 30 dias.

[062] A presente invenção utiliza elementos chaveadores, presentes no espelho de corrente de Wilson (18) no estágio de potência (13), com elevada capacidade de dissipação de potência, de forma a permitir a estimulação elétrica de tecidos musculares por longos períodos de tempo, mesmo com larguras de pulso da ordem de centenas de milissegundos. Aliado a isso, a presente invenção possui um programa de computador embarcado que controla a implementação de protocolos de eletroestimulação com duração de 1 hora a 30 dias, associado a um sistema de alarme/controle, que avisa se algum dos parâmetros estiver fora do especificado ou se algum dos eletrodos (14) sair da posição desejada.

[063] Além disso, na saída de cada estágio de potência (13), o circuito de ponte H (21), inverte a polaridade dos eletrodos (14) de estimulação. A inversão da polaridade dos eletrodos (14), associado à capacidade do dispositivo (1) em identificar possíveis assimetrias entre as fases dos estímulos bifásicos, por meio do circuito para amostragem de eletroestimulação (22), permite a estimulação por longos períodos de duração, ao evitar irritações ou lesões epiteliais, devido ao acúmulo de cargas na interface entre o eletrodo (14) e a pele dos tecidos musculares.

[064] Nos equipamentos apresentados no estado da técnica com capacidade de gerar estímulos com intensidade de corrente similares aos da presente invenção, mesmo aqueles capazes de gerar estímulos bipolares, um primeiro eletrodo sempre se encontra conectado ao ponto terra do estimulador, enquanto um segundo eletrodo assume o papel hora de anodo, hora de catodo, com relação ao primeiro, não havendo, portanto, uma inversão de polaridade dos eletrodos.

[065] O controle de corrente, em nível de *hardware*, é feito pelo espelho de corrente de Wilson (18), que confere segurança à presente invenção, para que a mesma possa realizar a eletroestimulação neuromuscular por longos períodos de tempo, garantindo que a corrente, selecionada pelo módulo de controle central e pelo módulo de controle distribuído, permaneça constante, independente da variação de impedância da pele em virtude de, por exemplo, sudorese.

[066] Em nível de *software*, o programa de computador,

embarcado na presente invenção, permite a realização de protocolos de eletroestimulação contínuos de 1 hora de duração até 30 dias, sem a necessidade de intervenção do operador. Todo o procedimento é constantemente monitorado por um sistema de alarmes que, além de informar sobre qualquer mal funcionamento do dispositivo (1), também é capaz de desligar o estágio de potência (13) de forma a proteger o usuário.

[067] O sistema de alarmes monitora automaticamente os diferentes parâmetros da eletroestimulação e avisa quando algum deles estiver fora dos limites estipulados. Esse sistema de alarmes funciona monitorando a corrente e a densidade de corrente aplicadas, a bioimpedância do usuário, a conexão dos eletrodos (14) e os limites paramétricos (largura de pulso, frequência, número de estímulos e tempo de terapia) pré-programados pelo operador.

[068] Entre o circuito ponte H (21) e os eletrodos (14) é utilizado um sistema de proteção, baseado em um relé de estado sólido (20) de alta frequência, que permite controlar de maneira específica a efetiva conexão de cada canal de estimulação ao tecido muscular.

[069] A ativação de cada canal de estimulação é controlada diretamente pelo módulo de controle distribuído e os limites dos parâmetros da eletroestimulação são monitorados pelo circuito para amostragem da eletroestimulação (22), que confere segurança tanto ao dispositivo (1) quanto ao usuário. O circuito para amostragem da eletroestimulação (22) é o componente da presente invenção que permite a aferição de diversos

parâmetros do estímulo elétrico, tais como, intensidade do estímulo, largura de pulso e frequência, para garantir o funcionamento adequado e seguro do dispositivo (1).

[070] O circuito para amostragem da eletroestimulação (22) é composto por um resistor *Shunt* (1,5 Ohm) e por um amplificador diferencial com ganho ajustável. O sinal de medição da eletroestimulação é enviado para o conversor analógico-digital (CAD), embutido no microcontrolador da placa filha (10). A função do circuito para amostragem da eletroestimulação (22) é fornecer informação acerca de todos os parâmetros da eletroestimulação para o programa de computador embarcado de forma a permitir ajustes finos nas formas de onda, funcionalidades de recalibração e na implementação dos alarmes do sistema de segurança.

[071] Além disso, uma parte do programa de computador, que está embarcado no microcontrolador da placa filha (10), recebe dados do módulo de *biofeedback* (12), a fim de realizar a estimação da fadiga, baseado no estabelecimento de modelos preditores do nível de contração a partir do estímulo aplicado. Dessa forma, modelos individualizados, para cada tipo de tecido muscular, identificam e quantificam a ocorrência de níveis de contração abaixo do esperado, como é o caso da fadiga.

[072] O programa de computador, que recebe os dados do módulo de *biofeedback* (12), detecta quando um dado conjunto de parâmetros (intensidade, frequência e largura de pulso) não é suficiente para produzir a contração muscular desejada. Dessa forma, o módulo de controle distribuído regula os valores de estimulação para manter constante o nível de atividade muscular e, assim, a

eficiência da eletroestimulação.

[073] A presente invenção apresenta dois modos de operação para as funcionalidades de eletroestimulação, de medição dos efeitos da mesma e de avaliação da eletroestimulação: "manual" e "automático".

[074] O modo de operação "manual" consiste na configuração, por parte do operador, dos parâmetros da eletroestimulação, baseados em onda bifásica quadrada (frequência, amplitude, largura de pulso), bem como, na descrição dos parâmetros temporais do protocolo (duração total, quantidade de contrações, períodos de estímulo e repouso, e rampas).

[075] O modo "manual" permite que cada canal de estimulação seja configurado de maneira independente, a fim de permitir uma eletroestimulação, contínua e simultânea, de tecidos musculares de diferentes grupos musculares. O modo "manual", conduzido pelo operador, é iniciado com a definição dos canais de estimulação e dos parâmetros de eletroestimulação. Em seguida, o operador define a quantidade de contrações por grupo muscular e a duração da eletroestimulação. Finalizadas estas duas etapas iniciais, o programa de computador, que controla a eletroestimulação, apresenta, no módulo de interface (2), o protocolo de eletroestimulação, definido pelo operador, e solicita a confirmação do operador para a aplicação dos protocolos de eletroestimulação dos tecidos musculares. Na sequência, o protocolo de eletroestimulação é aplicado até sua conclusão, a não ser que a eletroestimulação seja cancelada pelo operador, ou caso seja detectada, pelo sistema de alarme, a desconexão dos eletrodos (14) ou de

quaisquer outras falhas operacionais.

[076] O modo de operação "automático", da funcionalidade de eletroestimulação, permite a definição de protocolos utilizados no modo "manual". Entretanto, ao monitorar o nível das contrações musculares, provocadas pela eletroestimulação, por meio de valores medidos pelos sensores de *biofeedback* (15), posicionados sob o tecido muscular, o modo "automático" oferece funcionalidades adicionais, como correção do nível de estímulo, a fim compensar o efeito de fadiga; alteração da duração dos estímulos elétricos com base na evolução da fadiga; e sugestão de alteração do protocolo de eletroestimulação para um outro mais adequado, a partir das informações obtidas no histórico das curvas de fadiga, armazenadas no banco de dados do dispositivo (1).

[077] Dessa forma, é permitido ao operador, por exemplo, programar a quantidade de contrações desejadas, faixas de valores de estímulo elétrico, que os sistemas de controle distribuídos devem estabelecer para atingir o efeito desejado, bem como, outros parâmetros referentes aos protocolos, que são aplicados ao tecido muscular, tais como, intensidade, frequência, largura de pulso, tempo ligado, tempo desligado, tempo de subida, tempo de descida, formato de onda e polaridade da onda.

[078] Para a implementação do modo de operação "automático", é necessário o correto funcionamento do módulo de *biofeedback* (12). O módulo de *biofeedback* (12) é essencial não apenas para detectar a ocorrência de contração muscular no nível desejado, mas também para identificar a evolução de fadiga muscular provocada pela

eletroestimulação.

[079] A contração muscular é verificada quando o nível de atividade muscular ultrapassa determinado limiar, que corresponde à efetiva estimulação do tecido muscular. Como são utilizados sensores de *biofeedback* (15), que medem a contração muscular de forma indireta, tais como, acelerômetros, sensores inerciais ou por circuitos de aquisição de EMG, a definição desse limiar é realizada de diferentes formas para cada um dos diferentes grupos musculares.

[080] Na presente invenção os valores dos limiares são definidos diretamente pelo operador, no modo "manual", ou por meio do modo de operação "automático", baseando-se na identificação do tecido muscular a ser estimulado, no momento da definição do protocolo de eletroestimulação. É importante salientar que a detecção de contração muscular é essencial para as operações de medição dos efeitos da eletroestimulação.

[081] O acompanhamento da evolução da fadiga é realizado a partir da medição, de maneira indireta, da contração muscular, por meio dos sensores de *biofeedback* (15). Em casos especiais, como por exemplo, quando o nível do estímulo é mantido constante durante a eletroestimulação, a medição da evolução da fadiga muscular é calculada com base na energia total do sinal proveniente da contração. Dessa forma, ao comparar diferentes medidas de energia, como do tipo *Root Mean Square - RMS*, o módulo de *biofeedback* (12) é capaz de identificar o estágio de fadiga muscular.

[082] Entretanto, para algumas configurações de eletroestimulação, os níveis de estímulo não são mantidos constantes. Nesses casos, a medida da evolução de fadiga muscular é obtida ao se realizar uma análise, em frequência, do sinal medido durante cada contração, pelos sensores de *biofeedback* (15). De fato, o início do processo de fadiga é responsável pelo deslocamento do espectro de frequência do sinal medido para valores mais baixos, devido ao efeito predominante de fibras musculares de contração lenta.

[083] Dentre as várias aplicações da presente invenção, destaca-se a sua utilização em eletroestimulação de tecidos musculares, que apresentam alterações na sua excitabilidade, causadas por polineuromiopia da doença crítica, e na medição dos parâmetros dos estímulos elétricos, tais como intensidade do estímulo elétrico, em miliAmperes, e largura de pulso, em microssegundos, necessários para evocar a contração de tecidos musculares, para uso nos testes do tipo "reobase", "cronaxia" e "acomodação".

[084] No teste do tipo "reobase" são seguidas as seguintes etapas: posicionamento dos eletrodos (14) de estimulação e dos sensores de *biofeedback* (15) de medição sob o tecido muscular alvo, pelo operador; aplicação de pulso monopolar de corrente elétrica de uma largura de 1000 milissegundos, seguido por uma fase de repouso de 2000 milissegundos; aumento progressivo da intensidade da largura do pulso, a cada ciclo, composto de 1 segundo de estimulação e 2 segundos de repouso, em 1 miliAmpère até a detecção da contração do tecido muscular; detectada a

contração muscular, é realizado o registro da intensidade do estímulo elétrico, em miliAmpères, como resultado do teste de "reobase"; é encerrado o protocolo de eletroestimulação. No teste de "reobase", a eletroestimulação é realizada por um estímulo elétrico em formato de onda quadrada.

[085] No teste do tipo "cronaxia" são seguidas as seguintes etapas: posicionamento dos eletrodos (14) de estimulação e dos sensores de *biofeedback* (15) de medição sob o tecido muscular alvo, pelo operador; aplicação de pulso de corrente elétrica com intensidade de corrente duas vezes a intensidade do estímulo elétrico, obtido como resultado do teste "reobase"; aumento progressivo da largura de pulso, a partir de 50 microssegundos, em intervalos de 50 microssegundos até a detecção da contração do tecido muscular; detectada a contração muscular, é realizado o registro da largura de pulso, em microssegundos, como resultados do teste de "cronoaxia".

[086] No teste do tipo "acomodação", são seguidas as seguintes etapas: posicionamento dos eletrodos (14) de estimulação e dos sensores de *biofeedback* (15) de medição sob o tecido muscular alvo, pelo operador; aplicação de um estímulo elétrico de largura de pulso de 1 segundo, seguido por uma fase de repouso de 2 segundos; aumento progressivo da intensidade do estímulo elétrico, em 1 miliAmpère, a cada ciclo de uma fase de estimulação e de uma fase de repouso, até a detecção da contração muscular no tecido muscular; detectada a contração muscular, é realizado o registro da intensidade do estímulo elétrico, em miliAmpères, como resultado do teste de "acomodação"; é

encerrado o protocolo de eletroestimulação. No teste de "acomodação", a eletroestimulação é realizada por um estímulo elétrico em formato de onda exponencial.

[087] O programa de computador e a arquitetura modular da presente invenção permitem que as diferentes etapas dos testes "reobase", "cronaxia" e "acomodação" sejam realizadas de forma sequencial e automática, seguindo essa ordem. A realização sequencial dá-se devido à necessidade dos valores das medições, realizadas nos testes de "reobase", para conclusão do teste de "cronaxia"; e dos resultados do teste de "cronaxia" para a realização do teste de "acomodação".

[088] O dispositivo (1) possibilita a programação de diferentes protocolos de eletroestimulação, que são armazenados e associados a cada usuário, atendendo, assim, suas condições particulares. Isso permite que o operador defina os protocolos de eletroestimulação antes mesmo de posicionar os eletrodos (14) no usuário.

[089] Na interface do dispositivo (1), implementada por meio de programa de computador, são disponibilizadas as seguintes operações: criação de protocolos de eletroestimulação; abertura de modelos de protocolos de eletroestimulação; registro de protocolos de eletroestimulação; associação de cada uma dos eletrodos (14) a um grupo muscular específico; inclusão e exclusão de novos eletrodos (14); definição do número de eletrodos (14) utilizados nos protocolos de eletroestimulação; inserção e alteração dos parâmetros de estimulação; início do protocolo; e encerramento do protocolo. A associação dos eletrodos (14) a um grupo muscular facilita a

utilização do dispositivo (1) e torna o processo de configuração do dispositivo (1) mais intuitivo.

REIVINDICAÇÕES

1. DISPOSITIVO para eletroestimulação neuromuscular transcutânea, não-invasivo, **caracterizado por** estimular, continuamente e simultaneamente, tecidos musculares de diferentes grupos musculares, por meio de estímulos de intensidade máxima de corrente elétrica variando de 1 miliAmpères a 150 miliampères, para cargas de até 2000 Ohms, de frequência de estimulação variando de 0,001 Hertz até 5000 Hertz, com largura de pulso programável, variando de 10 microssegundos a 1000 milissegundos, de longa duração, variando de 1 hora até 30 dias, com recalibração dos parâmetros dos estímulos elétricos a partir da medição do nível de fadiga dos grupos musculares estimulados.

2. DISPOSITIVO, de acordo com a reivindicação 1, **caracterizado por** ser composto por módulo de interface (2), fonte de alimentação (3), fonte médica (4), módulo de comunicação (5), microcontrolador da placa mãe (6), reguladores da placa mãe (7), interfaces placa mãe/placa filha (8), microcontroladores das placas filhas (10), reguladores da placa filha (9), geradores de alta tensão(11), módulos de *biofeedback* (12), estágios de potência (13), eletrodos (14), sensores de *biofeedback* (15), placa mãe (16), placas filhas (17), espelhos de corrente de Wilson (18), bancos de capacitores de *buck* (19), relés de estado sólido (20), circuitos de ponte H (21), circuitos para amostragem da eletroestimulação (22) e conversores tensão-corrente(23).

3. DISPOSITIVO, de acordo com as reivindicações 1 e 2, **caracterizado por** possuir uma topologia de fluxo de potência distribuída, que permite a independência e

paralelização dos canais de estimulação, cuja quantidade varia de 1 até 24 canais de estimulação, viabilizando a estimulação simultânea e contínua de 1 até 24 diferentes tecidos musculares de diferentes grupos musculares; sendo a topologia de fluxo de potência distribuída composta por geradores de alta tensão (11), espelho de corrente de Wilson (18), capacitores de *buck* (19), relé de estado sólido (20), circuito de ponte H (21), circuito para amostragem da eletroestimulação (22) e conversor tensão-corrente (23), em quantidade igual ao número de canais utilizados.

4. DISPOSITIVO, de acordo com as reivindicações de 1 a 3, **caracterizado por** possuir, em cada placa filha (17), um estágio de potência (13), composto por um gerador de alta tensão (11) de 300 VDC, espelho de corrente de Wilson (18), banco de capacitores de *buck* (19), relé de estado sólido (20), circuito de ponte H (21), circuito para amostragem da eletroestimulação (22) e conversor tensão-corrente (23).

5. DISPOSITIVO, de acordo com as reivindicações de 1 a 4, **caracterizado pelo** circuito de ponte H (21), localizado na saída de cada estágio de potência (13), inverter a polaridade dos eletrodos (14), associado ao circuito para amostragem de eletroestimulação (23), que identifica possíveis assimetrias entre as fase dos estímulos bifásicos, permitir a estimulação elétrica de tecidos musculares por longos períodos de duração, ao evitar irritações ou lesões epiteliais, devido ao acúmulo de cargas na interface entre o eletrodo (14) e a pele dos tecidos musculares.

6. DISPOSITIVO, de acordo com as reivindicações de 1 a 5, **caracterizado por** possuir um módulo de *biofeedback* (12), composto por circuitos de medição de nível de contração, denominados de sensores de *biofeedback* (15), tais como acelerômetros, girômetros, magnetômetros e/ou circuitos para aquisição de eletromiografia (EMG), que realiza a medição o nível de fadiga dos músculos estimulados, e envio das medições para o módulo de controle central, que determina a recalibração dos parâmetros de estimulação, de maneira automática, por meio de um programa de computador embarcado no microcontrolador da placa filha (10).

7. USO do DISPOSITIVO, conforme reivindicação 1, **caracterizado por** ser para estimular, continuamente e simultaneamente, tecidos musculares de diferentes grupos musculares, durante todo o período de internação do usuário em leito hospitalar, clínico ou domiciliar (*home-care*).

8. USO do DISPOSITIVO, conforme reivindicação 1, **caracterizado por** ser para estimular, por meio de estímulos elétricos, tecidos musculares de diferentes grupos musculares de usuários, que apresentam alterações na excitabilidade muscular e na medição dos níveis dos estímulos elétricos.

9. USO do DISPOSITIVO, conforme reivindicação 1, **caracterizado por** ser para detectar a intensidade do estímulo elétrico, em miliAmpères, necessária para provocar a contração muscular de tecidos musculares.

10. USO do DISPOSITIVO, conforme reivindicação 1, **caracterizado por** ser para detectar a largura de pulso, em

microssegundos, necessária para provocar a contração muscular de tecidos musculares.

FIGURAS

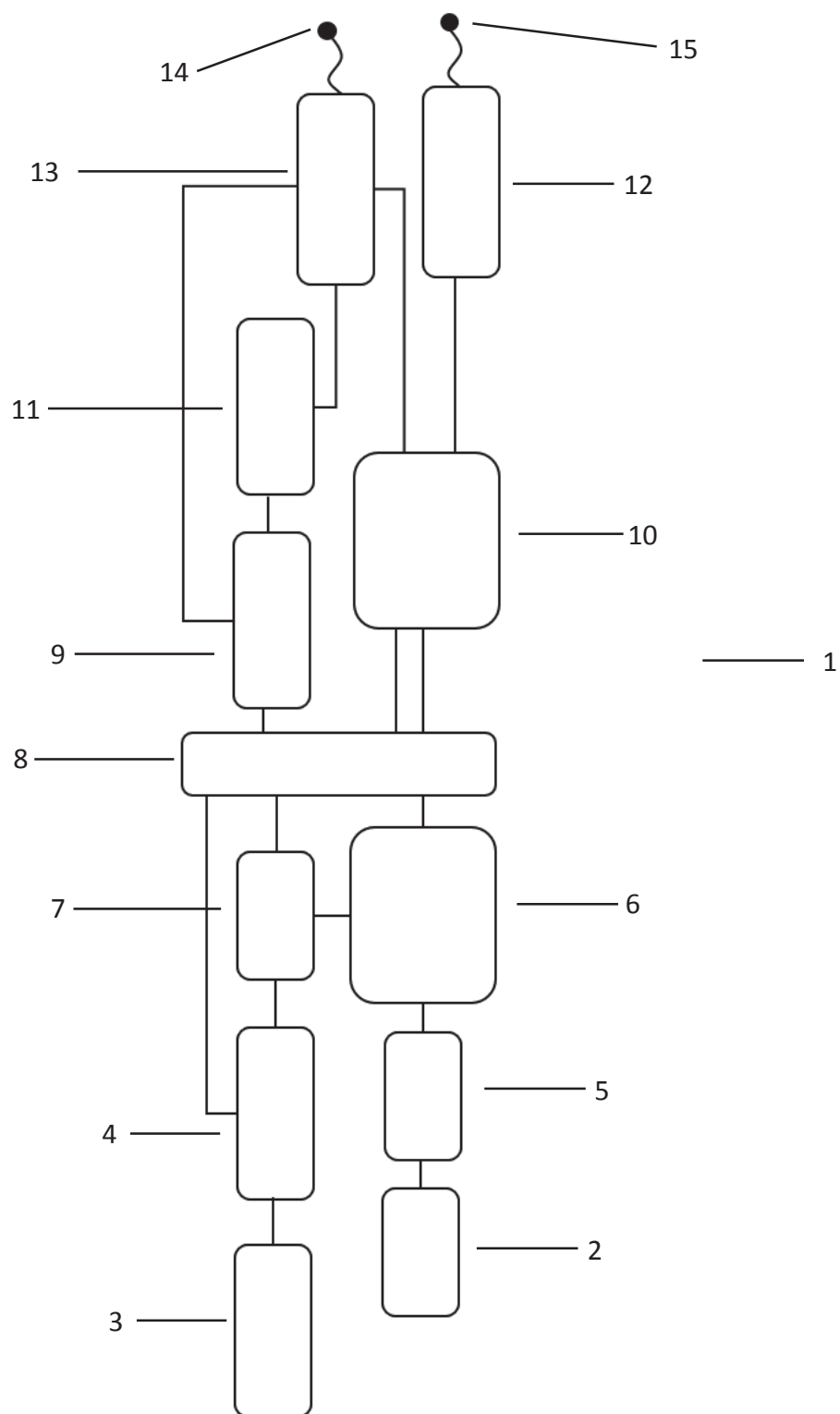


Figura 1

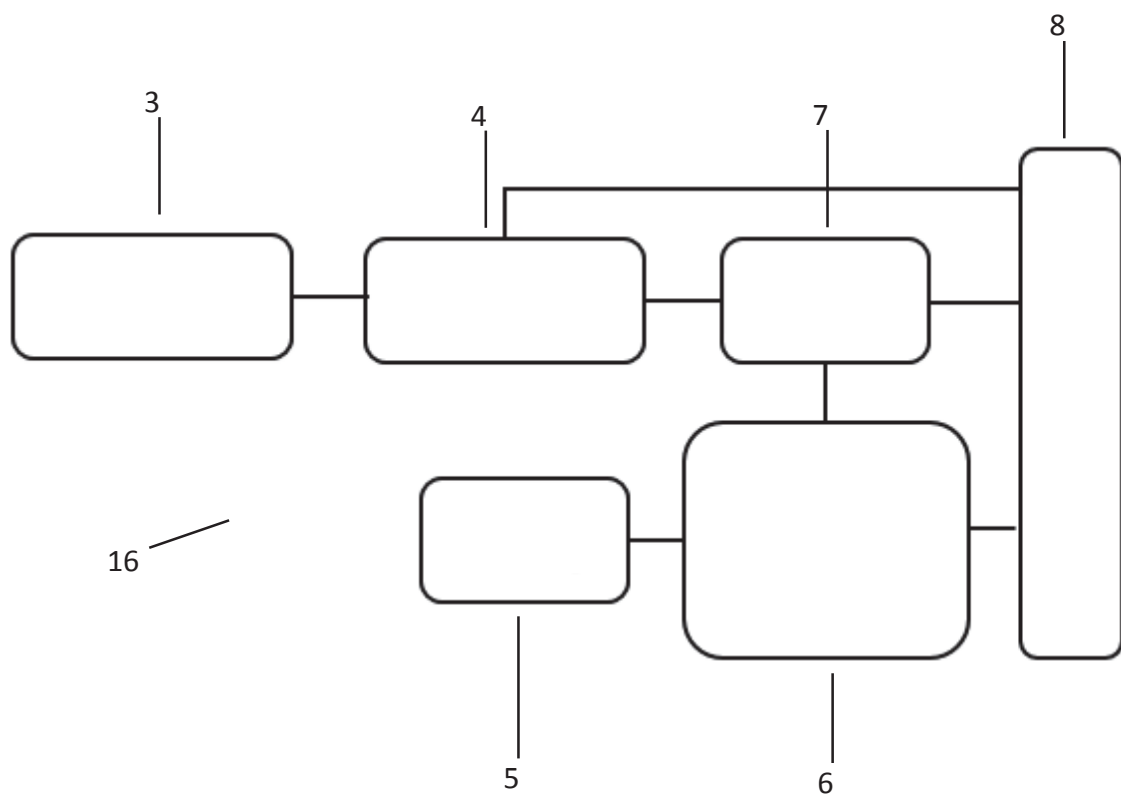


Figura 2

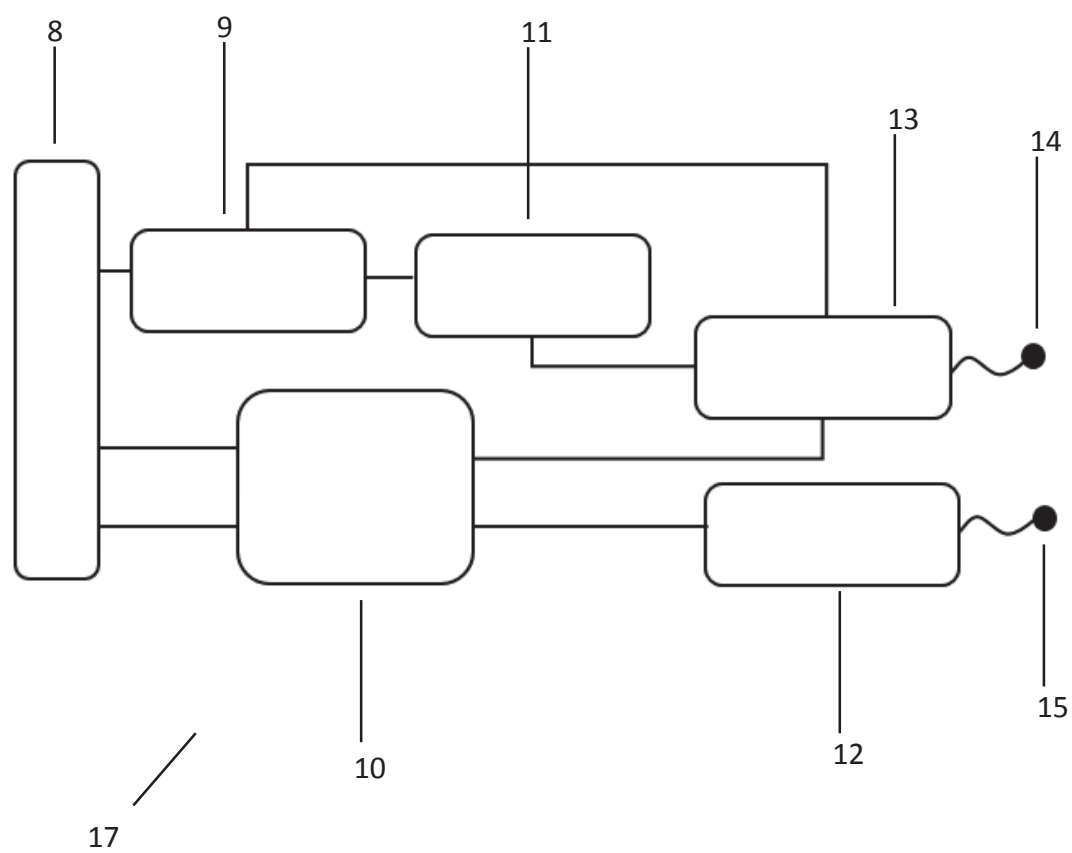


Figura 3

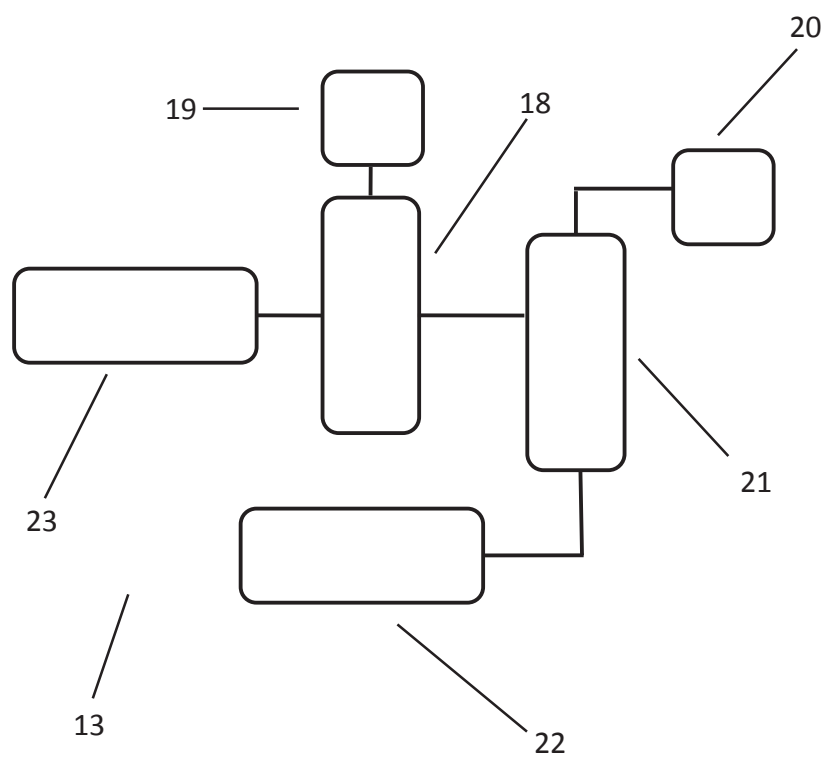


Figura 4

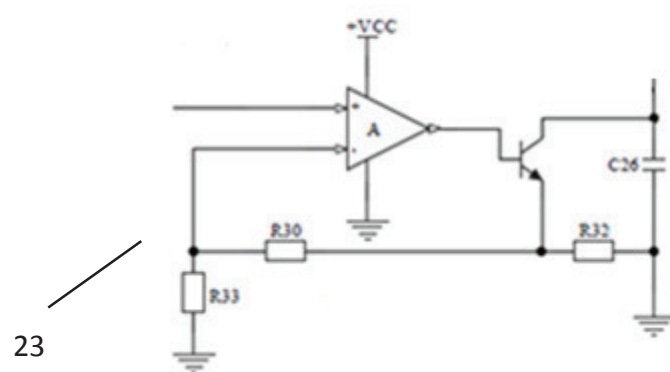


Figura 5

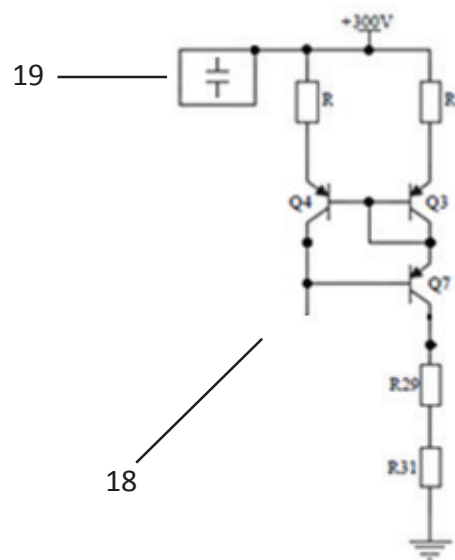


Figura 6

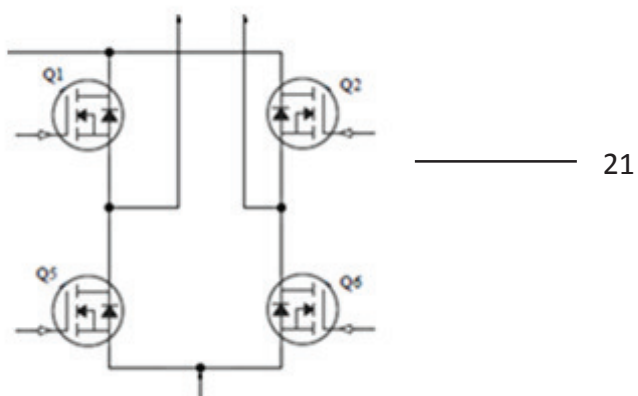


Figura 7

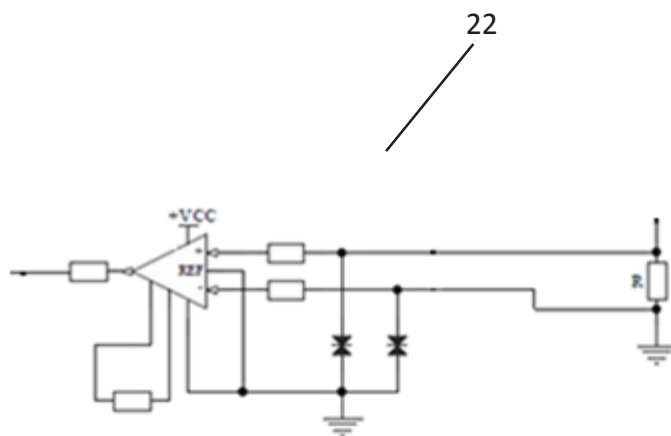


Figura 8

RESUMO**DISPOSITIVO PARA ELETROESTIMULAÇÃO NEUROMUSCULAR DE LONGA DURAÇÃO MULTICANAIS COM RECALIBRAÇÃO POR MEIO DE BIOFEEDBACK**

A presente invenção trata-se de um equipamento automático, não-invasivo, para estimulação elétrica neuromuscular continuada em tecidos neuromusculares. Situa-se no campo de dispositivos para estimulação elétrica transcutânea de tecidos neuromusculares, utilizados em sessões de fisioterapia em centros clínicos, unidades de terapia intensiva e na reabilitação de usuários. A presente invenção permite a compensação da fadiga muscular por meio da recalibração dos parâmetros dos estímulos elétricos, a partir da medição, por meio dos sensores de *biofeedback* (15), acoplados aos eletrodos (14), da efetiva contração mecânica gerada. Assim, os resultados da medição do nível de fadiga permitem a determinação automática de parâmetros, o monitoramento dos estímulos elétricos de longa duração, e a geração de estímulos elétricos, baseados na excitabilidade neuromuscular de cada grupo muscular. Frente a outros sistemas de eletroestimulação existentes, a presente invenção realiza protocolos de eletroestimulação, por longos períodos de duração e em múltiplos canais de estimulação completamente independentes, de modo automático, fazendo uso de *biofeedback*, e fornece estímulos elétricos com parâmetros superiores àqueles fornecidos pelos sistemas de eletroestimulação apresentados no estado da técnica.