



República Federativa do Brasil
Ministério da Indústria, Comércio Exterior
e Serviços
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

(21) BR 102017002194-7 A2

(22) Data do Depósito: 02/02/2017

(43) Data da Publicação: 21/08/2018



(54) Título: SISTEMA DE CAPTAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS COM CONEXÃO A DISPOSITIVOS MÓVEIS TOUCHSCREEN POR MEIO DA TECNOLOGIA BLUETOOTH, APLICADO A JOGOS VIRTUAIS PARA CONSCIENTIZAÇÃO E FORTALECIMENTO DA MUSCULATURA DO ASSOALHO PÉLVICO

(51) Int. Cl.: A61B 5/0488; A61B 5/22; A63B 23/20; A63F 13/65

(73) Titular(es): UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

(72) Inventor(es): ANDREA LEMOS BEZERRA DE OLIVEIRA; EDUARDA CORREIA MORETTI; MARCELA CAVALCANTI MOREIRA; ALBERTO GALVÃO DE MOURA FILHO; MARCO AURÉLIO BENEDETTI RODRIGUES; MARILÚ GOMES NETTO MONTE DA SILVA; ALANA ELZA FONTES DA GAMA; ÉRICO LEITE CAVALCANTE

(85) Data do Início da Fase Nacional: 02/02/2017

(57) Resumo: SISTEMA DE CAPTAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS COM CONEXÃO A DISPOSITIVOS MÓVEIS TOUCHSCREEN POR MEIO DA TECNOLOGIA BLUETOOTH, APLICADO A JOGOS VIRTUAIS PARA CONSCIENTIZAÇÃO E FORTALECIMENTO DA MUSCULATURA DO ASSOALHO PÉLVICO Sistema portátil de captação de sinal eletromiográfico, de interface computadorizada, com conexão Bluetooth a dispositivos móveis (smartphones e tablets), integrado a aplicativos de jogos virtuais, através da aquisição da atividade eletromiográfica dos músculos do assoalho pélvico, e esse sistema permite a interação com jogos virtuais específicos para as características fisiológicas e biomecânicas da região perineal, e dessa forma, possibilita o tratamento de distúrbios do assoalho pélvico, como incontinência urinária/fecal, prolapso de órgãos pélvicos e disfunções sexuais.



SISTEMA DE CAPTAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS COM CONEXÃO A DISPOSITIVOS MÓVEIS *TOUCHSCREEN* POR MEIO DA TECNOLOGIA *BLUETOOTH*, APLICADO A JOGOS VIRTUAIS PARA CONSCIENTIZAÇÃO E FORTALECIMENTO DA MUSCULATURA DO ASSOALHO PÉLVICO

[01] A inovação pertence ao campo das necessidades humanas, mais especificamente da medicina humana, da fisioterapia, exatamente um dispositivo portátil de integração entre *hardware* e *software*, associado a um aplicativo de jogo virtual, capaz de adquirir sinais de eletromiografia (EMG) por meio de dois canais e se conectar a dispositivos móveis dotados de qualquer sistema operacional.

[02] Algumas estratégias, envolvendo realidade virtual e reabilitação do assoalho pélvico, podem ser identificadas na literatura. Recentemente um estudo promoveu um programa para o tratamento da incontinência urinária mista que associava exercícios para os músculos do assoalho pélvico e um treino envolvendo videogame com um jogo de dança. Participaram do estudo mulheres com idade acima de 65 anos e, ao final do programa, foi observada uma diminuição na frequência e na quantidade da perda de urina, assim como melhora na qualidade de vida das participantes. A maioria das mulheres ficou muito satisfeita com o programa e foi constatada boa adesão à associação de exercícios proposta, sugerindo que esse tipo de abordagem, além de eficaz, pode ser uma alternativa mais motivante para o tratamento da IU. (ELLIOTT et al., 2015).

[03] Na área da fisioterapia uroginecológica também é possível verificar investimento em aplicativos móveis para reabilitação.

[04] As principais bases de dados da literatura científica em saúde mostram que não existem registros de sistemas integrando um *hardware* de aquisição de dados por meio de sinais eletromiográficos a um aplicativo móvel que recebe dados e permite o treinamento da musculatura do assoalho pélvico.

[05] Um aplicativo denominado "Tät" fornece informações e orientações sobre IU e hábitos de vida, além de instruções para um programa de exercícios para os músculos do assoalho pélvico que envolve comandos visuais e sonoros. Entretanto, tal aplicativo, apesar de ter se mostrado uma ferramenta efetiva e de fácil acesso, possui caráter exclusivamente informativo e não capta quaisquer tipos de sinal da musculatura envolvida, o que impossibilita proporcionar ao usuário um *feedback* fidedigno do que está sendo realizado.

[06] Nas principais lojas de aplicativos móveis existe uma gama de aplicativos como KegelExercises, KegelTrainer; MaxKegef, PelvicFloorandKegelExercises, EjerciciosKegel e KegelBootcamp, que visam guiar o treinamento dos músculos do assoalho pélvico por meio de séries de exercícios propostos. Contudo, tais aplicativos são apenas informativos, não captam quaisquer tipos de sinal dos músculos do assoalho pélvico e não proporcionam um *feedback* do que é realizado.

[07] Diante dessa lacuna, alguns produtos foram lançados no mercado oferecendo um *feedback* aos exercícios do assoalho pélvico realizados em sistemas integrados a aplicativos móveis. Denominados Kgoal, Elvie, Skea – Smart Kegel Exercise Aid, Magic Kegel e PeriCoach, esses produtos possuem

um sistema de *hardware* e *software*, composto por um dispositivo de silicone para introdução no canal vaginal e um aplicativo móvel. O *design* desses dispositivos de silicone é semelhante e todos possuem um sensor pressórico, com *Bluetooth*® integrado, que envia as informações captadas para os respectivos aplicativos móveis. O PeriCoach é uma exceção em relação ao sensor, que não é pressórico, mas a informação disponível indica apenas que corresponde a um sensor de força. Cada aplicativo disponibiliza programas de exercícios a serem realizados através de gráficos interativos ou jogos, que possuem características variadas de cenários e objetivos. Contudo, o conteúdo disponível em relação a esses dispositivos ainda é bastante limitado, pois a maioria das informações acessíveis são de caráter comercial. Não há, portanto, evidências de que os protocolos estabelecidos nesses aplicativos respeitam as particularidades fisiológicas e biomecânicas dos músculos do assoalho pélvico, nem as características individuais dos usuários.

[08] Ainda, a patente CN103285511, "Interactive pelvic floor muscle recovery device" publicada em setembro de 2013, descreve um aparelho interativo para tratamento dos músculos do assoalho pélvico que, apesar de também utilizar o sinal eletromiográfico, não é integrada a um aplicativo móvel para fornecer um *feedback* ao usuário. Ademais, sua interação com o usuário é dada por meio da eletroestimulação da musculatura em questão, sem considerar as características e necessidades individuais.

[09] Na mesma linha, é possível encontrar a patente US 2003/0220589, "Method and device for training pelvic floor muscles", de novembro de 2003, que trata de uma invenção que objetiva auxiliar o treinamento da musculatura do

assoalho pélvico por meio de uma sonda intracavitária (vaginal ou anal) que integra um sensor pressórico, um vibrador e um microprocessador. A força de contração do usuário é registrada e outras contrações subsequentes são requeridas em intervalos. Como *feedback*, o vibrador é ativado quando existe uma relação entre a força registrada inicialmente e a força da contração realizada posteriormente.

[010] A proteção US2014/0288612, "System to treat at least one of the urethral and anal sphincters" de setembro de 2014, descreve um sistema para prevenção da incontinência urinária ou fecal, sendo que o dispositivo é composto por transdutores e estimuladores, de modo que existe um sensor a ser posicionado na oitava, nona ou décima costela que detecta os movimentos de inspiração e expiração. Esse sensor é integrado a estimuladores musculares, que devem ser posicionados no esfíncter uretral ou esfíncter anal, de forma que ocorra uma eletroestimulação esfínteriana durante os momentos de inspiração a fim de potencializar a contração da musculatura em questão.

[011] Visando utilizar os sinais eletromiográficos como parâmetro para tratamento da incontinência, a patente US2004/0054392, "Probe for treatment of incontinence", de março de 2004, descreve o desenvolvimento de uma sonda para uso intravaginal ou intra-anal. Essa sonda é capaz de detectar o sinal eletromiográfico da musculatura do assoalho pélvico e fornecer eletroestimulação para que a contração dos músculos responsáveis pela continência urinária e fecal seja estimulada.

[012] Os princípios do *biofeedback* foram explorados na patente ES2388394, "Sistema de rehabilitación del suelo pélvico", que envolve uma sonda

(intravaginal ou intra-anal) com sensores pressóricos, integrada a uma unidade de controle, de forma que os dados captados pela sonda são enviados a um servidor ligado a um terminal pessoal. Assim, os dados pressóricos obtidos podem ser acessados e analisados, permitindo uma preparação individualizada de exercícios a serem realizados por cada usuário do sistema através de uma aplicação de computador.

[013] Percebe-se, então, na arte, que não há sistemas desenvolvidos que detectem sinais eletromiográficos da musculatura do assoalho pélvico e, portanto, a captação dos sinais não é pressórica.

[014] O dispositivo que se propõe está integrado a um aplicativo móvel de jogo virtual, delineado especificamente para a musculatura do assoalho pélvico e embasado nas evidências científicas disponíveis.

[015] A inovação pode ser utilizada na reabilitação dos distúrbios do assoalho pélvico de pessoas de todas as idades. A captação do sinal do eletromiográfico do dispositivo é refinada especificamente para a musculatura dessa região, que apresenta peculiaridades fisiológicas importantes, principalmente quanto à disposição das fibras musculares.

[016] Entre os distúrbios do assoalho pélvico em que esse sistema pode ser empregado estão as incontinências urinárias, as incontinências fecais, prolapso de órgãos pélvicos, disfunções sexuais e dor pélvica crônica. Ademais, pode ser utilizado como uma importante ferramenta de prevenção dessas disfunções e promoção à saúde, especialmente em populações específicas com risco de desenvolver disfunções do assoalho pélvico, como gestantes e atletas.

[017] A Figura 1 representa o diagrama de blocos do *hardware* do equipamento desenvolvido. Neste pode-se visualizar um bloco responsável pela amplificação do sinal de EMG, bloco de filtragem, conversão do sinal de analógico para Digital e o bloco de transmissão de sinais via Bluetooth.

[018] A Figura 2 ilustra a topologia utilizada no amplificador de instrumentação, composto de três circuitos amplificadores operacionais dispostos na configuração diferencial. Diagrama interno INA128.

[019] A Figura 3 apresenta uma o diagrama eletrônico do circuito proposto para o amplificador de EMG. Este circuito é dividido em duas partes, a de amplificação diferencial (INA) e a do amplificar de cabo guarda do cabo dos eletrodos (OPA).

[020] A Figura 4 ilustra o circuito eletrônico que compõe o filtro passa-banda utilizado no equipamento.

[021] A figura 5 apresenta o circuito de offset do sinal para o condicionamento do sinal, tornando o sinal somente em nível positivo, para o envio a entrada do conversor A/D.

[022] A Figura 6 ilustra o diagrama funcional do MAX8892, dispositivo responsável pela geração e regulação de energia para todo o circuito.

[023] A Figura 7 ilustra o circuito eletrônico responsável pela alimentação do circuito, utilizando o chip MAX8892.

[024] A Figura 8 ilustra o circuito do MAX889, responsável pela carga da bateria.

[025] A Figura 9 ilustra o circuito desenvolvido para o carregamento de bateria, utilizando o chip MAX889.

[026] A Figura 10 ilustra o circuito do microcontrolador MSP utilizado para o controle do módulo *Bluetooth*.

[027] A inovação trata de um dispositivo portátil de integração entre *hardware* e *software*, capaz de adquirir sinais de EMG, por meio de diferentes tipos de eletrodos de superfície (sonda intravaginal, sonda intra-anal e eletrodos autoadesivos) através de dois canais e se conectar a dispositivos móveis com qualquer sistema operacional de conexão Bluetooth®. Para tanto, o módulo de aquisição de sinais de EMG é composto de um circuito amplificador, filtros analógicos, etapa de conversão Analógica/Digital (A/D) do sinal e um circuito para transmissão de sinais via Bluetooth® para um dispositivo móvel do tipo *smartphone* ou *tablet*.

[028] O *hardware* foi subdividido em blocos de acordo com as funções de cada circuito, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da Figura 1.

[029] O bloco Amplificador de EMG realiza a aquisição do sinal de EMG. Para a aquisição dos sinais utilizou-se um amplificador de instrumentação INA128, que é um circuito integrado que possui três amplificadores operacionais configurados no modo diferencial. Ademais, este é um circuito integrado pequeno, ou seja, com poucos pinos e opera com baixa tensão de alimentação e baixo consumo de corrente, requisitos essenciais para ser utilizado como uma aplicação móvel, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da Figura 2.

[030] A equação 1 expressa o ganho de tensão para o INA128 que depende do valor de um resistor externo, R_g . O resistor R_g utilizado neste é de 200Ω , apresentando, desta forma, um ganho de 250.

$$G = 1 + 50K/RG \quad (1)$$

[031] É, ainda, utilizado um circuito para eliminação de interferência via o cabo guarda dos eletrodos, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da Figura 3, que apresenta um diagrama eletrônico do circuito proposto para o amplificador de EMG, onde o sinal de realimentação para o cabo guarda dos eletrodos é retirado dos resistores que compõem o resistor de ganho (RG).

[032] O bloco de Filtragem e *Offset* permite eliminar artefatos do sinal, tornando o sinal de EMG o mais limpo possível. O filtro para sinais de EMG utilizado é baseado em um circuito passa-banda, construído através da associação em cascata de dois outros filtros: um passa-alta de primeira ordem e um passa-baixa de segunda ordem, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da Figura 4.

[033] O filtro passa-alta é calculado para uma frequência de corte de aproximadamente 100Hz e a frequência de corte para o filtro passa-baixa é definida em torno de 1000Hz.

[034] O mesmo circuito utiliza, ainda, o amplificador OPA4227 da Burr-Brown, como amplificador com ganho igual a 1,5, totalizando um ganho final da cadeia de aquisição igual a 375. O próximo circuito eletrônico implementado é o circuito de offset, cuja função é condicionar o sinal para a entrada do conversor A/D. A topologia de circuito utilizada para amplificar o sinal é não-inversora e o ganho do sinal para essa topologia é unitário. Apenas é inserido ao sinal um nível DC, para que a saída do amplificador possua sempre valores positivos, uma vez que a inovação utiliza um conversor A/D unipolar, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da figura 5, que apresenta o circuito para o condicionamento do sinal.

[035] Dessa forma, o circuito de *offset* possui a função de acrescentar um nível de tensão contínua ao sinal de EMG, uma vez que os sinais bioelétricos de EMG podem apresentar valores de amplitude menores que 0V, e níveis de tensão inferiores a 0V podem danificar o conversor A/D do microcontrolador, que opera com tensões de entrada entre 0 e 3,3V. Foi adicionado, ainda, um diodo Zener de 3,3V para garantir que não existam sinais superiores.

[036] O bloco carregador de bateria e fonte DC/DC são circuitos de alimentação bastante críticos para aplicações móveis, pois ele deve fornecer durante um máximo de tempo possível uma tensão regulada e sem interferências. Esse módulo foi projetado tendo como base três circuitos integrados: o CI MAX889, o MAX8892 e o MAX1551, todos do fabricante Maxim. O MAX8892 é um regulador de tensão linear, o MAX889 é um conversor DC-DC inversor, o qual recebe uma tensão positiva em sua entrada e a converte em negativa e o MAX1551 é um circuito carregador de bateria. A utilização destes três componentes em conjunto permite que o equipamento funcione alimentado por apenas uma bateria comum.

[037] A invenção requer também a utilização de um regulador de tensão para tornar a tensão da bateria estável, independente da sua carga estar cheia ou baixa até um determinado limite estabelecido.

[038] Esse regulador, quando não está operando, possui o consumo de corrente que pode chegar até 1 μ A, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da Figura 6, que ilustra o diagrama funcional do MAX8892 e da Figura 7, que ilustra o circuito utilizado.

[039] Os valores utilizados para o regulador foram resistores 169Ω e 100Ω para R31 e R32 respectivamente, conforme a figura 6, o que gera como resultado uma tensão de saída de aproximadamente 3,3V, apropriada para alimentar os circuitos do projeto.

[040] O Circuito integrado MAX889 é utilizado no projeto com a função de gerar a tensão de alimentação negativa para os circuitos integrados INA128 e OPA4227, os quais operam com tensão de alimentação simétrica. O MAX889 precisa de poucos componentes externos para operar - apenas resistores e capacitores - e a tensão de saída do mesmo é determinada por meio da relação entre dois resistores externos, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da Figura 8, que ilustra o circuito do MAX889 projetado para o sistema.

[041] A tensão de saída do circuito é determinada pela relação entre os resistores R17 e R29 do circuito da Figura 3. Utilizando $R17=R29=100K\Omega$ e $V_{ref}=3,3V$ tem-se $V_{saída}=-3,3V$.

[042] O circuito integrado utilizado para exercer a função de carregador de bateria foi o MAX1551 da MaximIntegrated. Esse CI possui a função de carregar baterias de uma célula de íons de lítio (Li+) sem a necessidade de utilização de componentes adicionais ao circuito, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da Figura 9, que ilustra o circuito de carregamento de bateria utilizado.

[043] O bloco de conversão A/D tem a função de realizar a conversão A/D dos sinais EMG, configurar o módulo de transmissão de dados (*Bluetooth*) e realizar a comunicação com o aplicativo de celular.

[044] O dispositivo utilizado nesta invenção foi o microcontrolador MSP430G2553 da Texas Instruments. Os periféricos do microcontrolador

utilizados foram o conversor A/D, o timer A e *Universal Synchronous and Assynchronous Receiver Transmitter* (USART). O conversor A/O e o timer A possuem a função de sincronizar a taxa de amostragem e converter os sinais analógicos de EMG provenientes da etapa de amplificação. Enquanto que a USART possui a função de realizar a comunicação com o módulo *Bluetooth* por meio da interface de comunicação serial.

[045] O conversor A/D do MSP430G2553 foi configurado para trabalhar nos limites de tensão entre 0 e 3,3V. Este conversor possui oito canais de entrada multiplexados que podem ser utilizados de maneira individual, ou seja, o cada canal pode ser utilizado para conversão A/D ou para outro periférico de acordo com a necessidade. Para a inovação são utilizados dois canais de conversão para as duas cadeias de amplificadores de EMG.

[046] Em relação à taxa de amostragem do sinal, é utilizada uma frequência de amostragem oito vezes maior que a frequência dos sinais de EMG, com o objetivo de evitar perdas no processo de comunicação e manter uma boa qualidade na reconstrução dos sinais de EMG no domínio digital.

[047] Assim foi utilizada uma frequência de amostragem de 16 mil amostras por segundo.

[048] A comunicação entre módulo e aplicação é feita por meio do envio de uma requisição ao módulo de aquisição, que interpreta essa requisição recebida e então envia os dados através de *streaming* para o *smartphone* ou outro dispositivo Android que o usuário esteja utilizando.

[049] O pacote de requisição é formado por apenas um *byte*, que informa ao módulo de aquisição de sinais biológicos o tipo de dado que será enviado, que

é formado por dois *bytes*: um *byte* de identificação e um de informação, que é armazenada durante o processo de conversão A/D.

[050] Logo, o usuário pode optar por observar o sinal do canal 1 ou do canal 2 de EMG, na tela de seu aparelho.

[051] O transceptor *Bluetooth* utilizado no projeto foi o EGBT-046S. Este dispositivo é um transceptor comumente utilizado em aplicações de substituição de cabos (*cablereplacement*). O módulo possui diversas funções previamente configuradas para facilitar sua utilização pelos usuários e pode ser configurado via comandos AT. Além disso, o módulo já vem configurado como escravo sem que haja necessidade de haver qualquer configuração prévia.

[052] As características de consumo, tensão de operação e suas dimensões reduzidas, 27mm x 13mm, foram determinantes para a escolha do EGBT-046S, já que essas características permitem a utilização do módulo sem a utilização de componentes adicionais reduzindo a complexidade de implementação e o tamanho do circuito, uma vez que não há necessidade de componentes que realizem conversão de nível de tensão, pois o módulo *Bluetooth* possui a mesma faixa de operação do MSP430G2553.

[053] No circuito proposto são utilizados apenas os canais de envio e recepção de dados UART para configurar e transmitir informação e um LED (*Light-EmittingDiode*) que é utilizado com a função de informar o estado da conexão *Bluetooth*, ou seja, caso o LED esteja aceso indica existência de conexão com um dispositivo pareado, no caso do LED piscando significa inexistência de conexão, mas que não está pareada, e pode ser mais bem compreendido com o auxílio da Figura 10, que ilustra o circuito do módulo *Bluetooth* da inovação.

[054] Para o funcionamento desse módulo, é necessário reconfigurar o *baudrate* (taxa de comunicação assíncrona) do módulo para que ele funcione a uma velocidade de 115200bps, uma vez que é necessária maior velocidade para transmissão de dados devido à frequência do sinal de EMG. No módulo também é configurado um novo nome para que o dispositivo seja facilmente identificado em um escaneamento por meio de um celular. Além disso, dispõe de uma senha de conexão, permitindo que somente pessoas autorizadas se conectem ao *hardware* de aquisição.

[055] Para realizar a configuração dos parâmetros o módulo necessita receber comandos "AT" através de sua interface UART para entrar em modo de comando. Os comandos devem ser enviados um a um até que o módulo *Bluetooth* esteja totalmente configurado e pronto para desempenhar a sua função. Para cada comando recebido o módulo envia uma resposta "OK" e salva os parâmetros em sua memória. Assim, quando o módulo for desligado, ele não perderá as informações anteriormente configuradas/armazenadas.

[056] A inovação possui duas placas de circuito impresso. A primeira placa possui toda a etapa de alimentação, amplificação e filtragem e microcontrolador (com a etapa de conversão A/D). Possui a placa de transmissão e interfaceamento; esta placa é dedicada a realizar a comunicação com periféricos e com o módulo de comunicação *Bluetooth*. As duas placas de circuito impresso possui arranjo de duplas placas conectadas. A opção pelas duas placas conectadas deu-se em função do tamanho do equipamento, que diminuiu consideravelmente com essa configuração.

O Firmware do Aplicativo

[057] O *firmware* do sistema é utilizado especificamente para o microcontrolador MSP430G2553, que é composto de rotinas de *software* para o controle do sistema de aquisição e comunicação com o módulo *Bluetooth*.

Aplicativo Móvel Integrado

[058] Aliado ao *hardware* de aquisição e condicionamento dos sinais de EMG e ao do *firmware* (*software* embarcado) do aplicativo, é apresentado um aplicativo móvel de jogo virtual específico para responder à variação do sinal eletromiográfico da musculatura do assoalho pélvico.

[059] O jogo é desenvolvido para permitir a participação de indivíduos portadores de diferentes disfunções do assoalho pélvico. Para tanto são considerados os protocolos de exercícios perineais com evidências na literatura e as recomendações do Colégio Americano de Medicina dos Esportes para desenvolvimento e manutenção da capacidade muscular. De acordo com tais recomendações, devem ser realizadas contrações de 6 a 8 segundos de duração para o trabalho das fibras tônicas e 3 a 4 segundos para as fibras fásicas. O número de repetições para o trabalho de ambas as fibras varia de 18 a 12 contrações. O jogo é idealizado para ser adaptável às capacidades de contração do assoalho pélvico das usuárias, respeitando as proporções entre tempo de contração e relaxamento das fibras tônicas (1:1) e fásicas (1:2). Para elaboração do jogo, são considerados, ainda, diferentes níveis de exigência, de acordo com a capacidade muscular de cada usuário do aplicativo.

[060] Dessa forma, os seguintes aspectos são determinados: (i) desenvolvimento de dois modos de jogo com características diferentes: um modo voltado para fibras rápidas e um modo para fibras lentas; (ii) antes de

iniciar o jogo, o usuário deve realizar uma calibração para que o *software* identifique as características contráteis (quantidade de força e tempo de sustentação da contração) do assoalho pélvico da mulher; (iii) o jogo para as fibras rápidas admite contrações menores que 4 segundos de duração e deve contemplar um relaxamento com o dobro do tempo da contração, respeitando a proporção entre tempo de contração e relaxamento das fibras fásicas (1:2); (iv) o jogo para as fibras lentas admite contrações de 4 a 10 segundos de duração e deve contemplar um relaxamento com o mesmo tempo da contração, respeitando a proporção de 1:1 entre o tempo de contração e relaxamento das fibras tônicas; (v) os jogos contam com no máximo 12 repetições por partida, o que significa que a cada partida o número máximo de repetições das contrações é 12; (vi) o jogo recomenda que uma nova partida só deve iniciada dentro de 1-2 minutos para que ocorra uma "recuperação" da musculatura em relação à atividade realizada na partida anterior, entretanto o usuário pode iniciar uma nova partida quando desejar; (vii) os jogos têm um sistema de pontuação para cada etapa alcançada como forma de incentivo e motivação; (viii) o aplicativo permite o envio por e-mail dos dados referentes às informações das partidas realizadas, como pontuação conseguida pelo usuário e tempo médio de sustentação da contração muscular do assoalho pélvico durante os jogos; (ix) o aplicativo disponibiliza instruções para que qualquer pessoa seja capaz de colocar corretamente os eletrodos.

[061] O aplicativo de jogo utiliza a plataforma de desenvolvimento de jogos Unity. É utilizada de uma mecânica interativa de jogo em 2D, definida uma linha

de arte e interface para o jogo, além de concretizada a integração entre o *hardware* e o jogo.

[062] Em resumo, o inovador dispositivo resolve os problemas existentes na técnica, pois proporciona uma conexão a um sistema portátil de captação de sinal eletromiográfico associado a um aplicativo de jogo virtual para treinamento da musculatura do assoalho pélvico. Tal sistema é resultante da associação entre os princípios da eletromiografia de superfície e do *biofeedback* com intuito de fornecer uma ferramenta terapêutica de baixo custo, na qual a atividade muscular é captada e há um *feedback* contínuo e imediato por meio de tarefas (jogos virtuais) que proporcionem maior engajamento e motivação ao paciente durante o tratamento. Ademais, o aplicativo se destaca por lançar um jogo virtual baseado nas evidências científicas vigentes sobre o fortalecimento e conscientização da musculatura do assoalho pélvico.

[063] Ainda, envolve a captação de sinal eletromiográfico, considerado mais refinado do que o sinal pressórico por possibilitar a extração de diferentes dados importantes, como Root Mean Square (RMS) e parâmetros de frequência. É importante ressaltar também que a utilização do sinal eletromiográfico pela inovação, descrita neste relatório, permite calibração individual, o que significa que cada paciente passa por uma avaliação, na qual são gravadas as informações eletromiográficas necessárias para que o aplicativo ajuste o jogo às capacidades e necessidades individuais. Nesse sentido, a inovação se sobressai por respeitar o cuidado centrado no paciente.

[064] Como consequência prática, permite o treino muscular de forma lúdica e interativa para conscientização, manutenção da força e funcionalidade da citada musculatura, assim como o aperfeiçoamento dos resultados terapêuticos.

[065] Como impacto social, destaca-se pela disponibilidade de acesso em qualquer ambiente, enfatizando a reprodução dos exercícios em domicílio de uma forma controlada e motivante. Possibilita, ainda, maiores informações para os pacientes e terapeutas sobre a evolução do tratamento com foco nas necessidades individuais.

[066] Em termos econômicos, a portabilidade e baixo custo do equipamento permitem que a invenção possa ser utilizada em clínicas de fisioterapia públicas e cidades do interior, beneficiando as pacientes que não têm acesso a equipamentos de *biofeedback* convencionais, nem acesso pessoal a dispositivos móveis do tipo *smartphones* ou *tablets*.

[067] Esta inovação não se limita às representações aqui comentadas ou ilustradas, devendo ser compreendida em seu amplo escopo. Muitas modificações e outras representações da inovação virão à mente daquele versado na técnica à qual essa inovação pertence, tendo o benefício do ensinamento apresentado nas descrições anteriores e desenhos anexos. Além disso, é para ser entendido que a inovação não está limitada à forma específica revelada, e que modificações e outras formas são entendidas como inclusas dentro do escopo das reivindicações anexas. Embora termos específicos sejam empregados aqui, eles são usados somente de forma genérica e descritiva e não como propósito de limitação.

REIVINDICAÇÕES

1. Sistema de captação de sinais aplicado a jogos virtuais caracterizado por adquirir sinais de EMG, da musculatura do assoalho pélvico, por meio de transdutores, através de dois canais e se conectar a dispositivos móveis, integrando *hardware* e *software*, aplicado a jogos virtuais de conscientização e de fortalecimento do assoalho pélvico.

2. Sistema de captação de sinais aplicado a jogos virtuais, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelos transdutores serem sondas intranais, intravaginais ou eletrodos.

3. Sistema de captação de sinais aplicado a jogos virtuais, de acordo com reivindicação 1, caracterizado por apresentar módulo de aquisição de sinais de EMG, composto de um circuito amplificador, filtros analógicos, etapa de conversão Analógica/Digital (A/D) do sinal e circuito de transmissão de sinais para dispositivos móveis.

4. Sistema de captação de sinais aplicado a jogos virtuais, de acordo com reivindicação 3, caracterizado pelo circuito para transmissão de sinais ser via Bluetooth® e o dispositivo móvel ser do tipo *smartphone* ou *tablet*.

5. Sistema de captação de sinais aplicado a jogos virtuais, de acordo com reivindicação 1, caracterizado pelos sinais de EMG serem adquiridos por amplificador de instrumentação INA128.

6. Sistema de captação de sinais aplicado a jogos virtuais, de acordo com reivindicação 2, caracterizado por compreender um circuito para eliminação de interferência via o cabo guarda dos eletrodos, e apresentar um diagrama eletrônico do circuito para o amplificador de EMG, onde o sinal de

realimentação para o cabo guarda dos eletrodos é retirado dos resistores que compõe um resistor de ganho (RG).



Fig. 1

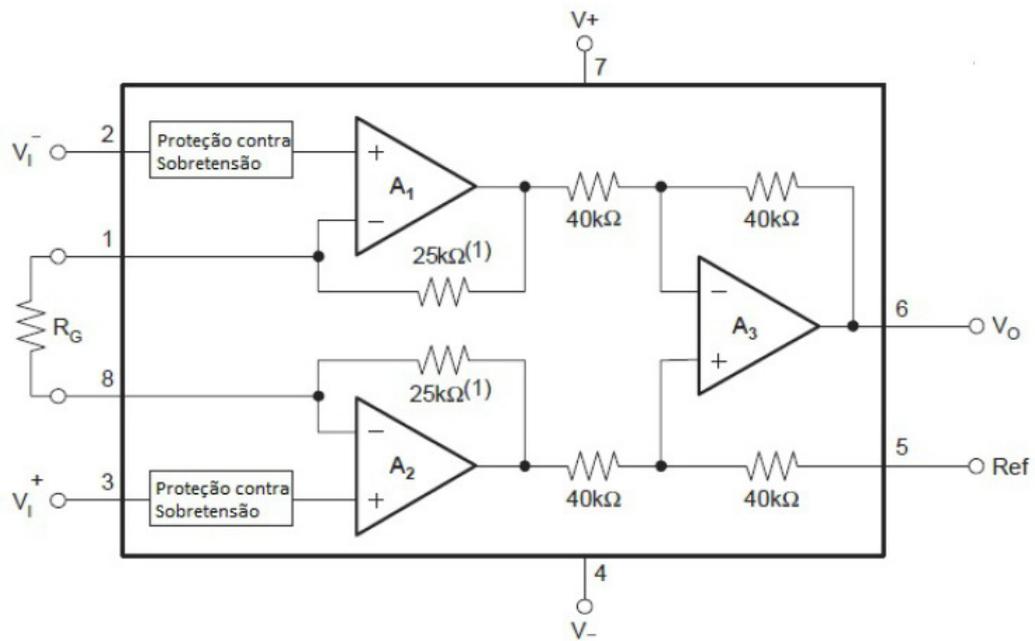


Fig. 2

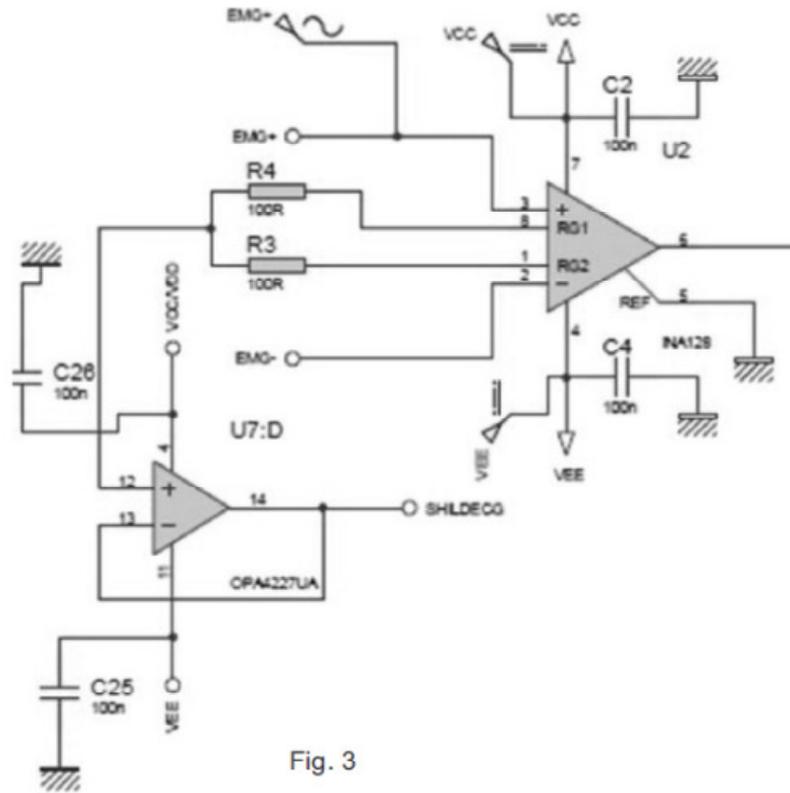


Fig. 3

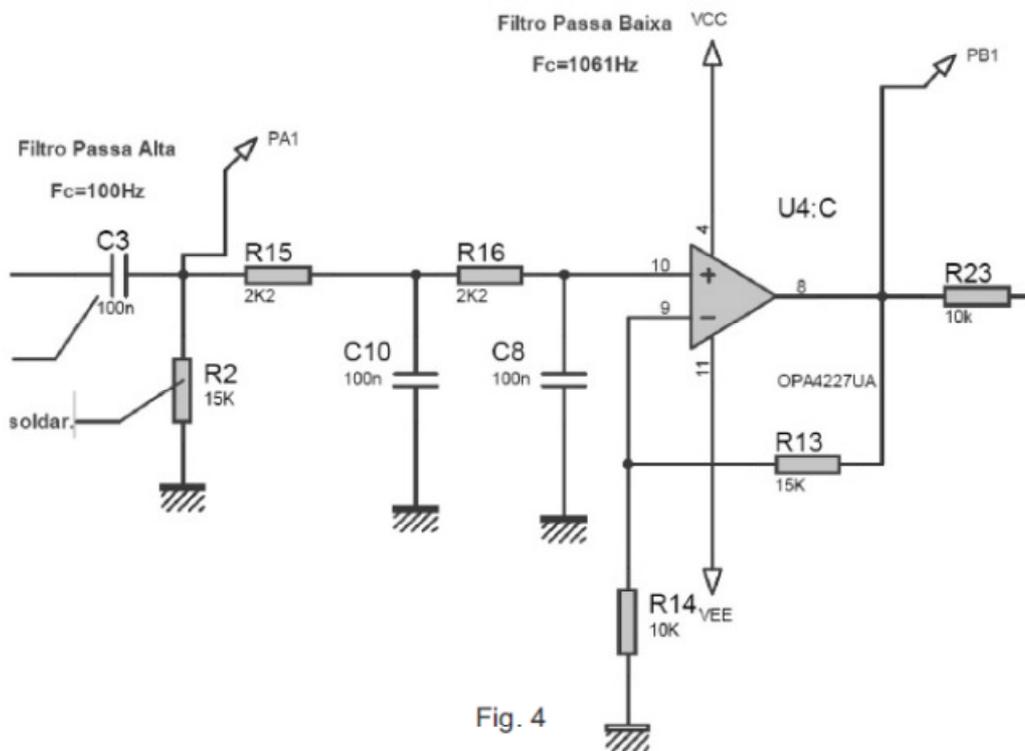


Fig. 4

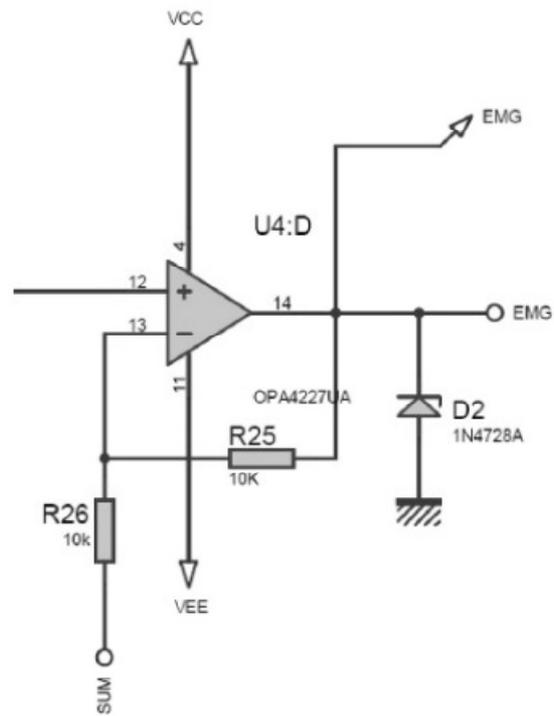


Fig. 5

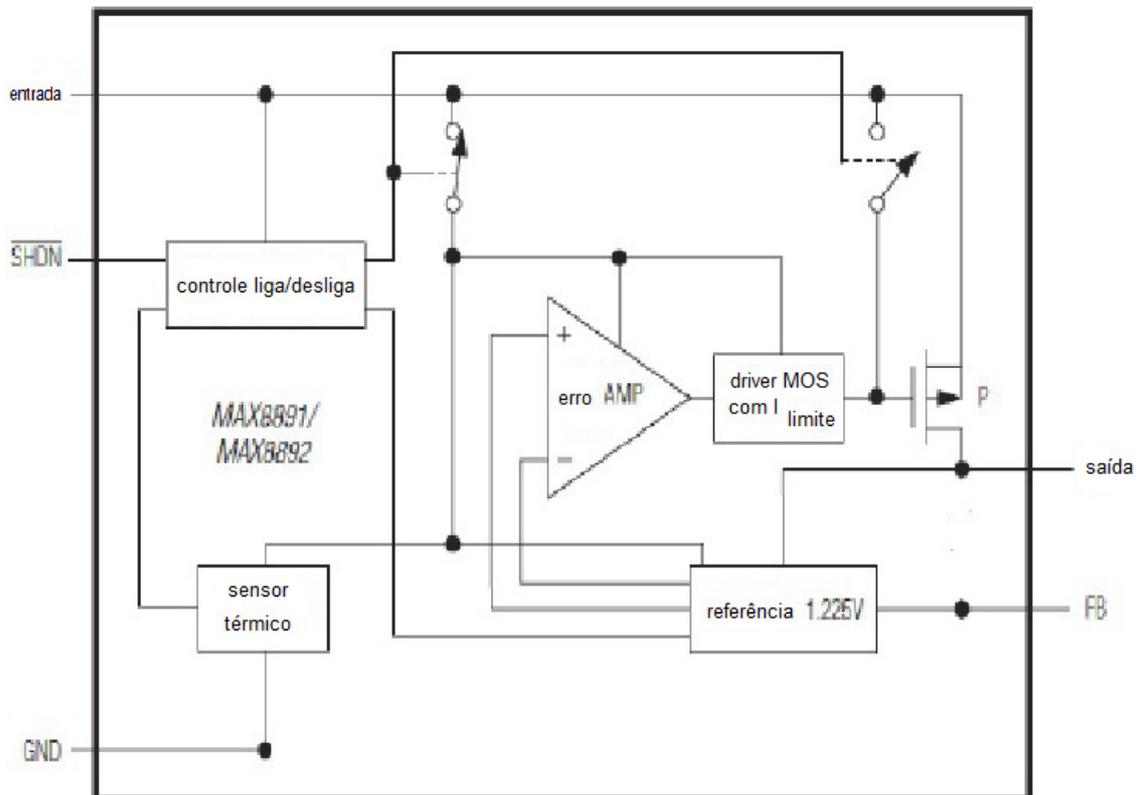
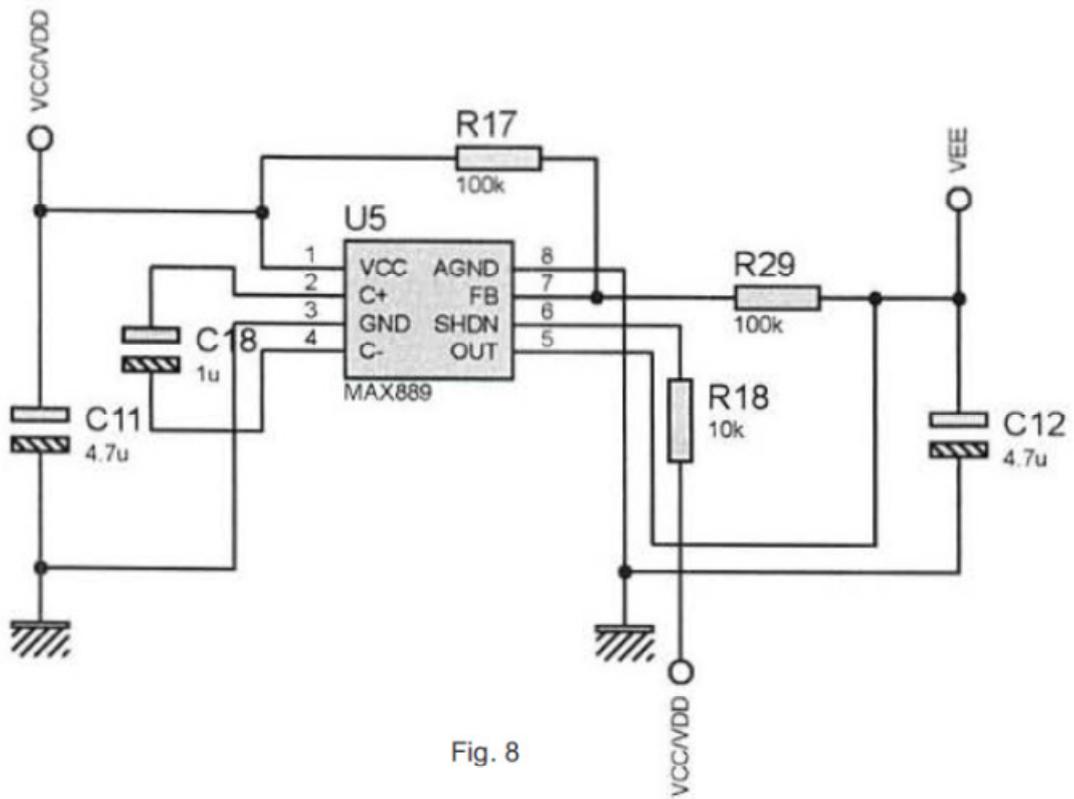
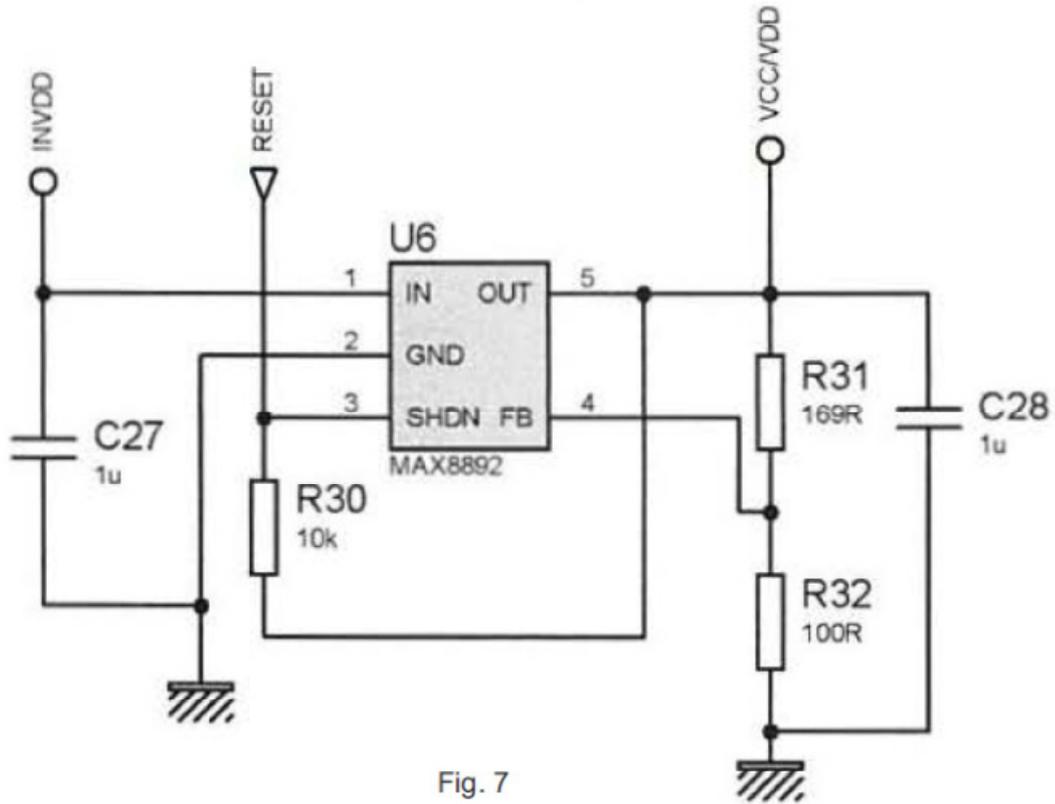


Fig. 6



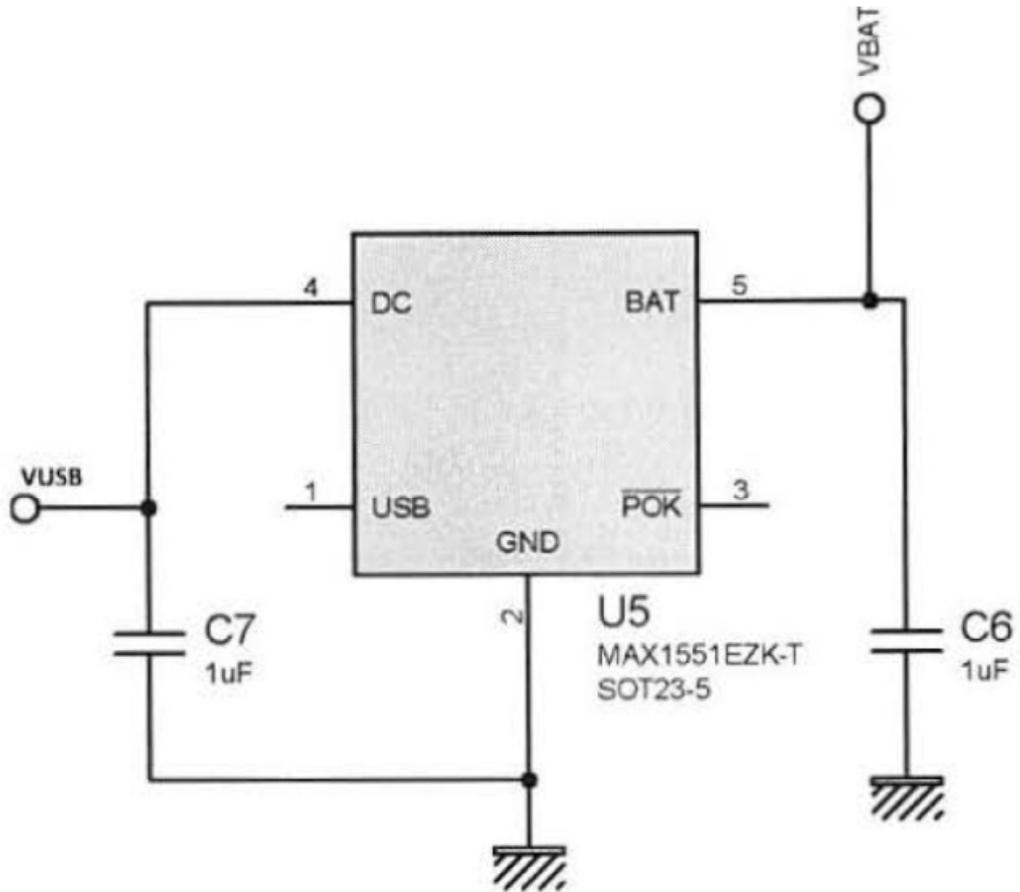


Fig. 9

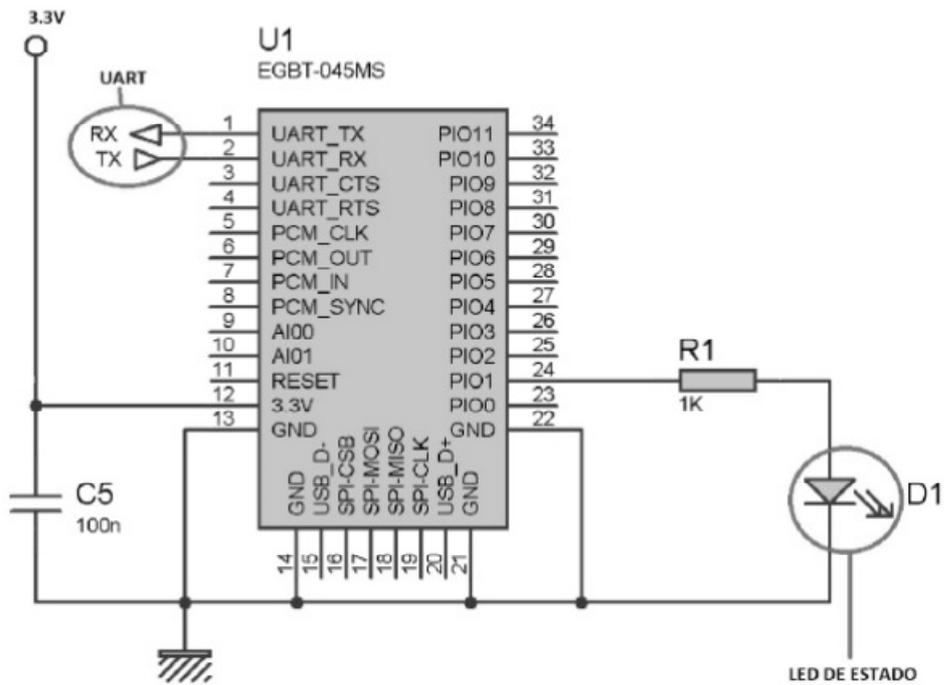


Fig. 10

RESUMO

SISTEMA DE CAPTAÇÃO DE SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS COM CONEXÃO A DISPOSITIVOS MÓVEIS *TOUCHSCREEN* POR MEIO DA TECNOLOGIA *BLUETOOTH*, APLICADO A JOGOS VIRTUAIS PARA CONSCIENTIZAÇÃO E FORTALECIMENTO DA MUSCULATURA DO ASSOALHO PÉLVICO

Sistema portátil de captação de sinal eletromiográfico, de interface computadorizada, com conexão Bluetooth a dispositivos móveis (smartphones e tablets), integrado a aplicativos de jogos virtuais, através da aquisição da atividade eletromiográfica dos músculos do assoalho pélvico, e esse sistema permite a interação com jogos virtuais específicos para as características fisiológicas e biomecânicas da região perineal, e dessa forma, possibilita o tratamento de distúrbios do assoalho pélvico, como incontinência urinária/fecal, prolapso de órgãos pélvicos e disfunções sexuais.