



República Federativa do Brasil  
Ministério da Economia  
Instituto Nacional da Propriedade Industrial

**(11) BR 112016016451-2 B1**



**(22) Data do Depósito: 13/01/2015**

**(45) Data de Concessão: 25/10/2022**

**(54) Título:** DISPOSITIVO PARA MEDIR IMPEDÂNCIA EM UM OBJETO

**(51) Int.Cl.:** A61B 5/053; A61B 5/07; A61B 5/145; A61B 5/01; A61B 5/1455.

**(30) Prioridade Unionista:** 16/01/2014 US 14/157,298.

**(73) Titular(es):** DERMAL DEVICES INC..

**(72) Inventor(es):** ANA RUSU; SAUL ALEJANDRO RODRIGUEZ DUENAS; STIG OLLMAR.

**(86) Pedido PCT:** PCT EP2015050484 de 13/01/2015

**(87) Publicação PCT:** WO 2015/107040 de 23/07/2015

**(85) Data do Início da Fase Nacional:** 15/07/2016

**(57) Resumo:** SENSOR IMPLANTÁVEL E MÉTODO PARA TAL SENSOR A presente invenção se refere a um sensor implantável configurado para ser implantado dentro do corpo do indivíduo e sendo configurado para mensurar impedância dentro de um tecido de corpo do indivíduo resultando a partir de uma corrente elétrica fluindo através tecido de corpo, em que o tecido de corpo é subdérmico ou subcutâneo do indivíduo. Em concordância com a presente invenção, um par de eletrodos de injeção é configurado para injeção de corrente elétrica para o tecido de corpo, e um par de eletrodos de sensoriamento é configurado para detectar a voltagem resultante. Um detector é operativamente conectado para os eletrodos de sensoriamento e é configurado para receber a voltagem detectada pelos eletrodos de sensoriamento, em que o detector é configurado para mensurar a impedância do tecido de corpo fundamentada sobre a voltagem detectada pelo par de eletrodos de sensoriamento. Um microcontrolador é operativamente conectado para o detector e é configurado para receber sinais de impedância a partir do detector e para proporcionar sinais de controle para o circuito de saída de sinal de corrente e para um circuito de energização e de comunicação incluindo uma bobina configurada (...).

**"DISPOSITIVO PARA MEDIR IMPEDÂNCIA EM UM OBJETO"**

## CAMPO TÉCNICO DA PRESENTE INVENÇÃO

[0001] A presente invenção se refere ao campo de dispositivos médicos implantáveis e sensor implantável para mensuração de bioimpedância. Em concretizações particulares da presente invenção, a mesma se refere a sensores que podem ser implantados em um corpo para detectar ou para mensurar pelo menos um parâmetro fisiológico do corpo, tais como níveis de glicose no sangue.

## FUNDAMENTOS DA TÉCNICA

[0002] Até a presente data, monitoramento e acompanhamento efetivos de condições ou de parâmetros relacionados ao usuário, tais como diferentes parâmetros fisiológicos, estado (*status*) de saúde, conformidade de drogas tem sido limitados para marcapassos implantáveis e cardioversores desfibriladores implantáveis [*implantable cardioverters defibrilators (ICDs)*] de vestuário dos usuários. Dispositivos correntes (de hoje em dia) possibilitam acesso para múltipla funcionalidade de dispositivo de reflexão de pontos de dados críticos e condição clínica global do usuário. Os avanços os mais recentes em dispositivo de acompanhamento têm proporcionado para acesso mais fácil para dado armazenado em dispositivo por utilização de conectividade sem fio e de *internet* fundamentadas em acesso para dados como complemento para informação derivada em ponto de ajustamentos de cuidado.

[0003] Apesar disso, independentemente destes aperfeiçoamentos em tecnologia, existe uma necessidade de um sistema aperfeiçoado para monitoramento e acompanhamento efetivos de condições ou parâmetros relacionados para

usuário, tais como diferentes parâmetros fisiológicos incluindo hidratação, níveis de glicose, etc., estado de saúde, conformidade de drogas, em conexão com transplante de órgãos para monitorar a vitalidade de um órgão durante transporte a partir do doador para o receptor, e para monitorar sinais ou rejeição, infecções ou isquemia, para monitorar o ciclo ovariano utilizando, por exemplo, temperatura, e para monitoramento de glicose e de hidratação para identificar estado de alerta de aviadores (pilotos), motoristas de caminhão etc. Existe claramente uma necessidade de um tal sistema que pode ser utilizado com sensores implantáveis que são pequenos, confiáveis, fáceis e baratos para produzir e que podem ser transportados ao longo períodos de tempo estendidos sem qualquer necessidade para recarga ou troca de bateria. Evidentemente, marcapassos implantáveis e cardioversores desfibrilhadores implantáveis (*ICDs*) não são adequados para um tal sistema.

[0004] Em adição, deveria ser muito benéfico incluir um sensor implantável em tal sistema aperfeiçoado. Sensores implantáveis são sensores configurados para serem implantados dentro de tecido vivo, por exemplo, dentro de um paciente vivo. O paciente pode compreender um animal ou um ser humano. Tais sensores implantáveis são tipicamente utilizados para monitorar um ou mais parâmetros fisiológicos associados com o paciente. Por exemplo, um sensor implantável pode monitorar um sangue do paciente ou outros fluidos de corpo para a presença ou a ausência de uma substância específica. Outros sensores implantáveis podem monitorar a temperatura corporal do paciente. Em

geral, sensores implantáveis podem ser utilizados para proporcionar dados valiosos que auxiliam em diagnóstico ou em tratamento de uma doença, ou para auxiliar manutenção ou sustação de um determinado nível de estado fisiológico, químico ou outra atividade ou inatividade.

[0005] Uma área de alta importância na qual um sensor implantável e um sistema de monitoramento deveriam ser de grande utilização é a de monitoramento de glicose ou a de monitoramento de diabetes. Na presente data, pacientes com diabetes dependem de monitoramento de glicose no sangue utilizando um invasivo medidor de glicose no sangue diversas vezes a cada dia. Frequentemente, este método envolve extração de uma pequena amostra de sangue, que é, então, testada diretamente para nível de glicose. Existem numerosas desvantagens com este método, por exemplo, o paciente tem que extrair amostras no sangue todo dia, diversas vezes em um dia em intervalos regulares, e existe algum desconforto associado com extração de amostras de sangue repetidamente. Em adição, existe uma margem de erro, por exemplo, o paciente pode esquecer de tirar (extrair) uma amostra de sangue.

[0006] Sensores de glicose atuais, que são tipicamente utilizados com algum tipo de sistema de entrega de insulina de maneira tal a tratar diabetes, proporcionam dados necessitados para manter a concentração de glicose dentro do paciente em um nível aceitável. Tais sensores de glicose têm que funcionar apropriadamente; se de outra forma, dados falsos podem ser proporcionados. Tais dados falsos (se postos em prática) poderiam resultar na administração de uma quantidade inapropriada de insulina,

conduzindo para morte ou sérios prejuízos. Existe, por conseqüência, uma necessidade crítica no estado da técnica por um sensor que seja confiável e que possa ser monitorado para funcionar apropriadamente sobre uma base regular. Da mesma maneira, existe uma necessidade por um sensor de glicose que tem que funcionar apropriadamente dentro de determinados específicos limites de precisão.

[0007] Muitos sensores implantáveis requerem uma fonte de energia, tal como uma bateria, para energizar o sensor e o transmissor e são, conseqüentemente, utilizáveis por somente um período de tempo limitado depois de implantação. Depois que a fonte de energia embarcada venha a ser esgotada, uma operação invasiva, em adição para a implantação inicial, irá ter que ser feita, se o dispositivo é para ser removido ou substituído.

[0008] Portanto, existe também uma necessidade por um dispositivo implantável que pode sensoriar ou detectar um ou mais valores de parâmetros fisiológicos, e que pode ser remotamente acessado, por exemplo, por um leitor portátil (leitor manual) para obter valores de parâmetros sensoriados obtidos de uma maneira não invasiva. Nenhuma fonte de energia embarcada deveria ser utilizada de maneira tal que o dispositivo nunca irá necessitar ser removido a partir de um sítio de implantação de maneira tal a substituir uma fonte de energia elétrica, e pode, conseqüentemente, permanecer implantado por um período de tempo indefinido.

[0009] Em *"Wireless Glucose Monitoring Watch enabled by an implantable Self-sustaining Glucose sensor system"* por Rai P. e Varandan V., *Progress in Biomedical*

*Optica and Imaging, Proceedings of SPIE8548, 2012*, um sistema incluindo um sensor de glicose implantável que pode ser energizado com acoplamento indutivo é descrito. O sensor pode se comunicar com um relógio e dados de glicose podem ser exibidos sobre o relógio. O sensor descrito neste artigo possui, entretanto, somente uma vida de funcionamento limitada, na medida em que o este sensor descrito consome a si mesmo durante utilização.

[0010] Em *Gupta* e outros, pedido de patente norte americano número US 2007/276201, um sistema para monitoramento de tensão como um indicador de condições biológicas, tais como fusão espinhal, níveis de glicose, carga espinhal, e taxa cardíaca é apresentado. O sistema inclui um sensor de capacitância interdigitalizado, e um transmissor de *RF* e uma antena associada, todos dos quais são microminiaturizados ou microscópicos em tamanho, e podem ser implantados em um hospedeiro biológico, tal como um ser humano ou um animal. Um suprimento de energia acoplado indutivamente é também empregado para evitar a necessidade para implantação de baterias químicas. Energia é proporcionada para o sensor e para o transmissor, e dado é transmitido a partir do sensor, quando um dispositivo de recepção externo, tal como um receptor portátil do tipo de *RF ID*, é colocado proximal para a localização do sensor, do transmissor e do suprimento de energia indutivamente acoplado implantados. O sensor, o transmissor e o suprimento de energia indutivamente acoplado implantados podem ser deixados no lugar permanentemente ou removidos quando for desejado.

[0011] Em *Yang* e outros, pedido de patente norte

americano número US 2004/180391, monitoramento *in vivo* ou *in vitro* de produto químico e de espécies bioquímicas (por exemplo, *pH* ou níveis de glicose) no fluido intersticial de pacientes ou em uma amostra de um fluido para ser analisado é proporcionado por uma sonda (10, 70, 210, 270). Para monitoramento *in vivo*, a sonda é prontamente inserida por um método minimamente invasivo. Métodos de sensoriamento ópticos ou eletroquímicos são empregados para detectar uma mudança física ou química, tal como *pH*, cor, potencial elétrico, corrente elétrica, ou os assemelhados, o que é indicativo da concentração das espécies ou de propriedade química para serem detectadas. Observação visual pelo paciente pode ser suficiente para monitorar determinados produtos bioquímicos (por exemplo, glicose) com esta abordagem. Uma membrana de CAP possibilita altos carregamentos de enzima e, por consequência, habilita utilização de sondas de microminiatura, e/ou diagnóstico de baixos níveis do/s analito/s, com suficiente relação de sinal para ruído e baixa corrente de segundo plano.

[0012] Em "A *hydrogel-based implantable micromachined transponder for wireless glucose measurement*" por Lei M. e outros, *Diabetes technology & Therapeutics*, Vol. 8, No. 1, 2006, um sensor de glicose sem fio implantável fundamentado em hidrogel é descrito. A estrutura básica é um ressonador micro usinado passivo acoplado para um hidrogel sensível ao estímulo, que é confinado entre uma membrana dura nanoporosa e um diafragma de vidro fino.

[0013] Em "Die Impedanzmessung zur Beurteilung Von Ischämieschäden der humanen Leber in der Vorbereitung

*zur Transplantation", Gersing E., Langenbecks Arch Chir (1993) 378: 233 - 238, "Impedance spectroscopy on living tissue for determination of the state of organs", Gersing E., Bioelectrochemistry and Bioenergetics (1988) 45: 145 - 149, "Quantitative analysis of impedance spectra of organs during ischemia", Gheorghiu M, Gersing E, Gheorghiu E, Annals of the New York of Sciences (1999) 873: 65 - 71, e "Messung der elektrischen Impedanz von Organen - Apparative Ausrüstung für Forschung und Klinische Anwendung", Gersing E., Biomedizinische Technik (1991) 36: 6 - 11, mensurações de impedância em órgão foram estudadas.*

[0014] Para concluir, a despeito destas numerosas tentativas dentro do estado da técnica, existe ainda uma necessidade de um sistema aperfeiçoado para monitoramento e acompanhamento efetivos de condições ou parâmetros relacionada/os ao usuário, tais como diferentes parâmetros fisiológicos incluindo hidratação, níveis de glicose, etc., estado de saúde, conformidade de drogas, em conexão com transplantes de órgão para monitorar a vitalidade de um órgão durante transportamento a partir do doador para o receptor, e para monitorar sinais ou rejeição, infecções ou isquemia, para monitorar o ciclo ovariano utilizando, por exemplo, temperatura, e para monitoramento de glicose e de hidratação para identificar estado de alerta de aviadores, motoristas de caminhão, etc. Adicionalmente, existe ainda uma necessidade para um sensor implantável aperfeiçoado que é pequeno, confiável, fácil e barato para produzir e que pode ser transportado ao longo de períodos de tempo estendidos sem qualquer necessidade para recarga ou troca de bateria.

## SUMÁRIO

[0015] Em concordância com aspectos amplos da presente invenção, é proporcionado um sensor implantável para mensuração ou detecção de um ou mais parâmetros relacionados ao usuário, por exemplo, parâmetros fisiológicos. O parâmetro mensurado pode ser remotamente acessado, por exemplo, por um leitor portátil para obter valores de parâmetros sensoriados de uma maneira não invasiva. O sensor não utiliza quaisquer fontes de energia embarcadas e, por conseqüência, o sensor nunca irá necessitar ser removido a partir do sítio de implantação de maneira a substituir uma fonte de energia elétrica e pode, conseqüentemente, permanecer implantado por um período de tempo indefinido. Em concordância com isso, a presente invenção proporciona para um monitoramento e acompanhamento efetivos de condições ou parâmetros relacionada/os ao usuário, tais como diferentes parâmetros fisiológicos incluindo hidratação, níveis de glicose, etc., estado de saúde, conformidade de drogas, em conexão com transplantes de órgão para monitorar a vitalidade de um órgão durante transportamento a partir do doador para o receptor, e para monitorar sinais de rejeição, infecções ou isquemia, para monitorar o ciclo ovariano utilizando, por exemplo, temperatura, e para monitoramento de glicose e de hidratação para identificar estado de alerta de aviadores, motoristas de caminhão, etc. A presente invenção adicionalmente proporciona um sensor implantável aperfeiçoado que é pequeno, confiável, fácil e barato para produzir e que pode ser transportado ao longo de períodos de tempo estendidos sem qualquer necessidade para recarga

ou troca de bateria.

[0016] Em concordância com um aspecto da presente invenção, é proporcionado um dispositivo para mensuração de impedância em um indivíduo, o dispositivo sendo configurado para ser implantado dentro do corpo do indivíduo e sendo configurado para mensurar impedância dentro de um tecido de corpo do indivíduo resultando a partir de uma corrente elétrica fluindo através do tecido de corpo, em que o tecido de corpo é subdérmico ou subcutâneo do indivíduo. O dispositivo compreende um par de eletrodos de injeção configurado para injeção de corrente elétrica para o tecido de corpo, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos de injeção para o outro dos eletrodos de injeção através do corpo e um par de eletrodos de sensoriamento configurado para detectar a voltagem resultante provocada pela corrente fluindo entre o par de eletrodos de injeção e através do tecido de corpo. Adicionalmente, o dispositivo compreende um circuito de saída de sinal de corrente operativamente conectado para o microcontrolador e aos eletrodos de injeção e sendo configurado para proporcionar corrente elétrica em frequências predeterminadas aos eletrodos de injeção, e um detector operativamente conectado aos eletrodos de sensoriamento e configurado para receber a voltagem detectada pelos eletrodos de sensoriamento, em que o detector é configurado para mensurar a impedância do tecido de corpo fundamentada sobre a voltagem detectada pelo par de eletrodos de sensoriamento. Um microcontrolador é operativamente conectado para o detector e é configurado para receber sinais de impedância a partir do detector e

para proporcionar sinais de controle para o circuito de saída de sinal de corrente e um circuito de energização e de comunicação incluindo uma bobina e configurado para ser energizado por um campo eletromagnético produzido por uma bobina externa, o circuito de energização sendo operativamente conectado para o microcontrolador e configurado para energizar o microcontrolador, o circuito de saída de sinal de corrente e o detector.

[0017] um módulo de leitor remoto pode ser utilizado para energizar o dispositivo, tal como com energia eletromagnética, para por intermédio disso provocar que o dispositivo venha a sensoriar os valores de parâmetros fisiológicos e venha a transmitir os dados representativos dos mesmos para o leitor remoto.

[0018] Devido para o fato de seu tamanho pequeno e da ausência de uma necessidade de uma fonte de energia elétrica embarcada, o sensor em concordância com a presente invenção, é particularmente adequado para implantação humana e pode permanecer implantado por um período de tempo indefinido.

[0019] O detector no sensor implantável utiliza um caminho para extrair os componentes de  $I$  e de  $Q$  do sinal. O resultado da demodulação de  $I/Q$  é um sinal de  $DC$ , que ocasiona que a extração dos componentes de  $I$  e de  $Q$  pode ser desempenhada quando requerido ou desejado. Isto está em contraste com demodulação de  $I/Q$  do estado da técnica em sistemas de comunicação, onde fase e amplitude mudam ao longo do tempo e o processamento, conseqüentemente, deve ser desempenhado em paralelo. A solução em concordância com a presente invenção conduz para

redução significativa em consumo de energia na medida em que somente um caminho necessita estar ativo. Isto é de importância na presente invenção na medida em que energia limitada pode ser extraída a partir do acoplamento indutivo. Isto também ocasiona que o sensor em si mesmo pode ser feito menor.

[0020] Em concordância com concretizações da presente invenção, o dispositivo é configurado para mensurar ou para monitorar pelo menos um parâmetro fisiológico do corpo do indivíduo, em que um motor de monitoramento é configurado para correlacionar a impedância mensurada com um relacionamento predeterminado entre impedância e um pelo menos um parâmetro fisiológico.

[0021] Em concordância com concretizações da presente invenção, o microcontrolador é operativamente conectado para o detector e é programado para determinar o parâmetro fisiológico no indivíduo por correlação da impedância mensurada com um relacionamento predeterminado entre impedância e níveis do pelo menos um parâmetro fisiológico.

[0022] Em concordância com concretizações da presente invenção, o microcontrolador é programado para determinar um nível de glicose no indivíduo por correlação da impedância mensurada com um relacionamento predeterminado entre impedância e níveis de glicose no sangue.

[0023] Em concordância com concretizações da presente invenção, o microcontrolador é configurado para comunicar a impedância mensurada para um dispositivo externo por intermédio do circuito de energização e de

comunicação e em que o motor de monitoramento é disposto no dispositivo externo.

[0024] Em concordância com concretizações da presente invenção, o microcontrolador é configurado para comunicar a impedância mensurada para um dispositivo externo por intermédio do circuito de energização e de comunicação e em que o motor de monitoramento é disposto no dispositivo externo e é configurado para determinar um nível de glicose no indivíduo por correlação da impedância mensurada com um relacionamento predeterminado entre impedância e níveis de glicose no sangue.

[0025] Em concordância com concretizações da presente invenção, o pelo menos um parâmetro fisiológico inclui temperatura de corpo, níveis de hidratação, níveis de hormônio, níveis de lactato. Deveria ser observado que estes exemplos são não exaustivos.

[0026] Em concordância com concretizações da presente invenção, o circuito de saída de sinal de corrente é configurado para proporcionar a corrente injetada em uma pluralidade de frequências em uma faixa entre 1 kHz até 3 MHz, e preferivelmente dentro de uma faixa de 1,5 kHz e 2,5 MHz, e mais preferivelmente em uma faixa entre 1,90 kHz e 2 MHz.

[0027] Em concordância com concretizações da presente invenção, um circuito de geração de frequência é operativamente conectado para o detector e é configurado para gerar sinais de referência tendo uma frequência entre 5 kHz até 50 MHz, e preferivelmente em uma faixa entre 10 kHz até 20 MHz e mais preferivelmente em uma faixa entre 16 kHz até 16 MHz, e para entregar os sinais de referência

para o detector.

[0028] Em concordância com concretizações da presente invenção, o demodulador de  $I/Q$  compreende um multiplicador configurado para multiplicar a voltagem recebida com o sinal de referência.

[0029] Em concordância com concretizações da presente invenção, o detector adicionalmente compreende um amplificador de voltagem para amplificação da voltagem sensoriada pelos eletrodos de sensoriamento.

[0030] Em concordância com concretizações da presente invenção, o detector adicionalmente compreende um filtro passa - baixa para filtragem dos sinais amplificados.

[0031] Em concordância com concretizações da presente invenção, o dispositivo é configurado para ser implementado dentro do corpo do indivíduo subdermicamente ou subcutaneamente.

[0032] Enquanto um sensor preferido para utilização com a presente invenção compreende um sensor de impedância implantável, ou grupos de sensores de impedância, é para ser compreendido que a presente invenção pode incluir outros tipos de sensor/es de impedância implantável/eis tais como: de temperatura, de  $pH$ , de  $pO_2$ , de outros íons ou moléculas específico/as, de pressão local (por exemplo, no interior do cérebro ou do crânio).

[0033] Em ainda numa outra concretização da presente invenção, é proporcionado um dispositivo para mensuração de impedância em um indivíduo, o dispositivo sendo configurado para ser implantado dentro do corpo do indivíduo e sendo configurado para mensurar impedância

dentro de um tecido de corpo do indivíduo resultando a partir de uma corrente elétrica fluindo através do tecido de corpo utilizando uma tecnologia de dois pontos, em que o tecido do corpo é tecido subdérmico ou subcutâneo do indivíduo, compreendendo: um par de eletrodos de injeção configurado para injeção de corrente elétrica para o tecido de corpo, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos de injeção para o outro dos eletrodos de injeção através do corpo; um par de eletrodos de sensoriamento configurado para detectar a voltagem resultante provocada pela corrente fluindo entre o par de eletrodos de injeção e através do tecido de corpo, em que os eletrodos de injeção e os eletrodos de sensoriamento são os mesmos. Adicionalmente, o dispositivo compreende um circuito de saída de sinal de corrente operativamente conectado para o microcontrolador e aos eletrodos de injeção e sendo configurado para proporcionar corrente elétrica em frequências predeterminadas aos eletrodos de injeção, um detector operativamente conectado aos eletrodos de sensoriamento e configurado para receber a voltagem detectada pelos eletrodos de sensoriamento, em que o detector é configurado para mensurar a impedância do tecido de corpo fundamentada sobre a voltagem detectada pelo par de eletrodos de sensoriamento e um microcontrolador operativamente conectado para o detector e sendo configurado para receber sinais de impedância a partir do detector e para proporcionar sinais de controle para o circuito de saída de sinal de corrente. Um circuito de energização e de comunicação incluindo uma bobina e configurado para ser energizado por um campo

eletromagnético produzido por uma bobina externa, o circuito de energização sendo operativamente conectado para o microcontrolador e configurado para energizar o microcontrolador, o circuito de saída de sinal de corrente e o detector.

[0034] Em concordância com um outro aspecto da presente invenção, é proporcionado um método para mensuração de impedância em um indivíduo utilizando um dispositivo sendo configurado para ser implantado dentro do corpo do indivíduo e sendo configurado para mensurar impedância dentro de um tecido de corpo do indivíduo resultando a partir de uma corrente elétrica fluindo através do tecido de corpo, em que o tecido de corpo é subdérmico ou subcutâneo do indivíduo. O método compreende em um nível geral as seguintes etapas:

- provisão de energia para a mensuração de impedância por recepção de energia em uma bobina por intermédio de um campo eletromagnético produzido por uma bobina externa;

- provisão de corrente elétrica em frequências predeterminadas aos eletrodos de injeção;

- injeção de corrente elétrica para o tecido de corpo por intermédio de um par de eletrodos de injeção, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos de injeção para o outro dos eletrodos de injeção através do corpo;

- sensoriamento ou detecção da voltagem resultante provocada pela corrente fluindo entre o par de eletrodos de injeção e através do tecido de corpo em um par de eletrodos de sensoriamento; e:

- mensuração ou determinação da impedância do tecido de corpo fundamentada sobre a voltagem detectada pelo par de eletrodos de sensoriamento.

[0035] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, uma demodulação de  $I/Q$  (Em fase/Quadratura) é desempenhada na etapa de mensuração de um caminho de sinal para extração dos componentes de  $I$  e de  $Q$ , respectivamente, em que uma voltagem sensoriada é recebida a partir dos eletrodos de sensoriamento como entrada e uma saída da demodulação de  $I/Q$  é pelo menos um sinal de  $DC$ .

[0036] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, o método adicionalmente compreende mensuração ou monitoramento de pelo menos um parâmetro fisiológico do corpo do indivíduo por correlação da impedância mensurada com um relacionamento predeterminado entre impedância e um pelo menos um parâmetro fisiológico.

[0037] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, a etapa de monitoramento de pelo menos um parâmetro fisiológico compreende determinação de um nível de glicose no indivíduo por correlação da impedância mensurada com um relacionamento predeterminado entre impedância e níveis de glicose no sangue.

[0038] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, o método adicionalmente compreende comunicação da impedância mensurada e/ou de um valor determinado do parâmetro fisiológico (tal como um nível de glicose) para um

dispositivo externo por intermédio da bobina utilizando campos eletromagnéticos. Se a impedância mensurada é comunicada para o dispositivo externo, a determinação do parâmetro fisiológico pode ser desempenhada no dispositivo externo e a etapa de comunicação é executada antes da etapa de determinação de pelo menos um parâmetro fisiológico.

[0039] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, o pelo menos um parâmetro fisiológico inclui temperatura de corpo, níveis de hidratação, níveis de hormônio, níveis de lactose, *pH*, *pO<sub>2</sub>*, outros íons ou moléculas específico/as, pressão local no interior do cérebro ou do crânio.

[0040] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, a etapa de prover corrente elétrica em frequências predeterminadas aos eletrodos de injeção compreende prover corrente aos eletrodos de injeção em uma pluralidade de frequências em uma faixa entre 1 kHz até 3 MHz, e preferivelmente dentro de uma faixa de 1,5 kHz e 2,5 MHz, e mais preferivelmente em uma faixa entre 1,90 kHz e 2 MHz.

[0041] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, o método adicionalmente compreende gerar sinais de referência tendo uma frequência entre 5 kHz até 50 MHz, e preferivelmente em uma faixa entre 10 kHz até 20 MHz e mais preferivelmente em uma faixa entre 16 kHz até 16 MHz para a demodulação de *I/Q*.

[0042] É também para ser compreendido que os princípios fundamentais de operação de um sensor implantável em concordância com a presente invenção se

aplicam igualmente bem para qualquer sensor que é para permanecer desacompanhado (autônomo) e submerso ou imerso dentro de um ambiente hostil, por exemplo, dentro de uma solução salina, tal como água do mar, por um período de tempo prolongado. Por conseqüência, embora os sensores aqui descritos venham a encontrar particular aplicabilidade para sensores configurados para serem implantados dentro de tecido vivo, e embora a descrição seja direcionada para tais sensores implantáveis, a presente invenção pode também ser aplicada para sensores remotos de qualquer espécie que têm que ser imersos e desacompanhados (autônomos) em um ambiente hostil por longos períodos de tempo.

[0043] As características e concretizações anteriormente mencionadas do dispositivo médico implantável podem ser combinados de várias possíveis maneiras proporcionando concretizações vantajosas adicionais.

[0044] Concretizações vantajosas adicionais do dispositivo em concordância com a presente invenção e vantagens adicionais com a presente invenção emergem a partir das reivindicações de patente dependentes acompanhantes e da descrição detalhada de concretizações da presente invenção.

[0045] Como deve ser compreendido, existe um número de aplicações adicionais nas quais a presente invenção pode ser utilizada.

[0046] Por exemplo, por mensuração de impedância vaginal de uma mulher, o ciclo de fertilidade poderia ser monitorado e um estado de fertilidade pode ser determinado. Foi mostrado por *Bartos L.*, "Vaginal impedance measurements used for mating in the rat, *Laboratory Animals* 1977; 11: 53

- 56 e em *Bartos L. Sedlacek J., "Vaginal impedance measurements used for mating in the guinea-pig", Laboratory Animals 1977; 11: 57 - 58*, que a impedância vaginal de ratos apresenta um pico agudo (ou queda) em tempo de ovulação.

[0047] Em concretizações da presente invenção, o motor de monitoramento é configurado para monitorar o ciclo de fertilidade e para determinar um estado de fertilidade. Por exemplo, um pico agudo (ou queda) na impedância vaginal pode indicar tempo de ovulação.

[0048] Além do mais, gerenciamento ou monitoramento de glicose é também de alta importância para atletas. A presente invenção pode ser muito útil para atletas para monitorar seus níveis de glicose durante, por exemplo, exercício e competição.

[0049] Ainda uma outra aplicação é a de monitorar hidratação e níveis de glicose, por exemplo, para detectar ou para monitorar síndrome hiperosmolar diabética, que é uma condição séria que se desenvolve quando açúcar no sangue alcança um nível muito alto. Neste nível, o sangue se torna espesso e xaroposo, provocando síndrome hiperosmolar diabética. Açúcar em excesso passa a partir de seu sangue para sua urina, disparando um processo de filtração que extrai tremendas quantidades de fluido a partir de seu corpo. Síndrome hiperosmolar diabética usualmente afeta pessoas com diabetes tipo 2, e pode se desenvolver em pessoas que ainda não foram diagnosticadas com diabetes. Deixada sem tratamento, síndrome hiperosmolar diabética pode conduzir para vida ameaçada por desidratação. Pronto cuidado (atendimento) médico é essencial.

[0050] Em adição para monitoramento de orgãos no contexto de transplante, a partir de colheita do órgão a partir do doador para seu transplante no receptor, o presente dispositivo poderia também ser utilizado para monitorar o processo de crescimento de órgãos artificiais, onde o sensor implantado poderia ser parte da matriz sobre a qual o órgão artificial está crescendo, e permanecer como uma parte integrada do órgão completamente crescido depois da implantação.

[0051] Em concordância com um aspecto adicional da presente invenção, é proporcionado um dispositivo para mensuração de impedância em um objeto, o dispositivo sendo configurado para ser implantado dentro do objeto ou atado para o objeto e sendo configurado para mensurar impedância do objeto resultante a partir de uma corrente elétrica fluindo através do tecido de corpo, compreendendo um par de eletrodos de injeção configurado para injeção de corrente elétrica para o objeto, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos de injeção para o outro dos eletrodos de injeção através do objeto e um par de eletrodos de sensoriamento configurado para detectar a voltagem resultante provocada pela corrente fluindo entre o par de eletrodos de injeção e através do objeto. Um circuito de saída de sinal de corrente operativamente conectado para o microcontrolador e aos eletrodos de injeção e sendo configurado para proporcionar corrente elétrica em frequências predeterminadas aos eletrodos de injeção e para um detector operativamente conectado aos eletrodos de sensoriamento e configurado para receber a voltagem detectada pelos eletrodos de sensoriamento, em que

o detector é configurado para mensurar a impedância do objeto fundamentada sobre a voltagem detectada pelo par de eletrodos de sensoriamento. Um microcontrolador operativamente conectado para o detector e sendo configurado para receber sinais de impedância a partir do detector e para proporcionar sinais de controle para o circuito de saída de sinal de corrente; e um circuito de energização e de comunicação incluindo uma bobina, configurado para ser energizado por um campo eletromagnético produzido por uma bobina externa, o circuito de energização sendo operativamente conectado para o microcontrolador e configurado para energizar o microcontrolador, o circuito de saída de sinal de corrente e o detector. Na concretização da presente invenção, o objeto é um órgão intencionado para transplante, ou uma seção do trato reprodutivo feminino.

[0052] Em concordância com concretizações adicionais da presente invenção, uma unidade de detecção óptica incluindo *LED's* e um detector é disposta no sensor implantável. Os *LED's* podem ser dois *LED's* com diferentes comprimentos de onda para monitorar sangue oxigenado e sangue desoxigenado que possuem diferente espectro óptico e o detector pode, então, ser utilizado para monitorar nível de saturação de oxigênio. Um número de outras condições de tecido e de analitos pode, então, ser detectado ao mesmo tempo por escolha de pelo menos dois *LED's* de comprimentos de onda específicos, por exemplo, creatina que é um substrato refletindo função de rim reduzida. Outros analitos refletem função de fígado reduzida, e também indicadores gerais, tais como temperatura (termistor),

nível de potássio, nível de sódio, e *pH* poderiam ser incluídos no elemento de sensor de "botão dimensionado" e implantados por toda a vida. Durante transporte de órgãos para implantação, isquemia é a maior preocupação, que deveria ser detectada tanto por análise de *EIS* e quanto por análise espectral óptica, entretanto, depois de implantação, rejeição e infecção se tornam de interesse, e é importante decidir qual problema se tem em mãos na medida em que as contra medidas são diferentes. Por consequência, por adição de *LED's* e de detector óptico para o sensor de impedância, este deveria se tornar mais preciso em diagnóstico diferencial.

[0053] Adicionalmente, o sensor implantável pode ser aplicado para mensuração de impedância em edema, tal como edema pulmonar em pacientes sofrendo de doenças cardíacas, ou edema pulmonar ou edema cerebral em alpinistas durante expedições em altas altitudes de maneira tal a monitorar enfermidade de alta altitude ou edema em pára-quedistas para monitorar enfermidade de pára-quedistas.

#### BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

A seguir, a presente invenção irá agora ser descrita, para propósitos exemplificativos, e em maiores detalhes, por intermédio de concretizações e com referência aos Desenhos das Figuras anexos, nos quais:

A Figura 1 é uma vista esquemática de uma concretização de um sistema em concordância com a presente invenção;

A Figura 2 é uma vista esquemática de uma concretização de um dispositivo de computação adequado para

utilização no sistema em concordância com a presente invenção;

A Figura 3 é uma vista esquemática de uma concretização de um dispositivo de computação adequado para utilização no sistema em concordância com a presente invenção;

A Figura 4 é uma vista esquemática de uma concretização do dispositivo de computação;

A Figura 5 é uma vista esquemática de um módulo de leitor em concordância com a presente invenção;

A Figura 6 é uma vista esquemática de uma concretização do sensor de impedância implantável em concordância com a presente invenção;

A Figura 7 é um fluxograma esquemático de uma concretização do método em concordância com a presente invenção;

A Figura 8 é uma vista esquemática de uma concretização adicional do sensor de impedância implantável em concordância com a presente invenção;

A Figura 9 é um diagrama mostrando impedância mensurada de fígado e rim de ovelha utilizando um sensor, um método e um sistema exemplificativos em concordância com a presente invenção;

A Figura 10 é um diagrama mostrando fase mensurada de fígado e rim de ovelha utilizando um sensor, um método e um sistema exemplificativos em concordância com a presente invenção; e:

A Figura 11 é uma vista esquemática de uma outra concretização do sensor implantável em concordância com a presente invenção.

Os Desenhos das Figuras acompanhantes são unicamente representações esquemáticas / diagramáticas e a presente invenção não está limitada para as várias concretizações exemplificativas neles representadas.

#### DESCRIÇÃO DETALHADA DE CONCRETIZAÇÕES DA PRESENTE INVENÇÃO

[0054] Com referência em primeiro lugar para a Figura 1, uma concretização de um sistema para mensuração ou para monitoramento de condições ou parâmetros relacionada/os ao usuário tais como diferentes parâmetros fisiológicos incluindo hidratação, níveis de glicose, etc., estado (*status*) de saúde, conformidade de drogas, em conexão com transplantes de órgão para monitorar a vitalidade de um órgão durante transportamento a partir do doador para o receptor e para monitorar sinais ou rejeição, infecções ou isquemias, monitorar o ciclo ovariano utilizando, por exemplo, temperatura e para monitoramento de glicose e hidratação para identificar estado de alerta de aviadores, motoristas de caminhão, etc. Existe claramente uma necessidade de um tal sistema que pode ser utilizado com sensor implantável que é pequeno, confiável, fácil e barato para produzir e que pode ser transportado ao longo de períodos de tempo estendidos, e que irá ser descrito. Em concretizações preferidas da presente invenção, o sistema utiliza um sensor que mensura a impedância de tecido de corpo e as mensurações de impedância são utilizadas para detectar ou para monitorar níveis de glicose.

[0055] Um sensor (10) para mensuração de bioimpedância elétrica de um indivíduo (12) é implantado no

indivíduo (12), por exemplo, subdermicamente ou subcutaneamente. O sensor implantável (10) em concordância com a presente invenção, irá ser descrito em detalhes abaixo com referência para a Figura 6. O sensor implantável (10) é energizado por um módulo de leitor externo (14) por utilização de acoplamento indutivo, por exemplo, em frequência em torno de 10 MHz - 15 MHz. O módulo de leitor externo (14) tem capacidade de se comunicação com um microcontrolador (61) do sensor (10) (ver, por exemplo, a Figura 6). Por exemplo, o módulo de leitor externo (14) pode ser disposto para desempenhar comunicação em série de retroespalhamento meio *duplex* com o sensor implantável (10), também conhecida como modulação de impedância ou modulação de carga. Esta técnica funciona por reflexão de ondas eletromagnéticas de volta para a fonte. A curta distância relativa para o comprimento de onda significa que a onda refletida é recebida quase instantaneamente. Conseqüentemente, ao invés de recepção de um pulso de volta, a indutância mútua se comporta como um circuito (*loop*) de retroalimentação e muda a impedancia aparente do indutor. A mudança em indutância irá, então, mudar a corrente que passa através da bobina. A corrente mudada irá, então, mudar a amplitude da voltagem ao longo da bobina, e o dado pode ser tratado como um sinal de amplitude modulada. Em princípio, qualquer método que muda a impedância no ressonador secundário pode ser utilizado para transmitir dados. Por exemplo, modulação de amplitude para o *downlink* (ligação descendente) [a partir do leitor (14) para o dispositivo ou sensor implantável (10)] por mudança da voltagem que é disponível no sensor implantável

(10). O *uplink* (ligação ascendente) [a partir do dispositivo implantável (10) para o leitor (14)] utiliza chaveamento de mudança de carga, onde o fator de qualidade da carga é mudado em concordância com o dado sendo enviado. A carga é sensoriada por utilização de um transformador (não mostrado), que sensoria a corrente que passa através da bobina utilizada para transmitir energia. Um detector de envelope (não mostrado) seguido por um filtro de passa-faixa (não mostrado) e um comparador (não mostrado) são utilizados para recuperar o dado.

[0056] Em concretizações da presente invenção, o módulo de leitor (14) e o sensor (10) incluem circuitos ressonantes de *LRC* configurados para frequências em uma faixa entre 10 MHz - 15 MHz para transmissão de energia e recepção de sinal [no leitor (14)]. O módulo de leitor (14) é configurado para se comunicar com um dispositivo de computação (15), por exemplo, utilizando comunicação sem fio incluindo infravermelho, tecnologia sem fio de *BLUETOOTH®*, *802.11a7b/g/n*, celular ou outros sistemas de comunicação de frequência de rádio.

[0057] Em concretizações da presente invenção, o módulo de leitor (14) é incluído no dispositivo de computação (15) como é mostrado na Figura 2. Por exemplo, um módulo de leitor (38) pode ser conectado ou acoplado para o dispositivo de computação em uma porta de *USB* do dispositivo de computação (15). O módulo de leitor (38) pode alternativamente ser incluído no dispositivo de computação (15) como módulo.

[0058] Com referência para a Figura 3, o dispositivo de computação (15) inclui, em algumas

concretizações, pelo menos um dispositivo de processamento (16), tal como um dispositivo de processamento central (CPU). Uma variedade de dispositivos de processamento está disponível a partir de uma variedade de fabricantes, por exemplo, *Intel* ou *Advanced Micro Devices*. Nesta concretização da presente invenção, o dispositivo de computação (15) também compreende uma memória de sistema (17).

[0059] Exemplos de dispositivos de computação adequados para utilização no presente sistema incluem, mas sem limitação aos exemplos mencionados, um computador de mesa (*desktop computer*), um computador portátil (*laptop computer*), um computador de tableta (*tablet computer*), um dispositivo de computação móvel, tal como um telefone inteligente (*smart phone*) (por exemplo, um *iPhone®* ou um telefone fundamentado em *Android OS*), um *iPod®*, um *iPad®*, um dispositivo digital móvel ou outros dispositivos móveis, ou outros dispositivos configurados para processar instruções digitais.

[0060] A memória de sistema (17) inclui memória somente de leitura [*read only memory (ROM)*] e memória de acesso randômico [*random access memory (RAM)*]. Um sistema básico de entrada/de saída contendo rotinas básicas que atuam para transferência de informação dentro do dispositivo de computação (15), tal como iniciação (*start-up*), é tipicamente armazenado na memória somente de leitura.

[0061] Adicionalmente, o dispositivo de computação (15) também inclui um armazenamento secundário (19) em algumas concretizações da presente invenção, tal

como um *drive* de disco rígido, para armazenamento de dados. O armazenamento secundário (19) e meio (mídia) de leitura por computador associado proporciona armazenamento não volátil de instruções de leitura por computador (incluindo programas e módulos de programa), estruturas de dados e outros dados para o dispositivo de computação (15).

[0062] Embora o ambiente exemplificativo aqui descrito venha a empregar um *drive* de disco rígido e um armazenamento secundário, outros tipos de meio de armazenamento de leitura por computador são utilizados em outras concretizações da presente invenção. Exemplos destes outros tipos de meio de armazenamento de leitura por computador incluem cassetes magnéticos, cartões de memória *flash*, discos de vídeo digitais, memórias somente de leitura por *compact disc*, memórias de leitura por disco versátil digital, memórias de acesso randômico, ou memórias somente de leitura. Algumas concretizações da presente invenção incluem meio não transitório. Adicionalmente, tal meio de armazenamento de leitura por computador pode incluir armazenamento local ou armazenamento fundamentado em nuvem.

[0063] Como é ilustrado na Figura 4, um número de módulos de programa pode ser armazenado no armazenamento secundário (19) e/ou no sistema de memória (17) incluindo um sistema de operação (21), um ou mais programas de aplicação (22), um motor de interface de usuário (23), um motor de comunicação de sistema médico (24) e um motor de monitoramento (25). O dispositivo de comunicação (15) pode utilizar qualquer sistema de operação adequado, tal como *Microsoft Windows™*, *Google Chrome™*, *Apple OS*, *Android OS* e

quaisquer outros sistemas de operação adequados para um dispositivo de computação. O motor de monitoramento pode, em algumas concretizações da presente invenção, ser disposto para determinar ou para monitorar um parâmetro fisiológico, tal como um nível de glicose fundamentado sobre a impedância mensurada. Na concretização da presente invenção mostrada na Figura 2, o dispositivo de computação tem capacidade de determinação ou de monitoramento de um parâmetro fisiológico, tal como glicose fundamentado sobre as mensurações de impedância. As mensurações de impedância são desempenhadas pelo sensor (10) e o dado de impedância é, então, transmitido para o módulo de leitor (14) por intermédio de um módulo de energização e de comunicação (62) do sensor (10) (ver a Figura 6).

[0064] Em algumas concretizações da presente invenção, um usuário proporciona entrada para o dispositivo de computação (15) através de um ou mais dispositivos de entrada (30). Exemplos de dispositivos de entrada (30) incluem um teclado, um *mouse*, um microfone, um sensor de toque [tal como um teclado táctil (*touchpad*) ou mostrador sensível ao toque (*touch sensitive display*)], um sensor de IR ou *web-camera*. O dispositivo de entrada (30) é conectado para o dispositivo de processamento (16) através de uma interface de entrada/de saída que é acoplada para um ônibus de sistema (*system bus*) (não mostrado).

[0065] Em concretizações preferidas da presente invenção, o dispositivo de acoplamento (15) inclui um dispositivo de mostrador (32), tal como um monitor, um dispositivo de mostrador de cristal líquido, um projetor ou um dispositivo de mostrador sensível ao toque.

[0066] Quando utilizado em um ambiente de rede de área local ou em um ambiente de rede de área ampla (tal como a *internet*), o dispositivo de computação (15) é tipicamente conectado para a rede (40) (Figura 1) através de uma interface de rede (não mostrada), tal como uma interface de *Ethernet*. Outras concretizações da presente invenção utilizam outros dispositivos de comunicação. Por exemplo, algumas concretizações da presente invenção do dispositivo de computação (15) incluem um *modem* para comunicação através da rede.

[0067] O dispositivo de computação (15) tem capacidade de se comunicar, por exemplo, com uma unidade provedora de cuidado à saúde (36) por intermédio da rede (40) utilizando o motor de comunicação de sistema médico (24). A unidade provedora de cuidado à saúde (36) compreende um portal de paciente (37), em que um usuário autorizado, tal como um médico pode acessar informação de paciente por intermédio do portal de paciente (37). Em concretizações da presente invenção, o dispositivo de computação (15) envia (*uploads*) informação, por exemplo, relacionada para mensurar parâmetros fisiológicos do indivíduo ou paciente para a unidade provedora de cuidado à saúde (36). Um usuário autorizado, por exemplo, um médico, pode acessar a informação enviada (*uploaded*) por intermédio do portal de paciente (37). Outra informação, tal como estado de saúde, conformidade de drogas, etc., pode também ser enviada para a unidade provedora de cuidado à saúde (36) a partir do dispositivo de computação (15). Um usuário autorizado pode também se comunicar com o paciente por intermédio do portal de paciente (37), por exemplo, envio

de uma prescrição de uma droga ou envio de informação atualizada relacionada ao estado de saúde do paciente. Outras condições ou parâmetros relacionada/os ao usuário, tais como diferentes parâmetros fisiológicos incluindo hidratação, níveis de glicose, etc., estado de saúde, conformidade de drogas, em conexão com transplantes de órgão para monitorar a vitalidade de um órgão durante transportamento a partir do doador para o receptor, e para monitorar sinais de rejeição, infecções ou isquemias, para monitorar o ciclo ovariano utilizando, por exemplo, temperatura, e para monitoramento de glicose e hidratação para identificar estado de alerta de aviadores, motoristas de caminhão, etc., podem também ser monitorada/os ou acompanhada/os no presente sistema (8).

[0068] Em concretizações da presente invenção, o motor de monitoramento (25) pode ser incluído em uma unidade de armazenamento (51) do módulo de leitor (14) como ilustrado na Figura 5, por exemplo, em uma memória somente de leitura e em uma memória de acesso randômico e em um armazenamento secundário, tal como um *drive* de disco rígido, para armazenamento de dado digital. O armazenamento secundário e o meio de leitura por computador associado proporcionam armazenamento não volátil de instruções de leitura por computador (incluindo programas e módulos de programa), estruturas de dado e outros dados para o dispositivo de leitor. Embora o ambiente exemplificativo aqui descrito venha a empregar um *drive* de disco rígido e um armazenamento secundário, outros tipos de meio de armazenamento de leitura por computador são utilizados em outras concretizações da presente invenção. Exemplos destes

outros tipos de meio de armazenamento de leitura por computador incluem cassetes magnéticos, cartões de memória *flash*, discos de vídeo digitais, memórias somente de leitura de *compact disc*, memórias de leitura de disco versátil digital, memórias de acesso randômico, ou memórias somente de leitura. Algumas concretizações da presente invenção incluem meio não transitório. Adicionalmente, tal meio de armazenamento de leitura por computador pode incluir armazenamento local ou armazenamento fundamentado em nuvem.

[0069] O módulo de leitor (14) pode também incluir dispositivos, tal como um dispositivo de mostrador (52), tal como um monitor, um dispositivo de mostrador de cristal líquido, um projetor ou dispositivo de mostrador sensível ao toque e um dispositivo de entrada (53), tal como um teclado, um *mouse*, um microfone, um sensor de toque (tal como um *touchpad* ou mostrador sensível ao toque), um sensor de *IR* ou *web-camera*.

[0070] O módulo de leitor (14) adicionalmente compreende uma bobina (54) para produção de campos eletromagnéticos para energização do sensor (10). A bobina (54) é conectada para um gerador de energia (55) configurado para gerar a corrente e a voltagem para o campo eletromagnético e um módulo de comunicação (56) para recepção de dado transmitido a partir do sensor (10).

[0071] O módulo de leitor (14) pode compreender um ônibus (*bus*) de comunicação (57) para conexão para o dispositivo de computação (15), por exemplo, por intermédio de conexão direta por intermédio de uma porta de *USB* (como é mostrado na Figura 5) ou sem fio, por exemplo, por

intermédio de comunicação por *IR* ou por intermédio de *BLUETOOTH®*.

[0072] Voltando-se agora para a Figura 6, o dispositivo de impedância implantável ou sensor de impedância irão ser discutidos em maiores detalhes. A Figura 6 mostra um diagrama de blocos de uma concretização do sensor em concordância com a presente invenção.

[0073] Um circuito de energização e de comunicação (62) compreendendo circuitos analógicos proporciona energia para o sensor (10). O circuito de energização e de comunicação (62) compreende uma bobina (63) para energização externa pelo módulo de leitor (14) utilizando acoplamento indutivo e o circuito de energização e de comunicação (62) é também configurado para estabelecer um mecanismo de comunicação com o módulo de leitor (14) utilizando, por exemplo, técnica de comunicação em série de retroespalhamento meio *duplex*. O circuito de energização e de comunicação (62) inclui um circuito retificador de onda cheia (64) que ressona com a bobina (63), por exemplo, em frequências em uma faixa entre 10 MHz - 15 MHz. A entrada para o circuito de energização e de comunicação (62) é um campo eletromagnético produzido pela bobina (13) do módulo de leitura (14). A saída do circuito de energização e de comunicação (62) é uma voltagem de *DC*. O circuito de energização e de comunicação (62) é operativamente conectado para o microcontrolador (61).

[0074] Um circuito de geração de frequência (65) é configurado para gerar relógios de referência de frequência a partir de sinais tendo uma frequência entre 5 kHz até 50 MHz, e preferivelmente em uma faixa entre 10 kHz

até 20 MHz e mais preferivelmente em uma faixa entre 16 kHz até 16 MHz. Estas frequências são utilizadas para gerar corrente sinusoidal e formas de onda de  $I/Q$  para o mecanismo de detecção de impedância de  $I/Q$  desempenhado em um detector de  $I/Q$  (66).

[0075] Um circuito de saída de sinal de corrente (67) é operativamente conectado para um par de eletrodos de injeção (68) e é configurado para proporcionar corrente elétrica em frequências predeterminadas aos eletrodos de injeção (68). Os eletrodos de injeção (68) são configurados para injetar a corrente elétrica para o tecido de corpo, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos de injeção para o outro dos eletrodos de injeção através do corpo. O circuito de saída de sinal de corrente (67) é configurado para proporcionar a corrente injetada em uma pluralidade de frequências em uma faixa entre 1 kHz até 3 MHz, e preferivelmente dentro de uma faixa de 1,5 kHz e 2,5 MHz, e mais preferivelmente em uma faixa entre 1,90 kHz e 2 MHz. Em concretizações da presente invenção, as frequências são de 1,95 kHz; 3,9 kHz; 7,8125 kHz; 15,625 kHz; 31,25 kHz; 62,5 kHz; 125 kHz; 250 kHz; 500 kHz; 1 MHz e 2 MHz.

[0076] Um par de eletrodos de sensoriamento (69) é configurado para detectar a voltagem resultante provocada pela corrente fluindo entre o par de eletrodos de injeção (68) e através do tecido de corpo. Os eletrodos de sensoriamento (69) são operativamente conectados para o detector (66), que recebe a voltagem sensoriada. O detector (66) compreende circuito para geração de forma de onda de corrente sinusoidal (70), circuitos de amplificação (71)

para amplificação de voltagem sensoriada, multiplicador (72) para multiplicação da voltagem com sinais de referência de  $I/Q$  e o circuito de filtro de passa - baixa (73) para filtragem de passa - baixa dos sinais.

[0077] O detector (66) possui um caminho para extrair os componentes de  $I$  e de  $Q$  do sinal. O resultado da demodulação de  $I/Q$  é um sinal de  $DC$ , que ocasiona que a extração dos componentes de  $I$  e de  $Q$  pode ser desempenhada quando requerido. Isto está em contraste com a demodulação de  $I/Q$  do estado da técnica em sistemas de comunicação, onde fase e amplitude mudam ao longo do tempo e o processamento, conseqüentemente, deve ser desempenho em paralelo.

[0078] Um circuito de controle e de calibragem (75) é operativamente conectado para o microcontrolador (61), para o circuito de geração de frequência de corrente (65), para o circuito de saída de sinal de corrente (67) e para o detector (66). O circuito de controle e de calibragem (75) é configurado para controlar e/ou para calibrar os diferentes circuitos e para se comunicar com o microcontrolador (61).

[0079] Em concordância com concretizações da presente invenção, é proporcionado um método para mensuração de impedância em um indivíduo utilizando um dispositivo sendo configurado para ser implantado dentro do corpo do indivíduo e sendo configurado para mensurar impedância dentro de um tecido de corpo do indivíduo resultante a partir de uma corrente elétrica fluindo através do tecido de corpo, em que o tecido de corpo é tecido subdérmico ou subcutâneo do indivíduo [órgãos para

transplante começam no exterior do corpo]. O método compreende em um nível geral as seguintes etapas:

- provisão, (100), de energia para a mensuração de impedância por recepção de energia em uma bobina por intermédio de um campo eletromagnético produzido por uma bobina externa;

- injeção, (110), de corrente elétrica para o tecido de corpo por intermédio de um par de eletrodos de injeção, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos de injeção para o outro dos eletrodos de injeção através do corpo;

- sensoriamento, (120), da voltagem resultante provocada pela corrente fluindo entre o par de eletrodos de injeção e através do tecido de corpo em um par de eletrodos de sensoriamento; e:

- mensuração ou determinação, (130), da impedância do tecido de corpo fundamentada sobre a voltagem detectada pelo par de eletrodos de sensoriamento.

[0080] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, uma demodulação de  $I/Q$  (Em fase/Quadratura) é desempenhada na etapa de mensuração (130) sobre um único caminho de sinal para extração dos componentes de  $I/Q$ , respectivamente, em que uma voltagem sensoriada é recebida a partir dos eletrodos de sensoriamento como entrada e uma saída do demodulador de  $I/Q$  é pelo menos um sinal de  $DC$ .

[0081] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, o método adicionalmente compreende determinação ou monitoramento (140) de pelo menos um parâmetro fisiológico do corpo do

indivíduo para correlação da impedância mensurada com um relacionamento predeterminado entre impedância e pelo menos um parâmetro fisiológico.

[0082] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, a etapa de monitoramento (140) de pelo menos um parâmetro fisiológico compreende determinação de um nível de glicose no indivíduo por correlação da impedância mensurada com um relacionamento predeterminado entre impedância e níveis de glicose no sangue.

[0083] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, o método adicionalmente compreende comunicação (150) da impedância mensurada e/ou de um valor determinado do parâmetro fisiológico (tal como nível de glicose) para um dispositivo externo por intermédio da bobina utilizando campos eletromagnéticos. Se a impedância mensurada é comunicada para o dispositivo externo, a determinação do parâmetro fisiológico pode ser desempenhada no dispositivo externo e a etapa de comunicação (150) é executada antes da etapa de determinação (140) de pelo menos um parâmetro fisiológico.

[0084] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, o pelo menos um parâmetro fisiológico inclui temperatura de corpo, níveis de hidratação, níveis de hormônio, níveis de lactato,  $pH$ ,  $pO_2$ , outros íons ou moléculas específica/os, pressão local no interior do cérebro ou do crânio.

[0085] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, a etapa de provisão (130), de corrente elétrica em frequências

predeterminadas aos eletrodos de injeção compreende provisão de corrente aos eletrodos de injeção em uma pluralidade de frequências em uma faixa entre 1 kHz até 3 MHz, e preferivelmente dentro de uma faixa de 1,5 kHz e 2,5 MHz, e mais preferivelmente em uma faixa entre 1,90 kHz e 2 MHz.

[0086] Em concordância com concretizações do método em concordância com a presente invenção, o método adicionalmente compreende geração de sinais de referência tendo uma frequência entre 5 kHz até 50 MHz, e preferivelmente em uma faixa entre 10 kHz até 20 MHz e mais preferivelmente em uma faixa entre 16 kHz até 16 MHz para a demodulação de *I/Q*.

[0087] Com referência agora para a Figura 8, uma outra concretização do dispositivo de impedância implantável ou sensor de impedância em concordância com a presente invenção irá ser discutida em maiores detalhes. A Figura 8 mostra um diagrama de blocos desta concretização do sensor em concordância com a presente invenção.

[0088] Um circuito de energização e de comunicação (62) compreendendo circuitos analógicos proporciona energia para o sensor (210). O circuito de energização e de comunicação compreende uma bobina (63) para energização externa pelo módulo de leitor (14) utilizando acoplamento indutivo e o circuito de energização e de comunicação (62) é também configurado para estabelecer um mecanismo de comunicação com o módulo de leitor (14) utilizando, por exemplo, técnica de comunicação em série de retroespalhamento meio *duplex*. O circuito de energização e de comunicação (62) inclui um circuito retificador de onda

completa (64) que ressona com a bobina (63), por exemplo, em frequências em uma faixa entre 10 MHz - 15 MHz. A entrada para o circuito de energização e de comunicação (62) é um campo eletromagnético produzido pela bobina (13) do módulo de leitura (14). A saída do circuito de energização e de comunicação (62) é uma voltagem de DC. O circuito de energização e de comunicação (62) é operativamente conectado para o microcontrolador (61).

[0089] Um circuito de geração de frequência (65) é configurado para gerar relógios de referência de frequência a partir de sinais tendo uma frequência entre 5 kHz até 50 MHz, e preferivelmente em uma faixa entre 10 kHz até 20 MHz e mais preferivelmente em uma faixa entre 16 kHz até 16 MHz. Estas frequências são utilizadas para gerar corrente sinusoidal e formas de onda de  $I/Q$  para o mecanismo de detecção de impedância de  $I/Q$  desempenhado em um detector de  $I/Q$  (66).

[0090] Um circuito de saída de sinal de corrente (67) é operativamente conectado para um par de eletrodos (268) e é configurado para proporcionar corrente elétrica em frequências predeterminadas aos eletrodos (268). Os eletrodos (268) são configurados para injetar a corrente elétrica para o tecido de corpo, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos (268) para o outro dos eletrodos (268) através do corpo. O circuito de saída de sinal de corrente (67) é configurado para proporcionar a corrente injetada em uma pluralidade de frequências em uma faixa entre 1 kHz até 3 MHz, e preferivelmente dentro de uma faixa de 1,5 kHz e 2,5 MHz, e mais preferivelmente em uma faixa entre 1,90 kHz e 2 MHz. Em concretizações da

presente invenção, as frequências são de 1,95 kHz; 3,9 kHz; 7,8125 kHz; 15,625 kHz; 31,25 kHz; 62,5 kHz; 125 kHz; 250 kHz; 500 kHz; 1 MHz e 2 MHz.

[0091] A voltagem resultante provocada pela corrente fluindo entre o par de eletrodos (268) e através do tecido de corpo é detectada nos eletrodos (268). Os eletrodos (69) são também operativamente conectados para o detector (66), que recebe a voltagem sensoriada. O detector (66) compreende circuito para geração de forma de onda de corrente sinusoidal (70), amplificando os circuitos (71) para amplificação da voltagem sensoriada, multiplicador (72) para multiplicação da voltagem com sinais de referência de  $I/Q$  e circuito de filtro de passa - baixa (73) para filtragem de passa - baixa dos sinais.

[0092] O detector (66) possui um caminho para extrair os componentes de  $I$  e de  $Q$  do sinal. O resultado da demodulação de  $I/Q$  é um sinal de  $DC$ , que ocasiona que a extração dos componentes de  $I$  e de  $Q$  pode ser desempenhada quando requerido. Isto está em contraste com a demodulação de  $I/Q$  do estado da técnica em sistemas de comunicação, onde fase e amplitude mudam ao longo do tempo e o processamento, conseqüentemente, deve ser desempenhado em paralelo.

[0093] Um circuito de controle e de calibragem (75) é operativamente conectado para o microcontrolador (61), para o circuito de geração de frequência de corrente (65), para o circuito de saída de sinal de corrente (67) e para o detector (66). O circuito de controle e de calibragem (75) é configurado para controlar e/ou para calibrar os diferentes circuitos e para se comunicar com o

microcontrolador (61).

[0094] Com referência para a Figura 11, uma outra concretização do dispositivo de impedância implantável ou sensor de impedância em concordância com a presente invenção irá ser discutida em maiores detalhes. A Figura 11 mostra um diagrama de blocos desta concretização do sensor em concordância com a presente invenção. Partes ou circuitos iguais ou similares mostrada/os na Figura 8 são simbolizada/os com o mesmo numeral de referência na Figura 11.

[0095] Um circuito de energização e de comunicação (62) compreendendo circuitos analógicos proporciona energia para o sensor (310). O circuito de energização e de comunicação (62) compreende uma bobina (63) para energização externa pelo módulo de leitor (14) utilizando acoplamento indutivo e o circuito de energização e de comunicação (62) é também configurado para estabelecer um mecanismo de comunicação com o módulo de leitor (14) utilizando, por exemplo, técnica de comunicação em série de retroespalhamento meio *duplex*. O circuito de energização e de comunicação (62) inclui um circuito retificador de onda cheia (64) que ressona com a bobina (63), por exemplo, em frequências em uma faixa entre 10 MHz - 15 MHz. A entrada para o circuito de energização e de comunicação (62) é um campo eletromagnético produzido pela bobina (13) do módulo de leitura (14). A saída do circuito de energização e de comunicação (62) é uma voltagem de DC. O circuito de energização e de comunicação (62) é operativamente conectado para o microcontrolador (61).

[0096] Um circuito de geração de frequência (65)

é configurado para gerar relógios de referência de frequência a partir de sinais tendo uma frequência entre 5 kHz até 50 MHz, e preferivelmente em uma faixa entre 10 kHz até 20 MHz e mais preferivelmente em uma faixa entre 16 kHz até 16 MHz. Estas frequências são utilizadas para gerar corrente sinusoidal e formas de onda de  $I/Q$  para o mecanismo de detecção de impedância de  $I/Q$  desempenhado em um detector de  $I/Q$  (66).

[0097] Um circuito de saída de sinal de corrente (67) é operativamente conectado para um par de eletrodos (268) e é configurado para proporcionar corrente elétrica em frequências predeterminadas aos eletrodos (268). Os eletrodos (268) são configurados para injetar a corrente elétrica para o tecido de corpo, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos (268) para o outro dos eletrodos (268) através do corpo. O circuito de saída de sinal de corrente (67) é configurado para proporcionar a corrente injetada em uma pluralidade de frequências em uma faixa entre 1 kHz até 3 MHz, e preferivelmente dentro de uma faixa de 1,5 kHz e 2,5 MHz, e mais preferivelmente em uma faixa entre 1,90 kHz e 2 MHz. Em concretizações da presente invenção, as frequências são de 1,95 kHz; 3,9 kHz; 7,8125 kHz; 15,625 kHz; 31,25 kHz; 62,5 kHz; 125 kHz; 250 kHz; 500 kHz; 1 MHz e 2 MHz.

[0098] A voltagem resultante provocada pela corrente fluindo entre o par de eletrodos (268) e através do tecido de corpo é detectada nos eletrodos (268). Os eletrodos (69) são também operativamente conectados para o detector (66), que recebe a voltagem sensoriada. O detector (66) compreende circuito para geração de forma de onda de

corrente sinusoidal (70), amplificando os circuitos (71) para amplificação da voltagem sensoriada, multiplicador (72) para multiplicação da voltagem com sinais de referência de  $I/Q$  e circuito de filtro de passa - baixa (73) para filtragem de passa - baixa dos sinais.

[0099] O detector (66) possui um caminho para extrair os componentes de  $I$  e de  $Q$  do sinal. O resultado da demodulação de  $I/Q$  é um sinal de  $DC$ , que ocasiona que a extração dos componentes de  $I$  e de  $Q$  pode ser desempenhada quando requerido. Isto está em contraste com a demodulação de  $I/Q$  do estado da técnica em sistemas de comunicação, onde fase e amplitude mudam ao longo do tempo e o processamento, conseqüentemente, deve ser desempenhado em paralelo.

[0100] Um circuito de controle e de calibragem (75) é operativamente conectado para o microcontrolador (61), para o circuito de geração de frequência de corrente (65), para o circuito de saída de sinal de corrente (67) e para o detector (66). O circuito de controle e de calibragem (75) é configurado para controlar e/ou para calibrar os diferentes circuitos e para se comunicar com o microcontrolador (61).

[0101] Uma unidade de detecção óptica (320) incluindo  $LED's$  (322) e um detector (324) é conectada para o microcontrolador (61). Os  $LED's$  (322) podem ser dois  $LED's$  com diferentes comprimentos de onda para monitorar sangue oxigenado e sangue desoxigenado que possuem diferente espectro óptico e o detector (324) pode, então, ser utilizado para monitorar nível de saturação de oxigênio. Deveria ser observado que esta concretização da

presente invenção é somente exemplificativa, por exemplo, mais do que dois *LED's* podem ser utilizados.

[0102] Durante transporte de órgãos para implantação, isquemia é a maior preocupação, que deveria ser detectada tanto por análise de *EIS* e quanto por análise espectral óptica, entretanto, depois de implantação, rejeição e infecção se tornam de interesse, e é importante decidir qual problema se tem em mãos na medida em que as contra medidas são diferentes. Por consequência, por adição de *LED's* e de detector óptico para o sensor de impedância, este deveria se tornar mais preciso em diagnóstico diferencial.

[0103] Um número de outras condições de tecido e analitos pode, então, ser detectado ao mesmo tempo por escolha de pelo menos dois *LED's* de comprimentos de onda específicos, por exemplo, creatina que é um substrato refletindo função de rim reduzida. Outros analitos refletem função de fígado reduzida, e também indicadores gerais, tais como temperatura (termistor), nível de potássio, nível de sódio, e *pH* poderiam ser incluídos no elemento de sensor de "botão dimensionado" e implantados por toda a vida.

[0104] Em "A *batteryless sensor ASIC for implantable Bio-impedance Applications*", *IEEE TBIOCAS*, por *S. Rodriguez* e outros, que aqui é incorporada por referência, um sensor, um método e um sistema exemplificativos em concordância com a presente invenção são apresentados. Um sensor *ASIC* de bioimpedância de 2 kHz até 2 MHz foi projetado e testado para aplicações biomédicas implantáveis. O *ASIC* é projetado em tecnologia *CMOS* de 150 nm e consome 165  $\mu\text{A}$  em 1,8 V quando energizado

por um leitor externo. O ASIC proposto foi validado por desempenho de mensurações elétricas, eletroquímicas e *ex vivo*. Todos os resultados de mensuração mostram que a solução proposta consegue em torno de 1  $\Omega_{rms}$  de erro quando de sensoriamento de uma impedância de 100  $\Omega$  (1 % de erro). Em aplicações médicas reais, os tecidos apresentam valores de impedância maiores; conseqüentemente, tornando possível melhores níveis de sensibilidade. Os resultados de mensuração mostram que este ASIC tem capacidade para de forma bem sucedida satisfazer os requerimentos de sensoriamento de bioimpedância enquanto ao mesmo tempo possibilitando uma solução de tamanho miniaturizado, implantável de menos bateria. A bioimpedância de ASIC foi fabricada em um processo de CMOS de 150 nm e 1,8 V ligada por cabo em um pacote PLCC44 para propósitos de testagem. Os blocos de circuito ocupam uma área ativa de aproximadamente 1,22 mm x 1,22 mm e consome 165  $\mu A$ .

[0105] Mensurações de impedância *ex vivo* foram desempenhadas em fígado e rim de ovelha em 8 kHz e 1 MHz (1 ponto na metade inferior da dispersão  $\beta$  e 1 ponto na extremidade superior da dispersão  $\beta$  de faixa de freqüências). O procedimento de mensuração foi como se segue. As mensurações se iniciaram 25 minutos depois da circulação interrompida (Tempo zero na Figura 9 e na Figura 10), e continuada por diversas horas. Uma sonda de eletrodo de ouro foi introduzida em uma incisão feita em cada órgão. Em adição, uma outra sonda foi fixada sobre a superfície dos órgãos. Os órgãos foram depositados em bolsas de plástico que foram introduzidas em tigelas cheias com água. A temperatura da água foi constantemente monitorada e

mantida em torno de 37 °C. A Figura 9 e a Figura 10 mostram a magnitude e a fase da impedância mensurada, respectivamente, para as sondas introduzidas nas incisões (*Int.*) e nas outras atadas externamente (*Ext.*). É observado que a magnitude em baixas frequências aumenta umas poucas centenas de  $\Omega$ , permanece relativamente constante por algum tempo e, então, diminui em alguns casos abaixo de seu valor inicial. Por outro lado, a magnitude em 1 MHz permanece relativamente constante com valores de umas poucas centenas de  $\Omega$ . A fase mensurada em 8 kHz segue o padrão da impedância mensurada na mesma frequência: primeiro a mesma aumenta, picos por algum tempo e, então, a mesma diminui. Este padrão pode ser parcialmente explicado por divulgação de que para um modelo de RC em paralelo muito simples, um aumento em R muda a frequência de corte para diminuir frequências enquanto aumentando mudança de fase em frequências mais altas. O comportamento das bioimpedâncias mensuradas está de acordo com observações prévias de isquemia em órgãos, onde dois fatores em R deveriam ser atribuídos para fechamento de junções de fenda dentro de umas poucas horas depois de parada de circulação, seguido mais tarde por ruptura/lise de membranas de célula. Uma decaída completa de membranas de célula deveria demorar umas outras 10 horas ou mais, dependendo da temperatura, e resulta em uma impedância inferior na frequência inferior do que observada desde o princípio. As mensurações *ex vivo* confirmam que o ASIC proposto concretiza suas especificações alvo e, conseqüentemente, pode ser de forma bem sucedida utilizado para determinar a bioimpedância de uma variedade de tecidos em aplicações médicas. A magnitude

das bioimpedâncias mensuradas também confirma que as especificações iniciais, ajustadas para as impedâncias mínimas e máximas, estão nos níveis corretos. Adicionalmente, as mensurações mostram que mensurações muito precisas e estáveis com erros da ordem de  $1 \Omega_{rms}$  são possíveis em condições *ex vivo*.

[0106] As características das diferentes concretizações do sensor, do método e do sistema apresentadas anteriormente podem ser combinadas de várias possíveis maneiras proporcionando concretizações vantajosas adicionais.

[0107] A presente invenção não deverá ser considerada como limitada para as concretizações ilustradas, mas pode ser modificada e alterada de muitas maneiras por alguém especializado no estado da técnica, sem afastamento a partir do escopo das reivindicações de patente anexadas.

[0108] Portanto, como já ressaltado, embora a presente invenção tenha sido descrita em concordância com e com referência para exemplificações específicas e concretizações preferidas, aqueles especializados no estado da técnica irão apreciar que a presente invenção pode ser concretizada de muitas outras diferentes formas com um número de modificações, de variações e de mudanças sendo conceptível sem afastamento a partir do espírito inventivo e do escopo de proteção da presente invenção que é unicamente limitada no que se refere para o estabelecido pelas reivindicações de patente subseqüentemente.

**REIVINDICAÇÕES**

1. Dispositivo para medir impedância em um objeto, o dispositivo (10) sendo configurado para ser implantado dentro do objeto ou fixado ao objeto e sendo configurado para medir impedância do objeto resultando de uma corrente elétrica fluindo através do objeto, caracterizado pelo fato de que compreende:

- um par de eletrodos de injeção (68) configurado para injeção de corrente elétrica para o objeto, em que a corrente elétrica é passada a partir de um dos eletrodos de injeção para o outro dos eletrodos de injeção através do objeto;

- um par de eletrodos de sensoriamento (69) configurado para detectar a voltagem resultante induzida pela corrente fluindo entre o par de eletrodos de injeção (68) e através do objeto;

- um circuito de saída de sinal de corrente (67) operativamente conectado a um microcontrolador e aos eletrodos de injeção e sendo configurado para proporcionar corrente elétrica em frequências predeterminadas para os eletrodos de injeção;

- um detector (66) operativamente conectado aos eletrodos de sensoriamento (69) e configurado para receber a voltagem detectada pelos eletrodos de sensoriamento, em que o detector (66) é configurado para medir a impedância do objeto fundamentada na voltagem detectada pelo par de eletrodos de sensoriamento (69);

- um microcontrolador (61) operativamente conectado ao detector (66) e sendo configurado para receber sinais de impedância a partir do detector (66) e para

proporcionar sinais de controle para o circuito de saída de sinal de corrente (67); e:

- um circuito de energização e de comunicação (62), que é um circuito integrado de aplicação específica (ASIC) incluindo uma bobina, em que o circuito de energização e de comunicação (62) consome 165µA quando alimentado a 1,8V configurado para ser alimentado por um campo eletromagnético produzido por uma bobina externa, o circuito de energização e de comunicação (62) sendo operacionalmente conectado ao microcontrolador (61) e configurado para energizar o microcontrolador (61), o circuito de saída de sinal atual e o detector (66), onde o dispositivo é configurado para determinar um nível de glicose no sangue no objeto, correlacionando a impedância medida com uma relação predeterminada entre os níveis de glicose do sangue e a impedância.

2. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que o objeto é um indivíduo e em que o dispositivo é configurado para ser implantado dentro de um corpo do indivíduo e é configurado para medir a impedância dentro de um tecido corporal do indivíduo resultante de uma corrente elétrica que flui através do tecido corporal, em que o tecido é subdérmico ou subcutâneo do indivíduo, em que a corrente elétrica é injetada no tecido corporal, em que a corrente elétrica é passada de um dos eletrodos de injeção para o outro dos eletrodos de injeção através do tecido corporal, em que um par de eletrodos de sensoriamento (69) é configurado para detectar a tensão resultante causada pela corrente que flui entre o par de eletrodos de injeção (68) e através do tecido

corporal e em que o dispositivo adicionalmente compreende um detector (66) operacionalmente conectado aos eletrodos de sensoriamento e configurado para receber a tensão detectada pelos eletrodos de sensoriamento, em que o detector (66) é configurado para medir a impedância do tecido corporal com base na tensão detectada pelo par de eletrodos de sensoriamento (69).

3. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o detector (66) compreende um demodulador de I/Q (em fase/quadratura) (70, 71, 72, 73) compreendendo um caminho de sinal para extração dos componentes de I e de Q, respectivamente, em que uma voltagem sensoriada é recebida a partir dos eletrodos de sensoriamento como entrada e uma saída do demodulador de I/Q é pelo menos um sinal de DC.

4. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o dispositivo é configurado para mensurar ou para monitorar pelo menos um parâmetro fisiológico do objeto ou o corpo do indivíduo, em que um motor de monitoramento (25) é configurado para correlacionar a impedância mensurada com uma relação predeterminada entre impedância e pelo menos um parâmetro fisiológico.

5. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que o microcontrolador (61) é operativamente conectado para o detector (66) e é programado para determinar o parâmetro fisiológico no indivíduo por correlação da impedância mensurada com uma relação predeterminada entre a impedância e os níveis do pelo menos um parâmetro fisiológico.

6. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que o microcontrolador (61) é configurado para comunicar a impedância medida para um dispositivo externo (14) através do circuito de energização e de comunicação (62) e em que o motor de monitoramento (25) é disposto no dispositivo externo (14).

7. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que o microcontrolador (61) é configurado para comunicar a impedância mensurada para um dispositivo externo (14) através do circuito de energização e de comunicação (62) e em que o motor de monitoramento (25) é disposto no dispositivo externo (14) e é configurado para determinar um nível de glicose no sangue no indivíduo pela correção da impedância medida com uma relação predeterminada entre a impedância e os níveis de glicose no sangue.

8. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo fato de que pelo menos um parâmetro fisiológico inclui temperatura de corpo, níveis de hidratação, níveis de hormônio, níveis de lactato.

9. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o circuito de saída de sinal de corrente (67) é configurado para proporcionar a corrente injetada em uma pluralidade de frequências em uma faixa entre 1 kHz até 3 MHz e, preferivelmente dentro de uma faixa de 1,5 kHz e 2,5 MHz e, mais preferivelmente em uma faixa entre 1,90 kHz e 2 MHz.

10. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de adicionalmente compreender um circuito de geração de frequência (65) operativamente

conectado ao detector (66) e sendo configurado para gerar sinais de referência tendo uma frequência entre 5 kHz até 50 MHz e, preferivelmente em uma faixa entre 10 kHz até 20 MHz e, mais preferivelmente em uma faixa entre 16 kHz até 16 MHz, e para entregar os sinais de referência para o detector (66).

11. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que o demodulador de I/Q (70, 71, 72, 73) compreende um multiplicador configurado para multiplicar a voltagem recebida com o sinal de referência.

12. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o detector (66) adicionalmente compreende um amplificador de voltagem para amplificação da voltagem sensoriada pelos eletrodos de sensoriamento.

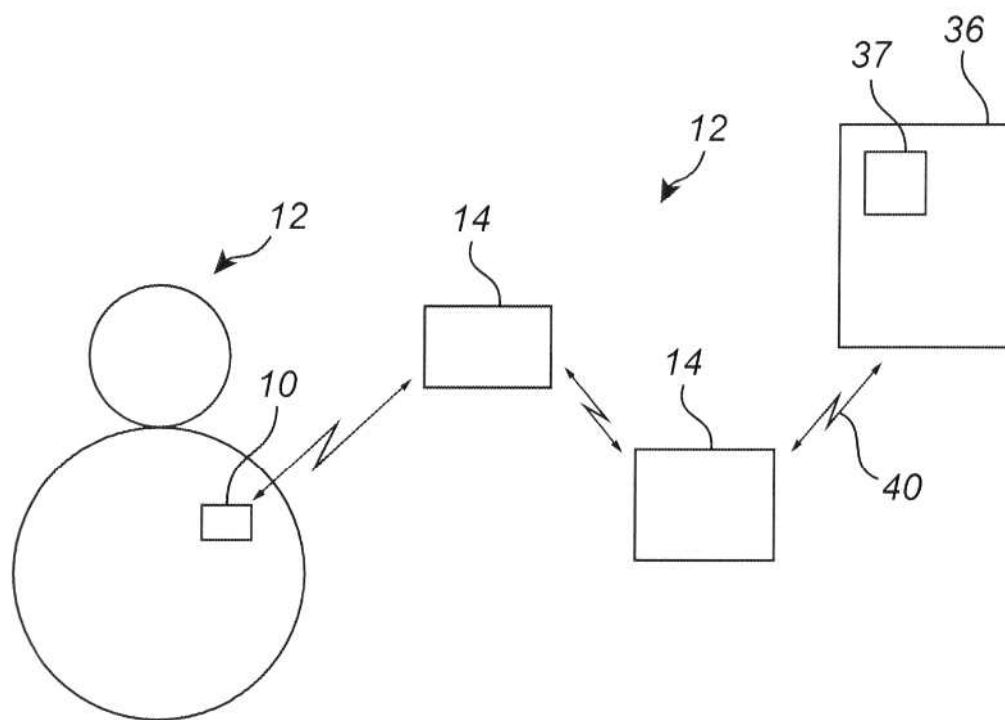
13. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o detector (66) adicionalmente compreende um filtro passa baixa para filtragem dos sinais amplificados.

14. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 2, caracterizado pelo fato de que o dispositivo (10) é configurado para ser implementado dentro do corpo do indivíduo subdermicamente ou subcutaneamente.

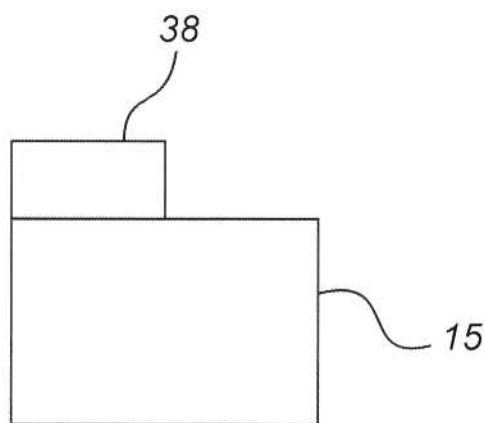
15. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado pelo fato de que o circuito de energização e de comunicação (62) é configurado para se comunicar com um dispositivo de comunicação externo (14) utilizando uma técnica de retro-espalhamento.

16. Dispositivo, de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que adicionalmente compreende

uma unidade de detecção óptica incluindo LED's e um detector (66), em que a unidade de detecção óptica é conectada para o microcontrolador (61).



*Fig. 1*



*Fig. 2*

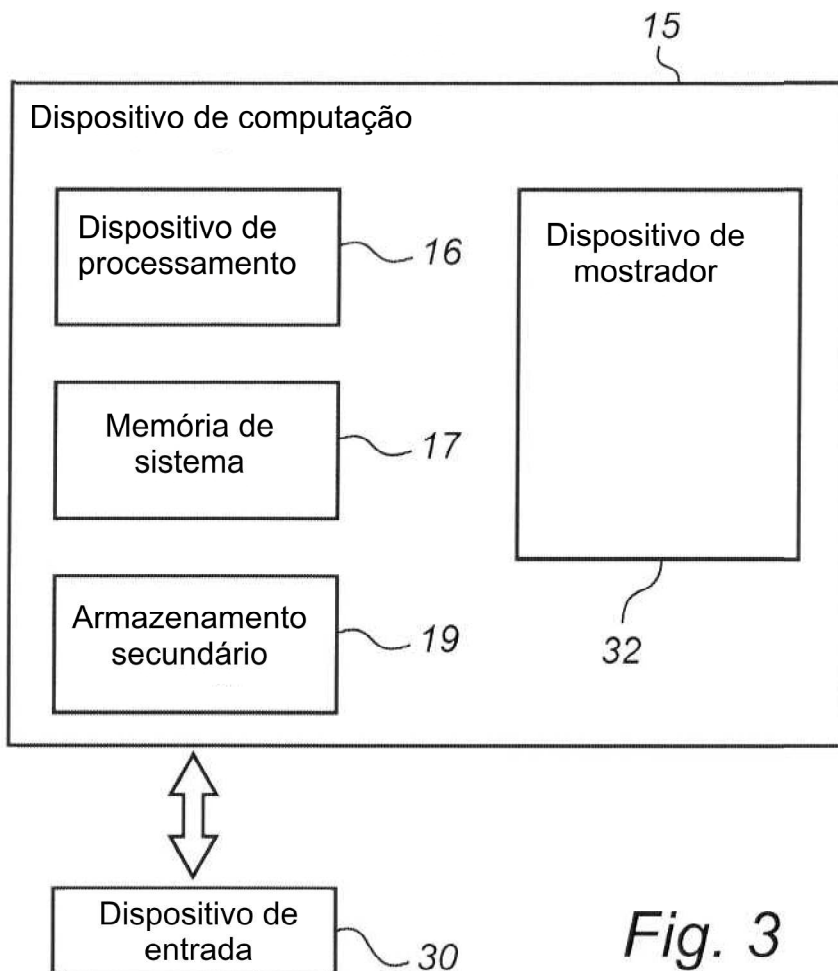


Fig. 3

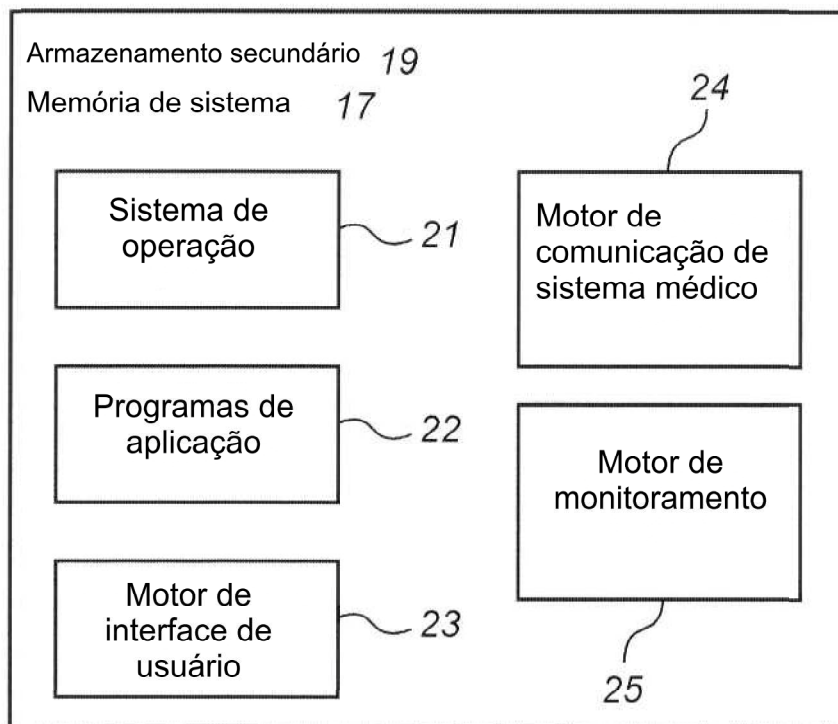
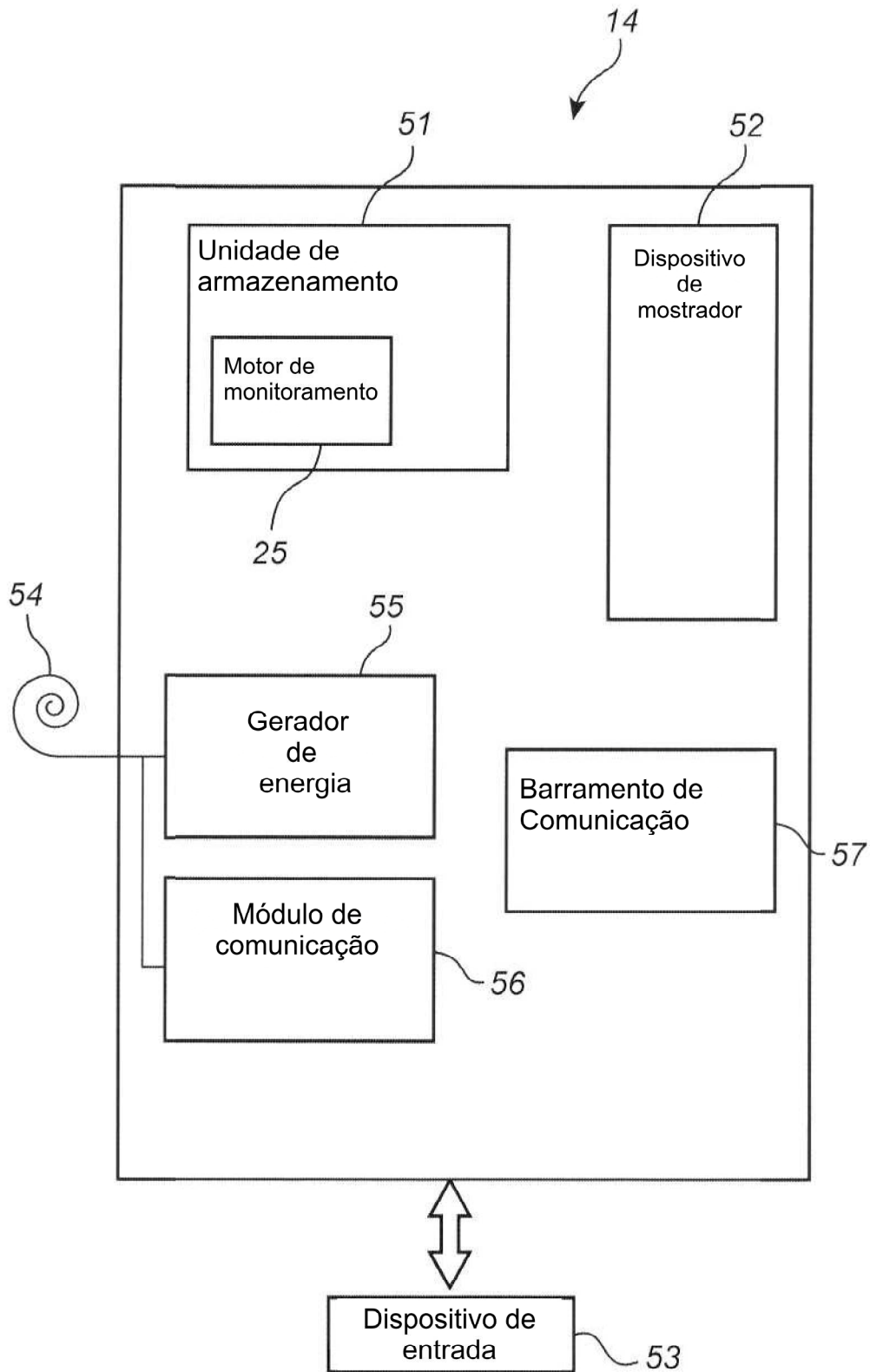


Fig. 4

*Fig. 5*

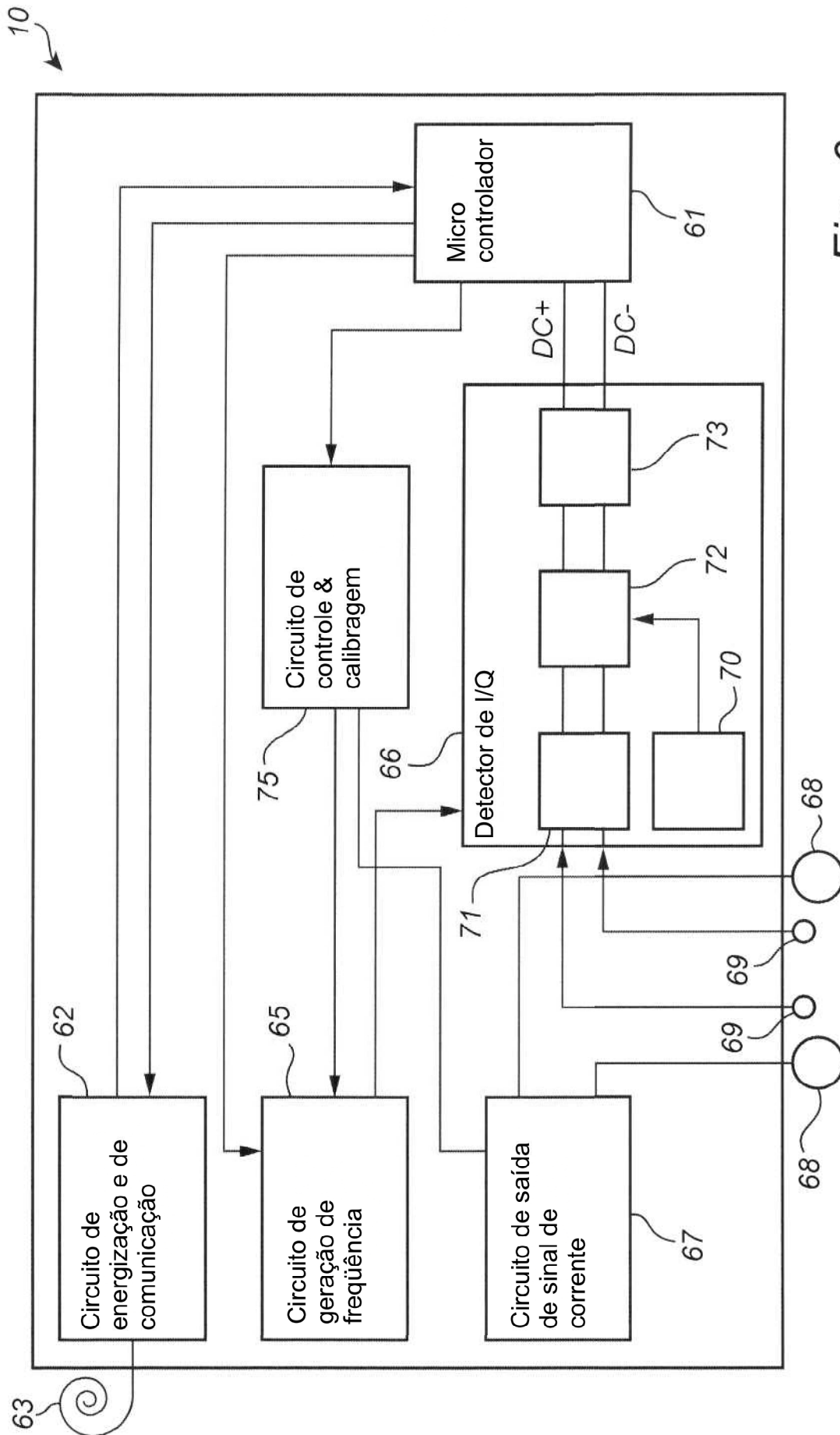
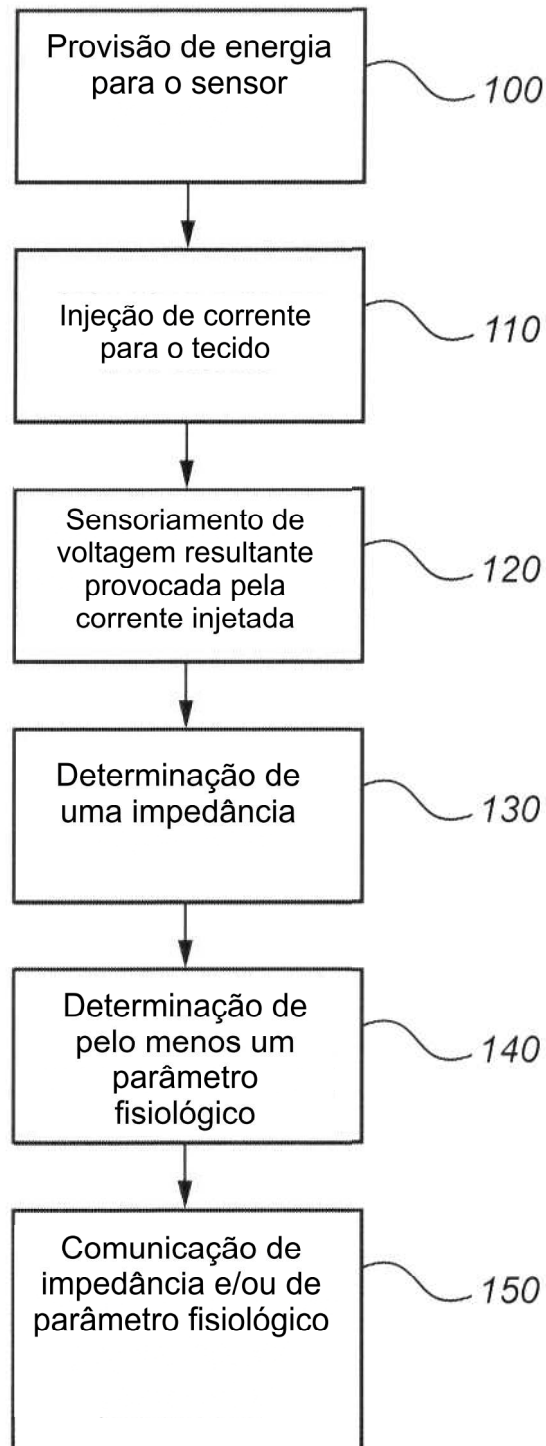


Fig. 6

*Fig. 7*

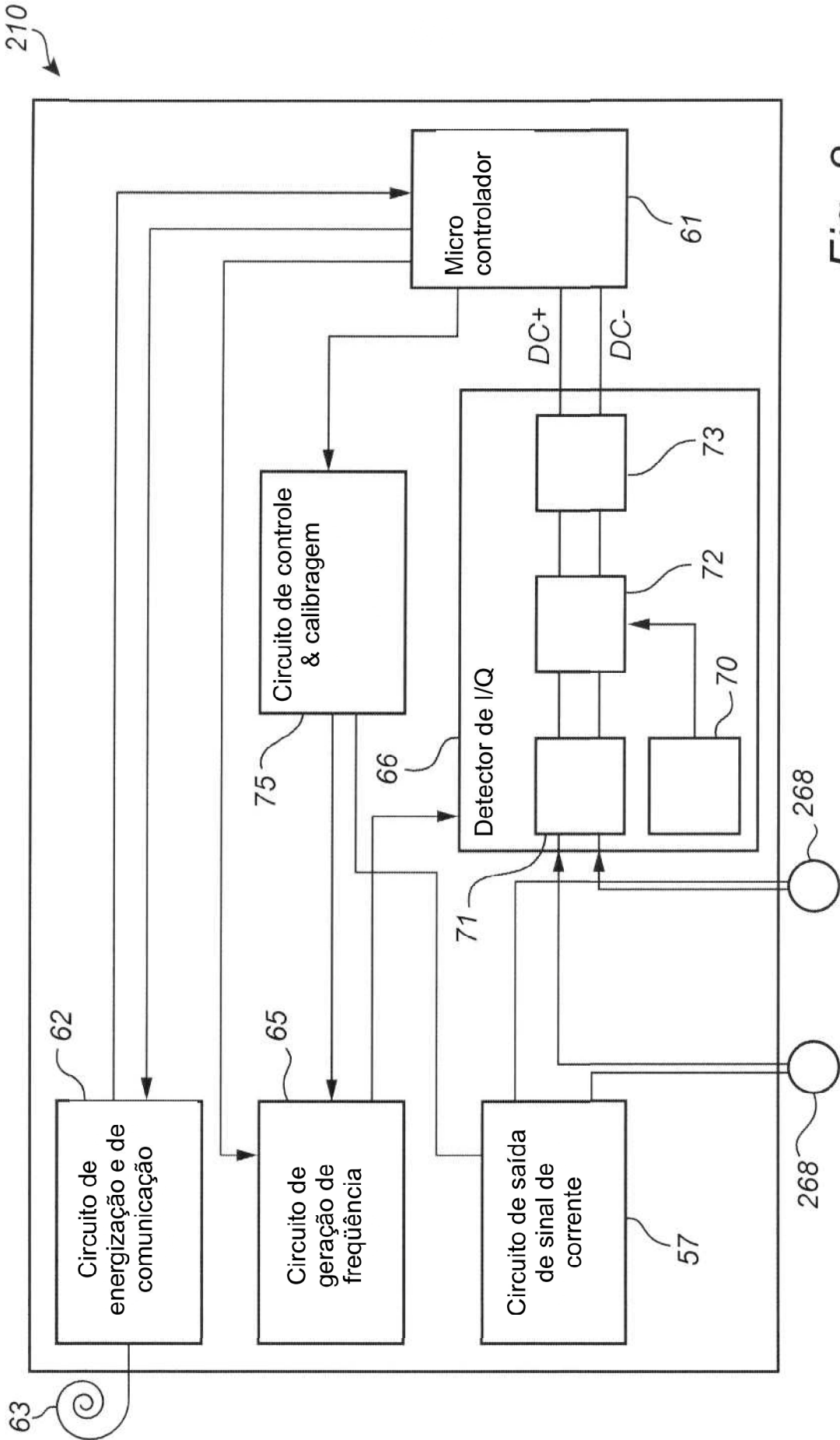


Fig. 8

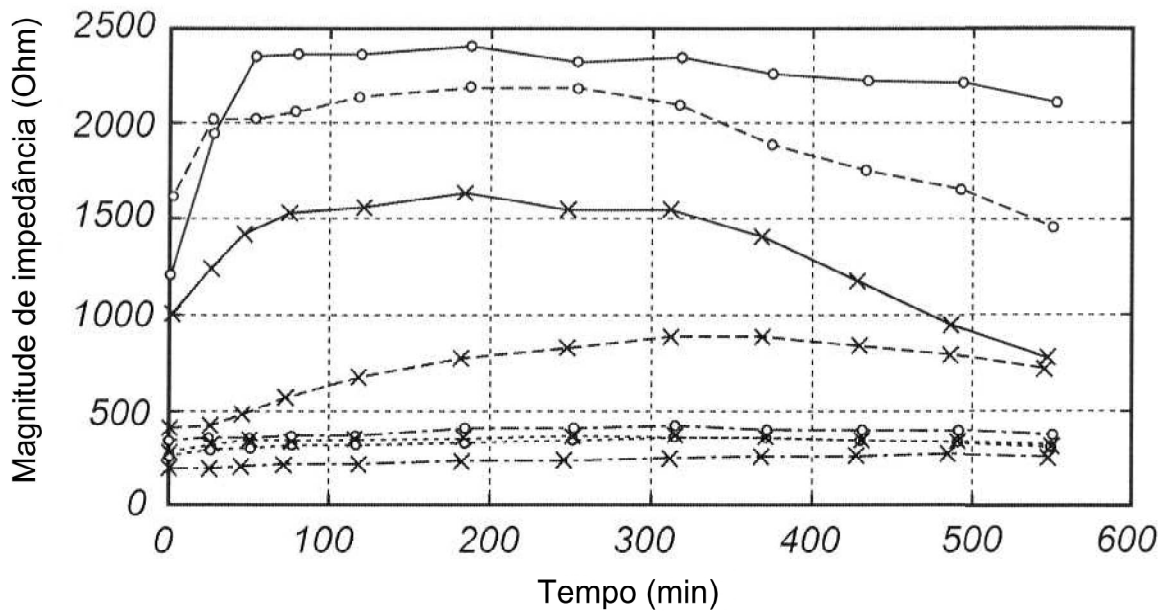
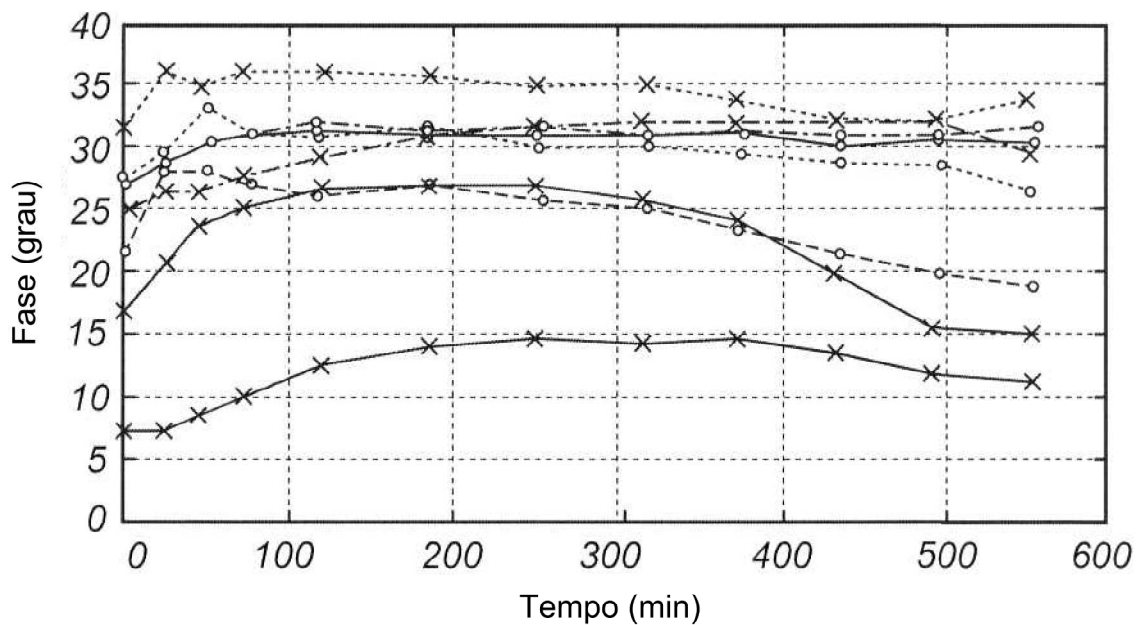


Fig. 9



- Fígado Int. 8 kHz
- ×--- Rim Int. 8 kHz
- Fígado Ext. 8 kHz
- ×— Rim Ext. 8 kHz
- Fígado Int. 1 MHz
- ×--- Rim Int. 1 MHz
- Fígado Ext. 1 MHz
- ×--- Rim Ext. 1 MHz

Fig. 10

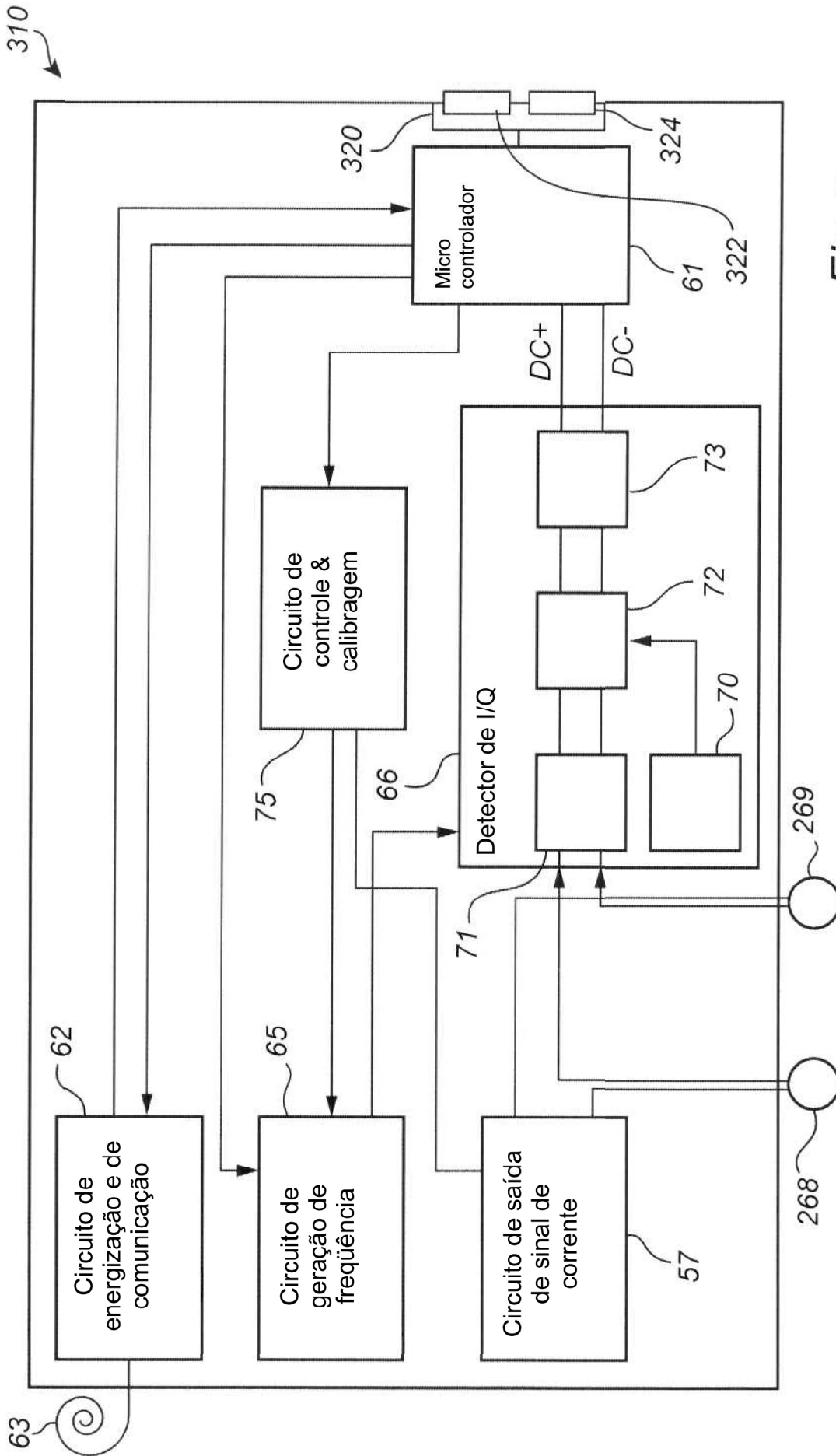


Fig. 11