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

(21) **PI1000419-0 A2**

* B R P I 1 0 0 0 4 1 9 A 2 *

(22) Data de Depósito: 22/02/2010
(43) Data da Publicação: 18/10/2011
(RPI 2128)

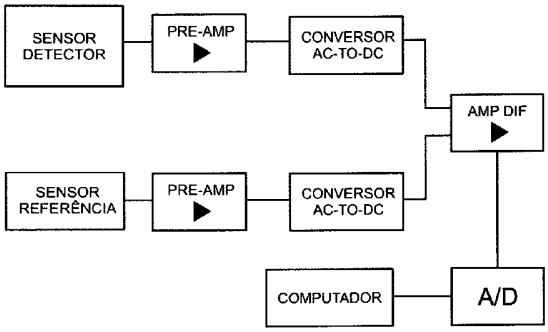
(51) Int.Cl.:
A61B 5/05
A61B 5/04
G01R 33/16

(54) Título: INSTRUMENTO E MÉTODO PARA ADQUIRIR SINAIS E IMAGENS DO TRATO GASTRINTESTINAL

(73) Titular(es): Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho-UNESP

(72) Inventor(es): Fabiano Carlos Paixão, José Ricardo de Arruda Miranda

(57) Resumo: INSTRUMENTO E MÉTODO PARA ADQUIRIR SINAIS E IMAGENS DO TRATO GASTRINTESTINAL. A presente invenção refere-se a um aparato e método para melhorar a detecção de equipamentos que detectam susceptibilidade magnética. As vantagens apresentadas estão relacionadas a diferentes fatores, tais como, redução do custo da instrumentação, desempenho a cerca de estabilidade e sensibilidade, etc. Os dispositivos podem ser usados, por exemplo, para detectar marcadores e traçadores magnéticos no trato gastrintestinal de animais e humanos. Podem ser empregados em pesquisas e/ou propósitos para diagnósticos de informações relacionadas a uma variedade de parâmetros do trato gastrintestinal, tais como, tempo de trânsito faringiano e esofagiano, motilidade e esvaziamento gástrico, motilidade colônica, entre outros.



PI1000419-0

"INSTRUMENTO E MÉTODO PARA ADQUIRIR SINAIS E IMAGENS DO TRATO GASTRINTESTINAL"

CAMPO DA INVENÇÃO

A presente invenção relaciona um dispositivo para medida de biossusceptibilidade magnética. Mais especificamente, a invenção relaciona um instrumento para detectar campo magnético e/ou medir biossusceptibilidade para uso em diagnóstico médico e pesquisa de parâmetros relacionados ao trato gastrintestinal, tais como, motilidade e tempo de trânsito gastrintestinal, *clearance* esofagiano e faringiano, tempo de esvaziamento gástrico, entre outros.

ESTADO DA TÉCNICA

A susceptibilidade magnética de um material ou substância descreve sua resposta a um campo magnético aplicado sobre ele. Essa propriedade pode ser usada para medir variações dentro de tecidos do corpo humano (e.g., medir a concentração de ferro no fígado), bem como medir e/ou identificar a presença e/ou movimento de um ou mais marcadores magnéticos ou objetos metálicos estranhos dentro dos tecidos e/ou órgãos.

O primeiro estudo da atividade gástrica envolvendo dispositivos biomagnéticos foi realizado por Wenger *et al.* na década de 1950. Um magnetômetro (*Waugh magnetometer* tipo W-2) e um pequeno marcador magnético (ímã permanente de alnico 5 revestido com poliestireno) foram usados para estudar a motilidade e o tempo de trânsito gástrico. Em 1977, Benmair *et al.* desenvolveu uma técnica denominada de "*Alternating Current Biosusceptometry*" e empregou-a para medir a motilidade gástrica, tempo de esvaziamento gástrico e tempo de trânsito gastrintestinal usando traçador magnético. Marcadores magnéticos são

constituídos por uma fonte magnética pontual de pequenas dimensões (1 – 10 mm) e traçadores magnéticos são constituídos por uma fonte magnética distribuída (e.g., pó de material ferromagnético distribuído em alimento teste). O grupo de Benmair desenvolveu um dispositivo formado por uma bobina de excitação magnética alternada (50 Hz) e duas bobinas de detecção conectadas em configuração gradiométrica de primeira ordem (i.e., arranjo diferencial). O traçador magnético era composto por 50g de pó de ferrita ($MgFe_2O_4$) homogeneizado em um alimento teste. A bobina de excitação gerava um campo magnético sobre a projeção da região gástrica e a ferrita magnetizada produzia um campo magnético secundário que era medido pelas bobinas de detecção. O sinal elétrico produzido nas bobinas era medido, amplificado, filtrado e registrado. Embora esse sistema tenha representado um avanço no estudo da motilidade gastrintestinal, melhor sensibilidade e acurácia na detecção do material ferromagnético ainda eram necessárias.

Em 1992, Miranda *et al.* publicou um artigo descrevendo uma instrumentação biomagnética usada para avaliar o esvaziamento gástrico (Miranda, JRA *et al.* An AC biosusceptometer to study gastric empyting. *Med. Phys.*, 19 (2), Mar/Apr 1992, p. 445-448). O equipamento era composto por duas bobinas de excitação e duas bobinas de detecção magnética, ambas alinhadas axialmente. O sinal magnético gradiométrico medido pelas bobinas era detectado e amplificado por um amplificador lock-in (i.e., um amplificador sensível a fase), filtrado, digitalizado e arquivado em um computador pessoal. Esse novo arranjo mostrou sensibilidade em medir a variação da distância entre o material magnético (e.g., traçador magnético) e as bobinas

de detecção, fazendo a técnica muito sensível em medir qualquer movimento da ferrita dentro do trato gastrintestinal (GI). O sistema era de relativo baixo custo, fácil operação, relativa portabilidade e possuía uma boa razão sinal/ruído. O instrumento desenvolvido por Miranda *et al.* melhorou consideravelmente a sensibilidade obtida previamente pelo equipamento de Benmair *et al.* O novo sistema com mono-sensor representou um avanço no campo da biossusceptometria de corrente alternada (i.e., biossusceptometria AC) e foi empregado em uma série de estudos para avaliar o tempo de trânsito gastrintestinal e outros parâmetros relacionados ao trato. Um sistema biomagnético similar também foi descrito por Kumar *et al.* na patente americana US 5.842.986.

Em 2003, Chubaci *et al.* desenvolveu um biossusceptômetro AC com multi-sensores para adquirir imagens magnéticas. Esse sistema foi construído com duas bobinas de excitação e sete pares de bobinas gradiométricas para detecção. Para cada par de bobinas gradiométricas era utilizado um amplificador lock-in. Chubaci *et al.* usou esse sistema para adquirir imagens magnéticas de fantomas de diferentes formatos, incluindo marcadores e traçadores magnéticos. No mesmo ano, Corá *et al.* usou o mesmo equipamento para avaliar *in vitro* e *in vivo* a desintegração de comprimidos revestidos no estômago humano. O uso conjunto do sistema mono-sensor com multi-sensor demonstrou uma excelente capacidade para avaliar diferentes parâmetros do trato gastrintestinal e em aplicações na área de farmacologia. Essa instrumentação foi empregada em diversos estudos na obtenção de imagens da desintegração de formas farmacêuticas sólidas dentro do trato GI.

Diferentes técnicas são usadas para

diagnosticar doenças e estudar os parâmetros relacionados ao trato GI, tais como, radiografia e cintilografia. Essas técnicas são empregadas para avaliar, por exemplo, esvaziamento gástrico, refluxo esofágico, motilidade grastintestinal, detectar obstrução intestinal, etc. Mais especificamente, elas podem ser utilizadas para identificar, e.g., a acalasia, uma desordem na motilidade do esôfago. Esse exame é feito administrando bário para o paciente e radiografando (ou "escopando") o indivíduo em diferentes intervalos de tempo para medir a quantidade de bário que ainda ficou retida no esôfago. Para algumas desordens intestinais, o diagnóstico é feito usando marcadores radio-opacos ingeridos pelo paciente, seguido de radiografias feitas de 1 a 5 dias depois da administração para localizar e determinar a posição dos marcadores. Com esse tipo de exame é possível detectar o tempo de trânsito orocecal e esvaziamento gástrico, por exemplo. Estudos utilizando técnicas radioativas também são empregados para identificar, por exemplo, disfunções respiratórias em crianças, leite marcado com material radioativo é administrado e confirmam que alguns problemas respiratórios podem ser causados por refluxo esofágico. Nesse tipo de estudo, entretanto, é usualmente necessário o emprego de materiais radioativos ou de técnicas com raios-x com o objetivo de alcançar a sensibilidade necessária para obter um resultado com acurácia. Embora os aparelhos que utilizam magnetização estejam disponíveis, eles ainda não produzem um resultado que são tão úteis quanto os obtidos utilizando as técnicas que envolvam radiação ionizante. Apesar dos bons resultados obtidos, os aparelhos de cintilografia atuais são geralmente grandes, pesados e possui custo operacional bastante elevado. O uso da radiação exige que esses aparelhos sejam operados por pessoas com formação

específica na manipulação de materiais radioativos, além da eliminação de resíduos radioativos ser um problema. Essas características limitam o uso desses equipamentos a grandes hospitais e instituições de pesquisa.

A detecção de certas desordens gastrintestinais, obstrução, etc. podem ser críticas a fim de salvar a vida de um paciente, e tal detecção deve ser feita dentro de um período máximo de tempo para manter a vida do paciente em segurança. Médicos e pacientes que necessitam dessas informações poderiam ser beneficiados se um aparelho fosse construído e que não necessitasse de materiais radioativos, que fosse portátil, ou relativamente portátil e que tivesse dimensões admissíveis para ser instalado em clínicas médicas de pequeno porte, bem como em hospitais e instituições de pesquisas. Aparelhos tais como os desenvolvidos por Benmair, Miranda e outros podem ser muito úteis e podem estar disponíveis em hospitais, clínicas e escritórios médicos. Entretanto, esses aparelhos dependem do uso de amplificadores lock-in para detectar os sinais magnéticos, sendo o custo desses amplificadores proibitivos, principalmente, para os equipamentos multi-sensores. Por exemplo, um amplificador lock-in modelo SR830 DSP (Stanford Research Systems, USA) custa aproximadamente US$ 4.950,00 (valor em dólares), os equipamentos de Benmair e Miranda necessitam de um amplificador lock-in por canal. Um aparelho com 36 canais, por exemplo, teria o custo de aproximadamente US$ 178.200,00. Esse elevado custo torna a técnica pouco interessante perante os equipamentos atuais.

Atualmente, a área da saúde necessita de equipamentos com boa relação custo/benefício e que com

sensibilidade para serem empregados em diferentes estudos e diagnósticos de parâmetros relacionados ao trato gastrintestinal em hospitais, clínicas e outros serviços de saúde.

RESUMO DA INVENÇÃO

A presente invenção relaciona um aparato para detecção e medida da susceptibilidade magnética de tecido humano ou animal, ou de material ferromagnético dentro de um tecido ou órgão. Em seus vários aspectos, o aparato compreende ao menos um dispositivo de excitação para aplicar um campo magnético alternado no tecido, ao menos um sensor para detectar a resposta do campo magnético aplicado, ao menos um conversor de tensão para converter o sinal – detectado pelo magnetômetro – de alternado para contínuo (i.e., conversor *AC-to-DC*), onde o sinal DC pode ser digitalizado e enviado para um sistema computadorizado para ser analisado. Onde o conversor é do tipo *True RMS-to-DC* e o computador é empregado para processar e analisar o sinal do conversor *True RMS-to-DC*.

Em seus vários aspectos, o aparato ainda pode incluir um multiplexador de sinais para captar os sinais de vários magnetômetros e aplicá-los em um único conversor de tensão *AC-to-DC*. Nos vários aspectos da invenção, os dispositivos de excitação magnética podem conter três bobinas de excitação magnética e o(s) sensor(es) para detectar a resposta do campo magnético pode ser de um, dois ou três eixos de detecção. Numa configuração alternativa, o aparato com ao menos um sensor detector e de referência podem ser associados a, ao menos, um dispositivo de excitação magnética e alinhados de forma coplanar.

A invenção refere-se a um aparelho para detecção de campo magnético e/ou medida de susceptibilidade

magnética do tecido humano ou animal, ou da presença de material magnético dentro de um tecido ou órgão. O aparelho é formado por ao menos um dispositivo de excitação para gerar um campo magnético sobre o tecido ou órgão, ao menos um sensor para detectar a resposta do campo magnético, ao menos um multiplexador para direcionar o sinal de uma matriz de sensores para ao menos um conversor de tensão AC-to-DC e, ao menos, um conversor de tensão para converter a resposta do campo magnético detectada pelos magnetômetros de AC para DC. O sinal de saída da instrumentação pode ser filtrado, digitalizado e enviado para um computador para ser analisado usando diferentes tipos de ferramentas para processamento.

BREVE DESCRIÇÃO DOS DESENHOS

A figura 1 ilustra o campo magnético alternado de 10 kHz gerado pelas bobinas de excitação e medido pelos sensores detectores (Sensor D) e de referência (Sensor R). A saída gradiométrica (S = D – R) é igual a zero quando não há material ferromagnético próximos aos sensores.

A figura 2 ilustra o campo magnético detectado pelos sensores quando há material ferromagnético próximo ao sensor detector. A amplitude do sinal de 10 kHz detectado é ampliada devido à presença do material sobre o sensor detector e o campo magnético medido pelo sensor de referência permanece inalterado. A saída gradiométrica (S = D – R) é igual à contribuição do campo magnético gerado pelo material.

A figura 3 mostra o valor retificado da saída (S = D – R), dada em valor RMS. A parte superior da figura mostra o sinal para uma amostra magnética posicionada estaticamente sobre o sensor detector. Na parte inferior o sinal é para uma

amostra sendo aproximada e afastada de forma uniforme e síncrona. Quando o material magnético está próximo ao sensor detector a amplitude do sinal é maior, quando o material se afasta o sinal é menor. Esse é um exemplo de como a motilidade gástrica pode ser detectado pela presente invenção.

A figura 4 ilustra o diagrama de bloco simplificado da presente invenção usando um conversor de tensão *TRUE RMS-to-DC*.

A figura 5a mostra a correlação entre o conversor de tensão *TRUE RMS-to-DC* e o amplificador lock-in quando empregados em um aparelho de biossusceptometria AC que usa bobinas de indução magnética como sensores de campo. A correlação obtida entre as técnicas foi R=0,99.

A figura 5b mostra a correlação entre o conversor de tensão *TRUE RMS-to-DC* e o amplificador lock-in quando empregados em um aparelho de biossusceptometria AC que usa sensores magnetorresistivos como sensores de campo. A correlação obtida entre as técnicas foi R=0,99.

A figura 6 ilustra um diagrama de bloco simplificado da presente invenção utilizando um dispositivo multiplexador de sinais.

A figura 7 mostra um esquema simplificado da presente invenção com uma matriz com 36 canais sensores detectores e um único sensor de referência. Onde (1) é a matriz de sensores magnéticos (36 canais), (2) é o sensor de referência e (3 e 4) são as bobinas de excitação magnética.

A figura 8 ilustra a presente invenção usando um sistema de excitação magnética com três bobinas de indução. Onde (5) é a matriz de sensores magnéticos (36 canais), (6) é o

sensor de referência e (7, 8 e 9) são as bobinas de excitação magnética.

A figura 9 ilustra a presente invenção em uma configuração geométrica alternativa denominada de arranjo coplanar. Onde (10) é o sensor detector, (11) é o sensor de referência e (12 e 13) são as bobinas de excitação magnética.

DESCRIÇÃO DETALHADA DA INVENÇÃO

A invenção compreende uma melhoria na tecnologia existente para medir a susceptibilidade magnética. O aperfeiçoamento compreende a substituição do amplificador lock-in, o qual é comumente usado na tecnologia atual, por conversores de tensão AC-to-DC do tipo *true root-means-square* (*RMS-to-DC*). Os avanços alcançados são relativos à melhoria nos resultados da detecção magnética e uma significativa redução de custo (e.g., 500 vezes), os resultados expressivos da presente invenção podem ser empregados nos equipamentos descritos por Miranda *et al.* (*Med. Phys.*, 19 [2], Mar/Apr 1992, p. 445-448) e por Kumar *et al.* nas patentes americanas US 5.842.986 e US 6.208.884. A invenção também compreende partes que incluem um dispositivo de excitação para aplicar um campo magnético sobre um tecido ou órgão, ao menos um sensor para detectar a resposta do campo magnético; ao menos um conversor de tensão para converter a resposta AC, detectada pelos sensores, em DC a qual pode ser transmitida para um sistema computacional para ser analisada. Onde o conversor de tensão compreende um conversor *TRUE RMS-to-DC*, mas não limitado a ele apenas, e o sistema computacional compreende um computador e métodos de análise e processamento de sinais.

A biossusceptometria AC tem sido usada na

área da saúde para detecção e medidas de parâmetros relacionados ao trato gastrintestinal. Os resultados obtidos nessas pesquisas são bastante significativos e apresentam ótimas perspectivas. Os equipamentos de biossusceptomeria AC empregam o amplificador lock-in para seu funcionamento, esse dispositivo também é conhecido como detector sensível a fase e é usado para detectar a força eletromotriz (tensão) medida pelos sensores magnéticos. O sinal medido é travado numa frequência e fase especificada por um sinal senoidal de referência, que nesse caso é relacionado ao sinal alternado da excitação magnética. Esse método de detecção é muito efetivo para redução de sinais indesejáveis, como o ruído ambiental. Entretanto, esse tipo de amplificador pode ter o valor na ordem de milhares de dólares, fazendo seu uso proibitivo em um sistema multi-canais de biossusceptometria AC. Os atuais conversores de tensão *True RMS-to-DC* medem o valor quadrático médio da tensão de um sinal AC fornecendo um sinal DC proporcional ao valor RMS. Além disso, esses modernos conversores de tensão apresentam grande desempenho, ótima relação sinal/ruído, baixo custo e são encapsulados em forma de chip com dimensões reduzidas. Esses conversores foram utilizados pelos inventores para desenvolver um instrumento de biossusceptometria magnética AC de excelente sensibilidade e reduzindo o custo de fabricação do aparelho a uma fração do valor do equipamento produzido com amplificadores lock-in's. Por exemplo, o conversor de tensão *true rms* modelo AD637 (Analog Device Inc., USA) pode ser comprado por US$ 11,01 (valor em dólares), o conversor modelo AD636 por US$ 6,18 e o AD536 por US$ 7,87. Para um aparelho com 36 sensores detectores e um sensor de referência, isso representa o custo de US$ 407,37, valor

referente a compra de 37 conversores *true rms* (modelo AD637), enquanto um sistema de 36 canais utilizando amplificadores lock-in's pode alcançar o valor de US$ 178.200,00 somente na aquisição dos amplificadores. A melhoria dos inventores sobre a tecnologia existente resulta, portanto, em um equipamento que pode estar dentro do orçamento de pequenas clínicas e escritórios médicos, bem como em grandes centros hospitalares e instituições de pesquisa. Isso, consequentemente, pode resultar em maior disponibilidade de diagnósticos de doenças relacionadas ao trato gastrintestinal para os pacientes e na dissiminação de tecnologia para, e.g., aplicações em gastroenterologia, farmacologia e pesquisas na clínica médica.

O funcionamento dessa tecnologia é baseado na resposta magnética gerada por um material ferromagnético (ou paramagnético) frente ao campo magnético alternado de excitação externo (e.g., 10 kHz). Quando não existe a presença de nenhum material próximos aos sensores, o campo detectado pelo sensor detector (Sensor D) e sensor de referência (Sensor R) são iguais e a saída gradiométrica do sistema é teoricamente igual a zero (i.e., Saída = Sensor D – Sensor R). A figura 1 mostra o campo magnético de excitação detectado pelos sensores com frequência de, e.g., 10 kHz e a saída gradiométrica nula.

Quando o material magnético (ou amostra ferromagnética) é colocado próximo ao sensor detector, o campo magnético nessa região aumenta devido a presença do material, gerando um sinal que é captado pelo detector. A figura 2 ilustra o aumento do sinal medido pelo sensor detector. Nesse caso, a saída gradiométrica é igual a contribuição magnética gerada pela amostra

posicionada próxima aos sensores.

A variação na posição do material ferromagnético próximo ao sensor modifica a amplitude da saída gradiométrica. Para pequenas distâncias o sinal apresenta maior amplitude e para longas distâncias o amplitude decai rapidamente. Devido essa característica de resposta a intensidade do sinal sofre variações com qualquer movimentação, mesmo que milimétricas. Dessa forma, e.g., a atividade de contração gástrica (ACG) molda o sinal gradiométrico gerado por um marcador magnético colocado no interior de um estômago. A figura 3 mostra o valor da amplitude (ou valor rms do sinal) para um marcador ou traçador magnético estático colocado próximo ao sensor e em movimento ritmado de aproximação e distanciamento, e.g., simulando a ACG humana.

No passado o amplificador lock-in era a opção mais usada e com modo de rejeição comum apropriado para medir a amplitude do sinal gradiométrico AC (ilustrado na figura 2) e convertê-lo em DC (ilustrado na figura 3). A saída AC era travada (*locked*) na frequência de excitação (i.e., 10 kHz) e a amplitude do sinal era registrada pelo amplificador. Embora esses amplificadores apresentassem ótimos resultados, eles ofereciam a desvantagem de serem grandes e custosos. O uso de múltiplos canais de detecção requeria múltiplos bancos de amplificadores, causando o aumentando nas dimensões da instrumentação e elevando o custo de fabricação. Os inventores descobriram que o uso de um simples *chip* conversor de tensão *True RMS-to-DC* – acoplado a cada canal detector – obtem o mesmo desempenho da instrumentação com o amplificador lock-in e, em alguns casos, apresentam resultados ainda melhores. O emprego desse tipo de conversor também tem a vantagem de diminuir o custo da instrumentação em

aproximadamente 500 porcento.

Na presente invenção os conversores de tensão *true rms* foram empregados para medir o sinal AC de cada sensor (detector e referência) e o sinal DC foi subtraído posteriormente usando um amplificador de instrumentação. A figura 4 mostra um diagrama simplificado do circuito eletrônico desenvolvido como parte da presente invenção. Numa configuração alternativa, o conversor pode ser empregado para medir o valor RMS da tensão AC na saída gradiométrica dos sensores.

Os conversores de tensão *True RMS-to-DC* são amplamente disponívies e baratos comercialmente. A substituição dos amplificadores lock-in's por esse tipo de conversor resultou numa instrumentação biomagnética extremamente viável para diferentes tipos de aplicações, principalmente, às aplicações relacionadas ao trato GI. Dentre as inúmeras vantagens apresentadas pela biossusceptometria AC implementada com conversores de tensão *True RMS*, podemos destacar o baixíssimo custo, dimensões reduzidas, além ser livre de radiação ionizante, portátil e não ser invasiva.

A figura 5 mostra a correlação entre os sinais de um mesmo equipamento utilizando o conversor de tensão *True RMS* e usando o amplificador lock-in. Esses testes foram feitos usando um sistema com bobinas de indução magnética como detectores (Fig 5a) e outro usando sensores magnetorresistivos (Fig 5b), ambos utilizando bobinas cilíndricas para a excitação magnética. Os sensores foram arranjados em configuração gradiométrica de primeira ordem e alinhados axialmente. Nos testes realizados, um pequeno marcador magnético cilíndrico foi feito com 1g de pó de ferrita homogeneizado com 0,5g de celulose e

prensado em formato de um comprimido (10 mm de diâmetro e 8 mm de altura). O comprimido foi afastado axialmente sobre o eixo de detecção dos sensores e o campo magnético foi medido para cada distância. Os sinais foram tomados para a instrumentação usando a solução com o conversor *True RMS-to-dc* e para a configuração tradicional com amplificador lock-in. Os testes para ambas as instrumentações foram feitos em condições idênticas trocando apenas os conversores *True RMS* pelo amplificador lock-in. O resultado da correlação entre o conversor de tensão e o amplificador lock-in foi R=0,99 para ambos os tipos de sensores (bobinas de indução e magnetorresistor).

A presente inveção também relaciona um equipamento e método em que um conversor *True RMS-to-DC* é associado a, ao menos, um multiplexador de sinal. Isto é, numa configuração alternativa, um conversor de tensão *True RMS* pode ser associado a um multiplexador de sinal. Essa configuração pode ser empregada para reduzir o número de conversores para um único conversor *True RMS*. Em um outro aspecto, o multiplexador de sinal também pode ser usado para melhorar a detecção de aparelhos de biossusceptometria, tais como aqueles que utilizam amplificadores lock-in, FPGA (field-programmable gate array), entre outros tipos de conversores de tensão analógicos ou digitais.

O multiplexador capta os sinais dos sensores magnéticos e envia para um único conversor *True RMS-to-DC*, o sinal é retificado pelo conversor, digitalizado e adquirido em um computador pessoal. Como a velocidade de multiplexação dos sinais é elevada (e.g., 0,001 segundos por canal), o sinal final pode ser amostrado com alta taxa de aquisição sem prejudicar qualquer aplicação da técnica em aquisições de sinais *in vivo*. A figura 6

mostra um esquema simplificado do emprego do multiplexador de sinal na biossusceptometria AC.

O uso do multiplexador de sinais reduz o número de conversores de tensão AC-to-DC na instrumentação e isso permite o uso de conversores de custo mais elevado, incluindo, mas não limitado a, amplificadores lock-in's e field-programmable gate array (FPGA). Essa solução permite a construção de um equipamento de custo ainda menor, reduzindo ainda mais o custo operacional do aparelho por conta da redução do número de conversores empregados.

Aparelhos incorporando conversores *True RMS-to-DC* como na presente inveção podem ser usados para medir parâmetros da fisiologia do trato gastrintestinal humano, bem como de animais de pequeno, médio e grande porte, sendo as medidas feitas com magnetômetros de temperatura ambiente para detectar marcadores ou traçadores magnéticos. Os magnetômetros podem medir a variação do campo magnético e/ou a susceptibilidade magnética. Os magnetômetros que podem ser utlizados na presente invenção incluem, mas não são limitados a, magnetorresistor anisotrópico (*anisotropic magnetoresistive – AMR*), fluxgate, bobindas de indução, sensores atômicos e do tipo *spin-exchange relaxation-free* (SERF). Em um outro aspecto da invenção, os magnetômetros podem incluir bobinas de indução aclopadas com sensores magnetorresistivos gigantes (*giant magnetoresistive - GMR*) e mantidos à temperaturas de nitrogênio líquido. Os magnetômetros incluem sensores de três eixos (x, y e z), dois eixos (x e y) e um único eixo de detecção magnética. Os marcadores e/ou traçadores magnéticos que podem ser usados incluem, mas são limitados a, ferrita, magnetita e ímãs permanentes

(e.g., de Neodymium). A dimensão das bobinas de excitação magnética podem ser determinadas para otimizar o campo magnético aplicado sobre os sensores e região de interesse, objetivando maximar a resposta do material ferromagnético, e.g., localizado dentro do trato gastrintestinal, e minimizar a não homogeneidade do campo magnético de excitação. A presente invenção ainda pode ser construída usando um sistema gradiométrico de primeira ordem (i.e., arranjo diferencial) para minimizar o ruído causado por possíveis flutuações do campo magnético sobre os magnetômetros. Nesse sistema o campo magnético e o ruído sobre os sensores detectores podem ser cancelados utilizando um ou mais sensores de referência. Em uma configuração possível, um sistema multi-canais com (e.g., 36 canais) diversos sensores podem usar um único sensor de referência. A figura 7 mostra um esquema simplificado para uma instrumentação com 36 sensores detectores e um único sensor de referência. O sinal AC medido por cada magnetômetro é convertido para DC usando um conversor *True RMS-to-DC*. Os sinais da saída gradiométrica da instrumentação são digitalizados por um conversor analógico/digital e enviados para um computador pessoal, podendo ser processados em tempo real ou arquivados para análises futuras.

Em uma configuração alternativa, a instrumentação pode empregar uma terceira bobina de excitação (figura 8). A terceira bobina de excitação é empregada para aumentar o campo magnético sobre a amostra estudada e, desse modo, aumentar a sensibilidade da instrumentação em detectar materiais (e.g., marcadores e traçadores magnéticos) a grandes distâncias. Nessa configuração o corpo com material magnético a

ser estudado deve ser posicionado entre a matriz de sensores (5) e a terceira bobina (9).

Em uma das aplicações da presente invenção, o equipamento pode ser usado para medir a susceptibilidade magnética de traçadores e/ou marcadores magnéticos distribuídos ao longo do trato gastrintestinal. O princípio de funcionamento da instrumentação pode ser explicado resumidamente nesse caso, o dispositivo aplica um campo magnético AC através das bobinas de excitação, esse campo induz a magnetização do material ferromagnético (e.g., traçador e/ou marcador magnético feito a base de ferrita). Um pequeno campo magnético é produzido pela magnetização do material e é detectado pelos sensores magnéticos. A magnetização do material é proporcional a intensidade do campo magnético aplicado, da susceptibilidade do material e da distância entre o sensor e o material magnetizado. Como o sinal medido pelos magnetômetros é fortemente dependente com a distância do material magnetizado, qualquer movimento dele pode ser detectado e medido. Dessa forma, o material magnético pode ser acompanhado no interior do trato obtendo assim, parâmetros da motilidade, tempo de trânsito, esvaziamento gástrico, bem como a ação de agentes farmacêuticos sobre esses parâmetros.

A presente invenção pode analisar as diferentes características do trato GI através da análise dos sinais moldados por sua atividade motora ou através da análise de imagens magnéticas obtidas por um sistema biomagnético multi-canais (e.g., de 36 canais). As duas formas de análises podem ser utilizadas em pesquisas ou para fins de diagnóstico de doenças do trato GI. As imagens magnéticas, em particular, podem ser usadas,

e.g., para investigar a distribuição do material no interior do órgão e avaliar a anatomia ou as características mecânicas do trato GI em humanos e animais.

Um exemplo do aparelho desenvolido na presente invenção compreende duas bobinas de indução e 36 sensores de campo magnético usados como detectores e um sensor de referência. Os sensores usados foram de um eixo de sensibilidade. As bobinas de excitação produzem um campo magnético AC (10 kHz) e os magnetômetros são usados para medir o campo magnético de excitação e sua variação, causada pela presença do material ferromagnético (i.e., traçador ou marcador magnético).

Os sensores detectores foram distribuídos em uma matriz quadrada de 6 x 6. A distância entre os magnetômetros foi de 12 mm de centro-a-centro. A matriz de sensores foi posicionada no centro de uma bobina de excitação e o sensor de referência foi posicionado no centro de outra bobina. Os pares de sensores e bobinas foram alinhados axialmente e fixados a uma distância de 150 mm, essa distância é denominada de linha de base. A figura 7 mostra o esquema simplificado da instrumentação.

O par excitação/detecção colocado mais afastado da amostra a ser estuda atua como referência e os 36 sensores atuam como detectores da variação do campo magnético causado pela amostra magnetizada (e.g., ferrita). A configuração gradiométrica de primeira ordem foi feita nessa instrumentação com auxílio de amplificadores de instrumentação de alto performance e de baixo custo. Ela é utilizada para reduzir o ruído magnético e eletrônico da instrumentação, o qual é geralmente igual e

randômico sobre os sensores.

Os sinais do campo magnético alternado medido pelos sensores são amplificador usando amplificadores de instrumentação. O sinal amplificado de cada sensor é enviado para um conversor de tensão *True RMS-to-DC*. O conversor transforma o sinal alternado em contínuo mantendo a voltagem RMS características de cada sensor. As diferentes amplitudes entre os sinais dos sensores indicam a amplitude do campo magnético detectado por cada sensor. A correlação entre tensão e intensidade de campo magnético pode ser obtida através de métodos simples de calibração.

Os sinais retificados dos sensores detectores são aplicados na entrada não inversora de um amplificador de instrumentação e o sinal do sensor de referência é aplicado na entrada inversora do amplificador. É importante salientar que nessa construção cada sensor usou um amplificador e o mesmo sinal de referência foi colocado em todos eles. Nessa configuração a saída dos amplificadores fornecem a saída igual a zero, quando não existe material ferromagnético próximo aos sensores detectores, e um sinal positivo de amplitude não nula que é igual a contribuição do campo magnético produzida pela proximidade de um material ferromagnético. Esse sinal é livre de ruído e do campo magnético gerado pelas bobinas de excitação, pois a subtração dois sinais eliminam o campo de excitação que é aproximadamente igual sobre os sensores. Qualquer diferença nesse campo pode ser anulada usando soluções que se referem ao uso de bobinas de *offset* presentes nos sensores ou em calibrações de *offset* dos amplificadores de instrumentação.

A saída gradiométrica de cada canal pode ou

não ser filtrada utilizandos filtros analógicos eletrônicos antes de ser conectada a um conversor analogico/digital. O sinal digitalizado pode ser processados utilizando diferentes tipos de ferramentas digitais e/ou arquivados em um computador para análise e processamentos posteriores. O mesmo processo pode ser realizado no caso das imagens magnéticas.

Nas aplicações *in vivo* do equipamento o sinal digitalizado leva informações dos órgãos estudados, e.g., relacionados ao tempo de trânsito e *clearance* esofagiano (ou faringiano), motilidade e tempo de esvaziamento gástrico, motilidade colônica, entre outros. As aplicações dos aparelhos multi-canais podem visar a aquisição dos sinais, bem como de imagens de marcadores ou distribuição de traçadores magnéticos no interior dos órgãos avaliados. Por exemplo, se a distribuição do traçador compreender todo o interior do órgão, a imagem magnética obtida por ser utilizada para analisar a anatomia interna do órgão ou qualquer tipo de obstrução.

Numa configuração alternativa da presente invenção, os sensores e bobinas de excitação podem ser alinhados coplanarmente conforme ilustra a figura 9. Esse tipo de arranjo pode ser usado, por exemplo, para medir o tempo de trânsito faringiano ou esofagiano de traçadores/marcadores magnéticos. A disposição espacial dos sensores e bobinas podem ser axial ou coplanar, como mostrado pelas figuras 7 e 9, mas não limitado a essas configurações apenas. A distribuição dos sensores detectores podem assumir geometria quadrada, como mostrado na figura 7, ou distribuição em formato de exágonos (colméia), ou qualquer outro formato mais conveniente para cada aplicação.

Os dispositivos de detecção magnética

descritos aqui, também podem ser úteis para fins não-médicos. Um exemplo desse tipo de aplicação é na localização de corpos metálicos em humanos e animais, como no rastreio de segurança, onde a detecção e localização de objetos metálicos são desejadas. Devido as características da eletrônica e princípios físicos envolvidos na presente invenção, os aparelhos são portáteis ou relativamente portáteis, possuem alta sensibilidade para esse tipo de aplicação e podem ser produzidos com custo efetivamente reduzidos por empregrarem os conversores *True RMS*. Esses equipamentos podem ser adequados para uso em escolas, meios de transporte público e outras instalações onde a detecção com susceptibilidade magnética podem ser úteis. Nessas aplicações o equipamento pode ser empregado na detecção de massas magnéticas através de avisos sonoros, luminosos ou por medidas quantitativas visualizadas em *dial* digital. Outro aspecto que pode ser envolvido nesse tipo de investigação é a aquisição e análise de imagens magnéticas que a presente tecnologia pode oferecer.

REIVINDICAÇÕES

1 – "APARATO" para detectar e medir a susceptibilidade magnética de tecidos em humanos ou animais e de objetos com propriedades magnéticas em seu interior, caracterizado pelo fato de ser constituído por ao menos um dispositivo de excitação para aplicar um campo magnético sobre uma região de interesse; ao menos um sensor para detectar a resposta do campo magnético; ao menos um conversor de tensão *AC-to-DC* para converter a resposta do campo magnético detectado pelos sensores para um valor DC o qual é transmitido para um dispositivo computadorizado para analisar a resposta; meios computacionais para o processamento dos sinais e imagens obtidos pelos sensores; onde dito conversor de tensão *AC-to-DC* compreende-se um conversor de tensão *True RMS-to-DC*; e um dispositivo computadorizado para analisar o sinal do conversor *True RMS-to-DC*;

2 – "APARATO" de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que os sensores detectores e de referência podem ser configurados de forma gradiométrica;

3 – "APARATO" de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de poder ser constituído por um dispositivo de multiplexação de sinal;

4 – "APARATO" de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que alternativamente o dispositivo de excitação pode ser constituído de três bobinas de excitação magnética;

5 – "APARATO" de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que os sensores

magnéticos empregados podem ser de um, dois ou três eixos de detecção;

6 – "APARATO" de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo fato de que os sensores e bobinas de excitação podem ser alinhados de forma coplanar;

7 – "MÉTODO" para detectar e medir susceptibilidade magnética do tecido animal ou humano, ou a presença de material ferromagnético dentro do tecido, caracterizado por apresentar ao menos um dispositivo de excitação para aplicar um campo magnético numa região de interesse; ao menos um sensor para detectar a resposta do campo magnético; ao menos um dispositivo multiplexador para capturar o sinal de uma matriz de sensores e redirecionar para ao menos um conversor de tensão *AC-to-DC*; ao menos um conversor de tensão AC-to-DC para converter a resposta magnética detectada pelos sensores para um valor DC o qual pode ser transmitido para um dispositivo computacional para analisar a resposta; um dispositivo computacional para analisar o sinal do conversor; e meios computacionais para o processamento dos sinais e imagens obtidos pelos sensores.

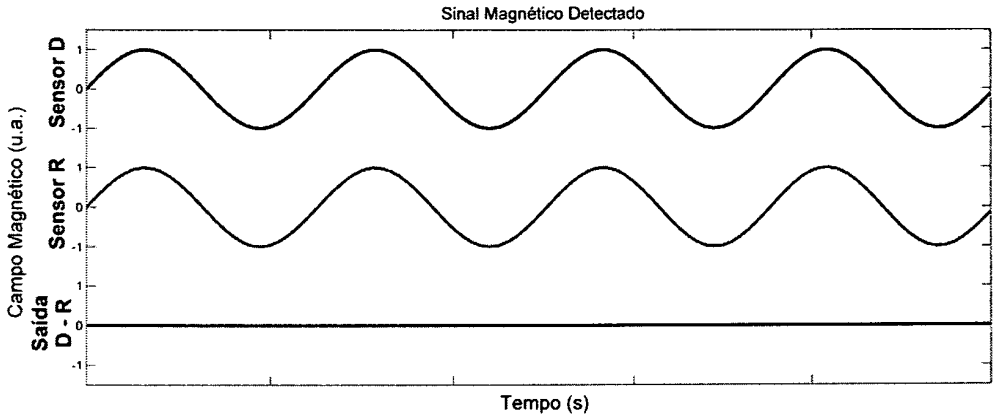

Sinal Magnético Detectado
Campo Magnético (u.a.)
Sensor D
Sensor R
Saída D - R
Tempo (s)

Fig. 1

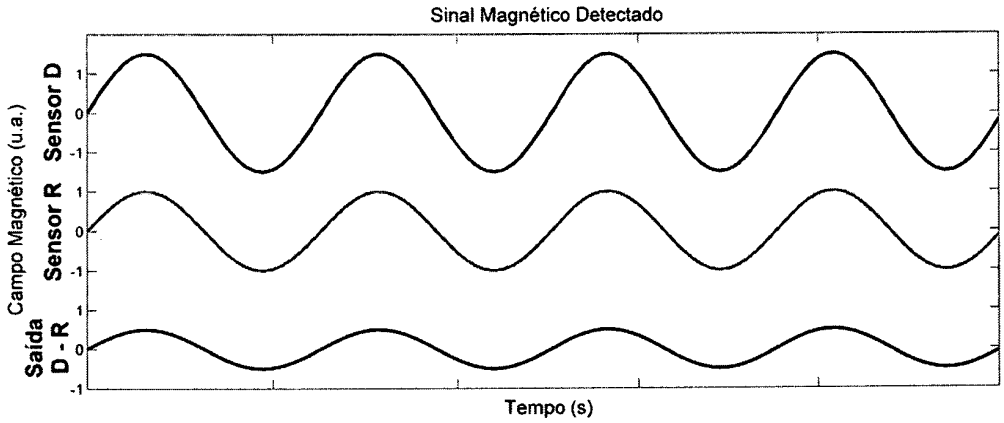

Sinal Magnético Detectado
Campo Magnético (u.a.)
Sensor D
Sensor R
Saída D - R
Tempo (s)

Fig. 2

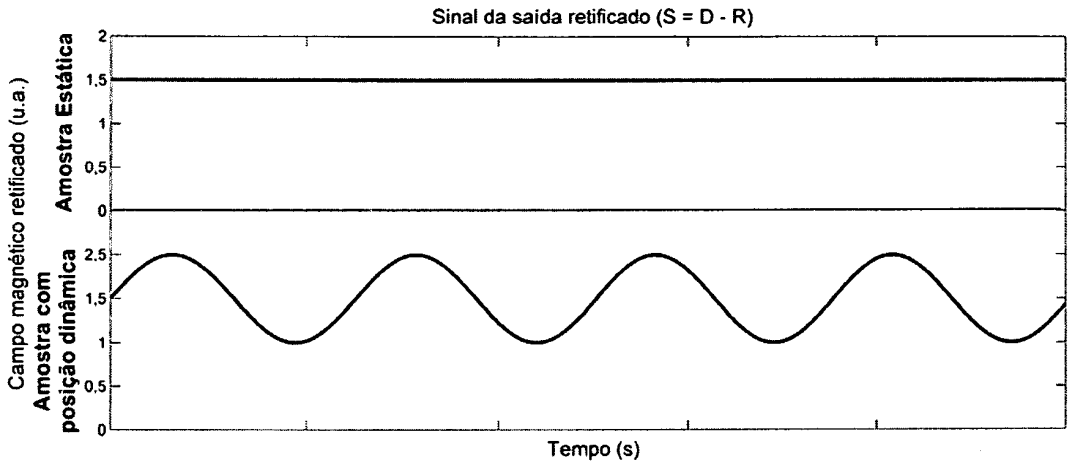

Sinal da saida retificado (S = D - R)
Campo magnético retificado (u.a.)
Amostra Estática
Amostra com posição dinâmica
2
1,5
1
0,5
0
2,5
1,5
1
0,5
0
Tempo (s)

Fig. 3

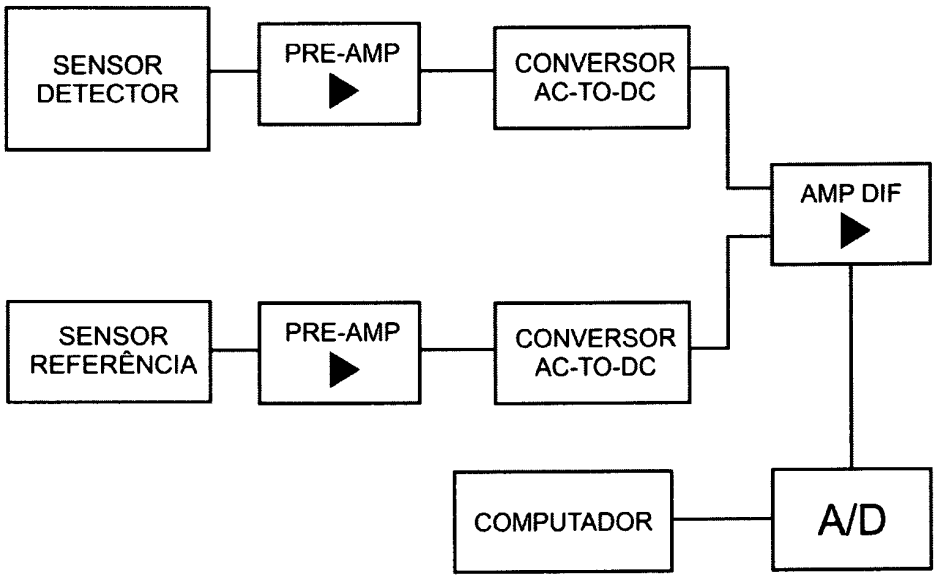

SENSOR DETECTOR
PRE-AMP
CONVERSOR AC-TO-DC
AMP DIF
SENSOR REFERÊNCIA
PRE-AMP
CONVERSOR AC-TO-DC
COMPUTADOR
A/D

Fig. 4

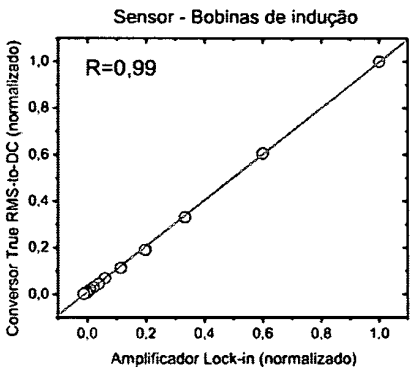


Fig. 5a

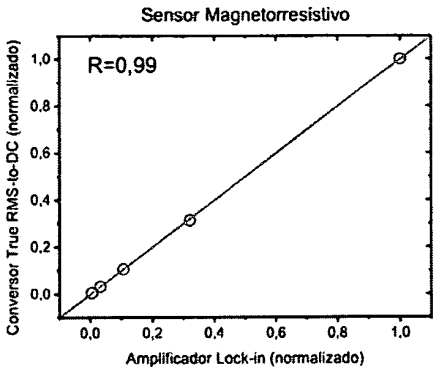


Fig. 5b

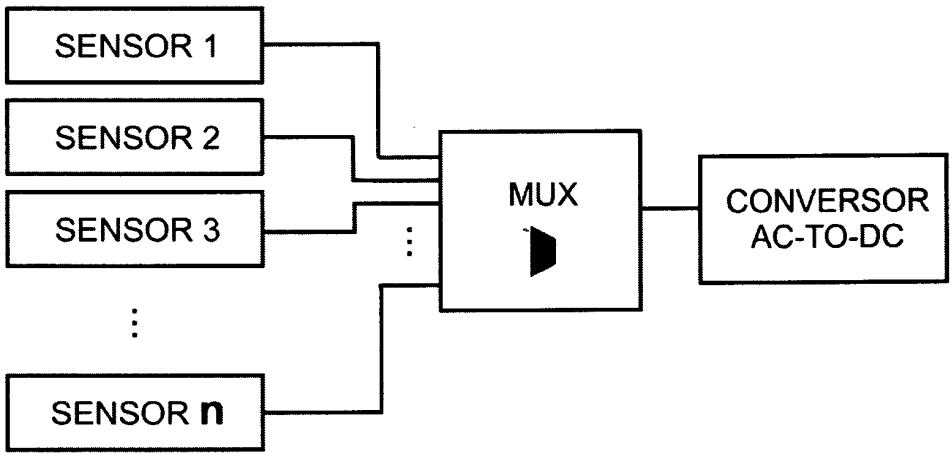


Fig. 6

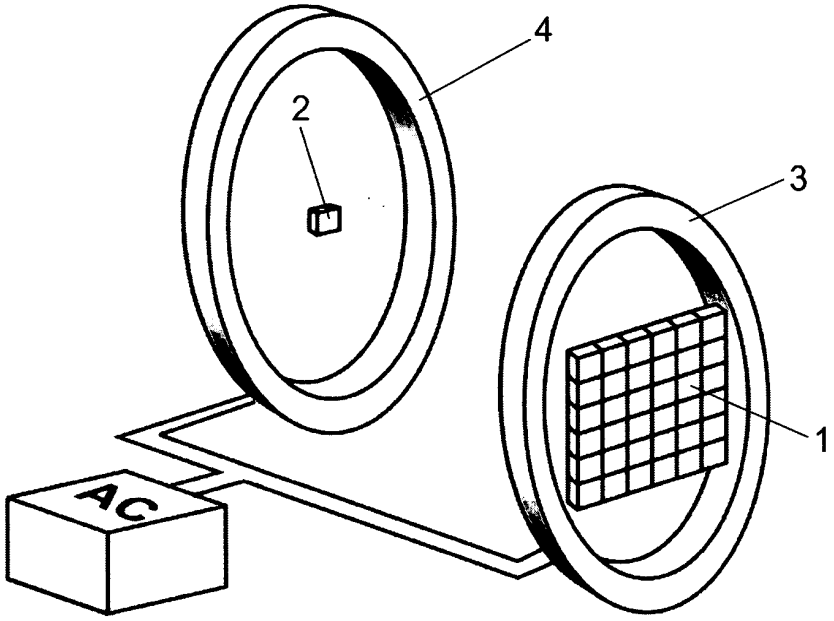


Fig. 7

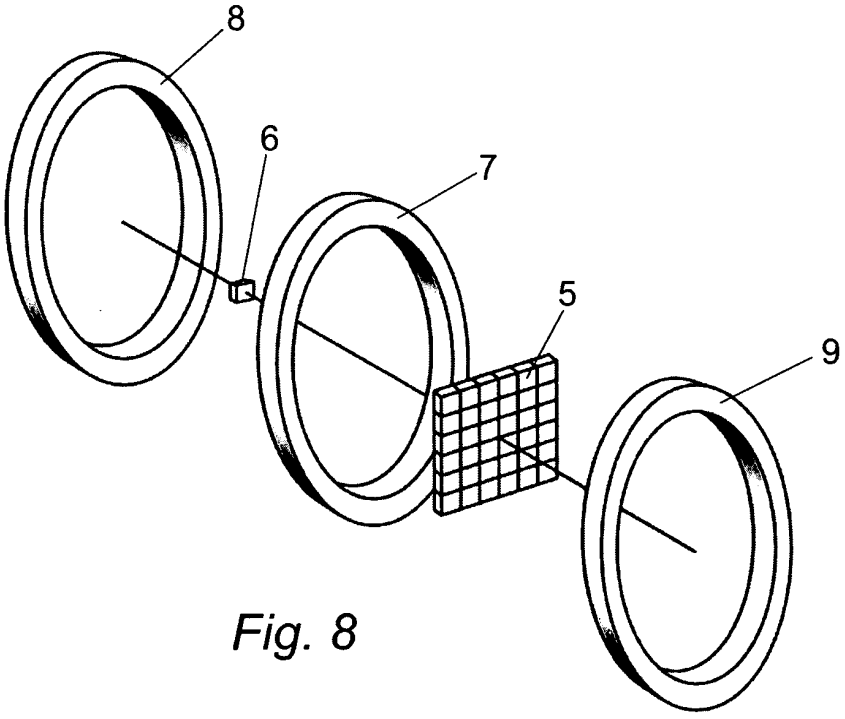


Fig. 8

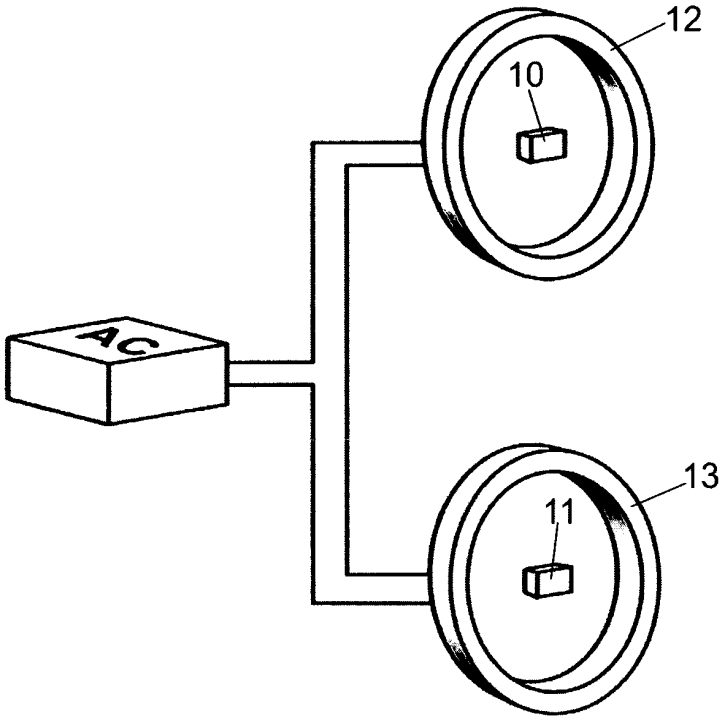


Fig. 9

RESUMO

"INSTRUMENTO E MÉTODO PARA ADQUIRIR SINAIS E IMAGENS DO TRATO GASTRINTESTINAL". A presente invenção refere-se a um aparato e método para melhorar a detecção de equipamentos que detectam susceptibilidade magnética. As vantagens apresentadas estão relacionadas a diferentes fatores, tais como, redução do custo da instrumentação, desempenho a cerca de estabilidade e sensibilidade, etc. Os dispositivos podem ser usados, por exemplo, para detectar marcadores e traçadores magnéticos no trato gastrintestinal de animais e humanos. Podem ser empregados em pesquisas e/ou propósitos para diagnósticos de informações relacionadas a uma variedade de parâmetros do trato gastrintestinal, tais como, tempo de trânsito faringiano e esofagiano, motilidade e esvaziamento gástrico, motilidade colônica, entre outros.