

DESCRIÇÃO
DA
PATENTE DE INVENÇÃO

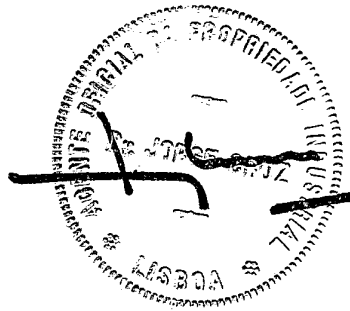
N.º 89 735

REQUERENTE: THE INSTITUTE OF GENERAL AND PHYSICAL CHEMISTRY, jugoslavia, com sede em Studentski trg 16, Belgrado, Jugoslavia e THE INSTITUTE OF BIOLOGICAL PHYSICS OF THE USSR ACADEMY OF SCI-
EPÍGRAFE: ENCE, russa, com sede em Pushchino, Moscovo 142292 Rússia.

"METODO E DISPOSITIVO PARA ENSAIO ACUSTICO NÃO-
-INVASIVO DA ELASTICIDADE DE TECIDOS BIOLOGI-
COS MACIOS".

INVENTORES: Sarvazyan P.Armen, Ponomarjev Viktor , Veks-
ler Akiva , Vucelic Dusan e Popovic Goran.

Reivindicação do direito de prioridade ao abrigo do artigo 4.º da Convenção de Paris de 20 de Março de 1883.



MEMÓRIA DESCRITIVA

Resumo

A presente invenção proporciona o ensaio não-invasivo da elasticidade de tecidos biológicos macios para o diagnóstico de estado fisiológico e patológico em seres humanos e animais, por excitação das deformações oscilatórias tangenciais na superfície do tecido na gama de frequências de 0,5 - 30 kHz e por determinação da velocidade da onda superficial excitada que se propaga ao longo do vector do deslocamento inicial.

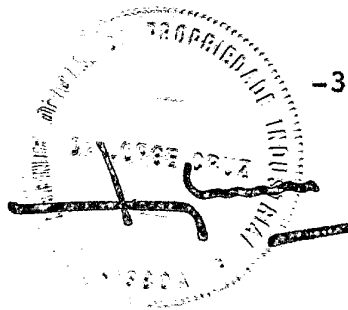
=====

THE INSTITUTE OF GENERAL AND PHYSICAL CHEMISTRY e THE INSTITUTE OF BIOLOGICAL PHYSICS OF THE USSR ACADEMY OF SCIENCE

"MÉTODO E DISPOSITIVO PARA ENSAIO ACUSTICO NÃO-INVASIVO DA ELASTICIDADE DE TECIDOS BIOLÓGICOS MACIOS"



O dispositivo que proporciona a aplicação deste método inclui uma sonda com um piezotransdutor transmissor (1) e dois piezotransdutores receptores (2), equipados com pontas de contacto e montados no corpo da sonda por meio das hastes alongadas que servem de linhas de retardo acustico, e o meio electrónico que forma impulsos para excitar o transdutor, realiza o processamento dos sinais acusticos recebidos, mede o tempo-de-voo dos impulsos acusticos do transmissor para o receptor, converte-o em velocidade de som e indica o valor da velocidade. O dispositivo também tem um sistema para estandardizar a força com que a sonda é aplicada a um tecido.



Campo da Invenção

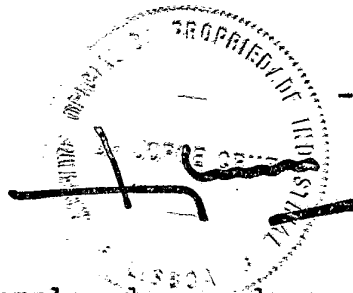
A presente invenção refere-se ao ensaio das propriedades elásticas de tecidos biológicos macios. Mais particularmente, a presente invenção proporciona um dispositivo acústico e método para medição não-invasiva da velocidade de ondas acústicas superficiais em tecidos, fornecendo assim o meio para avaliar as propriedades elásticas ao corte de tecidos para os fins de diagnóstico médico.

Fundamento da Invenção

As propriedades viscoelásticas dos tecidos biológicos estão directamente relacionadas com a sua organização estrutural. Verificou-se que as propriedades elásticas de volume de tecidos são principalmente determinadas pela sua composição molecular, enquanto a elasticidade ao corte é característica de níveis de estrutura mais elevados. Os processos fisiológicos num organismo podem ter como resultado alterações estruturais nos tecidos que podem ser detectados medindo as suas propriedades elásticas ao corte.

Os métodos de ensaio das propriedades viscoelásticas de tecidos são essencialmente baseados em medições invasivas em amostras isoladas. Maxwell, por exemplo, empregou as vibrações de torção numa amostra cortada na forma de vareta cilíndrica fixada numa das extremidades (Maxwell B., ASTM Bull, # 215, 76, 1956). O módulo de corte foi determinado medindo a intensidade de força necessária para proporcionar uma dada deformação na outra extremidade da vareta. A gama de frequências de trabalho foi de 0,001 a 200 kHz.

Para medir as propriedades elásticas de volume, isto é, a velocidade ultra-sónica e a compressibilidade de volume de meios, foi desenvolvida uma grande variedade de métodos utilizando as ondas acústicas de volume numa



gama de alta frequência. Por exemplo, de acordo com um desses métodos (Nole A.W., Mowry S.C. J. Acoust. Soc. Amer., 20, 432, 1948), a velocidade do som foi avaliada a partir da medição do tempo-de-voo dum impulso acústico na amostra a ser ensaiada, que é imersa num liquido entre o transdutor e o reflector ultra-sónicos.

Entre os métodos conhecidos de ensaio não-invasivo das propriedades elásticas de volume de tecidos está o método e dispositivo para monitoração não-invasiva das flutuações instantâneas nas propriedades relacionadas com a viscoelasticidade dum tecido vivo (Benjamin Gavish, patente europeia EP 0 135 325 A2, patente dos E.U. # 4580574, T. 1065). O dispositivo compreende um par de piezotransdutores essencialmente paralelos, espaçados, sendo um deles ajustável em relação ao outro para possibilitar a inserção e fixação entre eles dum segmento de tecidos vivo. Um transdutor é ligado a um gerador de alta frequência e o outro é posto em ligação, através dum amplificador e desmodulador, com um analisador de sinais. A frequência das oscilações ressonantes ultra-sónicas induzidas num tecido e a sua amplitude são características das propriedades viscoelásticas do tecido.

O referido método de ensaiar os tecidos torna possível detectar certos processos fisiológicos e particularmente as alterações na microcirculação de sangue. Mas, dado que o objecto do ensaio são as propriedades elásticas de volume que podem variar nos tecidos de não mais do que alguns por cento, a exactidão de tal método não seria muito elevada, comparada com a exactidão dos métodos que utilizam a elasticidade ao corte, que pode mudar em alguns casos centenas por cento, dependendo do estado fisiológico dum tecido. O método não implica qualquer meio para controlar a força com que os transdutores são aplicados a uma amostra de tecido colocada no intervalo entre eles. Mas essa pressão afecta as propriedades das amostras e ainda aumenta o erro de medição. Além disso, porque é muitas vezes difícil dar acesso,



dos lados opostos, ao tecido ensaiado, esta técnica não é aplicável na maior parte do corpo.

É impossível avaliar por meio deste método uma das características importantes relativas à organização estrutural de tecidos vivos - a sua anisotropia, isto é, a diferença de propriedades mecânicas em várias direções.

As possibilidades de ensaiar as propriedades elásticas ao corte de tecidos biológicos foram investigadas na comunicação de V.A. Passechnik, A.P. Sarvazyán: "Da possibilidade de exame dos modelos de contracção de músculos medindo as propriedades viscoelásticas do músculo em contracção" (Studia Biophysica, Berlim, volume 13, 1969, fascículo 2, págs. 143-150). Neste trabalho, foram estudadas as alterações nas propriedades elásticas dum músculo isolado durante a contracção. As oscilações acústicas de baixa frequência (450 a 1200 Hz) foram excitadas numa amostra por meio dum piezotransdutor flexível e recebidas a distância pelo peizotransdutor idêntico. A tensão do músculo foi medida em várias fases de contracção. O módulo de elasticidade ao corte foi avaliado medindo a amplitude e a fase do sinal recebido.

De acordo com o outro método de ensaiar a elasticidade ao corte de tecidos (R.O. Rotts, D.A. Christman, E.M. Buras: "As propriedades mecânicas dinâmicas da pele humana in vivo", J. of Biomechanics, Vol. 16, # 6, pp. 365-372, 1983), as oscilações de corte no tecido foram produzidas por um "gravador" (uma cabeça de gravação fonográfica) em contacto com a superfície do tecido com a sua ponta de contacto (agulha). Um cartucho fonográfico com uma agulha foi usado como receptor. Foram efectuadas medições na gama de frequências de 200-1000 Hz. O gravador foi excitado pelo gerador de som de ruído branco; as frequências características foram avaliadas por meio dum analisador de espectro. Os parâmetros medidos foram a velocidade de propagação das ondas



de corte e a sua atenuação. Os autores da citada pesquisa chegaram à conclusão de que, na gama de baixa frequência investigada pelo referido método, as ondas mecânicas excitadas no tecido são de carácter de corte e estão localizadas somente na camada superficial do tecido, isto é, na pele, e por causa disso só nesta gama é possível providenciar a medição selectiva da elasticidade da pele, ao passo que, a frequência mais altas, a medição é mais difícil por causa da pequena profundidade de penetração das ondas de superfície. Esta conclusão é discutível. Uma vez que a velocidade das ondas de corte em tecidos macios pode ser de 5 a 50 m/s, o comprimento de onda na gama de frequência de cerca de 1 kHz seria de cerca de 5 a 50 mm. Dado que a profundidade de penetração das ondas de superfície não pode ser muito menos do que um comprimento de onda, os elementos de estrutura subcutânea e nalguns casos o tecido ósseo podem afectar a propagação das ondas dessa gama; portanto a selectividade do método, no que se refere a medição na pele, parece um tanto duvidosa.

Os autores do referido método (R.O. Rotts e outros) não levam em linha de conta uma peculiaridade das ondas de superfície tal como a dependência da velocidade e atenuação duma onda de superfície da direcção de propagação relativa ao vector de deslocamento duma oscilação tangencial excitada pelo transmissor na superfície do tecido. Também não foi mencionada a anisotropia, que é a característica importante da elasticidade ao corte nos tecidos biológicos (em particular na pele).

A estrutura de tecidos está sujeita a certas alterações numa larga gama de situações clinicas. As alterações estruturais estão estreitamente relacionadas com a alteração nas propriedades viscoelásticas dos tecidos. As propriedades elásticas de volume não são particularmente sensíveis à estrutura e sua anisotropia, comparadas com as propriedades ao corte, portanto o ensaio das propriedades ao corte mostrará ser de maior valor para a medicina e diagnóstico



clínico. O que é preciso, portanto, é um método para ensaio não-invasivo e altamente sensível das propriedades ao corte dum tecido ao longo da direcção escolhida.

Descrição da Realização Preferida

A Fig. 1 é uma ilustração do princípio do método.

A Fig. 2 é uma vista em secção transversal da sonda (a) e da unidade para standardizar a força com que a sonda é aplicada ao tecido (b).

A Fig. 3 mostra a disposição dos transdutores com as suas pontas de contacto. A Fig. 4 é a dos diagramas de blocos dos circuitos.

A Fig. 5 é o diagrama de relógio do ciclo de medição básico.

A ideia geral do método é a seguinte: os piezotransdutores bimorfos flexionais de transmissão e recepção, tendo as pontas de contacto nas suas extremidades, são trazidos a contacto mecânico com a matéria a ser investigada. O fornecimento dum impulso eléctrico ao transmissor excita uma oscilação tangencial amortecida na matéria próxima da ponta de contacto do transmissor, com uma frequência na gama de 0,5 a 30 kHz, dependendo da construção do transdutor e das propriedades da matéria. A oscilação mecânica que se propaga excita um sinal eléctrico no receptor. A velocidade de propagação é determinada medindo o tempo requerido para um impulso de deformação tangencial percorrer a distância entre o transmissor e o receptor. A velocidade e atenuação duma onda de corte depende do ângulo entre a direcção de propagação e o vector de deslocamento das oscilações tangenciais excitadas pelo transmissor. A onda que se propaga ao longo do vector de deslocamento tem a velocidade máxima



e a atenuação mínima. Esta é a razão para se colocar o transmissor e o receptor como se mostra na Fig. 1, onde (1) e (2) são os piezotransdutores bimorfos flexionais de transmissão e recepção. O vector de deslocamento em ambos os transdutores coincide com a linha que liga as pontas de contacto A e B.

Na realização preferida, o dispositivo para medir a velocidade compreende uma sonda com um piezotransdutor de transmissão e dois piezotransdutores de recepção, estando os transdutores de recepção colocados simetricamente em relação ao transmissor, como mostrado nas Figs. 2a e 3. A utilização de dois receptores em vez de um único toma em consideração a amplificação diferencial dos sinais acústicos recebidos; isto é importante porque o sinal sentido pelo receptor é pequeno.

Os três piezotransdutores 1, 2, 3 com as pontas de contacto 4, 5, 6 são montados na sonda como mostrado nas Figs. 3 e 2a, por meio das linhas de retardo acústico 7 e 8 em forma de hastes metálicas ocas de parede fina. O comprimento das hastes é suficientemente grande para retardar o sinal acústico que passa do transmissor para o receptor, através do corpo da sonda, para um tempo várias vezes maior do que o tempo de propagação nos meios em vista. Os transdutores 1, 2 e 3 são fixados nas hastes 7 e 8 por meio de juntas elásticas cheias, sendo colocadas todos juntos no interior da caixa de protecção 12, que serve ao mesmo tempo como sensor de pressão para standardizar a força com que a sonda é aplicada à matéria. A caixa 12 acciona o interruptor de três estados (Fig. 2b) compreendendo o contacto de agulha 13, a mola 14, o contacto tubular imóvel 15 fixado, através de junta plástica isoladora, na base 9, a placa de contacto móvel 16, normalmente comprimida contra o contacto 15 pela mola 17 separada por uma placa isoladora.

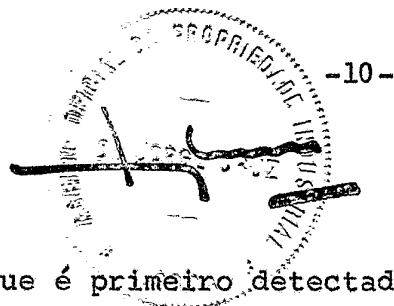
O referido interruptor está normalmente



aberto. Durante a operação, só pode ser ligado no caso em que a força que comprime a mola 14, isto é, a força com que a sonda é aplicada à matéria, é suficientemente grande para fazer a agulha 13 tocar na placa 16 mas ainda não é tão grande que interrompa o contacto entre a placa 16 e o contacto tubular 15. De acordo com o acima referido, o limite inferior da força é determinado pela mola 14, que é ajustada deslocando a base 9 dentro da caixa exterior 10, enquanto o limite superior é ajustado pela mola 17, que é comprimida pelo parafuso 18. A escala de força admitida pode fazer-se quase tão pequena como a histerese de atrito dentro da unidade de contacto. Tem, no entanto, de ser suficientemente grande de modo a ser facilmente controlada à mão.

A caixa 12 e os transdutores são dispostos de modo que, na escala de força admitida, as pontas de contacto 4, e e 6 ocupem uma posição fixa próxima do plano da borda de trabalho da sonda.

O referido interruptor possibilita o funcionamento do bloco electrónico (ver Fig. 4a), que compreende o amplificador diferencial de entrada 19, o limitador 20, o biestável (tipo 74121) 24, o flip-flop 23; o gerador de impulsos 21, a unidade de retardo 22, a unidade processadora 25 e a unidade indicadora 26. O gerador de impulsos 21 fornece os impulsos que excitam a deformação flexional no piezo-transdutor de transmissão; uma pausa de 30 ms entre os impulsos compreende o ciclo de medição elementar (ver Fig. 5). Quando todas as pontas da sonda são postas em contacto com a matéria, os dois sinais eléctricos de contrafase induzidos nos receptores são sentidos nas entradas do amplificador diferencial 19. Ao mesmo tempo, o impulso proveniente do gerador 21, via unidade de retardo de calibração 22, posiciona o flip-flop 23, que dá porta à contagem na unidade processadora 25. A saída do amplificador 19 é limitada pelo limitador 20 de modo a formar os impulsos com bordos abruptos, como mostrado na Fig. 5. O bordo inicial do primeiro impulso corres-



ponde à frente da onda acústica que é primeiro detectada pelo receptor (acontecimento M na Fig. 5), e o bordo final corresponde à primeira passagem da onda pelo nível zero (não excitado) (acontecimento N). Dado que a frente duma onda acústica é muito suave e difícil de ser detectada com bastante confiança, o acontecimento N é de preferência usado para medir o tempo-de-voo do impulso acustico entre o transmissor e o receptor. O bordo final do impulso U20, associado com esse acontecimento, rearma o flip-flop 23, via biestável 24, desactivando assim a contagem na unidade processadora 25.

A unidade processadora 25 efectua o cálculo da média das várias medições de tempo-de-voo de impulsos acústicos e a conversão do tempo médio em velocidade de impulsos. Consiste num divisor de frequência 28 controlado por porta, através do engate E 27, pelo contador de amostras 31, conversor tempo/velocidade 29, gerador de relógio 30, contador 36, biestáveis 32 e 35 e elemento Não 33. A possível implementação da unidade conversora 29 é mostrada na Fig. 4c.

O divisor de frequência 28 juntamente com o contador 37 acumulam o número total de impulsos de relógio durante vários períodos de amostragem; o contador 28 divide esse numero pelo numero de amostras. O ciclo do contador 31 é duas vezes o numero de amostras; durante a primeira metade de ciclo, a sua saída é ALTA, possibilitando assim (via engate 27) a amostragem nos contadores 28 e 37. Quando a saída de 31 se torna BAIXA, a amostragem pára com o valor médio do tempo a ser armazenado em 37. As mesmo tempo, a saída do inversor 33 torna-se ALTA; permitindo assim a contagem no contador intermédio 36 por um certo período medido pelo temporizador 34. O contador 36 conta a saída do contador subtraidor preajustável 38 que funciona permanentemente carregando o valor proveniente de 37 cada vez que a sua contagem desce a zero, fornecendo assim os impulsos com a frequência a ser o valor inverso do valor do tempo armazenado em



37. O temporizador 34 dá porta a esses impulsos para o contador 36; é ajustável para, juntamente com a unidade de retardo ajustável 22, proporcionar o meio para calibrar a velocidade dos impulsos. O valor de velocidade acumulado em 36 é apresentado pela unidade indicadora 26. No fim do ciclo de amostragem/indicação, a saída de 31 passa novamente a ALTA, rearmando assim, via biestáveis 32 e 35, os contadores 28, 37, 36 e actiando a amostragem via engate 27.

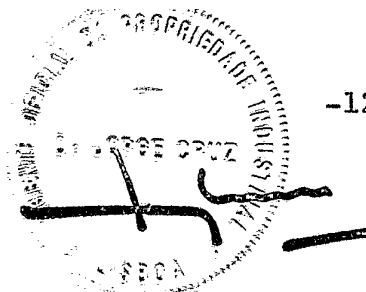
De acordo com a presente invenção, foi feita o protótipo para demonstrar as possibilidades do método proposto, em diferentes experiências. Na Tabela 1, pode-se ver como a velocidade da onda superficial pode variar sobre a pele dum corpo humano.

Tabela 1. Velocidade de onda de corte, m/s

Testa	Face	Peito	Ponta do dedo	Canela
28 ± 5	20 ± 3	21 ± 5	60 ± 10	35 ± 8

Outro exemplo é a medição da elasticidade da pele humana antes e depois da criomassagem. Num grupo de mulheres escolhido por um cosmetologista como tendo pele especificamente fina nas faces, a velocidade de onda superficial medida antes da criomassagem foi da ordem de 20,2 m/s. Imediatamente após a criomassagem a velocidade foi da ordem de 60 m/s; voltou ao valor inicial em cerca de 10 minutos. O grau de relaxamento da elasticidade de pele depois da criomassagem mostrou-se ser específico para o particular tipo de pele.

Mais um exemplo é o estudo de elasticidade ao corte, de músculo durante a contracção. No músculo de rã isolado, em repouso, a velocidade de propagação da onda de

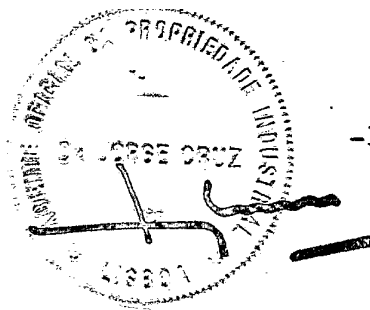


corte ao longo das fibras era de cerca de 10 m/s. Durante a contracção, atingiu 35 m/s. A escala de variação da velocidade de onda de corte no mesmo tecido biológico muitas vezes excede 100 por cento, ao passo que no caso de ondas elásticas de volume a alteração é medida em alguns por cento.

Pode-se ver que a presente invenção proporciona o meio para ensaiar os tecidos, altamente sensível tanto ao tipo de tecido como ao seu estado fisiológico, o que ser extremamente valioso em diagnóstico médico, por ex., em diagnosticar a patologia da pele ou na diferenciação de tecidos normais e patológicos enquanto se processam operações cirúrgicas.

As experiências também mostraram que algumas características da realização preferida provam ser vantajosas e até necessárias. Particularmente, deve-se mencionar que, devido a razões várias, a força com que a sonda é aplicada a um tecido causa impacto no estado mecânico do tecido e afecta fortemente os resultados da medição. A característica proposta de limitar a força torna este erro quase constante e permite que o mesmo seja levado em conta durante a calibração.

A outra característica importante é o uso de dois receptores em vez de um único. Além do facto de aumentar a sensibilidade, é feita essa utilização para reduzir o erro que pode ocorrer durante a aplicação manual da sonda devido a deslocações ocasionais na posição relativa do transdutor de transmissão e dos dois transdutores de recepção dado que, como é de considerar, as hastes que são portadoras dos transdutores servem ao mesmo tempo de linhas de retardo acústico e têm portanto de ser essencialmente flexíveis. O erro máximo ocorre quando o transmissor se desloca para um dos receptores, neste caso, o sinal vem para esse receptor um pouco mais cedo do que se espera, e o mesmo sinal vem para o outro receptor correspondentemente mais tarde. A recepção



dos sinais é detectada pela sua primeira passagem pelo zero; desde que a deslocação seja pequena, o zero da soma do sinal atrasado com o sinal que vem adiantado só levemente difere do esperado. Este desvio pode ser aproximadamente estimado do seguinte modo:

$$A \sin (\omega t + \Psi) = A_1 \sin (\omega t + \psi) + A_2 \sin (\omega t - \psi) \quad (4)$$

onde:

A é a amplitude do sinal resultante; A_1 e A_2 são as amplitudes dos sinais nos receptores; Ψ é o desfaseamento do sinal resultante, que ocorre devido à posição não-simétrica das pontas de contacto de recepção, $\pm \psi$ são os desfaseamentos dos sinais somados.

Podemos reescrever a equação (4) do seguinte modo:

$$A \sin (\omega t + \Psi) = A_1 \sin \left[\omega t + \arctg \left(\frac{A_1 - A_2}{A_1 + A_2} \right) \operatorname{tg} \psi \right] \quad (5)$$

No pequeno âmbito de deslocamento do transmissor em relação à posição de centro entre os receptores, a amplitude do sinal recebido pode ser, considerada como uma função linear da distância e, portanto, podemos rescrever a equação (5) como:

$$\sin (\omega t + \Psi) \approx \sin \left[\omega t + \operatorname{arc} \operatorname{tg} \left(\frac{\Delta R}{R} \operatorname{tg} \psi \right) \right] \quad (6)$$



em que: R_0 é metade da distância entre as pontas de contacto dos piezotransdutores de recepção, $R = L - R_0$ é o deslocamento do transmissor relativamente às pontas de contacto dos receptores.

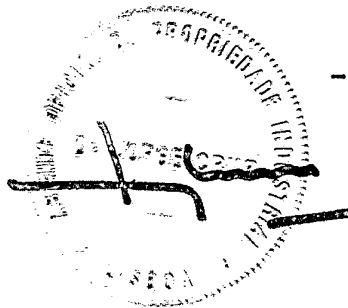
Supondo que $f = 5$ kHz, $R_0 = 3$ mm, $c = 40$ m seg⁻¹: $\Delta R = 0,3$ mm, onde f é a frequência de trabalho e c é um valor médio da velocidade de ondas superficiais na pele humana.

Tomando em consideração os referidos parâmetros (6), pode-se rescrever a equação (6) como segue:

$$\sin(\omega t + \psi) \approx \sin\left(\omega t + \frac{\Delta R}{R} \cdot \psi\right) \quad (7)$$

Pode-se ver que, utilizando dois piezotransdutores de recepção em vez de um, o erro que ocorre devido a mudanças da distância entre pontas de contacto dos piezotransdutores de transmissão e de recepção é diminuído aproximadamente $\left(\frac{\Delta R}{R}\right)$ vezes, isto é, para os parâmetros acima indicados o erro para dispositivo com receptor duplo é dez vezes maior do que para a versão do dispositivo com um só receptor.

Mais uma vantagem da realização preferida é que a sonda pode ser aplicada a uma superfície de tecido em todo o corpo sem a apertar entre os transdutores ou a fixar de qualquer outro modo.



REIVINDICAÇÕES

1a. - Método para ensaio acústico não-invasivo da elasticidade de tecidos biológicos macios por transmissão e recepção de ondas acusticas, caracterizado pelo facto de compreender os passos de:

aplicar à superfície do tecido em ensaio uma sonda que consiste em piezotransdutores flexionais transmissores e receptores espaçados;

excitar um impulso de deformação tangencial na superfície dum tecido;

detectar a onda superficial que se propaga no tecido, do transmissor aos receptores;

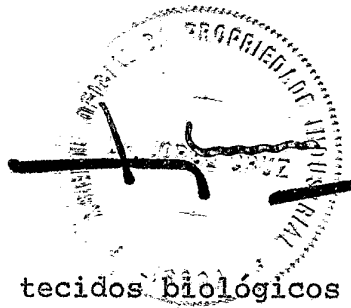
determinar o tempo decorrido entre a emissão e a recepção do impulso acustico que se desloca através da superfície do tecido;

converter o valor do tempo decorrido no valor da velocidade de onda superficial.

2a. - Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo facto da referida detecção e processamento do sinal recebido ser permitida somente dentro da escala de força escolhida com que a referida sonda é aplicada ao tecido a ser investigado.

3a. - Método de acordo com a reivindicação 1, caracterizado pelo facto da referida determinação do tempo entre a emissão e a recepção do impulso acustico ter inicio no momento em que o deslocamento tangencial do tecido em contacto com o transmissor volta primeiro ao seu nível zero (não excitado) e parar no momento em que o sinal induzido no receptor volta primeiro a zero.

4a. - Dispositivo para ensaio acustico

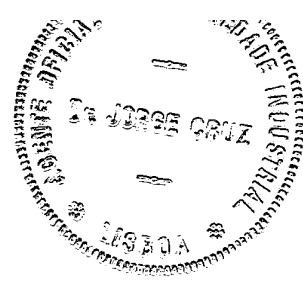


não-invasivo da elasticidade de tecidos biológicos macios, caracterizado pelo facto de se compor de:

uma sonda com piezotransdutores bimorfos flexionais, um transmissor e dois receptores, equipados com as pontas de contacto e montados, por meio de hastes alongadas que servem de linhas de retardo, no corpo da sonda, de modo que os vectores de deslocamento duma oscilação flexional no transdutor de transmissão e nos dois transdutores de recepção tenham a mesma direcção que coincide com a linha que liga as referidas pontas de contacto, e com uma unidade para standardizar a força com que os piezotransdutores são aplicados ao tecido a ser ensaiado; meio de circuitos ligado aos referidos transdutores e unidade de standardização de pressão, para determinar o tempo-de-voe dos impulsos acusticos que passam através do tecido, do transmissor para os receptores, que é indicativo da elasticidade do referido tecido.

5a. - Dispositivo de acordo com a reivindicação 4, caracterizado pelo facto das pontas de contacto dos transdutores de recepção estarem rigidamente ligadas.

6a. - Dispositivo de acordo com as reivindicações 4 e 5, caracterizado pelo facto da referida unidade de standardização de pressão incluir uma caixa oca que é a peça da referida sonda que cobre os transdutores, com a abertura na sua borda externa através da qual se faz o acesso ao tecido em ensaio pelos referidos transdutores, uma mola que suporta a caixa, e um interruptor eléctrico de três estados accionados pela caixa, compreendendo um contacto imóvel fixado ao corpo da referida sonda e dois contactos móveis, sendo um deles montado na caixa e sendo o outro mantido em contacto com o contacto imóvel fixado ao corpo da referida sonda por meio da outra mola; desde que a força aplicada à borda externa da referida caixa esteja dentro da escala admitida, a mola que suporta a caixa é suficientemente comprimida para pôr o contacto móvel montado na caixa em contacto com o



outro contacto móvel mantido em contacto com o contacto imóvel por meio de mola, a qual é ajustada de modo a interromper o circuito entre o segundo contacto móvel e o contacto imóvel se a força exceder o seu limite superior; quando a força está fora do seu limite inferior, a mola que suporta a caixa não é suficientemente comprimida para permitir que o contacto móvel ligado à caixa atinja o outro contacto móvel; no interruptor descrito, o curto circuito indica que a força que actua sobre a borda externa da sonda está dentro da escala admitida.

7a. - Dispositivo de acordo com as reivindicações 4 e 5, caracterizado pelo facto do referido meio de circuitos incluir o meio para converter o tempo decorrido entre a emissão e a recepção de impulsos acusticos em velocidade de impulsos, e o meio de indicação visual para indicar o valor de velocidade.

Lisboa, 16 de Fevereiro de 1989

J. PEREIRA DA CRUZ
Agente Oficial da Propriedade Industrial
RUA VICTOR CORDON, 10-A, 1.º
1200 LISBOA

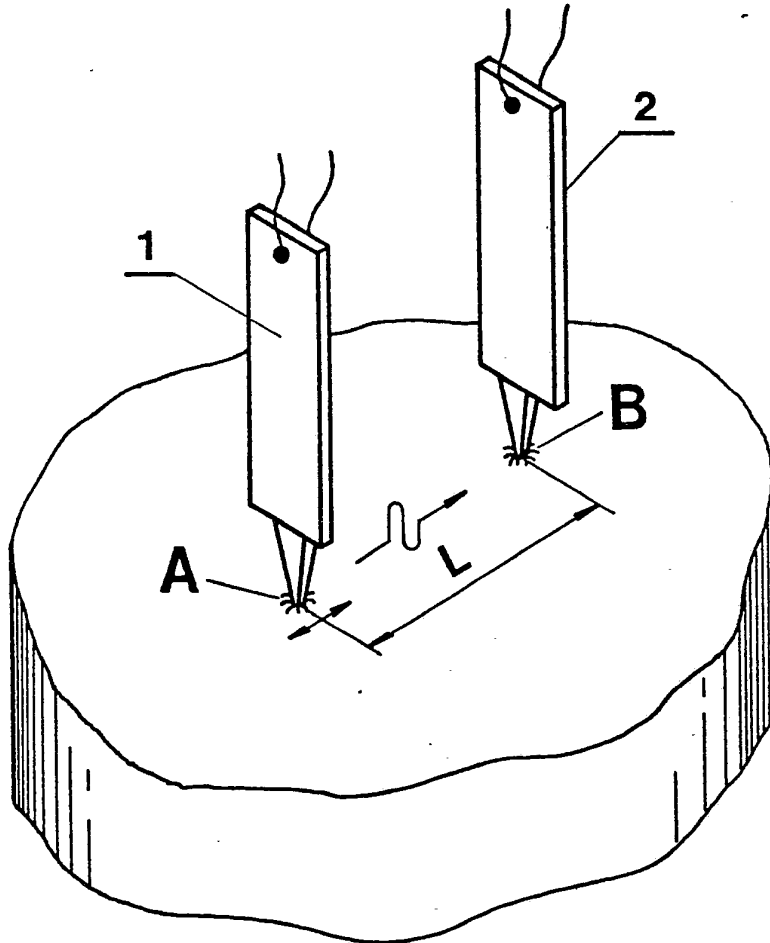
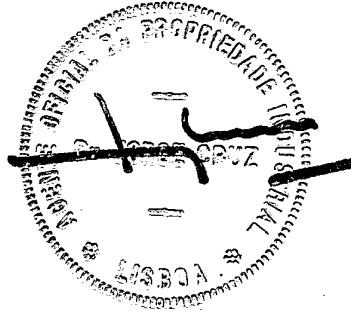


Fig.1

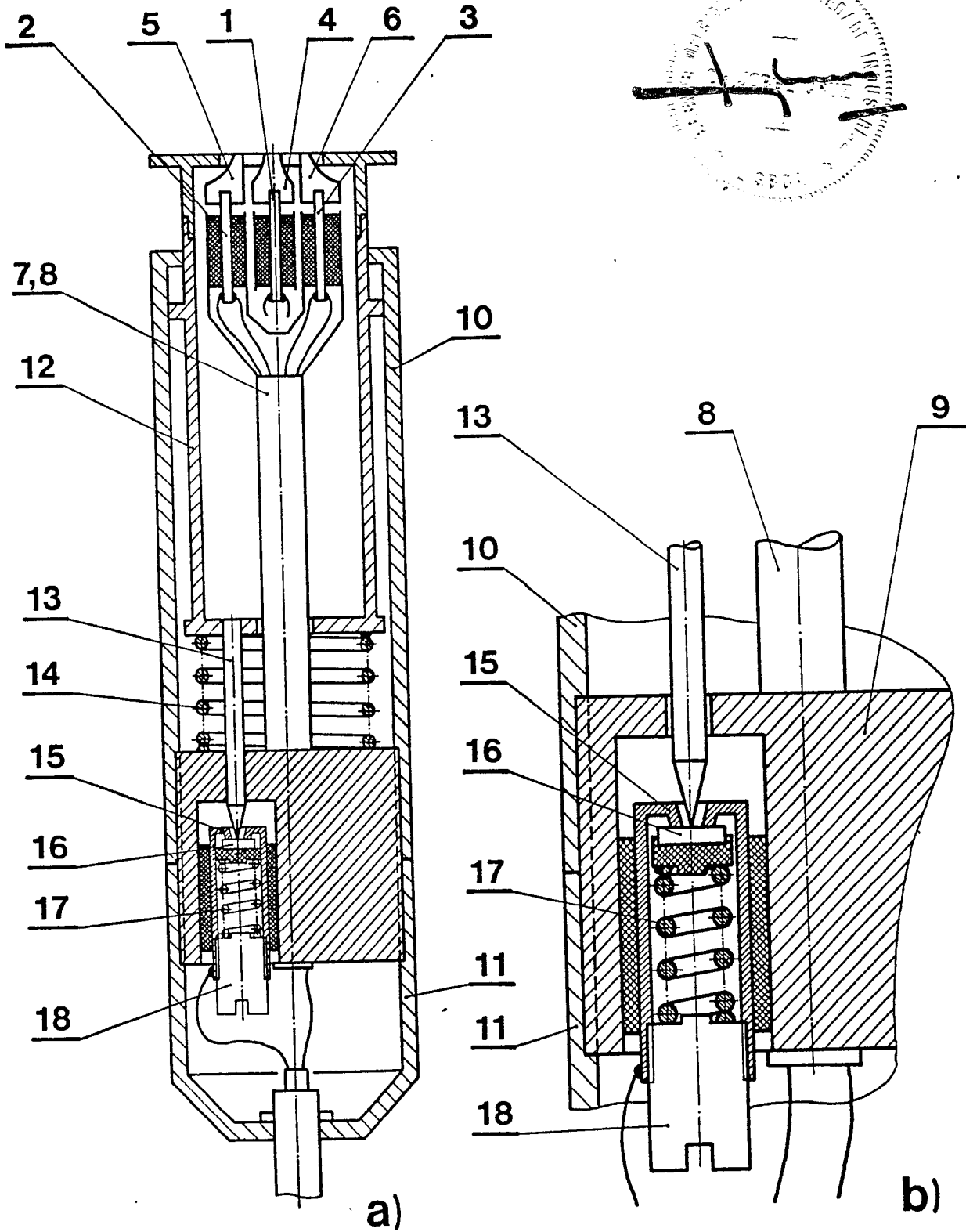


Fig.2

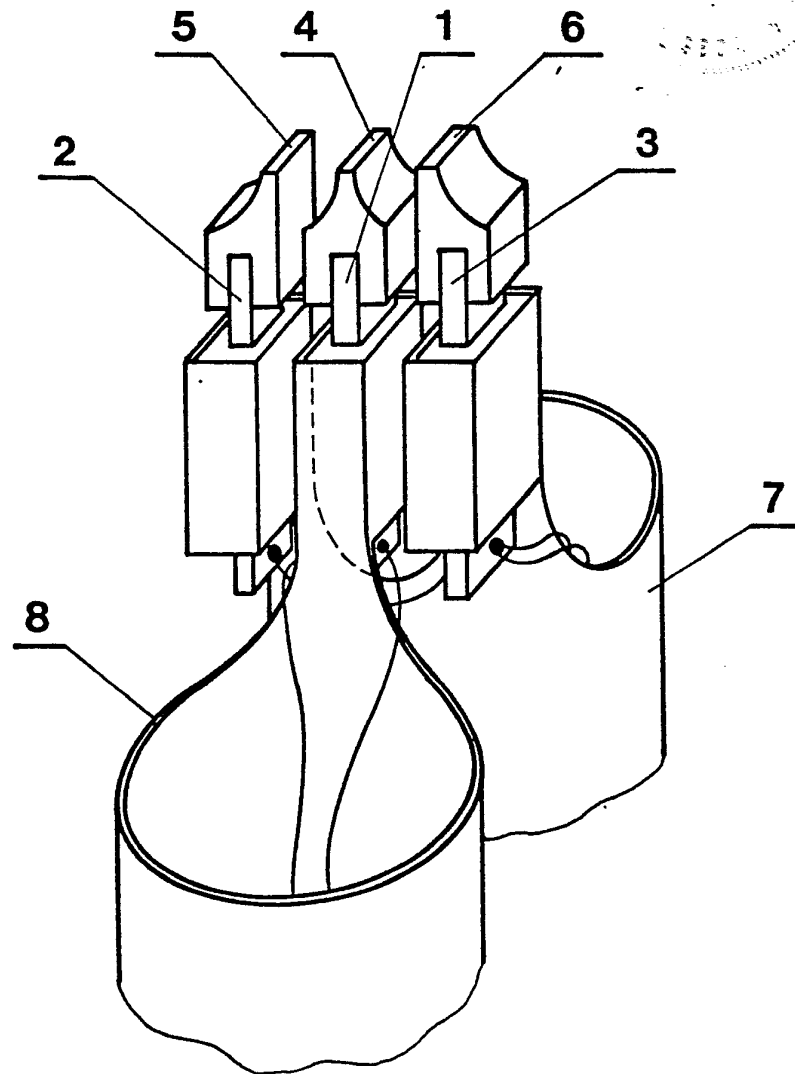
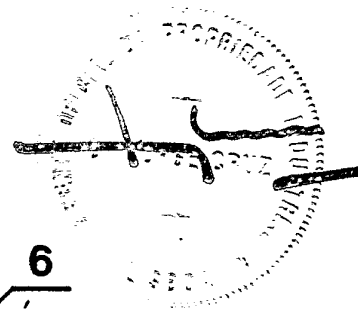
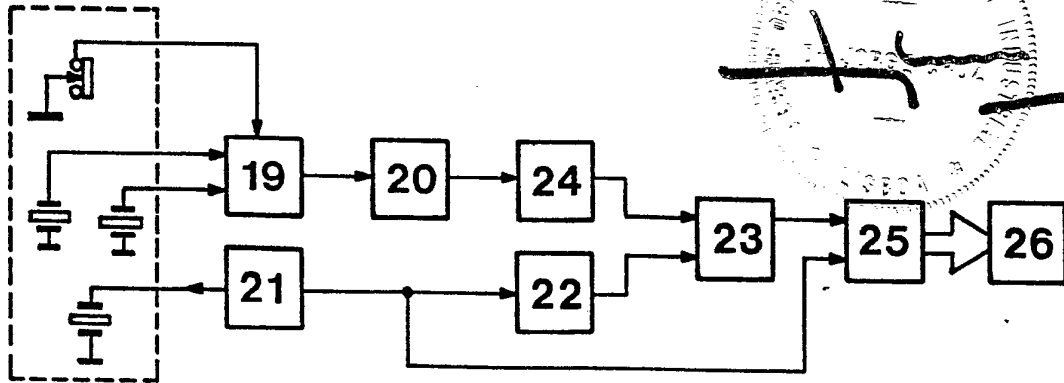
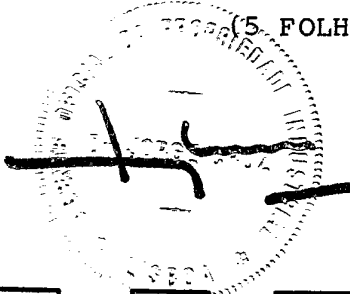
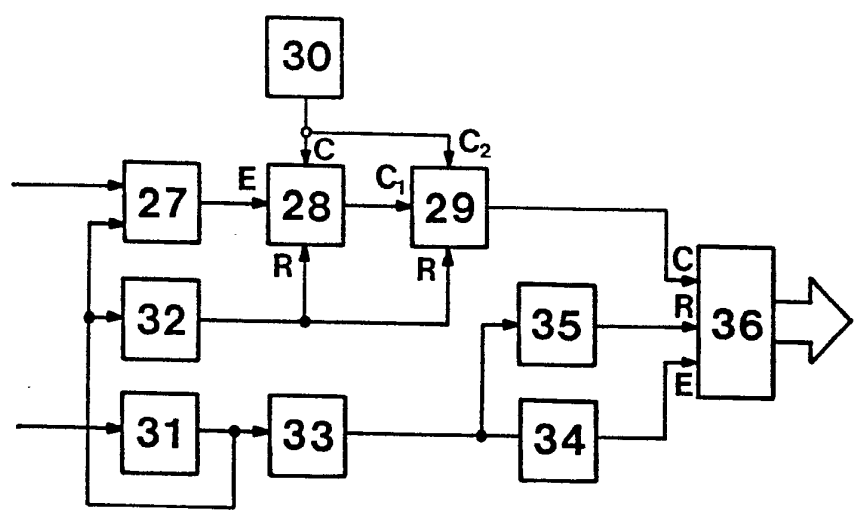


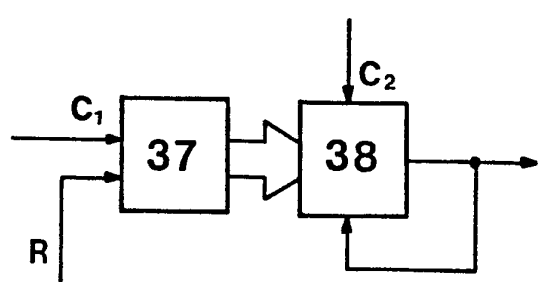
Fig.3



a)



b)



c)

Fig.4

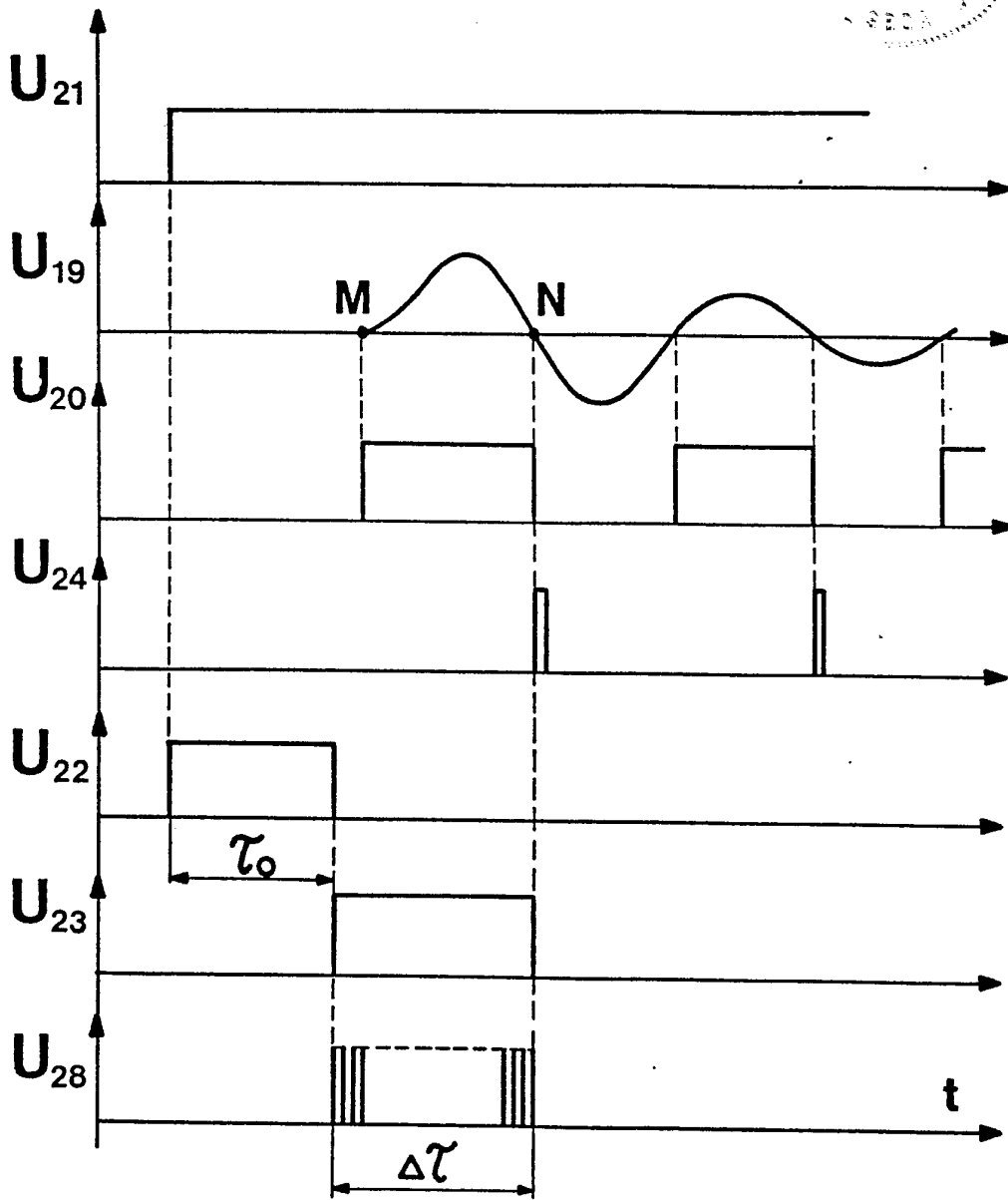
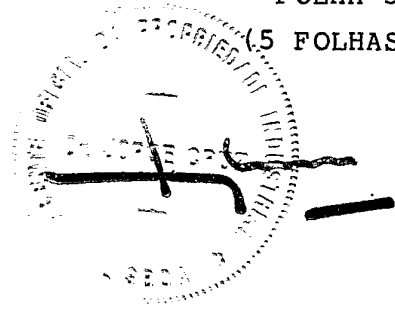


Fig.5