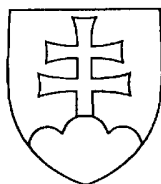


SLOVENSKÁ REPUBLIKA

(19) SK



ÚRAD
PRIEMYSELNÉHO
VLASTNÍCTVA
SLOVENSKEJ REPUBLIKY

ZVEREJNENÁ PATENTOVÁ PRIHLÁŠKA

- (22) Dátum podania prihlášky: **6. 3. 2001**
(31) Číslo prioritnej prihlášky:
(32) Dátum podania prioritnej prihlášky:
(33) Krajina alebo regionálna organizácia priority:
(40) Dátum zverejnenia prihlášky: **8. 6. 2004**
Vestník ÚPV SR č.: **6/2004**
(62) Číslo pôvodnej prihlášky v prípade vylúčenej prihlášky:
(86) Číslo podania medzinárodnej prihlášky podľa PCT: **PCT/IB01/00334**
(87) Číslo zverejnenia medzinárodnej prihlášky podľa PCT: **WO02/069791**

(11), (21) Číslo dokumentu:

1227-2003

(13) Druh dokumentu: **A3**

(51) Int. Cl.⁷ :

A61B 5/00,
A61B 5/05,
G01N 33/487,
G01N 22/00

(71) Prihlasovateľ: **PENDRAGON MEDICAL LTD., Zürich, CH;**

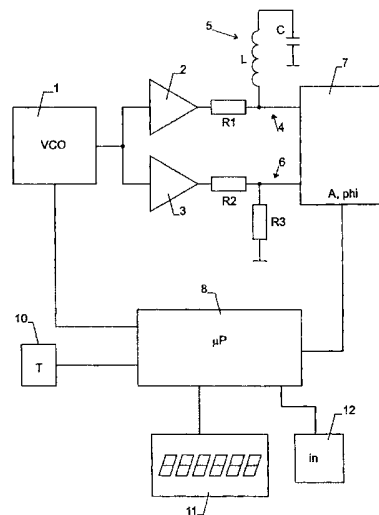
(72) Pôvodca: **Schrepfer Thomas W., Oberbözberg, CH;**
Caduff Andreas, Zürich, CH;
Hirt Etienne, Cham, CH;
Süsstrunk Heinz, Zürich, CH;

(74) Zástupca: **Bušová Eva, JUDr., Bratislava, SK;**

(54) Názov: **Spôsob a zariadenie na určenie koncentrácie tekutiny v tele**

(57) Anotácia:

Na meranie koncentrácie látky tekutiny v tele, takej, ako je hladina glukózy v krvi alebo tkanive, je pri vzorke umiestnená pášková elektróda (18) a prstencová elektróda (19). Prstencová elektróda (19) je v priamom elektrickom styku s vzorkou, zatiaľ čo pášková elektróda (18) je od neho izolovaná. Pášková elektróda (18) je na získanie veľkej interakčnej dĺžky umiestnená rovnobežne s ramenom alebo nohou. Elektródy (18, 19) tvoria kondenzátor v rezonančnom obvode. Modulované napätie v rozsahu MHz blízkej alebo rovnej rezonančnej frekvencii sa priloží na elektródy a meria sa odozva telesnej tekutiny.



Spôsob a zariadenie na určenie koncentrácie látky tekutiny v tele

Oblasť techniky

Vynález sa týka spôsobu a zariadenia na určenie koncentrácie látky vzorky in vitro (v skle) alebo in vivo (v živom organizme) obsahujúcom telnú tekutinu podľa preambuly nezávislých nárokov.

Doterajší stav techniky

Je známa spektroskopia rádiových vln na poskytnutie sľubnej možnosti na určenie koncentrácie glukózy alebo iných látok v telnej tekutine in vitro (v skle) alebo in vivo (v živom organizme). Podstatný záujem o túto techniku je zvlášť na určenie koncentrácie glukózy v krvi a/alebo v tekutine vo vnútri buniek alebo na vonkajšku buniek. Zariadenie na meranie hladiny glukózy v krvi je vysvetlené v US 5 792 668, v ktorom sú dve elektródy uvedené do priameho styku s ľudským telom a medzi nimi sa meria impedancia.

Bez ohľadu na jej možnosti nie je táto technika dosiaľ použitá v komerčných zariadeniach, čo je prisudzované obmedzenej presnosti teraz známych riešení.

Podstata vynálezu

Cieľom vynálezu je poskytnúť spôsob a zariadenie, ktoré umožní zväčšiť spoľahlivosť tohoto typu merania.

Tento cieľ sa dosiahne nezávislými nárokmi.

V prvom poňatí vynálezu je prvá elektróda elektricky izolovaná do vzorky. Meraný parameter teda nezávisí od povrchových podmienok vzorky. Signál je s vzorkou viazaný skôr kapacitne a meraný parameter preto závisí predovšetkým od podmienok vo vnútri vzorky. Týmto spôsobom meraný parameter sa môže premeniť na požadovanú koncentráciu, napr. použitím kalibračných dát.

Prednostne sú poskytnuté aspoň dve elektródy, pričom modulované napätie sa priloží medzi ne. Použitím dvoch elektród sa môže vytvoriť definované pole vo vnútri vzorky. Pre najlepšie signály bolo zistené, že je výhodné umiestniť druhú elektródu do elektrického styku s vzorkou.

Meraný parameter prednostne závisí od elektrickej impedancie na elektróde (elektródach). Bolo zistené, že koncentrácia rôznych látok, zvlášť glukózy, ovplyvňuje reálnu alebo imaginárnu časť tejto impedancie, pretože mení straty a/alebo elektrickú konštantu telnej tekutiny.

Elektroda výhodne tvorí časť rezonančného obvodu, ktorý pracuje pri rezonančnej frekvencii alebo v jej blízkosti. Za týchto podmienok zmena dielektrických alebo stratových vlastností vzorky vedie k podstatným posunom parametrov rezonančného obvodu a môžu sa preto merať s vysokou citlivosťou.

Ďalšie poňatie vynálezu je zamerané na zariadenie zvlášť vhodné na meranie in vivo ľudského tela. Toto zariadenie obsahuje predĺženú elektrodu, ktorá má oveľa menšiu šírku ako dĺžku. Je poskytnuté držadlo na pripevnenie elektródy na rameno alebo nohu s pozdĺžnou osou elektródy, ktorá je s nimi rovnobežná. Týmto spôsobom sa vytvorí veľký interaktívny priestor, ktorý umožní merať požadovanú koncentráciu s vyššou úrovňou presnosti.

Spôsob a zariadenie tohoto vynálezu bolo nájdené ako zvlášť vhodné na meranie koncentrácie glukózy v telnej tekutine.

Prehľad obrázkov na výkresoch

Vynález bude lepšie pochopený a ciele iné ako ciele uvedené vyššie budú zrejmé, keď sa bude uvažovať ich nasledujúci popis. Taký popis sa odvoláva na pripojené obrázky, v ktorých:

Obr.1 je bloková schéma preferovaného zariadenia na realizáciu vynálezu,

Obr.2 je pohľad na možné uskutočnenie zariadenia,

Obr.3 je rez pozdĺž priamky III-III zariadenia na obr.2,

Obr.4 je zariadenie z obr.3 s manžetou,

Obr.5 uvádza správanie pomernej amplitúdy A v závislosti od frekvencie,

Obr.6 je druhé uskutočnenie obvodu,

Obr.7 je alternatívna geometria elektród,

Obr.8 uvádza meranie pri rôznych koncentráciách glukózy (mmol/liter) vo fyziologickom roztoku a

Obr.9 je tretie uskutočnenie obvodu.

Príklady uskutočnenia vynálezu

Obr.1 uvádza blokovú schému preferovaného zariadenia na realizáciu vynálezu. Obsahuje napäťovo riadený oscilátor 1 (VCO - voltage controlled oscillator) ako zdroj signálu na generovanie sínusového signálu. Tento signál sa napája do dvoch zosilňovačov 2, 3. Výstup prvého zosilňovača 2 je pripojený cez odpor R1 na prvú cestu 4 signálu. Rezonančný obvod 5, obsahujúci indukčnú cievku L a kondenzátor C v sérii, je pripojený medzi prvú cestu 4 signálu a zem. Výstup druhého zosilňovača 3 je pripojený cez

odpor R2 na druhú cestu 6 signálu. Druhá cesta 6 signálu je v podstate identická s prvou cestou 4 signálu, obsahuje ale odpor R3 ako referenčné zaťaženie miesto rezonančného obvodu 5.

Obidve cesty 4, 6 signálu sú napájané do meracieho obvodu 7, ktorý určí pomernú amplitúdu A oboch signálov a podľa voľby tiež ich vzájomné fázové posunutie ϕ . Pomerná amplitúda A môže byť napr. amplitúda prvej cesty 4 signálu v jednotkách amplitúdy druhej cesty 6 signálu (pričom amplitúdy sú maximálne hodnoty sínusových vln).

Výstupný signál meracieho obvodu 7 je napájaný do mikroprocesora 8, ktorý tiež riadi prevádzku napäťovo riadeného oscilátora 1 (VCO).

Na obr.1 je možné vidieť, že zariadenie v tomto uskutočnení ďalej obsahuje snímač 10 teploty, displej 11 a vstupné zariadenie 12 s riadenými prevádzkovateľnými používateľom, z ktorých všetky sú riadené mikroprocesorom 8.

Indukčná cievka L zariadenia na obr.1 môže byť vytvorená cievkou a/alebo prívodmi a elektródami kondenzátora C. Jej hodnoty sú všeobecne známe s rozumnou presnosťou.

Kondenzátor C zariadenia na obr.1 sa použije ako anténa na skúšanie vzorky. Na ten účel je vytvorený elektródami, ktoré sú umiestnené blízko vzorky. Gometria elektród sa vyberie taká, že nimi vytvorené elektrické pole sa rozšíri do

vzorky a telnej tekutiny, ktoré sa majú merať. Vhodné geometrie sú diskutované nižšie. Ako bolo uvedené vyššie, aspoň jedna elektróda kondenzátora je elektricky izolovaná tak, že kondenzátor C je predovšetkým kapacitné zaťaženie, ktorého kapacita a straty závisia od elektrických vlastností (t.j. od odozvy) vzorky pri frekvencii napäťovo riadeného oscilátora 1 (VCO).

Na meranie koncentrácie látky v telnej tekutiny vzorky môže mikroprocesor 8 napr. zahájiť merací cyklus obsahujúci rýchlu zmenu frekvencie napäťovo riadeného oscilátora 1 (VCO). Rýchla zmena by mala začať pri frekvencii f_{min} pod očakávanou rezonančnou frekvenciou f₀ rezonančného obvodu 5 a má sa rozšíriť na frekvenciu f_{max} nad rezonančnou frekvenciou f₀. Počas tejto rýchlej zmeny sa elektrické vlastnosti dráhy 4 signálu budú podstatne meniť, zatiaľ čo elektrické vlastnosti dráhy 6 signálu sa budú podstatne meniť iba trochu. Amplitúda A určená meraním obvodu preto klesne na minimum amplitúdy A₀ pri frekvencii f₀, ako je to uvedené na obr.5. V rovnakom čase fázové posunutie f_i prechádza nulou.

Môže sa ukázať, že závislosť minima amplitúdy A₀ na dielektrickej konštantne ε(f) a zvlášť na stratách alebo mernej vodivosti p(f) tekutiny vo vzorke je silnejšia ako pri frekvenciách mimo rezonanciu, čo umožňuje citlivé meranie odozvy tekutiny na elektrické pole.

Táto je uvedená na obr.8, ktorý predstavuje meranie typu uvedeného na obr.5 pri koncentrácii glukózy medzi 0 a 17,5 mmol/l. Zvislá os predstavuje v dB pomer signálov z prevej cesty 4 signálu a signálu z druhej cesty 6 signálu. Rezonančná frekvencia je asi pri 35,5 MHz.

Teraz sa uvažuje, že merná impedancia telnej tekutiny, t.j.merná vodivosť $p(f)$ a dielektrická konštanta $\epsilon(f)$ vo frekvenčnom rozsahu medzi 10 MHz a 2000 MHz a zvlášť medzi 20 MHz a 70 MHz sú funkciou vlastností a koncentracie slaných (iontových) zložiek ľudského tela. Tieto slané zložky zahŕňujú predovšetkým rozpustený sodík, draslík, vápnik a iné minoritné ionty a ich opačne nabité ionty, základný opačne nabitý iont je chlóríd. Iné neiontové rozpustené látky, zvlášť látky, ktoré majú podobný rozsah veľkosti ako iontové zlúčeniny môžu mať vplyv na vzorku impedancie slaných zložiek telnej tekutiny za predpokladu, že sa tieto látky vyskytujú v dostatočnej koncentrácii. Zvlášť glukóza má podobný rozsah veľkosti a je prítomná v koncentráciách dávajúcich stupnutiu na dobre zistiteľnú zmenu amplitúdy A0 pri rezonančnej frekvencii.

V jednoduchom uskutočnení sa na určenie koncentracie meria iba amplitúda A0 ako parameter. Vhodné kalibračné dáta uložené v mikroprocesore 8 sa použijú na premenu amplitúdy A0 na požadovanú hladinu koncentracie.

Účinky využívanú na meranie sú závislé od teploty. Na dosiahnutie vysokej presnosti v širokom rozsahu teplôt je snímač 10 teploty uvedený do tepelného styku s vzorkou, ktorá sa má merať. Signály zo snímača 10 teploty sa použijú na korekciu získaného výsledku zasa použitím kalibračných dát získaných z kalibračného merania.

Správny návrh elektród kondenzátora C umožňuje optimalizovať presnosť a citlivosť tohoto zariadenia v danej aplikácii. Preferovaná geometria zariadenia nameranie in-vivo v živom tele je uvedená na obr.2 a obr.3.

Toto zariadenie obsahuje puzdro 13, uzatvorené na jednej strane doskou 14 elektród. Displej 11 je umiestnený na opačnej strane dosky 14 elektród. Elektronický obvod 16 je umiestnený medzi doskou 14 elektród a displejom 11.

Doska 14 elektród obsahuje elektricky izolujúcu podložku 17 s pásikovou elektródou 18 a hornou alebo prstencovou elektródou 19 umiestnenou na vonkajšej strane 20 izolujúcej podložky. Vnútoraná strana 21 izolujúcej podložky 17 je pokrytá spodnou elektródou 22. Množstvo prechodných kontaktov 23 je poskytnuté na spojenie prstencovej elektródy 19 so spodnou elektródou 22. Ďalší prechodný kontakt 24 spája jeden koniec pásikovej elektródy 18 s malou spájacou doštičkou 25 umiestnenou v otvorení 26 spodnej elektródy 22 na vnútornej strane 21.

Snímač 10 teploty je namontovaný na spodnú elektródu 22. Veľký počet prechodných kontaktov 23 zaistuje, že spodná elektróda 22 sleduje teplotu prstencovej elektródy 18 a preto blízko sleduje teplotu vzorky.

Typický rozmer dosky 14 elektród je 32 mm x 21 mm. Spodná elektróda 22 kryje celú vnútornú stranu 21 okrem malého otvorenia 26 a je preto oveľa väčšia ako pásiková elektróda 18.

Vývody 28 sú poskytnuté na spojenie spodnej elektródy 22, spájacej doštičky 25 a snímača 10 teploty s elektrickým obvodom 16.

Zatiaľ čo spodná elektróda 22 a prstencová elektróda 19 sú pripojené na zem, pásiková elektróda 18 je pripojená na indukčnú cievku L rezonančného obvodu 5. Preto je kondenzátor C vytvorený medzi pásikovou elektródou 18 ako prvou elektródou a prstencovou elektródou 19 a spodnou elektródou 22 ako druhou elektródou. Inými slovami druhá elektróda sa skladá z dvoch elektródových vrstiev: hornej elektródovej vrstvy tvorenej prstencovou elektródou 19 a spodnej elektródovej vrstvy tvorenej spodnou elektródou 22.

Elektricky izolujúca krycia vrstva 29 úplne pokrýva pásikovú elektródu 18, ale nepokrýva prstencovú elektródu 19. Inými slovami pásiková elektróda 18 je umiestnená medzi podložkou 17 a krycou vrstvou 29. Krycia vrstva 29 je prednostne tvrdý, pre vlhkosť a soľ nepriepustný materiál,

taký ako je sklo, keramika, polykarbonát alebo uhlík podobný diamantu (DLC - diamond-like carbon) hrúbky prednostne medzi 50 μm a 100 μm .

Ako je možné vidieť na obr.4 je k puzdru 13 pripojené držadlo alebo manžeta 31 na pripevnenie zariadenia na rameno alebo nohu ľudského tela s krycou vrstvou 29 privrátenou na telo a s pozdĺžnou osou pásikovej elektródy 18 rovnobežnou s ramenom alebo nohou. Týmto spôsobom prstencová elektróda 19 príde do styku s kožou používateľa a nastaví rovnaký referenčný potenciál k zemi. Elektrické pole vytvorené pásikovou elektródou 18 sa rozšíri do tkaniva tela. Pretože pásiková elektróda 18 je predĺžená a má oveľa menšiu šírku ako je jej dĺžka a pretože sa rozprestiera pozdĺž ramena alebo nohy, zasiahne pole relatívne veľkú oblasť tela. Toto umožňuje získať citlivejšie a presnejšie meranie.

Ako je opísané vyššie, bolo zistené, že čisto sínusové napätie stačí na získanie presných meraní. Môžu však byť použité tiež iné typy modulovaných napätí, také ako sú obdĺžnikové napätia alebo pulzy. V tomto prípade je merací obvod 7 prednostne opatrený vhodnými fitrami na selektívne vzorkovanie jednej alebo viacerých frekvenčných zložiek. Aspoň jedna meraná frekvenčná zložka je prednostne blízka rezonančnému kmitočtu rezonančného obvodu 5 na využitie vysokej citlivosti obvodu na vlastnosti vzorky pri tejto frekvencii.

Geometria elektród sa môže na prispôsobenie pre danú aplikáciu meniť. Zatiaľ čo návrh na obr.2 je optimalizovaný na meranie na ramene alebo nohe, prstencový návrh môže byť použitý na meranie na plochej časti tela alebo na vzorke in vitro.

Prstencová elektróda 19 nemusí nutne tvoriť uzatvorený prstenec pokiaľ je poskytnuté dostatočné uzemnenie časti tela, ktorá sa má merať. Môže mať tiež napríklad tvar U alebo sa môže skladať z dvoch pásikov vzájomne rovnobežných a pozdĺžne uzatvárajúcich pásikovou elektródou 18. Prstencová elektróda 19 môže byť tiež úplne vynechaná alebo môže byť pokrytá krycou vrstvou 29 zvlášť na meranie in vitro, kde šum je nízky.

Časť ďalšieho uskutočnenia obvodu je uvedená na obr.6. Tu nie je použité priame spojenie medzi rezonančným obvodom 5 a meracím obvodom 7. Anténna elektróda 33 je skôr umiestnená v blízkosti elektróda kondenzátora C a merací obvod 7 meria signál vrátený anténnou elektródou 33.

Možné usporiadanie elektród je uvedené na obr.7. Ako je možné vidieť má anténna elektróda 33 tvar pásika a je umiestnená rovnobežne s pásikovou elektródou 18. Ako anténna elektróda 33, tak pásiková elektróda 18 sú pokryté krycou vrstvou 29 a preto sú od vzorky elektricky izolované.

Napäťovo riadený oscilátor 1 (VCO) spôsobí na zariadení z obr.6 a obr.7 zasa rýchlu zmenu medzi frekvenciou f_{min} pod rezonančnou frekvenciou f₀ rezonančného obvodu 5 a frekvenciou f_{max} nad ňou. V porovnaní s obr.5 merací obvod 7 teraz zisťuje maximum amplitúdy A₀ pri f₀, pričom hodnota A₀ závisí od odozvy, t.j. elektrických vlastností vzorky pri rezonančnej frekvencii f₀. Parameter A₀ môže byť teraz zasa spracovaný použitím kalibračných dát ako to bolo opísané vyššie.

Porovnanie zariadenia na obr.1 a obr.2 so zariadením na obr.6 a obr.7 ukazuje, že prvé uskutočnenie meria odozvu vzorky zo signálu odrazeného do pásikovej elektródy 18 do anténnej elektródy 33.

Zistí sa, že prenos a odraz ukazujú rôzne závislosti od koncentrácií rôznych zlúčenín telnej tekutiny. Kombinované meranie odrazu a prenosu tak umožňuje ďalšie zjemnenie merania vylúčením vplyvu zlúčenín, ktoré nie sú predmetom záujmu pre veličinu, ktorá sa má merať.

Tretie uskutočnenie obvodu je uvedené na obr.9. Tu je elektródami tvorený kondenzátor C časťou rezonančného ladiaceho obvodu aktívneho oscilátora 40 kmitajúceho s vlastným kmitočtom. Amplitúda A a frekvencia f₀ výstupného signálu oscilátora 40 závisí od kapacity a strat v kondenzátore C. Zodpovedajúci signál sa napája do meracieho obvodu 7, ktorý vyhodnocuje parameter A a f₀. Meranie zodpovedajúcich

parametrov A a f_0 zasa umožňuje citlivé meranie požadovanej koncentrácie použitím kalibračných dát.

Na dosiaľ ukázaných príkladoch bol vynález použitý v zariadení na kvalitatívne alebo kvantitatívne zobrazenie koncentrácie látky (takej ako glukóza) v telnej tekutine. Vynález však môže byť tiež použitý napríklad v zariadeniach, ktorá automaticky poskytujú podanie lieku do tela, tak ako inzulínovou pumpou, kde množstvo a/alebo čas na poskytnutie podania lieku závisí od meranej koncentrácie. Môže sa tiež použiť v akomkoľvek inom zariadení, ktoré vyžaduje meranie koncentrácie látky v telnej tekutine.

Aj keď tu boli ukázané a popísané teraz preferované uskutočnenia vynálezu, má sa rozumieť, že vynález nie je na toto obmedzený, ale že môže byť rôzne inak uskutočnený a používaný v rozsahu nasledujúcich nárokov.

P A T E N T O V É N Á R O K Y

1. Spôsob na určenie koncentrácie látky vzorky in vitro (v skle) alebo in vivo (v živom organizme) obsahujúci telnú tekutinu skladajúcu sa z krokov:
 umiestnenie prvej elektródy (18) uvedenej vzorky, pričom uvedená prvá elektróda je elektricky izolovaná od vzorky,
 priloženie modulovaného elektického napätia na prvú elektródu na vytvorenie modulovaného pola vo vzorke a
 meranie aspoň jedného parametra (A), (f_i) závisiaceho od odozvy vzorky na pole a určenie z nej koncentrácie.
2. Spôsob podľa nároku 1, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že obsahuje krok umiestnenia druhej elektródy (19, 22) na druhú elektródu, pričom modulované elektrické napätie je priložené medzi prvú a druhú elektródu (19, 22).
3. Spôsob podľa nároku 2, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že druhá elektróda (19, 22) je v elektrickom styku s telnou tekutinou vo vzorke.
4. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že ďalej obsahuje krok merania teploty (T) vzorky a teplotu použije na určenie koncentrácie.
5. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že modulované elektrické napätie je sínusové napätie.

6. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že modulované elektrické napätie má frekvenciu medzi 10 MHz a 2 GHz, zvlášť medzi 20 MHz a 70 MHz.

7. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že parameter (A , f_i , f_0), závisí od elektrickej impedancie na prvej elektróde.

8. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že odozva vzorky sa meria meraním signálu odrazeného od prvej elektródy.

9. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že anténna elektróda (33) je umiestnená pri vzorke v blízkosti prvej elektródy (18) a pritom odozva vzorky sa meria meraním signálu preneseného z prvej elektródy (18) do anténnej elektródy (33).

10. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že látka je glukóza.

11. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že vzorkou je živé telo.

12. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že

obsahuje krok použitia kalibračných dát v premene parametrov (A , f_i , f_0) na koncentráciu.

13. Spôsob podľa jedného z predchádzajúcich nárokov, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že prvá elektróda tvorí časť rezonančného obvodu (5), ktorý má rezonančnú frekvenciu (f_0) a pritom rezonančný obvod je prevádzkovaný v podstate pri rezonančnej frekvencii.

14. Spôsob podľa nároku 13, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že rezonančný obvod je aspoň časťou ladiaceho obvodu aktívneho oscilátora (40) a pritom parametrom je amplitúda (A) a/alebo frekvencia (f_0) signálu generovaného uvedeným oscilátorom (40).

15. Spôsob podľa nároku 13, v y z n a č u j ú c i s a t ý m, že modulované napätie je frekvenčne rýchle zmenené od frekvencie ($f_{\min}$) pod rezonančnú frekvenciu (f_0) do frekvencie ($f_{\max}$) nad rezonančnou frekvenciou a zvlášť pritom parametrom je signál odrazený k prvej elektróde (18) alebo prenesený do anténnej elektródy (33) pri rezonančnej frekvencii (f_0).

16. Zariadenie na určenie koncentrácie látky vzorky in vitro (v skle) alebo in vivo (v živom organizme) obsahujúceho telnú tekutinu, zvlášť na uskutočnenie spôsobu jedného z predchádzajúcich nárokov obsahujúcu:

prvú elektródu (18) pokrytú krycou vrstvou (29) izolujúceho materiálu,

zdroj (1) signálu pripojený k prvej elektróde (18), prikládajúcej modulované elektrické napätie na prvú elektródu (18) na vytvorenie elektrického pola vo vzorke,

merací obvod (7) na meranie aspoň jedného parametra závislého od odozvy vzorky na pole a

dátový procesor (8) určujúci z parametra koncentráciu.

17. Zariadenie podľa nároku 16, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že držadlo (31) na pripevnenie prvej elektródy (18) na časť tela s krycou vrstvou (29) privrátenou na telo.

18. Zariadenie podľa jedného z nárokov 16 alebo 17, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že ďalej obsahuje elektricky izolujúcu podložku (17), pričom prvá elektróda (18) je umiestnená na prvej strane (20) podložky (17) medzi podložkou (17) a krycou vrstvou (29).

19. Zariadenie podľa nárok 18, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že ďalej obsahuje druhú elektródu (19, 22) umiestnenú na podložke, pričom zdroj (2) signálu je pripojený na priloženie modulovaného elektrického napätia medzi prvou elektródu (18) a druhú elektródu (19, 22).

20. Zariadenie podľa nárok 19, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že druhá elektróda (19, 22) obsahuje vrstvu spodnej elektródy (22) umiestnenú na druhej strane (21) podložky (17), uvedená vrstva spodnej elektródy (22) má väčšie

rozšírenie ako uvedená vrstva hornej elektródy (18).

21. Zariadenie podľa nárok 19 alebo 20, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že druhá elektróda (19, 22) obsahuje vrstvu hornej elektródy (19) umiestnenú na prvej strane (20) podložky (17), uvedená vrstva hornej elektródy (19) je umiestnená okolo aspoň časti, zvlášť v podstate okolo celej prvej elektródy (18).

22. Zariadenie podľa jedného z nárokov 16 až 21, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že prvá elektróda (18) je predĺžená a má oveľa menšiu šírku ako dĺžku.

23. Zariadenie podľa jedného z nárokov 16 až 22, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že obsahuje prvú dráhu (4) signálu a druhú dráhu (6) signálu medzi zdrojom (1) signálu a meracím obvodom (7), pričom prvá elektróda (18) je umiestnená v prvej ceste (4) signálu a referenčné zariadenie (R3) je umiestnené v druhej ceste (6) signálu a pritom merací obvod (7) je prispôsobený na meranie pomernej amplitúdy (A) a/alebo fázy (fí) signálov z prvej a druhej dráhy.

24. Zariadenie podľa jedného z nárokov 16 až 23, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že prvá elektróda (18) je časťou kondenzátora (C) rezonančného obvodu (5) obsahujúceho kondenzátor (C) a indukčnú cievku (L), ktoré sú pripojené na zdroj (1) signálu.

25. Zariadenie podľa nárok 24, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že kondenzátor (C) a indukčná cievka (L) sú usporiadané v sérii.

26. Zariadenie podľa jedného z nárokov 24 alebo 25, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že merací obvod (7) je prispôsobený na meranie napätia na rezonančnom obvode (5).

27. Zariadenie podľa jedného z nárokov 24 až 26, v y z n a č u j ú c e s a t ý m, že ďalej obsahuje anténnu elektródu (33) umiestnenú v blízkosti prvej elektródy (18), pričom merací obvod (7) je prispôsobený na meranie signálu prenášaného z prvej elektródy (18) do anténnej elektrody (33).

28. Zariadenie na určenie koncentrácie látky v telnej tekutine ľudského tela zvlášť podľa jedného z nárokov 15 až obsahujúce:

predĺženú prvú elektródu (18), ktorá má oveľa menšiu šírku ako dĺžku,

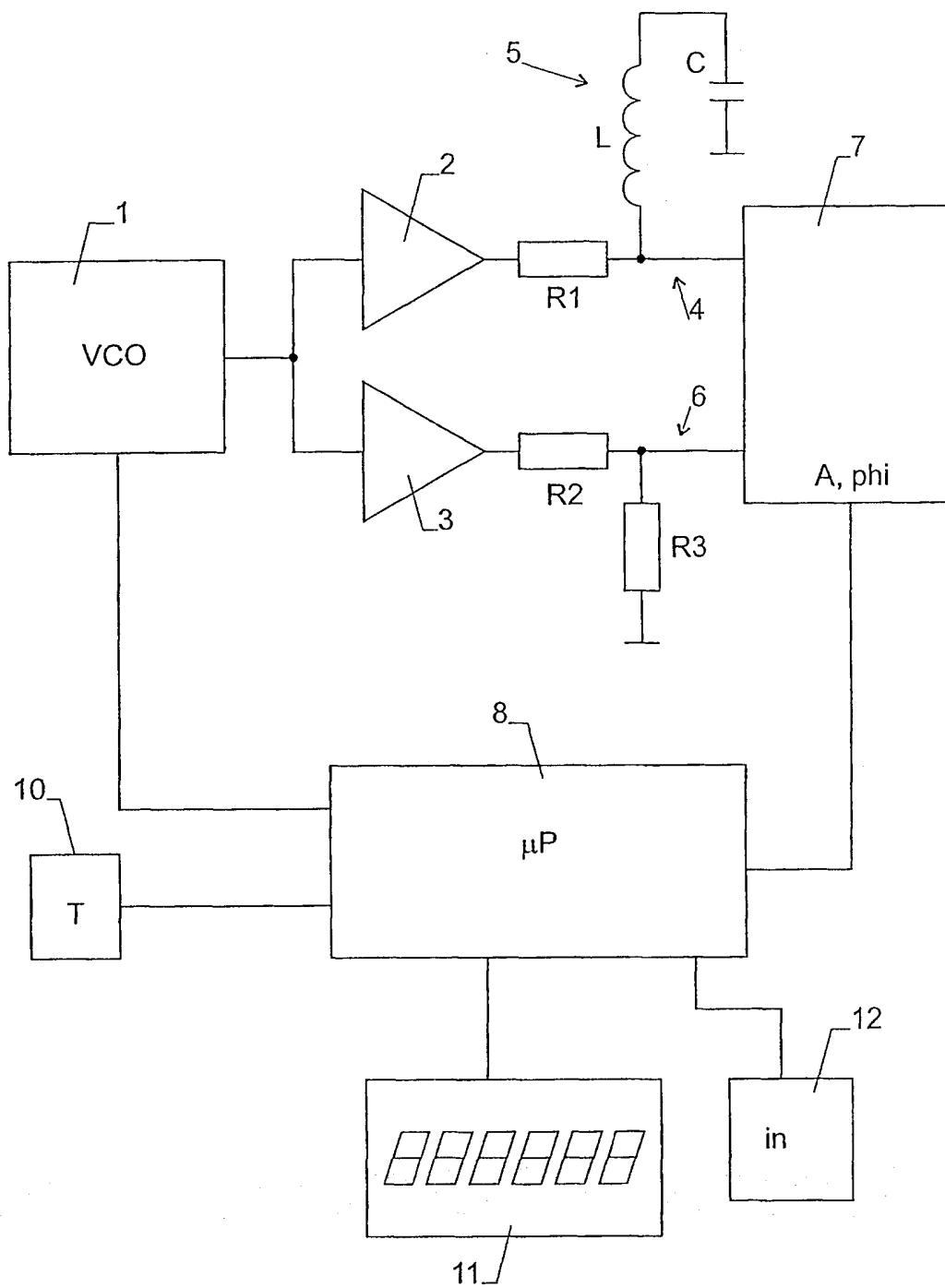
držadlo (31) na pripevnenie prvej elektródy (18) na rameno alebo nohu tela s pozdĺžnou osou prvej elektródy v podstate rovnobežnou s ramenom alebo nohou,

zdroj signálu pripojený na prvú elektródu, prikládajúci modulované elektrické napätie na prvú elektródu (18) na vytvorenie modulovaného pola vo vzorke,

merací obvod (7) na meranie aspoň jedného parametra (A , f_i , f_0) závislého od odozvy vzorky od pola a

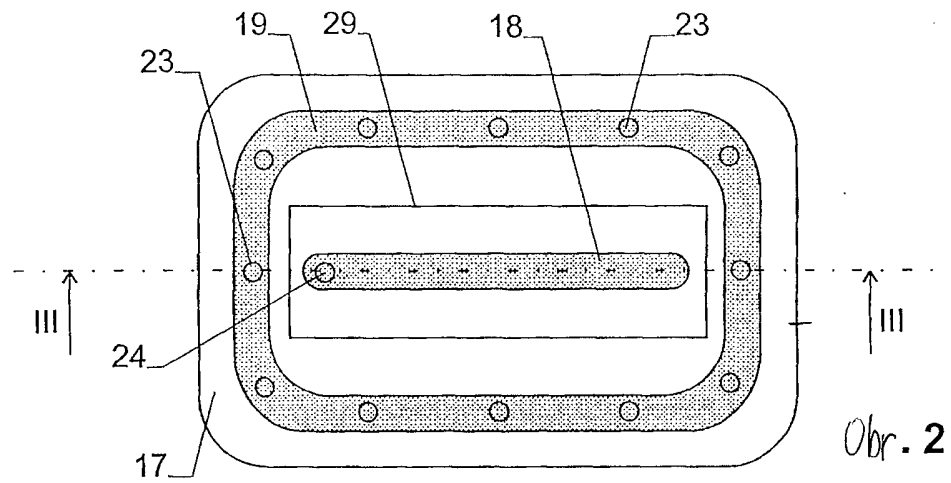
dátový procesor určujúci z parametra
koncetráciu.

1/4

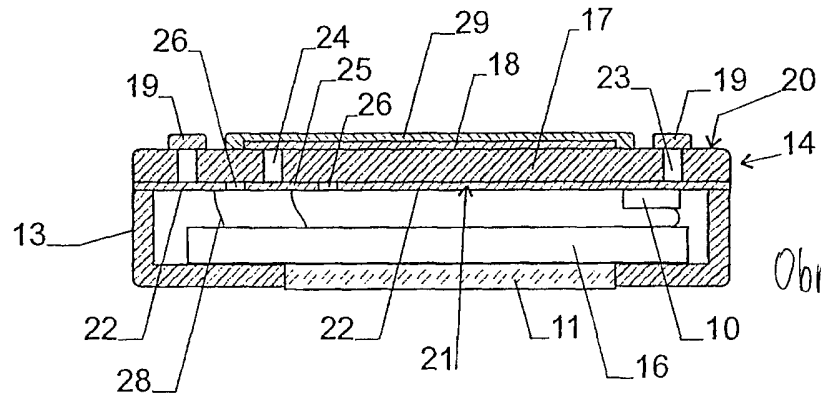


Übr. 1

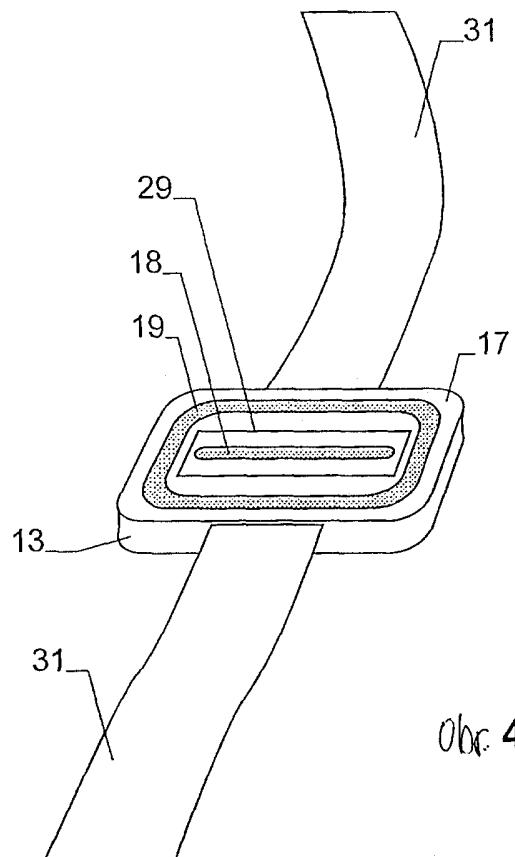
2/4



Obr. 2

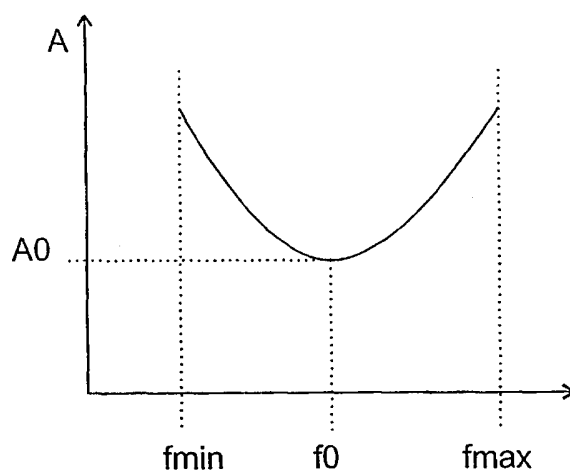


Obr. 3

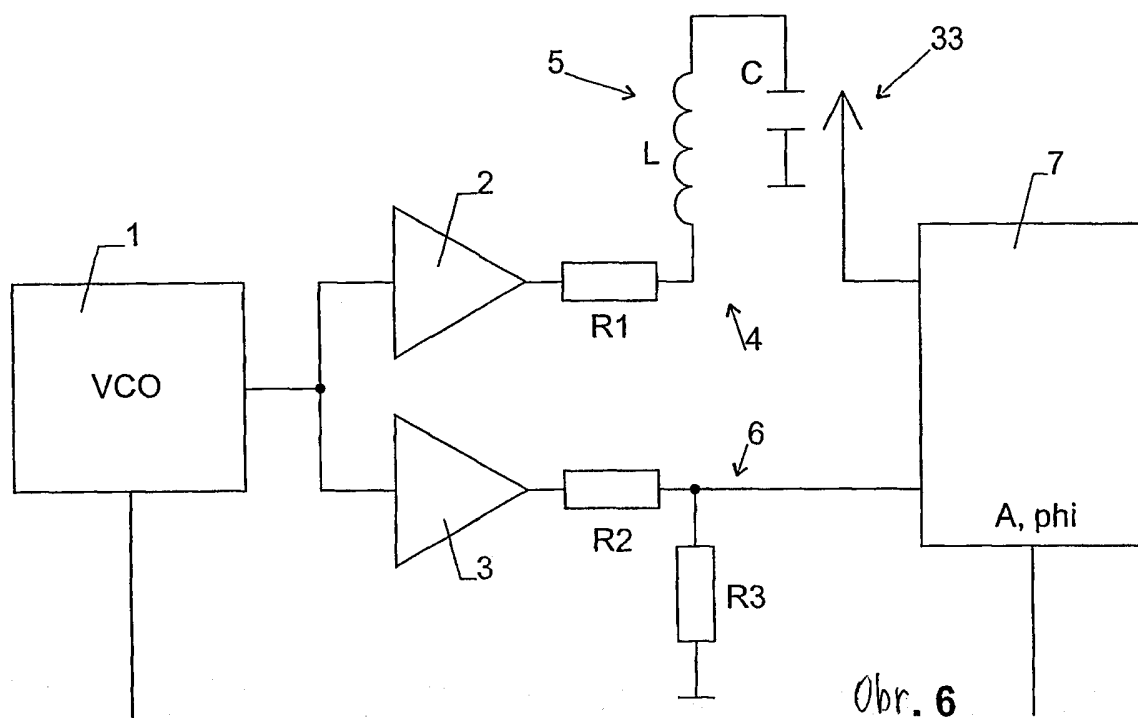


Obr. 4

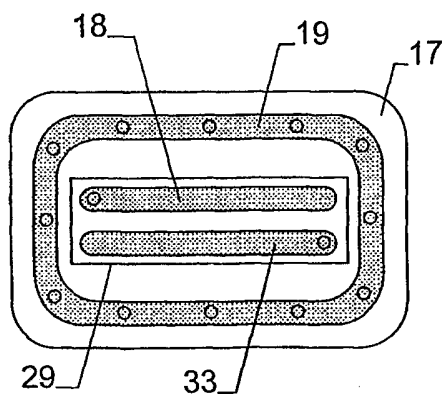
3/4



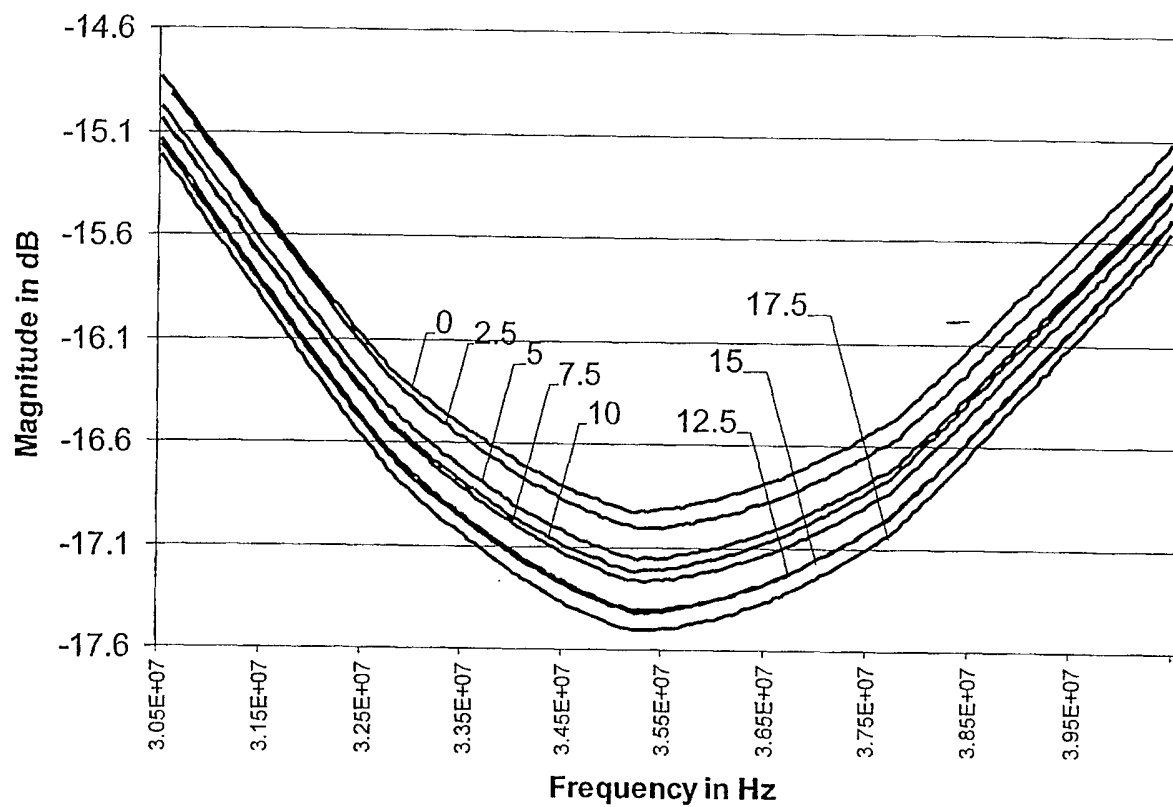
Obr. 5



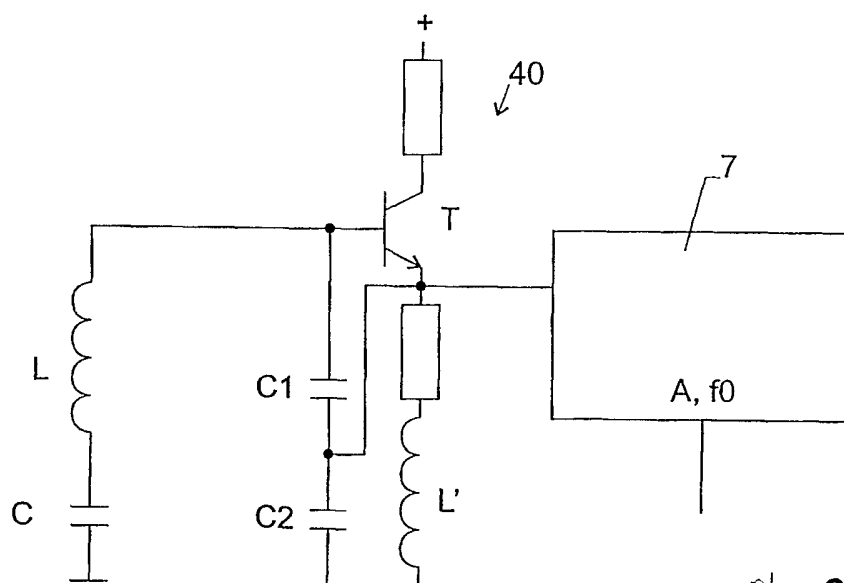
Obr. 6



Obr. 7



Obr. 8



Obr. 9