

PŘIHLÁŠKA VYNÁLEZU

zveřejněná podle § 31 zákona č. 527/1990 Sb.

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(22) Přihlášeno: **06.03.2001**
(32) Datum podání prioritní přihlášky: **06.03.2001**
(31) Číslo prioritní přihlášky: **2001IB/0100334**
(33) Země priority: **WO**
(40) Datum zveřejnění přihlášky vynálezu:
(Věstník č: 4/2004)
(86) PCT číslo: **PCT/IB2001/000334**
(87) PCT číslo zveřejnění: **WO 2002/069791**

(21) Číslo dokumentu:

2003-2650

(13) Druh dokumentu: **A3**

(51) Int. Cl. :
A 61 B 5/00

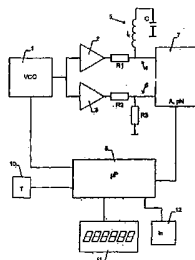
(71) Přihlašovatel:
PENDRAGON MEDICAL LTD., Zürich, CH

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

(74) Zástupce:
Matějka Jan JUDr., Národní 32, Praha, 11000

(54) Název přihlášky vynálezu:
**Způsob a zařízení k určení koncentrace látky v
tělní tekutině**

(57) Anotace:
K měření koncentrace látky v tělní tekutině, takové jako je hladina glukózy v krvi nebo tkáni, je u vzorku umístěna pásková elektroda (18) a prstencová elektroda (19). Prstencová elektroda (19) je v přímém elektrickém styku se vzorkem, zatímco pásková elektroda (18) je od něj izolována. Pásková elektroda (18) je k získání velké interakční délky umístěna rovnoběžně s paží nebo nohou. Elektrody (18, 19) tvoří kondenzátor v rezonančním obvodu. Modulované napětí v rozsahu MHz blízké nebo rovné rezonanční frekvenci se přiloží na elektrody (18, 19) a měří se odezva tělní tekutiny.



CZ 2003 - 2650 A3

01-2011-03-Ma

Způsob a zařízení k určení koncentrace látky v tělní tekutině

Oblast techniky

Vynález se týká způsobu a zařízení k určení koncentrace látky vzorku in vitro (ve skle) nebo in vivo (v živém organismu) obsahujícím tělní tekutinu podle preambule nezávislých nároků.

Dosavadní stav techniky

Je známa spektroskopie rádiových vln k poskytnutí slibné možnosti k určení koncentrace glukózy nebo jiných látek v tělní tekutině in vitro (ve skle) nebo in vivo (v živém organismu). Podstatný zájem o tuto techniku je zvláště k určení koncentrace glukózy v krvi a/nebo v tekutině uvnitř buněk nebo vně buněk. Zařízení k měření hladiny glukózy v krvi je vysvětleno v US 5 792 668, ve kterém jsou dvě elektrody uvedeny do přímého styku s lidským tělem a mezi nimi se měří impedance.

Bez ohledu na její možnost není tato technika dosud použita v komerčních zařízeních, což je přisuzováno omezené přesnosti nyní známých řešení.

Podstata vynálezu

Cílem vynálezu je tudíž poskytnout způsob a zařízení, které umožní zvětšit spolehlivost tohoto typu měření.

Tohoto cíle se dosáhne nezávislými nároky.

V prvním pojetí vynálezu je první elektroda elektricky izolována od vzorku. Měřený parametr tudíž nezávisí na povrchových podmínkách vzorku. Signál je se vzorkem vázán spíše kapacitně a měřený parametr proto závisí především na podmínkách uvnitř vzorku. Tímto způsobem měřený parametr se může přeměnit na požadovanou koncentraci, např. použitím kalibračních dat.

Přednostně jsou poskytnuty alespoň dvě elektrody, přičemž modulované napětí se přiloží mezi ně. Použitím dvou elektrod se může vytvořit definované pole uvnitř vzorku. Pro nejlepší signály bylo zjištěno, že je výhodné umístit druhou elektrodu do elektrického styku se vzorkem.

Měřený parametr přednostně závisí na elektrické impedanci na elektrodě (elektrodách). Bylo zjištěno, že koncentrace různých látek, zvláště glukózy, ovlivňuje reálnou nebo imaginární část této impedance, protože mění ztráty a/nebo dielektrickou konstantu tělní tekutiny.

Elektroda výhodně tvoří část rezonančního obvodu, který pracuje při rezonanční frekvenci nebo v její blízkosti. Za těchto podmínek změna dielektrických nebo ztrátových vlastností vzorku vede k podstatným

posunům parametrů rezonančního obvodu a mohou se proto měřit s vysokou citlivostí.

Další pojetí vynálezu je zaměřeno na zařízení zvláště vhodné k měření in vivo lidského těla. Toto zařízení obsahuje prodlouženou elektrodu, která má mnohem menší šířku než délku. Je poskytnut držák k upevnění elektrody na paži nebo nohu s podélnou osou elektrody, která je s nimi rovnoběžná. Tímto způsobem se vytvoří velký interaktivní prostor, který umožní měřit požadovanou koncentraci s vyšší úrovní přesnosti.

Způsob a zařízení tohoto vynálezu bylo nalezeno jako obzvlášť vhodné k měření koncentrace glukózy v tělní tekutině.

Přehled obrázků na výkresech

Vynález bude lépe pochopen a cíle jiné než cíle uvedené výše budou zřejmé, když se bude uvažovat jejich následující podrobný popis. Takový popis se odvolává na připojené obrázky, ve kterých:

Obr. 1 je blokové schéma preferovaného zařízení k realizaci vynálezu,

obr. 2 je pohled na možné provedení zařízení,

obr. 3 je řez podél přímky III-III zařízení na obr. 2,

obr. 4 je zařízení z obr. 3 s manžetou,

obr. 5 uvádí chování poměrné amplitudy A v závislosti na frekvenci,

obr. 6 je druhé provedení obvodu,

obr. 7 je alternativní geometrie elektrod,

obr. 8 uvádí měření při různých koncentracích glukózy (mmol/litr) ve fyziologickém roztoku a

obr. 9 je třetí provedení obvodu.

Příklady provedení vynálezu

Obr. 1 uvádí blokové schéma preferovaného zařízení k realizaci vynálezu. Obsahuje napěťově řízený oscilátor 1 (VCO – voltage controlled oscillator) jako zdroj signálu ke generování sinusového signálu. Tento signál se napájí do dvou zesilovačů 2, 3. Výstup prvního zesilovače 2 je připojen přes odpor R1 na první cestu 4 signálu. Rezonanční obvod 5, obsahující indukční cívku L a kondenzátor C v sérii, je připojen mezi první cestu 4 signálu a zem. Výstup druhého zesilovače 3 je připojen přes odpor R2 na druhou cestu 6 signálu. Druhá cesta 6 signálu je v podstatě identická s první cestou 4 signálu, obsahuje ale odpor R3 jako referenční zatížení místo rezonančního obvodu 5.

Obě cesty 4, 6 signálu jsou napájeny do měřicího obvodu 7, který určí poměrnou amplitudu A obou signálů a podle volby také jejich vzájemné fázové posunutí f_f. Poměrná amplituda A může být např. amplituda první cesty 4 signálu v jednotkách amplitudy druhé cesty 6 signálu (přičemž amplitudy jsou maximální hodnoty sinusových vln).

Výstupní signál měřicího obvodu 7 je napájen do mikroprocesoru 8, který také řídí provoz napěťově řízeného oscilátoru 1 (VCO).

Na obr. 1 je možné vidět, že zařízení v tomto provedení dále obsahuje senzor 10 teploty, displej 11 a vstupní zařízení 12 se řízeními provozovatelnými uživatelem, z nich všechny jsou řízeny mikroprocesorem 8.

Indukční cívka L zařízení na obr. 1 může být vytvořena cívkou a/nebo přívody a elektrodami kondenzátoru C. Její hodnoty jsou obecně známé s rozumnou přesností.

Kondenzátor C zařízení na obr. 1 se použije jako anténa ke zkoušení vzorku. K tomu účelu je vytvořen elektrodami, které jsou umístěny blízko vzorku. Geometrie elektrod se vybere tak, že jimi vytvořené elektrické pole se rozšíří do vzorku a tělní tekutiny, které se mají měřit. Vhodné geometrie jsou diskutovány níže. Jak bylo zmíněno výše, alespoň jedna z elektrod kondenzátoru je elektricky izolována tak, že kondenzátor C je především kapacitní zatížení, jehož kapacita a ztráty závisí na elektrických vlastnostech (tj. na odezvě) vzorku při frekvenci napětově řízeného oscilátoru 1 (VCO).

K měření koncentrace látky v tělní tekutině vzorku může mikroprocesor 8 např. zahájit měřicí cyklus obsahující rychlou změnu frekvence napětově řízeného oscilátoru 1 (VCO). Rychlá změna by měla začít při frekvenci f_{min} pod očekávanou rezonanční frekvencí f₀ rezonančního obvodu 5 a má se rozšířit na frekvenci f_{max} nad rezonanční frekvencí f₀. Během této rychlé změny se elektrické vlastnosti dráhy 4 signálu budou podstatně měnit, zatímco elektrické vlastnosti dráhy 6 signálu se budou měnit jen nepatrně. Amplituda A určená měřením obvodu proto klesne na minimum amplitudy A₀ při frekvenci f₀, jak je to uvedeno na obr. 5. Ve stejné době fázové posunutí f_i prochází nulou.

Může se ukázat, že závislost minima amplitudy A_0 na dielektrické konstantě $\epsilon(f)$ a zvláště na ztrátách nebo měrné vodivosti $\rho(f)$ tekutiny ve vzorku je silnější než při frekvencích mimo rezonanci, což umožňuje citlivé měření odezvy tekutiny na elektrické pole.

Toto je uvedeno na obr. 8, který představuje měření typu uvedeného na obr. 5 při koncentraci glukózy mezi 0 a 17,5 mmol/l. Svislá osa představuje v dB poměr signálů z první cesty 4 signálu a signálu z druhé cesty 6 signálu. Rezonanční frekvence je asi při 35,5 MHz.

Nyní se uvažuje, že měrná impedance tělní tekutiny, tj. měrná vodivost $\rho(f)$ a dielektrická konstanta $\epsilon(f)$ ve frekvenčním rozsahu mezi 10 MHz a 2000 MHz a zvláště mezi 20 MHz a 70 MHz jsou funkcí vlastností a koncentrace slaných (iontových) složek lidského těla. Tyto slané složky zahrnují především rozpuštěný sodík, draslík, vápník a jiné minoritní ionty a jejich opačně nabitě ionty, základní opačně nabitý iont je chlorid. Jiné neiontové rozpuštěné látky, zvláště látky, které mají podobný rozsah velikosti jako iontové sloučeniny mohou mít vliv na vzorek impedance slaných složek tělní tekutiny za předpokladu, že se tyto látky vyskytují v dostatečné koncentraci. Zvláště glukóza má podobný rozsah velikosti a je přítomna v koncentracích dávajících stoupnutí na dobře zjištěnou změnu amplitudy A_0 při rezonanční frekvenci.

V jednoduchém provedení se k určení koncentrace měří jen amplituda A_0 jako parametr. Vhodná kalibrační data uložená v mikroprocesoru 8 se použijí k přeměně amplitudy A_0 na požadovanou hladinu koncentrace.

Účinky využívané k měření jsou závislé na teplotě. K dosažení vysoké přesnosti v širokém rozsahu teplot je senzor 10 teploty uveden do tepelného styku se vzorkem, který se má měřit. Signály ze senzoru 10 teploty se použijí ke korekci získaného výsledku zase použitím kalibračních dat získaných z kalibračních měření.

Správný návrh elektrod kondenzátoru C umožňuje optimalizovat přesnost a citlivost tohoto zařízení v dané aplikaci. Preferovaná geometrie zařízení k měření in-vivo v živém těle je uvedena na obr. 2 a obr. 3.

Toto zařízení obsahuje pouzdro 13, uzavřené na jedné straně deskou 14 elektrod. Display 11 je umístěn na opačné straně desky 14 elektrod. Elektronický obvod 16 je umístěn mezi deskou 14 elektrod a displejem 11.

Deska 14 elektrod obsahuje elektricky izolující podložku 17 s páskovou elektrodou 18 a horní nebo prstencovou elektrodou 19 umístěnou na vnější straně 20 izolující podložky. Vnitřní strana 21 izolující podložky 17 je pokryta spodní elektrodou 22. Množství průchozích kontaktů 23 je poskytnuto ke spojení prstencové elektrody 19 se spodní elektrodou 22. Další průchozí kontakt 24 spojuje jeden konec páskové elektrody 18 s malou spojovací destičkou 25 umístěnou v otevření 26 spodní elektrody 22 na vnitřní straně 21.

Senzor 10 teploty je namontován na spodní elektrodu 22. Velký počet průchozích kontaktů 23 zajišťuje, že spodní elektroda 22 sleduje teplotu prstencové elektrody 18 a proto blíže sleduje teplotu vzorku.

Typický rozměr desky 14 elektrod je 32 mm x 21 mm. Spodní elektroda 22 kryje celou vnitřní stranu 21 kromě malého otevření 26 a je proto mnohem větší než pásková elektroda 18.

Vývody 28 jsou poskytnuty ke spojení spodní elektrody 22, spojovací destičky 25 a senzoru 10 teploty s elektrickým obvodem 16.

Zatímco spodní elektroda 22 a prstencová elektroda 19 jsou připojeny na zem, pásková elektroda 18 je připojena k indukční cívce L rezonančního obvodu 5. Proto je kondenzátor C vytvořen mezi páskovou elektrodou 18 jako první elektrodou a prstencovou elektrodou 19 a spodní elektrodou 22 jako druhou elektrodou. Jinými slovy druhá elektroda se skládá ze dvou elektrodových vrstev: horní elektrodové vrstvy tvořené prstencovou elektrodou 19 a spodní elektrodové vrstvy tvořené spodní elektrodou 22.

Elektricky izolující krycí vrstva 29 úplně pokrývá páskovou elektrodu 18, ale nepokrývá prstencovou elektrodu 19. Jinými slovy pásková elektroda 18 je umístěna mezi podložkou 17 a krycí vrstvou 29. Krycí vrstva 29 je přednostně tvrdý, pro vlhkost a sůl nepropustný materiál, takový jako je sklo, keramika, polykarbonát nebo uhlík podobný diamantu (DLC – diamond-like carbon) tloušťky přednostně mezi 50 μm a 100 μm .

Jak je možno vidět na obr. 4 je k pouzdru 13 připojen držák nebo manžeta 31 k připevnění zařízení k paži nebo noze lidského těla s krycí vrstvou 29 přivrácenou k tělu a s podélnou osou páskové elektrody 18 rovnoběžnou s paží nebo nohou. Tímto způsobem prstencová elektroda

19 přijde do styku s kůží uživatele a nastaví stejný referenční potenciál k zemi. Elektrické pole vytvořené páskovou elektrodou 18 se rozšíří do tkáně těla. Protože pásková elektroda 18 je prodloužená a má mnohem menší šířku než je její délka a protože se rozprostírá podél paže nebo nohy, zasáhne pole relativně velkou oblast těla. Toto umožňuje získat citlivější a přesnější měření.

Jak je popsáno výše, bylo nalezeno, že čistě sinusové napětí stačí k získání přesných měření. Mohou však být použity také jiné typy modulovaných napětí, takové jako jsou obdélníková napětí nebo pulzy. V tomto případě je měřicí obvod 7 přednostně opatřen vhodnými filtry k selektivnímu vzorkování jedné nebo více frekvenčních složek. Alespoň jedna měřená frekvenční složka je přednostně blízká rezonančnímu kmitočtu rezonančního obvodu 5 k využití vysoké citlivosti obvodu na vlastnosti vzorku při této frekvenci.

Geometrie elektrod se může k přizpůsobení pro danou aplikaci měnit. Zatímco návrh na obr. 2 je optimalizován pro měření na paži nebo noze, prstencový návrh může být použit k měření na ploché části těla nebo na vzorku in vitro.

Prstencová elektroda 19 nemusí nutně tvořit uzavřený prstenec pokud je poskytnuto dostatečné zemnění části těla, která se má měřit. Může mít také např. tvar U nebo se může skládat ze dvou pásků vzájemně rovnoběžných a podélně uzavírajících páskovou elektrodu 18. Prstencová elektroda 19 může být také úplně vynechána nebo může být pokryta krycí vrstvou 29 zvláště k měření in vitro, kde šum je nízký.

Část dalšího provedení obvodu je uvedena na obr. 6. Zde není použito přímého spojení mezi rezonančním obvodem 5 a měřicím obvodem 7. Anténní elektroda 33 je spíše umístěna v blízkosti elektrod kondenzátoru C a měřicí obvod 7 měří signál vrácený anténní elektrodou 33.

Možné uspořádání elektrod je uvedeno na obr. 7. Jak je možno vidět má anténní elektroda 33 tvar pásku a je umístěna rovnoběžně s páskovou elektrodou 18. Jak anténní elektroda 33, tak pásková elektroda 18 jsou pokryty krycí vrstvou 29 a proto jsou od vzorku elektricky izolovány.

Napětově řízený oscilátor 1 (VCO) způsobí na zařízení z obr. 6 a obr. 7 zase rychlou změnu mezi frekvencí f_{min} pod rezonanční frekvencí f₀ rezonančního obvodu 5 a frekvencí f_{max} nad ní. Ve srovnání s obr. 5 měřicí obvod 7 nyní zjišťuje maximum amplitudy A₀ při f₀, přičemž hodnota A₀ závisí na odezvě, tj. elektrických vlastnostech vzorku při rezonanční frekvenci f₀. Parametr A₀ může nyní být zase zpracován použitím kalibračních dat jak to bylo popsáno výše.

Srovnání zařízení na obr. 1 a obr. 2 se zařízením na obr. 6 a obr. 7 ukazuje, že první provedení měří odezvu vzorku ze signálu odraženého do páskové elektrody 18. Druhé provedení měří odezvu vzorku ze signálu přeneseného z páskové elektrody 18 do anténní elektrody 33.

Zjistí se, že přenos a odraz ukazují různé závislosti na koncentracích rozličných sloučenin tělní tekutiny. Kombinované měření odrazu a přenosu tak umožňuje další zjemnění měření vyloučením vlivu sloučenin, které nejsou předmětem zájmu pro veličinu, která se má měřit.

Třetí provedení obvodu je uvedeno na obr. 9. Zde je elektrodami tvořený kondenzátor C částí rezonančního ladicího obvodu aktivního oscilátoru 40 kmitajícího s vlastním kmitočtem. Amplituda A a frekvence f₀ výstupního signálu oscilátoru 40 závisí na kapacitě a ztrátách v kondenzátoru C. Odpovídající signál se napájí do měřicího obvodu 7, který vyhodnocuje parametr A a f₀. Měření odpovídajících parametrů A a f₀ zase umožňuje citlivé měření požadované koncentrace použitím kalibračních dat.

V dosud ukázaných příkladech byl vynález použit v zařízení ke kvalitativnímu nebo kvantitativnímu zobrazení koncentrace látky (takové jako glukóza) v tělní tekutině. Vynález však může být také použit např. v zařízeních, která automaticky poskytují podání léku do těla, tak jako inzulínovou pumpou, kde množství a/nebo čas k poskytnutí podání léku závisí na měřené koncentraci. Může se také použít v jakémkoli jiném zařízení, které vyžaduje měření koncentrace látky v tělní tekutině.

I když zde byla ukázána a popsána nyní preferovaná provedení vynálezu, má se jasně rozumět, že vynález není na toto omezen, ale že může být rozmanitě jinak proveden a používán v rozsahu následujících nároků.

P A T E N T O V É N Á R O K Y

1. Způsob k určení koncentrace látky vzorku in vitro (ve skle) nebo in vivo (v živém organismu) obsahující tělní tekutinu skládající se z kroků:

umístění první elektrody (18) u řečeného vzorku, přičemž řečená první elektroda je elektricky izolována od vzorku,

přiložení modulovaného elektrického napětí na první elektrodu k vytvoření modulovaného pole ve vzorku a

měření alespoň jednoho parametru (A), (fí) závisícího na odezvě vzorku na pole a určení z něj koncentrace.

2. Způsob podle nároku 1 **vyznačující se tím**, že obsahuje krok umístění druhé elektrody (19), (22) u řečeného vzorku, přičemž modulované elektrické napětí je přiloženo mezi první a druhou elektrodu (19), (22).

3. Způsob podle nároku 2 **vyznačující se tím**, že druhá elektroda (19), (22) je v elektrickém styku s tělní tekutinou ve vzorku.

4. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že dále obsahuje krok měření teploty (T) vzorku a teplotu použije k určení koncentrace.

5. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že modulované elektrické napětí je sinusové napětí.

6. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že modulované elektrické napětí má frekvenci mezi 10 MHz a 2 GHz, zvláště mezi 20 MHz a 70 MHz.

7. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že parametr (A), (f_i), (f₀) závisí na elektrické impedanci na první elektrodě.

8. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že odezva vzorku se měří měřením signálu odraženého od první elektrody.

9. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že anténní elektroda (33) je umístěna u vzorku v blízkosti první elektrody (18) a přitom odezva vzorku se měří měřením signálu přeneseného z první elektrody (18) do anténní elektrody (33) .

10. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že látka je glukóza.

11. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že vzorkem je živé tělo.

12. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že obsahuje krok použití kalibračních dat v přeměně parametrů (A), (f_i), (f₀) na koncentraci.

13. Způsob podle jednoho z předchozích nároků **vyznačující se tím**, že první elektroda tvoří část rezonančního obvodu (5), který má rezonanční frekvenci (f_0) a přitom rezonanční obvod je provozován v podstatě při rezonanční frekvenci.

14. Způsob podle nároku 13 **vyznačující se tím**, že rezonanční obvod je alespoň částí ladicího obvodu aktivního oscilátoru (40) a přitom parametrem je amplituda (A) a/nebo frekvence (f_0) signálu generovaného řečeným oscilátorem (40).

15. Způsob podle nároku 13 **vyznačující se tím**, že modulované napětí je frekvenčně rychle změněno od frekvence ($f_{\min}$) pod rezonanční frekvencí (f_0) do frekvence ($f_{\max}$) nad rezonanční frekvencí a zvláště přitom parametrem je signál odražený k první elektrodě (18) nebo přenesený do anténní elektrody (33) při rezonanční frekvenci (f_0).

16. Zařízení k určení koncentrace látky vzorku in vitro (ve skle) nebo in vivo (v živém organismu) obsahujícího tělní tekutinu, zvláště k provedení způsobu jednoho z předchozích nároků obsahující:

první elektrodu (18) pokrytou krycí vrstvou (29) izolujícího materiálu,

zdroj (1) signálu připojený k první elektrodě (18), přikládající modulované elektrické napětí na první elektrodu (18) k vytvoření elektrického pole ve vzorku,

měřicí obvod (7) k měření alespoň jednoho parametru závislého na odezvě vzorku na pole a

datový procesor (8) určující z parametru koncentraci.

17. Zařízení podle nároku 16 **vyznačující se tím**, že obsahuje držák (31) k upevnění první elektrody (18) k části těla s krycí vrstvou (29) přivrácenou k tělu.

18. Zařízení podle jednoho z nároků 16 nebo 17 **vyznačující se tím**, že dále obsahuje elektricky izolující podložku (17), přičemž první elektroda (18) je umístěna na první straně (20) podložky (17) mezi podložkou (17) a krycí vrstvou (29).

19. Zařízení podle nároku 18 **vyznačující se tím**, že dále obsahuje druhou elektrodu (19), (22) umístěnou na podložce, přičemž zdroj (2) signálu je připojen k přiložení modulovaného elektrického napětí mezi první elektrodu (18) a druhou elektrodu (19), (22).

20. Zařízení podle nároku 19 **vyznačující se tím**, že druhá elektroda (19), (22) obsahuje vrstvu spodní elektrody (22) umístěnou na druhé straně (21) podložky (17), řečená vrstva spodní elektrody (22) má větší rozšíření než řečená vrstva horní elektrody (18).

21. Zařízení podle nároku 19 nebo 20 **vyznačující se tím**, že druhá elektroda (19), (22) obsahuje vrstvu horní elektrody (19) umístěnou na první straně (20) podložky (17), řečená vrstva horní elektrody (19) je umístěna kolem alespoň části, zvláště v podstatě kolem celé první elektrody (18).

22. Zařízení podle jednoho z nároků 16 až 21 **vyznačující se tím**, že první elektroda (18) je prodloužená a má mnohem menší šířku než délku.

23. Zařízení podle jednoho z nároků 16 až 22 **vyznačující se tím**, že obsahuje první dráhu (4) signálu a druhou dráhu (6) signálu mezi zdrojem (1) signálu a měřicím obvodem (7), přičemž první elektroda (18) je umístěna v první cestě (4) signálu a referenční zatížení (R3) je umístěno v druhé cestě (6) signálu a přitom měřicí obvod (7) je přizpůsoben k měření poměrné amplitudy (A) a/nebo fáze (fi) signálů z první a druhé dráhy.

24. Zařízení podle jednoho z nároků 16 až 23 **vyznačující se tím**, že první elektroda (18) je částí kondenzátoru (C) rezonančního obvodu (5) obsahujícího kondenzátor (C) a indukční cívku (L), které jsou připojeny na zdroj (1) signálu.

25. Zařízení podle nároku 24 **vyznačující se tím**, že kondenzátor (C) a indukční cívka (L) jsou uspořádány v sérii.

26. Zařízení podle jednoho z nároků 24 nebo 25 **vyznačující se tím**, že měřicí obvod (7) je přizpůsoben k měření napětí na rezonančním obvodu (5).

27. Zařízení podle jednoho z nároků 24 až 26 **vyznačující se tím**, že dále obsahuje anténní elektrodu (33) umístěnou v blízkosti první elektrody (18), přičemž měřicí obvod (7) je přizpůsoben k měření signálu přenášeného z první elektrody (18) do anténní elektrody (33).

28. Zařízení k určení koncentrace látky v tělní tekutině lidského těla zvláště podle jednoho z nároků 15 až 26 obsahující:

prodlouženou první elektrodu (18), která má mnohem menší šířku než délku,

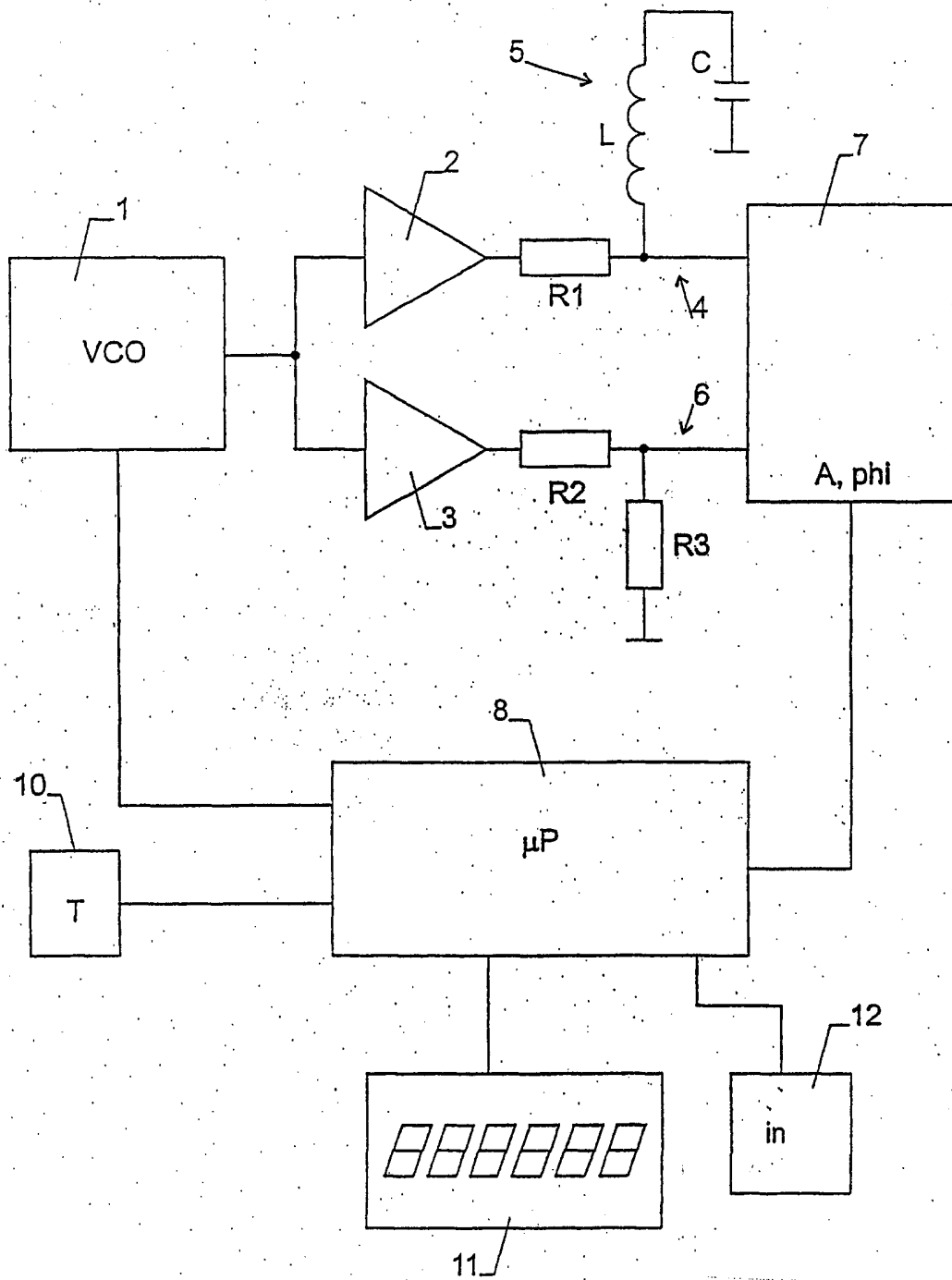
držák (31) k upevnění první elektrody (18) k paži nebo noze těla s podélnou osou první elektrody v podstatě rovnoběžnou s paží nebo nohou,

zdroj signálu připojený k první elektrodě, přikládající modulované elektrické napětí na první elektrodu (18) k vytvoření modulovaného pole ve vzorku,

měřicí obvod (7) k měření alespoň jednoho parametru (A), (f_i), (f_0) závislého na odezvě vzorku na pole a

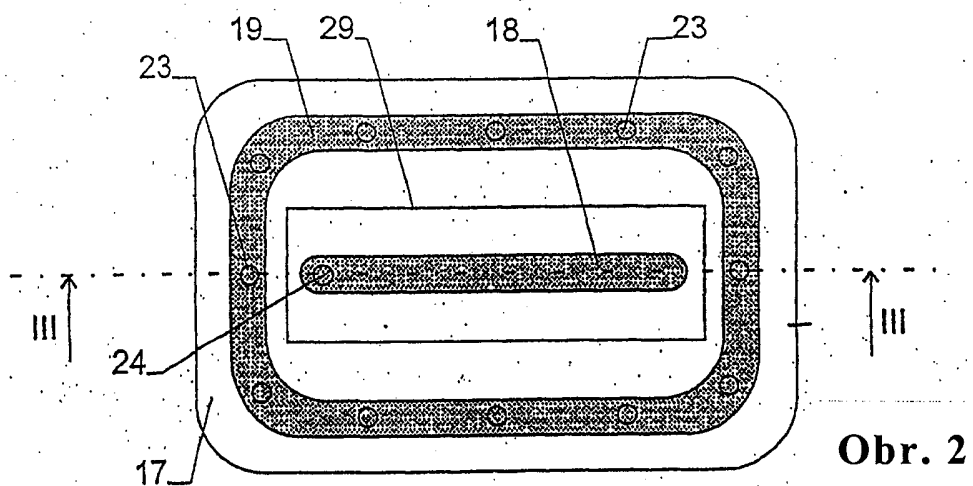
datový procesor určující z parametru koncentraci.

1/4

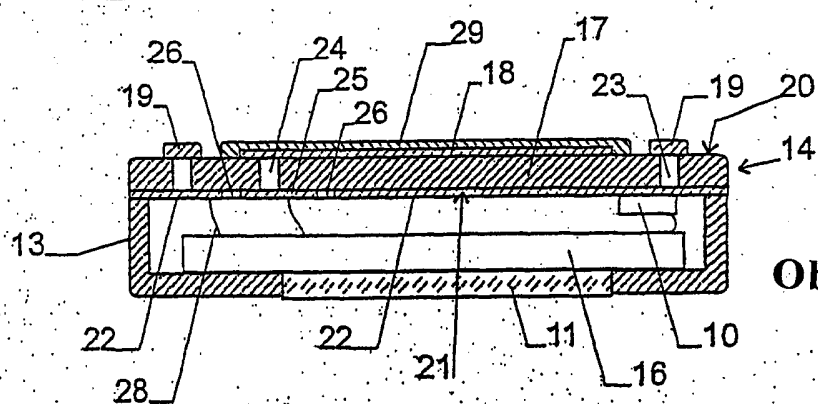


Obr. 1

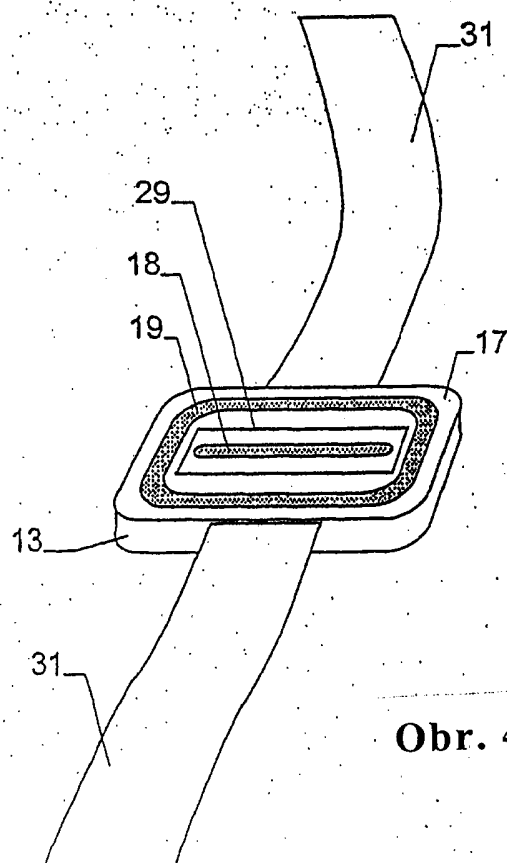
2/4



Obr. 2

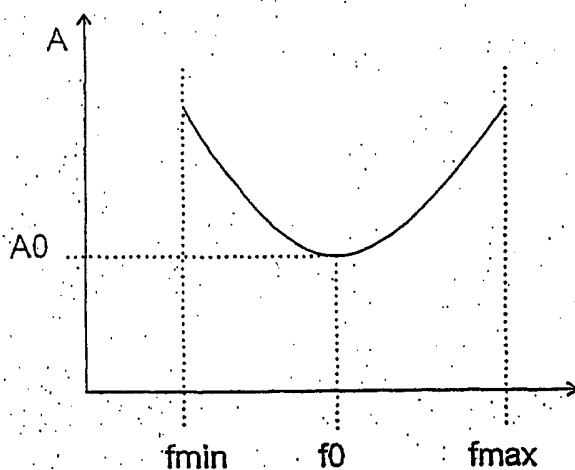


Obr. 3

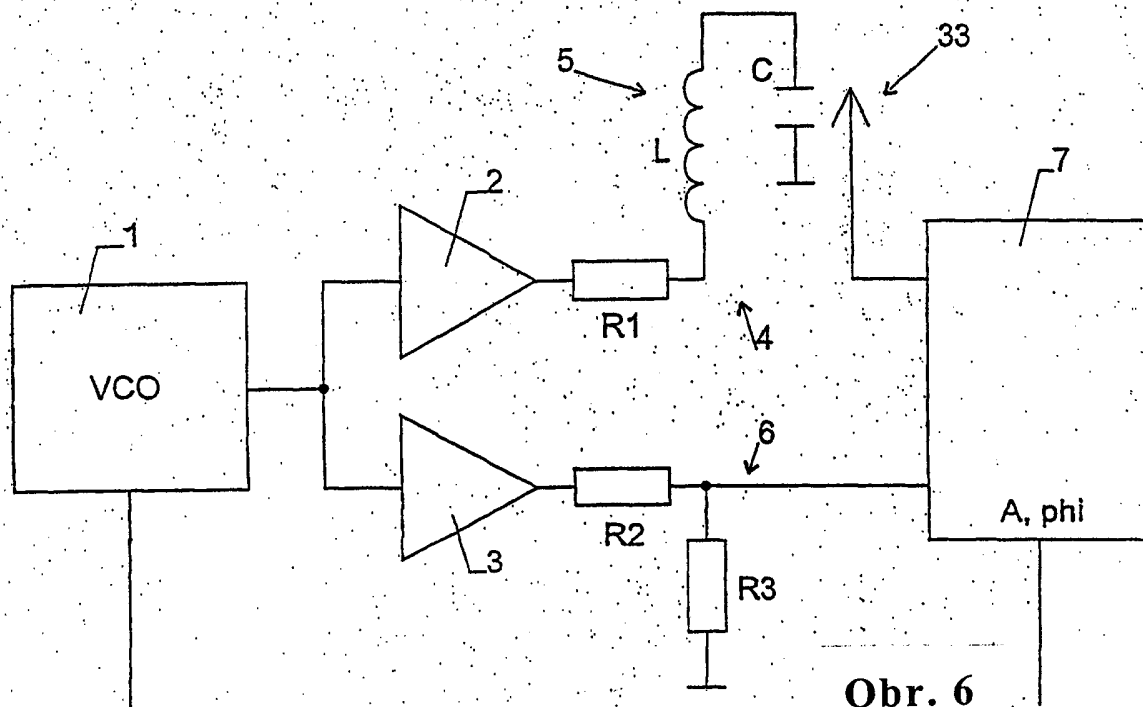


Obr. 4

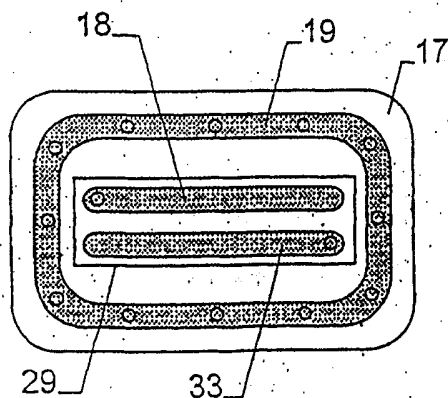
3/4



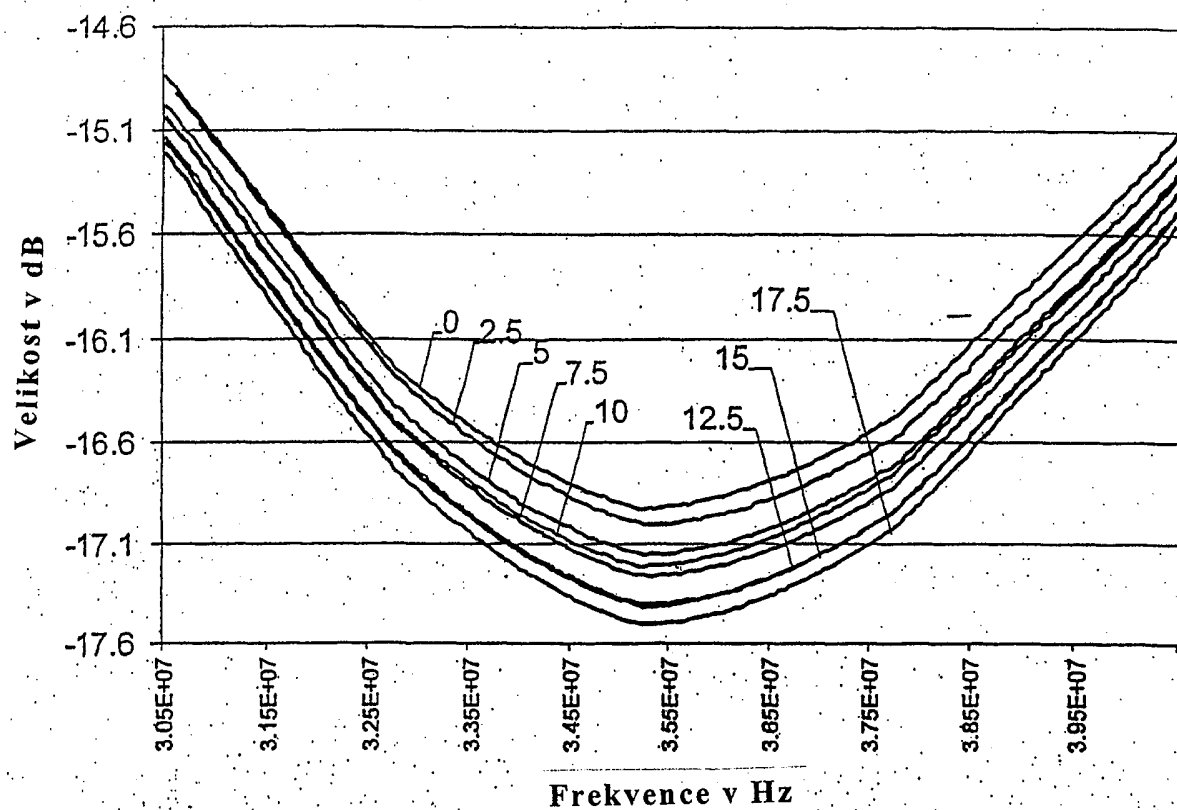
Obr. 5



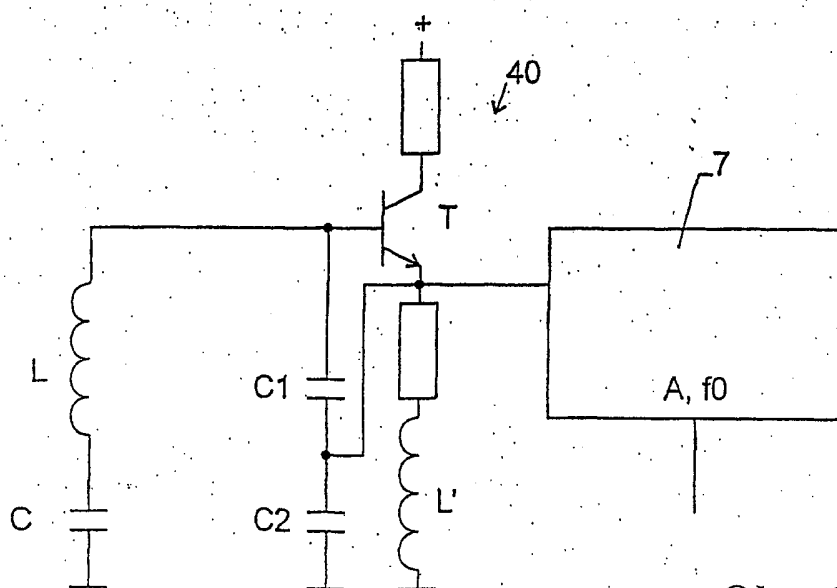
Obr. 6



Obr. 7



Obr. 8



Obr. 9