

UŽITNÝ VZOR

(11) Číslo dokumentu:

36 095

(13) Druh dokumentu: **U1**

(51) Int. Cl.:

G01N 33/487 (2006.01)
G01N 27/26 (2006.01)
G01N 27/30 (2006.01)
H05K 1/09 (2006.01)
H05K 1/02 (2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2022-39843**
(22) Přihlášeno: **29.04.2022**
(47) Zapsáno: **31.05.2022**

(73) Majitel:
Univerzita Pardubice, Pardubice, Polabiny, CZ

(72) Původce:
doc. Ing. Tomáš Syrový, Ph.D., Mostek, CZ

(74) Zástupce:
PatentCentrum Sedlák & Partners s.r.o., Okružní
2824, 370 01 České Budějovice, České Budějovice
3

(54) Název užitého vzoru:
**Autonomní senzor pro detekci překročení
hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména
exsudátu**

Autonomní senzor pro detekci překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména exsudátuOblast techniky

5

Technické řešení se týká oblasti medicíny, zejména autonomního senzoru detekce překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, či exsudátu.

10 Dosavadní stav techniky

Akutní i chronické rány představují často závažný zdravotní problém a jejich dlouhodobá léčba má za následek zdravotní, sociální a ekonomické důsledky. Příkladem jsou zvýšené náklady na hospitalizace a snížení kvality života pacientů. Především u chronických ran je pro úspěšnou léčbu nezbytné zajištění stabilního vlhkého prostředí s odstraňováním přebytečné tkáňové tekutiny a rovněž i kontrola vybraných parametrů tekutiny, jako je barva, konzistence, pH, či mikrobiální skladba. Tvorba, množství a kvalitativní parametry takové tekutiny se však velmi často mění. Nadbytečná tekutina je jímána do specifických vrstev obvazu s využitím vhodného absorpčního materiálu. Pro uvedenou metodu hojení je nezbytná znalost hydratace rány pod obvazem, ale i kvalitativní parametry exsudátu. Pokud je rána suchá, dochází obvykle k inhibici jejího hojení. Naopak, pokud je množství exsudátu velké, dochází k maceraci rány a jejího okolí a rána sama je vystavena autolytickému účinku sekretu rány. Časté převazy a kontroly rány mohou narušovat hojivý průběh přirozených procesů v ráně a ve svém důsledku zhoršovat proces hojení rány. Opakované a nadbytečné kontroly jsou navíc náročné na obvazový materiál i čas potřebný na práci zdravotního personálu. To zvyšuje finanční náklady na péči o ránu. Vedle samotného stavu nasycení rány je dalším velmi důležitým parametrem hodnota pH exsudátu. V případě adekvátních hojících procesů, je hodnota pH exsudátu blízká hodnotě pH 5,5 až 6,0. V případě, že v hojící se ráně dochází k nežádoucímu procesu, pak dochází vlivem mikrobiálního procesu ke zvýšení pH k hodnotám vyšším jak pH 7,4 až 8,0. Proto lze takové nežádoucí procesy, které způsobují komplikace při hojení ran, identifikovat pomocí měření hodnoty pH.

Z uvedených důvodů je proto velmi vhodné sledovat nejen stav hydratace rány a zároveň i pH bez nutnosti zbytečných nebo naopak nedostatečných kontrol a převazů ran. Vhodným řešením je proto monitorování stavu rány, zejména její hydratace a překročení kritické hodnoty pH během procesu hojení.

V současné praxi je jako indikátor hojení rány nejčastěji využíváno sledování pH pomocí senzorů umístěných na ránu nebo do jejího okolí. Tato metoda je založena na pozorování, že nejčastější typy bakteriální infekce zvyšují hodnotu pH. Zatímco neinfikovaná rána, zdravá tkáň může mít pH v rozmezí 5,5 až 6, hodnoty pH vyšší než 7,4 mohou signalizovat infekci v ráně. Sledování hodnoty pH bylo v minulosti řešeno různými přístupy k tvorbě elektrodových systémů včetně jejich přípravy tiskovými technikami. Nevýhodou takového řešení, je nezbytnost přítomnosti elektronického vyhodnocovacího zařízení pro stanovení přesné hodnoty pH, která by mohla detekovat změny stavu hojení rány. To významně komplikuje snadnost využití v klinické praxi, zvláště pak v případě samovyšetření pacientem.

Dokument WO 2014188200 popisuje mechanismus monitorování množství exsudátu v obvazu rány využívaný na principu barevné změny pH indikátoru. Tato změna pH je důsledkem exsudátu rozpouštějícího rozpustnou kompozici přítomnou v obvazu, díky které dochází k uvolňování vodíkových nebo hydroxidových iontů do exsudátu. Tím způsobuje změnu barvy indikátoru pH a poskytuje vizuální indikaci zatížení obvazu exsudátem. Tato technika má významné omezení z pohledu, že indikační látka se zbarvuje v místě styku s exsudátem, a tedy je problematické indikovat a zároveň umožnit pozorování v rozsáhlých bandážích.

Ke sledování vlhkosti rány jsou navrženy senzory založené na předpokladu, že pro optimální hojení je vedle hodnoty pH, nezbytné zajistit i vhodnou hladinu vlhkosti. Současná čidla sledující vlhkost rány jsou založena na principu měření změny impedance nebo kapacity. Přítomnost zvýšené vlhkosti pak v případě daného čidla způsobí změnu impedance, či kapacity. Dokument
 5 US 20080171957 popisuje senzor umístěný v obvazu pro měření hydratace rány bez nutnosti odstranění obvazu z rány. Měřicí zařízení se skládá z dvojice elektrod v planárním uspořádání, které jsou izolovány od sebe navzájem. Elektrody jsou vyrobeny z chloridu stříbrného. V obvazu jsou k elektrodám připojeny svorky zařízení k měření impedance či k elektrochemické analýze. Informace získané z průchodu stejnosměrného a střídavého proudu umožňuje externímu
 10 vyhodnocovacímu zařízení analýzu kapaliny v obvazu.

K detekci stavu nasycení krytu ran slouží i patentované řešení CZ 307387, které umožňuje indikovat stav nasycení bandáže. Ovšem dané řešení neumožňuje detekovat překročení hodnoty pH, které by umožnilo detekovat nežádoucí zánět.

15 K indikaci průběhu hojení ran se rovněž využívají teplotní senzory, kdy se měří rozdíl teploty na dvou ekvivalentních místech na těle, ve smyslu místa rány a místa zdravého. Senzory jsou často založeny na bázi termistorů.

20 Poslední skupinou senzorů jsou senzory tlaku, které se používají na monitorování tlaku, které udává informaci o otoku v ráně. Tato čidla pracují na principu změny odporu či kapacity v závislosti na protažení senzoru vlivem změny tlaku. Tlakové hodnoty naměřené takovými čidly jsou však ovlivněny přiloženou bandáží a následnou fixací obinadlem, a proto je informační hodnota pro lékaře poměrně nízká.

25 Hlavní nevýhodou všech výše uvedených čidel je nezbytnost zevního zařízení pro měření a vyhodnocení jejich elektrického signálu. To jednak zvyšuje cenu monitorování, navíc jejich přenos zvyšuje riziko přenosu infekce a nezanedbatelné jsou i náklady na jejich sterilizaci. Porovnání nákladů s informační hodnotou a vlivem na efektivitu následné léčby pak snižuje
 30 využívání takových senzorů.

Úkolem technického řešení je vytvoření takového autonomního senzoru pro detekci překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména exsudátu, a to pro zvýšení hodnoty pH nad 7,4 z pohledu indikace zánětu, přičemž by tento autonomní senzor odstraňoval výše uvedené nedostatky, byl by
 35 levný, efektivní a jeho funkce by nebyla závislá na externím vyhodnocovacím zařízení. Dále je úkolem technického řešení vytvořit takový autonomní senzor pro detekci překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména exsudátu, který by měl univerzální použití pro různé typy obvazů, krytů ran či bandáží určené k detekci jejich stupně nasycení tělními tekutinami.

40

Podstata technického řešení

Vytčený úkol je vyřešen pomocí autonomního senzoru pro detekci překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména exsudátu podle tohoto technického řešení. Autonomní senzor
 45 obsahuje alespoň jednu elektrodovou soustavu s anodou a katodou, které jsou vytvořené jako tiskové vrstvy na nosném podkladu. Nosný podklad má tloušťku do 1 mm. Autonomní senzor dále obsahuje indikační element pro vizuální indikaci hodnoty pH propojený s elektrodovou soustavou. Podstata technického řešení spočívá v tom, že anoda a/nebo katoda je opatřena ochrannou izolační tiskovou vrstvou, která je tvořena pH senzitivním polymerem derivátů kopolymerů alkylakrylátů
 50 a/nebo kyseliny akrylové, alkoxyakrylátů a/nebo kyseliny akrylové obsahující funkční skupinu vybranou ze skupiny -COOH nebo -SO₃H nebo -B(OH)₂ nebo -PO(OH)₂ nebo -NH₂ nebo amidovou nebo imidazolovou. pH senzitivní polymer je polymer podléhající narušení jeho struktury při překročení stanovené hodnoty pH. Výhodou využití autonomního senzoru je skutečnost, že při hojení je nezbytné zajištění stálé cirkulace tkáňových tekutin bez jejího měštnání
 55 a naopak. Použití autonomního senzoru zabrání narušení hojivého procesu vlivem předčasné

kontroly stavu rány, či výměny obvazu. Stav rány, resp. správnou hodnotu pH rány je tak možné sledovat pomocí autonomního senzoru podle tohoto technického řešení, což umožní sofistikovanější rozhodnutí o nutnosti výměny krycí bandáže. Vedle využití pro oblast hojení ran u lidí, lze s výhodou autonomní senzor použít i u bandáží u zvířat u kterých není možné získat subjektivní informace o stavu rány.

Ve výhodném provedení je indikační element tvořen tiskovou vrstvou na nosném podkladu a je přímo propojen s elektrodovou soustavou. Indikační element uspořádaný na nosném podkladu představuje další výhodu autonomního senzoru, a to možnost detekce bez nutnosti využití jakýchkoliv dalších vnějších elektronických zařízení. V jiném výhodném provedení je indikační element tvořen tiskovou vrstvou na nosném podkladu a je nepřímo propojen s elektrodovou soustavou pomocí alespoň jednoho vodiče.

Ve výhodném provedení sestává indikační element z referenční části a vizualizační části pro srovnání intenzity zbarvení nebo kontrastu. Takové provedení je výhodné pro indikaci nežádoucí hodnoty pH pomocí změny intenzity zbarvení, jasu, kontrastu vizualizační části indikačního elementu, jehož vizuální vjem může být srovnáván vůči referenční natištěné škále. Proto detekce je snadná i pro poučeného pacienta.

Ve výhodném provedení je indikační element je vytvořen z elektrochromního materiálu vybraného ze skupiny: WO_3 , V_2O_5 , NiO_2 , Pruská modř a její analogy či vodivé polymery na bázi poly(3,4-ethylendioxythiofenu) neboli PEDOT, polypyrrolu, polyanilinu neboli PANI a/nebo jejich derivátů.

Ve výhodném provedení je elektrodová soustava je tvořena elektrochromickým článkem vybraným ze skupiny: Li/CuO , Li/LiFeS_2 , Li/LiMnO_2 , $\text{Li}/(\text{CF})_n$, Zn/MnO_2 , $\text{Zn}/\text{Ag}_2\text{O}$, Al/MnO_2 , Fe/MnO_2 , Mg/MnO_2 , Zn/HgO , Ni/Cd , Ni/Zn , Ni/MH , Ag/Zn . V dalším výhodném provedení je anoda a/nebo katoda je na bázi vodivých polymerů vybraných ze skupiny: polyanilin neboli PANI nebo poly(3,4-ethylendioxythiofen) neboli PEDOT nebo polypyrrol. Elektrodová soustava na bázi vodivých polymerů je výhodná z důvodu dedopování jedné z elektrod vlivem pH, čímž se změní její elektrochemický potenciál, který pak způsobí vznik elektromotorického napětí. Elektrodová soustava v přítomnosti tělních tekutin, zejména exsudátu při překročení hraniční hodnoty pH začne produkovat elektrické napětí, které začne napájet nízkonapěťový indikační element.

Ve výhodném provedení je nosný podklad tvořen materiálem vybraným ze skupiny: paropropustná folie, laminát paropropustné folie s netkanou textilií, transparentní folie z polykarbonátu, transparentní folie z polyvinylchloridu, transparentní folie z polyetyleny, transparentní folie z polyethyltereftalátu, papír, keramický materiál. Takový materiál je možné opatřit tiskovou vrstvou, přičemž je možné dosáhnout požadované maximální tloušťky do 1 mm.

Výhody autonomního senzoru pro detekci překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména exsudátu podle tohoto technického řešení spočívají zejména v tom, že detekuje hodnotu pH nad 7,4 z pohledu indikace zánětu, přičemž tento autonomní senzor odstraňuje výše uvedené nedostatky, je levný, efektivní a jeho funkce není závislá na externím vyhodnocovacím zařízení. Další výhoda autonomního senzoru pro detekci překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména exsudátu podle tohoto technického řešení spočívá v tom, že má univerzální použití pro různé typy obvazů, krytů ran či bandáží určené k detekci jejich stupně nasycení tělními tekutinami.

Objasnění výkresů

Uvedené technické řešení bude blíže objasněno na následujících vyobrazeních, kde:

obr. 1 znázorňuje perspektivní pohled na autonomní senzor s indikačním elementem přímo propojeným s elektrodovou soustavou,

obr. 2 znázorňuje perspektivní pohled na autonomní senzor s indikačním elementem nepřímo propojeným s elektrodovou soustavou pomocí vodiče,

- 5 obr. 3 znázorňuje částečný řez obvazem se zabudovaným autonomním senzorem, uspořádaným na těle pacienta.

Příklad uskutečnění technického řešení

10

Příklad 1

K potisku byla použita polyetylentereftalátová fólie – PET jako nosný podklad 5, jejíž povrch byl ošetřen na zvýšení volné povrchové energie. V jiném nezobrazeném příkladu uskutečnění byl nosný podklad 5 tvořen paropropustnou folií, laminátem paropropustné folie s netkanou textilií, transparentní folií z polykarbonátu, transparentní folií z polyvinylchloridu nebo z polyetylenem, papírem nebo keramickým materiálem. Pomocí sítotiskového stroje byl za využití tiskové formulace obsahující stříbrné částice natištěn kolektorový systém pro lepší vodivost vybraných vrstev autonomního senzoru 1, který vykazoval plošný odpor v řádech 100 mOhm/čtverec. Následně byla na daný kolektorový systém natištěna vrstva z tiskové formulace uhlíkového kompozitu. Pomocí tiskové formulace obsahující uhlíkové nanostruktury a MnO₂ byla natištěna katoda 4, která vykazovala plošný odpor v řádech 10² až 10⁴ Ohm/čtverec v závislosti na tiskových podmínkách. Pomocí tiskové formulace obsahující uhlíkové nanostruktury a Zn částice byla natištěna anoda 3, která vykazovala plošný odpor v řádech 10² až 10³ Ohm/čtverec v závislosti na tiskových podmínkách. Dané elektrody tvořící elektrodovou soustavu 2 byly přetištěny ochrannou izolační tiskovou vrstvou 9 pomocí tiskové formulace obsahující kopolymer kyseliny akrylové a alkylakrylátu, který byl rozpuštěný v organickém rozpouštědle na bázi monofunkčního alkoholu v koncentraci 20 % hmotn. V jiném nezobrazeném příkladu uskutečnění byla ochranná izolační tisková vrstva 9 tvořena pH senzitivním polymerem derivátů kopolymerů alkoxyakrylátů/kyseliny akrylové, obsahující funkční skupiny -COOH nebo -SO₃H nebo -B(OH)₂ nebo -PO(OH)₂ nebo -NH₂ nebo amidovou nebo imidazolovou. Následně byly tiskovou technikou sítotisk natištěny transparentní vodivé elektrody na bázi poly(3,4-ethylenedioxythiofen) polystyrensulfonylu neboli PEDOT:PSS, které byly lokálně přetištěny formulací na bázi WO₃. V jiném nezobrazeném příkladu uskutečnění byla alespoň jedna anoda 3 a/nebo katoda 4 vytvořena na bázi vodivého polymeru PANI nebo polypyrrolu. Takto připravená elektrodová soustava 2 byla přímo propojena s indikačním elementem 6 tvořeným tiskovou vrstvou a sestávající z referenční části 7 a vizualizační části 8. Aktivní část elektrochemického článku byla přetištěna UV zářením tvrditelným elektrolytem na bázi KCl. Celá elektrochromní část byla přetištěna krycím lakem vytvrzovaným UV zářením. Takto připravený autonomní senzor 1 vykazoval v přítomnosti kapaliny s pH 8 výraznou změnu zbarvení/kontrastu u vizualizační části 8 indikačního elementu 6 oproti referenční části 7 indikačního elementu 6, a to ze slabě zeleného zbarvení do tmavě modré. V přítomnosti vody s pH cca 6, pak nedocházelo k žádnému zbarvení.

45

Příklad 2

K potisku byla použita netkaná textilie jako nosný podklad 5, jejíž povrch byl ošetřen nátěrem obsahujícím kopolymer kyseliny akrylové/alkylakrylátu, který byl rozpuštěný v organickém rozpouštědle v koncentraci 20 % hmotn. a následným kalandrováním čímž vznikla ochranná izolační tisková vrstva 9. V jiném nezobrazeném příkladu uskutečnění byl nosný podklad 5 tvořen paropropustnou folií, laminátem paropropustné folie s netkanou textilií, transparentní folií z polykarbonátu, transparentní folií z polyvinylchloridu, polyetylentereftalátu nebo z polyetylenem, papírem nebo keramickým materiálem. V jiném nezobrazeném příkladu uskutečnění byla ochranná izolační tisková vrstva 9 tvořena pH senzitivním polymerem derivátů kopolymerů alkoxyakrylátů/kyseliny akrylové, obsahující funkční skupiny -COOH

55

nebo $-\text{SO}_3\text{H}$ nebo $-\text{B}(\text{OH})_2$ nebo $-\text{PO}(\text{OH})_2$ nebo $-\text{NH}_2$ nebo amidovou nebo imidazolovou. Pomocí
sítotiskového stroje byl na daný nosný podklad 5 natištěn kolektorový systém z tiskové formulace
pro lepší vodivost vybraných vrstev autonomního senzoru 1 obsahující stříbrné částice, který
vykazoval plošný odpor v řádech 500 mOhm/čtverec. Následně byl natištěn uhlíkový kompozit
5 vykazující plošný odpor v řádech 10^3 až 10^4 Ohm/čtverec. Pomocí tiskové formulace obsahující
grafit a MnO_2 byla natištěna katoda 4. Pomocí tiskové formulace obsahující grafit a Zn částice byla
natištěna anoda 3. Takto připravená katoda 4 a anoda 3 tvořily elektrodovou soustavu 2. Následně
byly tiskovou technikou flexotisk natištěny transparentní vodivé elektrody na bázi disperze
PEDOT:PSS, které byly lokálně přetištěny formulací na bázi polyanilinu hydrochloridu neboli
10 PANI:HCl. Takto připravená elektrodová soustava 2 byla přímo propojena s indikačním
elementem 6 tvořeným tiskovou vrstvou a sestávající z referenční části 7 a vizualizační části 8.
Aktivní část elektrochemického článku byla přetištěna UV zářením tvrditelným elektrolytem na
bázi iontové kapaliny, kde daná vrstva byla vytvrzena pomocí UV záření. Celá elektrochromní část
byla přetištěna krycím lakem vytvrzovaným UV zářením. Takto připravený autonomní senzor 1
15 vykazoval v přítomnosti fyziologického roztoku, glukosy, či exsudátu kapaliny s pH 8 výraznou
změnu zbarvení/kontrastu u vizualizační části 8 indikačního elementu 6 oproti referenční části 7
indikačního elementu 6, a to ze zeleného zbarvení do modrofialové. V přítomnosti vody s pH
přibližně 6, pak nedocházelo k žádnému zbarvení.

20 Příklad 3

Zhotovení autonomního senzoru 1 bylo provedeno dle příkladu 2 s tím rozdílem, že jako nosný
podklad 5 byl použit papír. Vrstvy autonomního senzoru 1 byly připraveny technikou sítotisk.
Indikační element 6 byl založen na bázi kolektorů ze stříbrné tištěné vrstvy. Indikační element 6
25 byl založen na bázi PEDOT:PSS a viologenu. Jako elektrolyt byl použit gelový elektrolyt na bázi
 LiClO_4 . Vizualizační část 8 indikačního elementu 6 vykazovala změnu zbarvení/kontrastu světle
žluté, do tmavě fialové.

30 Příklad 4

Zhotovení autonomního senzoru 1 bylo provedeno dle příkladu 3 s tím rozdílem, že jako nosný
podklad 5 byla použita PET fólie. Indikační element 6 byl založen na bázi stříbrné vrstvy
a polyviologenu. Jako elektrolyt byl použit gelový elektrolyt na bázi LiClO_4 . Vizualizační část 8
35 indikačního elementu 6 vykazovala změnu zbarvení/kontrastu světle žluté, do tmavě oranžové.

35 Příklad 5

Zhotovení autonomního senzoru 1 bylo provedeno dle příkladu 3 s tím rozdílem, že jako nosný
podklad 5 byla použita PET samolepící fólie. Indikační element 6 byl založen na bázi transparentní
40 WO_3 , který byl přímo natištěn na elektrodovou soustavu 2. Jako elektrolyt byl použit UV zářením
tvrditelný gelový elektrolyt na bázi LiClO_3 . Vizualizační část 8 indikačního elementu 6 vykazovala
změnu zbarvení/kontrastu světle žluté, do modré.

45 Příklad 6

Zhotovení autonomního senzoru 1 bylo provedeno dle příkladu 4 s tím rozdílem, že kolektory
indikačního elementu 6 a anoda 3 a katoda 4 byly propojeny stříbrnou vodivou drahou – vodičem
10, který umožnil délku autonomního senzoru 1 až 0,5 m. Mohla být tak významně vzdálena
referenční část 7 a vizualizační část 8 indikačního elementu 6. Indikační element 6 byl založen na
50 bázi stříbrné vrstvy a polyviologenu. Jako elektrolyt byl použit gelový elektrolyt na bázi LiClO_4 .
Vizualizační část 8 indikačního elementu 6 vykazovala změnu zbarvení/kontrastu světle žluté, do
tmavě oranžové.

Průmyslová využitelnost

- 5 Autonomní senzor pro detekci překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména exsudátu podle tohoto technického řešení lze využít k detekci zánětu u rány, přičemž detekce je založena na sledování nežádoucí hodnoty pH exsudátu.

NÁROKY NA OCHRANU

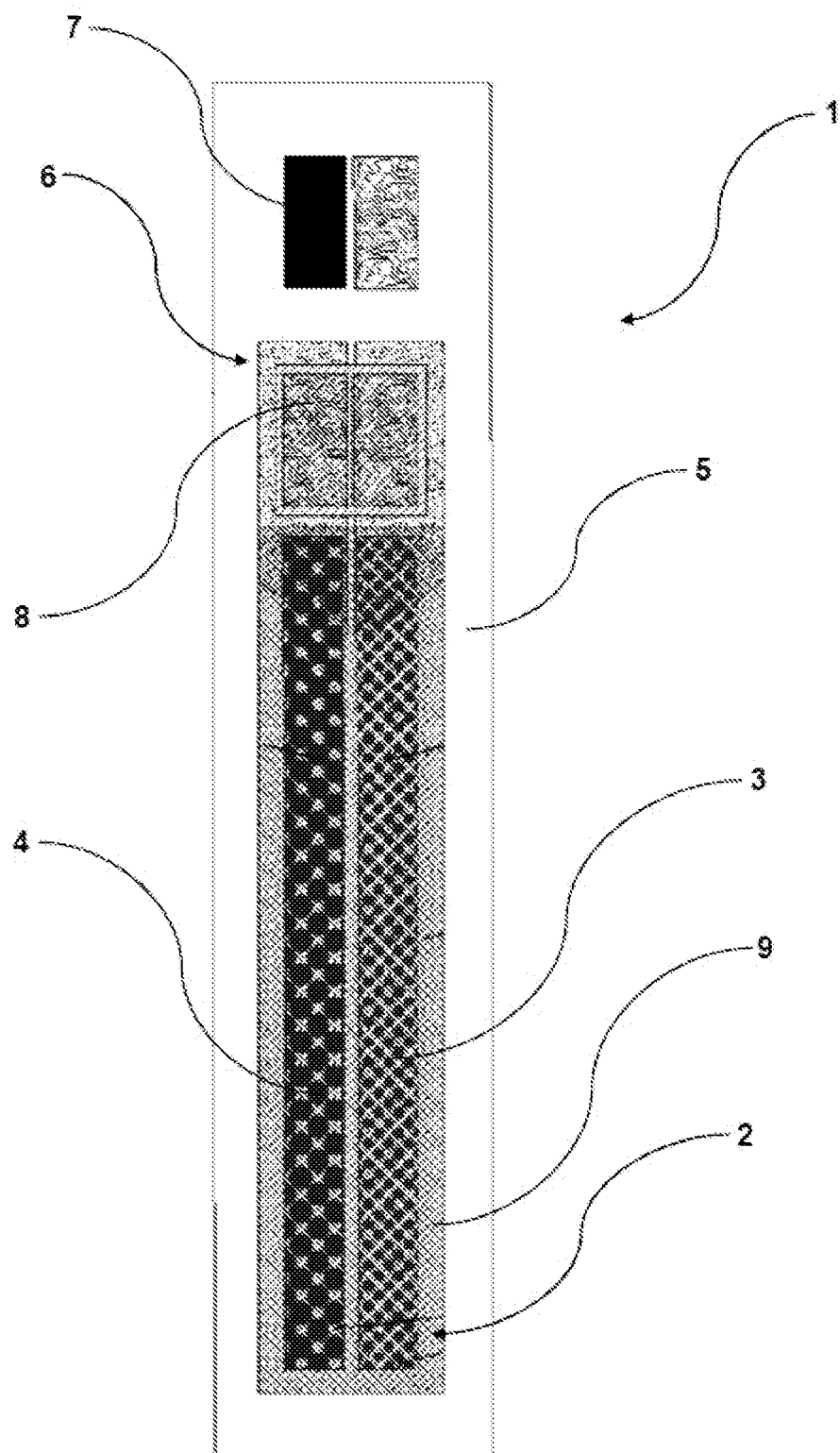
1. Autonomní senzor (1) pro detekci překročení hodnoty pH u tělesných kapalin, zejména exsudátu, obsahující alespoň jednu elektrodovou soustavu (2) s anodou (3) a katodou (4) vytvořenými jako tiskové vrstvy na nosném podkladu (5), přičemž nosný podklad (5) má tloušťku do 1 mm, a dále obsahující indikační element (6) pro vizuální indikaci hodnoty pH propojený s elektrodovou soustavou (2), **vyznačující se tím**, že anoda (3) a/nebo katoda (4) je opatřena ochrannou izolační tiskovou vrstvou (9), tvořenou pH senzitivním polymerem derivátů kopolymerů alkylakrylátů a/nebo kyseliny akrylové, alkoxyakrylátů a/nebo kyseliny akrylové obsahující funkční skupinu vybranou ze skupiny -COOH nebo -SO₃H nebo -B(OH)₂ nebo -PO(OH)₂ nebo -NH₂ nebo amidovou nebo imidazolovou, přičemž pH senzitivní polymer je polymer podléhající narušení jeho struktury při překročení stanovované hodnoty pH.
2. Autonomní senzor (1) podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že indikační element (6) je tvořen tiskovou vrstvou a je přímo propojen s elektrodovou soustavou (2).
3. Autonomní senzor (1) podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že indikační element (6) je tvořen tiskovou vrstvou a je nepřímě propojen s elektrodovou soustavou (2) pomocí alespoň jednoho vodiče (10).
4. Autonomní senzor (1) podle některého z nároků 1 až 3, **vyznačující se tím**, že indikační element (6) sestává z referenční části (7) a vizualizační části (8) pro srovnání intenzity zbarvení nebo kontrastu.
5. Autonomní senzor (1) podle některého z nároků 1 až 4, **vyznačující se tím**, že indikační element (6) je vytvořen z elektrochromního materiálu vybraného ze skupiny: WO₃, V₂O₅, NiO₂, Pruská modř a její analogy či vodivé polymery na bázi poly(3,4-ethylendioxythiofenu) neboli PEDOT, polypyrrolu, polyanilinu neboli PANI a/nebo jejich deriváty a viologeny, či polyviologeny.
6. Autonomní senzor (1) podle některého z nároků 1 až 5, **vyznačující se tím**, že elektrodová soustava (2) je tvořena elektrochemickým článkem vybraným ze skupiny: Li/CuO, Li/LiFeS₂, Li/LiMnO₂, Li/(CF)_n, Zn/MnO₂, Zn/Ag₂O, Mg/MnO₂, Zn/HgO, Ni/Cd, Ni/Zn, Ni/MH, Ag/Zn, Al, MnO₂, Fe, MnO₂.
7. Autonomní senzor (1) podle některého z nároků 1 až 6, **vyznačující se tím**, že anoda (3) a/nebo katoda (4) je na bázi vodivých polymerů polyanilinu neboli PANI nebo poly(3,4-ethylendioxythiofenu) neboli PEDOT nebo polypyrrolu.
8. Autonomní senzor (1) podle některého z nároků 1 až 7, **vyznačující se tím**, že nosný podklad (5) je vybrán ze skupiny: paropropustná folie, laminát paropropustné folie s netkanou textilií, transparentní folie z polykarbonátu, transparentní folie z polyvinylchloridu, transparentní folie z polyetylenem, transparentní folie z polyethyltereftalátu, papír, keramický materiál.

3 výkresy

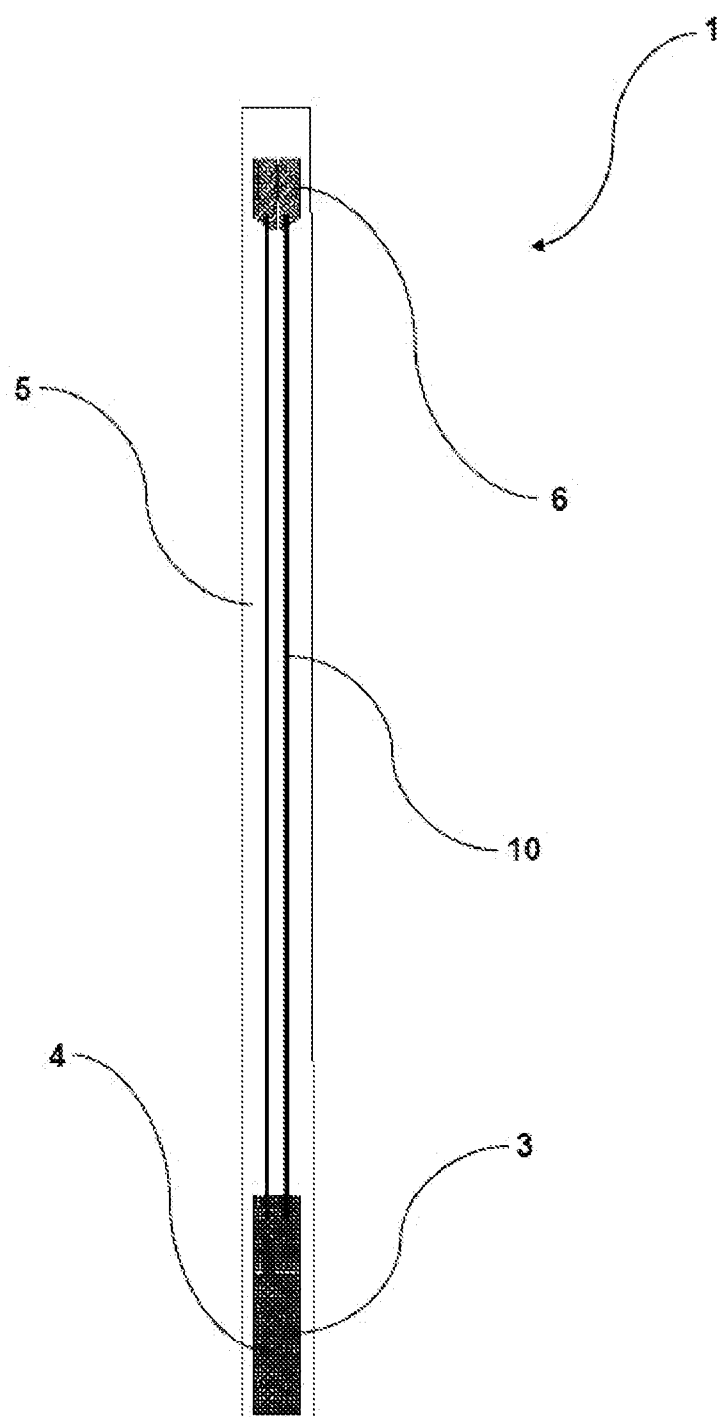
Seznam vztahových značek:

- 1 autonomní senzor
- 2 elektrodová soustava
- 3 anoda
- 4 katoda
- 5 nosný podklad

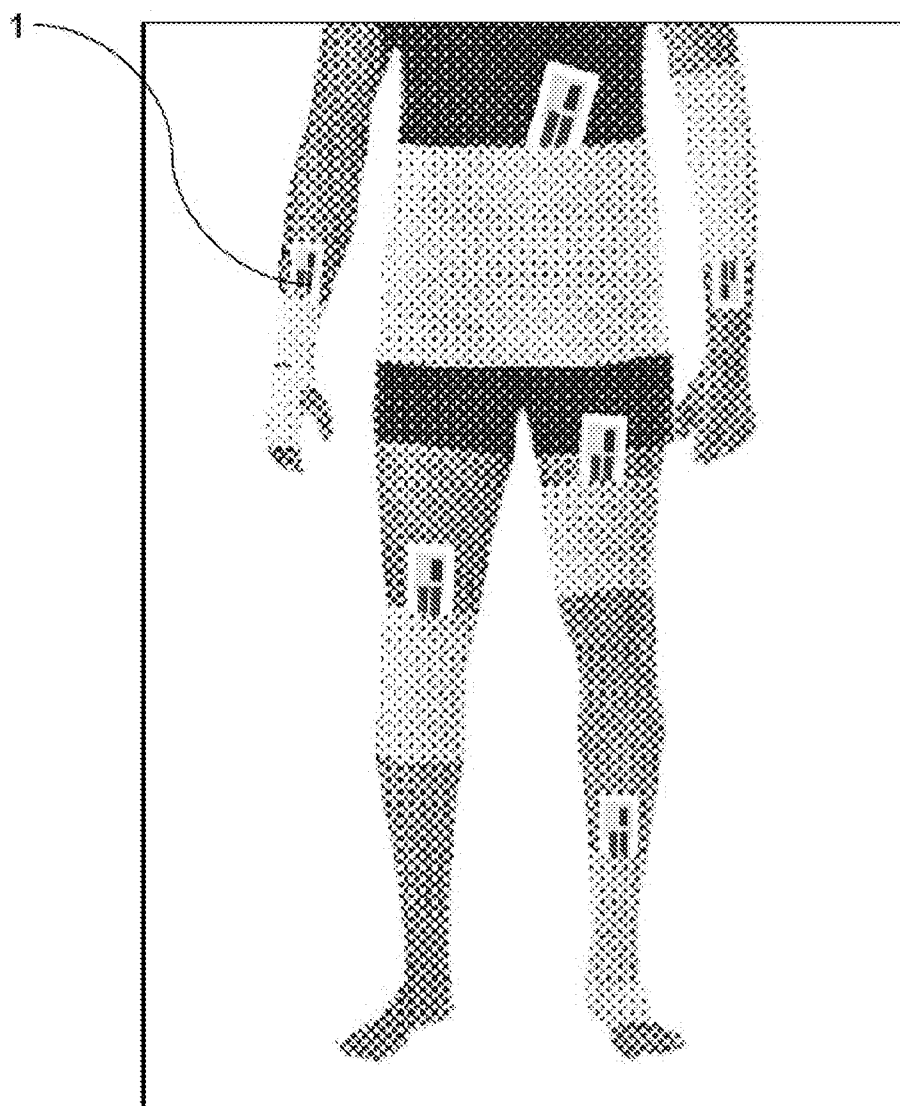
- 6 indikační element
- 7 referenční část indikačního elementu
- 8 vizualizační část indikačního elementu
- 9 ochranná izolační tisková vrstva
- 10 vodič



Obr. 1



Obr. 2



Obr. 3