

UŽITNÝ VZOR

(11) Číslo dokumentu:

27 114

(13) Druh dokumentu: **U1**

(51) Int. Cl.:

A61B 5/02

(2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2014-29595**

(22) Přihlášeno: **28.05.2014**

(47) Zapsáno: **23.06.2014**

(73) Majitel:
Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích,
Fakulta rybářství a ochrany vod, Vodňany, CZ

(72) Původce:
Aliaksandr Pautsina, MSc., České Budějovice, CZ
Ing. Petr Císař, Ph.D., České Velenice, CZ
Iryna Kuklina, MSc., Vodňany, CZ
Ing. Antonín Kouba, Ph.D., České Budějovice, CZ
doc. Ing. Pavel Kozák, Ph.D., Protivín, CZ

(74) Zástupce:
PatentCentrum Sedlák a Partners s.r.o., Husova 5,
370 01 České Budějovice

(54) Název užitého vzoru:
Neinvazivní čidlo

CZ 27114 U1

Neinvazivní čidlo

Oblast techniky

Technické řešení se týká neinvazivního čidla pro sledování tepu srdce raka a zařízení zahrnující toto čidlo pro sledování tepu srdce raka.

5 Dosavadní stav techniky

Snímání srdečního tepu u vodních živočichů umožňuje sledovat změny v prostředí, které obývají, především z hlediska znečištění a zvyšování teploty.

Pro neinvazivní sledování srdečního tepu korýšů a měkkýšů se používá systém pro sledování fyziologických funkcí na bázi počítačového zpracování (CAPMON). Průměrná tepová frekvence sledovaného živočicha se automaticky přepočítává pomocí speciálně vytvořeného hardwaru připojeného k počítači.

Zásadní součástí systému CAPMON je infračervené čidlo zahrnující vysílač infračerveného světla a přijímač infračerveného světla (IR). Čidlo se upevní, např. přilepením na krunýř živočicha tak, aby skrz krunýř mohlo procházet IR světlo a mohlo osvětlit srdce a na něj napojené cévy. Změny tvaru a objemu oběhových struktur během srdečních kontrakcí způsobují změny v množství IR světla odraženého z těla živočicha do přijímače IR. Tyto změny v odraženém IR světle jsou převedeny na změny v elektrickém napětí, jsou elektricky zesíleny, filtrovány a dále zpracovány softwarem.

Provedení čidla IR světla je popsáno v dokumentu Burnett N. P. et al: An improved noninvasive method for measuring heartbeat of intertidal animals. Pro výrobu čidla byla použita dvouvrstvá deska plošných spojů. Jako zdroj byla použita baterie o napětí 6 V, napojená na regulátor napětí LM7805, který napájí elektrický obvod napětím 5 V. Pro zlepšení stability napětí byly do obvodu zapojeny dva blokové kondenzátory (1 μ F a 22 μ F) a LED dioda pro indikaci napájení obvodu. Čidlo je napojeno na tenký pružný drát pro maximální snížení pohybového a jiného omezení sledovaného živočicha.

Obvod pro úpravu signálu je vytvořen kolem jediného čipu, který obsahuje dva identické zesilovače napájené ze stejného zdroje. Na vstup napětí do čipu je napojen blokový kondenzátor pro snížení šumu ze zdroje. Obě neměnné zesilovací fáze vydávají maximálně 78 dB a jsou opatřeny filtry pro snížení zesílení nechtěných vysokých frekvencí elektrického šumu z ostatního vybavení a vedení napětí.

Dvě diody sledují mřížkové předpětí na zesilovacích fázích. Třetí dioda umístěná na výstupu z druhého zesilovače bliká při příjmu a zesílení pulzů z obvodu. Zesílený signál je dále vyhodnocován v počítači nebo jiném zařízení.

Nevýhody tohoto provedení čidla pro snímání tepu srdce raka spočívají v jeho složité konstrukci, která způsobuje, že čidlo je poruchové, je třeba ho častěji měnit, čímž se narušuje průběh sledování. Další nevýhodou je úprava signálu získaného z tepu srdce sledovaného živočicha přímo v obvodu čidla, protože v počítači se zobrazí pouze srdeční frekvence v Hz, což umožňuje pouze omezené vyhodnocení srdečního tepu. Z těchto hodnot nelze vyvodit další fyziologické informace ohledně sledovaného živočicha. Další nevýhodou je vzájemná blízkost světelného zdroje a optoelektrického členu, protože dochází k vzájemnému rušení infračerveného světla vyslaného ze světelného zdroje do srdce raka a infračerveného světla odraženého ze srdce raka do optoelektrického členu a v důsledku toho k nepřesnému vyhodnocení získaných údajů vyhodnocovacím softwarem.

Úkolem technického řešení je vytvoření neinvazivního čidla s maximálním zjednodušením a omezením počtu elektrických prvků, které by bylo minimálně poruchové a které by umožňovalo co nejpřesnější sledování tepu račího srdce.

Podstata technického řešení

Tento úkol je vyřešen vytvořením neinvazivního čidla podle tohoto technického řešení, které je upevnitelné na těle raka pro snímání tepu račího srdce a je tvořené obvodem uspořádaným na desce plošných spojů. Obvod zahrnuje alespoň jeden světelný zdroj pro vyzařování infračerveného světla směrem k srdci raka a alespoň jeden optoelektrický člen pro zachycení infračerveného světla odraženého od srdce raka a pro převod reflexních změn odraženého světla na elektrický signál. Podstata technického řešení spočívá v tom, že deska plošných spojů je opatřena přepážkou oddělující světelný zdroj od optoelektrického členu. Nedochází tak k vzájemnému rušení infračerveného světla vyslaného ze světelného zdroje do račího srdce a infračerveného světla odraženého z račího srdce do optoelektrického členu. Údaje o pulzu račího srdce jsou tak maximálně přesné a lze je lépe a s větší přesností interpretovat. Přepážka je ve výhodném provedení vytvořena z antistatického plastu a je upevněna na desce plošných spojů nebo ve voděodolném obalu. Lze ji na desku plošných spojů upevnit pouze vmáčknutím do mezery mezi ostatní elektrické součástky, především optoelektrický člen a světelný zdroj, nebo je možné ji k desce plošných spojů přilepit vteřinovým lepidlem.

Světelný zdroj je LED dioda o výkonu alespoň 15 mW a účinnosti 60 %. Výhoda použití LED diody spočívá v tom, že má zvýšený optický výkon při stejné spotřebě elektrické energie. Zvýšení optického výkonu LED diody vede ke zvýšení optického výkonu, který se odráží do fototransistoru. Proto není nutný externí zesilovací obvod.

Optoelektrický člen je fototransistor, který citlivě reaguje na infračervené světlo odražené z hemolymfy vyplňující komoru račího srdce.

Aby nedošlo k poškození součástek, je neinvazivní čidlo uloženo ve voděodolném obalu z dvousložkového nízkoviskozního silikonového dielektrického gelu pro zalévání elektronických sestav.

Předmětem vynálezu také je zařízení pro sledování tepu srdce raka zahrnující neinvazivní čidlo pro snímání tepu srdce raka, tvořené obvodem uspořádaným na desce plošných spojů a zahrnujícím alespoň jeden světelný zdroj pro vyzařování infračerveného světla směrem k srdci raka a alespoň jeden optoelektrický člen pro zachycení infračerveného světla odraženého od srdce raka a pro převod reflexních změn odraženého světla na elektrický signál. Zařízení také zahrnuje analogově-digitální převodník, do kterého je přiveden signál z neinvazivního čidla a počítač, na jehož vstup je analogově-digitální převodník napojen. Podstata zařízení spočívá v tom, že deska plošných spojů je opatřena přepážkou oddělující světelný zdroj od optoelektrického členu, a že na vstupu do analogově digitálního převodníku je uspořádán kapacitor pro potlačení vysokofrekvenčního šumu výstupního signálu z neinvazivního čidla a počítač je opatřen softwarem pro zpracování nefiltrovaného signálu z neinvazivního čidla v digitalizované formě. Přepážka je ve výhodném provedení vytvořena z antistatického plastu a je upevněna na desce plošných spojů nebo ve voděodolném obalu. Lze ji na desku plošných spojů upevnit pouze vmáčknutím do mezery mezi ostatní elektrické součástky, především optoelektrický člen a světelný zdroj, nebo je možné ji k desce plošných spojů přilepit vteřinovým lepidlem. Světelný zdroj je LED dioda o výkonu alespoň 15 mW a účinnosti 60 % a optoelektrický člen je fototransistor. Neinvazivní čidlo je uloženo ve voděodolném obalu.

Výhody neinvazivního čidla podle technického řešení spočívají v zjednodušení elektrického obvodu, čímž se snížila poruchovost čidla a celého zařízení. Neinvazivní čidlo a zařízení také poskytují přesné a nefiltrované údaje pro vyhodnocení v počítači.

Objasnění výkresů

Technické řešení bude blíže objasněno na přiložených výkresech, kde znázorňují obr. 1 schéma elektrického obvodu, obr. 2 neinvazivní čidlo a obr. 3 zařízení pro sledování tepu srdce raka.

Příklady uskutečnění technického řešení

Rozumí se, že dále popsané a zobrazené konkrétní příklady uskutečnění technického řešení jsou představovány pro ilustraci, nikoli jako omezení příkladů provedení technického řešení na uvedené případy. Odborníci znalí stavu techniky najdou nebo budou schopni zjistit za použití rutin-
 5 ního experimentování větší, či menší počet ekvivalentů ke specifickým uskutečněním technického řešení, která jsou zde speciálně popsána. I tyto ekvivalenty budou zahrnuty v rozsahu následujících nároků na ochranu.

Neinvazivní čidlo 1 pro snímání tepu srdce raka podle technického řešení je uloženo ve voděodolném obalu a lze je upevnit přímo na krunýř raka v jeho dorsální části v místě nad srdcem netoxickým epoxidovým lepidlem. Netoxické lepidlo je silikonový kaučuk pro elektroniku Sylgard
 10 517 Dow Corning, vytvořený jako dvousložkový nízkoviskozní silikonový dielektrický gel pro zalévání elektronických sestav. Vytvrzuje se za normální či zvýšené teploty do formy samoseza- celujícího gelu.

Obvod 4 neinvazivního čidla 1 byl uspořádán na speciálně vyvinuté jednostranné desce plošných spojů 8 a vyžaduje napájení 5 V. Obvod 4 neinvazivního čidla 1 je tvořen světelným zdrojem 2,
 15 který je v tomto příkladu uskutečnění tvořen jednou LED diodou typu KP-3216F3C. LED dioda je axiálně spojena s optoelektrickým členem 3, který je v tomto příkladu uskutečnění tvořen fototranzistorem typu ELPT15-21C. Pro zapojení LED diody byl do obvodu 4 umístěn rezistor R2 o hodnotě odporu 200 Ω . Pro zapojení fototransistoru byl do obvodu 4 umístěn rezistor R1
 20 o hodnotě odporu 220 Ω .

Neinvazivní čidlo 1 funguje na principu pletysmografie a je vytvořeno jako reflektivní optočlen. Elektrický signál na výstupu fototransistoru závisí na hladině okolního osvětlení a na množství světla vydávaného LED diodou a následně na světle odraženém z předmětů v dosahu příjmu fototransistoru. Když se čidlo 1 umístí na krunýř raka, je výstupní signál čidla 1 modulován
 25 množstvím hemolymfy, která vyplňuje srdce a rozptyluje dopadající světlo z LED diody. Tento přístup umožňuje využít neinvazivním způsobem srdeční činnost raka jako funkci závislou na velikosti a tvaru račího srdce.

Zvýšená účinnost LED umožňuje získat výrazně víc optického výkonu z jediného světelného zdroje 2 při stejné spotřebě elektrické energie. V současné době má běžně dostupná infračervená
 30 LED dioda optický výkon přibližně ~15 mW při proudu 20 mA a účinnosti 60 %. Zvýšení optického výkonu LED diody vede ke zvýšení optického výkonu, který se odráží do fototransistoru, čímž zvyšuje svůj elektrický výstupní signál. Díky tomu není nutný externí zesilovací obvod. Instalace více malých povrchových LED diod v jednom neinvazivním čidle 1 může ještě zesílit elektrický výstupní signál, aniž by se výrazně zvýšila celková velikost čidla 1.

Pouze malá část celkového nezacíleného optického záření vydaného LED diodou zasáhne srdce raka, přičemž živočichovi neškodí, ani neovlivňuje jeho chování. Většina světla se vyzáří jinam kvůli velkému širokému úhlu 120°LED rozptýleného na okrajích mezi několika opticky odliš-
 35 nými vrstvami, např. voděodolným obalem čidla 1, tenkou vrstvou vody mezi rakem a vodou a krunýřem raka.

Aby nedocházelo k vzájemnému rušení vyzařovaného infračerveného světla ze světelného zdroje 2 odraženého infračerveného světla ze srdce raka, které zachytává optoelektrický člen 3, je na desce plošných spojů 8 upevněna přepážka 5. Přepážka 5 je vytvořena z původního krytu 3,5
 40 palcové diskety, jehož plast je antistatický. Přepážka 5 je v čidle 1 upevněna vtlačením do mezery vytvořené mezi LED diodou a optoelektrickým členem 3, popř. je vklíněna ve voděodolném obalu 9. Lze ji také k desce plošných spojů 8 přilepit.

Předmětem technického řešení také je zařízení pro sledování tepu srdce raka, v tomto příkladu uskutečnění raka signálního (*Pacifastacus leniusculus*), které zahrnuje neinvazivní čidlo 1, ana-
 50 logové digitální převodník 6 a počítač 7. Nefiltrovaný signál z optoelektrického členu 3 čidla 1 je veden tenkými pružnými kabely 10 dlouhými 2 m, aby neomezovaly pohyb raka, do analogově-digitálního převodníku 6. Kromě kapacitoru na vstupu, který potlačuje vysokofrekvenční šum na

vstupu do analogově-digitálního převodníku 6, nepotřebuje výstupní signál z neinvazivního čidla 1 žádné specifické zesílení a/nebo filtrační obvody, jako popisuje systém CAPMON.

Běžné amplitudy tlukotu račího srdce a šumu, které lze získat díky hardwaru čidla 1 jsou 50 mV a 2 mV. Hladinu šumu lze dodatečně v softwaru počítače 7 snížit. Fluktuace signálu způsobené
5 změnami okolního osvětlení spadají do rozsahu od 2 do 3 V.

Výhody, které vyplývají z vynechání externího zesilovacího hardwaru a filtrovacích obvodů jsou: zachování původního tvaru signálu pro další zpracování pomocí softwaru, minimalizace zkreslení signálu nesprávným nastavením hardwaru, odstranění problémů s upevněním, levnější a jednodušší hardware.

10 Průmyslová využitelnost

Neinvazivní čidlo a zařízení pro sledování tepu srdce raka podle tohoto technického řešení lze využít pro laboratorní a průmyslové sledování znečištění vod.

N Á R O K Y N A O C H R A N U

1. Neinvazivní čidlo (1) upevnitelné na těle raka pro snímání tepu račího srdce, tvořené obvodem (4) uspořádaným na desce plošných spojů (8) a zahrnujícím alespoň jeden světelný zdroj (2) pro vyzařování infračerveného světla směrem k srdci raka a alespoň jeden optoelektrický člen (3) pro zachycení infračerveného světla odraženého od srdce raka a pro převod reflexních změn odraženého světla na elektrický signál, **vyznačující se tím**, že deska plošných spojů (8) je opatřena přepážkou (5) oddělující světelný zdroj (2) od optoelektrického členu (3).
2. Neinvazivní čidlo podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že přepážka (5) je vytvořena z antistatického plastu.
3. Neinvazivní čidlo podle nároku 1 nebo 2, **vyznačující se tím**, že světelný zdroj (2) je LED dioda o výkonu alespoň 15 mW a účinnosti alespoň 60 %.
4. Neinvazivní čidlo podle nároku 1 nebo 2, **vyznačující se tím**, že optoelektrický
25 člen (3) je fototransistor.
5. Neinvazivní čidlo podle alespoň jednoho z nároků 1 až 4, **vyznačující se tím**, že je uloženo ve voděodolném obalu z dvousložkového nízkoviskozního silikonového dielektrického gelu pro zalévání elektronických sestav.
6. Zařízení pro sledování tepu srdce raka zahrnující neinvazivní čidlo (1) pro snímání tepu
30 srdce raka, tvořené obvodem (4) uspořádaným na desce plošných spojů (8) a zahrnujícím alespoň jeden světelný zdroj (2) pro vyzařování infračerveného světla směrem k srdci raka a alespoň jeden optoelektrický člen (3) pro zachycení infračerveného světla odraženého od srdce raka a pro převod reflexních změn odraženého světla na elektrický signál, analogově-digitální převodník (6), do kterého je přiveden signál z neinvazivního čidla (1) a počítač (7), na jehož vstup je analogově-digitální převodník (6) napojen, **vyznačující se tím**, že deska plošných spojů (8) je opatřena přepážkou (5) oddělující světelný zdroj (2) od optoelektrického členu (3), a že na
35 vstupu do analogově digitálního převodníku (6) je uspořádán kapacitor pro potlačení vysokofrekvenčního šumu výstupního signálu z neinvazivního čidla (1) a počítač (7) je opatřen softwarem pro zpracování nefiltrovaného signálu z neinvazivního čidla (1) v digitalizované formě.
7. Zařízení podle nároku 6, **vyznačující se tím**, že přepážka (5) je vytvořena
40 z antistatického plastu.

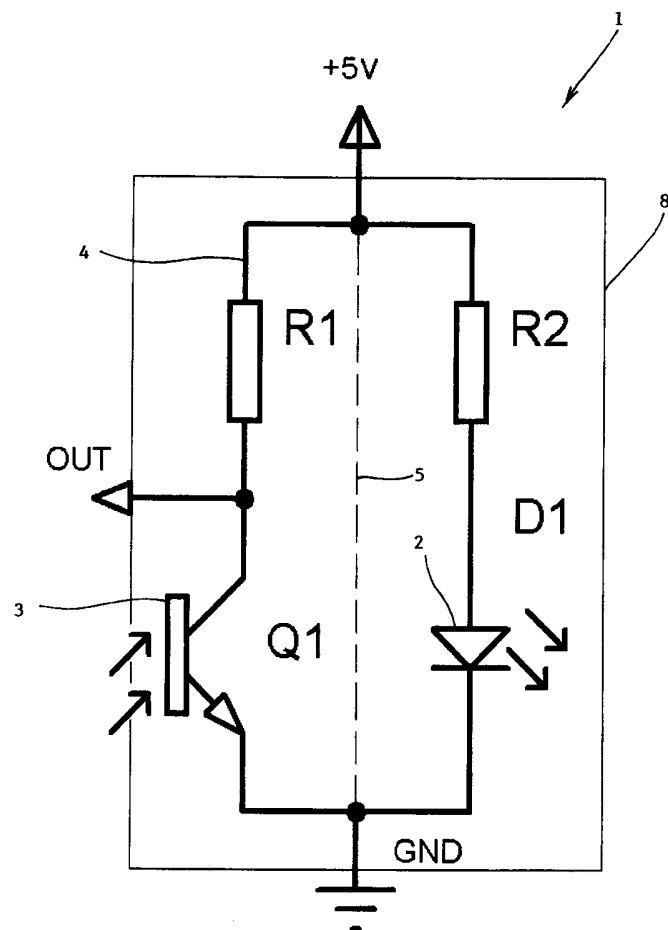
8. Zařízení podle nároku 6 nebo 7, **vyznačující se tím**, že světelný zdroj (2) je LED dioda o výkonu alespoň 15 mW a účinnosti alespoň 60 %.
9. Zařízení podle nároků 6 až 8, **vyznačující se tím**, že optoelektrický člen (3) je fototransistor.
- 5 10. Zařízení podle alespoň jednoho z nároků 6 až 9, **vyznačující se tím**, že je uloženo ve voděodolném obalu.

3 výkresy

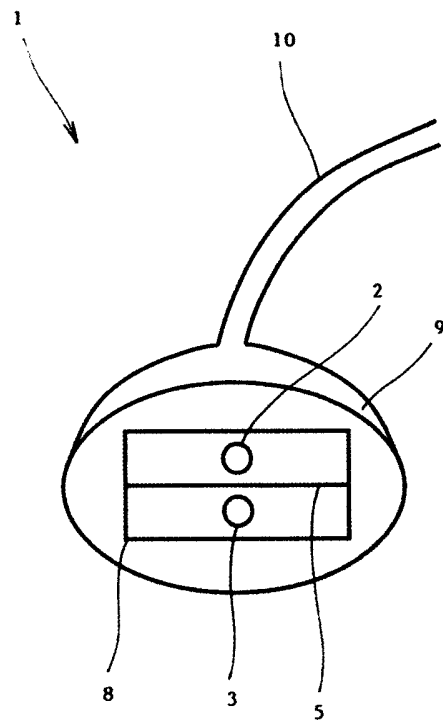
Přehled vztahových značek:

	1	neinvazivní čidlo
10	2	světelný zdroj
	3	optoelektrický člen
	4	obvod neinvazivního čidla
	5	přepážka
	6	analogově digitální převodník
15	7	počítač
	8	deska plošných spojů
	9	voděodolný obal
	10	kabel.

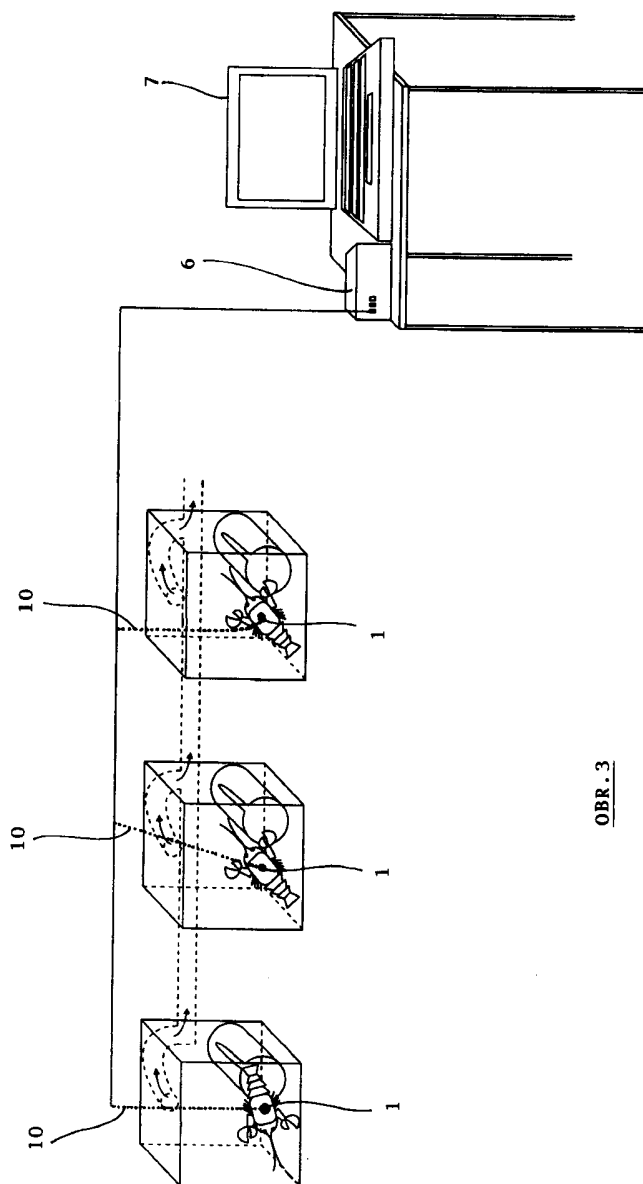
20



OBR. 1



OBR. 2



OBR. 3

Konec dokumentu