

PŘIHLÁŠKA VYNÁLEZU

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

(21) Číslo dokumentu:

2013-1068

(13) Druh dokumentu: **A3**

(51) Int. Cl.:

A61N 1/20

(2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(22) Přihlášeno: **23.12.2013**

(40) Datum zveřejnění přihlášky vynálezu: **04.02.2015**

(Věstník č. 5/2015)

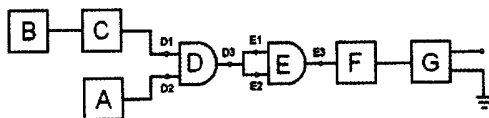
(71) Přihlašovatel:
Vysoké učení technické v Brně, Brno, CZ
Ing. Zdeněk ŘEZNÍČEK, Nedachlebice, CZ

(72) Původce:
Ing. Marie Tobolová, Kostelany nad Moravou, CZ
doc. Ing. Milan Chmelař, CSc., Brno- Královo
Pole, CZ
Ing. Zdeněk Řezníček, Nedachlebice, CZ

(74) Zástupce:
KANIA, SEDLÁK, SMOLA
Patentová a známková kancelář, Ing. Jiří Malůšek,
Mendlovo nám. 1a, 603 00 Brno

(54) Název přihlášky vynálezu:
Elektroterapeutický mikrostimulátor

(57) Anotace:
Elektroterapeutický mikrostimulátor obsahuje první hradlový obvod (D) na jehož první vstup (D1) je připojen monostabilní klopný obvod (C) s připojeným astabilním klopným obvodem (B), a na jehož druhý vstup (D2) je připojen generátor (A), přičemž výstup prvního hradlového obvodu (D) je propojen s druhým hradlovým obvodem (E), na jehož výstup je přes spínač (F) připojen impulsový transformátor (G). Pracovní obvody mikrostimulátoru (A, B, C, G) jsou připojeny na zdroj (ZD), opatřený světelnou signalizací (LED1) nízkého napětí, (LED2) nabíjení a (LED3) činnosti zařízení.



CZ 2013 - 1068 A3

Elektroterapeutický mikrostimulátor

Oblast techniky

Vynález se týká elektroterapeutického mikrostimulátoru využívajícího mikroimpulsní stimulaci k prokrvení a k léčbě otoků způsobených lehčími úrazy.

Dosavadní stav techniky

Postavení elektroterapie a elektrostimulace je v porovnání s ostatními metodami fyzikální terapie zcela výjimečné. Jejich použití totiž zdaleka nekončí např. jen rehabilitací, nýbrž má obrovský význam pro diagnostiku, léčbu a v neposlední řadě výzkum.

V současné době se pro elektroléčbu používají nejrůznější tvary impulzů, přičemž ve většině případů slouží k potlačení bolesti. Jde převážně o impulzy s nízkou nosnou frekvencí, které při nízké hodnotě intenzity obtížně pronikají tkání a naopak při vyšší frekvenci dochází k psychickým otřesům a to převážně u léčené zvěře. Často rovněž dochází k nežádoucí adaptaci tkání, což je přítomné u všech dosud známých elektroterapeutických metod.

Jinou nevýhodou stávajících parametrů stimulačních impulzů je náročná konstrukce přístroje, která vyžaduje velkou indukčnost primárního vinutí impulzového transformátoru.

Cílem vynálezu je představit elektroterapeutický mikrostimulátor, jež by výše zmíněné nevýhody potlačil, zefektivnil elektroterapeutickou metodu léčení a umožnil zmenšení konstrukce a tím i snížení ceny elektroterapeutických generátorů impulzů.

Podstata vynálezu

Výše zmíněné nedostatky odstraňuje do značné míry elektroterapeutický mikrostimulátor spočívající v tom, že obsahuje první hradlový obvod na jehož první vstup je připojen monostabilní klopný obvod s připojeným astabilním klopným obvodem, a na jehož druhý vstup je připojen generátor, přičemž výstup prvního hradlového obvodu je propojen s druhým hradlovým obvodem na jehož výstup je přes spínač připojen impulsový transformátor.

Ve výhodném provedení je monostabilním klopným obvodem jednočipový mikrokontroler.

V jiném výhodném provedení dále obsahuje světelnou signalizaci nízkého napětí, světelnou signalizaci nabíjení a světelnou signalizaci činnosti zařízení.

Přehled obrázku na výkrese

Vynález bude dále přiblížen pomocí výkresů, kde obr. 1 představuje zjednodušené blokové schéma mikrostimulátoru podle vynálezu, obr. 2 představuje zobrazení stimulačního impulsu^z vytvořeného mikrostimulátorem podle vynálezu, obr. 3a představuje zobrazení časového průběhu impulsu^z na výstupu z generátoru, obr. 3b představuje zobrazení časového průběhu impulsu^z na výstupu z monostabilního klopného obvodu, obr. 3c představuje zobrazení časového průběhu impulsu^z na výstupu z astabilního klopného obvodu, obr. 3d představuje zobrazení časového průběhu impulsu^z na výstupu z impulsního transformátoru a obr. 4 představuje konkrétní provedení vnitřního zapojení mikrostimulátoru podle vynálezu.

Příklad provedení vynálezu

Na obr. 1 je představeno blokové schéma mikrostimulátoru podle vynálezu sestávající ze tří klopných obvodů, kterými je generátor A, astabilní klopný obvod B, monostabilní klopný obvod C, a dále ze dvou hradlovacích obvodů D a E, spínače F a impulsového transformátoru G. První hradlový obvod D je opatřen prvním vstupem D1 prvního hradlového obvodu D, druhým vstupem D2 prvního hradlového obvodu D a výstupem D3 prvního hradlového obvodu D. Druhý hradlový obvod E je opatřen prvním vstupem E1 druhého hradlového obvodu E, druhým vstupem E2 druhého hradlového obvodu E a výstupem E3 druhého hradlového obvodu E.

Jak je zobrazeno na obr. 1, k prvnímu vstupu D1 prvního hradlového obvodu D je přes monostabilní klopný obvod C připojen astabilní klopný obvod B a k druhému vstupu D2 prvního hradlového obvodu D je připojen generátor A impulsů^z, vytvářející řadu impulsů^z s frekvencí 100 kHz, které jsou na základě požadovaných parametrů výsledného impulsu^z, tj. frekvence a šířky, nastavených klopnými obvody B a C prvním hradlovým obvodem D ořezány.

Výstup D3 prvního hradlového obvodu D je připojen na vstupy E1 a E2 druhého hradlového obvodu E, který výstup prvního hradlového obvodu D invertuje a přivádí přes výstup E3 druhého hradlového obvodu D na spínač F, který řídí přenos impulsů^z do primárního vinutí impulsního transformátoru G.

Na základě teorie kumulace podprahových impulzů vytváří mikrostimulátor podle vynálezu stimulační impulz X představený na obr. 2. Ten sestává z množství menších dílčích impulzů X' definujících jednu salvu podprahových impulzů. Jednu salvu podprahových stimulačních impulzů X je možno chápat jako obdobu jednoho stimulačního impulzu při klasické elektroterapii. Intenzitu stimulačního impulzu X je možné měnit počtem dílčích impulzů X' , jež mají několikanásobně vyšší kmitočet než výsledné stimulační impulzy X .

Tvary impulzů naměřených na jednotlivých prvcích obvodu mikrostimulátoru podle vynálezu jsou zobrazeny na obr. 3a až 3d.

Obr. 3a představuje průběh signálu X_a generovaného astabilním klopným obvodem B a vstupujícího na vstup monostabilního klopného obvodu C . Na výstupu z monostabilního klopného obvodu C je vygenerován signál X_b popsáný na obr. 3b, jehož doba trvání určuje počet impulzů X' signálu X_c na výstupu z generátoru A , viz obr. 3c, které mají být uplatněny pro vytvoření výsledného stimulačního signálu X zobrazeného na obr. 3d.

Mikrostimulátorem podle vynálezu je tedy vytvořena skupina impulzů jedné polarity s extrémně krátkou dobou trvání a vysokou amplitudou, řádově stovek voltů, opakující se s relativně malou opakovací frekvencí.

Konkrétní realizace vnitřního obvodu mikrostimulátoru podle vynálezu je zobrazena na obr. 4, který oproti zjednodušenému blokovému schématu zobrazenému na obr. 1 zahrnuje bateriový zdroj ZD napájení, jež je vnitřním zdrojem energie mikrostimulátoru. Může být tvořen dvěma dobíjitelnými akumulátory $G1$, $G2$ se jmenovitým napětím 1,2 V. Časovací obvody a transformátor však potřebují mnohem vyšší napětí, než mohou uvedené akumulátory nabídnout. Z toho důvodu je v představeném provedení zařazen do obvodu vzestupný napěťový měnič $IC5$, který je schopen transformovat relativně nízké napětí bateriového zdroje na požadovanou hodnotu 9 V. Měnič $IC5$ zároveň zajišťuje stabilizaci napětí. K připojení konektoru adaptéru pro dobíjení bateriového zdroje ZD je v krytu přístroje vestavěna napájecí zástrčka NZ s rozpínacím kontaktem, který zamezí spuštění přístroje při dobíjení a je tak prevencí úrazu síťovým proudem.

Generátor A v představeném zapojení sestává z astabilně zapojeného časovače $IC3$ typu 555. Jak již bylo zmíněno výše, generátor A generuje řady impulzů s nosnou frekvencí např. 100 kHz. Cyklickým nabíjením a vybíjením kondenzátoru $C10$ získáme na výstupu přibližně obdélkový průběh napětí, tedy

sekvenci impulsů se stanovenou šířkou a mezerou. K nastavení požadované hodnoty kmitočtu impulsů 100 kHz slouží regulační rezistory R12 a R13.

Astabilní klopný obvod B v představeném zapojení sestává z astabilně zapojeného časovače IC1 typu 555, upraveného pro možnost kontinuální změny poměru šířky impulsu vzhledem k šířce mezery, jímž bude výsledná frekvence výsledného stimulačního impulsu X určena. K nastavení minimální a maximální hodnoty kmitočtu, v představeném případě 0,5 Hz a 3 Hz, slouží regulační rezistory R1 a R2. Potenciometr R8 pak umožňuje nastavit libovolnou frekvenci z daného rozsahu.

Monostabilní klopný obvod C určený k nastavení šířky výsledné salvy stimulačního impulsu X sestává z astabilně zapojeného časovače IC2 typu 555 zapojeného v monostabilním režimu. V takovém případě pracuje monostabilní klopný obvod C jako jednorázový generátor, na jehož vstup je přivedeno definované prahové napětí. Šířka výstupního impulsu je určena hodnotami RC členů R4, R9 a C7. Spínání astabilně zapojeného časovače IC2 je řízeno přes derivační RC člen výstupním signálem z předchozího astabilního klopného obvodu IC1, nastavujícího frekvenci impulsů. Šířka salvy je v představeném příkladě měnitelná v rozsahu $10 \pm 50 \mu\text{s}$. Intenzitu stimulace lze plynule nastavit potenciometrem R9.

Možná obměna zapojení přístroje spočívá v naprogramování jednočipového mikrokontroléru, např. s označením Motorola Nitron, kterým by bylo zcela nahrazeno zapojení s časovači IC2 typu 555, a tím by se ještě zmenšily rozměry mikrostimulátoru.

Jako první hradlový obvod D, sloužící k realizaci salvy z řady impulsů, je výhodně použit CMOS-ový integrovaný obvod typu HCF4011B, sestávající ze čtyř hradel typu NAND integrovaného obvodu IC4A typu NAND. Na vstup D1 hradlového integrovaného obvodu IC4A je přiveden signál z monostabilního klopného obvodu IC2, definujícího šířku i frekvenci salvy stimulačního impulsu X, a na vstup D2 je přiveden výstup z časovače IC3. Pouze ve chvíli, kdy se na obou vstupech D1 a D2 objeví logická hodnota 1, tzn., že generovaný impuls je součástí salvy, vytvoří se na výstupu hradlového integrovaného obvodu IC4A logická 0. Pro správnou funkci tranzistoru TR zapojeného na konci obvodu mikrostimulátoru je však nutné tento výstup invertovat. K tomu je využito druhého hradlového obvodu E sestávajícího z integrovaného obvodu IC4B, který řídí spínač F sestávající ze spínacího tranzistoru T1, a tím i přenos impulsů do impulsního generátoru G, tedy na

primární vinutí jeho transformátoru TR. Po transformaci napětí obdržíme na výstupních elektrodách sadu podprahových impulzů tvořících výsledný vysokonapěťový stimulační impuls X představený na obr. 2.

Představený příkladný obvod dále obsahuje světelnou signalizaci LED1 nízkého napětí, světelnou signalizaci LED3 nabíjení a světelnou signalizaci LED3 činnosti zařízení.

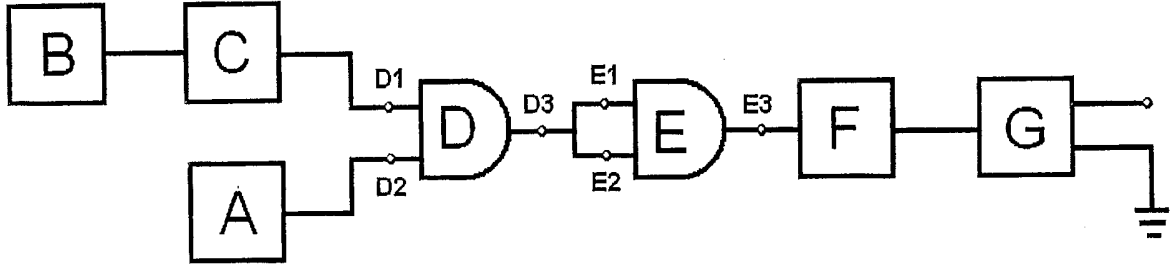
Představený mikrostimulátor podle vynálezu je výhodně použitelný v terapii zvířat, zvláště těch, která jsou lekavá a neklidná, a u nichž se můžeme setkat s těžce předvídatelnou reakcí na impulzní stimulaci. Typickými představiteli jsou např. koně. Důkaz pozitivního terapeutického účinku mikrostimulace byl získán v rámci studie sledující vliv mikrostimulace na redukci otoků končetin právě koní způsobených lehčími úrazy. Právě léčba otoků s podporou krevní cirkulace úzce souvisí. Celkem bylo dokumentováno devět případů koní s akutním otokem jedné z končetin. Jednalo se o otoky způsobené lehčími úrazy, jako jsou distorze, kopnutí jiným koněm a tendinitidy. Bolestivé otoky v mnoha případech doprovázelo napadání na zraněnou končetinu, kulhání, či úplné odmítní chůze. Z krátkého posudku obrazové a videozáznamové dokumentace nezávislým veterinárním lékařem se usuzuje na analgetický a protizánětlivý účinek mikrostimulace. Na základě monitorování tepelných toků pomocí termodynamických senzorů byl statisticky prokázán fyziologický účinek mikrostimulace, spočívající v podpoře cirkulace krve stimulovanou oblastí končetiny. Elektrické impulsy ovlivňují permeabilitu cév, zvyšují mobilitu proteinů, krevních buněk a lymfy, a tím mohou značně urychlit absorpci edematické tekutiny.

Výhodou vysoké nosné frekvence je snadnější penetraci do poraněných tkání, což má výrazný analgetický účinek, přičemž významnou výhodou terapie je fakt, že stimulací nedochází ke zjevné adaptaci tkání, což je přítomné u všech dosud známých elektroterapeutických metod. Tyto impulsy se při praktických testech na zvířatech ukázaly nejen jako účinné, ale i jako velmi výhodné z hlediska vlastní konstrukce přístroje. Jejich použití totiž dovoluje snížení indukčnosti primárního vinutí impulzového transformátoru v přístroji, a tím i snížení počtu závitů primárního a sekundárního vinutí.

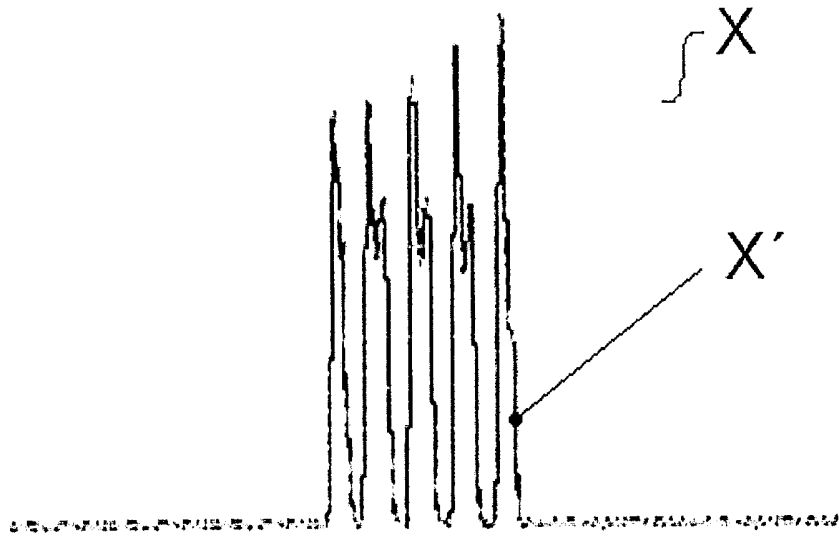
PATENTOVÉ NÁROKY

1. Elektroterapeutický mikrostimulátor, **vyznačující se tím, že** obsahuje první hradlový obvod (D) na jehož první vstup (D1) je připojen monostabilní klopný obvod (C) s připojeným astabilním klopným obvodem (B), a na jehož druhý vstup (D2) je připojen generátor (A), přičemž výstup prvního hradlového obvodu (D) je propojen s druhým hradlovým obvodem (E) na jehož výstup je přes spínač (F) připojen impulsový transformátor (G).
2. Elektroterapeutický mikrostimulátor podle nároku 1, **vyznačující se tím, že** monostabilním klopným obvodem (C) je jednočipový mikrokontroler.
3. Elektroterapeutický mikrostimulátor podle nároku 1, **vyznačující se tím, že** ~~dále obsahuje~~ světelnou signalizaci (LED1) nízkého napětí, světelnou signalizaci (LED2) nabíjení a světelnou signalizaci (LED3) činnosti zařízení.

je připojitelný na zdroj (ZD), obsahující



Obr. 1



Obr. 2



Obr. 3a



Obr. 3b



Obr. 3c



Obr. 3d

