

UŽITNÝ VZOR

(11) Číslo dokumentu:

31 034

(13) Druh dokumentu: **U1**

(51) Int. Cl.:

A61L 2/14 (2006.01)
H05H 1/46 (2006.01)
H05H 1/38 (2006.01)
H01T 19/04 (2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2017-33974**
(22) Přihlášeno: **01.08.2017**
(47) Zapsáno: **19.09.2017**

- (73) Majitel:
Fyzikální ústav AV ČR, v.v.i., Praha 8, Libeň, CZ
Ústav experimentální medicíny AV ČR, v.v.i.,
Praha 4, Krč, CZ
- (72) Původce:
Mgr. Olexander Churpita, Praha 9, Střížkov, CZ
Ing. Alexandr Dejneka, Ph.D., Brandýs nad Labem-
Stará Boleslav, Brandýs nad Labem, CZ
PharmDr. Šárka Kubinová, Ph.D., Praha 9, Libeň,
CZ
- (74) Zástupce:
Ing. Petr Soukup, Vídeňská 635/8, 779 00 Olomouc

- (54) Název užitného vzoru:
**Zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména
pro generaci plazmatu při využití v
medicínských bioaplikacích**

CZ 31034 U1

Zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro generaci plazmatu při využití v medicínských bioaplikacích

Oblast techniky

5 Technické řešení spadá do oblasti generování nízkoteplotního plazmatu a týká se konstrukce atmosférického zdroje nízkoteplotního plazmatu zejména pro generaci plazmatu ve tvaru různých objemových útvarů, určeného k využití v různých medicínských aplikacích, jako jsou dezinfekce, hojení ran, úprava rakovinných buněk, dermatologie a stomatologie.

Dosavadní stav techniky

10 Plazma, jakožto čtvrté skupenství hmoty, je stav látky, charakterizovaný určitým stupněm ionizace a jedná se o směs neutrálních částic a kladných a záporných iontů, přičemž součet nábojů těchto iontů je ve větších objemech nulový a je tedy elektricky neutrální. K udržení stavu, kdy se v plazmatu v ionizovaném stavu nalézá řádově 1 % částic, jsou třeba energie, odpovídající teplotám řádově 10^3 K a takové plazma je označováno jako nízkoteplotní. Nízkoteplotní atmosférické plazma je známé jako efektivní nástroj pro řadu procedur ve zdravotnictví díky účinkům podporujícím hojení, které jeho aplikací lze dosáhnout. To zahrnuje efekty antibakteriální, antifungicidní a antivirové. Dále zahrnuje efekty spojené s hojením chronických ran, krevních sraženin, léčbou imunitního systému, kardiovaskulární regulací, likvidací nežádoucích biovrstev, dezinfekcí a sterilizací, jak je známo například ze spisů CZ 22149 U1, JP 2001054556, CZ 304814, CZ 306217, CZ 27679 U1 a CZ 25959 U1.

20 Dosud byla vyvinuta celá řada technologických systémů nízkoteplotních zdrojů atmosférického plazmatu, například atmosférický plazma jet přístroj se sadou trysek s mikrorozměrem použitelným v terapii léčby rakoviny byl publikován v odborné stati [K. Kim et al., Appl. Phys. Lett. 98 (2011) 073701] a zařízení využívající nízkoteplotního atmosférického plazmatu pro bio-medicínské účely je popsáno ve spise WO 2010098524 A1. Dále atmosférický zdroj plazmatu, vyvinutý pro generaci atomů vodíku, který má podstatný efekt na deaktivaci mikrobiologických kontaminantů a redukci OH radikálů ve vzduchu, je dostupný v [H. Nojima et al., J. Phys. D: Appl. Phys. 40 (2007) 501-509] a způsob dekontaminace vzduchu pomocí nízkoteplotního plazmatu je popsán například ve spise CN 1659968. Rovněž byl vyvinut obvod/ pracující na principu vlastní rezonance, navržený pro buzení atmosférického plazma jetu a dielektrického bariérového výboje malého objemu, který byl publikován v [V. J. Law and S. D. Anghel. J. Phys. D: Appl. Phys. 45 (2012) 075202] a buzení atmosférického plazmatu založeného na technologii dielektrického bariérového výboje je rovněž popsáno ve spise CN 101945527. Byl vyvinut atmosférický výboj se stejnosměrnou vysokonapětovou jiskrou generovanou mezi hrotem a otvorem popsán například v [D. Dobrynin, K. Arjunan, A. Fridman, G. Friedman and A. Morss Clyne. J. Phys. D: Appl. Phys. 44 (2011) 075201]. Také byl již vyvinut atmosférický nízkoteplotní doutnavý RF výboj malých rozměrů s elektrodou ve tvaru jehly pro deaktivaci bakterie Escherichia coli, který je popsán ve stati [R. E. J. Sladek and E. Stoffels J. Phys. D: Appl. Phys. 38 (2005) 1716-1721].

40 U zařízení, používajících vysokofrekvenční (GHz) objemový výboj magnetronu a užití porézní struktury k homogenizaci proudu ionizovaného pracovního plynu, popsaného např. Ve spise US 2012/0046602 A1, se projevují negativní účinky a zvýšená rizika pro pacienta, spojená s užitím těchto frekvencí, jako je ohrožení dýchacích orgánů nebo přehřívání okolní zdravé tkáně. Další nevýhodou tohoto řešení je jeho vysoká pořizovací cena. V řešení uváděném ve spisu WO 2010098524 A1 je užito porézní struktury k homogenizaci proudu pracovního plynu, k jehož ionizaci dochází až v mikrostruktuře nanosené na tomto materiálu, díky aplikovanému vysokému napětí. Nevýhodou uvedeného řešení je velmi malá hustota plazmatu a její významné plošné omezení na průměr maximálně v jednotkách milimetrů, kdy při zvětšení rozměrů se významně mění prostorové rozložení hustoty plazmatu. Druhou nevýhodou je přivedené vysoké napětí cca 600 V do nejbližší aplikační vrstvy, a tudíž vysoké riziko pro ošetřovanou plochu.

50 Aby byly splněny náročné podmínky pro aplikaci atmosférických plazmových zdrojů v medicíně, je nutné vyvinout tyto systémy s možností přesné kontroly jejich fyzikálních parametrů, jako je koncentrace iontů a elektronů v plazmatu, energie iontů, intenzita vyzářeného světla a to hlavně

v UV oblasti, tok pracovního plynu a jeho teplota, typy iontů v plazmatu. Pro použití plazmového zdroje pro klinickou praxi musí být splněno mnoho náročných bezpečnostních kritérií. Je známo, že pro efekt hojení je nutné přesně nastavit dávkování působení plazmatu na živou tkáň. Tyto efekty dávkování jsou popsány v odborných člancích [Danil Dobrynin, Gregory Fridman, Gary Friedman and Alexander Fridman, Physical and biological mechanisms of direct plasma interaction with living tissue New Journal of Physics 11 (2009) 115020, Svetlana A. Ermolaeva et al. Bactericidal effects of non-thermal argon plasma in vitro, in biofilms and in the animal model of infected wounds Journal of Medical Microbiology (2011), 60, 75-83; Nosenko T., Shimizu T. and Morfill G. E., Designing plasmas for chronic wound disinfection, New Journal of Physics 11 (2009) 115013 (19pp)]. Technicky jsou citované požadavky vyřešeny konstrukcí dle spisu CZ 23746 U1, který představuje zařízení pro generaci nízkoteplotního plazmatu s laditelnou koncentrací ionizovaných částic obsahující duté izolační těleso, které je jednak uloženo v uzemněném stínícím plášti, jednak je opatřeno výtakovým hrdlem a jednak je do jeho vnitřního prostoru zaústěna přívodová trubice pracovního plynu a vyvedena kovová budící elektroda, která je připojena ke zdroji střídavého vysokého napětí a která je opatřena inicializační plochou pro generování nízkoteplotního atmosférického plazmatu. Na vnější ploše izolačního tělesa je pak suvně stavitelně uložena kovová ladící elektroda pro umožnění úpravy vlastností a parametrů plazmatu.

Zásadním nedostatkem výše uvedených zdrojů nízkoteplotního atmosférického plazmatu pro medicínské aplikace je to, že se většinou jedná o bodové zdroje, s výjimkou řešení CZ 304814, CZ 306217, CZ 27679 U1, CZ 25959 U1, US 2012/0046602 A1 a s výrazným omezením WO 2010098524 A1, díky čemuž odpovídá profil intenzity ionizovaných částic v plazmatu Gaussovu profilu. Další nevýhodou je přítomnost vysokého napětí v nejbližší aplikační vrstvě, případně vysoká cena zařízení. Je rovněž známa konstrukce atmosférického zdroje pro generování plazmatu, obsahující sendvičovou membránovou strukturu porézní vrstvy, která je popsána ve spise KR 20120032894 a je určena pro odstraňování nečistot ze vzduchu. Popsaný typ membrány však neumožňuje použití tohoto zařízení v biomedicínských aplikacích. Možné uspořádání sendvičové struktury membrány je popsáno například ve spise WO 2004032176 A1. Použití membránové struktury ke generování plazmatu v biomedicíně je známo ze spisu WO 2010098524 A1, kde je popisováno zařízení, které má vodivou elektrodu pouze na jedné straně porézní membrány, přičemž výboj vzniká pouze na povrchu membrány.

Nevýhodou většiny popsanych řešení, včetně řešení na bázi sendvičové struktury a/nebo porézní membrány, je určitá nestabilita parametru výboje vnášená lokálním ohřevem membrány během výboje. Úkolem nového technického řešení je představit inovovanou konstrukci zdroje nízkoteplotního plazmatu, která vychází z řešení dle spisu CZ 304814, přičemž nová konstrukce umožňuje zajištění kontroly a řízení parametrů plazmatu včetně přesného měření teploty membrány, v níž probíhá výboj. Vylepšená konstrukce generátoru plazmatu díky použití speciální konstrukce kontaktu budící elektrody umožňuje velice přesnou stabilizaci teploty při generaci plazmatu.

Podstata technického řešení.

Uvedeného cíle je dosaženo technickým řešením, kterým je zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro generaci plazmatu při využití v medicínských bioaplikacích, realizovaný ve tvaru různých objemových útvarů a obsahující sendvičovou strukturu, která je tvořena z nad sebou uložených zemnicí elektrody, vysokoteplotně odolné nevodivé porézní membrány a budící elektrody uložených ve vnitřním prostoru dutého tělesa, do kterého je zaústěn přívod pracovního plynu, kde podstata řešení spočívá v tom, že přívod pracovního plynu je vyrobený z vodivého materiálu, je upevněn v horní části sdruženého kontaktu budící elektrody, který je od tělesa elektricky oddělen, přičemž je sdružený kontakt tvořen alespoň čtyřmi vodivými segmenty, které jsou rozděleny páskovými izolátory, přičemž každý z vodivých segmentů sdruženého kontaktu je propojen se zdrojem vysokého napětí.

Ve výhodném provedení jsou vodivé segmenty se zdrojem vysokého napětí propojeny přes komutátor, na který je paralelně napojen měřicí most, který je rovněž propojen se zdrojem vysokého napětí.

Vyšší účinek nového technického řešení se projevuje v tom, že rozdělení sdruženého kontaktu na sektory, které zajišťují elektrický kontakt minimálně ve čtyřech bodech budící elektrody spojené s keramickou porézní membránou, umožňuje měření odporu budící elektrody bodovou metodou, z čehož se následně vypočítává teplota porézní membrány a reguluje teplota plazmatu.

5 Objasnění výkresů

Konkrétní příklad provedení technického řešení je znázorněn na připojených výkresech, kde

obr. 1 je základní schéma zdroje nízkoteplotního plazmatu ve vertikálním osovém řezu se znázorněním jeho zapojení na zdroj vysokého napětí a řídicí systém a

obr. 2 je pohled shora na sdružený kontakt budící elektrody.

- 10 Výkresy, které znázorňují představované technické řešení a následně popsané příklady konkrétních provedení v žádném případě neomezují rozsah ochrany uvedený v definici, ale jen objasňují podstatu řešení.

Příklady uskutečnění technického řešení

- 15 Zdroj nízkoteplotního plazmatu je v základním provedení tvořen dutým válcovým vodivým tělesem 1, ve spodní části, jehož vnitřního prostoru 101 je uložena sendvičová struktura tvořená vrstvami porézního materiálu a sestávající ze vzájemně nad sebou uložených zemnicí elektrody 2, vysokoteplotně odolné nevodivé porézní membrány 3 a budící elektrody 4, přičemž těleso 1 je zároveň kontaktem zemnicí elektrody 2. Do tělesa 1 je zaústěn přívod 5 pracovního plynu vyrobený z vodivého materiálu, který je upevněn v horní části sdruženého kontaktu 6 budící elektrody 4 a který je od tělesa 1 elektricky oddělen trubkovým izolátorem 7. Jak je znázorněno na obr. 2, je sdružený kontakt 6 tvořen čtyřmi vodivými segmenty 61, které jsou rozděleny páskovými izolátory 62. Každý z vodivých segmentů 61 sdruženého kontaktu 6 je propojen se zdrojem 8 vysokého napětí, například pulzním generátorem, a to přes komutátor 9, na který je paralelně napojen měřicí most 10, který je rovněž propojen se zdrojem 8 vysokého napětí.

- 25 Takto navržený sdružený kontakt 6 umožňuje měření odporu budící elektrody 4 v závislosti na teplotě, a tak zajišťuje regulaci teploty proudícího pracovního plynu. Odpor materiálu budící elektrody 4 je spojen s teplotou v zóně plazmové generace podle vzorce: $\alpha = \Delta p / (p\Delta T)$, kde α je teplotní koeficient odporu, p je měrný odpor, T je teplota, a to při konstantním průtoku pracovního plynu přes porézní membránu 3 a díky specifické tepelné kapacitě mechanických částí výrobového prostoru. Měření odporu se provádí čtyřbodovou metodou. Každý vodivý segment 61 sdruženého kontaktu 6 je střídavě spojen buď během měření s měřicím mostem 10, nebo během generace plazmy se zdrojem 8 vysokého napětí. Vodivost se měří mezi pulzy vysokého napětí používanými pro generaci plazmatu. Elektrický signál spojený se změnou vodivosti, použitý v generátoru obvodu vysokého napětí pro kontrolní zpětnou vazbu zajišťující stabilizaci teploty plazmatu, zajišťuje úpravu parametrů vysokého napětí.

Popsané provedení není jediným možným řešením zdroje nízkoteplotního plazmatu, ale sdružený kontakt 6 může být rozdělen více jak na čtyři vodivé segmenty 61, například na šest nebo osm, a tvar tělesa 1, zejména jeho obrysový design, může být uzpůsoben podle oblasti použití v biomedicínských aplikacích.

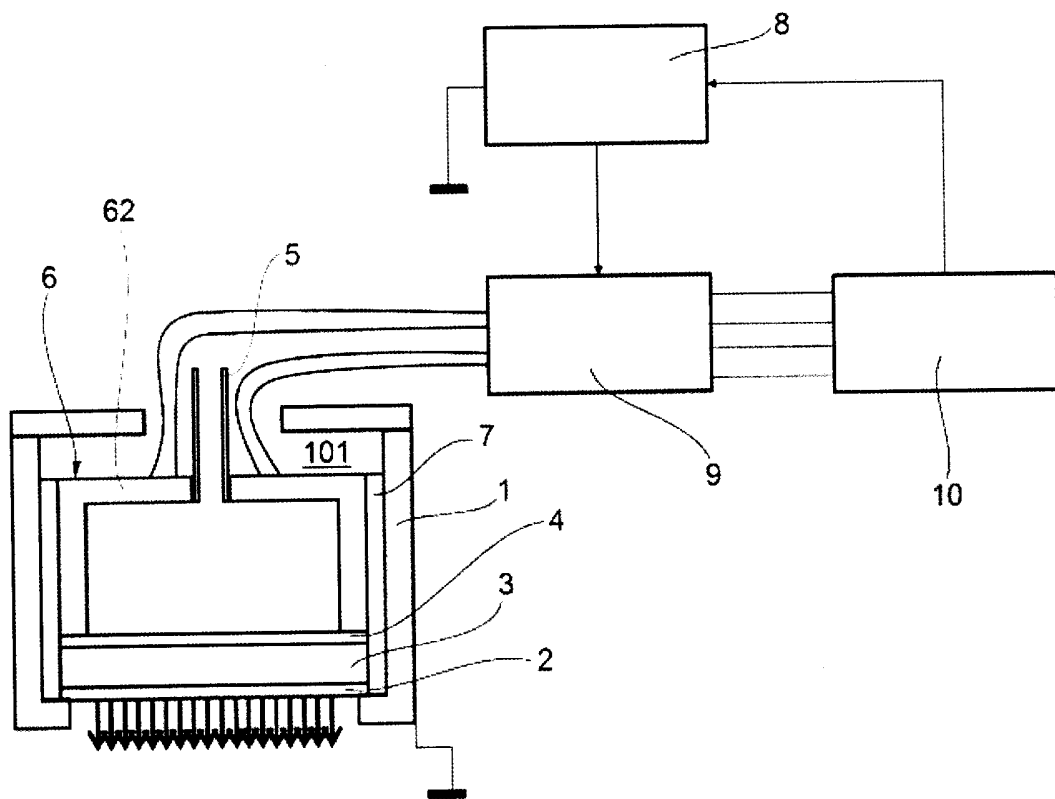
40 Průmyslová využitelnost

- 45 Technické řešení spadá do oblasti využití nízkoteplotního atmosférického zdroje plazmatu s lačitelnou koncentrací ionizovaných částic pro řadu procedur ve zdravotnictví, kdy je aplikací tohoto plazmatu dosaženo efektu hojení. Zařízení je vhodné především k úpravě povrchů živé tkáně pro různé medicínské aplikace, jako je dezinfekce, hojení ran, úprava rakovinných buněk, dermatologie, stomatologie a kosmetika, přičemž nehrozí nebezpečí poškození tkáně z důvodu možné interakce vysokého elektrického střídavého napětí.

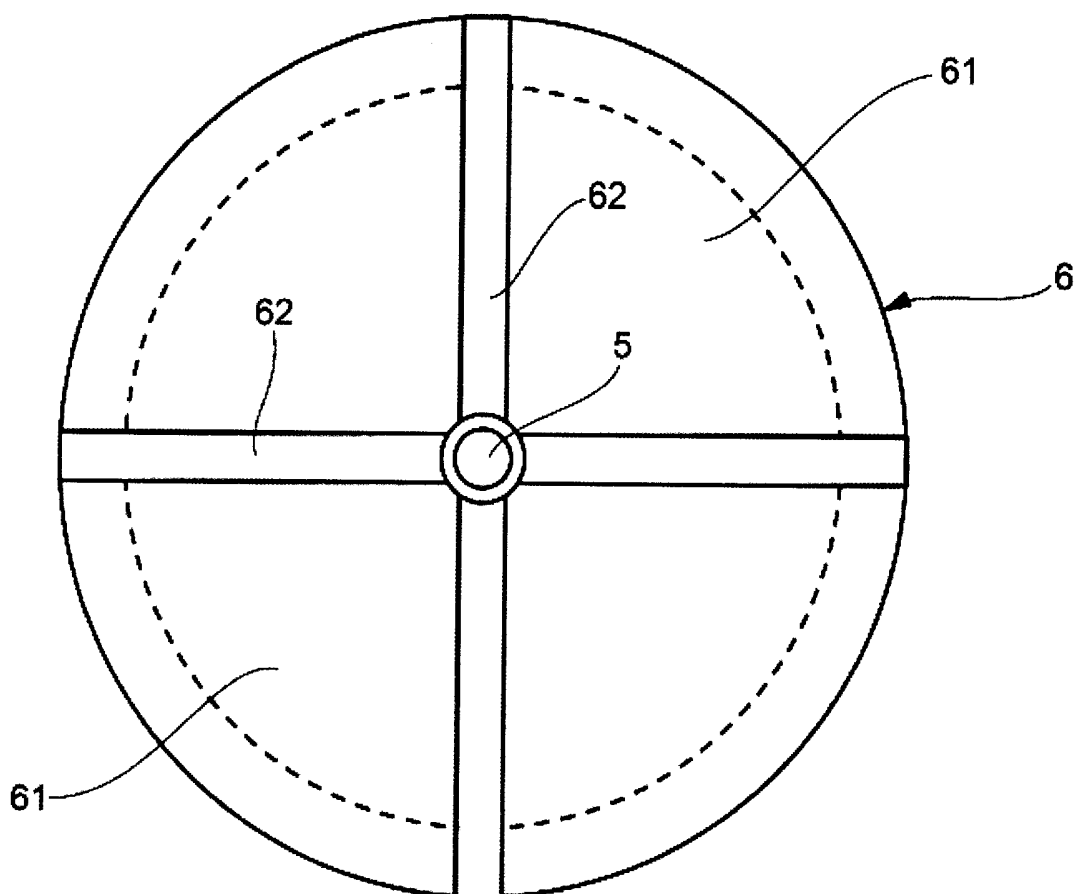
NÁROKY NA OCHRANU

- 5 1. Zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro generaci plazmatu při využití v medicínských bioaplikacích, realizovaný ve tvaru různých objemových útvarů a obsahující sendvičovou strukturu, která je tvořena z nad sebou uložených, zemnicí elektrody (2), vysokoteplotně odolné nevodivé porézní membrány (3) a budící elektrody (4) uložených ve vnitřním prostoru (101) dutého tělesa (1), do kterého je zaústěn přívod (5) pracovního plynu, **vyznačující se tím**, že přívod (5) pracovního plynu je vyrobený z vodivého materiálu, je upevněn v horní části sdruženého kontaktu (6) budící elektrody (4), který je od tělesa (1) elektricky oddělen, přičemž je sdružený kontakt (6) tvořen alespoň čtyřmi vodivými segmenty (61), které jsou rozděleny páskovými izolátory (62), přičemž každý z vodivých segmentů (61) sdruženého kontaktu (6) je propojen se
- 10 zdrojem (8) vysokého napětí.
2. Zdroj nízkoteplotního plazmatu podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že vodivé segmenty (61) jsou se zdrojem (8) vysokého napětí propojeny přes komutátor (9), na který je paralelně napojen měřicí most (10), který je rovněž propojen se zdrojem (8) vysokého napětí.

2 výkresy



OBR. 1



OBR. 2

Konec dokumentu