

PATENTOVÝ SPIS

(11) Číslo dokumentu:

306 217

(13) Druh dokumentu: **B6**

(51) Int. Cl.:

A61L 2/14 (2006.01)
H05H 1/38 (2006.01)
H05H 1/46 (2006.01)
H01T 19/04 (2006.01)
H01J 37/32 (2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2015-698**
 (22) Přihlášeno: **06.10.2015**
 (40) Zveřejněno: **05.10.2016**
(Věstník č. 40/2016)
 (47) Uděleno: **24.08.2016**
 (24) Oznámení o udělení ve věstníku: **05.10.2016**
(Věstník č. 40/2016)

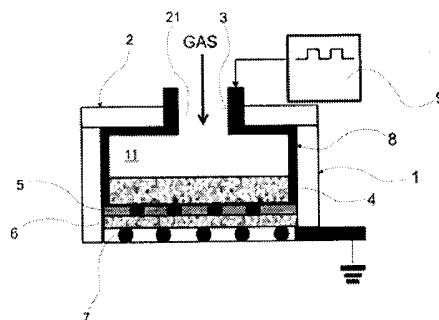
(56) Relevantní dokumenty:

CZ 22149 U1; CZ 304814; WO 2004032176.

(73) Majitel patentu:
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, CZ
Ing. Alexandr Dejneka, Ph.D., Brandýs nad Labem,
CZ
doc. Vitaliy Zablotskyy, DrSc., Praha 9, CZ
prof. MUDr. Eva Syková, DrSc., Praha 6, CZ
PharmDr. Šárka Kubinová, Ph.D., Praha 9, CZ

(74) Zástupce:
Ing. Petr Soukup, Vídeňská 8, 772 00 Olomouc



(54) Název vynálezu:
**Zdroj nízkoteplotního plazmatu s možností
kontaktní i bezkontaktní aplikace a způsob
výroby sendvičové struktury pro tento zdroj**

(57) Anotace:
Zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro využití
v medicínských bioaplikacích, obsahující zdroj (9)
střídavého vysokého napětí a duté izolační těleso (1), do
jehož vnitřního prostoru (11) je zaústěn přívod
pracovního plynu (GAS) a je v něm umístěna sendvičová
struktura obsahující vnitřní budicí elektrody (5)
připojenou na zdroj (9) střídavého vysokého napětí, kde
podstata vynálezu spočívá v tom, že sendvičová struktura
uložená ve vnitřním prostoru (11) sestává ze vzájemně
nad sebou uložených vrstev, nevodivé horní porézní
membrány (4), vnitřní budicí elektrody (5), nevodivé
spodní porézní membrány (6) a vnější zemnicí elektrody
(7), přičemž nosná část sendvičové struktury obsahující
horní porézní membránu (4), vnitřní budicí elektrodu (5)
a spodní porézní membránu (6) je vytvořena jako jeden
pevný celek.

CZ 306217 B6

Zdroj nízkoteplotního plazmatu s možností kontaktní i bezkontaktní aplikace a způsob výroby sendvičové struktury pro tento zdroj

5 Oblast techniky

Vynález spadá do oblasti generování nízkoteplotního plazmatu a týká se konstrukce atmosférického zdroje nízkoteplotního plazmatu s možností kontaktní i bezkontaktní aplikace, určeného zejména pro využití v různých medicínských bioaplikacích, jako jsou desinfekce, hojení ran, 10 úprava rakovinných buněk, dermatologie a stomatologie. Vynález se rovněž zabývá způsobem výroby sendvičové struktury pro tento zdroj.

Dosavadní stav techniky

15 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 aplikaci lze dosáhnout. To zahrnuje efekty antibakteriální, antifungicidní a antivirové. Dále zahrnuje efekty spojené s hojením chronických ran, krevních sraženin, léčbou imunitního systému, kardiovaskulární regulaci, likvidací nežádoucích biovrstev, dezinfekcí a sterilizací, jak je známo například ze spisů CZ 22149 U1 JP 2001054556 CZ 304814, nebo 25 CZ 27679 U1.

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. 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 navrženého 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 popsaném 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. Sládek and E. Stoffels J. Phys. D: Appl. Phys. 38 (2005) 1716–1721]. 45

U zařízení používajících vysokofrekvenční (GHz) objemový výboj magnetronu a užití porézní struktury k homogenizaci proudu ionizovaného pracovního plynu (např. US 2012/0046602) 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 WO2010098524 je užití porézní struktury k homogenizaci proudu pracovního plynu, k jehož ionizaci dochází až v mikrostruktuře nanesené 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 plaz- 55

matu. Druhou nevýhodou je přivedené vysoké napětí cca 600 V do nejbližší aplikační vrstvy a tudíž vysoké riziko pro ošetřovanou plochu.

Aby byly splněny náročné podmínky pro aplikace 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; Světlana 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 stínicím plášti, jednak je opatřeno výtokovým 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 27679 U1 nebo US 20120046602 a s výrazným omezením WO 2010098524, 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. Použití membránové struktury ke generování plazmatu v biomedicině je známo ze spisu WO 2010098524, kde je popisováno zařízení, které má vodivou elektrodu pouze na jedné straně porézní membrány, přičemž výboj vzniká pouze na povrchu membrány. Ze spisu CZ 27679 U1 je známa konstrukce zdroje nízkoteplotního plazmatu, do jehož vnitřního prostoru je zaústěn přívod primárního pracovního plynu a je v něm uložena sendvičová struktura tvořená vrstvami porézního materiálu a sestávající ze vzájemně nad sebou uložených vnitřní budící elektrody, vysokoteplotně odolné nevodivé porézní membrány a vnější budící elektrody, přičemž vnitřní budící elektroda je propojena s primárním zdrojem střídavého vysokého napětí. Těleso zdroje je pod úrovní vnější budící elektrody opatřeno přívodem sekundárního pracovního plynu zaústěným do spodní části vnitřního prostoru, který je u dna tělesa uzavřen vnější zemnicí elektrodou za vzniku směšovacího prostoru, přičemž vnější budící elektroda je propojena se sekundárním zdrojem střídavého vysokého napětí.

Úkolem nového vynálezu je představit inovovanou konstrukci zdroje nízkoteplotního plazmatu, která vychází z řešení popsaných ve spisech CZ 304814 a CZ 27676 U1, přičemž konstrukce zdroje s nově navrženým uspořádáním generátoru plazmatu umožňuje generaci velice homogenního plazmatu s možností jak kontaktního, tak i bezkontaktního použití, a to při dodržení podmínek požadovaných pro medicínské aplikace, které vyžadují rovnoměrné rozložení intenzity, zvětšení ošetřované plochy, přizpůsobení tvaru zdroje ošetřované ploše při zachování rovnoměrného působení plazmatu a minimalizaci rizik pro pacienta. Vylepšená konstrukce nízkoteplotního zdroje, tedy generátoru, plazmatu umožňuje díky použití ještě jedné porézní membrány nad budi-

cí elektrodou zvýšení rozsahu pracovního napětí, tlaku pracovního plynu a pracovní plochy samotného generátoru, aniž by došlo k jeho poškození.

5 Podstata vynálezu

Uvedeného cíle je dosaženo vynálezem, kterým je zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro využití v medicínských bioaplikacích, obsahující zdroj střídavého vysokého napětí a duté izolační těleso, do jehož vnitřního prostoru je zaústěn přívod pracovního plynu a je v něm umístěna sendvičová struktura obsahující vnitřní budicí elektrodu připojenou na zdroj střídavého vysokého napětí, kde podstata vynálezu spočívá v tom, že sendvičová struktura uložená ve vnitřním prostoru sestává ze vzájemně nad sebou uložených nevodivé horní porézní membrány, vnitřní budicí elektrody, nevodivé spodní porézní membrány a vnější zemnicí elektrody, přičemž nosná část sendvičové struktury obsahující horní porézní membránu, vnitřní budicí elektrodu a spodní porézní membránu je vytvořena jako jeden pevný celek.

Další podstatou vynálezu je způsob výroby nosné části sendvičové struktury zdroje nízkoteplotního plazmatu spočívající v tom, že se vnitřní budicí elektroda vloží mezi horní porézní membránu a spodní porézní membránu a tato sestava se zahřeje na teplotu stejnou nebo vyšší než teplota tání materiálu vnitřní budicí elektrody a následně se tento sendvič ochladí za vzniku pevného spojení horní porézní membrány a spodní porézní membrány.

Novým uspořádáním sendvičové struktury nízkoteplotního zdroje plazmatu, konkrétně díky nově umístěné horní porézní membráně nad budicí elektrodou, je zajištěna větší rovnoměrnost rozložení iontů a elektronů na ploše mřížky a také je snížen výskyt obloukového výboje nad budicí elektrodou. Důležitou vlastností tohoto systému je také možnost jeho kontaktního použití, jelikož robustní horní porézní membrána zajišťuje mechanickou stabilitu celého systému a zabraňuje lokální deformaci celého sendviče při přímáčkutí.

30 Objasnění výkresů

Konkrétní příklad provedení vynálezu je schematicky znázorněn na připojených výkresech, kde

35 obr. 1 je schéma atmosférického zdroje plazmatu s ochrannou izolační vrstvou tvořenou válcovým tělesem a

obr. 2 je explodovaný pohled na sendvičovou strukturu atmosférického zdroje plazmatu.

40 Výkresy, které znázorňují představovaný vynález a následně popsání příklady konkrétních provedení v žádném případě neomezují rozsah ochrany uvedený v definici, ale jen objasňují podstatu vynálezu.

45 Příklady uskutečnění vynálezu

Zdroj nízkoteplotního plazmatu je v základním provedení tvořen dutým válcovým izolačním tělesem 1, vyrobeným z dielektrického materiálu vytvářejícího ochrannou izolační vrstvu pro sendvičovou strukturu uloženou ve vnitřním prostoru 11 tělesa 1, tvořenou vrstvami porézního materiálu. Těleso 1 je shora uzavřeno víkem 2 vyrobeným z vodivého či nevodivého materiálu a opatřeným vstupním otvorem 21, do něhož je zaústěno vstupní hrdlo 3 pracovního plynu GAS, které je vyrobeno z vodivého materiálu. Sendvičová struktura sestává ze vzájemně nad sebou uložených vysokoteplotně odolné nevodivé horní porézní membrány 4, vnitřní budicí elektrody 5, vysokoteplotně odolné nevodivé spodní porézní membrány 6 a vnější zemnicí elektrody 7. Vnitř-

ni budicí elektroda 5 je přes propojovací elektrodu 8 a vstupní hrdlo 3 propojena se zdrojem 9 střídavého vysokého napětí, například pulsním generátorem.

Provedení sendvičové struktury generátoru nízkoteplotního plazmatu je detailně znázorněno na obr. 2. Její horní porézní membrána 4 je vyrobena z nevodivého porézního materiálu tloušťky, která se pohybuje v rozmezí hodnot 1 μm až několika mm dle konkrétního použití a vykazujícího teplotní stabilitu minimálně do 150 °C při velikostech mikrokánálů vycházející z průměrné velikosti průřezu mikrokánálů 10 nm až několika mm. Tato horní porézní membrána 4 zajišťuje mechanickou stabilitu celého systému a také zajišťuje objemové omezení ionizace pracovního plynu nad vnitřní budicí elektrodou 5. Vnitřní budicí elektroda 5 umístěná mezi horní porézní membránou 4 a spodní porézní membránou 6 je v podstatě konstantní tloušťky, která se pohybuje v rozmezí hodnot 1 až 500 μm při maximální odchylce 15 % a vykazující teplotní stabilitu minimálně do 150 °C při velikostech mikrokánálů vycházející z průměrné velikosti průřezu 10 nm až 500 μm . Nosná část sendvičové struktury obsahující horní porézní membránu 4, vnitřní budicí elektrodu 5 a spodní porézní membránu 6 tvoří jeden pevný celek a vyrábí se tak, že se vnitřní budicí elektroda 5 vloží mezi horní porézní membránu 4 a spodní porézní membránu 6 a celý sendvič se zahřeje na teplotu stejnou nebo vyšší než teplota tání materiálu vnitřní budicí elektrody 5 a následně se tento celek zchladí, čímž dojde k pevnému spojení obou porézních membrán 4 a 6.

Funkce nízkoteplotního zdroje plazmatu je založena na tom, že mezi vnitřní budicí elektrodou 4 a vnější zemnicí elektrodou 7, které jsou umístěny na protilehlých površích spodní porézní membrány 6, které mohou být tvořeny sítí vodičů o velikosti buňky několik desítek μm až jednotek milimetrů, vodivými mřížkami o stejné střídě, případně nanesenými vodivými vrstvami, jejichž tloušťka se může pohybovat dle zvoleného provedení od desítek nanometrů až jednotek milimetrů, hoří výboje. V důsledku působení elektrického pole mezi těmito plochými elektrodami 4 a 7 dochází k ionizaci pracovního plynu, který po průchodu mikrokánálů spodní porézní membrány 6 vytéká do vnějšího prostředí ve formě plazmatu, jehož hustota je úměrná frekvenci budicího napětí zdroje 9 střídavého vysokého napětí. Aplikované střídavé napětí zdroje 9 pak závisí na tloušťce spodní porézní membrány 6 a typu pracovního plynu, jehož minimální průtok je v jednotkách $\text{litrů}/\text{cm}^2/\text{min}$.

Průmyslová využitelnost

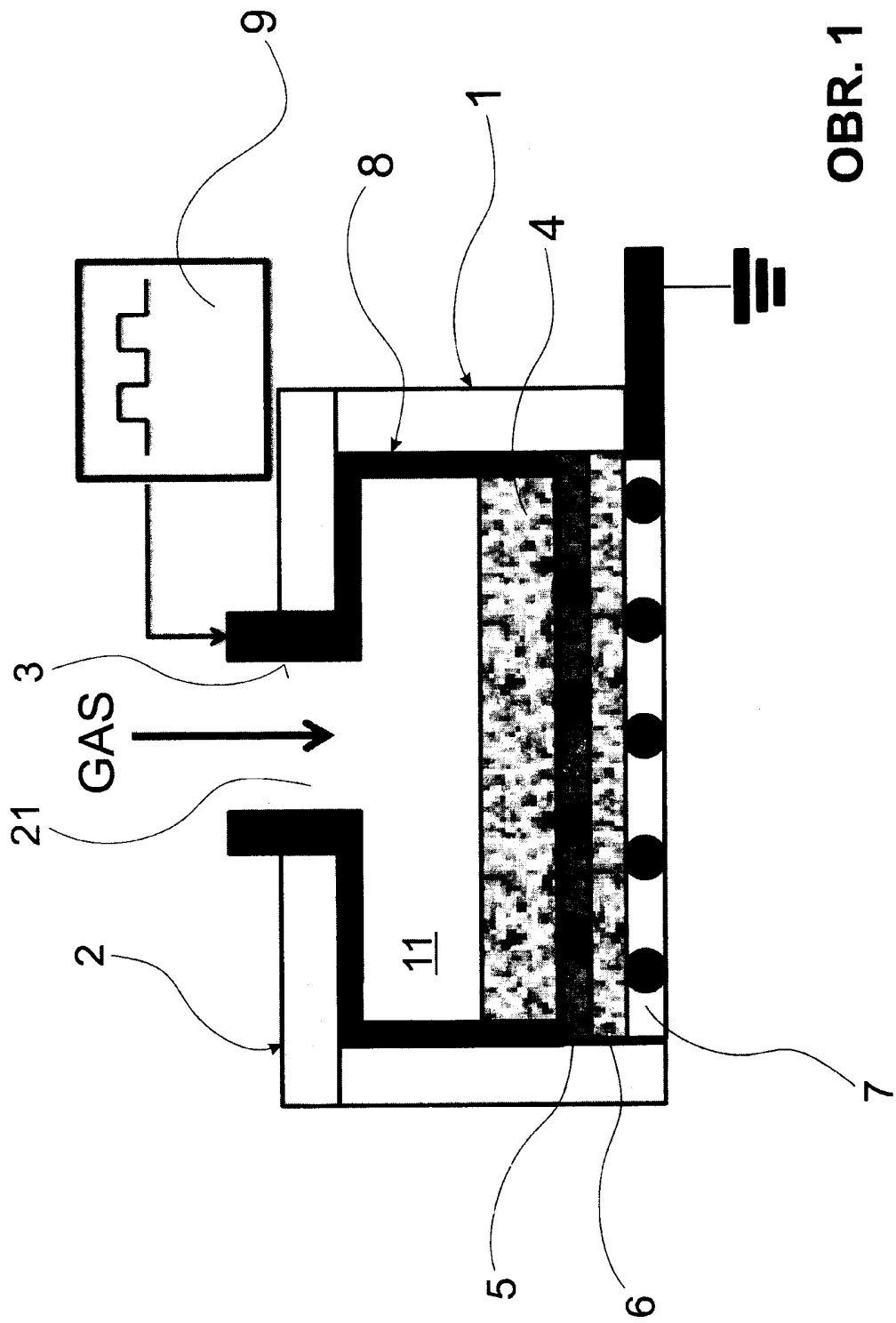
Vynález spadá do oblasti využití nízkoteplotního atmosférického zdroje plazmatu s laditelnou koncentrací ionizovaných částic pro řadu procedur ve zdravotnictví, kdy je aplikací tohoto plazmatu dosaženo efektu hojení. Zařízení je vhodné především k úpravě povrchů živé tkáně pro různé medicínské aplikace,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

PATENTOVÉ NÁROKY

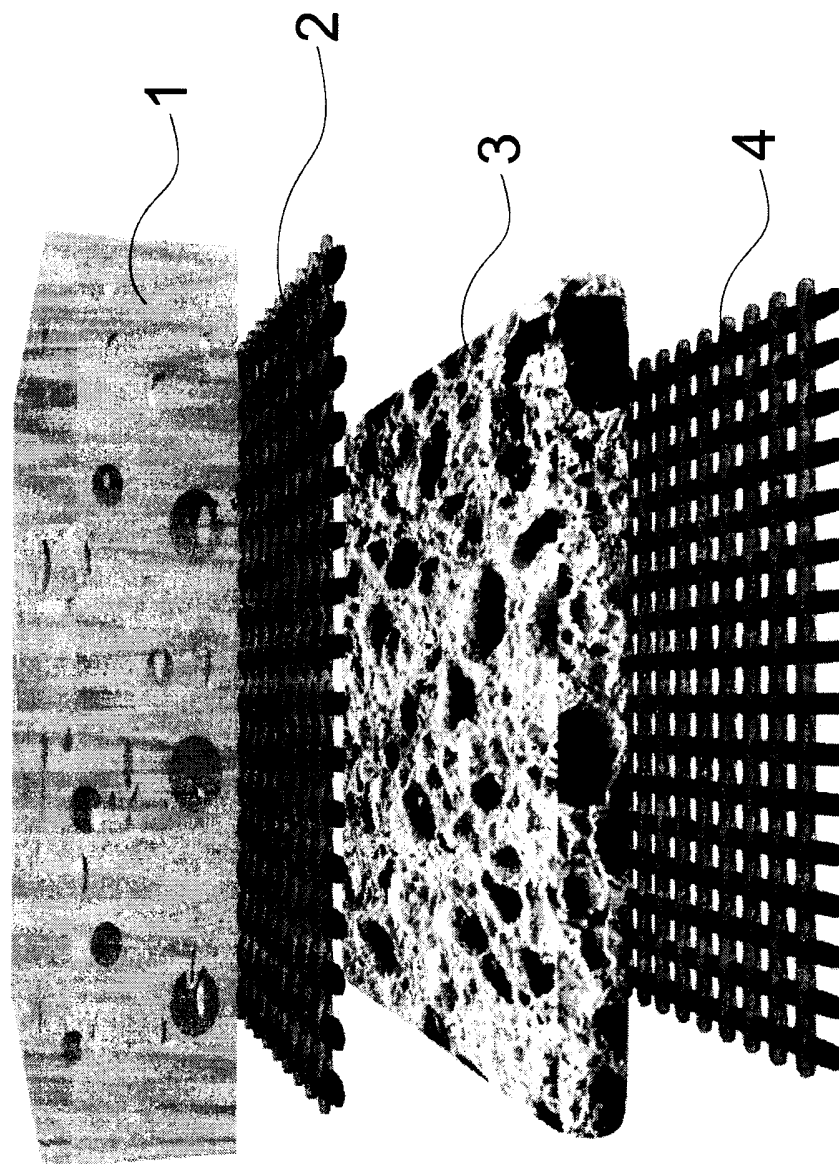
- 5 **1.** Zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro využití v medicínských bioaplikacích, obsahující zdroj (9) střídavého vysokého napětí a duté izolační těleso (1), do jehož vnitřního prostoru (11) je zaústěn přívod pracovního plynu (GAS) a je v něm umístěna sendvičová struktura obsahující vnitřní budicí elektrodu (5) připojenou na zdroj (9) střídavého vysokého napětí, **v y z n a -**
10 **č u j í c í s e t í m**, že sendvičová struktura uložená ve vnitřním prostoru (11) sestává ze vzájemně nad sebou uložených vrstev, nevodivé horní porézní membrány (4), vnitřní budicí elektrody (5), nevodivé spodní porézní membrány (6) a vnější zemnicí elektrody (7), přičemž nosná část sendvičové struktury obsahující horní porézní membránu (4), vnitřní budicí elektrodu (5) a spodní porézní membránu (6) je vytvořena jako jeden pevný celek.
- 15 **2.** Způsob výroby nosné části sendvičové struktury zdroje nízkoteplotního plazmatu podle nároku 1, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že se vnitřní budicí elektroda (5) vloží mezi horní porézní membránu (4) a spodní porézní membránu (6) a tato sestava se zahřeje na teplotu stejnou nebo vyšší než teplota tání materiálu vnitřní budicí elektrody (5) a následně se tento sendvič
20 zchladí za vzniku pevného spojení horní porézní membrány (4) a spodní porézní membrány (6).

2 výkresy

25



OBR. 1



OBR. 2

Konec dokumentu
