

UŽITNÝ VZOR

(11) Číslo dokumentu:

29 236

(13) Druh dokumentu: **U1**

(51) Int. Cl.:

A61L 2/14 (2006.01)
A61L 2/02 (2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: **2015-31845**
(22) Přihlášeno: **04.12.2015**
(47) Zapsáno: **08.03.2016**

(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, CZ
Ing. Alexander Dejneka, Ph.D., Brandýs nad
Labem, 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 užitného vzoru:
**Zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména
pro generaci plazmatu ve tvaru různých
objemových útvarů**

CZ 29236 U1

Zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro generaci plazmatu ve tvaru různých objemových útvarů

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 bioaplikacích, 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 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 vysokonapěťovou 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. 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 spise WO 2010098524 A1, je užito 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 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 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; 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 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 biomedicině 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.

Úkolem nového technického řešení je představit inovovanou konstrukci zdroje nízkoteplotního plazmatu, která vychází z řešení dle spisu CZ 304814, přičemž konstrukce zdroje s nově navrženým uspořádáním umožňuje generaci velice homogenního plazmatu, zejména v dutinách a jiných těžko přístupných místech, s možností přizpůsobení tvaru aktivního povrchu generujícího plazmatu ke tvaru ošetřovaného povrchu nebo dutiny při zachování rovnoměrného působení plazmatu a minimalizaci rizik pro pacienta. Vylepšená konstrukce generátoru plazmatu díky použití objemné, zejména válcové, budící elektrody umožňuje stabilní generaci plazmatu ve válcovém, krychlovém nebo jiném trojrozměrném objemu.

40 Podstata technického řešení

Uvedeného cíle je dosaženo technickým řešením, kterým je zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro generaci plazmatu ve tvaru různých objemových útvarů při využití v medicínských bioaplikacích, obsahující zdroj střídavého vysokého napětí, zemnicí elektrodu a duté těleso, do jehož vnitřního prostoru je zaústěn přívod pracovního plynu, kde podstata řešení spočívá v tom, že těleso je vytvořeno z vodivého porézního materiálu, je propojeno se zdrojem vysokého střídavého napětí a jeho plášť je opatřena nevodivou porézní membránou, která je k jeho povrchu upevněna pomocí vnější zemnicí elektrody, přičemž zdola je těleso uzavřeno nevodivými spodním krytem a shora horním krytem, přes který je do vnitřního prostoru tělesa zaústěn přívod pracovního plynu.

50 Ve výhodném provedení je vnitřní porézní vodivé těleso vyrobeno z vodivého porézního materiálu s velikostí pórů nebo mikrokanálů o průměru 10 nm až 500 μm a porézní membrána je vyrobena z elastického materiálu konstantní tloušťky, která se pohybuje v rozmezí hodnot 1 až

500 μm při maximální odchylce 15 % a vykazuje teplotní stabilitu minimálně do 150 $^{\circ}\text{C}$ při velikostech pórů vytvářejících mikrokanály o průměru 10 nm až 500 μm .

Konečně je výhodné, když je vnější zemnicí elektroda vytvořena ve tvaru šroubovice.

Objasnění výkresů

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

obr. 1 základní schéma zdroje nízkoteplotního plazmatu a jeho zapojení,

obr. 2 je axonometrický pohled na konkrétní model zdroje nízkoteplotního plazmatu z obr. 1 a

obr. 3 je osový podélný řez modelem zdroje nízkoteplotního plazmatu z obr. 2.

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 sestává v základním provedení znázorněném na obr. 1 z dutého vnitřního porézního vodivého tělesa 1, s výhodou válcového tvaru, které je propojeno se zdrojem 2 vysokého střídavého napětí, například pulsním generátorem, a tvoří tak budící elektrodu. Plášť tělesa 1 je opatřen tenkou nevodivou porézní membránou 3, vyrobenou z elastického materiálu, která je k jeho povrchu upevněna pomocí vnější zemnicí elektrody 4, která je nasunuta na její vnější ploše a která je vytvořena například ve tvaru šroubovice, jak je patrné z obr. 2. Zdola a shora je těleso 1 uzavřeno nevodivými spodním krytem 5 a horním krytem 6, kde přes horní kryt 6 je do vnitřního prostoru tělesa 1 zaústěn přívod 7 pracovního plynu.

20 Vnitřní porézní vodivé těleso 1 je vyrobeno z vodivého porézního materiálu s velikostí pórů nebo mikrokanálů vycházející z průměrné velikosti průřezu 10 nm až 500 μm . Porézní membrána 3 je membránou konstantní tloušťky, která se pohybuje v rozmezí hodnot 1 až 500 μm při maximální odchylce 15 % a vykazuje teplotní stabilitu minimálně do 150 $^{\circ}\text{C}$ při velikostech mikrokanálů vycházející z průměrné velikosti průřezu 10 nm až 500 μm .

30 Funkce představovaného zdroje nízkoteplotního plazmatu je založena na tom, že mezi povrchem tělesa 1, tvořícím budící elektrodu, a zemnicí elektrodou 4, umístěnou na jeho povrchu, hoří výboje. V důsledku působení elektrického pole dochází k ionizaci pracovního plynu, který po průchodu mikrokanály porézní membrány 3 vytéká do vnějšího prostředí ve formě plazmatu, jehož hustota je úměrná frekvenci budícího napětí zdroje 2 vysokého střídavého napětí. Aplikované střídavé napětí zdroje 2 pak závisí na tloušťce porézní membrány 3 a typu pracovního plynu, jehož minimální průtok je v jednotkách litrů/ cm^2/min .

35 Popsané provedení zdroje nízkoteplotního plazmatu není jeho jediným možným řešením, když vnitřní těleso 1 nemusí být válcového tvaru, ale může být realizováno ve formě různých objemových útvarů, což umožňuje jeho použití i v těžko přístupných tělních dutinách. Zemnicí elektroda 4 nemusí být tvořena spirálou, ale může být provedena například ve formě plechu opatřeného soustavami různých otvorů či štěrbin.

Průmyslová využitelnost

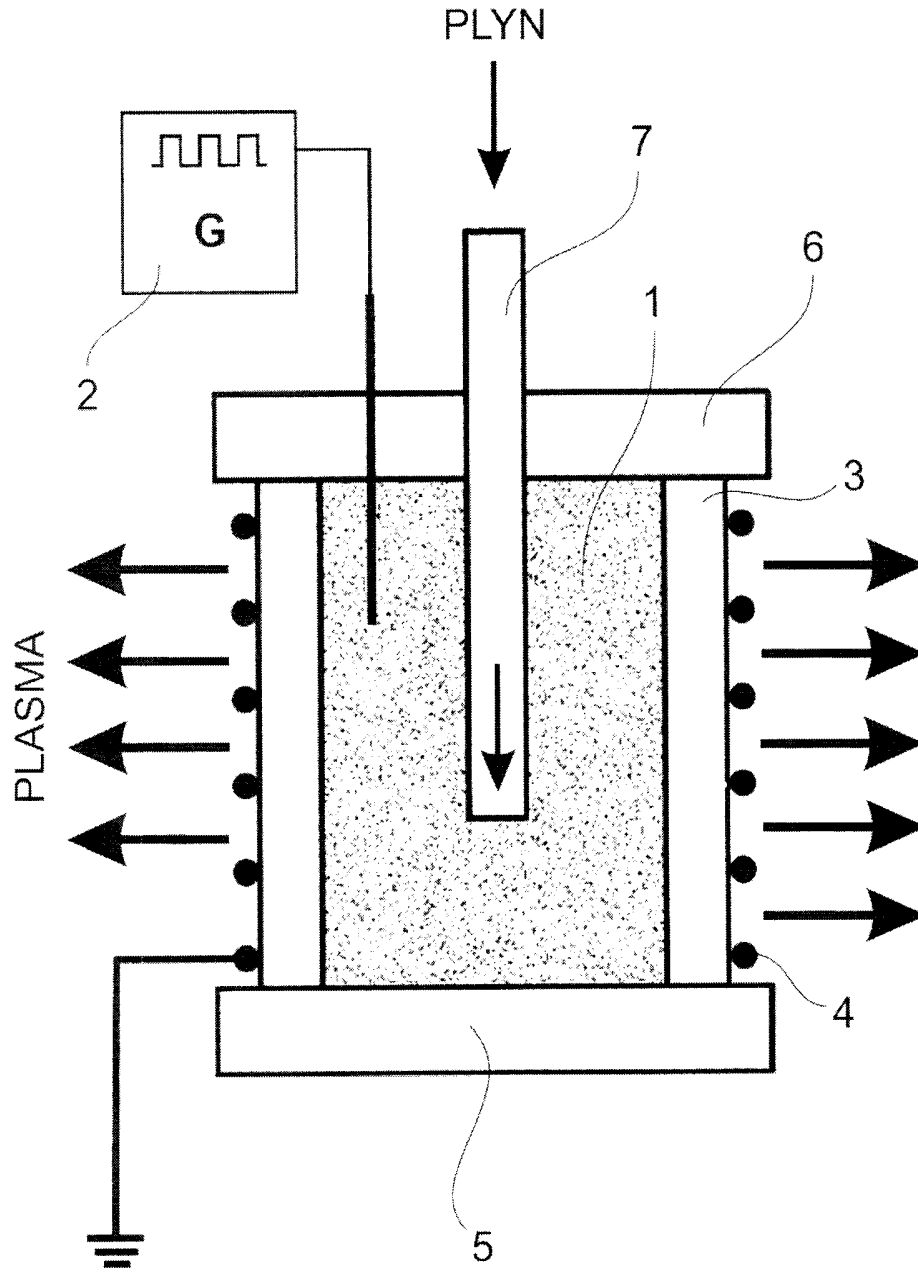
40 Technické řešení spadá do oblasti využití nízkoteplotního atmosférického zdroje plazmatu s ladicí koncentrací ionizovaných částic pro řadu procedur ve zdravotnictví, kdy je aplikací tohoto plazmatu dosaženo efektu hojení. Zařízení je vhodné především k úpravě povrchů živé tkáně pro různé medicínské 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. Hlavní výhodou tohoto systému je
45 možnost jeho využití při ošetření těžko přístupných dutin.

NÁROKY NA OCHRANU

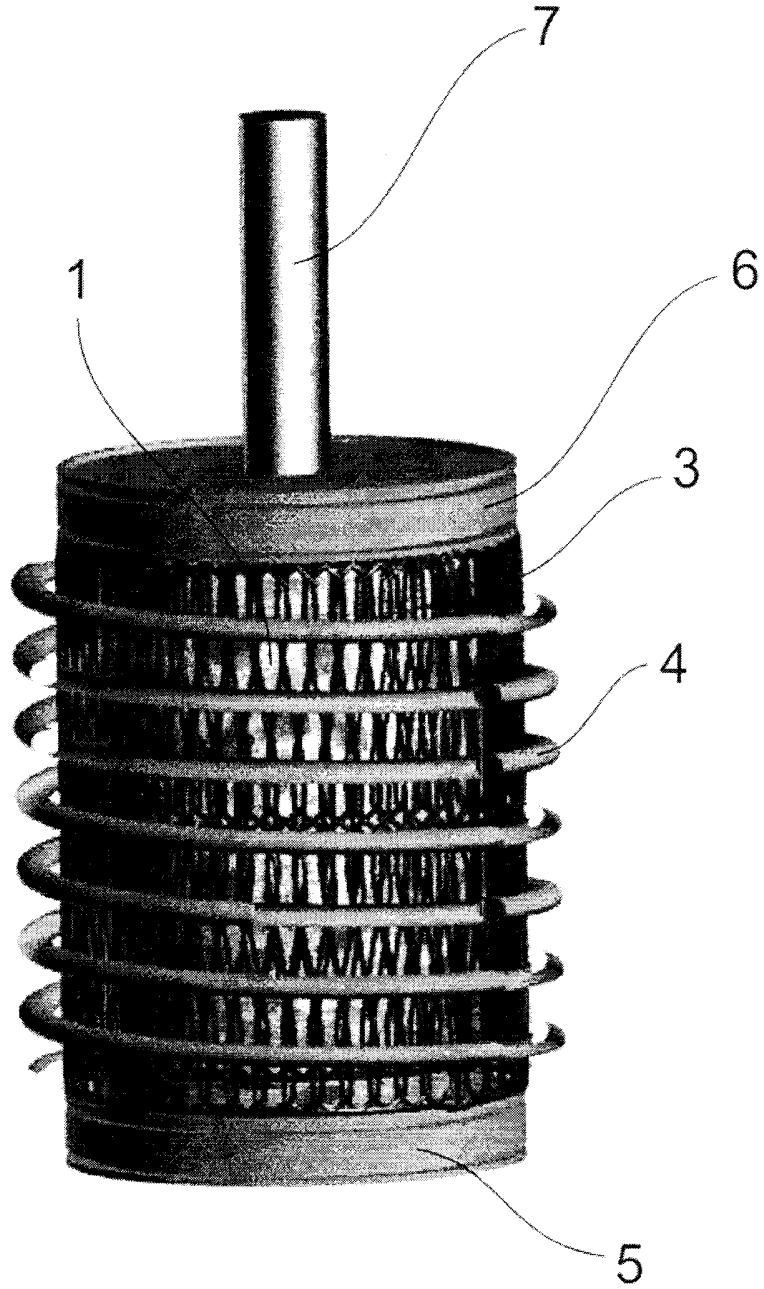
1. Zdroj nízkoteplotního plazmatu, zejména pro generaci plazmatu ve tvaru různých objemových útvarů při využití v medicínských bioaplikacích, obsahující zdroj (2) střídavého vysokého napětí, zemnicí elektrodu (4) a duté těleso (1), do jehož vnitřního prostoru je zaústěn přívod (7) pracovního plynu, **vyznačující se tím**, že těleso (1) je vytvořeno z vodivého porézního materiálu, je propojeno se zdrojem (2) vysokého střídavého napětí a jeho plášť je opatřen nevodivou porézní membránou (3), která je k jeho povrchu upevněna pomocí vnější zemnicí elektrody (4), přičemž zdola je těleso (1) uzavřeno nevodivými spodním krytem (5) a shora horním krytem (6), přes který je do vnitřního prostoru tělesa (1) zaústěn přívod (7) pracovního plynu.
2. Zdroj nízkoteplotního plazmatu podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že vnitřní porézní vodivé těleso (1) je vyrobeno z vodivého porézního materiálu s velikostí pórů nebo mikrokanálů o průměru 10 nm až 500 μm .
3. Zdroj nízkoteplotního plazmatu podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že porézní membrána (3) je vyrobena z elastického materiálu konstantní tloušťky, která se pohybuje v rozmezí hodnot 1 až 500 μm při maximální odchylce 15 % a vykazuje teplotní stabilitu minimálně do 150 $^{\circ}\text{C}$ při velikostech pórů vytvářejících mikrokanály o průměru 10 nm až 500 μm .
4. Zdroj nízkoteplotního plazmatu podle některého z nároků 1 až 3, **vyznačující se tím**, že vnější zemnicí elektroda (4) je vytvořena ve tvaru šroubovice.

20

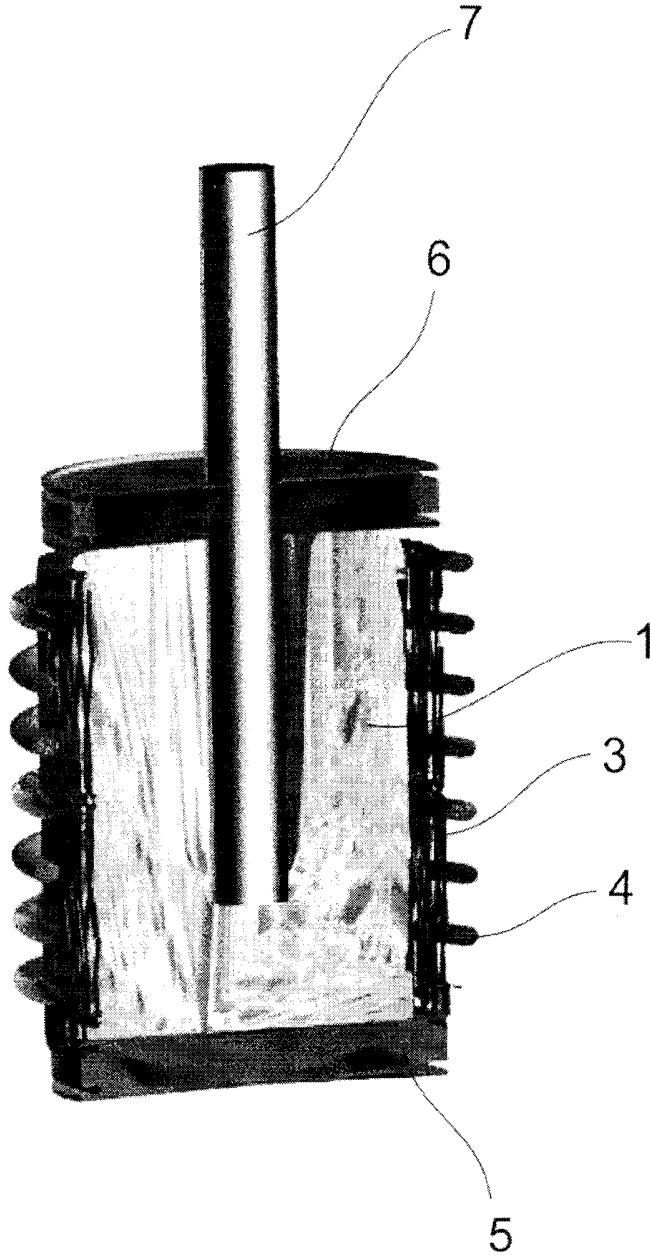
3 výkresy



OBR. 1



OBR. 2



OBR. 3

Konec dokumentu