

PATENTOVÝ SPIS

(11) Číslo dokumentu:

305 429

(13) Druh dokumentu: **B6**

(51) Int. Cl.:

H05G 2/00 (2006.01)
H01J 1/304 (2006.01)
H01J 35/06 (2006.01)
H01J 35/08 (2006.01)
H01J 35/28 (2006.01)
B82B 1/00 (2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA



ÚŘAD
PRŮMYSLového
VLASTNICTVÍ

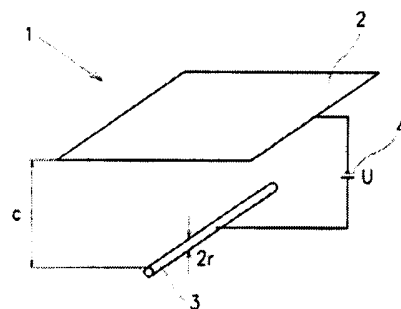
(21) Číslo přihlášky: **2009-424**
(22) Přihlášeno: **01.07.2009**
(40) Zveřejněno: **12.01.2011**
(Věstník č. 2/2011)
(47) Uděleno: **05.08.2015**
(24) Oznámení o udělení ve věstníku: **16.09.2015**
(Věstník č. 37/2015)

(56) Relevantní dokumenty:
Yuan Cheng, Otto Zhou: "Electron field emission from carbon nanotubes", C. R. Physique 4 (2003), str. 1021–1033, doi:10.1016/S1631-0705(03)00103-8, 04.10.2003.
US 5773921 A; WO 0231857 A; US 6980627 B; WO 2004086439 A; US 2006274889 A; EP 1801842 A; US 2008238285 A.

(73) Majitel patentu:
Technická univerzita v Liberci, Liberec, CZ

(72) Původce:
Ing. Pavel Pokorný, Frýdlant v Čechách, CZ
prof. RNDr. David Lukáš, CSc., Liberec 6, CZ
Ing. Petr Mikeš, Mníšek u Liberce, CZ

(74) Zástupce:
Ing. Dobroslav Musil, patentová kancelář,
Zábrdovická 11, 615 00 Brno



(54) Název vynálezu:
**Rentgenový zářič a/nebo urychlovač
elektricky nabitých částic**

(57) Anotace:
Řešení se týká rentgenového zářiče a/nebo urychlovače (1) elektricky nabitých částic, který obsahuje dvojici elektrod (2, 31), mezi nimiž je vytvořeno elektrické pole o vysoké intenzitě, přičemž jedna z elektrod (2, 31) obsahuje nanoelementy s alespoň jedním rozměrem menším než jeden mikrometr, jehož podstata spočívá v tom, že alespoň elektroda (2, 31) obsahující nanoelementy je uspořádána v prostoru s atmosférou vzduchu, plynu nebo směsi plynů. Řešení se dále týká také rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic, jehož podstata spočívá v tom, že elektroda (2, 31) obsahující nanoelementy je svými nanoelementy uspořádána proti druhé z elektrod (2, 31), přičemž elektrické pole vytvořené mezi elektrodami (2, 31) je orientované směrem k elektrodě (2, 31) obsahující nanoelementy. U této varianty mohou být elektrody (2, 31) uspořádány v prostoru s atmosférou vzduchu, plynu nebo směsi plynů, nebo v prostoru, v němž je vytvořeno vakuum.

CZ 305429 B6

Rentgenový zářič a/nebo urychlovač elektricky nabitých částicOblast techniky

5

Vynález se týká rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic, který obsahuje dvojici elektrod, mezi nimiž je vytvořeno elektrické pole o vysoké intenzitě, přičemž jedna z elektrod obsahuje nanoelementy s alespoň jedním rozměrem menším než jeden mikrometr.

10

Dosavadní stav techniky

Rentgenové záření je ionizační elektromagnetické záření o vysoké energii (10 až 10^3 keV), vysoké frekvence (3×10^{16} až 3×10^{20} Hz) a velmi nízké vlnové délce (10^{-8} až 10^{-12} m), které se v současné době průmyslově využívá zejména pro neinvazivní či nedestruktivní sledování vnitřní struktury předmětů z různých materiálů, včetně lidského či zvířecího těla.

Pro vytvoření tzv. „měkkého“ rentgenového záření vhodného pro medicínské aplikace se používá tzv. „rentgenka“, což je elektronka, v jejímž vnitřním prostoru, v němž je vytvořeno vakuum, jsou proti sobě umístěny katoda a anoda, mezi kterými vzniká elektrické pole o vysoké intenzitě. Katoda je během provozu žhavena samostatným žhavicím obvodem, v důsledku čehož se z ní termoemisi uvolňují elektrony, které jsou silovým působením elektrického pole urychlovány a přitahovány k anodě. V důsledku vysoké intenzity elektrického pole získávají tyto elektrony velmi vysokou kinetickou energii, takže při nárazu na anodu vyraží z jejích atomů další elektrony. Při nahrazování těchto vyražených elektronů pak dochází k emitování fotonů rentgenového záření. Zbývající kinetická energie elektronů zarážejících na anodu se mění na tepelnou energii, což vyžaduje intenzivní chlazení anody chladicím médiem, nebo její rotací.

Nevýhodou rentgenek je jejich složitá, nákladná a současná křehká konstrukce, a také vysoké pořizovací i provozní náklady zařízení, v nichž se používají.

Při vytváření tzv. „tvrdého“ rentgenového záření (tj. rentgenového záření s vlnovou délkou pod 10^{-10} m), které se uplatňuje zejména v technické defektoskopii, se pro urychlení elektronů využívají různé typy urychlovačů elektricky nabitých částic, nejčastěji tzv. „betatrony“. Urychlené elektrony pak slouží k emitaci fotonů rentgenového záření podobným způsobem jako je tomu u rentgenky.

Nevýhodou stávajících urychlovačů elektricky nabitých částic jsou však jejich vysoké pořizovací i provozní náklady, stejně jako jejich velké rozměry a vysoká hmotnost, která mj. omezuje či dokonce vylučuje možnosti jejich využití ve stávajících budovách.

Cílem vynálezu je navrhnout rentgenový zářič a/nebo urychlovač elektricky nabitých částic, který by odstranil nevýhody stavu techniky.

45

Podstata vynálezu

Cíle vynálezu je dosaženo rentgenovým zářičem a/nebo urychlovačem elektricky nabitých částic, který obsahuje dvojici elektrod, mezi nimiž je vytvořeno elektrické pole o vysoké intenzitě, přičemž jedna z elektrod obsahuje nanoelementy s alespoň jedním rozměrem menším než jeden mikrometr, jehož podstata spočívá v tom, že alespoň elektroda obsahuje nanoelementy je uspořádána v prostoru s atmosférou vzduchu, plynu nebo směsi plynů. Intenzita elektrického pole v bezprostřední blízkosti elektrody s nanoelementy přitom díky rozměrům těchto nanoelementů dosahuje lokálních hodnot v řádu až GV/m, a to i v případě, že jsou tyto nanoelementy vytvořeny z elektricky nevodivého materiálu, a v řádu až TV/m v případě, kdy jsou použité nanoelementy

elektricky vodivé, kovové nebo alespoň pokovené, v důsledku čehož dochází k silné ionizaci okolního vzduchu/plynu, přičemž vznikající ionty a/nebo jiné elektricky nabitě částice, např. elektrony, jsou působením elektrického pole urychlovány směrem k protielektrodě. Při svém pohybu pak kolidují s částicemi okolního vzduchu a/nebo s atomy protielektrody, přičemž dochází k přeměně kinetické energie urychlených iontů a/nebo jiných elektricky nabitých částic na jiné formy energie, což je doprovázeno také emisí fotonů rentgenového záření.

V jiné variantě rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic podle vynálezu je elektroda obsahující nanoelementy svými nanoelementy uspořádaná proti druhé z elektrod, přičemž elektrické pole vytvořené mezi elektrodami je orientované směrem k elektrodě obsahující nanoelementy. Emise fotonů rentgenového záření je přitom způsobena výhradně dopadem elektrickým polem urychlených iontů a/nebo jiných elektricky nabitých částic na nanoelementy elektrody. I v této variantě rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic jsou elektrody uspořádány v prostoru s atmosférou vzduchu, plynu nebo směsi plynů, avšak mohou být uspořádány také v prostoru, v němž je vytvořeno vakuum, a který je propojen se zdrojem elektricky nabitých částic. V poslední variantě se přitom dosáhne nejvyššího výkonu.

V případě, kdy je elektroda/elektrody rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic situována v prostoru s atmosférou vzduchu, plynu nebo směsi plynů, má tato atmosféra s výhodou normální tlak, teplotu a vlhkost. Pro regulaci výkonu rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic je však výhodné, pokud je jeho elektroda/elektrody situovány v prostoru s nastavitelným tlakem a/nebo teplotou a/nebo vlhkostí a/nebo složením atmosféry.

Z technologického hlediska je v obou variantách rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic výhodné, pokud jsou nanoelementy tvořeny nanovláknem, neboť jejich výroba v průmyslovém měřítku je v současné době nejjednodušší, nejlevnější a nejméně zatěžující životní prostředí. Nanovláknem během ní navíc vytváří relativně soudržnou vrstvu, což značně usnadňuje manipulaci s nimi, případně jejich dávkování, atd.

Kromě nanovláken však lze jako nanoelementy využít uhlíkové nanotrubičky, jejichž největší výhodou spočívá v jejich elektrické vodivosti. S dobrými výsledky lze použít také nanočástice elektricky vodivých i nevodivých materiálů.

Různé typy nanoelementů lze přitom s výhodou vzájemně kombinovat pro dosažení vhodných lokálních hodnot intenzity elektrického pole, přičemž z tohoto hlediska se jako nejefektivnější jeví nanovláknem s „naroubovanými“ nanotrubicemi a/nebo nanočásticemi uloženými na jejich povrchu.

Dalším způsobem regulace výkonu rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic podle vynálezu je uspořádání jeho elektrod vzájemně přestavitelně ve směru k sobě a od sebe, neboť intenzita elektrického pole roste s klesající vzdáleností elektrod a naopak.

45 Objasnění výkresů

Na přiloženém výkrese je schematicky znázorněn rentgenový zářič a/nebo urychlovač elektricky nabitých částic podle vynálezu, přičemž obr. 1 značí teoretický příklad provedení tohoto rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic s protielektrodou tvořenou jedním nanovláknem, obr. 2 reálný příklad provedení rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic s protielektrodou tvořenou vrstvou nanovláken uloženou na nosné desce, obr. 3 reálný příklad provedení rentgenového zářiče a/nebo urychlovače elektricky nabitých částic, jehož elektrody nejsou uspořádány rovnoběžně, a obr. 4 řez zařízením pro sterilizaci plynů využívající dvojici rentgenových zářičů a/nebo urychlovačů elektricky nabitých částic podle vynálezu.

Příklad uskutečnění vynálezu

Na obr. 1 je znázorněn rentgenový zářič a/nebo urychlovač 1 elektricky nabitých částic podle vynálezu, který obsahuje plošnou elektrodu 2 a proti ní, ve vzdálenosti c, uspořádanou protielektrodu 3 tvořenou jedním nanovláknem o průměru 2r. Protielektroda 3 je po celé délce rovnoběžná s plošnou elektrodou 2. Plošná elektroda 2 je propojena s jedním pólem zdroje 4 vysokého stejnosměrného napětí U a protielektroda 3 je propojena s opačným pólem tohoto zdroje 4. Díky tomu se mezi plošnou elektrodou 2 a protielektrodou 3 indukuje elektrické pole, jehož intenzita E dosahuje maximální hodnoty na části povrchu protielektrody 3, která je nejbližší k plošné elektrodě 2. Její hodnotu lze vyjádřit např. vztahem:

$$E = -\frac{U}{c} \frac{1}{\rho} \frac{\sqrt{1+\rho}}{\sqrt{1-\rho}} \left[\ln \left(\frac{\sqrt{1+\rho} - \sqrt{1-\rho}}{\sqrt{1+\rho} + \sqrt{1-\rho}} \right) \right]^{-1} \quad (1),$$

kde $\rho = r/c$.

Hodnotu intenzity E je tedy možné měnit změnou vzdálenosti c mezi plošnou elektrodou 2 a protielektrodou 3, změnou napětí U přiváděného na plošnou elektrodu 2 a na protielektrodu 3 a změnou podílu průměru 2r protielektrody 3 vůči její vzdálenosti c od plošné elektrody 2.

20

Pro malé hodnoty ρ , tedy pro $r \ll c$, je pak možné tento vztah zapsat jako

$$E \frac{c}{U} = \frac{E}{E_d} = -\frac{1}{\rho \ln \rho} = Z_f \quad (2).$$

Zlomek c/U na levé straně vztahu (2) má význam obrácené hodnoty intenzity elektrického pole E_d v ideálním deskovém kondenzátoru při napětí U a vzdálenosti dvou stejných desek tohoto kondenzátoru c. Proto pravá strana vztahu (1) bez zlomku U/c a pravá strana vztahu (2) představují zesilovací faktor Z_f . Tato veličina je nazvána zesilovacím faktorem Z_f proto, že intenzita E elektrického pole vytvořeného mezi plošnou elektrodou 2 a protielektrodou 3 tvořenou jedním nanovláknem má na části povrchu protielektrody 3, která je nejbližší plošné elektrodě 2, hodnotu intenzity E_d , kterou by mělo, při stejném napětí U a vzdálenosti c dvou stejných desek, elektrické pole deskového kondenzátoru, vynásobenou zesilovacím faktorem Z_f , tj. $E = E_d \times Z_f$. Například pro napětí $U=20 \times 10^3 \text{ V}$ a vzdálenost c mezi plošnou elektrodou 2 a protielektrodou 3 $c=2 \times 10^{-1} \text{ m}$ a velikost poloměru nanovlákn $r=2 \times 10^{-9} \text{ m}$, je možno teoreticky dosáhnout lokální hodnoty intenzity $E=0,5 \text{ TV/m}$.

35

Vlivem tohoto zesílení, které je způsobeno zejména malým poloměrem r nanovlákn tvořícího protielektrodu 3, dosahuje intenzita E elektrického pole v bezprostřední blízkosti protielektrody 3 mimořádně vysokých lokálních hodnot, při kterých dochází k silné ionizaci okolního vzduchu. Vznikající ionty a/nebo jiné elektricky nabitě částice, např. elektrony, jsou přitom působením elektrického pole urychlovány směrem k protielektrodě 3, a i na velmi krátkých drahách (obvykle 10 až 100 nm) získávají velmi vysokou kinetickou energii. Při stejném pohybu přitom kolidují s částicemi okolního vzduchu a/nebo s atomy protielektrody 3, přičemž při těchto kolizích dochází k přeměnám kinetické energie urychlených iontů a/nebo jiných elektricky nabitých částic na jiné formy energie, což je doprovázeno také emisí fotonů rentgenového záření.

45

Vzhledem k tomu, že získání jediného samostatného nanovlákn je technicky poměrně složité, ne-li nemožné, využívá se v praktických aplikacích rentgenového zářiče a/nebo urychlovače 1 elektricky nabitých částic protielektroda 31, která obsahuje vrstvu 310 nanovláken uloženou na nosné desce 311 z elektricky vodivého materiálu. Nosná deska 311 přitom zajišťuje umístění

50

vrstvy 310 nanovláken v požadované vzdálenosti c od plošné elektrody 2, a současně vodivé propojení vrstvy 310 nanovláken se zdrojem vysokého napětí 4.

5 Jak je zřejmé z výše uvedeného, pro správnou funkci rentgenového zářiče a/nebo urychlovače 1 elektricky nabitých částic je nutné, na rozdíl např. od „rentgenek“ známých ze stavu techniky, aby se v blízkosti protielektrody 3 nacházel vzduch, případně jiný vhodný plyn či směs plynů schopná ionizace. Pro praktický provoz s požadavkem regulace parametrů emitovaného rentgenového záření je přitom výhodné, pokud lze řídit nebo nastavit alespoň některé parametry vzduchu (plynu nebo směsi plynů) v blízkosti protielektrody 31, zejména jeho tlak a/nebo teplotu
10 a/nebo vlhkost a/nebo aktuální chemické složení, neboť tyto parametry přímo ovlivňují parametry elektrického pole, a tedy i parametry emitovaného rentgenového záření.

V příkladech provedení znázorněných na obr. 1 a obr. 2 jsou použita polymerní, elektricky nevodivá nanovlákná připravená elektrostatickým zvlákňováním, avšak v dalších příkladech provedení
15 jsou namísto nich použita elektricky nevodivá nanovlákná připravená jiným způsobem, případně i z jiného materiálu. Díky polarizaci elektricky nevodivého materiálu nanovláken se tato nanovlákná chovají v elektrickém poli podobným způsobem, jako kdyby se jednalo o elektricky vodivá nanovlákná, takže na části jejich povrchu přivrácené k plošné elektrodě 2 dochází k požadované koncentraci elektrického pole a k dosažení požadovaných hodnot intenzity E elektrického pole
20 způsobujících ionizaci vzduchu (plynu, nebo směsi plynů) v blízkosti protielektrody 31.

Výhody použití polymerních nanovláken jsou dány zejména jejich dobrou dostupností, neboť elektrostatické zvlákňování polymerních roztoků, prováděné např. s využitím zvlákňovací elektrody dle WO 2005024101 či dle WO 2008028428, aj., je nejdostupnějším a nejlepším způsobem
25 masové přípravy nanoelementů s alespoň jedním rozměrem menším než 1 mikrometr, jejich využití je pro rentgenový zářič a/nebo urychlovač 1 elektricky nabitých částic klíčové, jak vyplývá z výše uvedených vztahů (1) a (2). Při elektrostatickém zvlákňování se navíc vytváří relativně soudržná a rovnoměrná vrstva polymerních nanovláken, což usnadňuje manipulaci s nanovláknem, jejich rozložení na nosné desce 311, atd. Další výhodou polymerních nanovláken je i to, že při
30 elektrostatickém zvlákňování dochází k jejich sterilizaci, neboť se při něm emituje malé množství rentgenového záření, jehož energie je dostatečná pro eliminaci mikrobů a jiných choroboplodných zárodků, takže rentgenový zářič a/nebo urychlovač 1 elektricky nabitých částic podle vynálezu lze bez dalšího použití i pro aplikace, které vyžadují použití sterilního materiálu.

35 Vyšších hodnot intenzity E elektrického pole mezi plošnou elektrodou 2 a protielektrodou 31 se však dosáhne, a to i bez nutnosti zvyšování napětí U zdroje 4 stejnosměrného napětí, při použití elektricky vodivých nanoelementů – kovových, nebo alespoň pokovených nanovláken, případně uhlíkových nanotrubic.

40 Vzhledem k tomu, že vztahy (1) a (2), a výše uvedené principy platí obecně pro libovolné objekty, na které je přivedeno vysoké napětí, je zřejmé, že pro dosažení hodnot intenzity E elektrického pole, které zaručují ionizaci vzduchu (plynu, směsí plynů) v blízkosti protielektrody 31, lze namísto nanovláken, případně nanotrubic, použít se stejnými nebo podobnými výsledky také jiné nanoelementy s alespoň jedním rozměrem menším než 1 mikrometr, například nanočástice, a to
45 jak elektricky vodivé, tak i elektricky nevodivé, případně jejich směs.

Jak prokázaly dosud provedené experimenty, různé druhy nanoelementů lze s výhodou kombinovat pro dosažení vhodných lokálních hodnot intenzity E elektrického pole, přičemž s dobrými výsledky jsou použitelná nanovlákná na jejichž površích jsou uloženy nanočástice, případně tzv.
50 „naroubované“ uhlíkové nanotrubic, které slouží jako koncentrátory intenzity E elektrického pole.

V dalším výhodném, neznázorněném příkladu provedení obsahuje nanoelementy, jejich alespoň jeden rozměr je menší než 1 mikrometr, protielektroda 31 a současně i plošná elektroda 2. Malé
55 rozměry nanoelementů přitom v kombinaci s malou vzájemnou vzdáleností c mezi plošnou elek-

trodu 2 a protielektrodou 31 umožňují vznik elektrického pole s dostatečnou vysokou intenzitou E, i při použití výrazně nižšího napětí U. To značně snižuje nároky na použitý zdroj 4 stejnosměrného napětí, a tedy i na jednu z nákladově nejvýznamnějších částí celého zařízení.

5 Jak již bylo uvedeno výše, důležitou podmínkou pro vytváření iontů a/nebo jiných elektricky nabitých částic a následnou emisi rentgenového záření, je přítomnost vzduchu (plynu, nebo směsi plynů) v blízkosti protielektrody 31. Pro některé aplikace je však výhodnější, pokud je mezi plošnou elektrodou 2 a protielektrodou 31 vytvořeno vakuum, a ionty a/nebo jiné elektricky nabitě částice jsou do prostoru mezi elektrodami přiváděny z neznázorněného, samostatného zdroje.

10 Tyto ionty a/nebo jiné elektricky nabitě částice jsou přitom elektrickým polem mezi plošnou elektrodou 2 a protielektrodou 31 urychlovány směrem k protielektrodě 31, přičemž k emisi rentgenového záření dochází výhradně v souvislosti s jejich dopadem na protielektrodu 31. Toto provedení je schematicky znázorněno na obr. 3, přičemž jeho jednotlivé prvky jsou shodné s provedením znázorněným na obr. 2. Rozdílem je, že protielektroda 31 je s výhodou vychýlena z polohy rovnoběžné vůči plošné elektrodě 2, čímž je dosaženo vhodného směřování emitovaného rentgenového záření. Jak je znázorněno šipkou A, ionty a/nebo jiné elektricky nabitě částice dopadají na protielektrodu 31 pod nenulovým úhlem α , přičemž fotony rentgenového záření emitované materiálem protielektrody 31 se pohybují od protielektrody 31 v požadovaném směru pod nenulovým úhlem α' stejné velikosti (šipky B). Vychýlení protielektrody 31 však není pro funkci

20 zařízení nezbytné, a protielektroda 31 je v dalších neznázorněných příkladech provedení rovnoběžná s plošnou elektrodou 2. V jiných neznázorněných příkladech provedení je naopak vychýlení protielektrody 31 z polohy rovnoběžné s plošnou elektrodou 2 využito pro směřování emitovaného rentgenového záření, i pokud je mezi elektrodami 2 a 31 vzduch či jiný plyn, nebo směs plynů.

25 Vhodným kompromisem mezi použitím vakua a naopak vzduchu (plynu, nebo směsi plynů) je umístění protielektrody 31 do prostředí se vzduchem (plynem, směsí plynů) s tlakem nižším než je atmosférický tlak. Tím se sníží počet kolizí urychlovaných iontů a/nebo jiných elektricky nabitých částic s atomy vzduchu (plynu, nebo směsi plynů), a naopak zvýší počet jejich kolizí s nanoelementy protielektrody 31. V důsledku toho se zvýší také množství a intenzita emitovaného rentgenového záření.

U všech výše popisovaných příkladů provedení je výhodné, nikoliv však nezbytné, pokud jsou plošná elektroda 2 a protielektroda 31 uspořádány vzájemně přestavitelně ve směru k sobě a od sebe, neboť, jak vyplývá ze vztahů (1) a (2), prostřednictvím změny jejich vzájemné vzdálenosti lze významně regulovat velikost zesilovacího faktoru Z_r , a zprostředkovaně tedy i intenzitu E elektrického pole.

40 Podstata vynálezu se neomezuje pouze na popsané a znázorněné příklady provedení, ale i na principiálně stejná řešení lišící se tvarovým řešením jednotlivých elektrod 2 a 31. Ty mají v dalších neznázorněných příkladech provedení např. tvar soustředných koulí, sousošých válců, či jiných geometrických těles, mezi jejich stěnami je vytvořena mezera konstantní velikosti.

45 Vedle vytváření tzv. „měkkého“ a „tvrdého“ rentgenového záření určeného pro medicínské, nebo technické aplikace, je rentgenový zářič a/nebo urychlovač elektricky nabitých částic podle vynálezu využitelný i v dalších aplikacích, např. pro sterilizaci plynů. Na obr. 4 je znázorněno zařízení 5 určené ke sterilizaci plynů, v jehož pouzdru 6 jsou umístěny dvě rovnoběžné, uzemněné elektrody 7, které jsou, např. díky perforaci průchozí pro sterilizovaný plyn. Mezi elektrodami 7 je rovnoběžně umístěna protielektroda 8, průchozí pro sterilizovaný plyn, která je propojená se

50 zdrojem 4 vysokého napětí. Protielektroda 8 je tvořena nosnou deskou 81, která je na obou svých plochách opatřena vrstvou 82 nanoelementů s alespoň jedním rozměrem menším než 1 mikrometr, takže s každou z uzemněných elektrod 7 vytváří rentgenový zářič a/nebo urychlovač 1 elektricky nabitých částic podle vynálezu. Emitované rentgenové záření přitom eliminuje mikroorganismy či jiné choroboplodné zárodky nacházející se ve sterilizovaném plynu. Sterilizovaný

55 plyn prochází znázorněným provedením zařízení 5 pro sterilizaci plynů v osovém směru naznače-

ném šipkou C, takže podstupuje dvě rovnocenné fáze sterilizace. Avšak při dostatečné energii emitovaného rentgenového záření (cca od 10eV) postačuje k dobré sterilizaci plynu pouze jedna fáze sterilizace, takže při příslušné konstrukční úpravě pouzdra 6 a použití neprodyšných elektrod 7, prochází sterilizovaný plyn zařízením 5 pro sterilizaci v kolmém směru naznačeném šipkami D. Protielektroda 8 přitom může být vytvořena jako prostupná pro filtrovaný plyn či nikoliv.

V dalším neznázorněném příkladu provedení obsahuje zařízení pro sterilizaci plynů 5 pouze jednu dvojici elektrod 7 a 8 tvořící rentgenový zářič a/nebo urychlovač 1 elektricky nabitých částic podle vynálezu.

10

Průmyslová využitelnost

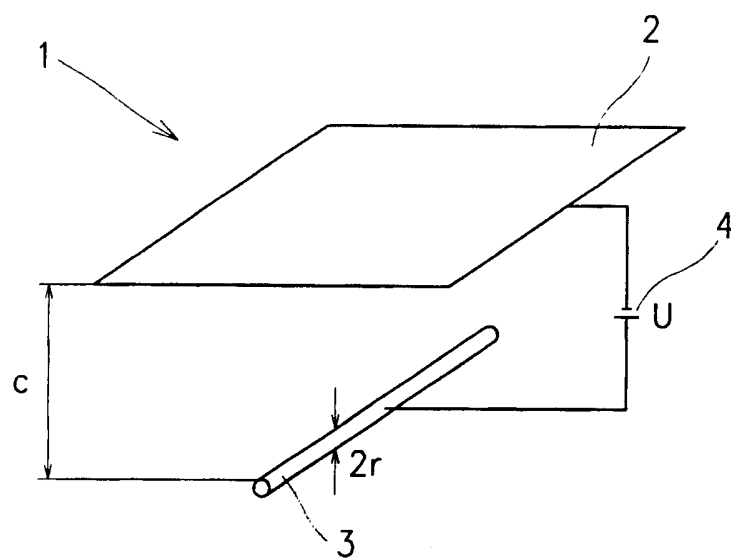
Rentgenový zářič a/nebo urychlovač elektricky nabitých částic podle vynálezu je schopen zcela nahradit stávající „rentgenky“ a urychlovače elektricky nabitých částic v medicíně, defektoskopii i v bezpečnostních zařízeních využívajících rentgenového záření. Kromě toho je možné využít tento rentgenový zářič a/nebo urychlovač elektricky nabitých částic pro sterilizaci vzduchu nebo plynů. Samostatnou kapitolou je pak jeho laboratorní užití pro zkoumání kolizních událostí při nárazu urychleného iontu a/nebo jiné elektricky nabité částice do terče tvořeného elektrodou obsahující nanoelementy s alespoň jedním rozměrem menším než 1 mikrometr, což dovoluje výzkum jaderné fúze lehkých jader i bez speciálních, finančně i provozně náročných, zařízení.

25

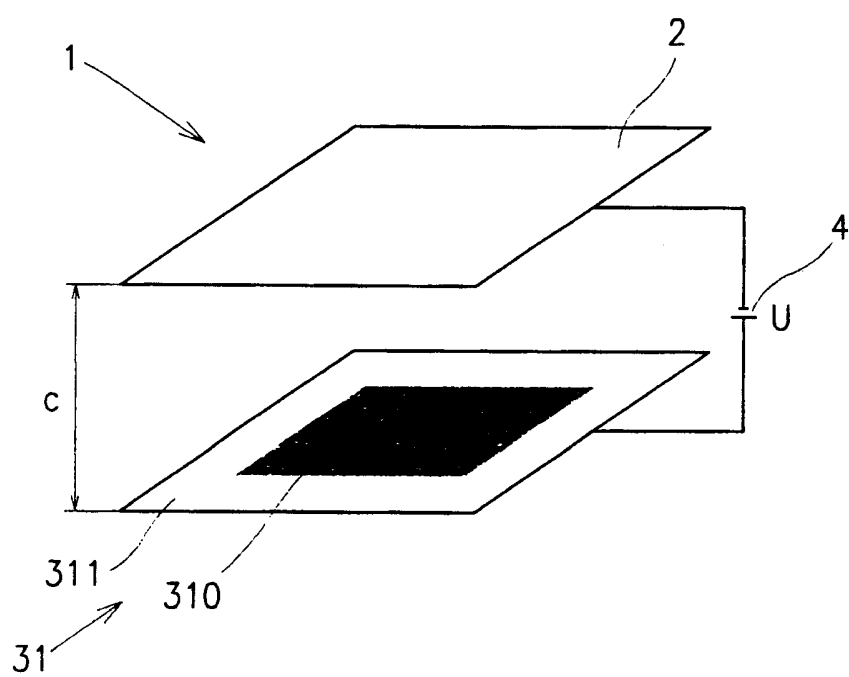
PATENTOVÉ NÁROKY

1. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic obsahující dvojici elektrod (2, 31), mezi nimiž je vytvořeno elektrické pole o vysoké intenzitě, přičemž jedna z elektrod (2, 31) obsahuje nanoelementy s alespoň jedním rozměrem menším než jeden mikrometr, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že alespoň elektroda (2, 31) obsahující nanoelementy je uspořádána v prostoru s atmosférou vzduchu, plynu nebo směsi plynů.
2. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic obsahující dvojici elektrod (2, 31), mezi nimiž je vytvořeno elektrické pole o vysoké intenzitě, přičemž jedna z elektrod (2, 31) obsahuje nanoelementy s alespoň jedním rozměrem menším než jeden mikrometr, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že elektroda (2, 31) obsahující nanoelementy je svými nanoelementy uspořádána proti druhé z elektrod (2, 31), přičemž elektrické pole vytvořené mezi elektrodami (2, 31) je orientované směrem k elektrodě (2, 31) obsahující nanoelementy.
3. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle nároku 2, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že elektrody (2, 31) jsou uspořádány v prostoru s atmosférou vzduchu, plynu nebo směsi plynů.
4. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle nároku 2, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že elektrody (2, 31) jsou uspořádány v prostoru, v němž je vytvořeno vakuum, a který je propojen se zdrojem elektricky nabitých částic.
5. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle libovolného z předcházejících nároků, **v y z n a č u j í c í s e t í m**, že druhá z elektrod obsahuje nanoelementy s alespoň jedním rozměrem menším než jeden mikrometr.

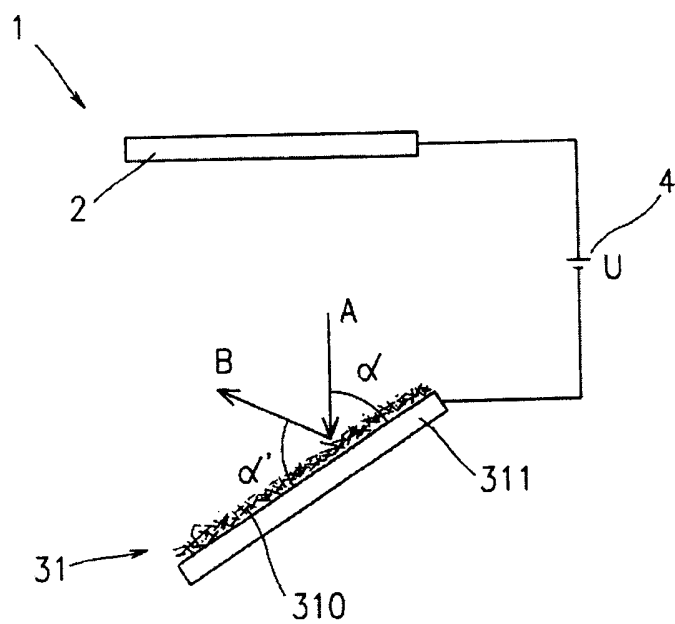
6. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle nároku 1 nebo 3, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že atmosféra vzduchu, plynu nebo směsi plynů má normální tlak, teplotu a vlhkost.
- 5 7. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle nároku 1 nebo 3, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že atmosféra vzduchu, plynu nebo směsi plynů má tlak nižší než atmosférický tlak.
- 10 8. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle nároku 1 nebo 3, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že atmosféra vzduchu, plynu nebo směsi plynů má nastavitelný tlak a/nebo teplotu a/nebo vlhkost a/nebo složení.
- 15 9. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle libovolného z předcházejících nároků, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že nanoelementy jsou elektricky nevodivé.
- 10 10. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle libovolného z nároků 1 až 8, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že nanoelementy jsou kovové nebo pokovené.
- 20 11. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle libovolného z předcházejících nároků, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že nanoelementy jsou nanovlákná.
12. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle libovolného z předcházejících nároků, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že nanoelementy jsou nanotrubic.
- 25 13. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle libovolného z předcházejících nároků, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že nanoelementy jsou nanočástice.
- 30 14. Rentgenový zářič a/nebo urychlovač (1) elektricky nabitých částic podle libovolného z předcházejících nároků, **v y z n a ě u j í c í s e t í m**, že elektrody (2, 31) jsou uspořádány vzájemně přestavitelně ve směru k sobě a od sebe.



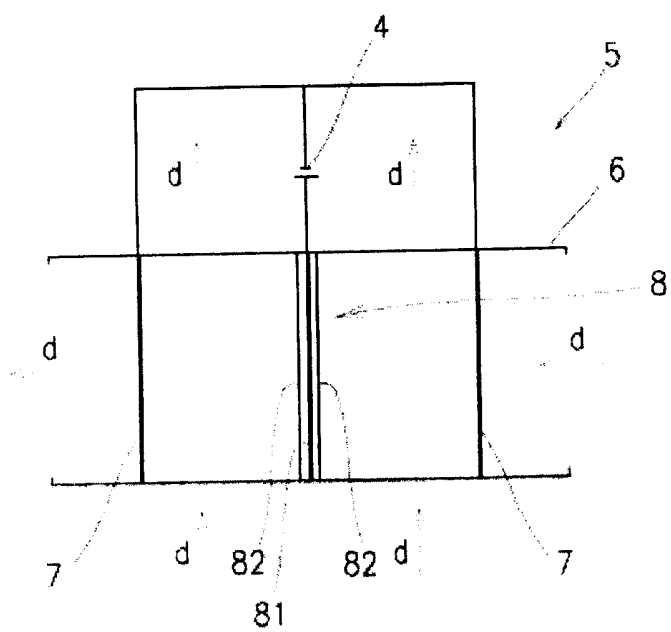
Obr. 1



Obr. 2



Obr. 3



Obr. 4