

A61N 7/02 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)

(19)
ČESKÁ
REPUBLIKA

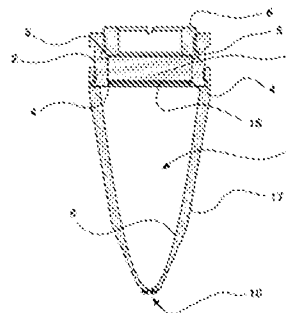


ÚŘAD
PRŮMYSLOVÉHO
VLASTNICTVÍ

(21) Číslo přihlášky: 2020-214
(22) Přihlášeno: 15.04.2020
(40) Zveřejněno: 24.02.2021
(Věstník č. 8/2021)
(47) Uděleno: 14.01.2021
(24) Oznámení o udělení ve věstníku: 24.02.2021
(Věstník č. 8/2021)

(56) Relevantní dokumenty:
CN 201 716 410 U; CN 105 214 222 A; US 6 217 530 B1; US 2004/ 0 234 453 A1; US 4 484 569.

(73) Majitel patentu:
České vysoké učení technické v Praze, Praha 6,
Dejvice, CZ
(72) Původce:
doc. PhDr. Ing. Jaroslav Průcha, CSc., Ph.D,
Blovice, Hradiště, CZ
(74) Zástupce:
INPARTNERS GROUP, Ing. Dušan Kendereški,
Tuřanka 1519/115a, 627 00 Brno, Slatina



(54) Název vynálezu:
**Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké
lokální intenzity**

(57) Anotace:
Předmětem technického řešení je zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity tvořené komorou (2) a vnějším pláštěm (17) vymezujícím dutinu (7). Vnitřní plocha (8) vnějšího pláště (17) má tvar rotačního paraboloidu a dutina (7) vnějšího pláště (17) je uzpůsobena pro obsazení kapalného média (3). Vnější plášť (17) je pomocí závitového spoje spojen s komorou (2), ve které je uspořádán piezoelektrický měnič (1) uložený mezi prvním „O“ kroužkem (4) a druhým „O“ kroužkem (5), na který dosedá krycí matice (6) spojená pomocí závitového spoje s komorou (2). Mezi dutinou (7) a piezoelektrickým měničem (1) je dále uspořádána přizpůsobovací akustická deska (16). Vnější plášť (17) je ve vrcholu ukončen otvorem (10), který je opatřen maticí (11) s prstencovitou prohlubní, ve které jsou uspořádány pružné kruhové podložky (12) upevňující membránu (13).

Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity

Oblast techniky

5

Předkládaný vynález se týká zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity s využitím odrazů vlnění na vnitřní ploše rotačního paraboloidu.

10

Dosavadní stav techniky

Energie ultrazvuku se hojně využívá ve fyzikální medicíně, v terapii zejména tehdy, kdy chceme do živých tkání přenést energii ultrazvukového vlnění s cílem dosažení účinků mechanických („vnitřní tlaková mikromasáž“, rozvolnění struktur, přeměna gel na sol, tixotropní účinky, 15 disperzní účinky), termických (ohřev), chemických (podpora biochemických reakcí) a biologických (zvýšení semipermeability buněčných membrán, stimulace sympatiku, polymerizace a depolymerizace a další). Následkem propojení všech výše uvedených faktorů lze tvrdit, že ultrazvuk má protibolestivý účinek, zvyšuje prokrvení tkání, zmenšuje svalové napětí, zvyšuje roztažlivost pojivové tkáně (jizvy, stavy po úrazech svalů a kloubních pouzder), urychluje hojení 20 ran apod.

V čínském užitém vzoru CN 201716410 U je popsáno zařízení pro fokusaci ultrazvukového záření, zahrnující generátor ultrazvuku uspořádaný v ohnisku fokusační dutiny ve tvaru rotačního paraboloidu s reflektivním povrchem. Generátor ultrazvuku je zdrojem přímého vlnění šířícího se 25 v ose x směrem k základně fokusační dutiny a odraženého vlnění šířícího se nejdříve k reflektivnímu povrchu, a následně v podstatě rovnoběžně s osou x směrem k základně fokusační dutiny. Pro konstruktivní interferenci vlnění je nutné splnit určité geometrické vztahy dané tvarem rotačního paraboloidu a vlnovou délkou.

Technický problém, který tento užitečný vzor řeší, je poskytnutí zařízení pro fokusaci ultrazvukového záření s lepší směrovostí a dosahem šíření ultrazvukového svazku volným prostorem, nejčastěji 30 vzduchem, jelikož nevýhoda stavu techniky v tomto případě spočívá v tom, že svazek ultrazvukového vlnění vytvářený generátorem ultrazvuku (tj. ultrazvukovým měničem) je rozbíhavý, divergentní a dosahuje pouze krátkých vzdáleností při přenosu vlnění.

35

Z čínské patentové přihlášky CN 105214222 A je známé zařízení pro aplikaci ultrazvuku v duálním módu ve fyzioterapii, zahrnující hlavici generující mechanický ultrazvuk a desku generující „elektromagnetický“ ultrazvuk, uspořádanou pod hlavici, přičemž hlavice je uspořádána uvnitř vnějšího krytu válcového tvaru, dále opatřeného přidruženou elektronikou. Duální mód v 40 kontextu tohoto řešení znamená použití dvou léčebných fyzikálních interakcí - mechanického a elektromagnetického ultrazvuku.

Hlavice má tvar dvojitého rotačního paraboloidu tvořeného prvním, konvexním rotačním paraboloidem, který je na své základně opatřen planárním generátorem ultrazvuku, např. 45 piezoelektrickým měničem, a dále krycí vrstvou se zvukově absorptivními vlastnostmi a který je na svém vrcholu opatřen druhým, konkávním rotačním paraboloidem, jehož vrchol je souose napojen na vrchol prvního paraboloidu tak, že oba rotační paraboloidy mají společné ohnisko. Druhý, konkávní rotační paraboloid má otevřenou základnu, která je nasměrovatelná směrem k ozařovanému povrchu těla pacienta. Celkem jsou popsány dvě varianty umístění společného 50 ohniska.

V první variantě je popsán směr šíření paprsků ultrazvuku, které jsou jednak částečně koncentrovány v ohnisku dvojitého paraboloidu, a jednak částečně vychází z otevřené základny jako rovnoběžný, kolineární svazek paprsků. Jelikož se ohnisko nachází až za hranicí základny 55 druhého paraboloidu, tj. přímo na nebo pod ozařovaným povrchem těla, dochází ke vzniku vibrací

o maximální frekvenci až mimo dvojitého paraboloidu. Jinak řečeno, z dvojitého paraboloidu tedy vychází svazek paprsků částečně kolineární a částečně konvergující do ohniska mimo dvojitého paraboloidu. Navíc, základna druhého paraboloidu není uzavřena žádným překryvným prvkem, např. membránou.

5

Ve druhé variantě je popsán směr šíření paprsků ultrazvuku, které jsou částečně koncentrovány v ohnisku dvojitého paraboloidu a dále defokuseovány na vnitřní ploše druhého, konkávního paraboloidu za příspěvku dodatečného rovnoběžného, kolineárního svazku paprsků, k již částečně rovnoběžnému, kolineárnímu svazku paprsků dle první varianty. Jelikož se ohnisko nachází před hranicí základny druhého paraboloidu, tj. v rámci dutiny druhého paraboloidu, dochází k částečné a dodatečné defokusaci na vnitřní ploše druhého paraboloidu. Jinak řečeno, z dvojitého paraboloidu tedy vychází svazek paprsků v podstatě kolineární a bez konvergence do jednoho bodu mimo dvojitého paraboloidu, čímž je zajištěna rozptýlená, disipovaná ultrazvuková energie, která se rovnoměrně rozprostře na celou kruhovou plochu základny druhého paraboloidu. Navíc, základna druhého paraboloidu není uzavřena žádným překryvným prvkem, např. membránou. Takto vzniklá fyzikální interakce je v kontextu tohoto řešení označena jako „mechanický“ ultrazvuk.

10

15

Současně je v tomto řešení popsána deska ve tvaru pružné desky plošných spojů, na které je uspořádána pružná cívka s plošným, spirálovitým vinutím a ve které je uprostřed uspořádán otvor pro vložení otevřené základny druhého, konkávního rotačního paraboloidu. Do cívky tohoto pružného plošného spoje je zaveden proud, pravděpodobně na dostatečně vysokých frekvencích odpovídajících terapeutickému ultrazvuku (tedy alespoň řádově stovky kHz až jednotky MHz). Deska je přiložitelná těsně na ozařovaný povrch těla pacienta. Vysokofrekvenční magnetické pole vznikající kolem cívky vytváří jak indukované elektrické proudy, tak teplo. Indukované elektrické proudy jsou ale důsledkem pohybu elektricky nabitých částic ve tkáních, které jsou schopné alespoň trochu volného pohybu. Tyto částice (hlavně ionty sodíku, draslíku apod.) se však nikam nepřesunou, poněvadž indukující magnetické pole je střídavé a vysokofrekvenční, tudíž elektricky nabitě částice pouze kmitají v rytmu frekvence buzení magnetického pole. Takto vzniklá fyzikální interakce je v kontextu tohoto řešení označena jako „elektromagnetický“ ultrazvuk.

20

25

30

Technický problém, který tato patentová přihláška řeší, je poskytnutí zařízení pro vytvoření fokusovaného ultrazvukového paprsku s vyšší vibrační intenzitou a přenosem tepla ve fyzioterapii, jelikož nevýhoda stavu techniky v tomto případě spočívá v tom, že současné možnosti fyzioterapie v domácím prostředí a s dostatečnou vibrační intenzitou a přenosem tepla se omezují na nefokusované interakce v domácím prostředí (např. masáže, nefokusovaný ultrazvuk), případně využití fokusovaného ultrazvuku z příbuzných medicínských odborů, avšak s nutností asistence odborného dohledu.

35

Americký patent US 6217530 B1 popisuje zařízení pro terapeutickou aplikaci ultrazvuku, zahrnující piezoelektrický měnič konkávního tvaru, uspořádaný v základně dutiny vytvářející tuhým materiálem vyplněný prostor ve tvaru komolého kužele, přičemž dutina je z materiálu o nízkém akustickém útlumu, např. z hliníku. V tomto dokumentu jsou dále pojednávána i uspořádání ze stavu techniky, kde je obdobná dutina vyplněna vodou, ovšem s nevýhodou obtížnější manipulace a rizika vytečení. Piezoelektrický měnič je uložen v komoře a ze zadní strany je ohraničen zadní dutinou a prostorem komory. Dutina ve tvaru komolého kužele je ve vrcholu ukončena otvorem, např. sféricky konkávním otvorem pro fokusaci vystupujícího ultrazvuku, nebo sféricky konvexním otvorem pro defokusaci vystupujícího ultrazvuku. V otvoru může být uspořádána přizpůsobovací vrstva o šířce $\frac{1}{4}$ vlnové délky pro zlepšení akustického spojení. Na uvedený otvor může navazovat vlnovod pro prodloužení fokální oblasti, přičemž vlnovod může být připojen k dutině pomocí maticového, bajonetového nebo jiného trvalého spojení.

40

45

50

Je obecnou znalostí, že kužel jako takový žádné ohnisko z principu nemá. To, že v tomto řešení je ultrazvukový svazek fokusován směrem k vrcholu kužele, není důsledkem odrazu na stěnách dutiny ve tvaru komolého kužele, ale je to důsledkem použití generátoru ultrazvuku sférického tvaru, který má vydutou (konkávní) čelní vyzařovací plochu. Nevýhodou neplanárních generátorů

55

ultrazvuku je jejich vysoká nákladovost a nízká dostupnost. Technický problém, který tento patent řeší, je poskytnutí jiného než kapalným médiem naplnitelného zařízení pro aplikaci terapeutického ultrazvuku, což umožní jeho rychlou sterilizaci a připravenost k použití.

- 5 V americkém patentu US 4484569 A popisujícím ultrazvukové diagnostické a terapeutické zařízení a způsob jeho použití je řešena fokusační hlavice tvaru komolého kužele s konkávním piezoelektrickým měničem umístěným v kruhové základně kužele, fokusovaným na malou kruhovou membránu při vrcholu kužele. Takto vzniklá dutina je vyplněna vhodnou tekutinou (vodou) s mírným přetlakem způsobujícím konvexní vyklenutí membrány, a tím i dokonalejší
- 10 přenos fokusované ultrazvukové energie do tkání, na které je hrot kužele přiložen. Membrána je na hrotu kužele upevněna v nataženém stavu pomocí O-kroužků na vnějším opláštění hlavice a tvoří bodový sekundární zdroj ultrazvuku. Piezoelektrický měnič může dále být v hlavici uložen pomocí soustavy gumových O-kroužků. Hlavice může dále být opatřena výstkem pro přívod a/nebo odvod kapalného média. Popsané řešení je možno využívat též pro koagulaci a hemostázu.
- 15 Patent se rovněž zmiňuje o řešení fokusace ultrazvuku s využitím akustických zrcadel, dielektrických zrcadel, teleskopických nástavců napojených na měniče s vydutou vyzařovací plochou, o možnosti využití fázových posunů vln několika dílčích měničů, nejčastěji anulárních tvarů, umístěvaných koncentricky.
- 20 Podobně jako v patentu US 6217530 B1 výše, ultrazvukový svazek je fokusován již použitím konkávní plochy piezoelektrického měniče, přičemž hlavice ve tvaru komolého kužele už je jen jakýmsi „opláštěním“ nezbytným pro technickou realizaci přenosu ultrazvukového svazku od měniče k tělu pacienta. V hlavici se od tohoto opláštění neuskutečňují žádné odrazy a/nebo fokusace a z geometrického principu kužele zde není ani žádné ohnisko. Technický problém, který
- 25 tento patent řeší, je tedy poskytnutí zařízení pro terapeutickou a diagnostickou aplikaci ultrazvuku šířeného do místa aplikace v podstatě axiálním směru.

K tomuto řešení lze dále dodat, že využití ultrazvukových zesilovacích vlnovodů (sono-amplifikátorů, sonifikátorů) v medicíně i průmyslu vychází z potřeby zesílení ultrazvukového vlnění produkovaného měničem a zavedení takto zesíleného ultrazvukového vlnění do místa aplikace. Pro tento účel se používají válcové nástavce pevně spojené s měničem, jejichž průměr se

30 snižuje, takže konec vlnovodného zesilovače má menší průměr, než je průměr vlnovodu v místě jeho styku s měničem, a jejichž délka je rovna vlnové délce přenášeného ultrazvukového vlnění nebo jejímu odpovídajícímu násobku. Podle způsobu tvarování se rozlišují na exponenciální, stupňovité, kuželovité a válcovité sonifikátory. Zesílení je dáno poměrem počátečního a

35 koncového průměru vlnovodu. Zvláštním typem je Fourierův sonifikátor. V angličtině se zesilovací ultrazvukové vlnovody (sonifikátory) obvykle označují jednoduše jako ultrazvuková trubka (ultrasound horn).

40 Řešením fokusace ultrazvuku a dosažením přenosu dostatečně vysoké energie do požadované relativně malé lokality uvnitř těla, kde je zapotřebí zajistit takové termické a mechanické účinky, které indukují trombolýzu, koagulaci nebo ablacii, se zabývá americká patentová přihláška US 2014058293 A1. Využívá akustických zrcadel, měničů s čelními konkávními plochami, koncentrického uspořádání prstencových měničů, kombinace několika frekvencí i fázového

45 posuvu. Ultrazvuková zařízení konstruovaná s cílem fokusace velké energie do malé plochy, respektive objemu, a tím dosažení vysoké objemové hustoty výkonu, jsou určena především pro perspektivní využití na odstraňování nádorů.

Na léčbu ran ultrazvukovým zařízením je zaměřena mezinárodní patentová přihláška

50 WO 2008002773 A2. Na hlavici s ultrazvukovým měničem je pevně umístěn nástavec trychtýřovitého tvaru (polosféry) z pružného materiálu, který je hermeticky přiložen na ránu a naplněn fyziologickým roztokem nebo jinou vhodnou kapalinou s léčivými nebo alespoň inertními účinky. Ultrazvuk šířící se tímto prostředím má dostatečnou intenzitu k vyvolání hraniční kavitace a chemické (pomocí radikálů) i mechanické působení kavitace na povrch rány zajišťuje její

55 debridement a podporuje její léčení.

Předsádku pro diagnostické ultrazvukové hlavice pro intraoperativní aplikace s využitím pryžového materiálu o vhodné akustické impedanci řeší americký patent US 6599249 B1.

- 5 Jiný typ předsádky podle patentu US 7029446 B2 uplatňuje na čele ultrazvukové sondy lamelový uzavřený plastový límec do jehož dutiny se vkládá samonastavitelná gelová vložka.

Další patent týkající se předsádky s možností fokusace řeší americká patentová přihláška US 2004234453 A1, kde na aktivní čelo generátoru ultrazvuku je aplikována koncentrující
10 ultrazvuková čočka a jí fokusované ultrazvukové vlnění je vedeno zpevněnou hydrogelovou vložkou tvaru komolého kužele (kopírujícího fokusovaný ultrazvukový svazek), umístěnou do kovové kuželové hlavice s otvorem ve vrcholu, kterým hydrogelový kužel vyčnívá a realizuje kontakt s povrchem těla.

15 Podobně jako v patentu US 6217530 B1 výše, ultrazvukový svazek je fokusován již použitím konkávní plochy generátoru ultrazvuku, přičemž hlavice ve tvaru komolého kužele už je jen jakýmsi „opláštěním“ nezbytným pro technickou realizaci přenosu ultrazvukového svazku od generátoru k tělu pacienta. V hlavici se od tohoto opláštění neuskutečňují žádné odrazy a/nebo fokusace a z geometrického principu kužele zde není ani žádné ohnisko. Technický problém, který
20 tato patentová přihláška řeší, je poskytnutí materiálu vhodného pro přenos ultrazvukového vlnění od zdroje do místa aplikace (např. za účelem dosažení hemostázy nebo chirurgické ablace), který by splňoval i požadavky in vivo biokompatibility, dostatečné mechanické pevnosti a odolnosti vůči ultrazvukovému záření s vysokou intenzitou a nízkého akustického útlumu.

25 Z dosavadního stavu techniky tedy není známe řešení zařízení pro aplikaci terapeutického ultrazvuku vhodného pro terapii povrchových lézí, zejména ran a kožních defektů, včetně jejich debridementu, které by umožňovalo přenos ultrazvukového vlnění mezi generátorem, kapalným přenosovým médiem, membránou a cílovým místem aplikace s minimálním útlumem a rozptylem pro dosažení ultrazvuku vysoké lokální intenzity, fokusovaného na co nejmenší ploše.

30

Podstata vynálezu

Vynález si klade za cíl dosáhnout požadované dostatečně vysoké lokální intenzity ultrazvukového
35 pole umožňujícího terapii povrchových lézí, zejména ran a kožních defektů, včetně jejich debridementu.

Výše uvedeného cíle je dosaženo zařízením pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity tvořeným komorou a vnějším pláštěm vymezujícím dutinu. Vnitřní plocha vnějšího pláště má tvar
40 rotačního paraboloidu se základnou a vrcholem, a dutina vnějšího pláště je uzpůsobena pro obsazení kapalného média. Vnější plášť je v základně pomocí závitového spoje spojen s komorou, ve které je uspořádán piezoelektrický měnič uložený mezi prvním „O“ kroužkem a druhým „O“ kroužkem, na který dosedá krycí matice spojená pomocí závitového spoje s komorou. Mezi dutinou a piezoelektrickým měničem je dále uspořádána přizpůsobovací akustická deska. Vnější plášť je
45 ve vrcholu ukončen otvorem, který je opatřen maticí s prstencovitou prohlubní, ve které jsou uspořádány pružné kruhové podložky upevňující membránu.

Ve výhodném provedení je vnější plášť v blízkosti závitového spoje s komorou dále spojen s
výstkem pro přívod a/nebo odvod kapalného média.

50

Podstatou vynálezu je soustředit ultrazvukovou energii vytvářenou piezoelektrickým měničem s rovinnou vyzařovací plochou a běžným výkonem do místa aplikace tak, aby bylo fokusací
dosaženo terapeuticky požadovaného lokálního zesílení intenzity ultrazvukové energie. Takto lokálně zesílené ultrazvukové vlnění pak může v povrchových vrstvách léze (například rány nebo
55 kožního či slizničního defektu) poskytovat potřebnou energii nezbytnou pro podporu hojení,

termické efekty i případný debridement rány. Potřebné fokusace je přitom dosaženo odrazem ultrazvukového vlnění na vnitřní ploše dutiny vytvořené v podobě rotačního paraboloidu.

- 5 Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity využívá odrazů vlnění v dutině vyplněné kapalným médiem vhodným pro šíření ultrazvukových vln.

Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity využívá odrazů vlnění v dutině ohraničené plochou druhého řádu v podobě rotačního paraboloidu.

- 10 Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity využívá odrazů vlnění v dutině ohraničené plochou druhého řádu v podobě rotačního paraboloidu a odrážené ultrazvukové vlnění soustředí do ohniska tohoto paraboloidu.

- 15 Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity využívá odrazů vlnění v dutině ohraničené plochou druhého řádu v podobě rotačního paraboloidu a odrážené ultrazvukové vlnění soustředí do ohniska tohoto paraboloidu, přičemž v ohnisku je umístěna kruhová membrána rozměrů podstatně menších, než jsou rozměry dutiny.

- 20 Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity využívá odrazů vlnění v dutině ohraničené plochou druhého řádu v podobě rotačního paraboloidu a odrážené ultrazvukové vlnění soustředí do ohniska tohoto paraboloidu, přičemž v ohnisku je umístěna kruhová membrána rozměrů podstatně menších, než jsou rozměry dutiny a membrána je prostřednictvím prohlubně otevřena do volného prostoru mimo dutinu.

- 25 Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity využívá odrazů vlnění v dutině ohraničené plochou druhého řádu v podobě rotačního paraboloidu a odrážené ultrazvukové vlnění soustředí do ohniska tohoto paraboloidu, přičemž v ohnisku je umístěna kruhová membrána rozměrů podstatně menších než jsou rozměry dutiny a membrána je prostřednictvím prohlubně otevřena do volného prostoru mimo dutinu, přičemž do této prohlubně je zaveden ultrazvukový
- 30 vodivý gel nebo obdobný prostředek, který zabezpečuje kontakt s lézí a přenáší do ní terapeuticky potřebné ultrazvukové vlnění s významně lokálně zvýšenou intenzitou, tedy výkonem soustředěným na malé plošce odpovídající rozměrům prohlubně, která – jakož i membrána – jsou mnohem menší ve srovnání s rozměry měniče a dutiny.

- 35 Pomocí zařízení lze dosahovat účinných léčebných a/nebo kavitačních efektů a podporovat tak např. proces hojení ran nebo jejich debridement, přičemž je potlačeno riziko rozsevu infekčních agens nebo poškození rány mechanickým kmitajícím nástrojem, jak je tomu u současných technických řešení. Přitom výkon samotného ultrazvukového měniče nemusí být velký a
- 40 předkládané zařízení je snadno vyrobitelné.

Objasnění výkresů

- 45 Podstata vynálezu je dále objasněna na příkladech jeho uskutečnění, které jsou popsány s využitím připojených výkresů, kde:

Obr. 1 znázorňuje perspektivní pohled na zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity bez výustku;

- 50 Obr. 2 znázorňuje podélný řez zařízením pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity ve tvaru paraboloidu, bez výustku a s piezoelektrickým měničem;

Obr. 3 znázorňuje v řezu detail uspořádání piezoelektrického měniče v zařízení;

- Obr. 4 znázorňuje v řezu detail vrcholu vnějšího pláště zařízení s prvním provedením aplikačního systému;
- 5 Obr. 5 znázorňuje perspektivní pohled v řezu na zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity bez výustku s uložením těsnících „O“ kroužků;
- Obr. 6 znázorňuje podélný řez zařízením pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity ve tvaru paraboloidu, s výustkem a piezoelektrickým měničem; a
- 10 Obr. 7 znázorňuje v řezu detail vrcholu vnějšího pláště zařízení s druhým provedením aplikačního systému.

Příklady uskutečnění vynálezu

15 Uvedená uskutečnění znázorňují příkladné varianty provedení vynálezu, která však nemají z hlediska rozsahu ochrany žádný omezující vliv. V uvedených výkresech je předkládané řešení znázorněno na příkladech provedení zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity, s využitím odrazů vlnění na vnitřní ploše rotačního paraboloidu

20 **Příklad 1: Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity bez výustku**

Jak je patrné z obr. 1 až 5, zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity v prvním provedení zahrnuje piezoelektrický měnič 1, jenž je pružně uložen v komoře 2. S komorou 2 je pomocí závitového spoje spojen vnější plášť 17, jehož vrchol tvořený otvorem 10 je uzpůsoben k aplikaci terapeutického ultrazvuku na požadované místo na povrchu 15 těla pacienta. Pro zajištění pružného uložení a zároveň utěsnění piezoelektrického měniče 1 v komoře 2 je tento měnič uspořádán mezi prvním „O“ kroužkem 4 a druhým „O“ kroužkem 5. Pro zajištění vysoké lokální intenzity ultrazvukového pole má vnitřní plocha 8 vnějšího pláště 17 tvar rotačního paraboloidu, přičemž v dutině 7 vnějšího pláště 17 se nachází kapalně médium 3. V prostoru mezi piezoelektrickým měničem 1 a dutinou 7 je uspořádána přizpůsobovací akustická deska 16. Tato může být zhotovena z materiálu, o vhodné akustické impedanci, o tloušťce rovné lichému násobku jedné čtvrtiny vlnové délky ultrazvukového vlnění, přičemž akustická impedance Z_M materiálu použitého ke zhotovení přizpůsobovací akustické desky má být blízká hodnotě:

35

$$Z_M = \sqrt{Z_T \cdot Z_L}$$

kde Z_T je akustická impedance piezoelektrického měniče 1 a Z_L je akustická impedance kapalného média 3 vyplňujícího dutinu 7. Při předpokladu zhotovení piezoelektrického měniče z materiálu keramika PZT (akustická impedance cca 33 MRayl) a kapalného média 3 vyplňujícího dutinu 7 tvořeného glycerolem (akustická impedance 2,5 MRayl) se má akustická impedance přizpůsobovací akustické desky 16 pohybovat kolem 9 MRayl, čemuž může odpovídat, např. epoxidová pryskyřice tvrzená keramikou nebo pyrolytický uhlík.

Pro zajištění utěsnění piezoelektrického měniče 1 je v horní části komory 2 zašroubována krycí matice 6. Otvor 10 vnějšího pláště 17 je ukončen maticí 11 s prstencovitou prohlubní, ve které jsou uspořádány pružné kruhové podložky 12, které slouží pro upevnění membrány 13.

45 Funkce zařízení je následující: piezoelektrický měnič 1 je známým způsobem buzen elektrickým harmonickým signálem, takže vytváří mechanické ultrazvukové vlnění šířící se ve směru jeho svislé osy oběma směry, přičemž jako piezoelektrický měnič 1 lze použít kruhový piezoelektrický ultrazvukový měnič. Ve směru odvráceném od uzavřené dutiny 7 je šíření tohoto vlnění zabráněno vzduchem s extrémně nízkou akustickou impedancí, případně je tlumeno vhodným tlumicím materiálem. Tímto tlumicím materiálem může být např. epoxidová pryskyřice s wolframovými nebo aluminiovými (Al_2O_3) částicemi, s hodnotou akustické impedance přibližně 20 MRayl a

útlumem 10 až 30 dB/cm.MHz, případně silikonová pryž, rovněž s vysokým akustickým útlumem (více než 30 dB/cm.MHz) a akustickou impedancí cca 1 MRayl. Tyto materiály jsou určeny pro pohlcení reziduálního ultrazvukového vlnění generovaného v opačném směru, jejich použití však není pro správnou funkci technického řešení podle tohoto vynálezu zcela nezbytné, může však
 5 zlepšovat navázání a přenos ultrazvuku generovaného piezoelektrickým měničem 1 do dalších částí zařízení.

Ve směru přivráceném k dutině 7 se ultrazvukové vlny generované piezoelektrickým měničem 1 šíří přes přizpůsobovací akustickou desku 16 dále do kapalného média 3 vyplňujícího uzavřenou
 10 dutinu 7. Přizpůsobovací akustická deska 16 má tloušťku jedné čtvrtiny vlnové délky ultrazvukového vlnění šířícího se v jejím materiálu, přičemž akustická impedance tohoto materiálu má být blízká druhé odmocnině součinu akustických impedancí materiálu piezoelektrického měniče 1 a kapalného média 3, kterou je dutina 7 vyplněna. Jak již bylo výše vypočteno, akustická impedance materiálu přizpůsobovací akustické desky 16 by měla být optimálně kolem 9 MRayl,
 15 čemuž může odpovídat např. epoxidová pryskyřice tvrzená keramikou nebo pyrolytický uhlík. Při tomto technickém řešení prochází co největší podíl ultrazvukového vlnění do kapalného média 3 nacházející se v dutině 7 a vlnění odražené na rozhraní piezoelektrického měniče 1 a kapaliny 3 v dutině 7 se zároveň svým fázovým rozdílem ruší. Kapalným médiem 3 vyplňujícím dutinu 7 se tedy šíří ultrazvukové vlnění přímočaře ve směru svislé osy kruhového piezoelektrického měniče
 20 1, neboť v kapalině se neuplatní příčné vlnění. Podélné ultrazvukové vlny naráží přitom na vnitřní plochu 8 vnějšího pláště 17. Tato vnitřní plocha 8 má tvar rotačního paraboloidu, a tudíž veškeré odražené vlnění je směřováno do ohniska paraboloidu. V tomto ohnisku je mezi dvojicí kruhových pružných podložek 12 uspořádána tenká membrána 13. Tato membrána 13 je mírně napjata tlakem kapalného média 3 vyplňující dutinu 7. Plnění dutiny 7 kapalným médiem 3 je zajištěno před
 25 sestavením vnějšího pláště 17, komory 2 a krycí matice 6 a mírný tlak kapalného média 3 zajišťuje předpětí membrány 13. Ultrazvukové vlnění odražené od vnitřní plochy 8 přímo do ohniska, v němž je umístěna membrána 13, se na tuto membránu 13 přenáší. Na této membráně 13 jsou mechanicky buzeny ultrazvukové kmity, které vybudí další šíření ultrazvukového vlnění v oblasti prstencovité prohlubně trychtýřovitého tvaru, vyplněné imerzní kapalinou 14 nebo gelem 14,
 30 kterým se ultrazvukové vlnění přenese již přímo do léze na povrchu 15 těla pacienta, neboť právě maticí 11 s prstencovitou prohlubní je zařízení přiloženo na lézi. Tímto způsobem se v místě léze na povrchu 15 těla pacienta vytvoří významně vyšší plošná hustota intenzity ultrazvukového vlnění, přenášející lokálně potřebnou energii a zajišťující tak požadované terapeutické efekty. I při použití běžných piezoelektrických měničů 1 s obvyklým plošným výkonem určeným pro fyzikální
 35 terapii (řádově jednotky W/cm²) se v místě aplikace na vrcholu tvořeného otvorem 10 vnějšího pláště 17 ve tvaru rotačního paraboloidu dosáhne potřebného zesílení intenzity ultrazvukového vlnění.

Alternativně, oblast prstencovité prohlubně může být vyplněna aplikační poduškou zhotovenou
 40 jako pevné gelovité těleso (vyrobené, např. z polydimethylsiloxanu, PDMS) nebo jako tenkostěnný plastový vak naplněný vhodnou kapalinou (glycerín, odplyněná voda, silikonový olej apod.). Tato poduška, zvláště je-li na obou styčných plochách s otvorem 10 i s povrchem 15 těla pacienta navlhčena, dovoluje pevné přilnutí a dobrý přenos fokusovaného ultrazvukového vlnění, jakož i částečnou možnost pohybu paraboloidem po lézi s cílem zasažení požadovaných míst léze
 45 fokusovaným ultrazvukovým vlněním.

Příklad 2: Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity s výustkem

Zařízení ve druhém provedení znázorněném na obr. 6 a 7 je analogické zařízení podle prvního
 50 provedení popsaného výše, přičemž vnější plášť 17 je dále opatřen výustkem 9, kterým lze do, resp. z dutiny 7 přivádět, resp. odvádět kapalně médium 3 podle potřeby. Na obr. 7 je znázorněno uspořádání dvojice pružných kruhových podložek 12 nad a pod membránou 13 v prostoru vnějšího pláště 17.

Průmyslová využitelnost

Zařízení poskytuje s využitím odrazu na stěnách rotačního paraboloidu ultrazvuk vysoké lokální intenzity, tedy značný ultrazvukový výkon aplikovaný na malou vymezenou plochu.

PATENTOVÉ NÁROKY

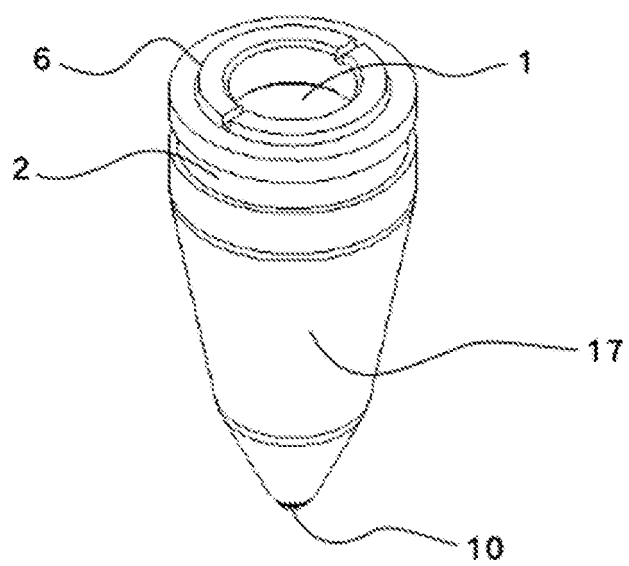
1. Zařízení pro vytváření ultrazvuku vysoké lokální intenzity, které je tvořeno komorou (2) a
 5 vnějším pláštěm (17) vymezujícím dutinu (7), přičemž vnitřní plocha (8) vnějšího pláště (17) má
 tvar rotačního paraboloidu se základnou a vrcholem, a dutina (7) vnějšího pláště (17) je uzpůsobena
 pro obsazení kapalného média (3), přičemž vnější plášť (17) je v základně pomocí závitového spoje
 spojen s komorou (2), ve které je uspořádán piezoelektrický měnič (1) uložený mezi prvním „O“
 10 kroužkem (4) a druhým „O“ kroužkem (5), na který dosedá krycí matice (6) spojená pomocí
 závitového spoje s komorou (2), přičemž vnější plášť (17) je ve vrcholu ukončen otvorem (10),
 který je opatřen maticí (11) s prstencovitou prohlubní, **vyznačující se tím**, že mezi dutinou (7) a
 piezoelektrickým měněčem (1) je uspořádána přizpůsobovací akustická deska (16), a dále tím, že
 v matici (11) s prstencovitou prohlubní jsou uspořádány pružné kruhové podložky (12) upevňující
 15 membránu (13).
2. Zařízení podle nároku 1, **vyznačující se tím**, že vnější plášť (17) je v blízkosti závitového
 spoje s komorou (2) dále spojen s výustkem (9) pro přívod a/nebo odvod kapalného média (3).

4 výkresy

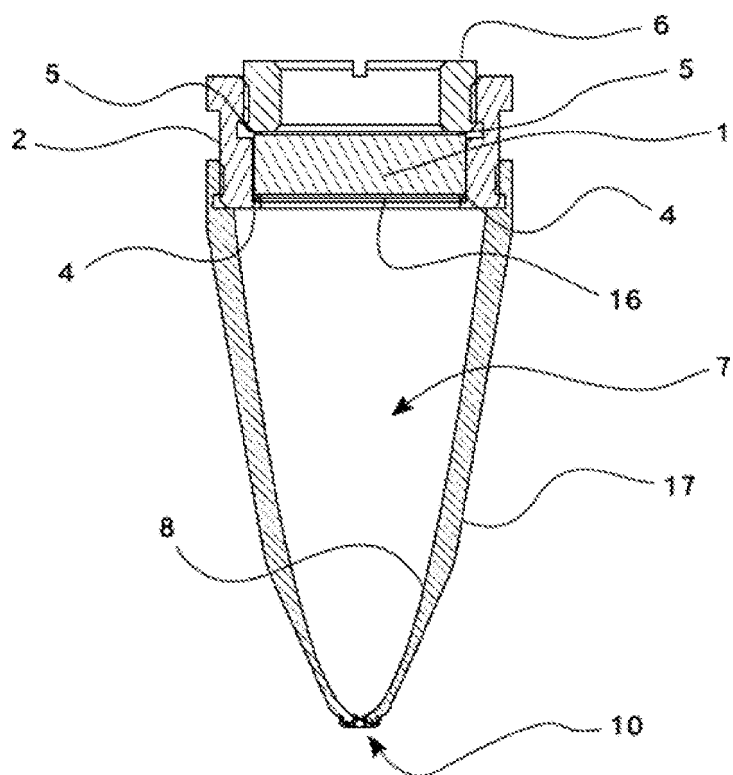
20

Seznam vztahových značek

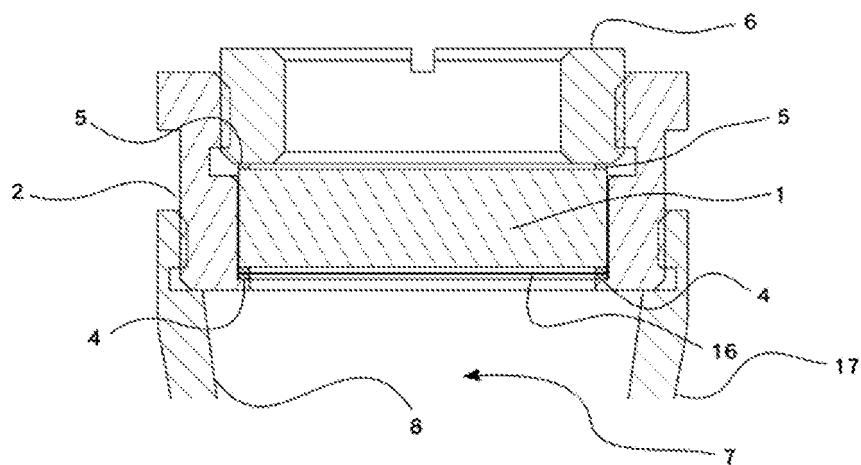
- 1 piezoelektrický měnič
- 2 komora
- 3 kapalně médium
- 4 první „O“ kroužek
- 5 druhý „O“ kroužek
- 6 krycí matice
- 7 dutina
- 8 vnitřní plocha vnějšího pláště 17
- 9 výustek
- 10 otvor
- 11 matice s prstencovitou prohlubní
- 12 pružná kruhová podložka
- 13 membrána
- 14 imerzní kapalina nebo gel
- 15 povrch těla pacienta
- 16 přizpůsobovací akustická deska
- 17 vnější plášť



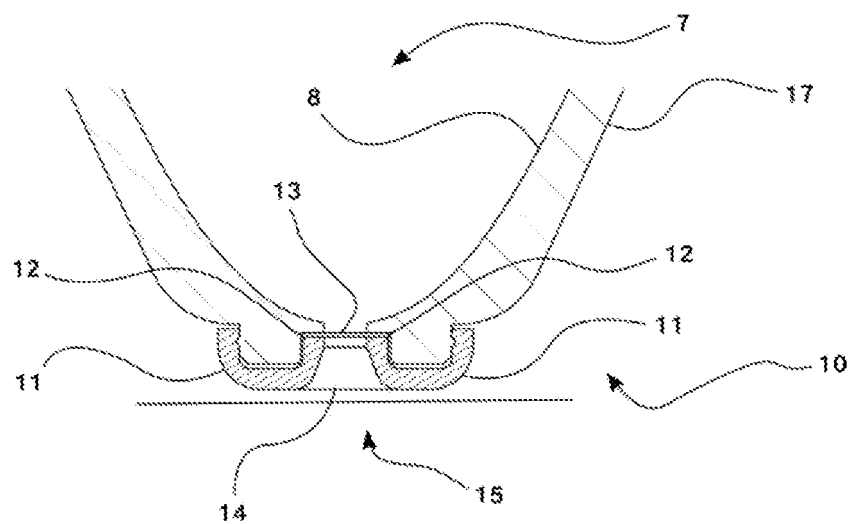
Obr. 1



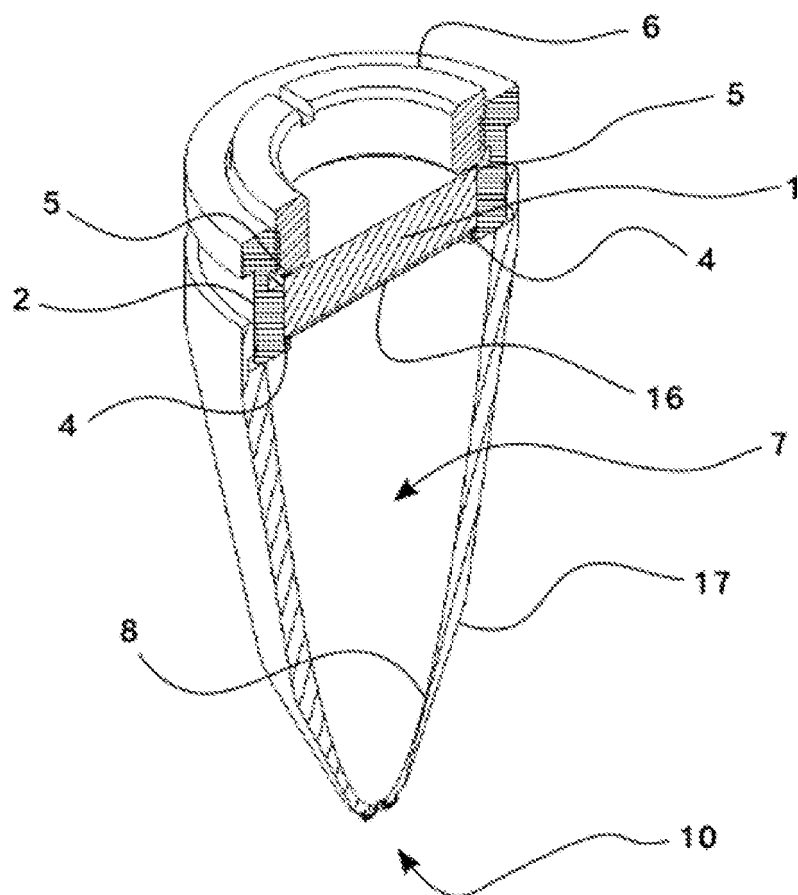
Obr. 2



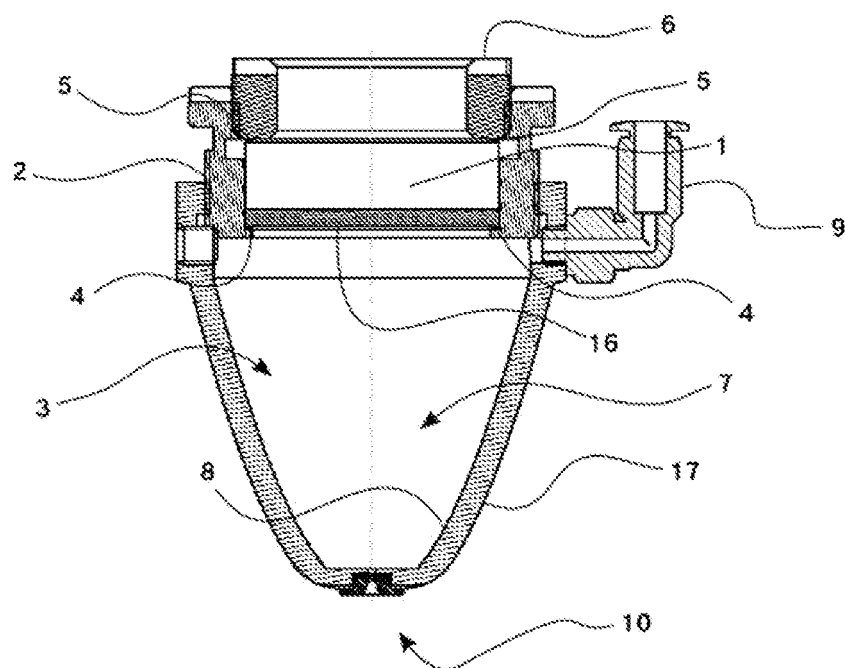
Obr. 3



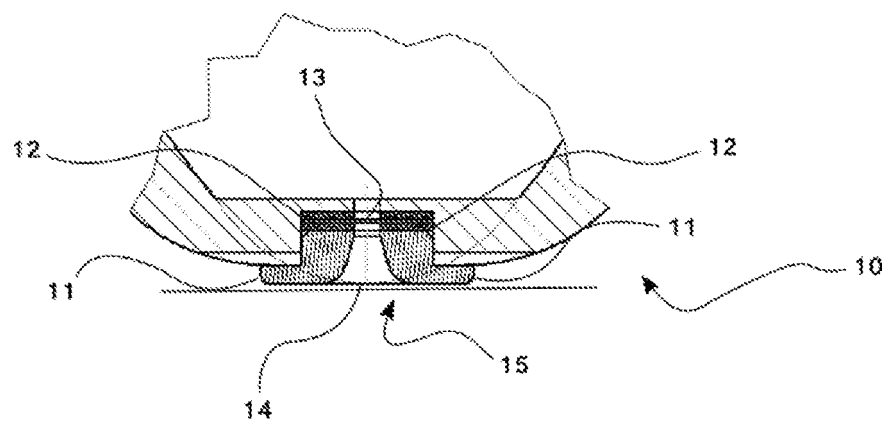
Obr. 4



Obr. 5



Obr. 6



Obr. 7