



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

217448

(11) (B1)

(51) Int. Cl.³

A 61 F 7/00

(22) Přihlášeno 15 07 80
(21) (PV 5001-80)

(40) Zveřejněno 28 05 82

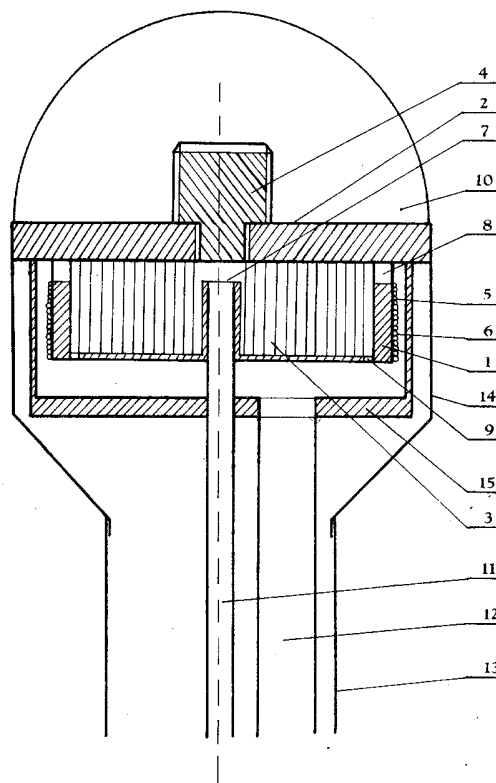
(45) Vydáno 15 02 85

(75)
Autor vynálezu

MATĚNA VLADIMÍR prom. fyz., PSUTKA PETR ing., BELLING ALEXANDR ing.,
PRAHA, HORAL FRANTIŠEK, KOUNICE, MÁLEK ZDENĚK doc. RNDr. CSc., PRAHA

(54) Kryochirurgický nástroj

Předmět vynálezu se týká kryochirurgického nástroje u něhož byly odstraněny nedostatky známých kryochirurgických nástrojů za současného dosažení vysokého chladicího výkonu v čelní ploše nástroje tím, že se v zařízení podle vynálezu plně využívá anizotropie materiálu z něhož je vytvořena výplň výměníku. Předložený vynález dále řeší možnost úhlového natočení operační koncovky při zachování dobrého tepelného kontaktu této koncovky s chlazenou čelní plochou nástroje. Podstata řešení spočívá v tom, že výměník tepla je opatřen výplní, tvořenou kovovou sítkou nebo perforovanou fólií navinutou ve tvaru pásu okolo střední části kostry výměníku a spojenou nerozebíratelně svým okrajem se stykovou destičkou, v jejíž ose je umístěn spojovací šroub, přičemž na kostře výměníku nebo stykové destičce je uspořádáno elektrické teplotní čidlo, například odporový teploměr a/nebo topný element například topné vinutí a mezi přívodní trubící a trubicou pro odvod chladiwa a vakuovým pláštěm nástroje je upravena oddělovací přepážka. Výplň výměníku může být tvořena také systémem kovových sítěk nebo perforovaných fólií, vytvářejících koaxiální nebo koncentrické plochy, které jsou v tepelném styku se stykovou destičkou.



Vynález se týká kryochirurgického nástroje s vysokým chladicím účinkem v čelní ploše s vyměnitelnou operační koncovkou a s tubusem pro přívod a odvod chladiva, elektrickými přívody, uspořádanými uvnitř tohoto tubusu, výměníkem tepla s porézní kovovou výplní, například ze stříbra nebo mědi, teploměrem, topnými elementy a soustavou kanálů.

Z posledních kryobiologických výzkumů vyplynulo, že neúčinnější kryodestrukce při kryochirurgických výkonech nastává tehdy, když se použije co nejnižší teploty operační koncovky, přičemž požadavkem je, aby se tato teplota ustavila v co možná nejkratší době od okamžiku uvedení přístroje do provozu.

Z tohoto důvodu pracují moderní kryochirurgické systémy nejčastěji s kapalným dusíkem a snaží se dosáhnout v operační koncovce maxima chladicího výkonu.

Jsou známy přístroje u kterých se požadovaného účinku dosahuje pomocí jednoduchých výměníků, tvořených hladkou nebo žebrovanou vnitřní dutinou aplikátoru. Nevýhodou těchto jednoduchých výměníků je poměrně vysoká spotřeba dusíku, řádově litrů kapalného dusíku na jednu operaci, při nízké účinnosti chlazení.

V dalších známých kryochirurgických přístrojích se požadovaného účinku dosahuje zvýšením teplosměnné plochy uvnitř výměníku tepla za využití porézního prostředí z materiálu s vysokou tepelnou vodivostí. Tak tomu je například u kryochirurgického aplikátoru podle čs. AO 199 443, u něhož je výměník vyplněn sloupcem rovinných sítěk například z mědi nebo stříbra, orientovaných kolmo k ose aplikátoru.

Tato druhá varianta je účinná zejména tehdy, jestliže se pro kryodestrukci využívá válcové plochy koncového dílu kryochirurgického nástroje, ale její účinnost se výrazně zhoršuje, jestliže má být chlazena pouze čelní plocha nástroje, jak je tomu například při gynekologické nebo dermatologické aplikaci. Rozvoj kryochirurgie klade stále větší požadavky na variabilnost operačních koncovek, z nichž mnohé nejsou osově symetrické a vyžadují přikládání k operované tkáni pod předem zvoleným optimálním úhlem. Tepelný kontakt mezi výměnnou koncovkou a vlastním nástrojem bývá zpravidla zprostředkován pevným například šroubovým spojem, který tak každou koncovku jednoznačně definuje z hlediska jejího úhlového natočení.

Shora uvedené nedostatky známých kryogenních nástrojů jsou odstraněny za současného dosažení vysokého chladicího výkonu v čelní ploše nástroje tím, že se u kryogenního nástroje podle vynálezu využívá anizotropie materiálu, z něhož je vyrobena výplň výměníku.

Anizotropie je závislost fyzikálních vlastností na směru v prostoru. V daném případě se využívá anizotropie tepelné vodivosti. Vhodnou konstrukcí výplně výměníku se umožní odvádět teplo preferenčně ve směru kolmém k čelní ploše nástroje. Předložený vynález dále řeší možnost úhlového natočení operační koncovky při zachování dobrého tepelného kontaktu této koncovky s chlazenou čelní plochou nástroje.

Podstata kryochirurgického nástroje s vysokým chladicím účinkem v čelní ploše, s vyměnitelnou operační koncovkou a s tubusem pro přívod a odvod chladiva elektrickými přívody, uspořádanými uvnitř tohoto tubusu, výměníkem tepla s porézní kovovou výplní, například ze stříbra nebo mědi, teploměrem, topnými elementy a soustavou kanálů spočívá v tom, že výplň výměníku je tvořena kovovou sítkou nebo perforovanou fólií ve tvaru pásku navinutou okolo střední části kostry výměníku a spojenou nerozebíratelně svým okrajem se stykovou destičkou v jejíž ose je umístěn spojovací šroub přičemž na kostře výměníku nebo stykové destičce je uspořádáno elektrické teplotní čidlo, například odporový teploměr anebo topný element například topné vinutí a mezi přívodní trubicí, trubicí pro odvod chladiva a vakuovým pláštěm nástroje je upravena oddělovací přepážka.

V alternativním provedení kryochirurgického nástroje podle vynálezu je výplň výměníku

tvořena systémem koncových sítěk nebo perforovaných fólií, vytvářejících koaxiální nebo koncentrické plochy, které jsou v tepelném styku se stykovou destičkou.

Podle vynálezu se dosahuje vyššího chladicího účinku oproti známým kryochirurgickým nástrojům uspořádáním výplně výměníku tak, že je v přímém tepelném kontaktu se stykovou destičkou a nikoliv prostřednictvím kostry výměníku a výplň výměníku má výrazně větší vodivost ve směru ke stykové destičce a nízkou vodivost ve směru proudění chladicího média. Nástroj uvedené koncepce, jehož výplň výměníku je vytvořena z porézního materiálu s výrazně anizotropními vlastnostmi s vyšší hodnotou tepelné vodivosti v axiálním směru, má podstatně vyšší tepelnou účinnost než nástroje s výplní výměníku z tepelně izotropního materiálu při zachování stejné hodnoty poměru povrchu výplně výměníku k jejímu objemu.

Příklad provedení kryochirurgického nástroje podle vynálezu je schematicky znázorněn na přiložených výkresech, kde na obr. 1 je znázorněn podélný řez kryochirurgickým nástrojem podle jedné varianty provedení, na obr. 2 je znázorněn podélný řez kryochirurgickým nástrojem podle druhé varianty provedení, na obr. 3 je znázorněn podélný řez kryochirurgickým nástrojem podle třetí varianty provedení a na obr. 4 je znázorněn příčný řez kryochirurgického nástroje podle třetí varianty provedení.

Základní částí operačního nástroje v provedení podle první varianty, znázorněné na obr. 1 je tepelný výměník, tvořený kostrou 1 výměníku, stykovou destičkou 2 a výplní 3 výměníku, která je složena z porézního materiálu, jehož tepelná vodivost v axiálním směru je výrazně větší než ve směru radiálním. Výplň 3 výměníku je například vytvořena ze stříbrné nebo měděné sítěky ve tvaru pásky, který je navinut kolem střední části kostry 1 výměníku a nerozebíratelně spojen svým okrajem se stykovou destičkou 2, například pájením. Výplň 3 výměníku může být také tvořena systémem koaxiálních válců, které jsou vytvořeny buď ze sítěk nebo tkaniny z drátků s vysokou tepelnou vodivostí například ze stříbra nebo mědi nebo perforované fólie popřípadě z děrovaných tenkých plechů.

V ose stykové destičky 2 je umístěn spojovací šroub 4, na který je našroubována výměnná koncovka 10 požadovaného tvaru, která svou rovinnou plochou dosedá na stykovou destičku 2. Na kostře 1 výměníku je upevněno teplotní čidlo 5, tvořené například vinutím z drátu. Teplotní čidlo 5 je popřípadě v tepelném kontaktu se stykovou destičkou 2, což je zejména výhodné, jestliže se jako teplotního čidla 5 použije termočlánek.

V kostře 1 výměníku je vytvořen kanál 7 a hlavní kanálky 8, popřípadě pomocné kanálky 9. Kanál 7 je tvořen například cirkulární štěrbinou, hlavní kanálky 8 například soustavou otvorů nebo zářezů, pomocné kanálky 9 například soustavou otvorů. Přívodní trubice 11 a trubka 12 pro odvod chladiva, do které jsou zpravidla zavedeny přívody k teplotnímu čidlu 5 a topnému elementu 6, například topnému vinutí, jsou uloženy ve vakuovém plášti 13. Prostor výměníku je oddělen od vakuového prostoru oddělovací přepážkou 15.

V alternativním provedení kryochirurgického nástroje, znázorněné na obr. 2 tvoří styková destička 2 jediný celek s kostrou topného elementu 6, například topného vinutí.

Teplotní čidlo 5 je uloženo buď uvnitř stykové destičky 2 nebo navinuto vedle topného elementu 6 na stykové destičce 2. Výplň 3 výměníku je v tomto případě tvořena systémem koncentrických polokoulí nebo podobných křivkových ploch, vzniklých například vylišováním z kovových sítěk nebo perforovaných fólií do požadovaného tvaru, které jsou v tepelném kontaktu se stykovou destičkou 2. Přívod a odvod kapalného chladiva zabezpečují přívodní trubka 11 a trubka 12 pro odvod chladiva. Prostor obsahující výplň 3 výměníku je oddělen od vakuového izolačního prostoru ohrazeného izolačním pláštěm 13 oddělovací přepážkou 15.

Další modifikace operačního nástroje je patrna z obr. 3. Je určena i pro operační nástroje malých průměrů a řeší problém uchycení osově nesymetrických operačních koncovek

při libovolném úhlu natočení kolem osy nástroje. Kostra 1 výměníku je tvořena trubičkou se vstupními otvory 16 a je na ní navinut pásek kovové sítky, popřípadě perforované fólie, který tvoří výplň 3 výměníku. V okrajích tohoto pásku je upevněno teplotní čidlo 5 nebo topný element 6 například provlečením do okrajových ok sítky nebo vložením do záhybů 18 sítky na jejím okraji. Výplň 3 výměníku je v tepelném kontaktu se stykovou destičkou 2 a ze strany druhého čela uzavřena krycí destičkou 19. Prostor, obsahující výplň 3 výměníku je od vakuového prostoru, omezeného vakuovým pláštěm 13, oddělen oddělovací přepážkou 15.

Upevnění výměnných koncovek 10 které jsou opatřeny vnějším závitem, v libolné azimutální poloze zabezpečuje převlečná matice 21. Doraz převlečné matice 21 v axiálním směru zajišťuje opěrka 20, která je pevně spojena s prodloužením vakuového pláště 13 a popřípadě se stykovou destičkou 2.

Vstupní kanál 7 uspořádáný ve výplni 3 výměníku je opatřen vstupními otvory 16 pro průchod kapalného chladiva do výplně 3 výměníku. Fixace výplně 3 výměníku je vytvořena distančními vložkami 17.

Funkce kryochirurgického nástroje s vysokým chladicím účinkem v čelní ploše je následující:

Kapalné chladivo například kapalný dusík se přivádí ke kanálu 7 přívodní trubicí 11 a po průchodu výplni 3 výměníku odchází páry chladiva hlavními kanálky 8, popřípadě pomocnými kanálky 9 do trubky 12 pro odvod chladiva, do které jsou zpravidla zavedeny přívody k teplotnímu čidlu 5 a topnému elementu 6. Chlazení nástroje se zajišťuje buď shora popsaným způsobem nebo v opačném směru tj. kapalné chladivo se přivádí trubicí 12 pro odvod chladiva, vstupuje do výplně 3 výměníku hlavními kanálky 8 a odchází kanálem 7 do přívodní trubice 11. Ve druhém případě je výhodné vyvést přívody k teplotnímu čidlu 5 a topnému elementu 6 otvorem vyvrtaným v prodloužení jednoho z hlavních kanálků 8 do kanálu 7, který se po protažení přívodů zatmelí; přívody jsou z nástroje pak vyvedeny přívodní trubicí 11.

Přívod a odvod kapalného chladiva u druhé varianty zabezpečuje přívodní trubice 11 a trubka 12 pro odvod chladiva. O možnostech záměny jejich funkce, včetně záměny umístění přívodů, platí totéž co bylo uvedeno u popisu funkce prvního provedení.

U třetí varianty je kapalné chladivo přiváděno přívodní trubicí 11, vstupními otvory 16 prochází do výplně 3 výměníku, kde se odpařuje a mezi distančními vložkami 17 pak prochází páry chladiva do trubky 12 pro odvod chladiva.

P R E D M Ě T V Y N Á L E Z U

1. Kryochirurgický nástroj s vysokým chladicím účinkem v čelní ploše, s vyměnitelnou operační koncovkou, s tubusem pro přívod a odvod chladiva, elektrickými přívody, uspořádanými uvnitř tohoto tubusu, výměníkem tepla s porézní kovovou výplní, teploměrem, topnými elementy a soustavou kanálů, vyznačený tím, že výplň (3) výměníku je tvořena kovovou sítkou nebo perforovanou fólií ve tvaru pásku navinutou okolo střední části kostry (1) výměníku a spojenou nerozebíratelně svým okrajem se stykovou destičkou (2), v jejíž ose je umístěn spojovací šroub (4), přičemž na kostře (1) výměníku nebo stykové destičce (2) je uspořádáno teplotní čidlo (5) a/nebo topný element (6) a mezi přívodní trubicí (11) a trubicí (12) pro odvod chladiva a vakuovým pláštěm (13) nástroje je upravena oddělovací přepážka (15).

2. Kryochirurgický nástroj podle bodu 1, vyznačený tím, že výplň (3) výměníku je tvořena systémem kovových sítěk nebo perforovaných fólií, vytvářejících koaxiální nebo koncentrické plochy, které jsou v tepelném styku se stykovou destičkou (2).

3. Kryochirurgický nástroj podle bodů 1 a 2, vyznačený tím, že topný element (6) a teplotní čidlo (5) jsou uspořádány v okrajích kovových sítěk nebo perforovaných fólií, tvořících výplň (3) výměníku nebo mezi jejich vrstvami.

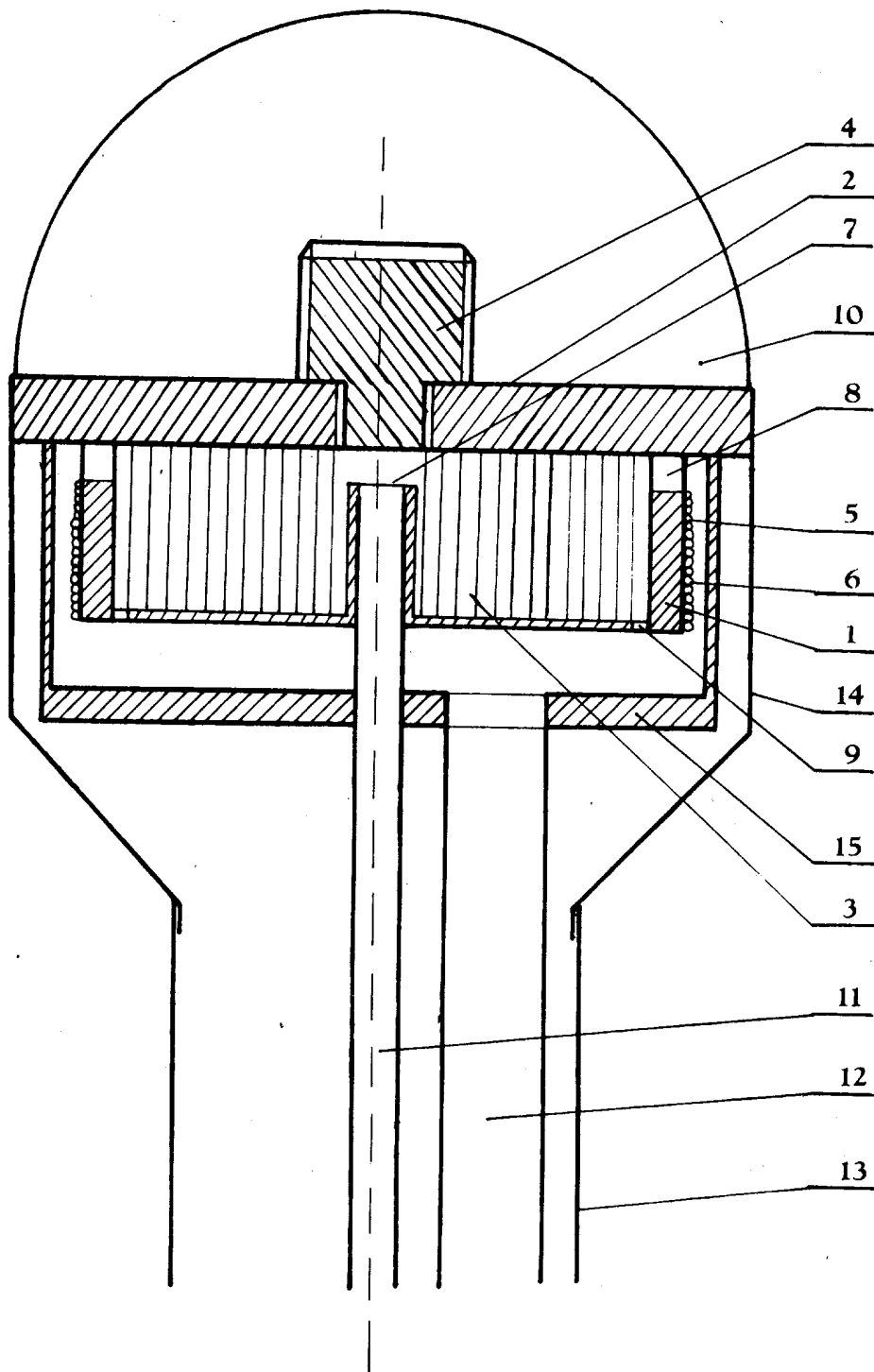
4. Kryochirurgický nástroj podle bodů 1 a 2, vyznačený tím, že oddělovací přepážka (15) a vakuový plášť (13) zasahují až ke stykové destičce (2).

5. Kryochirurgický nástroj podle bodů 1 a 2, vyznačený tím, že spojovací šroub (4) je se stykovou destičkou (2) spojen rozebíratelným průchozím spojem.

6. Kryochirurgický nástroj podle bodu 1, vyznačený tím, že styková destička (2) nástroje a výměnná koncovka (10) jsou vzájemně mechanicky a tepelně spojeny převlečnou maticí (21), která je spolu s opěrkou (20) umístěna na stykové destičce (2) nebo výměnné koncovce (10), přičemž protilehlá styčná destička (2) nebo výměnná koncovka (10) je opatřena závitem.

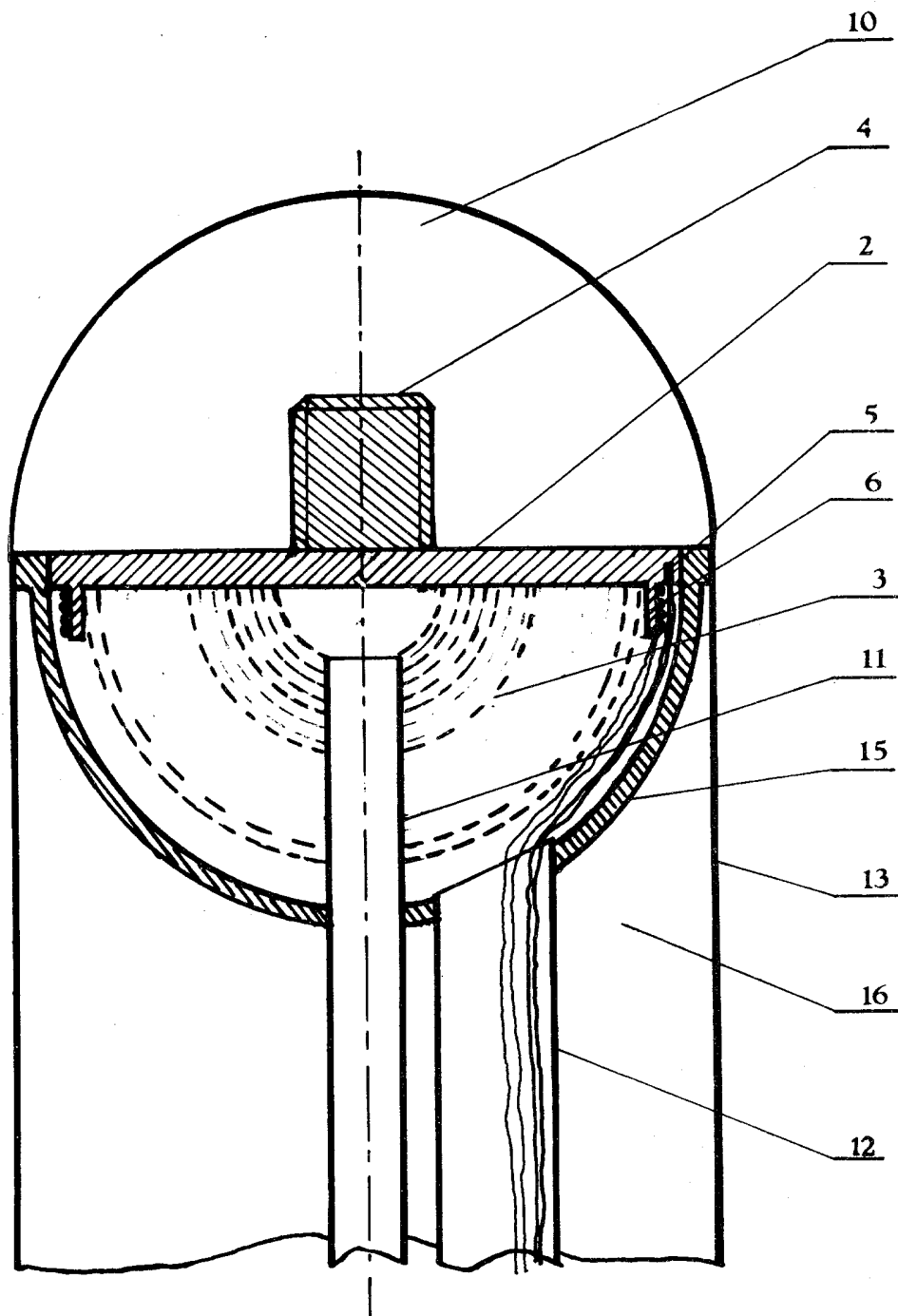
3 listy výkresů

217448



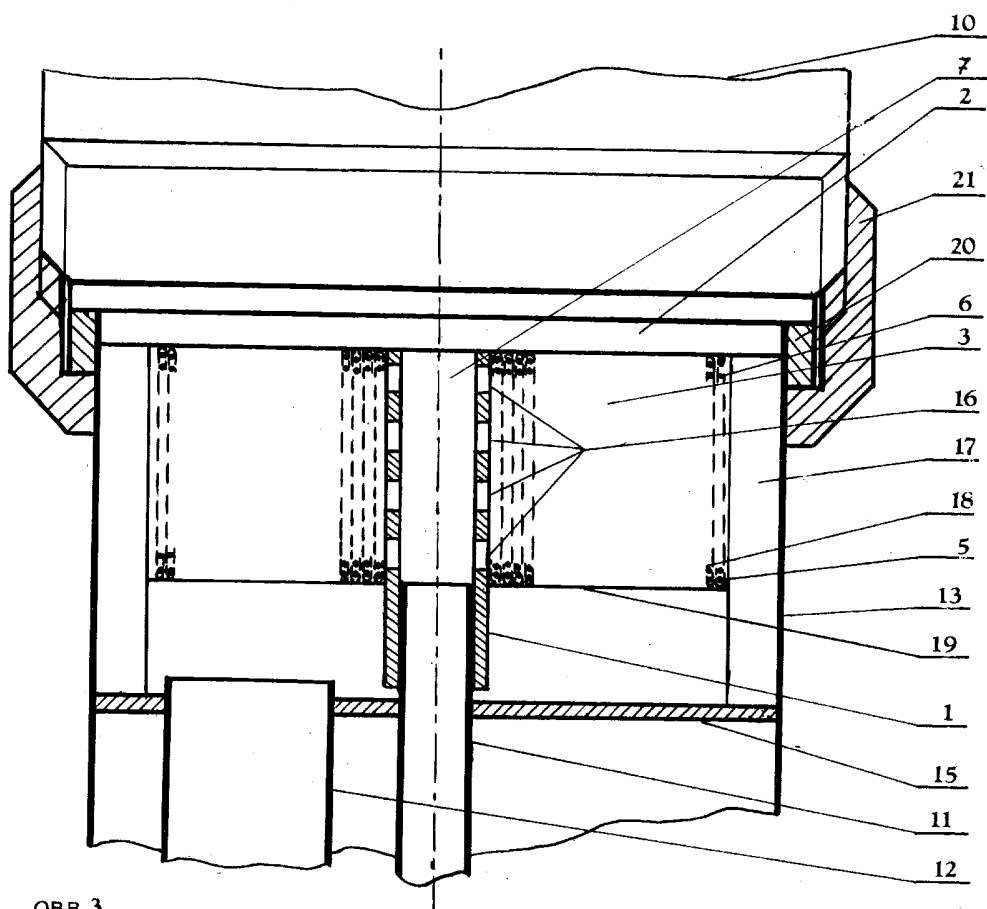
OBR. 1

217448

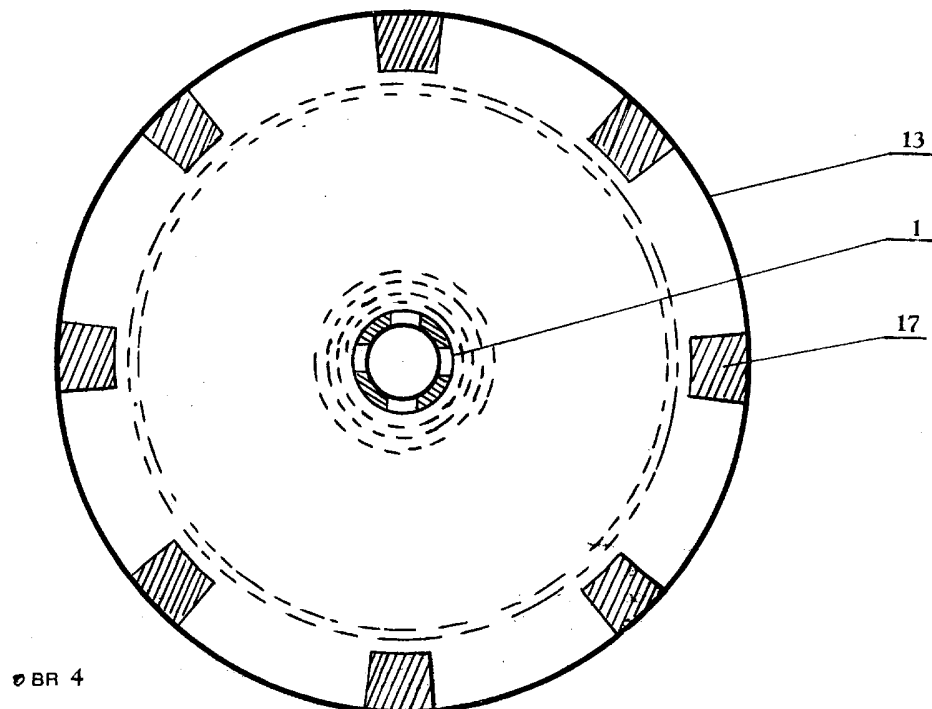


OBR. 2

217448



OBR. 3



Ø BR 4