



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY  
A OBJEVY

# POPIS VYNÁLEZU 199443

## K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

(61)

(23) Výstavní priorita  
(22) Přihlášeno 26.05.78  
(21) (PV 3437 - 78)

(11)

(B1)

(51) Int. Cl.<sup>3</sup>

A 61 B 17/36

(40) Zveřejněno 31.10.79  
(45) Vydáno 31.01.83

(75)

Autor vynálezu

M á l e k Zdeněk doc. RNDr. CSc., Praha a  
Z o b a ě Ladislav ing. CSc., Brno

(54)

### KRYOCHIRURGICKÝ APLIKÁTOR

Vynález se týká kryochirurgického aplikátoru. Dosevadní kryochirurgické aplikátory mají obvykle tvar dutého válce, jehož válcová plocha je tepelně izolována obvykle vakuovou izolací a na jehož čelní (operační) stěně je vyměnitelně nasazena operační koncovka. Koncovky mají prakticky vždy plochu povrchu určeného pro styk s tkání podstatně větší, než je styčná plocha mezi koncovkou a čelní stěnou aplikátoru. V tepelném kontaktu s čelní stěnou je uvnitř aplikátoru zpravidla umístěn nejjednodušší tepelný výměník, tvořený hladkou nebo žebrovanou vnitřní dutinou aplikátoru. Kryogenní látka, obvykle kapalný dusík, se vstříkuje do dutiny aplikátoru z objemného zásobníku spojeného s aplikátorem systémem tepelně izolovaných ohebných hadic. Z aplikátoru se chladio odvádí výstupní trubičkou do okolní atmosféry.

Nevýhody těchto jednoduchých výměníků spočívají v poměrně vysoké spotřebě kryogenní látky-chladiwa (řádově litry kapalného dusíku na jednu operaci) při malé účinnosti využití jeho chladicí schopnosti. V průběhu ochlazování aplikátoru má chladio odcházející z aplikátoru teplotu blízkou bodu varu kryogenní kapaliny, zatímco aplikátor oteplovaný operovanou tkání má teplotu značně vyšší, takže se prakticky nevyužívá vysoké chladicí schopnosti dusíkových par odpovídající rozdílu jeho hodnot entalpie mezi teplotou okolní tkáně a teplotou blízkou jeho bodu varu a tudíž ochlazování operované tkáně je pomalé a vede k nízké pravděpodobnosti nekrotizace buněk. Nízká ochlazovací účinnost a vysoká spotřeba chladiwa má za následek nutnost použití vnějšího

objemového zásobníku chladiva a tím i omezenou pohyblivost operačního nástroje spojeného se zásobníkem systémem hadic. Aby se zabránilo prodloužení doby ochlazování aplikátoru vlivem postupného pomalého prochlazování přívodů, užívá se u většiny systémů poměrně vysokého pracovního přetlaku v zásobníku, jehož hodnota se zpravidla pohybuje v rozmezí 0,5 až 0,8 MPa. Tento přetlak sice poněkud urychlí prochlazování, avšak v tenkostěnném systému evakuovaného tubusu aplikátoru představuje značné riziko pro pacienta i operátora.

Vpředu uvedené nevýhody podstatně snižuje kryochirurgický aplikátor podle vynálezu, jehož podstata spočívá v tom, že v dutině aplikátoru je umístěn porézní tepelný výměník, jehož čelní stěna tvoří současně alespoň zčásti čelní stěnu aplikátoru vakuotěsně odděleného od tubusu oddělovací přepážkou, do níž jsou vakuotěsně uchyceny přívod chladiva do porézního výměníku a vývod chladiva z odváděcího kanálu nebo kanálů umístěných mezi pláštěm porézního tepelného výměníku a pláštěm aplikátoru, přičemž plášť porézního tepelného výměníku je v tepelném kontaktu s pláštěm aplikátoru a je u čelní stěny opatřen spojovacími otvory nebo spojovacím kanálem propojujícími porézní výměník s oddělovacím kanálem nebo kanály.

Dva příklady provedení aplikátorů podle vynálezu jsou dále popsány a jejich činnost vysvětlena pomocí výkresů, na nichž jsou aplikátory vyznačeny v řezu podélnou osou.

Podle obr. 1 a 2 kryogenní kapalina-chladivo ze zásobníku neznázorněného na výkrese vstupuje přívodem 1 chladiva do porézního tepelného výměníku 2 válcového tvaru, tvořeného například systémem paralelních měděných rovinových sítěk, které jsou v dobrém tepelném kontaktu s válcovou plochou pláště 3 porézního tepelného výměníku 2, jehož čelní stěna 12 je současně čelní stěnou aplikátoru, na níž je vyměnitelně nasazena, například na závit na axiálním výstupku 14, operační koncovka 13. Čelní stěna 12 je lapována za účelem dosažení tepelného kontaktu s vyměnitelnou operační koncovkou 13. Plášť 3 porézního tepelného výměníku 2 je u čelní stěny 12 opatřen řadou spojovacích otvorů 4 (obr. 1) nebo spojovacím kanálem 4 (obr. 2) vyplněným tepelně vodivým porézním materiálem. Odváděcí kanál 5 chladiva je vytvořen mezi pláštěm 3 porézního tepelného výměníku 2 a pláštěm 6 aplikátoru koaxiálním prostorem (obr. 1) nebo jedním či několika šroubovicovými kanály, které jsou vzájemně odděleny šroubovicovými přepážkami 7 a které jsou součástí pláště 3 porézního tepelného výměníku 2 a po nasunutí pláště 6 aplikátoru jsou s ním v tepelném kontaktu (obr. 2). Oteplený plyn odchází z odváděcího kanálu nebo kanálů 5 vývodem 8 uchyceným v oddělovací přepážce 9 z tepelného izolantu vzduchotěsně oddělující kryochirurgický aplikátor od prostoru 10 tubusu 11, jímž jsou vedeny přívod 1 chladiva, vývod 8 chladiva a elektrické přívody 12. Dno 15 porézního tepelného výměníku 2 není v jiném tepelném kontaktu s oddělovací přepážkou 9 než prostřednictvím přívodu 1 chladiva a spojky 16 tubusu 11. Spojka 16 tubusu 11 může být zhotovena z materiálu s nízkou tepelnou vodivostí, případně může být pokračováním tenkostěnného tubusu 11, který je spojen va-

kuotěsně tvrdými spoji 20 s oddělovací přepážkou 9. Pod spojkou 16 aplikátoru je umístěn izolační prstenec 21, doplněný izolační vložkou 22, čímž se zvýší tepelný odpor mezi pláštěm 6 aplikátoru a tubusem 11 omezením vlivu konvekce. Uvnitř odváděcího kanálu 5, například na plášti 3 porézního tepelného výměníku 2 je umístěn elektrický teploměr 17 a systém elektrických topných elementů 18, které jsou v přímém tepelném kontaktu s pláštěm 3 výměníku 2 a nebo pláštěm 6 aplikátoru. Jejich elektrické příводы 19 jsou vyvedeny vývodem 8. U provedení podle obr. 1 je plášť 3 porézního tepelného výměníku 2 v části 23 zúžen pro tepelné ukotvení spojů mezi elektrickým teploměrem 17, elektrickými topnými elementy 18 a jejich elektrickými přívoidy 19, které jsou vyvedeny z odváděcího kanálu 5 systémem otvorů 24 v obvodové části 25 pláště 3 výměníku 2 do vývodu 8, kudy také proudí zpět chladivo.

Plášť 3 a čelní stěna 12 porézního výměníku 2, porézní tepelný výměník 2, případně i plášť 6 aplikátoru jsou zhotoveny z dobrého tepelného vodiče, například ze stříbra, pozlaceného stříbra nebo mědi. Tubus 11 aplikátoru oddělovací přepážka 9, přívod 1 a vývod 8 chladiva jsou z tepelného izolantu, například z korozi-vzdorné oceli, izolační prstence 21 a izolační vložka 22 z velmi dobrého tepelného izolantu, například pěnového polystyrénu nebo teflonu.

Porézní tepelní výměník 2, případně spojovací kanál 4 jsou vytvořeny z kovových tepelně vodivých sítěk z měděných nebo stříbrných drátků, kde průměr drátku a rozměr oka se pohybují v rozmezí od 0,05 mm do 0,2 mm při jejich vzájemném poměru blízkém jedné, přičemž sítky jsou tepelně spojeny s pláštěm 3 výměníku 2, nebo ze sintrovaného kovu, například stříbro nebo měď ve výchozí formě drátků délky 0,5 až 10 mm a tloušťky od 0,05 do 0,3 mm nebo zrněk středního průměru od 0,1 do 0,5 mm. Nejlepších výsledků se dosahuje vsintrováním tohoto materiálu do pláště 3 výměníku 2, případně i do spojovacího kanálu 4.

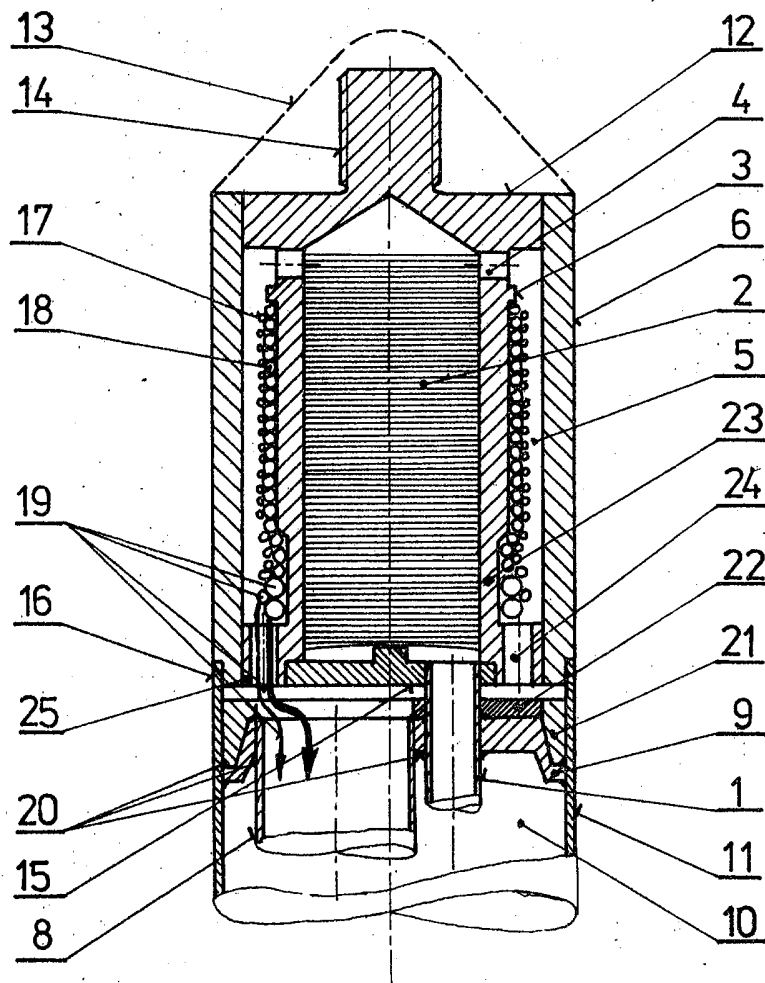
Z výsledků zkoušek získaných laboratorně na obou uvedených provedeních bylo při přetlaku kapalného dusíku 0,02 MPa vstupujícího do výměníku 2 při ponoření aplikátoru do vaječného bílku o teplotě 37 °C reprodukovatelně dosahováno ochlazování aplikátoru na teplotu -180 °C za dobu 8 až 15 sekund. Přitom v prvních 100 sekundách od počátku cirkulace kapalného dusíku v aplikátoru narůstal průměr ledového útvaru v bílku u aplikátoru s rychlostí 0,15 až 0,25 mm/s.

#### P ř e d m ě t v y n á l e z u

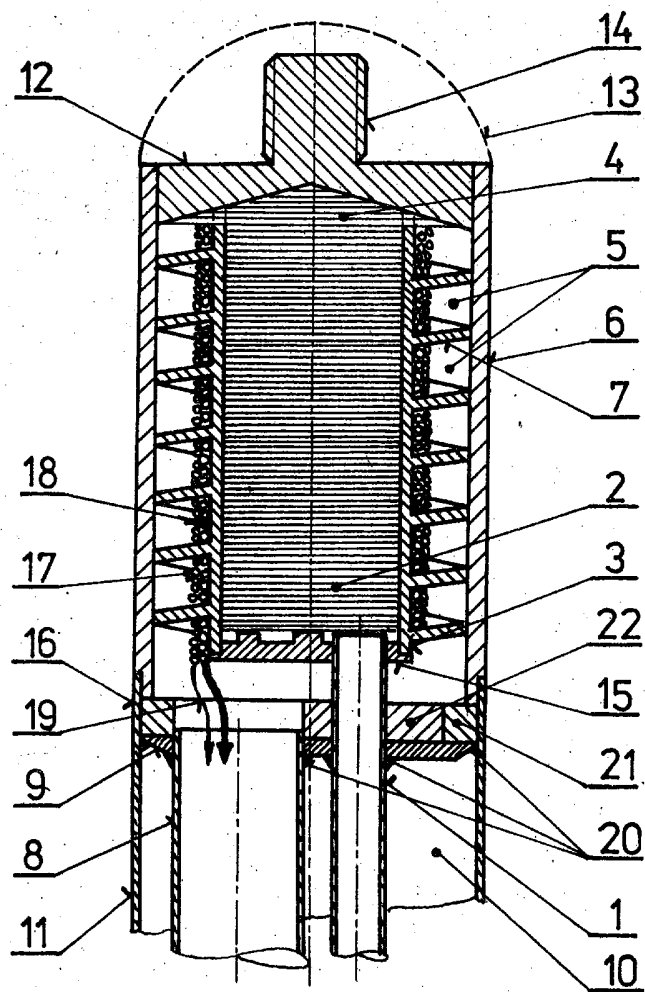
1. Kryochirurgický aplikátor válcového tvaru vyměnitelně upevněný na tubusu, jímž jsou vedeny přívod a vývod chladiva, přívoidy k teploměru a topným elementům, vyznačený tím, že v dutině aplikátoru je umístěn porézní tepelný výměník (2), jehož čelní stěna (12) tvoří současně alespoň zčásti čel-

ní stěnu aplikátoru vakuotěsně odděleného od tubusu (11) oddělovací přepážkou (9), do níž jsou vakuotěsně uchyceny přívod (1) chladiwa do porézního výměníku (2) a vývod (8) chladiwa z odváděcího kanálu nebo kanálů (5) umístěných mezi pláštěm (3) porézního tepelného výměníku (2) a pláštěm (6) aplikátoru, přičemž plášť (3) porézního tepelného výměníku (2) je v tepelném kontaktu s pláštěm (6) aplikátoru a je u čelní stěny (12) opatřen spojovacími otvory nebo spojovacím kanálem (4) propojujícími porézní výměník (2) s oddělovacím kanálem nebo kanály (5).

2. Kryochirurgický aplikátor podle bodu 1, vyznačený tím, že porézní tepelný výměník (2) je tvořen sloupcem rovnoběžných rovinných kolmo k ose aplikátoru orientovaných sítěk.
3. Kryochirurgický aplikátor podle bodů 1 a 2, vyznačený tím, že sítky porézního tepelného výměníku (2) jsou vnějším obvodem spojeny například pájením s pláštěm (3) porézního výměníku.
4. Kryochirurgický aplikátor podle bodů 1 až 3, vyznačený tím, že průměr drátků sítěk porézního tepelného výměníku (2) a lineární rozměr ok jsou v mezích od 0,05 do 0,2 mm vzájemným poměru průměru drátků a rozměru ok blízkém jedné.
5. Kryochirurgický aplikátor podle bodu 1, vyznačený tím, že porézní tepelný výměník (2) je vytvořen ze sintrovaného kovu s vysokou tepelnou vodivostí v oblasti nízkých teplot, například stříbra nebo mědi, ve formě drátků délky 0,5 až 10 mm a tloušťky 0,05 až 0,3 mm nebo zrněk středního rozměru 0,1 až 0,5 mm.
6. Kryochirurgický aplikátor podle bodů 1 až 5, vyznačený tím, že odváděcí kanál (5) je vytvořen koaxiálním prostorem mezi pláštěm (3) porézního tepelného výměníku (2) a pláštěm (6) aplikátoru, které jsou navzájem v tepelném kontaktu.
7. Kryochirurgický aplikátor podle bodu 1 až 5, vyznačený tím, že odváděcí kanál nebo kanály (5) jsou vytvořeny šroubovicovou přepážkou nebo přepážkami v tepelném kontaktu s pláštěm (3) porézního tepelného výměníku (2) a pláštěm (6) aplikátoru.
8. Kryochirurgický aplikátor podle bodů 1 až 7, vyznačený tím, že topné elementy (18) a elektrický teploměr (17) tepelně spojené s pláštěm (3) výměníku (2) a nebo pláštěm (6) aplikátoru jsou uloženy v odváděcím kanálu nebo kanálech (5).
9. Kryochirurgický aplikátor podle bodů 1 až 8, vyznačený tím, že porézní tepelní výměník (2), plášť (6) aplikátoru i šroubovicová přepážka nebo přepážky (7) jsou zhotoveny z materiálu, s vysokou tepelnou vodivostí v oblasti nízkých teplot, například ze stříbra nebo mědi.
10. Kryochirurgický aplikátor podle bodů 1 až 9, vyznačený tím, že povrch je pozlacen.



Obr. 1



Obr. 2