
NOVINKY ZDRAVOTNICKÉ TECHNIKY

ZAŘÍZENÍ A ELEKTRODY KE STIMULACI NERVU

Dubrovskij, I. A. - Bobkova, V. M.

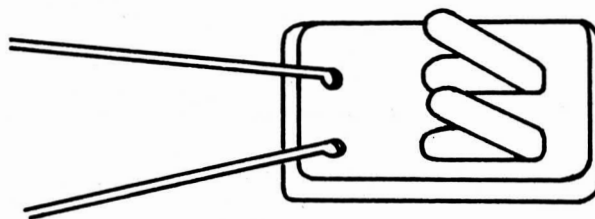
Moskevský fyzikální ústav, Ústav srdeční chirurgie A. N. Bakuleva akademie lékařských věd SSSR, Moskva

Všeobecně je známa metodika i výsledky nespojitě stimulace posilovacího srdečního nervu podle Pavlova. Tato stimulace umožňuje regulovat rychlost i intenzitu srdečních stahů, aniž by se měnila tepová frekvence a může být tedy výhodně aplikována i u pacientů s výraznou poruchou smršťování myokardu. Úspěch nervové stimulace je závislý na výstupních parametrech stimulatoru, jednoduchosti ovládání a na kvalitě elektrod. Elektrody pro nervovou stimulaci musí splňovat tyto požadavky:

- snadné a rychlé fixování k nervu
- spolehlivý a stabilní elektrický kontakt s nervem
- minimální rozptyl stimulačního proudu do okolních tkání
- spolehlivá izolace
- nervový kmen nesmí být elektrodou traumatizován
- malá hmotnost a rozměry
- snadná sterilizace.

Doposud sovětský průmysl nevyráběl elektrostimulátory, jež by splňovaly obecně platné požadavky a navíc vyráběné přístroje nesplňovaly ani požadavky na bezpečnost práce. Potřebné elektrody se v SSSR nevyráběly vůbec. Proto přistoupili v Moskevském fyzikálním ústavu ve spolupráci s Ústavem srdeční a cévní chirurgie v Moskvě k vývoji nového nervového stimulatoru, včetně vhodných elektrod.

Při experimentech se psy byly ověřovány

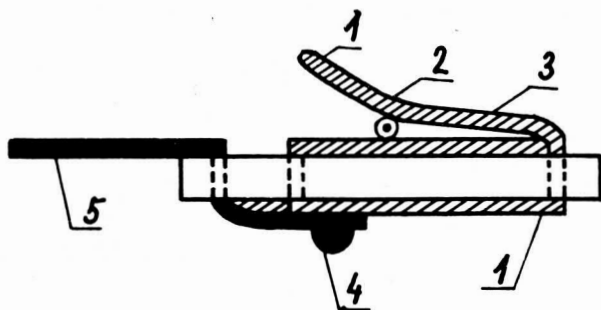


Obr. 1. Celkový pohled na bipolární elektrody pružinového typu

elektrody různé konstrukce: miskovité, hákovité, jehlové a pružinové. Aby se co nejvíce eliminovaly rozptylové stimulační proudy do okolních tkání, byly všechny elektrody zhotoveny s bipolárními kontakty. Experimenty jednoznačně prokázaly, že stanoveným požadavkům nejlépe vyhovují pružinové elektrody. Na obr. 1 je zobrazen celkový pohled na bipolární elektrodu pružinového typu. Kontakty elektrod jsou zhotoveny z pásek berylliového bronzu o šíři 1,4 mm a tloušťce 0,3 mm a jsou uchyceny na destičce z fluoroplastu o rozměrech 15×7,5×1,0 mm. Ke druhé straně kontaktů je připájen vodič typu MGTF. Způsob uchycení elektrody k nervu zobrazuje obr. 2. Vzdálenost mezi kontaktními pásky je 2,3 mm, styková délka je 6,5 mm. Z důvodu izolačních je rubová strana elektrodové destičky pokryta tenkou vrstvou epoxidové pryskyřice. Celková hmotnost této elektrodové konstrukce je 10 g. Elektrody se přikládají k nervu bezprostředně, není třeba žádných adaptorů. Fixace se

provádí lehkým popotahováním za vodič, čímž je nervový kmen svírá kontakty. Pružnost kontaktních pásek a nepatrná hmotnost elektrod je zárukou spolehlivé fixace.

Během všech experimentů se psy se měřila impedance nervového kmenu mezi kontakty



Obr. 2. Průřez elektrodou

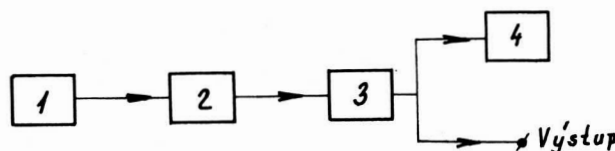
1 — kontaktní pásek; 2 — nervový kmen; 3 — fluoro-plastická destička; 4 — bod připájení vodičů; 5 — vodič

elektrod tak, že k elektrodám se přiváděly stimulační impulsy nadprahové velikosti a snímaly se napěťové a proudové impulsy osciloskopem SI-49. Zjistilo se, že velikost impedance nervového kmenu závisí na typu použitých elektrod a v průměru dosahuje hodnoty 4–6 k Ω . Prahová (mezní) amplituda proudového impulsu, při níž dochází k požadovanému stimulačnímu efektu činí asi 1–2 mA, z čehož lze vyvodit mezní amplitudu napěťového impulsu v rozsahu 4–12 V.

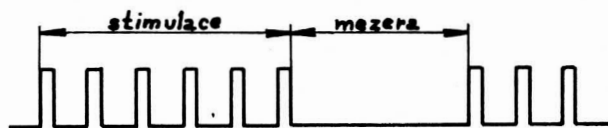
Je třeba zdůraznit, že v případě výrazné odchylky impedance nervového kmenu od zprůměrované hodnoty 4–6 k Ω se znehodnocuje stimulační efekt. K výrazným odchylkám dochází v podstatě ze 2 příčin. Je-li úsek nervu mezi kontakty smáčen krví, impedance klesá až pod 1 k Ω a navíc, krev působí jako svod, takže vlastním nervovým kmenem protéká proud nižší než 1 mA, tedy proud podprahové velikosti — ke stimulačnímu efektu nedochází. Naopak, jestliže se výrazně zvýší stykový odpor mezi bipolárními kontakty elektrod a vlastním nervovým kmenem, hodnota impedance mezi kontakty vzroste nad 10, 20 i více k Ω , klesne hodnota protékajícího proudu opět pod 1 mA — ke stimulačnímu efektu nedochází. Hodnota impedance mezi kontakty elektrod charakterizuje kvalitu styku elektrod s nervovou tkání.

Výše uvedené výsledky měření umožňují sformulovat požadavky na parametry výstupních obvodů a obvodů indikace nervového stimulatoru: Výstupní zesilovač musí zabezpečit napěťové impulsy s jmenovitou hodnotou amplitudy 12 V [s rezervou zisku do 16 V], přičemž výstupní impedance stimulatoru nesmí být větší než 0,3 — 0,4 k Ω ; měřič impulsního proudu musí mít rozsah min. 0–4 mA, požadavky na časové konstanty impulsů jsou blíže rozvedeny v příspěvků Švecova, Bobkové a Zusmana v časopise „Experimentální chirurgie“ číslo 5, r. 1974, str. 11–15. Blokové

schéma zařízení je na obr. 3 a časový diagram stimulačních impulsů na obr. 4. Na obr. 3 blok 1 je regulátorem vzájemně nezávisle volitelné délky „stimulace“ — „mezera“ a z hlediska obvodového jde o symetrický multivibrátor s bipolárními tranzistory se zvýšenou vodivostí. Blok 2 umožňuje nastavit délku i frekvenci stimulačních impulsů, z hlediska obvodového jde opět o jednoduchý multivibrátor s bipolárními tranzistory. Blok 3 umožňuje nastavit potřebnou amplitudu napěťového impulsu, z hlediska obvodového jde o emitorový sledovač s násobičem napájecího napětí. Blok 4 — indikační — slouží k měření amplitudy proudu stimulačních impulsů, k indikaci stavu „stimulace“ — „mezera“, k měření napájecího napětí; z hlediska obvodového jde o měřič špičkových hodnot s použitím tranzistorů řízených polem s přechodem typu „P — n“.



Obr. 3. Blokové schéma nervového stimulatoru (obrázek je popsán v textu)



Obr. 4. Časový diagram stimulačních impulsů

Z důvodů zajištění bezpečnosti proti zasažení elektrickým proudem se počítá s bateriovým autonomním napájením stimulatoru. Spotřeba stimulatoru je minimální, přístroj odebírá energii pouze ve stavu „stimulace“.

Stimulátor i elektrody byly ověřeny jak při zmíněných experimentech se psy, tak v klinické praxi v Ústavu srdeční a cévní chirurgie A. N. Bakuleva AV SSSR.

Závěrem základní technická data přístroje:

- rozsah intervalů „stimulace“ — „mezera“ vzájemně nezávisle nastavitelných 10 — 100 sec
- frekvence stimulačních impulsů 40 — 120 Hz
- délka stimulačních impulsů 0,3 msec
- amplituda napětí stimulačních impulsů 1 — 16 V
- amplituda proudových impulsů 0 — 6 mA
- výstupní impedance 200 Ω
- střední doba nepřetržitého provozu z jedné baterie typu „Koruna VC“ 1000 hod.
- hmotnost 200 g
- rozměry 120×70×40 mm

O. K.

CHIRURGICKÝ NÁSTROJ K PROVÁDĚNÍ VAZEKTOMIE

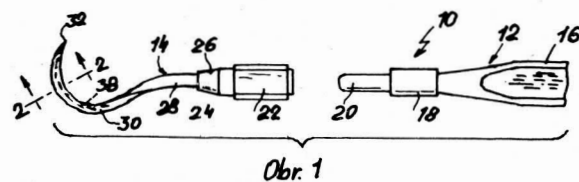
Vazektomie k sterilizaci mužů je běžná a bezpečná, jednoduchá operace, která se nyní používá jako jednoduchý prostředek k omezení porodnosti. Základním postupem je vyhledání vas deferens ve skrotu rozříznutím skrota, k dosažení přístupu k vas deferens, jeho přerušení, podvázání obou konců, návrat těchto konců do skrota a zajištění kožní rány. Tato operace trvá nejdéle 30 minut a je téměř nebolestivá. Lze ji provádět na chirurgické ambulanci a nemocný se může vrátit do práce po jednodenním odpočinku.

Při operaci je chirurg nucen udržet polohu vas deferens na zvýšené úrovni v průběhu přerušování tak, že se vas deferens zachytí svorkou nebo kleštěmi, přičemž dolů směřující držadla se obvykle velmi těžko ručně ovládají. Další obtíže mohou vzniknout při odstraňování pojivové tkáně, kde je nutno se obejít bez zhmoždění důležitých oblastí. Během chirurgického zákroku je nutno zachovávat velkou opatrnost, aby nedošlo ke vzniku komplikací.

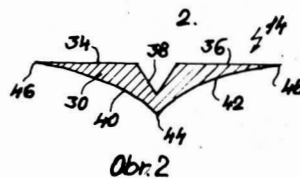
Vazektomii je výhodné provádět chirurgickým nástrojem podle vynálezu, jehož autory jsou Stuart Allan Brodsky a Raymond Allen Kelly, Rhode Island (USA). Tento nástroj, slouží k zachycení a zvednutí vas deferens zespodu v průběhu vazektomie místo dříve používaných kleští, takže zachycení vas deferens v nadzdvížené poloze je pro chirurga velmi snadné. Vas deferens lze přerušit jediným řezem. Přitom konkávní část hlavy nástroje tvoří podložku a žlábek vytváří vedení pro ostří skalpelu v průběhu přerušování vas deferens.

Obr. 1 představuje celkový pohled na chirurgický nástroj obr. 2 řez podle přímky 2—2 na obr. 1, obr. 3 částečný pohled shora s oběma přerušnými částmi vas deferens se znázorněným chirurgickým nástrojem v průběhu vazektomie a obr. 4 řez podél přímky 4—4 na obr. 3.

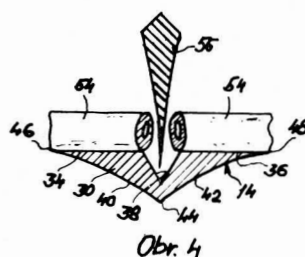
Chirurgický nástroj (10) se skládá z držadla (12), které nese hlavovou část (14). Držadlo (12) vybíhá do prodloužené části (16). Na užším konci držadla je uložena pomůcka (18) k nasazení hlavové části (14). Za touto pomůckou vybíhá držadlo (12) do zúžené části (20). Hlavová část (14) se skládá z pomůcky (22) sloužící k upevnění na držadle (12) se středním vybráním, které odpovídá tvaru zúžené části (20) držadla (12). Pomůcka (22) má zúženou část (24) s kónickým nástavcem (26). Zúžená část (24) a kónický nástavec (26) obsahují vybrání s menším průměrem, do něhož zapadl nástavec (28) těla (30) hlavové části (14). Nástavec (28) těla (30) tvoří integrální část pomůcky (22) a hlavová část (14) je vytvořena jako oddělená jednotka. Lze ji oddělit od držadla (12) a odhodit v případě, že byla určena pouze k jednomu použití.



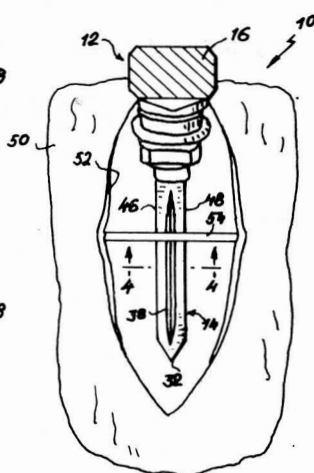
Obr. 1



Obr. 2



Obr. 4



Obr. 3

Tělo (30) hlavové části (14) má obloukovitý tvar a na distálním konci vybíhá do špičatého konce (32). Vnitřní strana oblouku je konkávní a je dělena žlábkem (38) na dvě poloviny, plochu (34) a plochu (36). Konvexní strana těla (30) sestává ze dvou ploch (40) a (42), které se stýkají na vrcholu (44) konvexní části. Spojení vnitřních povrchů (34) a (36) se zadními povrchy (40) a (42) tvoří ostré hrany (46) a (48).

Před zákrokem očistí se část skrota (50) antiseptickým roztokem. Chirurg pak vyhledá vas deferens ve skrotu (50) jako fibrózní provazec palcem a ukazováčkem. Vas deferens (54) posune palcem a ukazováčkem a udržuje ho v této poloze až u zevního okraje skrota (50). Oblast, určená pro vedení řezu se pak infiltuje roztokem anestetika a provede se malý příčný řez (52) skalpelem. Délka tohoto řezu činí asi 1,2 cm. Po oddělení podkožní tkáně od vas deferens (54) se vas deferens (54) přitáhne co nejbližší k postrannímu okraji skrota (50). Špičatý konec (32) hlavové části (14) nástroje (10) se pak zavede v příčném řezu (52) mediálně od vas deferens (54), takže se dostane pod tento provazec. Špičatý konec (32) se pak sune směrem vzhůru a pak ven na opačné laterální straně, příčného řezu (52). Vas deferens (54) se již nemusí přidržovat, poněvadž je udržován ve zdvižené poloze nástrojem (10), který je s ním ve styku na jeho spodní straně.

Část pojivové tkáně pod vas deferens (54), přiléhající k hlavové části (14) chirurgického nástroje (10), se infiltuje malým množstvím lokálního anestetika. Potom se provede doda-

tečné oddělení pojivové tkáně posunem nástroje do stran, takže ostré hrany [46] a [48] odstraní pojivovou tkáň od vas deferens [54] v blízkosti hlavové části [14] nástroje [10]. Malé krvácení, které přitom může vzniknout, lze zastavit malou hemostatickou pinzetou.

Úsek vas deferens [54], který má být přerušen, se omezí dvěma hemostatickými pinzetami, které se uloží na kraji řezu a přidržují vas deferens [54] spolu s pojivovou tkání. Pak se hlavové části [14] chirurgického nástroje [10] použije jako podložky pro snadnější přerušování vas deferens. K přerušování se užije skalpelu [56], který se pohybuje ve žlábků [38].

Po přerušování se oba konce vas deferens kauterizují a podvážejí. Podvázané konce se vrátí zpět do skrota [50]. Je nutno dbát na to, aby došlo ke koagulaci všech bodů, z nichž došlo ke krvácení. Kožní okraje příčného řezu [52] skrota [50] se zašíjí, k čemuž obvykle stačí jeden steh. Pak se kožní rána postříká anti-

septickým roztokem a pak obvazem ve spray. Chirurg dbá na to, aby vas deferens [54] zůstal uložen na laterální straně skrota a aby nedošlo k chybám v umístění nebo k jeho znehynění.

Celý postup lze provést za 5 až 30 minut v ambulanci. Po jednodenním odpočinku je pacient schopen vykonávat své zaměstnání.

Nástroj [10] umožňuje vynětí vas deferens [54] ven ze skrota [50] a tím jeho pohodlné přerušování chirurgem. Špičatý konec [32] hlavové části [14] slouží k dobrému zavedení nástroje do řezu [52] a pod vas deferens [54] k jeho vyzdvížení. Ostré hrany [46] a [48] umožňují oddělení pojivové tkáně bez jejího zbytečného zhmoždění. Protože žlábek [38] na konkávní straně těla [30] směřuje směrem vzhůru a vas deferens [54], leží přes tento žlábek [38], použije chirurg žlábků [38] jako vodičko pro skalpel [56] při zákroku.

[Čs. patent čís. 161 676]

JEV VZÁJEMNÉHO PŮSOBNÍ LYMFOCYTŮ S KRVETVORNÝMI BUŇKAMI

Člen-korespondent Akademie lékařských věd SSSR R. V. Petrov a kandidát lékařských věd L. S. Seslavina zjistili dříve neznámý jev vzájemného působení lymfocytů s krvetvornými buňkami, které zajišťují inaktivaci geneticky cizorodých [allogenních] kmenových prvků a změnu směru diferencování geneticky stejných. Autoři ukázali, že inaktivace se provádí imunními lymfocyty, tj. při prvním kontaktu. Tento proces probíhá rychle a skončí se během tří dnů.

Chromozómní a histologická analýza vzájemného působení lymfocytů se syngenními kmenovými buňkami ukázaly, že v tomto případě chybí účinek inaktivace prvků tvořících kolonie, ale že dochází ke změně směru jejich diferencování z převážně erytroidního na převážně myeloidní typ tvoření krve. Nedostatek lymfocytů v organismu podmiňuje opačný účinek.

Vědecký význam tohoto objevu spočívá v tom, že bylo zjištěno dříve neznámé působení dvou typů buněk — lymfocytů a krvetvorných kmenových buněk. Inaktivace lymfocytů nesyngenních kmenových buněk je jedním

z dosud neznámých projevů neslučitelnosti tkání, který má přímý vztah k hlavní funkci imunní soustavy — funkci imunologického dozoru. Vzájemné působení lymfocytů a syngenních krvetvorných kmenových buněk je dříve neznámý typ mezibuněčných kooperačních procesů, který zajišťuje regulaci tvoření krve přes lymfocyty aktivované antigenem.

Na základě tohoto objevu byly vypracovány nové metody pro hodnocení funkční aktivity lymfocytů a současné stanovení lymfotoxického a mitostatického působení cytostatik. Zjištění nového typu regulace tvoření krve otevírá perspektivy k hledání nových cest řízení tvoření krve a léčení nemocí krve. Objev má zásadní význam pro léčení nemocí spojených s narušením funkční aktivity lymfocytů (nedostatek imunity, bílých krvinek, stárnutí apod.).

[Objev SSSR čís. 192]

[Státní výbor Rady ministrů SSSR pro vynálezy a objevy: Objevy v SSSR. 1977. Sborník krátkých popisů objevů zapsaných v Státním rejstříku objevů SSSR]

—sk—

SPOJOVACÍ PRVEK KOSTNÍCH FRAKTUR ZEJMÉNA PRO ZLOMENINY KRČKU STEHENNÍ KOSTI

K vsazení spojovacího prvku kostní fraktury při zlomenině krčku stehenní kosti se dosud zarážel do krčku stehenní kosti hřebík

v poloze a směru podmíněném směrem fraktury. Po tomto hřebíku se zavádělo pouzdro hmoždinky s uvnitř vsazeným rozpěrným tě-

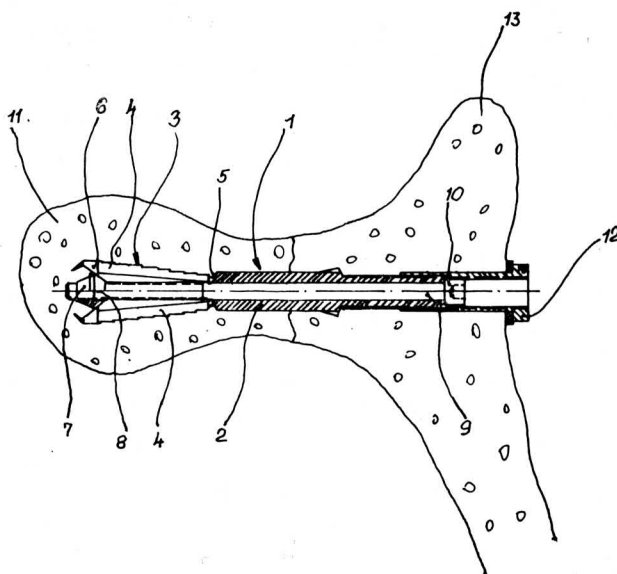
lesem do kosti. Hřebík, jehož vnější průměr odpovídal vnitřnímu průměru vrtáním se závitem, uděloval hmoždinkovému pouzdru nezbytnou přesnou polohu ke zhojení fraktury. Hřebík se odstranil po vpravení hmoždinkového pouzdra. Do takto uvolněného vnitřního vrtání hmoždinkového pouzdra se zašrouboval šroub rozpěrného tělesa, takže toto rozpěrné těleso se při dalším otáčení šroubu rozpěrné části hmoždinky rozeprálo v odlomené části kosti. Hlava šroubu se při tom opírala pouze o příslušný kroužek na hmoždinkovém pouzdru, takže axiální síla, potřebná k vtažení rozpěrného tělesa, nepůsobila na kost, která by jinak mohla být rozdrčena. Vzájemné stažení zlomených částí kostí nastane po rozeprání pomocí našroubování pouzdra hlavy na hmoždinkové pouzdro. Aby se umožnilo lehké rozeprání ramen vytvořených podélnými štěrbinami v rozpěrné části, byla rozpěrná část oddělena od zbývajících částí hmoždinky po obvodě prstencovitě uspořádaným žlábkem.

Hmoždinky tohoto druhu se osvědčily pro rychlé hojení a okamžité zatěžování zlomených kostí. Při vpravování hmoždinkového pouzdra po hřebíku se přesto stávalo, že se rozpěrná část hmoždinkového pouzdra rozeprá předčasně. Další zavádění hmoždinkového pouzdra bylo již při nepatrném předčasném rozeprání znemožněno, protože při pokusu o další vpravování se nežádoucí rozeprání od tohoto okamžiku ještě zesilovalo. Přitom hrozilo akutní nebezpečí, že se kost, zejména v rozsahu zlomeniny, ještě více poraní než dosud. Oprava nežádoucího předčasného rozeprání byla téměř nemožná. Hmoždinkové pouzdro muselo být proto z části kosti vytaženo, aby bylo možno rozpěrnou část opět zpětně zformovat do nerozepnuté výchozí polohy. Teprve potom bylo možno začít s novým pokusem o vpravení. Protože však doba trvání operace k zavedení spojovacího prvku tohoto druhu už jenom z hlediska narkózy a nebezpečného ozářování při rentgenologické kontrole byla velmi přísně omezena, bylo nutno použít nového spojovacího prvku. Muselo se však počítat s tím, že nový spojovací prvek se v místě, kde předtím použitý prvek byl předčasně rozeprán, také předčasně rozeprá, protože předčasným rozepráním byl kostní materiál obklopující hřebík na tomto místě deformován.

Průzkumem těchto skutečností bylo zjištěno, že příliš časně rozeprání vede k tomu, že se kostní materiál obklopující hřebík a rozpěrné těleso při stlačování nalisuje do hmoždinkového pouzdra. K tomu ještě přistupuje ta okolnost, že se v rozsahu fraktury vyskytují malé úlomky kostí, které vnikají do pouzdra nebo samovolně vnikají mezi rozpěrné těleso a stěnu hmoždinkového pouzdra.

Spojovací prvek zmíněného druhu, u něhož je zabráněno nežádoucímu rozeprání během vpravování po hřebíku, vytváří vynález Artura Fischera z Tumlingenu v NSR.

Spojovací prvek (1), zhotovený z nerezavějící oceli, sestává z hmoždinkového pouzdra (2) s rozpěrnou částí (3). Ta je vytvořena ra-



Obr. 1

meny (4), která byla vytvořena podélnými štěrbinami v rozpěrné části (3) a je oddělena od zbývajících částí hmoždinkového pouzdra (2) žlábkem (5), probíhajícím prstencovitě na vnějším obvodě. Na svých volných koncích (6) jsou ramena (4) zahnutá směrem dovnitř. Zakrývají v nerozepřeném stavu rozpěrné části (3) čelní plochu rozpěrného tělesa (7) při nejmenším až k vrtanému otvoru se závitěm (8) rozpěrného tělesa (7).

K zasazení spojovacího prvku (1) se nejprve zavede do odlomené části kosti neznázorněný hřebík v poloze a směru, který se řídí průběhem zlomeniny. Po hřebíku se zavede spojovací prvek (1). Potom se hřebík opět odstraní. Rozpěrné těleso (7) se vtáhne zašroubováním šroubu (9) vloženého do hmoždinkového pouzdra (2) šroubu, jehož hlava (10) spočívá ve vyvrtaném odporu se závitěm (8) rozpěrné části (3). Tím se rozpěrné rameno (4) rozeprá v odlomené části kosti (11). Našroubováním hlavy pouzdra (12) na opačnou část spojovacího prvku (1) se stáhnou části zlomené kosti (11) a (13) až na společnou plochu lomu.

Spojovací prvek se po zahojení zlomeniny odstraní společně s rozpěrným tělesem z kosti. Za tím účelem se rozpěrné těleso vytlačí ven pomocí šroubu až na samý konec spojovacího prvku. Šroub je při tom delší o délku rozpěrného tělesa než by měl být normálně. Částice kostního kalu, které se vytvořily na vnitřní straně rozpěrných ramen, je možno při vytahování spojovacího prvku a při ponechání rozpěrných ramen zatlačit na jejich místo a tam ponechat, kde původně spočívalo rozpěrné těleso.

Řešení podle tohoto vynálezu umožňuje zachovat žlábek uspořádaný mezi rozpěrným tělesem a zbývající částí hmoždinky, což umožňuje lehké rozepření rozpěrné části hmoždinového pouzdra při vtahování šroubu, aniž vzniká nebezpečí předčasného rozepření již

během zasunování. Tím je možno zasadit spojovací prvek po zaražení hřebíku tahem do části odlomené kosti, takže zatížení pacienta narkózou a rentgenovým zářením je omezeno na minimum.

(Čs. patent čís. 163 257)

MODULÁTOR PRO ZÁZNAM DECHOVÉ FREKVENCE

Dosavadní modulátory pro záznam informativní dechové křivky na registrační přístroje se střídavým vstupem používají zpravidla mostového zapojení odporového snímače. Výstupní signál z mostového zapojení bývá modulován pomocí spínacích modulátorů.

Nevýhodou těchto zapojení je nutnost používat více nezávislých zdrojů, popřípadě vazebních transformátorů. Zapojení je proto velmi složité. Kromě toho nelze snímače jednoduše uzemnit, což způsobuje potíže při získávání nerušeného záznamu.

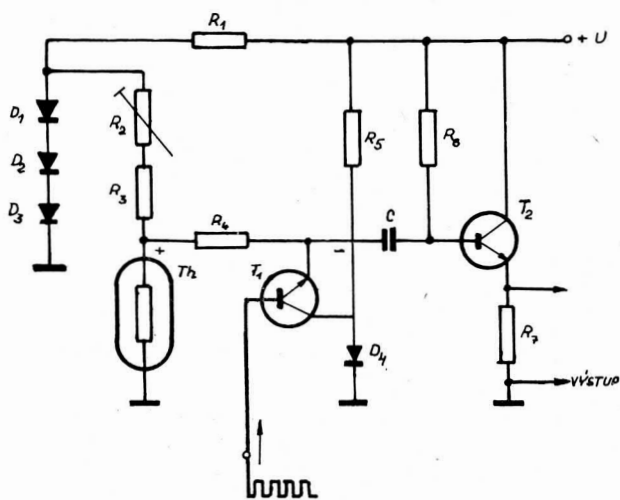
Tyto nedostatky odstraňuje modulátor pro záznam dechové frekvence na registračním přístroji se střídavým vstupem podle vynálezu ing. Milana Chmelaře z Brna.

Obvod je napájen ze zdroje stejnosměrného napětí. Na bázi tranzistoru (T_1) jsou přiváděny obdélníkové impulsy s takovou amplitudou, aby tranzistor (T_1), pracující v inverzním za-

pojení, dokonale spínal. Odpor (R_1) a diody (D_1) až (D_3) tvoří stabilizátor, ze kterého je napájen termistor (Th) zapojený v sérii s proměnným odporem (R_2) a s odporem (R_3). Odpor (R_5) a dioda (D_4) tvoří zdroj referenčního napětí. Tranzistor (T_2) je zapojen jako emitorový sledovač a slouží pouze jako oddělovací stupeň. Pokud bude úbytek napětí na diodě (D_4) stejný jako úbytek napětí na termistoru (Th), neobjeví se na výstupu obvodu, tj. na odporu (R_7) žádný střídavý signál. Bude-li úbytek napětí na termistoru (Th) větší než úbytek napětí na diodě (D_4), objeví se na výstupu obvodu obdélníkové impulsy, jejichž amplituda bude přibližně rovna rozdílu těchto dvou napětí. Bude-li úbytek napětí na termistoru (Th) menší než úbytek napětí na diodě (D_4), objeví se na výstupu obvodu obdélníkové impulsy, jejichž amplituda bude rovněž přibližně dána rozdílem obou napětí. Jejich fáze bude oproti předešlému případu obrácená. Termistor (Th) v tomto obvodu zapojený je součástí snímače, přes který prochází nadechovaný a vydechovaný vzduch. Změny odporu termistoru, které jsou dány jeho střídavým oteplováním a ochlazováním, mají za následek změnu amplitudy výstupních impulsů.

Místo termistoru (Th) lze použít jakéhokoli odporového snímače, u kterého budou změny odporu závislé na nádechu a výdechu. Bude-li se nyní registrovat výstupní signál z tohoto obvodu, získá se záznam, ze kterého lze usuzovat jednak na dechovou frekvenci, pokud se registrují současně časové značky, nebo je-li přesně definován posuv papíru. Tímto způsobem se obvykle registruje dechová frekvence při snímání EEG. Dále lze usuzovat na změny v hloubce nádechu a výdechu a konečně na dobu nádechu a výdechu.

(Čs. autorské osvědčení čís. 154 741)



Obr. 1

DETEKTOR K ODPOROVÉMU STANOVENÍ FUNKČNÍCH ZMĚN CELISTVÉ POKOŽKY

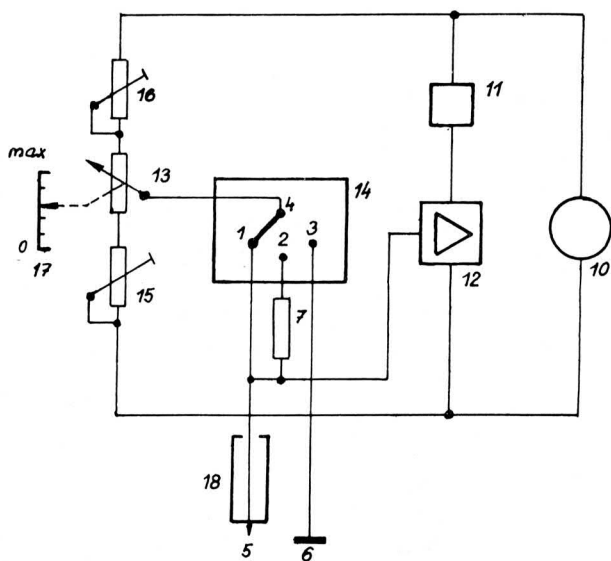
Lékař se ve své praxi často setkává s případy, kdy jsou vedoucím příznakem hlavně subjektivní potíže pacientů — různé bolesti, svědění, parestázie apod. Přesná lokalizace těchto

to příznaků je velmi důležitá pro diagnostiku původního nemocného ložiska. Informačním orgánem, do něhož se na základě společné míšní inervace kůže i orgánu reflexně promí-

tají patologické senzitivní i vegetativní vzruchy z útrobu, je v takových případech kůže se svým nervovým a cévním zásobením. Úzké vztahy senzitivní a vegetativní inervace kůže tedy umožňují objektivní určení bolestivých okrsků podle jejich průvodních vegetativních změn. Různými přístroji lze například zjišťovat změny prokrvení, turgoru a zejména vlhkosti kůže.

Nedostatky speciálních dermatoohmmetrů, dosud používaných v kožní fyziologii, odstraní detektor k odporovému stanovení funkčních změn celistvé pokožky, jehož autory jsou MUDr. Igor Šalanský, CSc., ing. Bohumír Procházka a ing. Milan Pištělka z Brna.

Ke zdroji stejnosměrného napětí (10) je připojen v sérii s proměnnými odpory (15) a (16) potenciometr (13) s cejchovanou stupnicí (17). Proměnnými odpory (15) a (16) se nastavuje počátek a konec rozsahu stupnice (17) potenciometru (13). Běžec potenciometru (13) je připojen na posuvný dotek (4) přepínače (14), který má tři polohy. V první poloze je běžec potenciometru (13) spojen přes první spínací dotek (1) přímo se vstupem zesilovače proudu (12). V této poloze lze prvním proměnným odporem (15) nastavit počátek stupnice (17). Ve druhé poloze přepínače (14) je spojen běžec potenciometru (13) přes druhý spínací dotek (2) a kalibrační odpor (7) opět na vstup zesilovače. Druhá poloha slouží k nastavení konce stupnice (17) potenciometru (13). Ve třetí poloze je pak běžec potenciometru (13) spojen přes třetí spínací dotek (3) s indiferentní elektrodou (6). Bodová elektroda (5) je ve všech polohách přepínače (14)



Obr. 1

trvale připojena ke vstupu zesilovače proudu (12), do jehož výstupu je zapojen indikátor proudu (11).

Zesilovač proudu (12) s proudovým zesílením řádově 10^6 lze realizovat například třemi křemíkovými tranzistory v Darlingtonově zapojení a vestavět spolu s indikátorem (11a) výměnnou odpruženou bodovou elektrodou (5) přímo v sondě (18). Při přiložení sondy (18) na kůži se zasune odpružená bodová elektroda (5) do sondy (18), která dosedne na kůži izolačním čelem. Tím je dosaženo konstantního reprodukovatelného tlaku elektrody (5) při přiložení sondy (18) na kůži. Indiferentní elektroda (6) je obalena obvazovým materiálem nasyceným fyziologickým roztokem a přikládá se na libovolnou část těla s výjimkou vyšetřované oblasti.

Při měření se nastaví potenciometr (13) tak, aby indikátorem (11) protékal konstantní proud. Je-li např. běžec potenciometru (13) v nulové poloze a mezi elektrodami (5), (6) je nulový odpor, pak proud I tekoucí indikátorem (11) je dán vztahem

$$I = \frac{U_o}{R_v} A_i = \text{konst.},$$

kde U_o — napětí na odporu R_{15} ,

R_v — vstupní odpor proudového zesilovače,

A_i — proudové zesílení zesilovače.

Zařadí-li se mezi elektrody (5), (6) odpor R_x — například odpor kůže — klesne proud indikátoru (11) a je nutno posunout běžec potenciometru (13) tak, aby proud indikátoru (11) zůstal konstantní. Pak platí:

$$I = \frac{U_o + U_x}{R_v + R_x} A_i = \text{konst.},$$

kde U_x je napětí na potenciometru R_{13} . Z obou vztahů lze pak vypočítat odpor R_x :

$$R_x = \frac{R_v}{U_o} \cdot U_x.$$

Odpor R_x je tedy přímo úměrný napětí U_x na potenciometru (13), a proto jeho odporová stupnice je lineární.

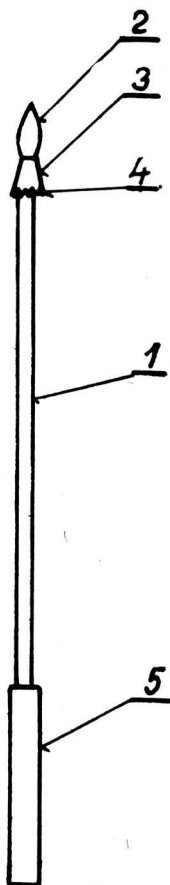
Přednostmi tohoto detektoru jsou použití nižšího a konstantního měrného stejnosměrného proudu řádově 10^{-8} , stálý a stavitelný tlak vyšetřovací výměnné elektrody a přesně nastavitelná prahová hodnota svitu indikační žárovky na začátku a konci odporového rozsahu stupnice. To umožňuje měření hodnoty kožního odporu s přesností $\pm 5\%$. K přístroji lze připojit i jiné odporové snímače, např. snímač vzdušné nebo kůží odpařované vlhkosti na principu hygrosenzitivních elementů. Tím se přístroj stává víceúčelovým měřidlem stavu kožního povrchu, použitelným v několika oborech lékařství a zejména při výzkumu akupunktury. (Čs. autorské osvědčení čís. 159 628)

NÁSTROJ K ODSTRAŇOVÁNÍ VARIXŮ CHIRURGICKOU LÉČBOU

Dosud se užívalo k odstraňování varixů Klappova nože. Je to skalpel ve tvaru hokejky, kterým se žíla přeruší na několika místech podkožními řezy. Rovněž se používalo metody Kocherových opichů, při které se zahnutou jehlou podvléklo pod žílu na několika místech hedvábí a zavázalo nad tampónkem, čímž se žíla přerušila. Odstraňování varixů se též provádělo tzv. nástřikem žil.

Uvedené způsoby měly však řadu nevýhod. Žíly zůstávaly na místě a po určité době se varixy opět obnovily. Provádění nástřiku žil mělo za následek poškození spojovacího a hlubokého žilního systému a tím trvalé vážné poškození dolních končetin.

Zmíněné nedostatky odstraňuje nástroj k odstraňování varixů podle vynálezu, jehož autorem je MUDr. Elo Luža z Roztok u Prahy. Na obrázku je znázorněn dřík (1) s připevně-



ným kopíčkovým skalpelem (2), spojeným s korunkou (3) opatřenou zoubky (4). Dřík (1) je vsazen do držadla (5).

S nástrojem se pracuje takto: Před výkonem se na kůži označí varixy, které je třeba odstranit. Místo vpichu se volí nad žilním větvením nebo v oblasti, odkud lze z jednoho místa postihnout více žil. Kůže se probodne kopíčkem a pronikne se do žíly. Nástroj se rychle protlačí celou žílou ve vyznačeném směru až k místu, kde se ztrácí anebo končí. Přitom není nutno úzkostlivě dbát na to, aby nástroj byl všude veden přesně žílou. Žilní meandry se probodnou přímočaře. Nástrojem se na místě několikrát otočí, čímž se žíla přeruší. Potom se nástroj z podkoží vytáhne. Na dříku se zachytí žilní stěna. Nástrojem lze proniknout do stejného kanálu podle potřeby i opakovaně.

Tímto nástrojem lze odstraňovat i jemné nebo velmi početné varixy různé velikosti. Nástroj varixy spolehlivě rozruší, takže jejich obnova na tomtéž místě není možná. Použití tohoto nástroje nevyvolává záněty žil a nepoškozuje spojovací ani hluboký žilní systém. Kromě toho se dosahuje dobrého kosmetického efektu, poněvadž bodové jizvy po vpichu jsou neznatelné.

(Čs. autorské osvědčení čís. 165 586)

MĚŘENÍ SVALOVÉHO TONUSU

JU. I. KOZLOVSKIJ

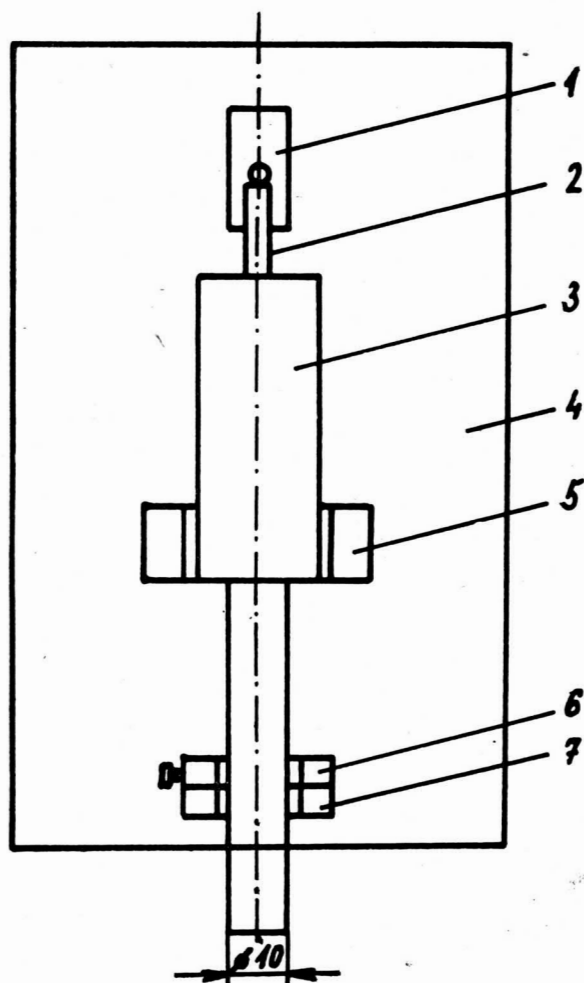
(Pedagogický ústav N. A. Ostrovského)

V současné době je k dispozici mnoho přístrojů pro měření jednotlivých charakteristik svalového tonusu, ale ani jediný vhodný jednoduchý přístroj, jímž by bylo možno operativně získávat informace o stavu svalového tonusu u sportovců během tréninku, aby bylo možno sestavit optimální tréninkový režim a na základě výsledků měření tonusu ho popřípadě pružně korigovat.

V pedagogickém ústavu Ostrovského sestrojili jednoduchý a spolehlivý přístroj, který měří svalový tonus na základě zkoumání mechanických vlastností svalové tkáně, konkrétně na základě měření tuhosti svalů.

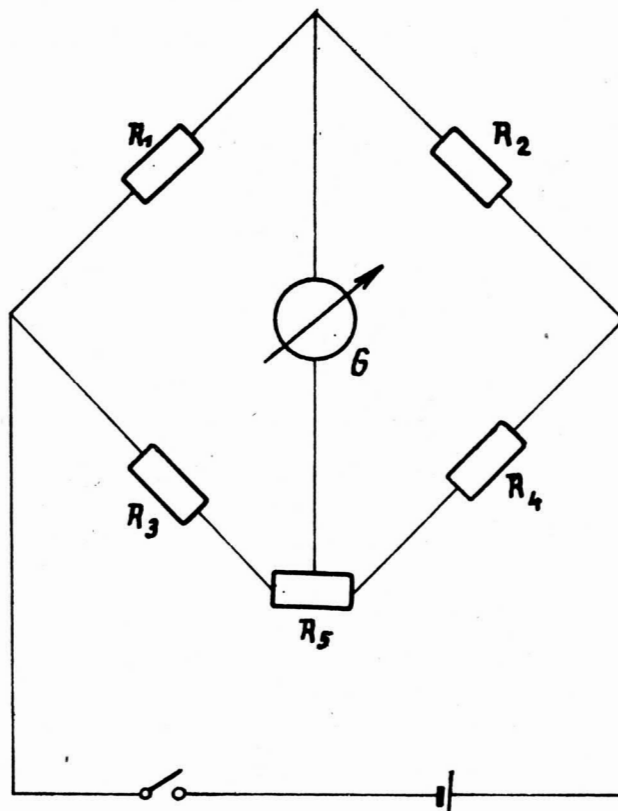
Mechanická konstrukce i elektrické schéma je na obr. 1a. Tlak na svalovou tkáň se vyvozuje mosazným pístem 3, v jehož horní části je vidlice 2, spojující píst s proměnným odporem 1. Vodítka 5 a 7 zajišťují přesně vertikální pohyb pístu, zdvih pístu je vyme-

zen zajišťovacím kroužkem 6. Vodítka 5 a 7 jsou k panelu uchycena tak, aby píst vyčníval pod spodní hranou panelu. Ke stejnému panelu jsou uchyceny i elektrické prvky, tj. proměnný odpor, odpory, baterie, vypínač, měřidlo a propojovací vodiče. Pokud jde o elektrické schéma, je z obr. 1b zřejmé, že jde o prostý Wheastonův impedanční můstek s galvanoměrem. R_1 , R_3 , R_4 jsou pevné odpory, R_2 — proměnné odpory ($R_1 = R_2 = 10 \text{ k}\Omega$; $R_3 = R_4 = 2,5 \text{ k}\Omega$; $R_5 = 15\text{--}20 \text{ k}\Omega$). Kalibrování přístroje se provádí následovně. Zajišťovací kroužek 6 se šroubem fixuje v takové poloze, kdy se píst, vidlice i proměnný odpor 1 nacházejí ve spodní krajní poloze. Pomocí potenciometru R_5 se nastaví galvanoměr G na nulovou výchylku. Potom se přístroj ustaví na plochý ocelový brousek, píst se vytlačuje do horní krajní polohy tak dlouho, dokud spodní čelo pístu nelícuje se spodní hranou panelu.



Obr. 1. Přístroj pro měření svalového tonusu
a) konstrukce přístroje ve schematickém řezu

Výchylka galvanoměru je maximální. Celkovou výchylku ručky měřidla opatříme stupnicí o 100 dílcích. Měřením bylo prokázáno, že výchylka měřidla je lineární funkcí svalové tuhosti. Proto stupnice o 100 dílcích umožňuje



b) elektrické schéma

odečítat svalovou tuhost v procentech a z těchto hodnot usuzovat o svalovém tonuse.

Přístroj byl odzkoušen v hemodynamické laboratoři pedagogického ústavu i v jiných ústavech. Zkoumaly se vývojové zvláštnosti svalového tonusu, vlivy fyzického zatížení apod. Pomocí popsaného přístroje byly zjištěny značné individuální rozdíly svalového tonusu ve stavu klidu, byl analyzován vzájemný vztah svalového tonusu u sportovců ve stavu klidu a stavu těžkého sportovního zatížení.

O. K.

JEDNORÁZOVÝ VLÁKNOVÝ MIKROFILTR KRVE

Smirnov, L. S. - Širkina, T. V. - Charnas, S. Š.:

(Institut chirurgie A. V. Višněvského Akademie lékařských věd SSSR, Moskva)

Klinické a morfologické výzkumy posledních let jednoznačně prokázaly, že velký počet neurologických a plicních komplikací, ke kterým dochází po vnitrosrdečních operacích za použití umělého vnějšího krevního oběhu, stejně jako po rozsáhlé hemotransfúzi dárčovské krve, např. při úrazech, otravě apod., je vyvolán difúzní mikroembolií kapilární mozkové a plicní sítě částicemi z trombocytů, leukocytů a nebuněčných materiálů. Existenci početných

částic v plicním a mozkovém kapilárním loži je možno prokázat elektronovým mikroskopem.

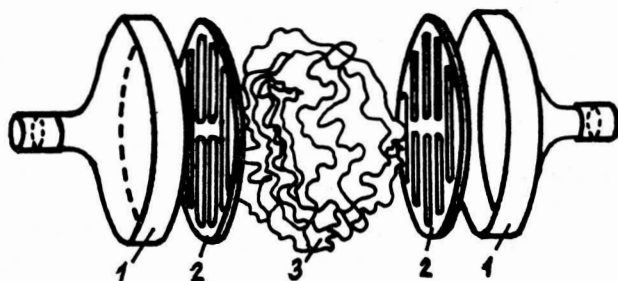
Nejlepší obranou proti mikroembolií je předběžná mikrofiltrace krve speciálními filtry, které zachytí větší část částic, čímž podstatně klesá riziko vzniku těžkých pooperačních komplikací.

V ústavu Višněvského byla vyvinuta metoda filtrace krve přes vláknitý syntetický materiál (vatu), což je nejefektivnější způsob

filtrace, neboť ostatní filtrační materiály, jako např. materiál ve filtrech firmy Poll, nebo pěnový polyuretan ve filtrech firmy Bentley propustí všechny částice do 50 milimikronů. Uvážíme-li, že většina částic má rozměr okolo 30 milimikronů, nejsou filtry se zadržovací schopností nad 50 milimikronů dostatečně účinné.

Filtrační hmota nového filtru, který je zobrazen na obr. 1, sestává z vláken určité délky a síly z polyetylentereftalanové pryskyřice (MRTU 606-415-73), která je schválena pro používání v lékařských zařízeních a instrumentech, v nichž přichází do přímého styku s krví či tkání. Po dokonalém promytí za účelem odstranění případných mechanických nečistot, resp. odtučnění se vlákna (3) vysuší a vkládají do pouzdra filtru (1) mezi dvě vymezující sítky (2), podložená kapronovou síťovinou s dírkami o průměru 0,04 mm². Hutnost filtračního materiálu se volí 18 g na 157 cm³. Pouzdro filtru je složeno ze dvou polovin, které do sebe zapadají na šíři spojovacího švu. Každá polovina je opatřena hrdlem pro připojení filtru k promývací soustavě.

V první výrobní sérii byly jednotlivé součásti pouzdra filtru zhotoveny technologií vakuového tvarování z deskového polymethylmetakrylátu značky ST-1, který je rovněž schválen pro používání ve zdravotnictví. Z tohoto mate-



Obr. 1. Principiální schéma filtru

- 1 — pouzdro filtru
- 2 — vymezující sítko
- 3 — vláknitá „vata“

riálu byla rovněž vyhotovena vymezující sítky. Po složení filtru byly obě poloviny pouzdra vzájemně stmeleny, ověřena hermetičnost spoje a celý filtr byl zavařen do dvojitého polyetylenového ochranného vaku. V tomto obalu byl poté filtr sterilizován radiační, resp. plynovou technologií.

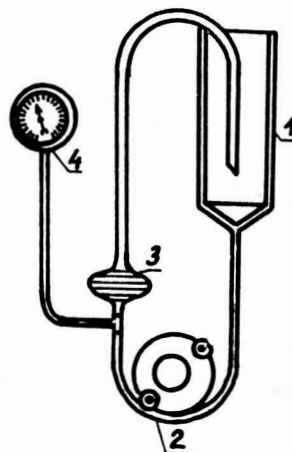
Pouzdro i vymezující sítky filtru je možno vyrábět metodou tlakového lití z libovolných termoplastů vhodných pro tuto technologii a schválených pro použití ve výrobě lékařských přístrojů a instrumentů, kde se předpokládá styk s krví, respekt. tkáněmi. Ze sovětských materiálů jde například o SN-20M (kopolymer styrenu s nitrilem akrylové kyseliny, dakryl 4B) kopolymer metylmetakrylátu se 4% butylakrylátem), polyamid 12, nesta-

bilizovaný polyetylen vysoké hutnosti značky 20806-024 atd. Je samozřejmé, že místo tmelení obou polovin pouzdra filtru je možno volit technologii svařování.

Pro výrobu síťoviny, jíž jsou podložena obě vymezující sítky, lze přirozeně opět užít libovolný ze schválených materiálů pro styk s krví, resp. tkání, pokud není technologickým problémem dosáhnout oček velikosti od 0,2×0,2 (mm) až 0,4×0,4 (mm).

Námi vyrobené filtry byly prověřeny z hlediska filtrační schopnosti a traumatizace tvarovaných krevních částic pomocí speciálně sestrojeného zkušebního zařízení (obráz. 2).

Při zkouškách byla použita dárcovská krev, jež byla skladována 14 dní a obsahovala záměrně mnoho částic (1 částice v zorném poli elektronového mikroskopu). Do zásobovací



Obr. 2. Zkušební zařízení

- 1 — zásobní nádržka
- 2 — válečkové čerpadlo
- 3 — filtr
- 4 — manometr

nádržky (1) se nalil 1 l této krve a ta se válečkovým čerpadlem (2) protlačovala filtrem. Výkon filtračního zařízení byl zvolen 1 l/min. Zkoumáním krevního vzorku z jednou přefiltrované krve bylo prokázáno, že tato krev je prakticky zbavena nežádoucích částic. Potřebný tlak před filtrem nepřevyšoval 40 mm rtuťového sloupce. Tato veličina umožňuje filtraci samospádem, tj. bez čerpadla, postačí, když filtr bude o 40–60 cm níže než zásobovací nádržka.

Za účelem zjištění traumatizačního účinku filtru na formované krevní částice byla použita čerstvá dárcovská krev a podrobena cirkulaci přes filtr při výkonu zkušebního zařízení 1 l/min. Tvarované krevní částice, hemoglobin a fibrinogen byly co do obsahu zkoumány v krevních vzorcích odebraných po 1; 2,5 a 5 hodinách cirkulace. Bylo zjištěno mírné snížení počtu trombocytů, leukocytů a monocytů. V počtu erytrocytů, hemoglobinu a fibrino-

genů nenastala změna. Snížení počtu trombocytů a bílých krevních částic je charakteristické pro všechny filtry, přičemž příčinou není traumatizující účinek filtru, nýbrž vznik částic dokonce i v čerstvé krvi, jestliže krev cirkuluje perfúzní soustavou a dochází-li k přímému kontaktu s atmosférou. Dochází tak k denaturaci bílků plazmy a ke vzniku agregačních jader ze zlomků bílkových molekul. Vzniklé částice se zachytí ve filtru a celkový počet tvarovaných krevních částic, které se účastní vzniku výše popsaných agregačních částic, zejména trombocytů a bílých krevních částic se snižuje. U čerstvé krve je toto snížení velmi výrazné.

Závěrem je nezbytné upozornit na některé okolnosti, jež vymezují možnosti bezprostředního použití popisovaného filtru v perfúzních

systémech. Především nelze popisovaný filtr, stejně jako žádný jiný zahraniční filtr (např. filtr Svan SA-100) obdobného typu, použít v arteriální soustavě umělého krevního oběhu bez použití speciálního vzduchového filtru, neboť mezi jednotlivými vlákny vlastního filtru může být vzduch, což může být příčinou vzniku vzdušné embólie. Bez použití speciálního filtru, který možnost vzdušné embólie vylučuje, popřípadě bez jiného zařízení s obdobným účinkem je možné používat vláknové filtry jen k předběžné filtraci krve při prvním naplnění perfúzní soustavy a dále k filtraci krve, jež přitéká do zařízení ze soustavy koronárního odsávání. Je známo, že tato krev obsahuje velký počet nežádoucích částic, tukových kapének, zlomků vápníku i jiných látek.

O. K.