

Vysoká škola strojní a textilní v Liberci

Konstrukce a výroba ureterální protézy na textilním podkladě

(Diplomová práce)

Jan Dvořák

Květen 1966

VŠST - LIBEREC	Obsah	DP - Str. 1.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

	Str.
Zadání úkolu	2
1. Předmluva	3
2. Úvod	6
3. Teoretická část	10
4. Experimentální část	14
4.1 Biologická degradace syntetických vláken	14
4.1.1 Příprava syntetických vláken	14
4.1.2 Použitá metodika a vyhodnocení výsledků	15
4.1.3 Rozbor experimentálních výsledků	15
4.1.4 Závěr	40
4.2 Konstrukce ureterální protézy	41
4.2.1 Vhodná kombinace syntetických vláken	41
4.2.2 Konstrukce trubice ureterální protézy	44
a) Pletení	44
b) Tepelná úprava	44
c) Tvarování vnitřní části	53
d) Ohebnost protézy	54
e) Konstrukce vnější části	62
f) Kontrolní zařízení	63
4.2.3 Ureterální uzávěr	65
4.2.4 Závěr	71
5. Návrh technologického postupu na výrobu ureterálních protéz	72
6. Opis patentových spisů	75
7. Závěr	84
8. Literatura	86
9. Seznam příloh	90

Vysoká škola: strojní a textilní

Fakulta: textilní

Katedra: textilních strojů, tkalcovství
a pletářství

Školní rok: 1965/1966

DIPLOMNÍ ÚKOL

pro Jana D v o ř á k a

obor textilní technologie - specializace pletářství

Protože jste splnil požadavky učebního plánu, zadává Vám vedoucí katedry ve smyslu směrnic ministerstva školství a kultury o státních závěrečných zkouškách tento diplomní úkol:

Název tématu: Konstrukce a výroba ureterální protézy na
textilním podkladě

Pokyny pro vypracování:

- a) Zhodnotit dosavadní dosažitelné teoretické a experimentální poznatky s konstrukcí textilií pro chirurgické účely se zřetelem k dostupným syntetickým vláknům. Vymezit parametry fyzikálně-chemických a biologických vlastností těchto vláken se zvláštním zřetelem k jejich biologické degradaci v lidském organismu.
- b) Shrnout a vyhodnotit čsl. experimentální práce z oboru laboratorní konstrukce ureterálních protéz, jejichž podstatnou část tvoří pletenina. Vypracovat stručný návrh technologického postupu výroby čsl. ureterální protézy.

VYSOKÁ ŠKOLA STROJNÍ A TEXTILNÍ
Ústřední knihovna
LIBEREC 1, STUDENTSKÁ 5

Autorské právo se řídí směrnicemi MŠK pro státní
závěrečné zkoušky č. j. 31 727/62-III/2 ze dne
13. července 1962 - Věstník MŠK XVIII, sešit 24 ze dne
31. 8. 1962 § 19 autorského zákona č. 115/53 Sb.

V 69/66 T

Rozsah grafických laboratorních prací:

Rozsah průvodní zprávy:

cca 60 stran

Seznam odborné literatury:

Vedoucí diplomní práce:

Prof. Ing. František P o m p e

Konsultanti:

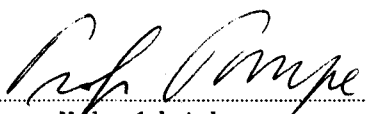
Ing. Vladimír Ž i d

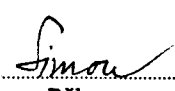
Prom. chem. Frant. Š e v č í k, C.Sc, VÚP Brno

Datum zahájení diplomní práce:

Datum odevzdání diplomní práce: 5.11.1966

L. S.


Vedoucí katedry


Děkan

VŠST - LIBEREC	1. Předmluva	DP - Str. 3.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

1. Předmluva

Pokroky v technice a lékařství změnily od základů tvářnost světa. Lze plně souhlasit s názorem H. Glasera /93/, že pokroky v technice jsou gigantické, ale v lékařství jsou v určitém směru mnohem důležitější. Vždyť právě jim děkujeme za to, že se průměrná délka lidského života od poloviny minulého století zdvojnásobila a že obyvatelstva na zeměkouli neustále přibývá. Tím se otevřela celá řada problémů jak pro jednotlivce, tak i pro celou lidskou společnost.

V rámci pokroků v lékařské vědě v posledním století zaujímá chirurgie čelné místo, její vymoženosti jsou každému běžnému pozorovateli v denním životě naprosto zřejmé. Chirurgie však nevdechčí za své úspěchy jen zlepšené operační technice. Podstatnou je skutečnost, že se podmínky změnily od základů, že narkosa, asepse a antisepse, bakteriologie a transfuse krve daly vznik nové chirurgii. K rozvoji moderní chirurgie, který probíhá již celé století, přispívá poválečný bouřlivý rozvoj techniky.

Technické vědní obory značně přispívají k rozvoji medicíny tím, že jí dávají k dispozici výsledky svého výzkumu a vývoje. Bylo by nesprávné některou technickou oblast v tomto směru preferovat, neboť jsou to všechna odvětví inženýrských disciplín, která nějakým způsobem pomáhají lékařům v jejich boji za záchranu a prodloužení života. Jedním z takových oborů je makromolekulární chemie.

Umělé hmoty a syntetická vlákna, která jsou jejich speciální formou, staly se tak důležitým faktorem ovlivňujícím téměř všechny předměty denního života. Také v medicíně si vytvářejí stále širší základnu. Jsou to zvláště syntetická vlákna, která zpracovaná ve speciální textilní výrobky tvoří celou řadu protéz, které dnešní chi-

VŠST - LIBEREC	1. Předmluva	DP - Str. 4.
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

rurgie s úspěchem používá k náhradě různých orgánů. Lze prohlásit, že vhodné textilní náhrady ze syntetických vláken dnes dovolují řešit úspěšně takové problémy, které byly pro lékařskou vědu po staletí neřešitelné.

Velký pokrok nastal v posledních dvaceti letech, kdy byly do chirurgické praxe zavedeny umělé náhrady různých orgánů z polymerních hmot. Pro běžného pozorovatele jsou dosažené výsledky překvapující a mnohdy se dotýkají i etických problémů. Avšak v oblasti chirurgické a technické praxe vývoj použití náhradních orgánů formuluje základní otázku, které orgány a do jaké míry bude možno u člověka úspěšně nahrazovat.

Současný stav československé vědy a techniky v účelném využití syntetických vláken a hmot v chirurgii odpovídá světové úrovni, známé z odborného tisku. Lze dokonce říci, že při řešení některých speciálních problémů náš výzkum směr vývoje naznačuje (náhrada bulbu, ureteru, atd.) Výzkum vhodného použití syntetických vláken ve zdravotnictví převzal r. 1958 Výzkumný ústav pletařský ve spolupráci s několika předními pracovišti, která se zabývala cévní chirurgií. První prací v tomto směru byl výzkum výroby cévních protéz. Dnes už se tato problematika rozšířila na další odvětví chirurgie, takže ústav spolupracuje s řadou vědeckých pracovníků v celé republice. (Ústav klinické a experimentální chirurgie v Praze, I. a II. chirurgická klinika FN v Brně, Ústav makromolekulární chemie ČSAV v Praze, Ústav hygieny práce a chorob z povolání v Praze, ušní a krční klinika FN v Brně, gynekologické a por. odd. nemocnice ve Varnsdorfu a ještě další stejně významná lékařská pracoviště).

Vybudování takového nového a úzce specializovaného pracoviště si vyžádalo hodně úsilí. Není třeba zdůrazňo-

VŠST - LIBEREC	1. Předmluva	DP - Str. 5.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

vat, že při výzkumu využití syntetických vláken a při konstrukci textilií pro chirurgické účely nelze vystačit s obvyklými hledisky a kritérii, s nimiž se zpravidla pracuje v textilním výzkumu. Zde je nutno navazovat na současný stav lékařské vědy a uvádět technické poznatky a možnosti do souladu s lékařským výzkumem. Kromě toho vyvstává požadavek na různá technická zařízení a na vývoj jednodušejších speciálních měřících a kontrolních přístrojů. Bylo třeba postupně vytvořit základnu, z níž by se mohlo vycházet k teoreticky i technicky náročnějším úkolům. Jsou oprávněné důvody se domnívat, že se systematickou spoluprací mezi lékařským i chemickým a textilním výzkumem postupně vytvářejí základy nového oboru, který bude komplexně řešit celou problematiku syntetických látek ve zdravotnictví, a to nejen v případech jejich použití uvnitř organismu (medicina náhradních orgánů), nýbrž i na povrchu těla (fysiologie odívání).

Dnes lze konstatovat, že se v poměrně krátké době podařilo většinu problémů zvládnout a ve spolupráci s předními lékaři postavit tento výzkum na úroveň vědeckého zkoumání. Svědčí o tom nejen konkrétní výsledky, nýbrž i řada článků v odborných časopisech a práce, za něž byly několika lékařům uděleny vědecké hodnosti.

Tato práce je první zprávou, která souborně a ze širšího technického hlediska pojednává o možnostech použití textilií v chirurgii. Speciálně se pak zaměřuje na výzkum a konstrukci ureterálních protéz.

VŠST - LIBEREC	2. Úvod	DP - Str. 6.
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

2. Úvod

Rozvoj makromolekulární chemie se odráží i v mnoha odvětvích zdravotnictví. Zvláště v poslední době se v některých oblastech medicíny velmi dobře uplatňují některé druhy syntetických vláken a hmot z organických polymerů. Jde zvláště o speciální textilie, bez nichž se dnešní moderní chirurgie už téměř neobejde.

Polyamidová vlákna ve formě chirurgických šicích nití byla první, která se začala v medicíně používat. Potom následovaly pokusy s vhodnou náhradou částí tepen. A to jsou již počátky specializovaného textilního výzkumu, který se formoval ve Výzkumném ústavu pletářském. Při řešení tohoto úkolu byly získány první zkušenosti s využitím syntetických vláken v živém organismu, vypracována metodika výzkumu a stanoveny požadavky a nároky na experimentální práci.

Není bez zajímavosti připomenout, že od zrodu cévní chirurgie se jeví snaha vytvořit cévní náhradu z materiálu tělu cizího, kterou by bylo možno k tepně přišít a která by zůstala po zbytek života pacienta průchodná. Vytvoření takové umělé protézy bylo lákavé pro snadnou dostupnost, možnost volby rozměrů, snadnou sterilizaci, atd. Dlouho však byla tato snaha provázena neúspěchem. Teprve v poslední době nastal obrat, především použitím syntetických vláken v lékařství a získání zkušeností s nimi ve vztahu k živým tkáním.

V průběhu výzkumu ve Výzkumném ústavu pletářském byly vytvořeny dva typy pletených cévních protéz, které byly experimentálně i klinicky ověřeny. /13, 14, 16, 17, 18, 19 /. Také byla věnována značná pozornost vlastnostem cévních protéz a metodice měření jejich kvality./20, 31, 32, 33, 34/.

VŠST - LIBEREC	2. Úvod	DP - Str. 7.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

Technický problém výzkumu výroby cévních protéz lze v podstatě rozdělit do několika dílčích úkolů, které lze samozřejmě zobecnit i na podobnou tematiku v této oblasti výzkumu:

1. Volba vhodného syntetického vlákna, které by v lidském organismu neztrácelo pevnost a bylo biologicky nezávadné.
2. Výzkum vhodné struktury protézy.
3. Vývoj a vypracování technologického postupu výroby včetně chemické a tepelné úpravy.
4. Vyvinutí vhodné zkušební a kontrolní metodiky.
5. Experimentální a klinické ověření navržené protézy.

Na základě experimentálních prací a studia celého problému /23/ bylo zjištěno, že pro hodnocení kvality cévních protéz jsou důležitá především tato kritéria:

- a) druh použitého syntetického vlákna,
- b) vazba (struktura) protézy,
- c) hustota protézy a počáteční propustnost krve.

Pletená cévní protéza má otvory mezi očky dosti velké k prorůstání tkáně; charakter rubních oček pleteniny na vnitřní straně protézy dovoluje jejich lepší přichycení, ale právě proto je zase větší počáteční propustnost krve. Snaha omezit propustnost krve vede proto ke zvyšování hustoty pleteniny, popřípadě se její povrch upravuje tak, aby se prosakování krve omezilo a zároveň, aby mohla tkáň dobře prorůstat. Uvedené problémy bylo nutno při vývoji cévních protéz postupně řešit. Zároveň bylo třeba vypracovat kontrolní metody a navrhnout zkušební zařízení.

K měření roztažnosti byl postaven speciální přístroj /33/, na němž lze zjišťovat, jak se bude pletená cévní protéza chovat při různých tlacích. Dále byl pro kontrolu prodyšnosti cévních protéz upraven vzduchový plovákový pří-

VŠST - LIBEREC	2. Úvod	DP - Str. 8.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

stroj. Tímto zařízením lze na základě propustnosti vzduchu zjišťovat rozdíly v hustotě stěny protézy a nepřímo i posuzovat počáteční propustnost krve.

Celý výzkum byl úspěšný. Pletené cévní protézy z polyesterového hedvábí se po důkladném experimentálním a klinickém ověření vyrábějí a používají běžně při náhradě onemocnělých nebo poraněných částí tepen. Klinicky bylo cévních protéz s úspěchem použito u několika set nemocných. /27, 23, 70/. Tímto výzkumem byl dán podnět k řadě dalších prací, které přispívají k rozvoji našeho zdravotnictví. Například lze říci, že ploténka pro kardiovaskulární plastiky je sekundárním výsledkem výzkumu výroby cévních protéz. Rovněž lze jmenovat i tzv. tkáňové protézy. /15/.

Bádání a výzkum v oblasti náhrady tepen dále pokračuje. V poslední době byla za spolupráce VÚP např. vytvořena vysoceporézní pletená kolagenová protéza, která reprezentuje souhrn současných světových poznatků a splňuje požadavky, které lékařská věda na cévní protézu klade. /55, 29, 18/.

Do zcela jiné oblasti chirurgie patří závěsné a vyztužovací síťky, které se používají k zesílení stěny břišní při operaci velkých kýl, dále pak v urologii, gynekologii atd. Při konstrukci těchto sítěk bylo využito osvědčených vlastností polyesterového hedvábí a neparatelnosti osnovních pletenin. Pletené závěsné a vyztužovací síťky se v klinické praxi plně osvědčují. Okraje sítěk se netřepí a jsou i bez zatahování dostatečně pevné, takže spolehlivě udrží každý steh /21/. Síťky jsou v organismu inertní, neboť nepodléhají degradaci jako tkané síťky z polyamidových vláken, jejichž fragmenty dráždí okolní tkáň.

Z uvedeného stručného výčtu výzkumných prací je patrné, že spolupráce VÚP se zdravotnickým výzkumem byla dob-

VŠST - LIBEREC	2. Úvod	DP - Str. 9.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

ře zahájena. Zájem se dotýká i obvazových materiálů /25/. Ústav spolupracoval také na vývoji kuličkové aortální chlopně. V současném plánu výzkumu jsou protézy pro rekonstrukci tracheobronchiálního kmene /30/, protézy pro náhradu části jícnu a gastrostomií /39/. Dále se ve spolupráci s Ústavem makromolekulární chemie ČSAV řeší oční protézy (náhrada bulbu) na bázi glykolmetakrylátových esterů /40/.

Poznatky z oblasti speciálních textilií budou také využity při rozsáhlém a dlouhodobém výzkumu konstrukce umělého srdce, jehož se zúčastní řada specialistů. Výzkum organizuje a řídí prof. MUDr. J. Navrátil, DrSc, přednosta II. chir. kliniky v Brně. Společensky významná je i spolupráce na problémech, jimiž se zabývají některá gynekologická pracoviště. /38/. Pro úplnost přehledu je třeba ještě uvést výzkum ureterálních protéz, jehož technické problematice je věnována tato zpráva. Příмым spolupracovníkem na tomto problému je doc. MUDr. Svat. Kočvara, CSc, z Ústavu klinické a experimentální chirurgie v Praze.

Z uvedeného přehledu je patrné, že v medicíně je řada oborů, majících zájem o využití mimořádných vlastností speciálních textilií ze syntetických vláken při řešení některých lékařských problémů, které přispívají k rozvoji našeho zdravotnictví a v péči o člověka.

Konečně zbývá zdůraznit, že výzkum konstrukce textilií ze syntetických vláken pro chirurgické účely, který se provádí na pleteninách, není náhodný. Pletařská technika totiž dovoluje rozmanité vazební možnosti a snadné tvarování výrobků. Rovněž některých specifických vlastností pletenin lze při tomto výzkumu velmi dobře využít.

VŠST - LIBEREC	3. Teoretická část	DP - Str. 10.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

3. Teoretická část

V urologické praxi není vzácností, že zdravá ledvina musí být odstraněna pro patologický změněný močovod. Někdy lze vystačit s plastikou dolního úseku močovodu pomocí laloku ze stěny měchýře /8, 61, 64, 82, 79, 9 / často však nezbyvá jiná možnost než derivace moči na povrch těla nebo do střeva. V obou případech je však nemocný těžce traumatizován po stránce tělesné i duševní a ledvina většinou podlehne progresivní pyelonefritidě. Higginsem /50/ navržená anastomóza močovodu s druhostranným močovodem je možná jen někde a neúměrně ohrožuje nemocného potenciálním poškozením zdravé strany.

Proto již v minulém století byly konány první pokusy o vytvoření nového spojení mezi ledvinou a měchýřem. V této době však nebylo účinných zbraní proti infekci a pokusná zvířata hynula na zánětlivé komplikace. /84, 88/. V posledních létech byly tyto práce opakovány pod clonou antibiotik a bylo možno jejich výsledky posoudit po stránce anatomické i po stránce funkční.

Kromě toho se někteří autoři pokusili využít k překlenutí defektu močovodu jeho regenerační schopnosti. Pokusy ukázaly, že i rozsáhlé defekty se takto mohou dokonale zhojit, zůstanou-li pahýly močovodu spojeny alespoň úzkým proužkem stěny. /10, 11, 46, 90/. Církulární svalovina regeneruje dobře, podélná regenerace je však nedostatečná. Proto úplný defekt stěny se hojí špatně, překrývá se pouze epitelem a výsledkem je struktura po kontrakci jizevnatých tkání v okolí. /53, 62, 80, 92/. Pouze Wearer /91/ uvádí, že celá stěna močovodu může zregenerovat, pokud vzdálenost mezi pahýly není větší než 2 cm. Prakticky však nelze regenerační schopnosti močovodu použít k překlenutí větších vzdáleností, i když se ponechá katétr dlouhou dobu in situ. /80/.

VŠST - LIBEREC	3. Teoretická část	DP - Str. 11.
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

Pokusné práce o náhradu močového lže rozdělit do tří skupin: náhrady protézami z umělého materiálu, náhrady volnými transplantáty, náhrada močového stopkatým transplantátem.

Náhrady močového protézami z umělých hmot:

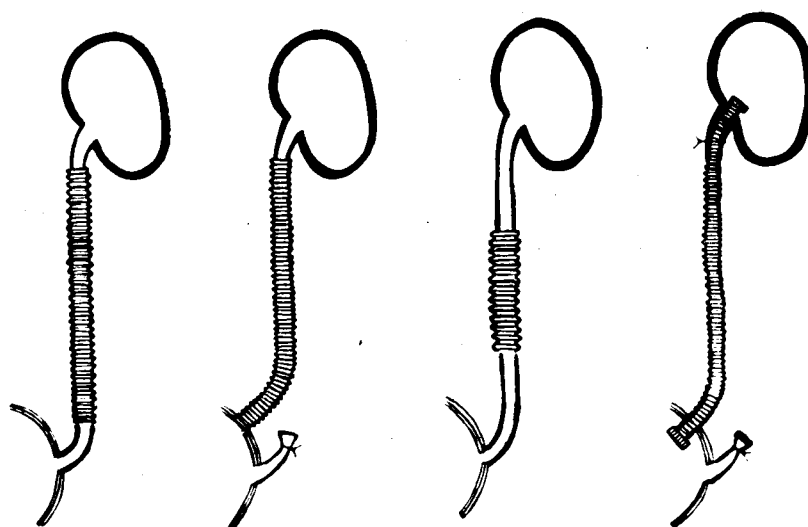
Trubice, použité k náhradě močového byly vyrobeny z nejrozličnějšího materiálu: ze skla, gumy, stříbra /73, 78, 84/ z vitalia /63, 64/, z tantalu /65/, z polyetylenu /47, 49, 54/, z polyvinylchloridu /87/, a z ivalonu /12, 45/. Pokusy však ukázaly, že tento cizorodý materiál se nevhodil a vytvořily se na něm inkrustace. Do této skupiny patří také náhrady močového protézami z umělých látek.

Náhrady volnými transplantáty:

Druhá skupina zahrnuje náhrady močového volnými transplantáty, t.j. trubicemi z volně přeneseného peritonea nebo fascie /64, 84/, nebo z tubulované šluchy a dále pokusy s náhradou štěpy venózními a tepennými /5, 6, 7, 42, 67, 72, 75, 76/. Je možno sem zařadit také náhradu homotransplantátem ureteru /47/.

Transplantát, pokud nemá vlastní výstelku, se rychle vykryvá novotvořeným přechodným epitelem /4, 43, 73, 75, 77, 78/, avšak jeho stěna se pro špatnou výživu fibrozně mění a svrašťuje až k úplné obliteraci lumina /6, 7, 74/. Výživu cévních transplantátů se nepodařilo zlepšit ani jejich zanořením subserózně do střeva /77/, nebo obalením do omentu /6/.

VŠST - LIBEREC	3. Teoretická část	DP - Str. 12.
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák



Obr. 1. Schematické znázornění náhrady močového ureterální protézou.

Náhrada močového stopkatým transplantátem!

Dokonalou výživu zajišťuje jedině náhrada stopkatým transplantátem. Byly provedeny pokusně operace s náhradou trubicí, vytvořenou z laloku kožního /51/, nebo dokonce z celé stěny břišní /84/, dále náhrady močového vejcovodem /68, 78/, apendixem /89/, nebo kličkou tenkého střeva /1, 2, 3, 9, 41, 52, 60, 66, 68, 85/. Ze všech těchto metod se osvědčila jen náhrada exkludovanou kličkou tenkého střeva. Přesto však i toto řešení má několik nevýhod:

- a. trvalou hlenotvorbu,
- b. trvalou infekci v močových cestách,
- c. zpětnou resorpci.

Většina autorů užívá k náhradě močového ilea. Frumkin /41/ naproti tomu doporučuje a užívá jejunum, které má živější peristaltiku, menší hlenotvorbu a obsahuje méně mikro-

VŠST - LIBEREC	3. Teoretická část	DP - Str. 13
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

bů. Výše uvedené nevýhody snižují však značně cenu této operace a byly proto navrženy a provedeny pokusy, kdy klička střevní byla upravena tak, aby se hlenotvorba a resorpce odstranily. Klička byla podélně rozstřižena a sliznice snesena /44, 66/ a někdy i lumen zúženo podélnou excizí /66, 85/. Nebo byla provedena ev^eřze kličky tak, že sliznice se dostala na povrch a vnitřní plochu trubice tvořila seróza. Epitelizace přechodným epitelem pak pokračovala z obou stran nebo byla urychlena sazenicemi sliznice močového měchýře /66/. Veškeré tyto úpravy jsou velice náročné a prodlužují již tak dosti závažný operační výkon.

V praxi je dnes stav takový, že náhrada tenkým střevem se provádí jen tam, kde je i druhá strana patologicky změněna a je proto nutné operovanou stranu zachovat. Je-li druhá ledvina zdravá, provádí se stále ještě nefrektomie.

V rámci tohoto výzkumu byly proto provedeny pokusy o jednoduchou náhradu močovo^udu. Celkem bylo u psů provedeno 100 náhrad močovo^udu. Práce započala s běžnými cévními protézami. Neúspěchy vedly²s nimi postupně ke stanovení potřebných vlastností protézy.

Na základě studia možností konstrukce vhodné náhrady močovo^udu se dospělo k závěru, že lze ureterální protézu zkonstruovat ze syntetického materiálu, který by byl v organismu inertní. Samotná protéza by měla být charakterizována těmito vlastnostmi:

- Dostatečně tuhou stěnou, která by odolávala vnějšímu tlaku vazivových tkání,
- dostatečně hustou vnitřní stěnou protézy, aby nepropouštěla moč a neprorůstalo vazivo, které by oblitrovalo její lumen,
- dostatečně porézní vnější stěnou, aby mohla prorůst vazivem, takže by se protéza v organismu stabilizovala,
- zábranou proti zpětnému toku moče z měchýře do ledviny.

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 14.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

4. Experimentální část

4.1. Biologická degradace syntetických vláken.

Jedním z hlavních požadavků na syntetická vlákna, která se mají použít k implantaci, je jejich inertnost k živému organismu. Apyrogenost a fyziologickou nezávadnost níže uvedených vláken prokázal pokus na králících, který provedla Krajská transfusní stanice v Brně. Další důležitou vlastností je odolnost proti biologické degradaci, které se nyní budeme věnovat.

4.1.1 Příprava syntetických vláken.

Ze čtyř hlavních druhů vláken, která jsme měli k dispozici jsme vybrali:

polyamidová typu 6 (Silon, Chemlon),
polyesterová (Terylen, Tesil, Tetonon),
čsl. polypropylenová a
polyakrylnitrilová (PAN).

Experimentální vzorky jsme připravili tak, že jsme z hedvábí namotali cca 10 m přadénka, která jsme vyvářeli ve vodě s pracími přípravky a suché extrahovali v chloroformu. Tím byly vzorky připraveny k implantaci do svalů pokusných psů. Tato práce byla provedena MUDr. Peřestým CSc, na II. chirurgické klinice v Brně.

Přadénka byla postupně vyjmuta z pokusných zvířat po uplynutí 14, 30, 60 a 210 dnů. U všech vyjmutých přadének jsme odstranili část tkáně, jiniž přadénka ve zvířeti prorostla. Přadénka jsme vložili na dobu 3 hod. do roztoku teplého 60°C, který obsahoval:

Pepsin	2,- g
dest. voda	100,- ccm
HCl konc.	0,5 ccm

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 15.
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

Do tohoto roztoku jsme ponořili i přadénka původního materiálu,

Po vyjmutí z tohoto roztoku byla přadénka neutralisována a důkladně propláchnuta.

4.1.2 Použitá metodika a vyhodnocení výsledků.

U původních a po implantaci vyjmutých vláken jsme zkoumali simultánní změny pevnosti a tažnosti v závislosti na době biologického působení a také povrchové změny vláken pod mikroskopem.

Klimatizovaná vlákna jsme odzkoušeli na trhacím přístroji pro vlákna - typ Schopper. Upínací délka 1 cm. Doba přetrhu 20 sec. Od každého vlákna série provedeno 50 zkoušek a z nich pak stanoveny průměry. Zkoušky byly provedeny dle ČSN.

Výjimku tvoří polypropylenová vlákna, vyjmutá po 30 dnech, kde jsou průměrné pevnosti a tažnosti stanoveny ze 30 měření.

Veškeré výsledky simultánních změn pevnosti a tažnosti byly zhodnoceny tabelárně, matematicky a graficky. Z mikroskopických studií změny povrchu vláken pak byly pořízeny dokumentární fotografie.

4.1.3 Rozbor experimentálních výsledků.

a) Simultánní změny pevnosti a tažnosti vláken:

Vlastní stanovení těchto změn nečinilo potíže. Pouze polyamidová vlákna, která byla implantována 60 dnů, měla značně sníženou pevnost (byla křehká a lámala se); po 210 dnech se zcela rozpadla, takže je nebylo možno na přístroji přezkoušet.

Z experimentálně naměřených hodnot byly u pevnosti stanoveny výpočtem průměrné hodnoty, směrodatné odchylky, variační koeficienty a relativní přesnost (tab.1, obr. 2). Z výsledků zkoušek taž-

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 16.
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

nosti byla vypočtena průměrná hodnota a směrodatné odchylky (tab.2, obr. 3). Pro názornější představu o simultánních změnách pevnosti a tažnosti byly pak pro každé vlákno z naměřených hodnot sestrojeny histogramy (obr.4 až 10). Osa pořadnic udává četnost měření a osa úseček měřený znak.

Polyamidová vlákna:

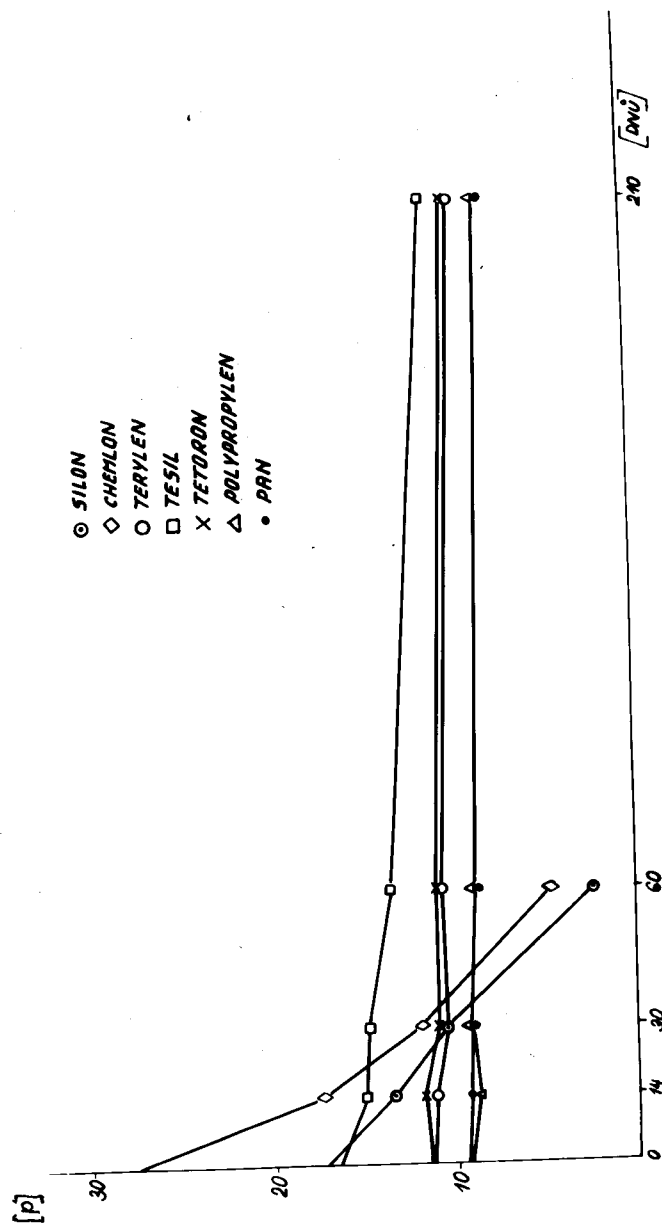
Z obr. 2 a 3 a tab. 1 a 2 je zřejmé, že polyamidová vlákna typu 6 vykazují simultánní snížení svých původních hodnot pevnosti a tažnosti v závislosti na vzrůstající době působení biologického prostředí (době setrvání ve svalu pokusného psa). Z obrázků interpolované přibližné poločasy degradace je možno stanovit asi takto:

	Silon	Chemlon
Pevnost	33 dnů	25 dnů
tažnost	30 dnů	10 dnů

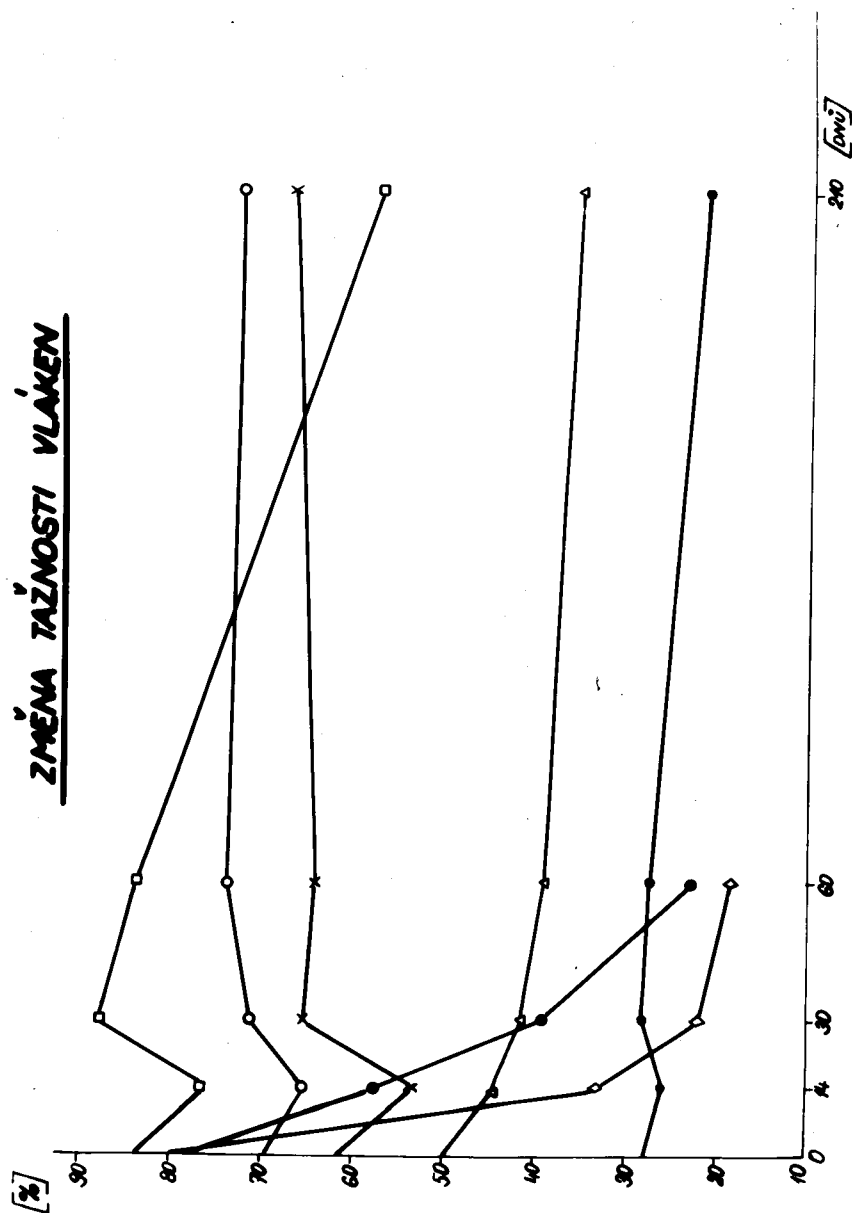
Praktická ztráta pevnosti nastává mezi 30 a 60 dny.

Vlákna polyesterová, polypropylenová a polyakrylnitrilová:

Z obr. 2 a 3 a tabulek 1 a 2 je patrné, že v průběhu biologického působení na tato vlákna nedošlo k významnému snížení původních hodnot pevnosti a tažnosti. Značné kolísání průměrných hodnot a jejich variační koeficient u všech materiálů nás vedlo ke zjišťování jejich matematicko-statistické významnosti.

ZMĚNA PEVNOSTI VLÁKEN

Obr. 2



Obr. 3

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 19.
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

Tabulka 1. Změna pevnosti vláken

Vlákn - dnů	Pevnost /p/			Variač- ní koe- ficient /%/	Směro- datná odchyl- ka /p/	(σ) Relativní přesnost pevnosti /%/
	max.	min.	$\bar{x}$			
Silon						
původní	22,3	13,5	17,22	10,64	1,83	2,96
14	18,2	9,-	13,48	15,9	2,14	4,48
30	14,8	6,4	10,52	21,9	2,30	6,20
60	4,7	0,8	2,35	52,7	1,23	16,-
210	rozpád	rozpád	rozpád	-	-	-
Chemlen						
původní	35,5	22,5	27,75	9,95	2,76	2,76
14	21,6	15,-	17,34	8,12	1,40	2,24
30	14,1	9,3	12,03	10,75	1,29	2,98
60	9,-	2,1	4,88	29,95	1,46	8,4
210	rozpád	rozpád	rozpád	-	-	-
Terylen						
původní	13,8	9,9	11,34	7,86	0,89	2,16
14	14,4	9,6	11,22	8,93	1,-	2,46
30	12,3	9,-	10,53	8,29	0,87	2,28
60	12,6	9,-	10,68	8,45	0,9	2,33
210	11,-	6,6	9,4	8,7	0,8	2,47
Tesil						
původní	27,6	12,3	16,62	27,8	4,62	7,78
14	13,2	10,6	15,-	17,14	2,57	4,82
30	22,2	12,3	14,85	15,86	2,35	4,46
60	17,4	6,9	13,38	15,43	2,06	4,33
210	13,5	9,-	11,-	11,1	1,2	3,15
Tetoron						
původní	12,8	9,2	11,24	6,87	0,77	2,13
14	13,2	10,6	11,82	5,09	0,60	1,41
30	12,8	9,2	10,86	6,71	0,72	1,83
60	12,2	8,6	11,-	6,76	0,74	1,84
210	13,4	8,-	9,8	9,9	1,-	2,81
Polypropylen						
původní	12,4	7,8	9,28	11,8	1,09	3,29
14	11,6	6,4	8,92	10,88	0,97	3,02
30	13,6	6,-	9,22	16,5	1,50	2,45
60	12,-	4,8	8,78	17,5	1,53	4,93
210	11,3	5,0	8,1	17,6	1,4	4,99
PAK						
původní	11,-	7,4	9,40	11,77	1,10	3,28
14	11,-	7,2	9,27	10,-	1,07	2,78
30	10,9	6,4	9,24	9,48	0,87	2,62
60	11,3	4,5	8,94	22,-	1,96	6,23
210	10,4	3,8	8,00	16,4	1,3	4,65

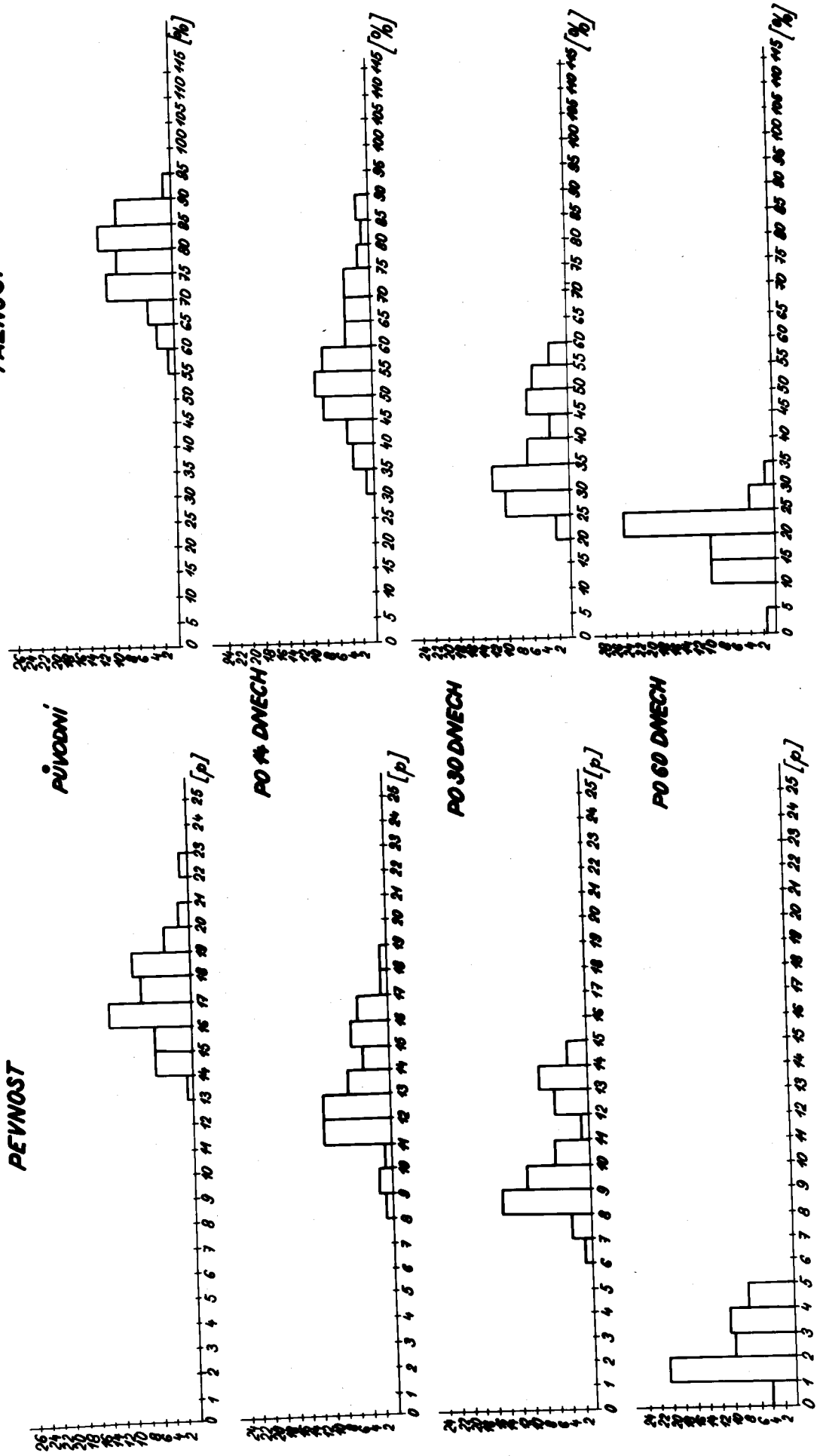
Tabulka 2

Změna tažnosti vláken

Vlákno - dnů	Tažnost / % /			Směrodatná odchylka / % /
	max.	min.	$\bar{x}$	
Silon				
původní	91,-	60,-	78,-	7,56
14	89,-	33,-	57,6	12,94
30	59,-	22,-	19,1	9,93
60	33,-	5,-	20,9	5,22
210	rozdpad	rozdpad	rozdpad	-
Chemlon				
původní	105,-	55,-	80,-	13,04
14	43,-	28,-	32,9	3,17
30	26,-	18,-	22,02	2,09
60	24,-	12,-	18,6	2,68
210	rozdpad	rozdpad	rozdpad	-
Terylen				
původní	89,-	39,-	69,6	10,12
14	84,-	36,-	64,5	11,8
30	98,-	40,-	71,2	16,15
60	95,-	40,-	73,9	12,64
210	89,-	37,-	72,2	12,--
Tesil				
původní	115,-	43,-	84,1	16,51
14	111,-	39,-	76,2	19,04
30	115,-	42,-	87,8	16,--
60	118,-	41,-	83,8	21,--
210	84,-	25,-	57,1	8,2
Tetoren				
původní	87,-	25,-	61,7	13,94
14	80,-	31,-	53,3	12,9
30	91,-	35,-	65,4	16,12
60	85,-	38,-	63,9	13,33
210	91,-	31,-	66,3	15,4
Polypropylen				
původní	68,-	37,-	49,9	7,80
14	59,-	36,-	44,8	5,91
30	56,-	32,-	41,4	6,80
60	58,-	30,-	39,3	6,01
210	55,-	19,-	35,1	8,5
PAN				
původní	40,-	19,-	27,8	3,56
14	37,-	15,-	25,7	4,42
30	35,-	22,-	28,3	2,72
60	41,-	20,-	27,5	3,72
210	29,-	12,-	21,6	4,--

POLYAMIDOVÁ VLÁKNA - SILON

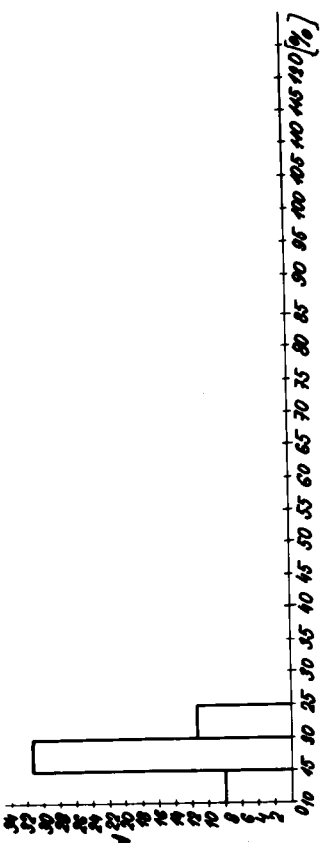
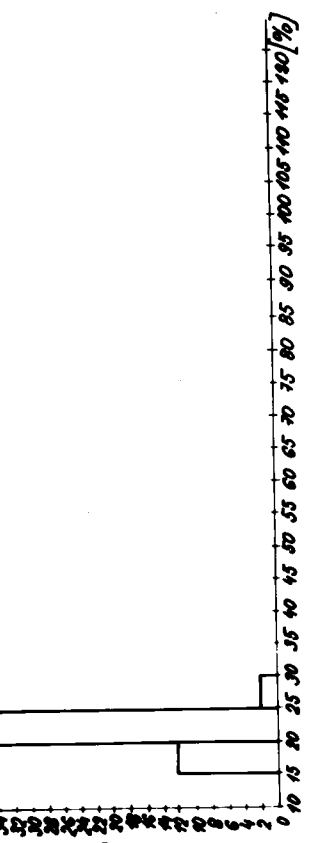
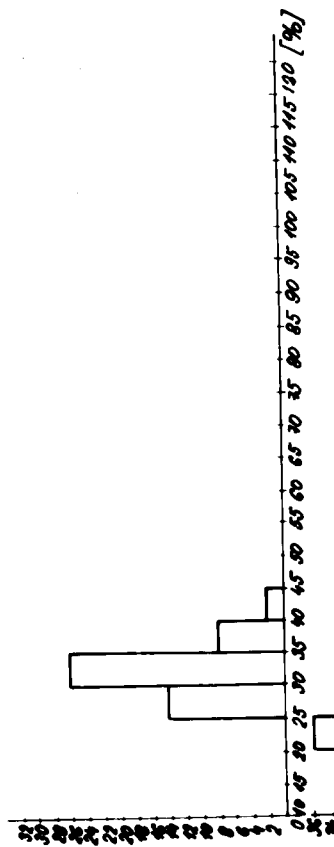
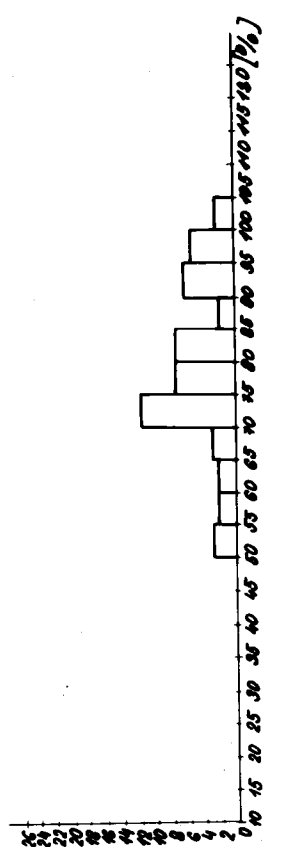
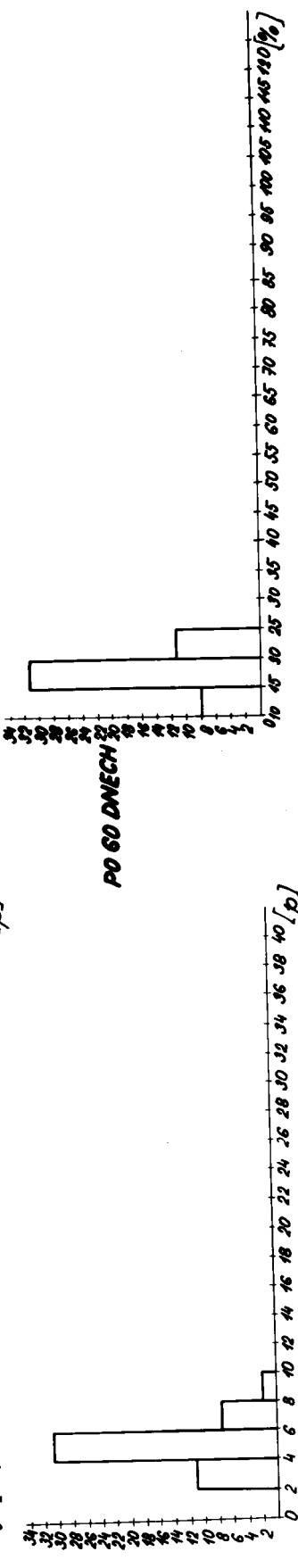
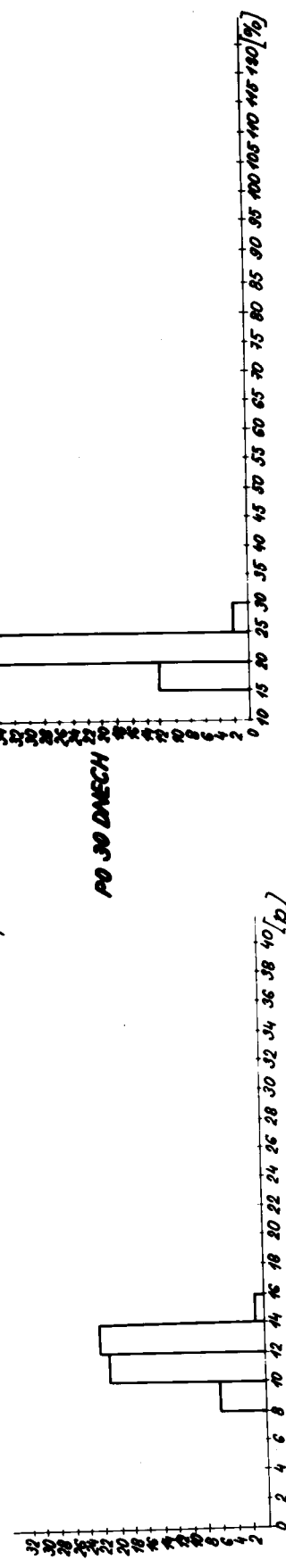
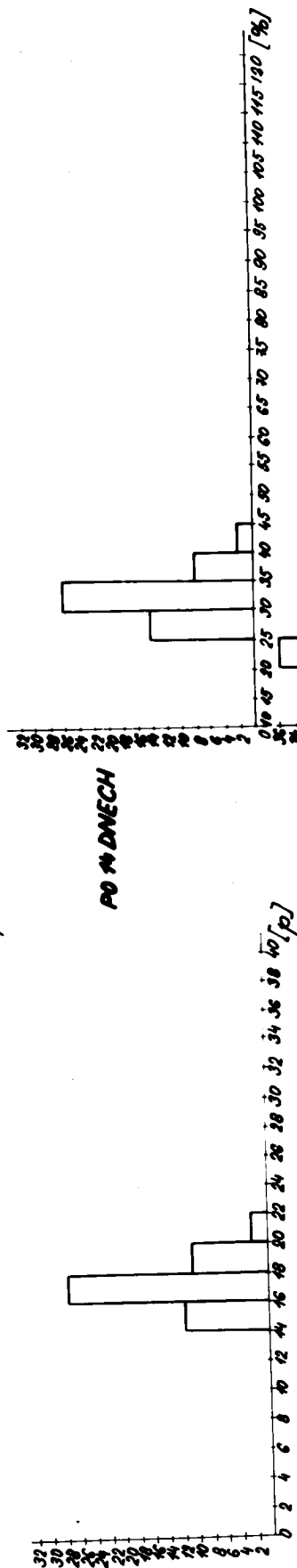
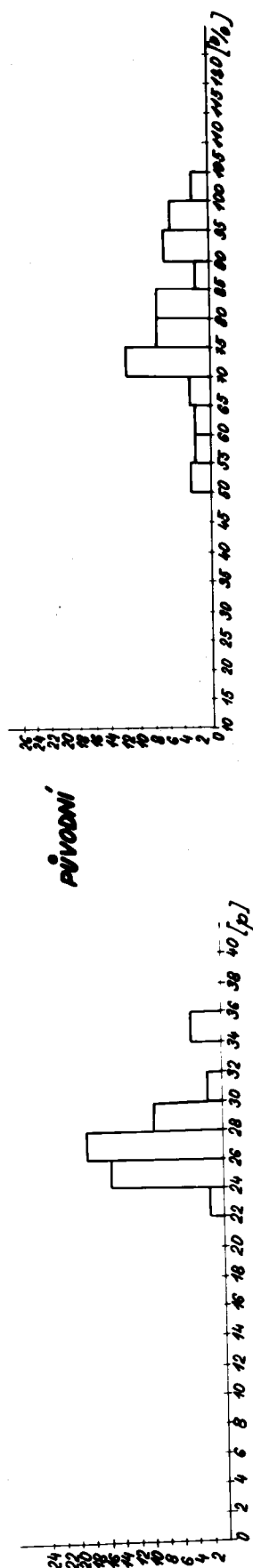
TAŽNOST



POLYAMIDOVÁ VLÁKNA - CHEMLON

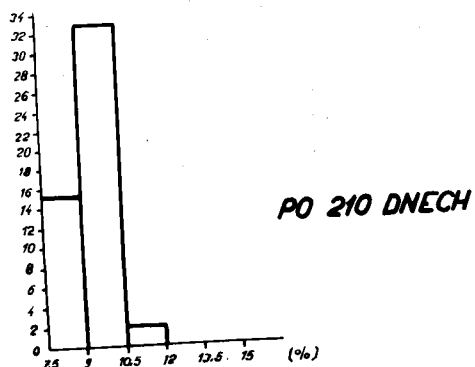
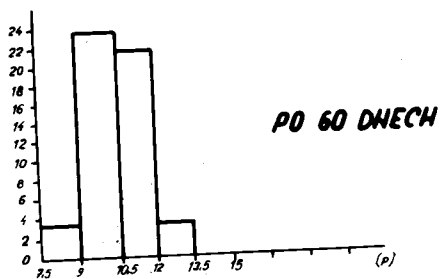
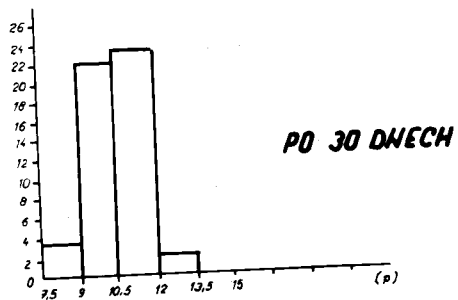
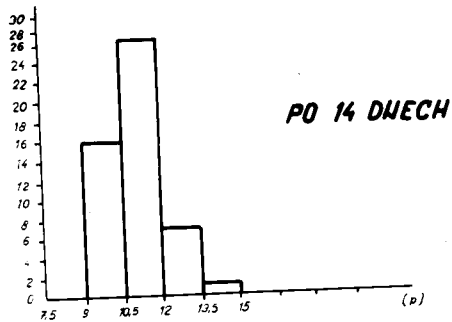
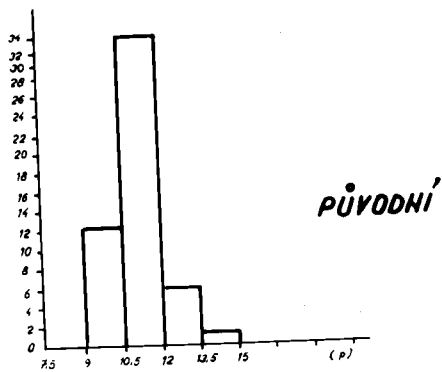
TAŽNOST

PEVNOST

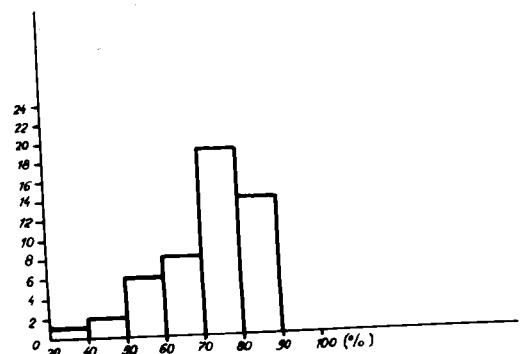
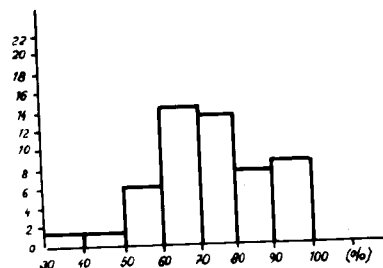
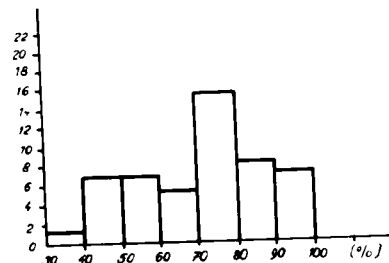
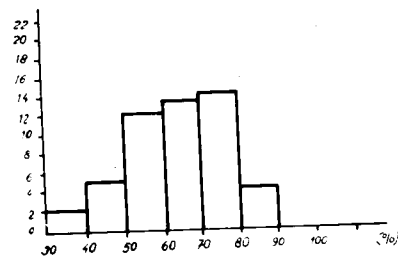
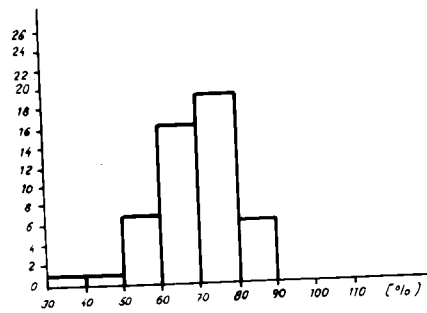


POLYESTEROVÁ VLÁKNA - TERYLEN

PEVNOST



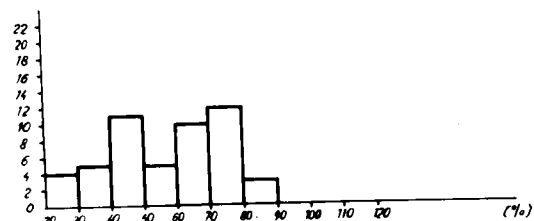
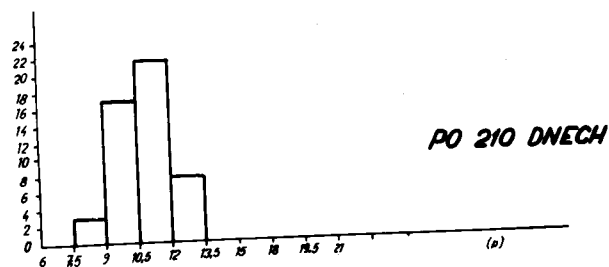
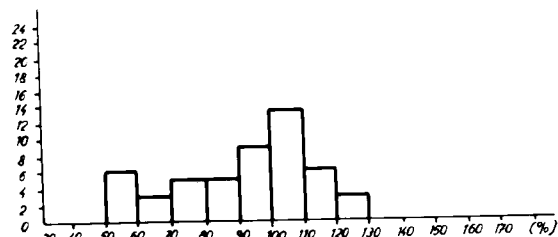
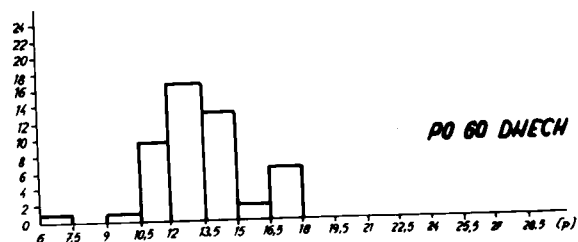
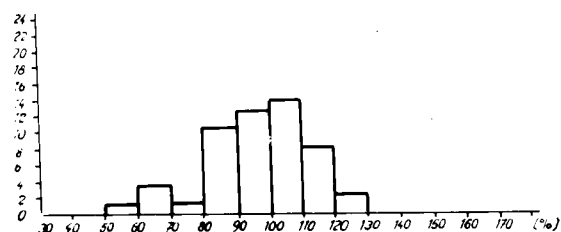
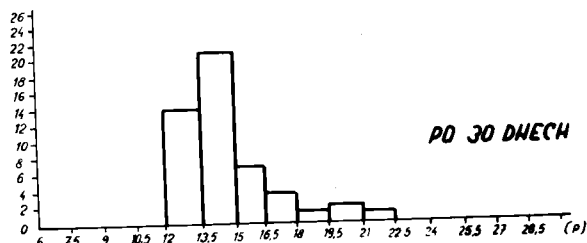
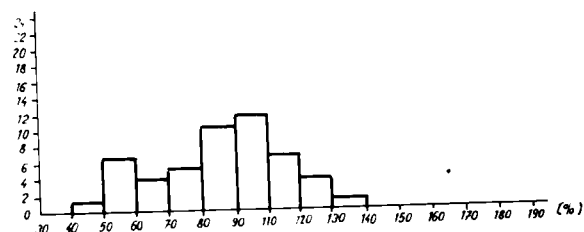
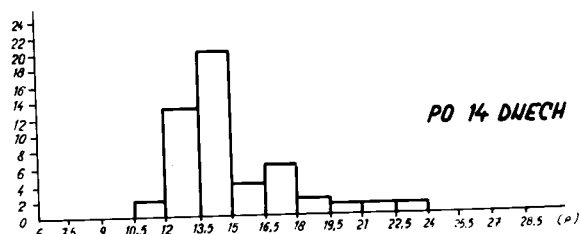
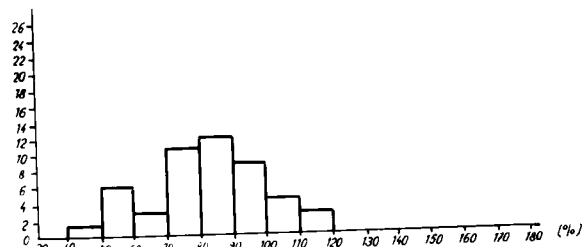
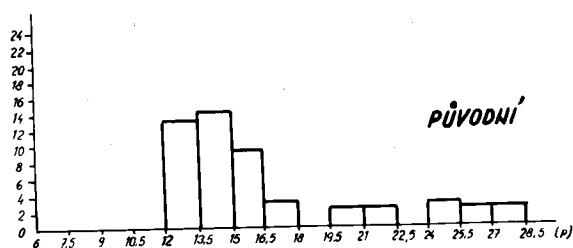
TAŽNOST



POLYESTEROVÁ VLÁKNA - TESIL

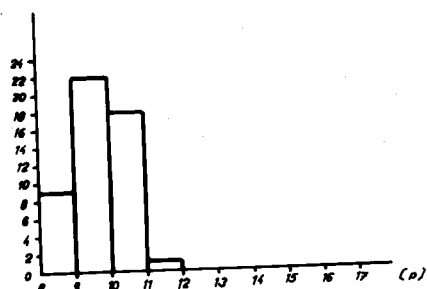
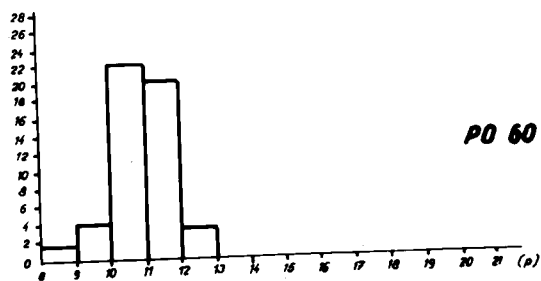
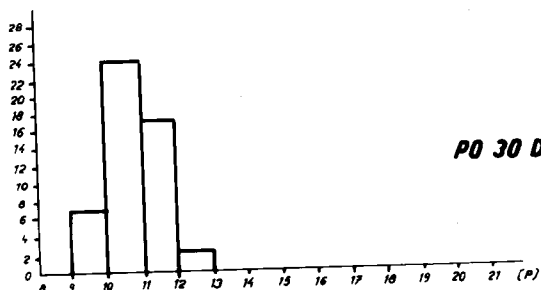
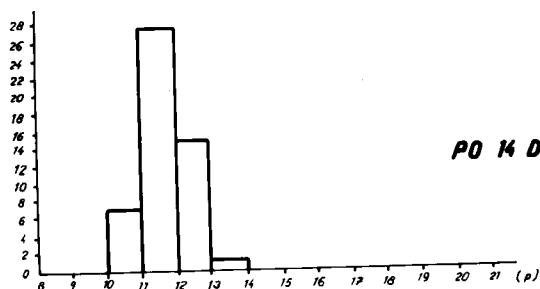
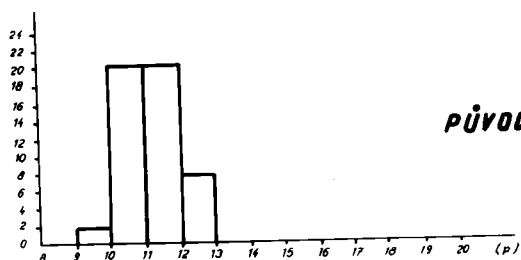
PEVNOST

TAŽNOST

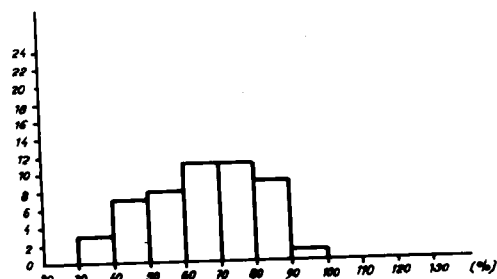
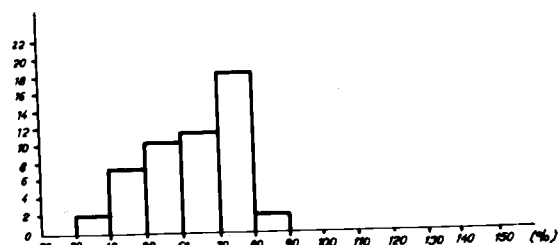
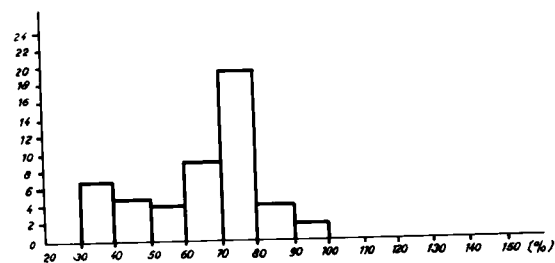
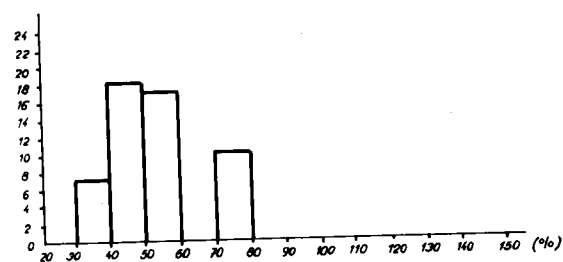
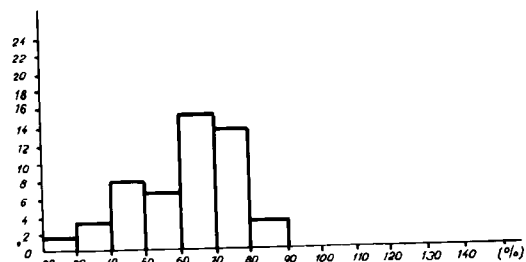


POLYESTEROVÁ VLÁKNA - TETOROH

PEVNOST



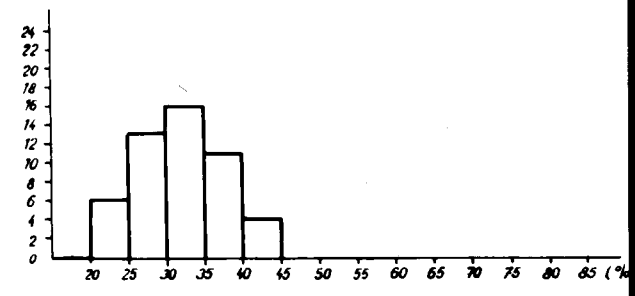
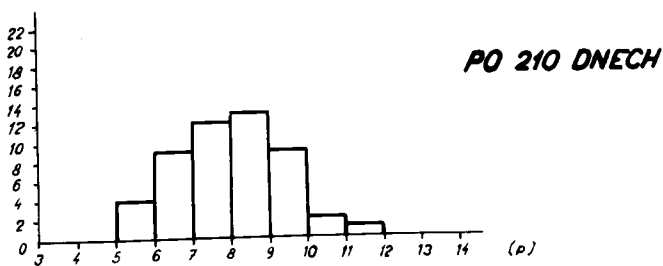
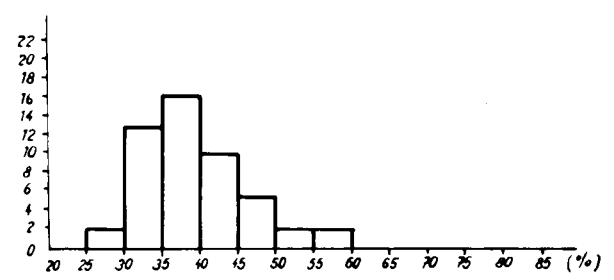
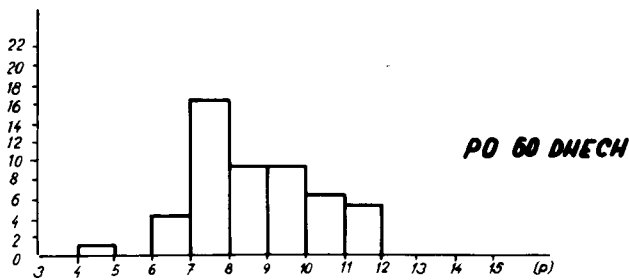
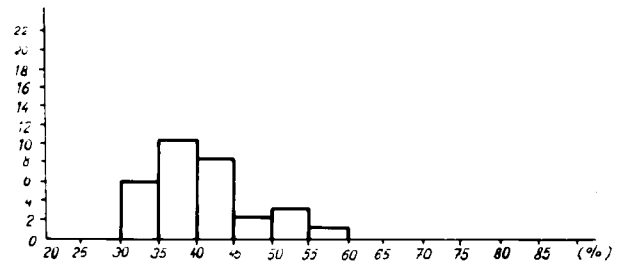
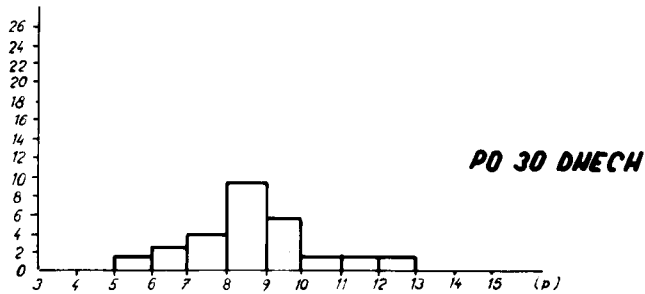
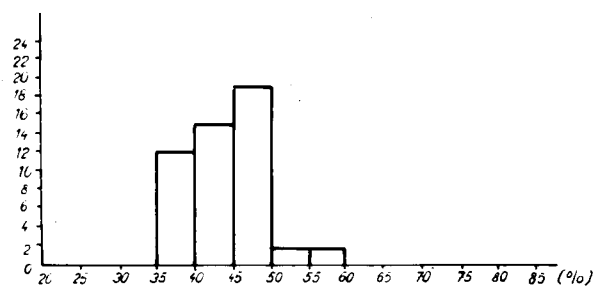
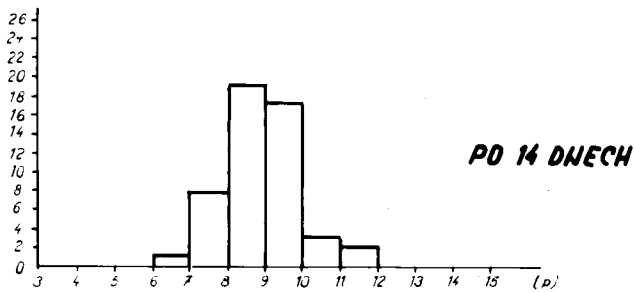
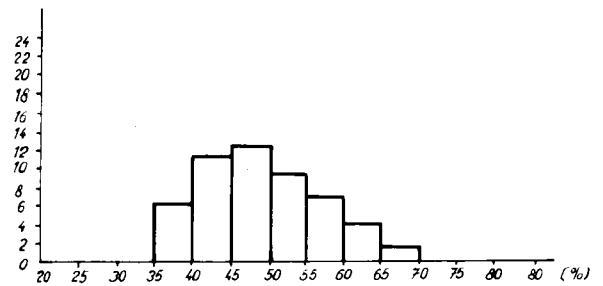
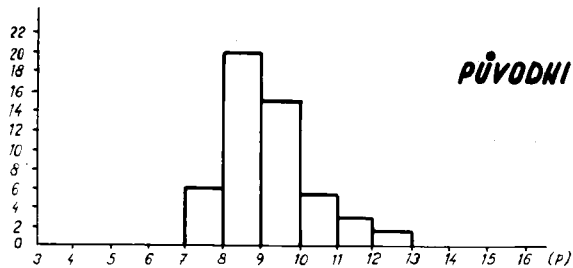
TAŽNOST



POLYPROPYLENOVÁ VLÁKNA

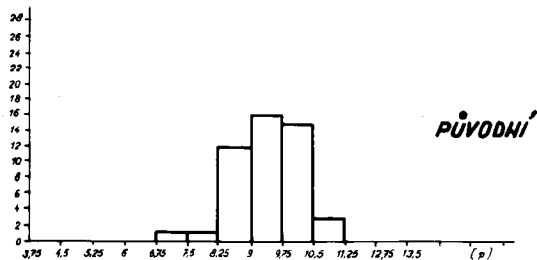
PEVNOST

TAŽNOST

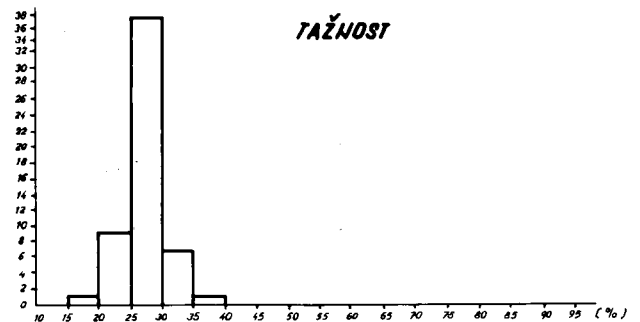


POLYAKRYLNITRILOVÁ VLÁKNA - PAN

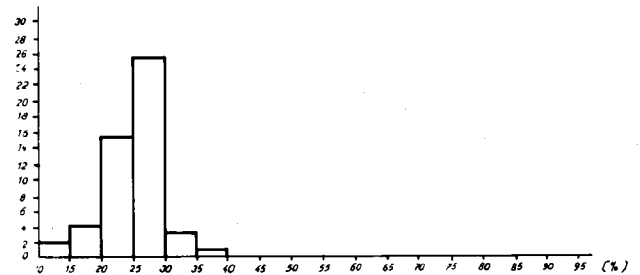
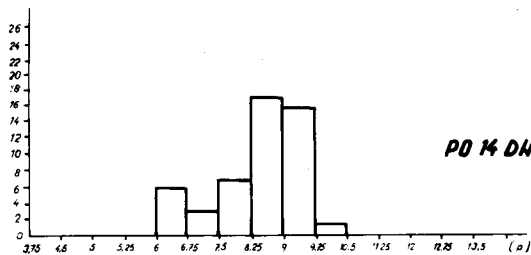
PEVNOST



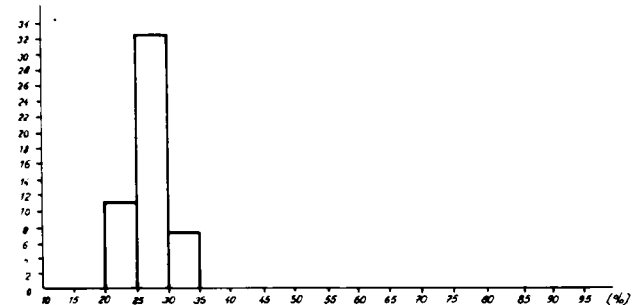
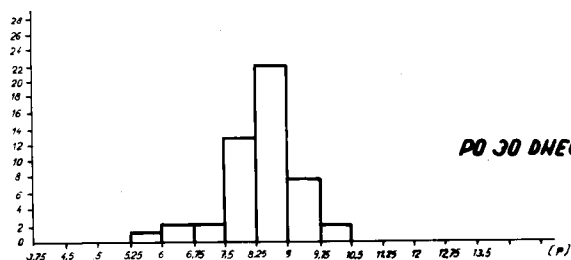
TAŽNOST



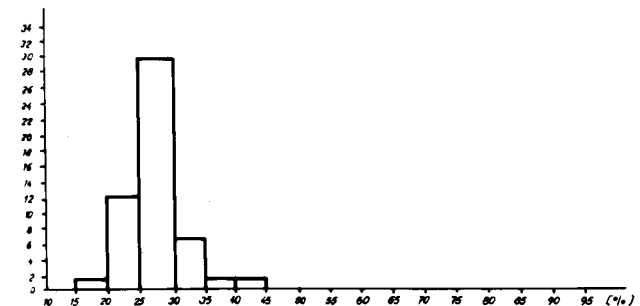
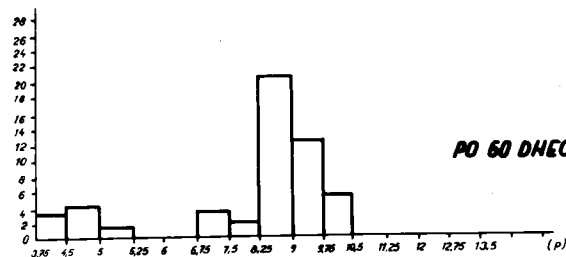
PO 14 DNECH



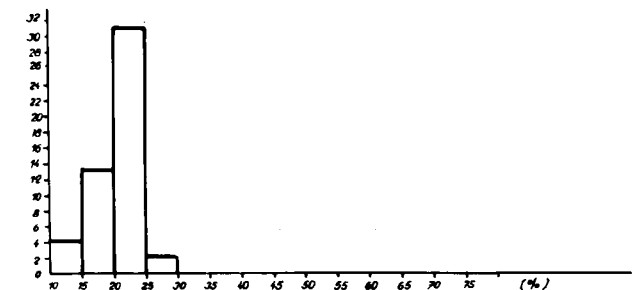
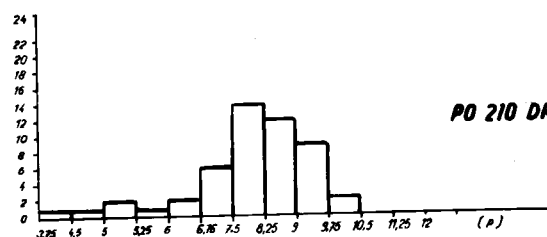
PO 30 DNECH



PO 60 DNECH



PO 210 DNECH



VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 28.
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

Z průběhu křivek je patrné pronikavé snížení průměrných pevností a tažností, k němuž dochází u polyamidových vláken (silon, chemlon) po dobu 60 dní. Proto se také u silonu a chemlonu projevuje značný růst variačního koeficientu, a to vzhledem k tomu, že se značně snižuje průměrná pevnost (tab.1). V tomto případě je tedy vhodnějším ukazatelem variability přímo směrodatná odchylka než variační koeficient. Hodnoty směrodatné odchylky číselně charakterizují variabilitu některých znaků, znázorněnou histogramy.

V tabulce 1 je uvedena relativní přesnost měření pevnosti (δ), vypočtená podle vzorce

$$\delta = t_{\alpha}(f) \cdot \frac{C}{\sqrt{n}} \quad [\%]$$

kde C - variační koeficient

n - počet zkoušek

$t_{\alpha}(f)$ - kritická hodnota Studentova rozdělení

při $f = n - 1$ stupních volnosti a s hladinou významnosti α (v našem případě $\alpha = 0,05$)

Skutečné průměry se s $(1 - \alpha) \cdot 100 = 95$ % pravděpodobností neliší od naměřených o více než δ %.

Z hodnot relativní přesnosti průměru (δ) - některé hodnoty jsou příliš vysoké - plyne, že za účelem dosažení zhruba jednotné přesnosti u všech zkoušek (např. cca 3 %) by bylo třeba v některých případech zvýšit počet zkoušek.

Statistická významnost změn, zjistitelná použitou metodou zkoušení vláken, se neprojevila u ostatních vláken.

K ověření statistické významnosti rozdílu mezi srovnatelnými soubory jsme použili tzv. testování nulové hypotézy. Ověřujeme předpoklad, že ve skutečnosti není rozdíl mezi parametry porovnávaných souborů.

Rozdíl mezi směrodatnými odchylkami porovnávaných souborů je statisticky významný a nulová hypotéza se zamítá tehdy, jestliže

$$\frac{S_2^2}{S_1^2} > \frac{F_{\alpha}}{2} (f_2, f_1)$$

kde S_1, S_2 - směrodatné odchylky výběrů
z porovnávaných souborů (volíme $S_2 > S_1$);

$\frac{F_{\alpha}}{2} (f_2, f_1)$ - kritická konstanta Fischer - Snedecorova
rozdělení při $f_1 = n_1$ a $f_2 = n_2 - 1$
stupních volnosti s hladinou významnosti α
(v našem případě volíme $\alpha = 0,05$).

n_1, n_2 - rozsahy výběrů

V našem případě tedy kritická hodnota $F = 1,772$ s výjimkou
porovnání se zkouškou polypropylenu po 30 dnech (kde $n = 30$,
takže $F = 1,879$).

Rozdíl mezi průměry $\bar{x}_1$ a $\bar{x}_2$ porovnávaných souborů je
statisticky významný a nulová hypotéza se zamítá tehdy,
jestliže při $\sigma_1 = \sigma_2$:

$$t_{\alpha} (f_1 + f_2) < \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{S \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}}$$

kde

$$S^2 = \frac{1}{f_1 + f_2} (f_1 S_1^2 + f_2 S_2^2),$$

$\bar{x}_1, \bar{x}_2$ - průměry výběrů z porovnávaných
souborů

při $\sigma_1 \neq \sigma_2$:

$$\frac{v_1 \cdot t_{\alpha} (f_1) + v_2 \cdot t_{\alpha} (f_2)}{v_1 + v_2} \cdot \frac{|\bar{x}_1 - \bar{x}_2|}{\sqrt{v_1 + v_2}}$$

$$\text{kde } v_1 = \frac{S_1^2}{n_1}$$

$$v_2 = \frac{S_2^2}{n_2}$$

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 30
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

Porovnání se opět provádělo na $100 \alpha = 5 \%$ hladině významnosti.

Výsledky testování významnosti podle uvedeného výpočtu jsme shrnuli do tabulky 3, kde je provedeno následující porovnání ode všech zkoumaných vláken.

0	←→	14		
0	←→	30	14	←→ 30
0	←→	60	30	←→ 60
0	←→	210	60	←→ 210

Účelem bylo zjistit, zda a ve které etapě (po kolika dnech) nastává významná změna pevnosti a tažnosti.

Polyamidová vlákna typu 6:

Je opět potvrzena skutečnost, že změna pevnosti a tažnosti polyamidových vláken se mezi etapami jeví jako významná (tab. 3).

Vlákna polyesterová, polypropylenová a polyakrylnitrilová:

Polyesterová vlákna zahraniční výroby vykazují kolísání průměrných hodnot pevnosti a tažnosti, avšak celkový jejich průběh ani po 210 dnech působení biologického prostředí nás neopravňuje se domnívat, že došlo v našem případě ke znatelné degradaci.

Čs. polyesterové vlákno Tesil vykazuje po 210 dnech biologického působení významné simultánní snížení průměrných hodnot pevnosti a tažnosti. Toto potvrzují i texty v tabulce 3, kde se však u zahraničních PE vláken neprojevila významnost rozdílů jako simultánní.

Čs. polypropylenové vlákno vykazuje po 210 dnech biologického působení jisté změny pevnosti, ale hlavně tažnosti.

Polyakrylnitrilové vlákno po 210 dnech vykazuje zanedbatelný simultánní pokles hodnot obou vlastností.

Tab. 3 Výsledky testování významnosti rozdílu mezi směrodatnými odchylkami a průměry.

Vlákno - dny		Pevnost				Tažnost			
		Směrodatná odchylka		Průměr ($\bar{x}$)		Směrodatná odchylka		Průměr ($\bar{x}$)	
		1	2	1	2	1	2	1	2
Silon	14	O		V		V		V	
	30	O	O	V	V	V	O	V	V
	60	V	V	V	V	-	-	-	-
	210	-	-	-	-	-	-	-	-
Chemlon	14	V		V		V		V	
	30	V	O	V	V	V	O	V	V
	60	V	O	V	-	-	-	-	-
	210	-	-	-	-	-	-	-	-
Terylen	14	O		O		O		V	
	30	O	O	V	V	O	O	O	O
	60	O	O	V	V	O	O	O	O
	210	O	O	V	V	O	O	O	O
Tesil	14	V		V		O		V	
	30	V	O	V	O	O	O	O	O
	60	V	O	V	V	O	O	V	V
	210	V	V	V	V	V	V	V	V
Tetoron	14	O		V		O		V	
	30	O	O	V	V	O	O	O	O
	60	O	O	O	O	O	O	O	O
	210	O	O	V	V	O	O	O	O
Polypropylen	14	O		O		V		V	
	30	O	V	O	O	O	O	V	V
	60	V	O	V	O	O	O	V	V
	210	O	O	V	O	O	V	V	V
PAN	14	O		O		O		V	
	30	O	O	O	O	O	V	O	V
	60	V	V	O	O	O	V	O	O
	210	O	V	V	V	O	O	V	V

Sloupec 1 vyznačuje změny vztahované proti původnímu materiálu

Sloupec 2 vyznačuje změny vztahované mezi 14 a 30 dny, mezi 30 a 60 dny, a mezi 60 a 210 dny

V - změna významná
O - změna nevýznamná

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 32
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

K dosaženým výsledkům u čal. PE a PP vláken je nutno poznamenat, že to byly vývojové vzorky vláken naprosto nezaručené kvality, které nás neopravňují k jednoznačným závěrům. Tyto zkoušky bude třeba opakovat až na vláknech standardní kvality.

K alternujícím změnám jednotlivých naměřených hodnot pevnosti i tažnosti značnou mírou přispívá malá upínací délka vláken (1 cm), kde se právě mohou projevit nestejnoměrnosti vláken ve větší četnosti.

Předpokládáme, že při vyjímání vláken ze svalstva pokusných psů a jejich přípravě k vlastní zkoušce došlo eventuálně k jejich relativně stejnému poškození.

b) Změny povrchu vláken pod mikroskopem:

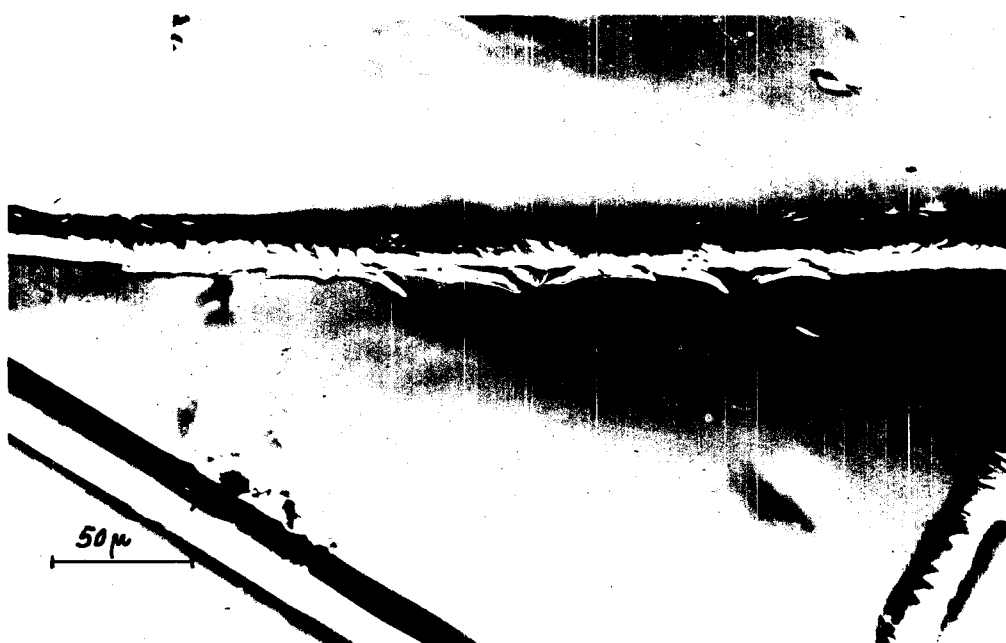
Na mikrofotografiích (obr. 11 až 23) jsou zachyceny povrchy zkoumaných vláken v pohledu. Snímky byly zhotoveny obvyklou metodou.

Polyamidová vlákna typu 6:

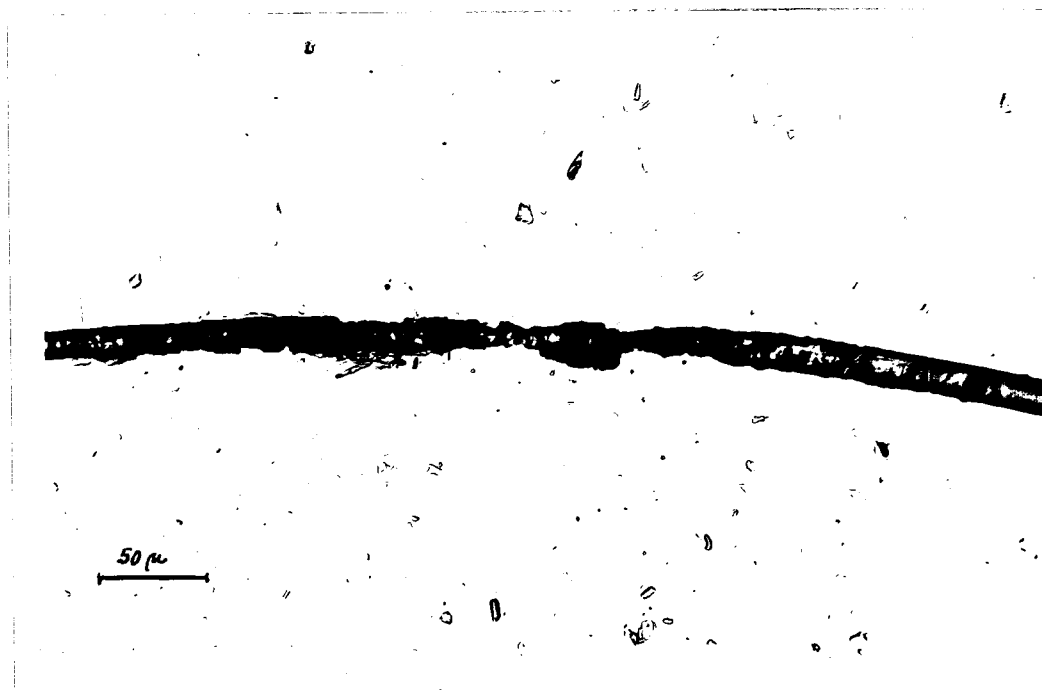
Na obr. 11 až 18 je patrný průběh postupné destrukce povrchu vláken v závislosti na vzrůstající době biologického působení. Tento zvláštní druh degradace dal v našem ústavu (K. Schwertassek) podnět k provedení speciální studie o struktuře těchto vláken (81). Byla prokázána převážně lamelární struktura polyamidových vláken typu 6.

Polyesterová, polypropylenová a PAN vlákna:

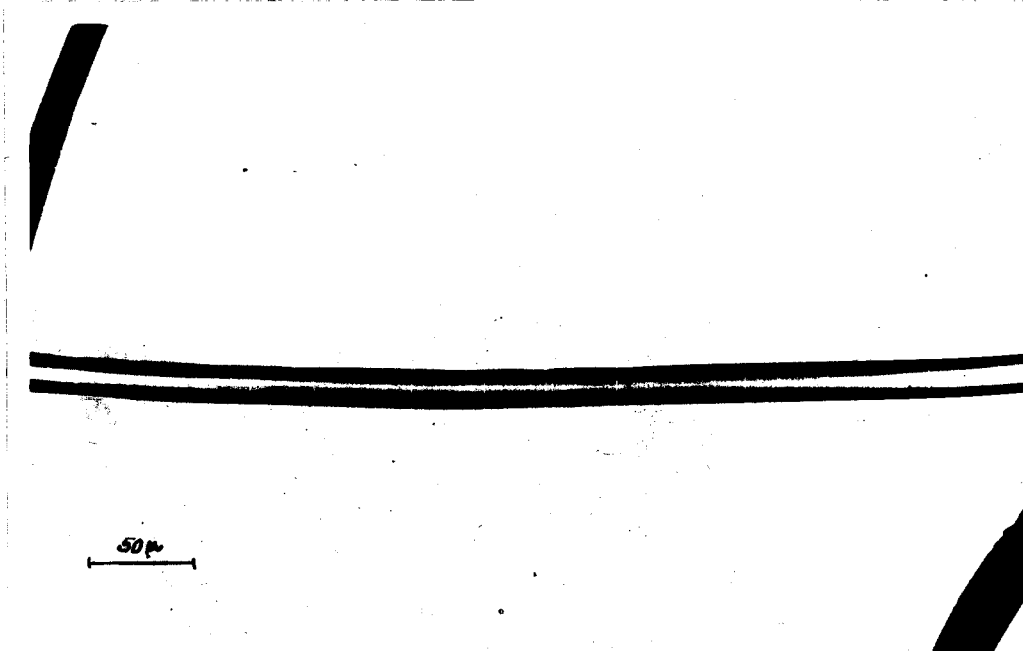
Mikrofotografie 19 - 23 dokumentují, že nelze na povrchu zjistit viditelné poškození vláken vlivem biologického působení.



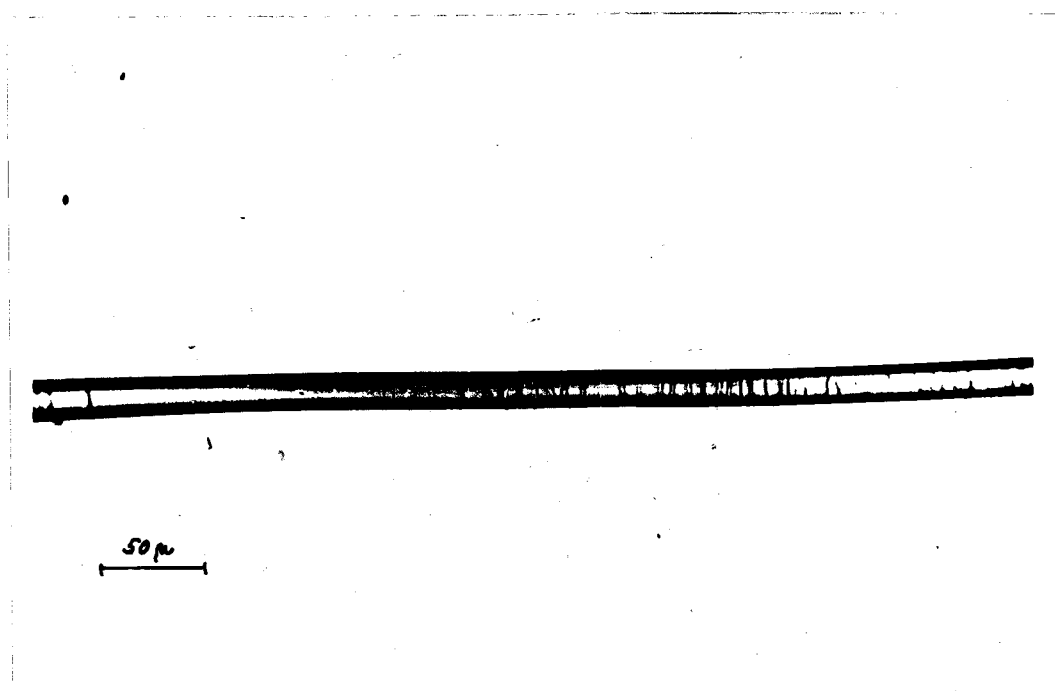
Obr. 13 Silonová vlákna vyjmutá ze svalu pokusného psa po 60 dnech



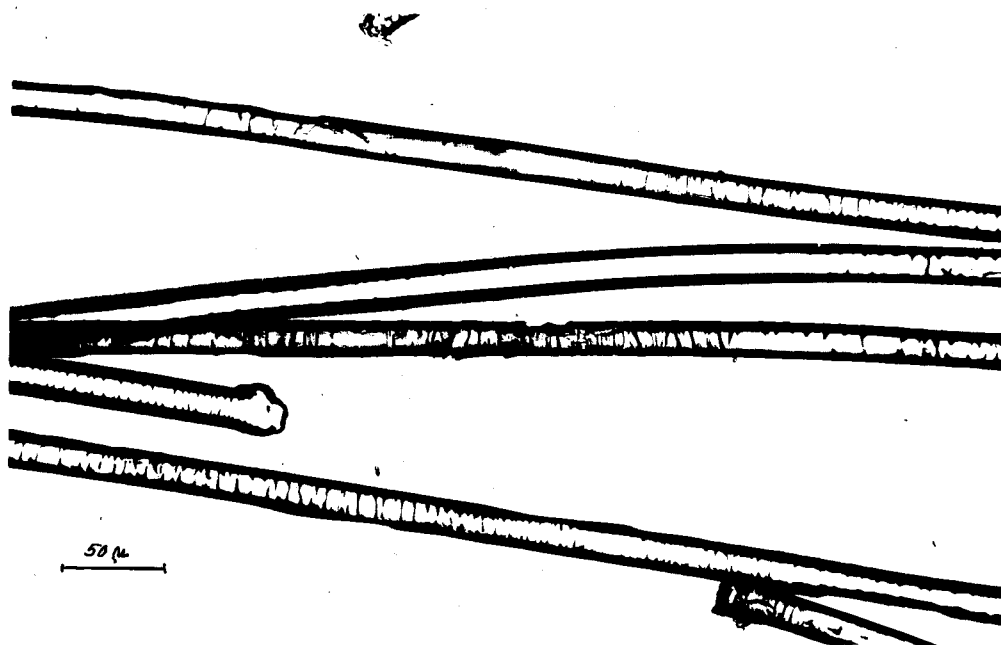
Obr. 14 Silonové vlákno vyjmuté ze svalu pokusného psa po 210 dnech



Obr. 15 Chemlonové vlákno původní - před implantací



Obr. 16 Chemlonové vlákno vyjmuté ze svalu pokusného psa po 30 dnech



Obr. 17 Chemlonová vlákna vyjmutá ze svalu pokusného psa po 60 dnech



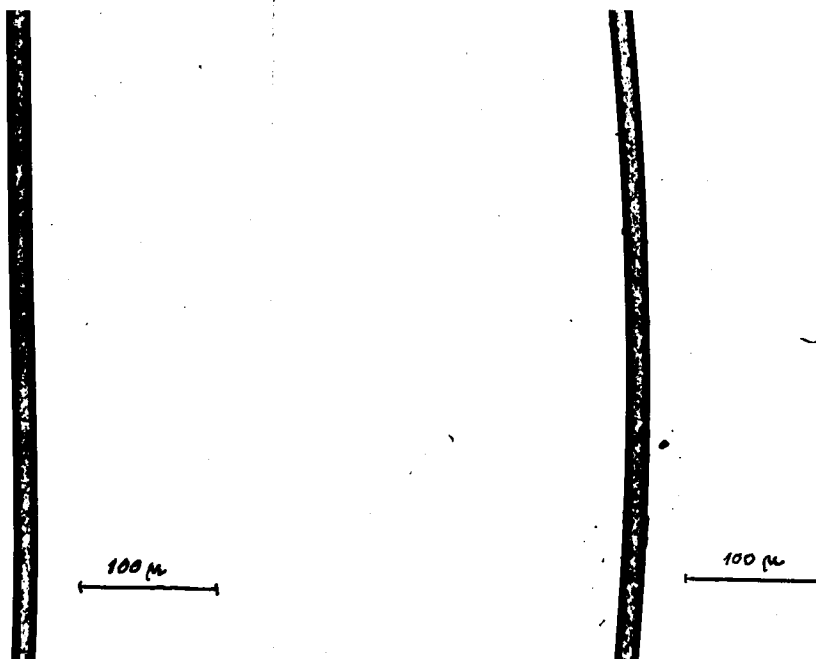
Obr. 18 Chemlonová vlákna vyjmutá ze svalu pokusného psa po 210 dnech

4. Experimentální část

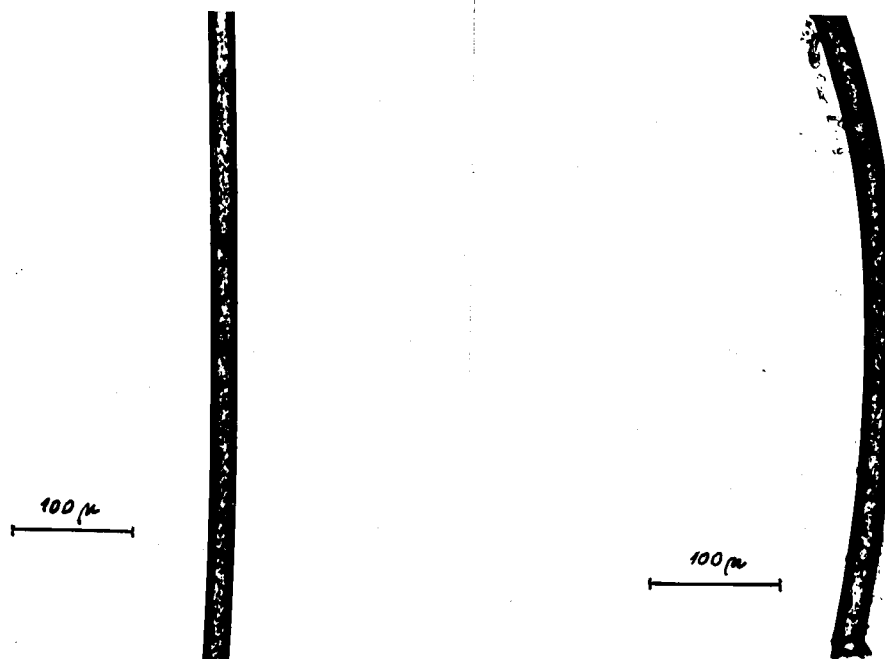
Datum 20.května 1966

D. S. - BRNO

JMÉNO Jan Dvořák



Obr. 19 Terylenové vlákno
původní 210 dnů po implantaci



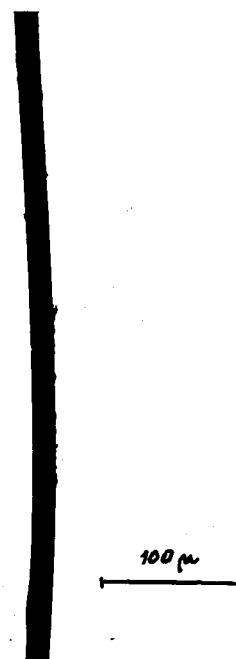
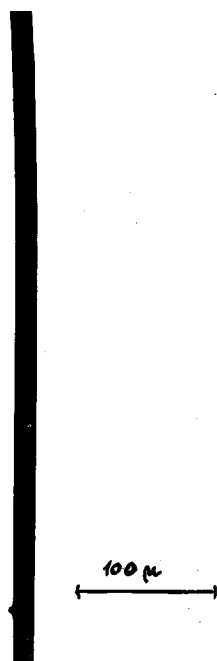
Obr. 20 Tesilové vlákno
původní 210 dnů po implantaci

4. Experimentální část

Datum 20.května 1966

D. S. - BRNO

JMÉNO Jan Dvořák



Obr. 21 Tetoronové vlákno
původní 210 dnů po implantaci



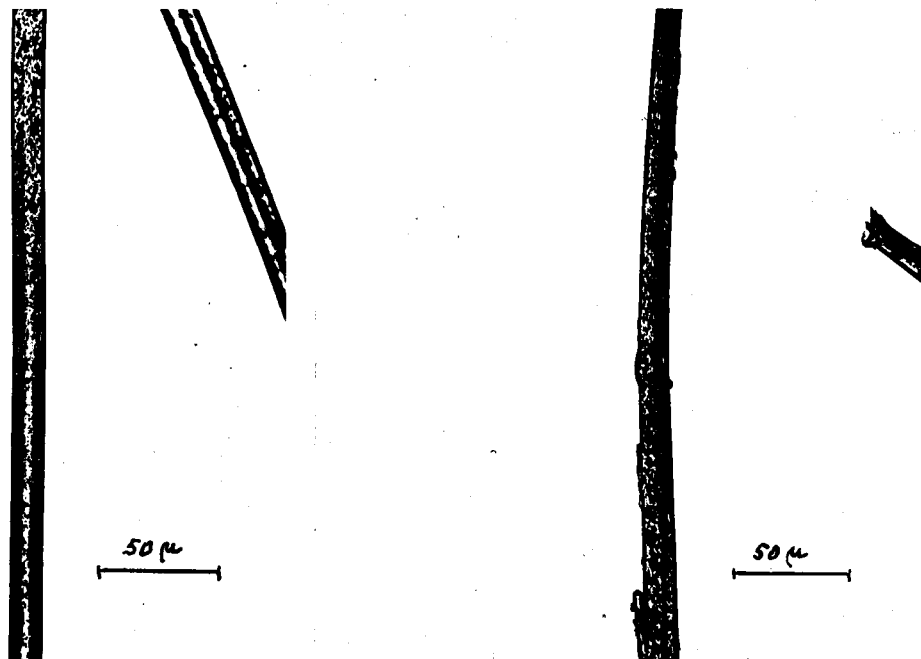
Obr. 22 Polypropylenové vlákno
původní 210 dnů po implantaci

4. Experimentální část

Datum 20.května 1966

D. S. - BRNO

JMÉNO Jan Dvořák



Obr. 23 Polyakrylnitrilové vlákno
původní 210 dnů po implantaci

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 40
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

4.1.4 Závěr

Na základě provedených zkoušek a výsledků lze potvrdit, že ke značným současným ztrátám pevnosti i tažnosti polyamidových vláken dochází již v prvních 14 dnech. Tuto změnu pevnosti a tažnosti způsobuje enzymatická degradace. U vláken PE, PP a PAN se nepodařilo prokázat enzymatickou degradaci ani jiné poškození, a to ani po 210 dnech biologického působení.

Výsledky této kapitoly lze shrnout:

- Experimentální výsledky prokázaly, že se polyamidová vlákna typu 6 v živočišném organismu odbourávají již za velmi krátkou dobu. Nelze je tedy používat k výrobě náhradních orgánů pro chirurgickou praxi. Potvrdila se také známá chirurgická zkušenost, že u polyamidových chirurgických šicích nití dochází po krátké době k jejich rozpadnutí.
- Experimentální výsledky potvrdily vhodnost použití zahraničních polyesterových vláken (Terylen Tetoron) k dalšímu experimentování a výrobě náhradních orgánů - v našem případě ureterálních protéz.
- Pro další vývoj bude třeba ověřit stárnutí polyesterových a polypropylenových vláken čsl. výroby, jakmile výrobce zaručí jejich standardní kvalitu.

Závěrem zbývá ještě vyslovit názor na příčiny degradace, k níž dochází právě u polyamidových vláken. Je známo, že tato vlákna jsou charakterizována tím, že mají v polymerním řetězci opakující se amidovou skupinu. Podobná skupina je v molekulách bílkovin - peptidová vazba. Lze předpokládat, že toto je asi nejcitlivější místo, v němž enzymy na makromolekuly působí. Enzymy (fermenty) jsou totiž označovány jako složité bílkoviny, které působí jako specifické organické katalyzátory, usměrňující a urychlující metabolické pochody.

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 41
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

4.2. Konstrukce ureterální protézy

Ledviny vylučují denně průměrně 1,5 l moči, která obsahuje 20 - 30 g močoviny, 0,7 g kyseliny močové, 25-30 g anorganických solí a 1 g kreatininu. Specifická hmota moči činí průměrně 1,020 g/cm³. Množství látek, obsažených v moči, není stálé a kolísá v poměrně širokém rozmezí v závislosti na složení potravy, na způsobu práce a na činnosti ostatních vyměšovacích orgánů /57, 59/. Lidská moč má slabě kyselou reakci (závisí též na druhu potravy).

Při studiu možností konstrukce vhodné náhrady močovo-
vodu jsme vycházeli ze závěrů, které jsme formulovali v
teoretické části této práce a v našich čsl. patentech
/12,13,14/. Předběžně jsme provedli řadu orientačních
zkoušek na jejichž výsledcích jsme pak založili vlastní
experimentální práci.

Nejprve jsme se zabývali úkolem získat u protézy
hladkou nepropustnou vnitřní stěnu. Vycházeli jsme z
předpokladu, že je možno zhotovit trubičku ze dvou dru-
hů syntetických termoplastických vláken o různém bodu
tání. K tomuto účelu bylo třeba zvolit vhodný materiál.
Problém jsme rozdělili na tři části:

- 1) Vhodná kombinace syntetických vláken,
- 2) Konstrukce trubice ureterální protézy.
- 3) Ureterální uzávěr.

4.2.1 Vhodná kombinace syntetických vláken.

Při výběru vhodného syntetického vlákna jsme vy-
cházeli z našich dřívějších prací a poznatků. Zároveň
jsme přihlíželi k tomu, aby materiál byl snadno dostup-
ný. Pro experimentální práci jsme zvolili dva druhy
syntetických vláken (tab.4):

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 42
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

- a) polyesterové hedvábí, vyráběné japonskou firmou Toyo Rayon pod obchodní značkou Tetonon,
- b) polypropylenové hedvábí, vyráběné firmou Toyo Rayon, pod obchodní značkou Pylon.

Dobré vlastnosti polyesterového hedvábí a jeho vhodnost pro chirurgické účely prokázala celá řada zahraničních i našich autorů. Je všeobecně známo, že polyesterová vlákna, která se vyrábějí z kyseliny tereftalové a etylen-glykolu, jsou v lidském organismu inertní a nepodléhají biologické degradaci.

Polypropylenová vlákna nejsou v oblasti chirurgie ještě dostatečně známa. V literatuře se zatím uvádí jejich omezené použití na výrobu chirurgických šicích nití a obvazového materiálu. V průběhu této práce jsme prokázali, že polypropylenová vlákna jsou v organismu inertní. Také jsme zjistili, že za dobu 210 dnů nebyla enzymaticky poškozena.

Polypropylenová vlákna se vyrábějí z uhlovodíku propylenu $\text{CH}_2 = \text{CH} - \text{CH}_3$. V Itálii se vyrábějí pod názvem Meraklon, v Japonsku je jejich výrobce - firma Toyo Rayon - nazvala Pylon.

Pylon je syntetické termoplastické vlákno, vyráběné z taveniny isotaktického polypropylenu, který se získává stereospecifickou polymerizací propylenu. Povrch vlákna je hladký, příčný řez kruhový. Vlákno má velkou odolnost vůči hlavním anorganickým chemikáliím jako kyseliny (s výjimkou dýmavé kyseliny dusičné) a alkálie. Organické chemikálie na vlákna téměř nepůsobí, ledaže se zpracovávají s uhlovodíkem vysoké teploty nebo chlorovaným uhlovodíkem. Další předností Pylenu je jeho malá schopnost přijímat vlhkost. Při 20°C a 65 % rel. vlhkosti přijme 0,05 % vody. Ani při ponoření do vody neabsorbuje vodu, velmi rychle schne.

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 43
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

Tabulka 4. Vlastnosti PP a PE vláken fy. Toyo Rayon /56/:

		Pylen	Tetoron
Specifická hmota	g/cm ³	0,91	1,38
Pevnost	p/den	6 - 7	4,6 - 5
Pevnost za mokra	%	100	100
Tažnost	%	15 - 25	19 - 23
Pevnost v uzlu	%	85	82 - 84
Vlhkost	%	0,5	0,4
Oblast měknutí	°C	120-145	170 - 180
Oblast tání	°C	164-166	259 - 263

V průběhu počátečních zkoušek jsme prověřili různé poměry obou materiálů. S ohledem na jemnost pletacího stroje (22 angl.), který máme k dispozici, stanovili jsme jako nejvhodnější kombinaci jednu nit kadeřeného polyesterového hedvábí (Tetoron) 2 x 50/24 den (Ø pevnost 450 ± 5p) a jednu nit polypropylenového hedvábí (Pylen) 2 x 75/24 den (Ø pevnost 90 ± 5 p). S těmito materiály jsme také prováděli veškeré laboratorní práce a zhotovili jsme z nich všechny experimentální protézy.

Dále jsme při experimentování používali polypropylenový prášek "PP 181 Bi", který jsme získali z VÚMCH. Práškový polypropylen měl tyto ukazatele:

Mol. váha (viskosimetrická)	-	280 000
Obsah amorf. podílů	-	0,34 %
Obsah stereobloků	-	4,07 %
Obsah popela	-	0,11 %
Bod tání	-	162°C

Bod tání byl stanoven pomocí skleněné kapiláry v parafinové lázni (provedeno ve VÚP).

4.2.2 Konstrukce trubice ureterální protézy.

a) Pletení.

Experimentální práce jsme prováděli na rekonstruovaném plochém pletacím stroji (osmizámku) děl. 22 angl., který je vybaven vodičem a krycím oříškem. Plochý stroj je pro experimentální práci vhodný proto, že dovoluje velmi snadnou změnu počtu pracovních jehel a tudíž i průměru hadičky. Na stroji jsme upletli ve vazbě jednolícní kryté pleteniny hadičku o maximální hustotě, jejíž vnější stranu tvoří kadeřené polyesterové hedvábí 2 x 50/24 den a vnitřní stěnu polypropylenové hedvábí 2 x 75/24 den. Po vyprání, vyvaření a usušení (hustota pleteniny 13 s/cm a 17 ř/cm) jsme studovali vliv tepelné úpravy na zvýšení tuhosti pleteniny a zároveň jsme sledovali nepropustnost vnitřní stěny.

b) Tepelná úprava.

Při řešení tohoto problému jsme vycházeli ze zkušenosti, že se polypropylenové vlákno, které má mnohem nižší bod tání než polyester, teplem vysráží, případně částečně roztaví.

Zkoušky nejvhodnější tepelné úpravy jsme prováděli tak, že jsme nejprve připravili vzorky pleteniny (ve vazbě a hustotě jak dříve uvedeno) o velikosti cca 5 x 8 cm. Optimální teplotu a čas jsme stanovili experimentálně, při čemž jsme sledovali maximální stupeň vysrážení pleteniny.

Zkouška I. - Srážení teplým vzduchem:

Vzorek pleteniny 5 x 8 cm (s uprostřed vyznačeným čtvercem 25 x 25 mm) byl nití lehce připevněn na duralovou trubku (výška 60 mm, vnější Ø 40 mm, tloušťka stěny 2 mm, váha 40 g). Srážení jsme prováděli ve fixační komoře, vyhřívané elektricky (odporovým drá-

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 45
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

tem). Teplotu jsme měřili rtuťovým teploměrem v horní části komory s přesností $\pm 1^{\circ}\text{C}$. Další měření teploty jsme prováděli pomocí termoelektrického článku asi 8 cm od dna komory, kde byl vzorek uložen, a ve vzdálenosti 7 cm od vzorku. V tabulce 5a na obr. 25, kde jsou výsledky měření zachyceny, uvádíme teplotu vzduchu, naměřenou termoelektrickým článkem s přesností $\pm 1^{\circ}\text{C}$ (byla vždy o 10°C nižší než jsme naměřili rtuťovým teploměrem v horní části komory). Fixační dobu jsme měřili od okamžiku vložení do vyjmutí vzorku.

Z výsledků této zkoušky plyne, že při teplotě 180°C za dobu 8 min. nastává v pletenině termodynamická rovnováha, takže se při dalším zvyšování teploty nebo doby již dále nesráží. Jak jsme již uvedli, měřili jsme teplotu vzduchu v blízkosti vzorku pleteniny, poněvadž průběh vyhřívání (růst teploty) tvarovacího tělesa (v našem případě duralové trubky) se bude v jisté závislosti měnit podle druhu, tvaru a váhy materiálu. Ve snaze získat dokonalou znalost podmínek, za nichž uvedená zkouška probíhala, provedli jsme ještě jedno měření. Termoelektrický článek (konec sondy) jsme připevnili na vnější stěnu duralové trubky, kterou jsme za stejných podmínek jako předešle vkládali do komory, vyhřáté na konstantní teplotu. Průběh vyhřívání tělesa je zachycen v tabulce 6 a obr. 26.

V tabulce 5 jsou zároveň zachyceny výsledky měření propustnosti vody provedené podle Wesolowského. Uvádí se, že tato metoda je pro biologické objekty vhodnější než metoda, která je založena na propustnosti vzduchu /94/. Hodnota porozity se udává množstvím vody v mililitrech, které proniknou čtverečním centimetrem vzorku za minutu při tlaku 120 mm Hg. Měření pro naši potřebu provedl Chvapil na porozimetru podle obr. 24.

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 46
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

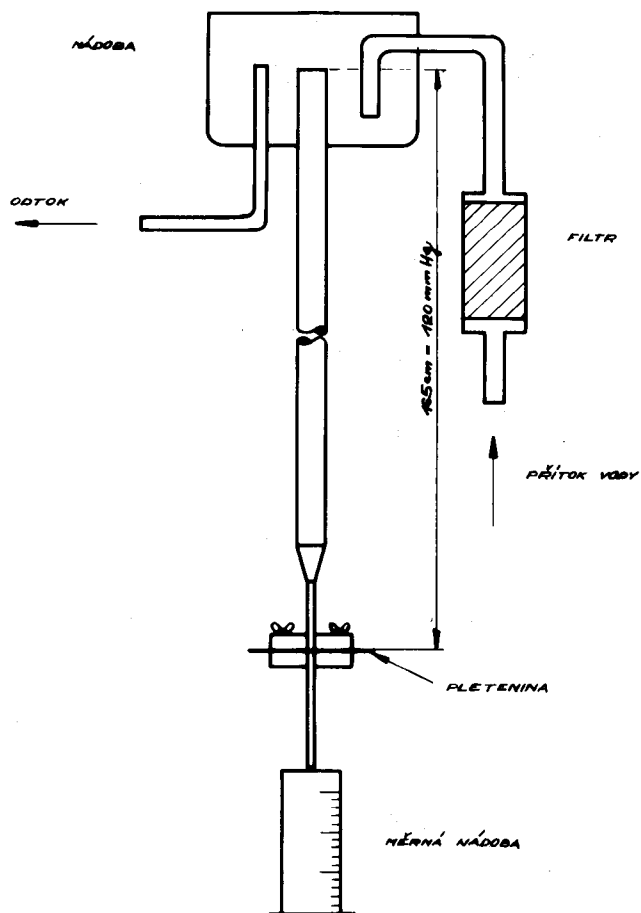
Při měření se nejdříve vhodným přívodem stabilizuje průtok trubicí a pleteninou. Potom se podle stupně porozity měří objemový průtok za 30 vteřin až 2 minuty a přepočítá se na minutovou hodnotu. Každý vzorek se měří třikrát.

Na obr. 27, kde uvádíme snížení propustnosti v procentech je patrné, že k pronikavému snížení porozity došlo u všech vzorků. Teplota 160°C působí na polypropylen již tak, že uzavírá otvory mezi očky (v závislosti na teplotě a době se více nebo méně otvory mezi očky zatavují). Hodnoty při nižších teplotách než 160°C neuvádíme, poněvadž jsme vzorky zkoušeli pouze orientačně. Sledovali jsme v první řadě teplotu a dobu, při níž nastává změna v charakteru rubní strany pleteniny. K tomuto stavu dochází teprve při uvedených hodnotách.

Zkouška II. - Srážení ve Woodově kovu:

Vzorek byl připraven stejně jako pro zkoušku I. Srážení jsme prováděli ve slitině Woodova kovu (vismut 50 %, olovo 26,7 %, cín 13,3 %, kadmium 10 %), který má velkou tepelnou kapacitu. Teplota tekutého kovu byla řízena od 150 do 200°C. V tomto prostředí byl přenos tepla na pleteninu bezprostřední. Průběh zkoušky a výsledky měření jsou v tabulce 7.

Z výsledků zkoušky je patrné, že vysrážení pleteniny (termodynamická rovnováha) nastalo téměř okamžitě (v průběhu 1 minuty) a je v podstatě stejné u všech šesti vzorků. Rozdíly se projeví pouze v hladkosti rubní strany pleteniny, kterou byl vzorek přitisknut na duralovou trubku (polypropylen měkne, případně se nataví). Znamená to, že se přenos tepla roztaveným kovem na vlákno děje okamžitě. Na tvorbu hladké až sklovité stěny má kromě tepla hlavní vliv tlak.

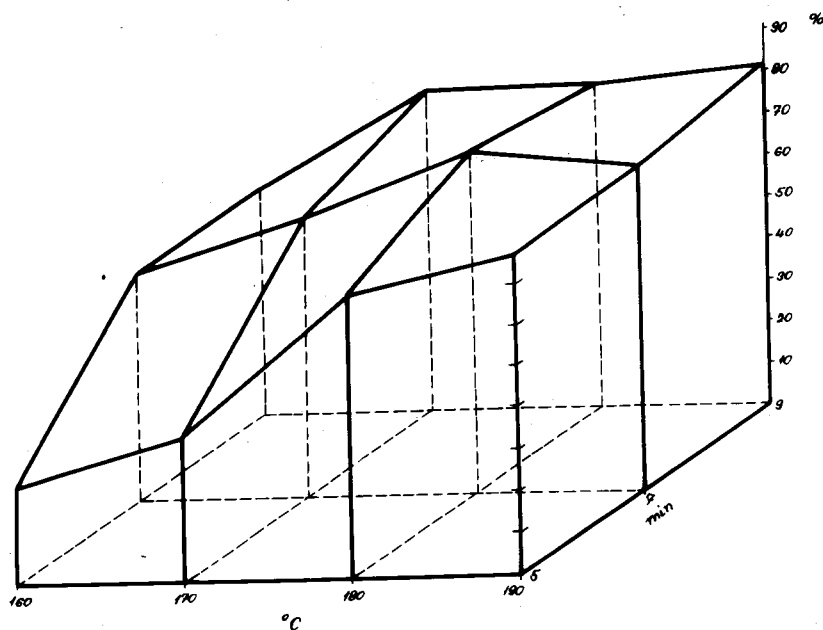


SCHEMA POROZIMETRU

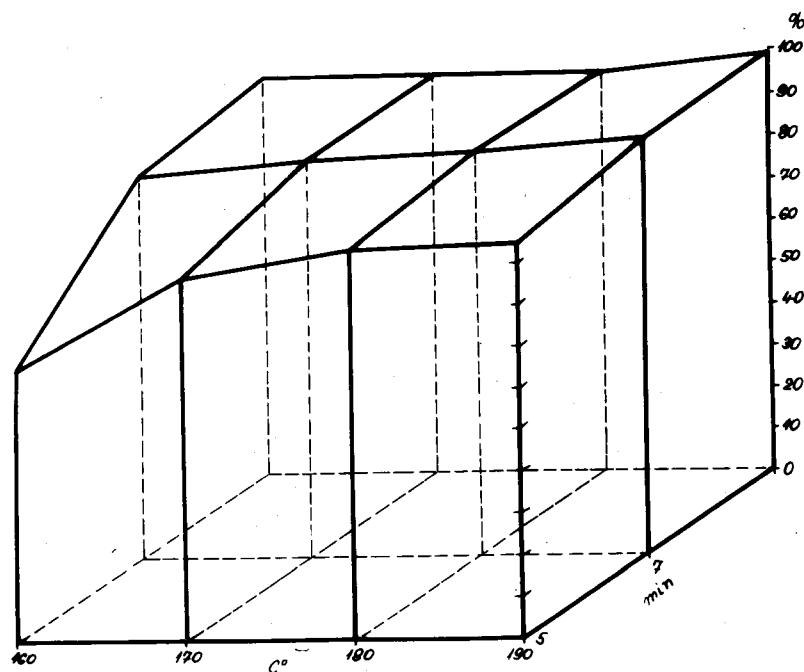
Obr. 24 Schema porozimetry

Tabulka 5

Vzorek č.	T °C	t min	Hustota /cm		Zvýšení hustoty %		Počet oček na cm ²	Zvýšení počtu oček na cm ² %/	Propust- nost ml/60 sec	Snížení propust- nosti %/
			sloup- ků	řádků	sloup- ků	řádků				
Původ- ní	-	-	13,-	17,-	-	-	221,-	-	6 000	
10	160	5	14,-	19,5	8,-	15,-	273,-	23,5	2 080	65,3
9	160	7	15,5	22,-	19,-	29,-	341,-	54,3	500	91,7
8	160	9	15,5	22,-	19,-	29,-	341,-	54,3	310	94,8
6	170	5	14,5	20,5	12,-	21,-	297,-	34,5	790	86,8
7	170	7	16,-	23,-	23,-	35,-	368,-	66,5	290	95,2
5	170	9	17,-	23,-	31,-	35,-	391,-	76,9	346	94,2
3	180	5	16,5	22,5	27,-	32,-	371,-	68,-	380	93,7
2	180	7	17,-	23,-	31,-	35,-	391,-	76,9	302	95,-
1	180	9	17,-	24,-	31,-	41,-	408,-	82,-	195	96,7
12	190	5	16,5	23,5	27,-	38,-	388,-	75,6	340	94,3
11	190	7	17,-	23,-	31,-	35,-	391,-	76,9	20	99,7
4	190	9	17,-	23,5	31,-	38,-	399,5	80,8	26	99,6

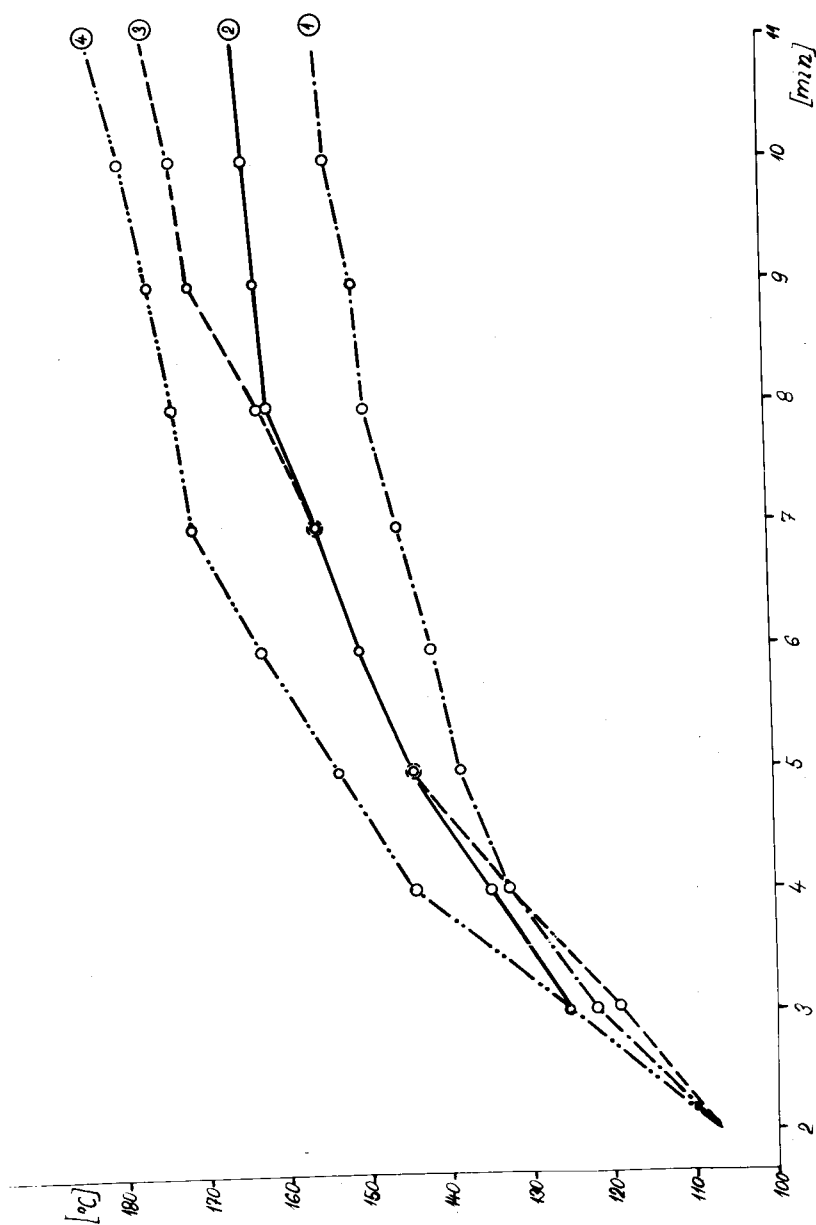


Obr. 25 Vliv teploty vzduchu na % zvýšení hustoty pleteniny



Obr. 27. Vliv teploty vzduchu a času na snížení propustnosti pleteniny v procentech.

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 50
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák



Obr. 26 Teplota fixačního tělesa jako funkce doby při konstantní teplotě prostředí (vzduch):

- | | |
|--------------------------|--------------------------|
| 1. teplota vzduchu 170°C | 3. teplota vzduchu 190°C |
| 2. teplota vzduchu 180°C | 4. teplota vzduchu 200°C |

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 51
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

Tabulka 6

Zkouška č.	Konstantní teplota vzduchu v horní části komory-rtuť.teploměr:							
	④ 200°C		③ 190°C		② 180°C		① 170°C	
	Teplota tvarovacího tělesa							
	mV	°C	mV	°C	mV	°C	mV	°C
1	4,5	82	4,5	82	4,5	82	4,5	82
2	6,5	107	6,5	107	6,5	107	6,5	107
3	8,-	125	7,5	119	8,-	125	7,75	122
4	9,5	144	8,5	132	8,75	135	8,5	132
5	10,25	153	9,5	144	9,5	144	9,-	138
6	11,-	162	10,-	150	10,-	150	9,25	141
7	11,5	170	10,5	155	10,5	155	9,6	145
8	11,75	172	11,-	162	10,9	161	9,9	149
9	12,-	175	11,5	170	11,-	162	10,1	150
10	12,25	178	11,75	172	11,1	163	10,25	153
11	12,5	182	12,-	175	11,2	164	10,4	154
12	12,6	183	12,1	175	11,2	164	10,5	155

Tabulka 7

Vzo- rek čís.	Teplota Woodo- va kovu °C		Doba (min.)	Hustota/l cm		Zvýšení husto- ty %/		Počet oček na cm ²	Zvýšení počtu oček na cm ² %/
	před fixací	při fixaci		sloup- ky	řádky	sloup- ků	řádků		
Přívod- ní	-	-	-	13,-	17,-	-	-	221,-	-
1	200	190	5	17,5	23,5	24,6	38,2	411,-	86,-
2	200	190	8	17,-	23,-	30,8	35,3	391,-	76,9
3	200	190	3	17,5	23,5	34,6	38,2	411,-	86,-
4	200	187	1	17,5	23,5	34,6	38,2	411,-	86,-
5	184	170	1	17,-	22,5	30,8	32,4	383,-	73,3
6	164	153	1	16,-	23,-	23,1	35,3	368,-	66,5

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 53
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

c) Tvarování vnitřní části

Pro experimentální operace na pokusných zvířatech byla požadována protéza o vnitřním průměru asi 3 mm. K získání protézy o požadované světlosti bylo třeba volit hadičku o větším průměru, aby mohlo nastat dokonalé vysrážení pleteniny. Současně je nutné, aby při tepelné úpravě vytvořila srážející se pletenina tlak na tvarovací těleso, čímž by se zajistilo vytvoření hladké vnitřní stěny hadičky. Experimentálně jsme stanovili, že nejvhodnější podmínky pro splnění tohoto požadavku nastanou při použití hadičky upletené na 18 jehlách. Jako tvarovacího tělesa jsme použili skleněnou nebo kovovou tyčinku. Vhodnější je kov (nerezavějící ocel), poněvadž na něj roztavený polypropylen tolik nepřilne. K snadnějšímu sejmutí protézy s úspěchem používáme cyklohexanon, v němž polypropylen nabobtná a protéza se pak bez poškození stáhne. Konečně lze povrch skleněné tyčinky či trubičky upravit silikonovým olejem.

Pro tepelnou úpravu se nám nejlépe osvědčila teplota 170 - 180°C po dobu 7 min. (rtuťový teploměr v horní části komory 180 - 190°C).

Uvedeným způsobem se nám podařilo zhotovit trubičku, která splňovala základní požadavek v tom, že měla dostatečně tuhou stěnu. Zároveň jsme tím řešili i nepropustnost vnitřní stěny. Provedli jsme celou řadu pokusů. Upozorňujeme zvláště na možnost, kterou poskytuje polypropylenový prášek. Kvalita vnitřní stěny se podstatně zlepší, když na vnitřek hadičky (před jejím natažením na tvarovací těleso) stejnoměrně nanese polypropylenový prášek. Tepelnou úpravou se prášek společně s polypropylenovým hedvábím nataví a vytvoří tak hladkou a nepropustnou stěnu. Uvedené mikrofotografie demonstrují změny hustoty pleteniny, ovlivněné polypropylenem při tepelné úpravě. Na obr. 28 a 30 je lícni a rubní strana původní pleteniny po vyvaření (před tepel-

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 54
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

nou úpravou). Na obr. 29 a 31 jsou patrné obě strany vzorku upraveného při teplotě 175°C (rtuťový teploměr 185°C) za dobu 6 1/2 min. Na obr. 34 je pak stejný vzorek v řezu. Další obrázky 32, 33, 35, byly pořízeny u vzorku zhotoveného tak, že vnitřní strana protézy byla posypána polypropylenovým práškem. Vzorek byl upravován při teplotě $175 - 177^{\circ}\text{C}$, doba 6 1/2 minuty.

Na mikrofotografiích, které byly pořízeny ve stejném zvětšení, lze porovnat vliv tepelné úpravy na zvýšení hustoty.

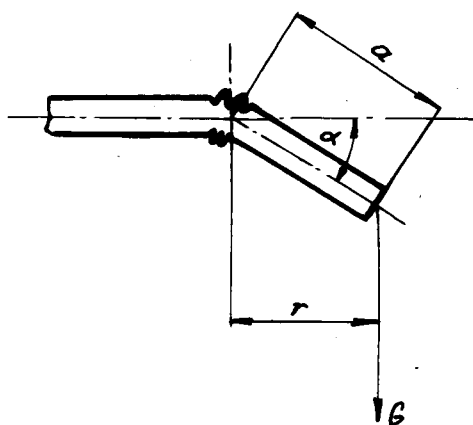
Na obrázcích rubní strany pleteniny, která tvoří vnitřní stranu protézy můžeme pozorovat i postupné zvyšování její hladkosti. Lze tak usuzovat z minimálních stínů, které vrhají při šikmém osvětlení platinové obloučky (obr. 30 a 31). Tyto stíny zcela zanikají na obr. 33, kde je pletenina zakryta vrstvou, která vznikla po roztavení polypropylenového prášku. Na řezu pleteniny obr. 35 je polypropylenová vrstva jasně patrna. Tloušťku vrstvy lze řídit množstvím polypropylenového prášku.

d) Ohebnost protézy.

Zhotovením trubičky s dostatečně^{to} tuhou stěnou vyvstává nový problém - ohebnost protézy. Je třeba zkonstruovat protézu tak, aby se lehce ohýbala a při ohnutí se nezlomila, tzn., že musí být i v ohnutém stavu průchoďná. Tímto problémem jsme se hlouběji zabývali a domníváme se, že úkol lze uspokojivě řešit tím, že se v určitých vzdálenostech modelují kolénka, která sestávají ze dvou vrapů. Vrapování se provádí před tepelnou úpravou, při níž se potom vrapy zafixují.

Počet kolének závisí na délce protézy. Experimentálně jsme stanovili, že je postačující, aby vzdálenost mezi jednotlivými kolénky činila cca 15 - 20 mm. Studovali jsme tu-

host kolénka v ohybu. Provedli jsme měření a výpočet momentu ohybu, (viz obr.36). V místě kolénka působí $M_0 = G \cdot r$. Tabulka 8 a obr. 37 názorně vyjadřují o kolik stupňů se ohne protéza v jednom kolénku při daném momentu ohybu (M_0). Se vzrůstem M_0 vzrůstá takřka lineárně úhel ohybu, a to při vzrůstu momentu asi o 3 - 4 gcm se zvětší úhel o 1° .



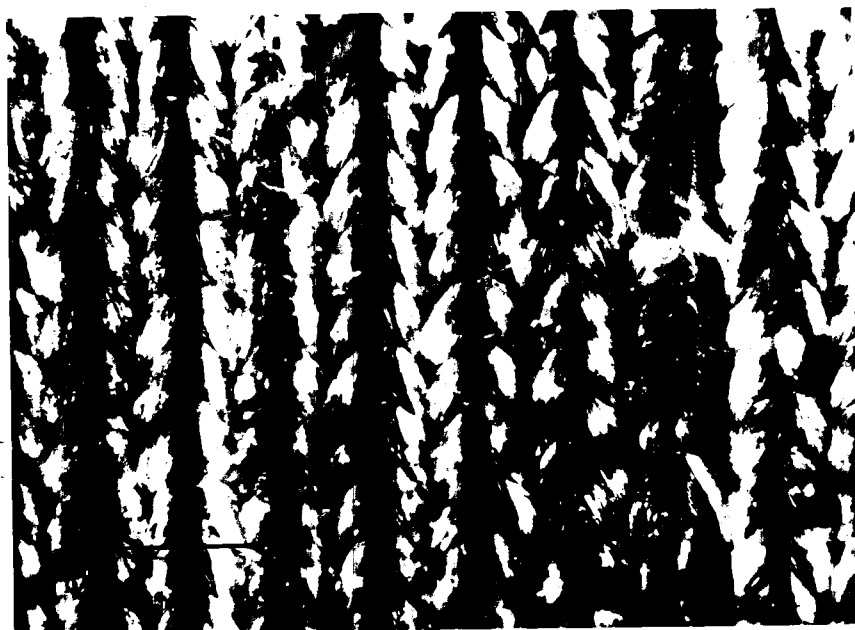
$$M_0 = G \cdot r$$

$$M_0 = G \cdot a \cdot \cos \alpha$$

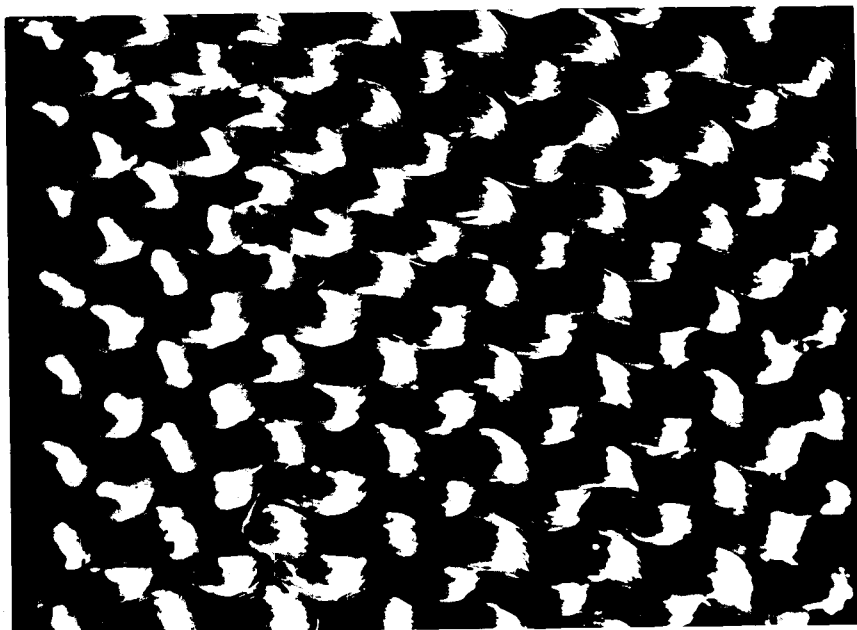
Obr. 36 Schematické znázornění měření momentu ohybu kolénka protézy.



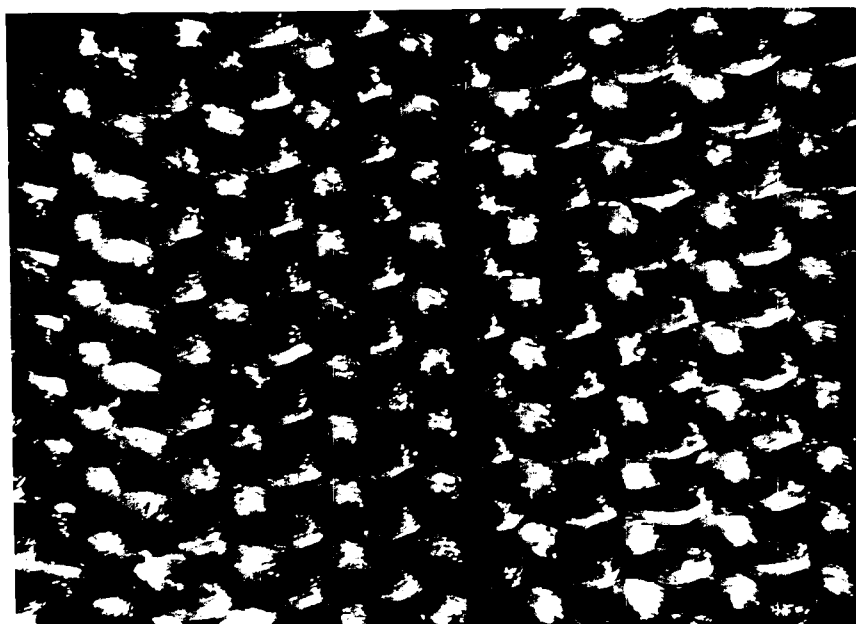
Obr. 28. Lící strana pleteniny před tepelnou úpravou



Obr. 29. Lící strana po tepelné úpravě při 175°C, 6 1/2 min.

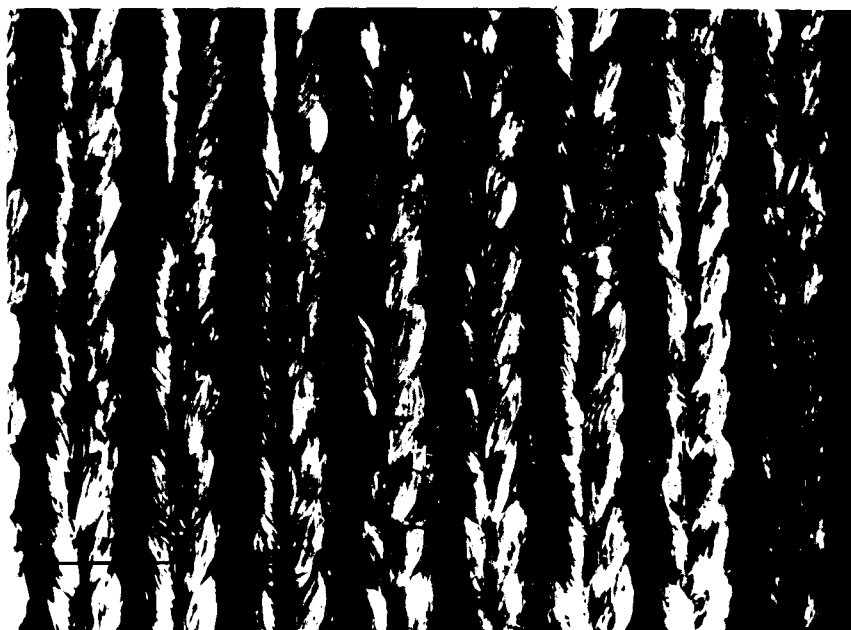


Obr. 30 Rubní strana pleteniny před tepelnou úpravou

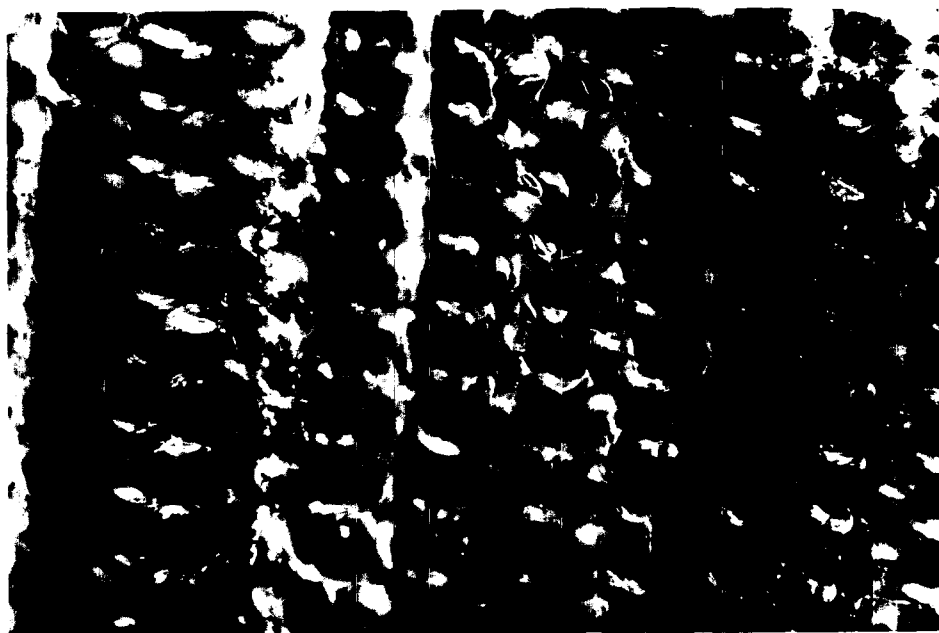


Obr. 31 Rubní strana po tepelné úpravě při 175°C, 6 1/2 min.

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 58
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák



Obr. 32 Lící strana pleteniny. Upraveno při 176 - 177°C, 6 1/2 min.



Obr. 33 Rubní strana s PP práškem. Upraveno při 175 - 177°C, 6 1/2 min.



Obr. 34 Řez pleteninou. Tepelná úprava při 175°C, 6 1/2 min.



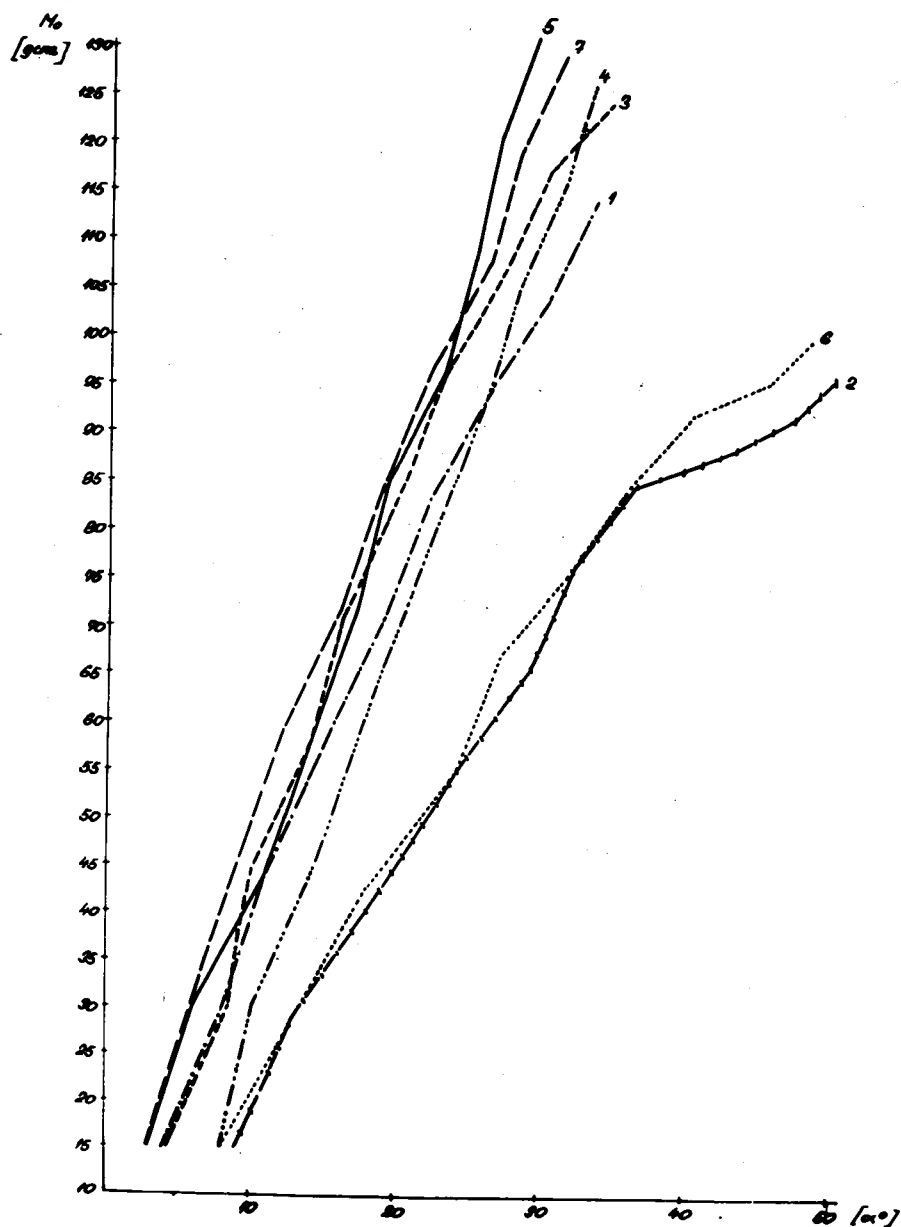
Obr. 35 Řez pleteninou s PP práškem. Tepelná úprava při 175 - 177°C, 6 1/2 min.

Tabulka 8.

Ohebnost kolénka u sedmi ureterálních protéz.

G /g/	1			2			3			4			5			6			7		
	α	r /cm/	M ₀ /gcm/	α	r /cm/	M ₀ /gcm/	α	r /cm/	M ₀ /gcm/	α	r /cm/	M ₀ /gcm/	α	r /cm/	M ₀ /gcm/	α	r /cm/	M ₀ /gcm/	α	r /cm/	M ₀ /gcm/
10	4	1,48	14,8	9	1,48	14,8	4	1,5	15,0	8	1,49	14,9	3	1,5	15,0	8	1,49	14,9	3	1,5	15,0
20	8	1,49	29,8	14	1,45	29,0	8	1,49	29,8	10	1,48	29,6	6	1,49	29,8	13	1,46	29,2	6	1,49	29,8
30	11	1,47	44,1	19	1,42	42,6	10	1,48	44,4	14	1,46	43,8	11	1,47	44,1	18	1,43	42,9	9	1,48	44,4
40	15	1,45	58,0	24	1,37	54,8	14	1,46	58,4	17	1,43	57,2	14	1,46	58,4	24	1,37	54,8	12	1,47	58,8
50	19	1,42	71,0	29	1,31	65,5	18	1,43	71,5	20	1,41	70,5	17	1,43	71,5	27	1,34	67,0	16	1,44	72,0
60	22	1,39	83,4	32	1,27	76,2	20	1,41	84,6	23	1,38	82,8	19	1,42	85,2	32	1,27	76,2	19	1,42	85,2
70	26	1,35	94,5	36	1,21	84,7	23	1,38	96,6	26	1,35	94,5	23	1,38	96,6	36	1,21	84,7	22	1,39	97,3
80	30	1,30	104,0	43	1,10	88,0	27	1,34	107,2	28	1,32	105,6	25	1,36	108,8	40	1,15	92,0	26	1,35	108,0
90	33	1,26	113,4	47	1,02	91,8	30	1,3	117,0	31	1,29	116,1	27	1,34	120,6	45	1,06	95,4	28	1,32	118,8
100				50	0,96	96,0	34	1,24	124,0	33	1,26	126,0	29	1,31	131,0	48	1,00	100,0	31	1,29	128,0

čas měřen 1 min. po zatížení.



Obr. 37 Ohebnost kolénka u sedmi protéz

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 62
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

e) Konstrukce vnější části

K vytvoření vlastní ureterální protézy je třeba splnit ještě zbývající podmínku, která ukládá, že konstrukce protézy musí být volena tak, aby vazivo mohlo vnější stěnou dobře prorůst a protézu v organismu spolehlivě stabilizovat. Tento problém jsme vyřešili tím, že jsme na trubičku (výše popsanou) navlékli vrapovanou hadičku, kterou jsme upletli z kadeřeného polyesterového hedvábí 2x50/24 den. Jde o hadičku velmi porézní (spotřeba na očko 3,1 mm), jejíž stěnou může vazivo snadno prorůstat (obr. 40).

Také bylo třeba řešit vlastní způsob upevnění vrapované porézní hadičky na tuhé trubičce. K tomuto účelu před tepelnou úpravou se našije na obou koncích trubičky řetízkovým stehem pomocný základ, který slouží pro přišití (uchycení) vrapované hadičky. Řetízkový steh je uchycen za vnější část oček, aby po tepelné úpravě nenarušoval vnitřní souvislý hladký povrch.

Pomocný základ slouží dobře i k přišití závěsné síťky (obr. 42 a 43), která usnadňuje chirurgovi práci při implantaci protézy. Síťka je zhotovena z osnovní filetové pleteniny. Pro její výrobu používáme polyesterové hedvábí. V tabulce 9 uvádíme kromě hustoty také pevnost sítěk v pretlaku. Pro měření jsme použili přístroj Schopper. Upínací plocha 50 cm². Uvedené hodnoty jsou průměry ze čtyř měření.

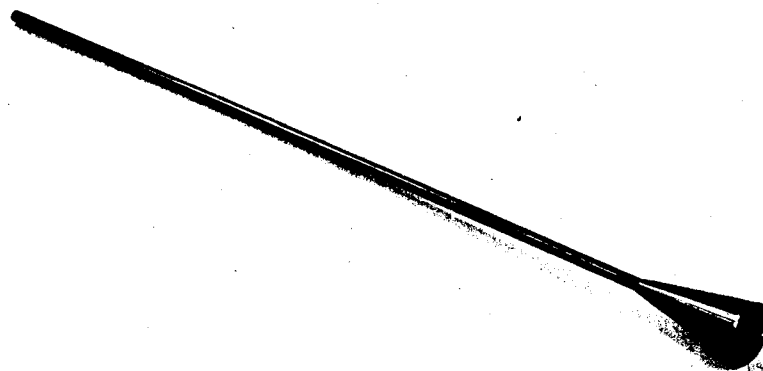
VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 63
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

Tabulka 9

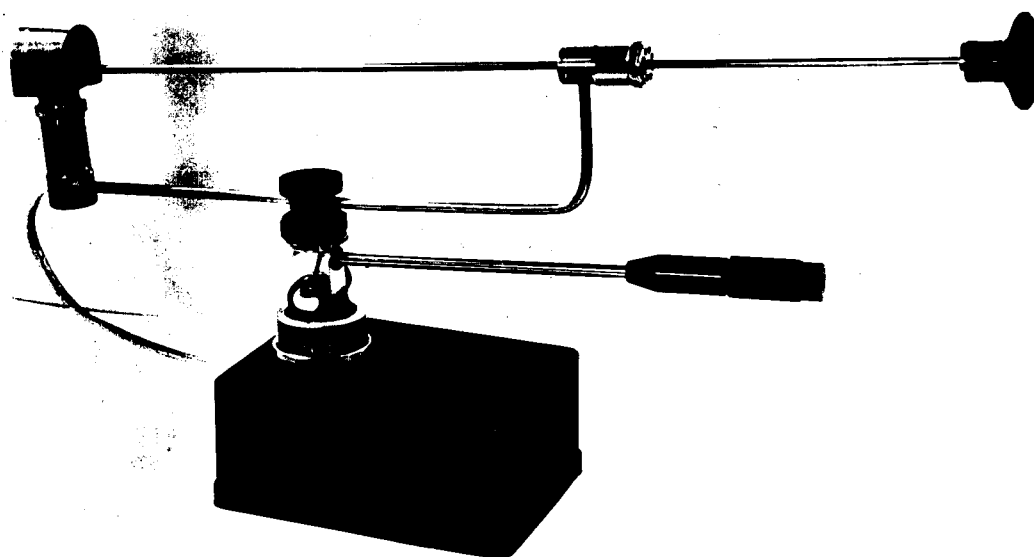
Vzorek		50/24 den	100/48 den
Hustota/cm	sloupky	15,5	14
	řádky	40,5	23
Pevnost v protlaku:			
$\bar{x}$ tlak v at		1,35	2,20
odolnost při protržení (p/cm)		2,86	4,97
pevnost při protržení (p/cm)		3,69	6,01
roztlačnost $\bar{x}$ (%)		49,2	36,2

f) Kontrolní zařízení

Při dodržení technologického postupu výroby není nebezpečí, že by mohly nastat závady, které by snižovaly kvalitní funkci ureterální protézy. Protéza není náročná na pevnost. V současné době se nám jeví nejdůležitější, abychom kontrolovali vnitřní část protézy. Jde zvláště o hladkost vnitřní stěny. K tomuto účelu jsme postavili prohlížecké zařízení (obr.39), které dovoluje opticky kontrolovat vnitřek protézy. Zařízení sestává z přímo-hledné optické části (běžně se používá při bronchoskopii) a světelného zdroje. Na základě získaných zkušeností se domníváme, že zařízení bude dobře sloužit jako kontrolní pomůcka při výrobě protéz.



Obr. 38 Tvarovací těleso



Obr. 39 Kontrolní zařízení

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 65
		Datum 20. května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

4.2.3. Ureterální uzávěr

V močovém měchýři se až do určitého stupně jeho naplnění udržuje nízký tlak a tím se zajišťuje volné vstřikování moči z močovodů. Výraznou vlastností hladkého svalstva v močovém měchýři je to, že jeho tonus se nezvyšuje úměrně s náplní močového měchýře. Tlak v močovém měchýři se začíná zvyšovat teprve při větší náplni, dosahuje při 300 ml náplně asi 500 mm H₂O, ale pak prudceji stoupá /57, 59/. Normálně dosahuje tlak v močovém měchýři 150 až 200 mm H₂O a při stahu detrusoru vystupuje až na 1 000 mm H₂O.

Požadavek na dokonalou náhradu močovodu předpokládá, že protéza bude nahrazovat celou část ureteru (od ledvinové pánvičky včetně ústí močového měchýře).

Znamená to tedy, že protéza musí být zkounstruována tak, aby při zvýšeném tlaku v měchýři zabránila zpětnému toku moči. Toho lze dosáhnout vhodným ureterálním uzávěrem.

Jeden z prvních uzávěrů jsme zhotovili podle čs. patentu. Nepodařilo se nám však zatím pleteninu tak upravit, aby otvor v protéze spolehlivě uzavřela. Později jsme také zjistili, že by tento závěr nebyl vhodný, poněvadž by zabráňoval přístupu do protézy (cystoskopie a pod.). Zkonstruovali jsme proto uzávěr na principu kuličkového ventilu. Celkem jsme zhotovili pět variant, z nichž čtyři jsou patrné na obr. 41 a na přiložených výrobních výkresech. Další uzávěr je výrobně nejjednodušší. Tvoří totiž s ureterální protézou jeden celek. Tuhá část protézy se kuželovitě otevírá a vytváří tak klec pro uzavírací kuličku (obr. 40). Uzavření kuličky v kleci lze provést vhodným krytem podle obr. 41a. Protézu s tímto uzávěrem zhotovíme tak, že nejprve ve vhodném tvaru upleteme kuželovitou část

(začátek pletení na 32 + 32 jehlách, postupně ujímat po 4 - 6 řádcích na 9 + 9 jehel). Pro tepelnou úpravu jsme použili tvarovací těleso (obr. 38). Před úpravou jsme vnitřní rozšířenou část pleteniny posypali polypropylenovým práškem, který po roztavení stěnu ztuhne.

U tohoto i dalších druhů uzávěrů používáme kuličku o $d = 6$ mm proto, poněvadž výroba menší kuličky je značně obtížná. Spolehlivost uzavření je závislá na dokonalém tvaru kuličky. Kuličku stejně jako i další typy vlastních uzávěrů vyrábíme z polytetrafluoretylenu (Teflon).

Polytetrafluoretylen patří do skupiny polyhalogenelefinů. Vyrábí se polymerací tetrafluoretylenu C_2F_4 , který se připravuje pyrolýzou freonu 22. Od chemického složení se také odvozuje zkratka PF4, což znamená polymer se čtyřmi atomy fluoru v monomerní jednotce. Nejznámější názvy PF: Teflon (USA), Flexon (ČSSR), Fluon (Anglie), Ftoroplast (SSSR).

Fysikálně mechanické a chemické vlastnosti:

Specifická hmota činí 2,12 - 2,17 g/cm³. Pevnost v tahu u PF 4 je závislá v první řadě na teplotě a čase - v našem případě tuto vlastnost nevyužijeme. PF 4 má vysoký bod tání a dobrou odolnost proti zvýšeným a sníženým teplotám. Teplotou tání se u tohoto materiálu rozumí teplota, při které nastane rozrušení posledních krystalitů. Tento reversibilní přechod nastává za normálního tlaku při 273°C. U PF 4 se uvádí maximální pracovní teplota 250°C. Při této teplotě PF 4 ani po dlouhodobém působení nemění nevratně své vlastnosti. PF 4 je nehořlavý. V plameni se rozkládá za vzniku jedovatých zplodin.

PF 4 má obecně nejuniversálnější odolnost proti působení agresivních činidel ze všech známých plastických hmot. Není napadán kyselinami, zásadami, oxidačními činidly ani rozpouštědly, a to i za zvýšených teplot. Pro PF 4 není za-

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 67
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

tím známo žádné rozpouštědlo. Je hydrofobní; nasákavost se prakticky rovná nule. Ve vodě nemění rozměry. Je zdravotně nezávadný; bez chuti a zápachu.

Dobrá funkce ureterálního uzávěru spočívá na spolehlivém uzavření otvoru. Uzavření provede kulička, která se má při zvýšeném tlaku v močovém měchýři zvednout. Je zřejmé, že zvednutí kuličky bude ovlivněno objemem kuličky, spec. hmotou materiálu a tlakem kapaliny, která bude na kuličku působit. Ze známých hodnot jsme provedli následující výpočet:

$$\text{Spec. hmotota moči} \quad \rho_m = 1,02 \text{ g/cm}^3$$

$$\text{spec. hmota PF 4} \quad \rho_k = 2,17 \text{ g/cm}^3$$

$$\text{Tlak moči v měchýři} = 800 \text{ mm H}_2\text{O} \quad (p = 0,08 \text{ kp/cm}^2)$$

$$\text{Kulička} \quad d = 0,6 \text{ cm}$$

Podmínka pro dobrou funkci mech. uzávěru $G < P$

kde G - hmota kuličky

P - síla, působící na kuličku ($P = P_t + P_v$)

P_t - tlak na kuličku

P_v - vztlak

$$\text{Hmota kuličky z PF 4:} \quad G = \frac{\pi \cdot d^3}{6} \cdot \rho_k$$

$$G = \frac{3,14 \cdot 0,216}{6} \cdot 2,17 = 0,245 \text{ g}$$

Tlak působící na kuličku

$$P_t = \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot p$$

$$P_t = \frac{3,14 \cdot 0,36}{4} \cdot 0,08 = 0,023 \text{ kp} = 23 \text{ p}$$

Vztlak

$$P_v = \frac{\pi \cdot d^3}{6} \cdot \rho_m$$

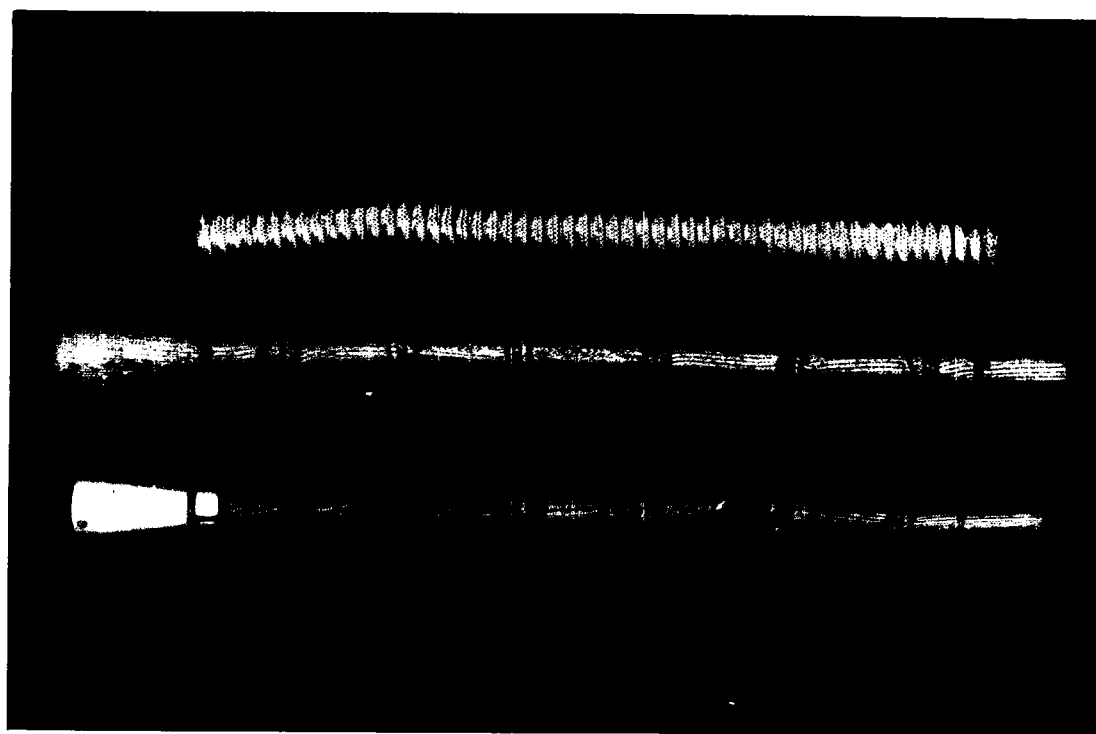
$$P_v = \frac{3,14 \cdot 0,216}{6} \cdot 1,02 = 0,115 \text{ p}$$

Síla přitlačující kuličku k ústí ventilu

$$P = P_t + P_v = 23_p + 0,115_p = \underline{23p}$$

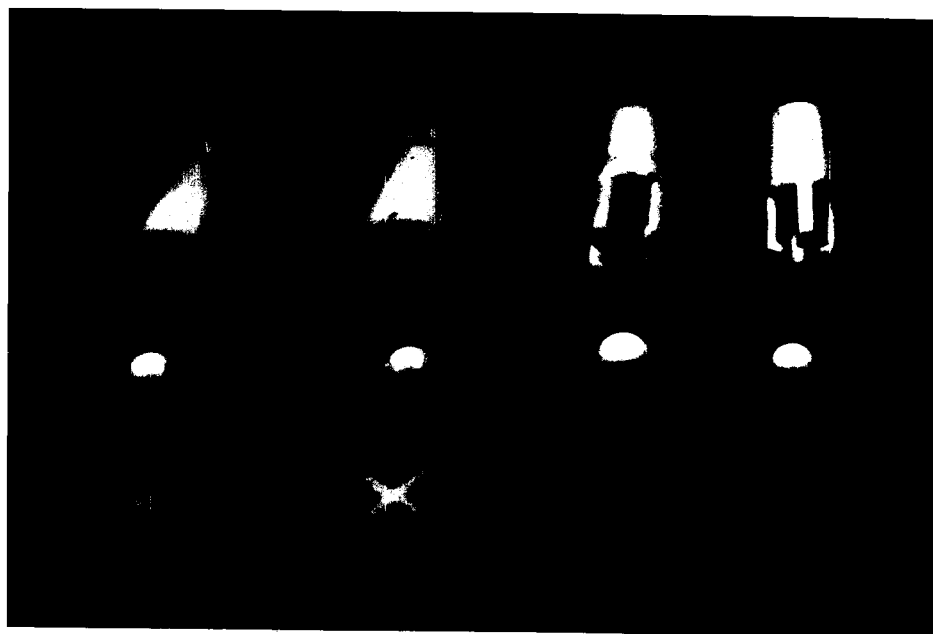
Výpočtem jsme si tedy ověřili, že teflonová kulička splňuje teoreticky základní podmínku pro spolehlivou funkci ventilu. Ovšem poznamenáváme, že jsme nemohli postihnout všechny vlivy, kterým bude ventil vystaven, poněvadž je zatím dostatečně neznáme. Také odborná lékařská literatura se této problematice dosud dostatečně nevěnovala. Bude proto třeba ureterální uzávěry důkladně ověřit na pokusných zvířatech a potom provést případné úpravy.

Uzávěry podle obr. 41 c, d se neosvědčily, poněvadž držení kuličky u nich nebylo dostatečně spolehlivé. Zbývající dva uzávěry se ověřují. Spojení ureterálního uzávěru s protézou je patrné na obr. 40 (používají se výhradně poly-esterové šicí nitě). Na obrázcích 42 a 43 jsou kompletní ureterální protézy, které byly vyrobeny na základě této práce a předány k experimentálnímu ověření na pokusných zvířatech.



Obr. 40 Základní části ureterální protézy

- a) vnější vrapovaná porézní část
- b) základní část s vytvarovaným uret.uzávěrem
- c) základní část s připevněným teflonovým uret.uzávěrem

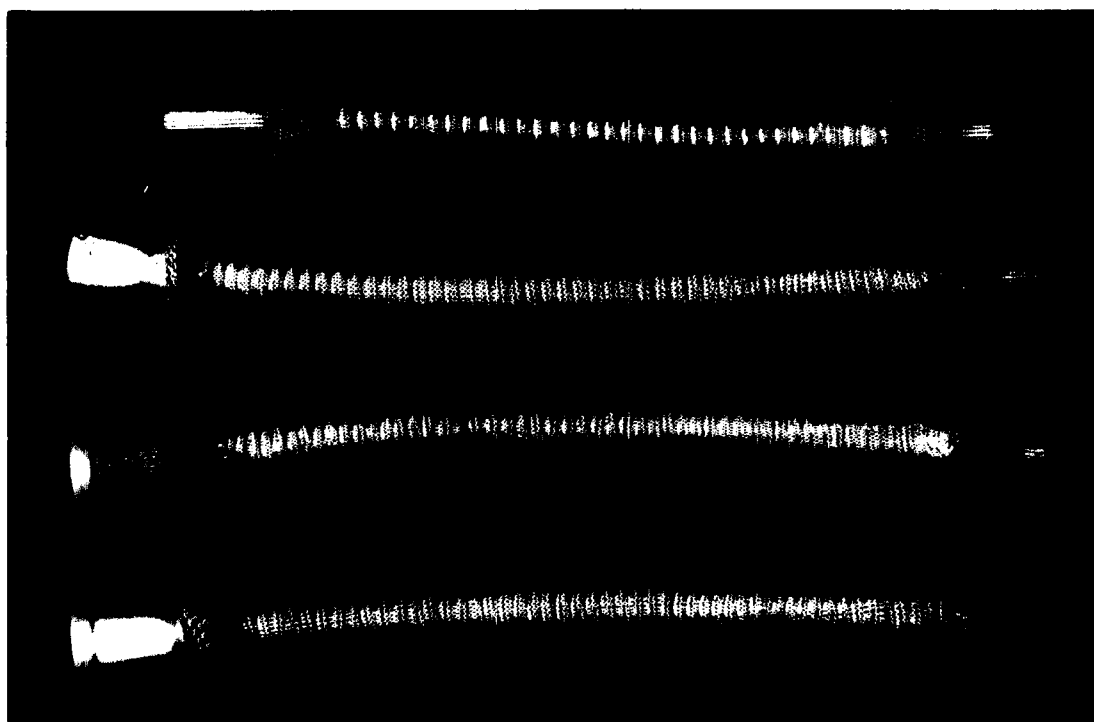


Obr. 41 Ureterální uzávěry

4. Experimentální část

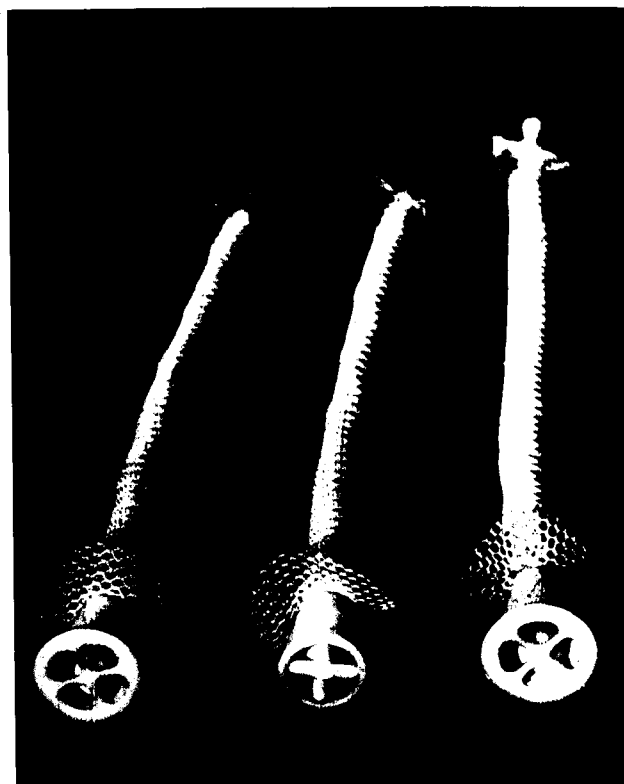
Datum 20.května 1966

JMÉNO Jan Dvořák



Obr. 42

Ureterální protézy



Obr. 43

VŠST - LIBEREC	4. Experimentální část	DP - Str. 71
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

4.2.4. Závěr

Na základě laboratorních zkoušek byl zkonstruován první typ ureterální protézy, která je charakterizována tím, že byla řešena na pleteném podkladě z polyesterových a polypropylenových vláken. Klinické požadavky stanovené na ureterální protézu splňuje takto:

- Protéza má dostatečně tuhou stěnu, která je schopna odolávat vnějšímu tlaku vazivových tkání.
- Protéza má dostatečně hustou vnitřní stěnu, která nepropouští moč a zároveň nedovoluje prorůstání tkání, takže zabraňuje obliteraci jejího lumina.
- Vnější strana je naopak natolik porézní, že může vazivem prorůstat a dobře se tak v organismu stabilizovat.
- Pro zabránění zpětnému toku moče z měchýře do ledviny byla protéza opatřena malým kuličkovým ventilem.

Série ureterálních protéz tohoto typu byla předána k experimentálnímu ověřování na pokusných zvířatech. Prověřují se její funkční vlastnosti. Jde zejména o spolehlivější odolnost proti inkrustaci solí. Na základě dosavadních výsledků bude pravděpodobně rozhodujícím činitelem u této protézy usazování solí. V současné době se proto ověřuje možnost vhodné úpravy, která by inkrustaci zabránila.

VŠST - LIBEREC	5. Návrh technologického postupu	DP - Str. 72
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

5. Návrh technologického postupu na výrobu ureterálních protéz.

1) Materiál:

Kadeřené polyesterové hedvábí 2 x 50/24 den ($\emptyset$ pevnost 450 ± 5 p)

Polypropylenové hedvábí (Pylen) 2 x 75/24 den ($\emptyset$ pevnost 900 ± 5 p)

2) Pletení vnitřní části:

Stroj: osmizámkový plochý pletací stroj děl.22 angl.

Materiál:

1 nit kadeřeného polyesterového hedvábí 2 x 50/24 den navlečená ve střední části krycího vodiče.

1 nit polypropylenového hedvábí 2 x 75/24 den navlečená v měsíčkovité části krycího vodiče.

Spotřeba příze na očko 3,2 mm (± 5 %)

Pro získání protézy o vnitřním průměru 3 mm je třeba při pletení dodržet pracovní šířku 9 + 9 jehel.

3) Praní:

20 min. vyvařit ve vodě, do níž se přidají prací prostředky (např. Syntopal B nebo Syntapon CP 5 g/l a soda kalc. 0,5 g/l). Důkladně vymáchat, odstředit a usušit při normální teplotě.

4) Příprava pro tepelnou úpravu:

Z kvalitní části úpletu se nastříhají hadičky dlouhé asi 19 cm. Na jejich okrajích, ve vzdálenosti asi 1,5 cm se našije řetízkovým stehem pomocný základ. Řetízkový steh je uchycen za vnější část oček. K šití se používají polyesterové šicí nitě. Takto připravená hadička se pak navleče na tvarovací tyč a vytvaruje se

VŠST - LIBEREC	5. Návrh technologického postupu	DP - Str. 73
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

5 - 6 kolének (vzdálenost mezi kolénky 20 - 25 mm). Kolénko sestává ze dvou vrapů, k jejichž vytvoření se použije měkký drát. Pletenina se na tvarovací tyči upraví tak, aby se mohla dokonale vysrážet.

5) Tepelná úprava:

Tvarovací tyč s připravenou hadičkou se vloží do vyhřáté fixační komory. Teplota 185 - 190°C, doba 7 min.

6) Sejmutí protézy po fixaci:

Nejprve se uvolní drátky, jimiž byly vymodelovány vrapy a protéza se sejme. V případě, že pletenina na tyč přilnula, vloží se do vroucího cyklohexanonu na tak dlouho, než se protéza uvolní.

7) Druhé praní:

Protéza se znovu pere v mýdlové vodě - 5 až 10 minut, důkladně vymáchá a usuší při normální teplotě.

8) Extrakce:

Usušená protéza se extrahuje v Soxhletově přístroji pomocí chloreformu. Doba extrakce 4 hodiny.

9) Kontrola vnitřní stěny:

Na kontrolním přístroji se překontroluje hladkost vnitřní stěny protézy. Protéza, která má poškozenou stěnu se musí vyřadit.

10) Pletení vnější části:

Materiál: kadeřené polyesterové hedvábí 2 x 50/24 den. Hadička se plete na 18 jehlách. Spotřeba na očko 3,1 mm. Ostatní úprava: praní, extrakce a vrapování se provádí podle technologického postupu na výrobu cévních protéz.

11) Výroba závěsných sítěk:

Vlastní výroba a úprava se provádí podle technologic-

VŠST - LIBEREC	5. Návrh technologického postupu	DP - Str. 74
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

kého postupu pro tento druh výrobku. (Výroba zavedena ve VÚP). Dále se pak vyseknou síťky potřebného tvaru. Uprostřed se vytvoří otvor o $\varnothing$ 3 mm.

12) Výroba ureterálního uzávěru

Zhotoví se podle výrobního výkresu.

13) Kompletace protézy.

a) Protéza bez uret. uzávěru:

Na vnitřní část se navleče potřebná délka porézní vrapované vnější části a polyesterovou nití se přišije k pomocnému základu na obou koncích protézy. Ve stejných místech se přišijí i závěsné síťky.

b) Protéza s ureterálním uzávěrem:

Nejprve se na protézu nasadí uzávěr, který se zachytí polyesterovou šicí nití za pomocný základ. Potom se ve stejném místě uchytí i porézní část a závěsná síťka. Obojí se pak přišije na opačném konci protézy.

14) Kontrola.

Hotová protéza se překontroluje. Sleduje se zvláště spolehlivé uchycení závěsných sítěk a vnitřní stěna protézy.

VŠST - LIBEREC	6. Opisy patentových spisů	DP - Str. 75
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

6. Opisy patentových spisů.

Ureterální nebo podobná protéza

Přihlášeno 6.6. 1963 /Pv 3261 - 63/

Čs. patent č. 116.605

Předmětem vynálezu je ureterální nebo podobná protéza. Ve zdravotnictví se často vyskytuje potřeba nahradit některý přirozený orgán umělým, který by spolehlivě plnil funkci nahrazené onemocnělé části. V současné době se s úspěchem používají tkané nebo pletené cévní protézy, jimiž lze spolehlivě nahradit i velkou část onemocnělé lidské tepny. Projevuje se též snaha využít některých druhů cévních protéz k náhradě důležitých orgánů, kterých je v lidském organismu celá řada, např. močovod, jícen, vejcovod, atd.

Dosud známé cévní protézy vyrobené jako bezešvý, dutý úplet, mají příliš tenkou stěnu, která je málo odolná vnějšímu tlaku vazivových tkání, takže se snadno zbortí (deformuje). U nedostatečně husté protézy prorůstá vazivo stěnou protézy a obliteruje její lumen. Husté protézy, jimiž vazivo nepřorůstá, mají snahu vycestovat ze správné polohy. Neúspěch lze vysvětlit jinou specifickou funkcí nahrazovaných orgánů, které sice mají anatomickou stavbu podobnou cévám, avšak zásadně se od nich liší v tom, že v jejich luminu za normálních podmínek není žádný, nebo je pouze minimální tlak. Dále tyto protézy nezabraňují např. zpětnému toku moče z měchýře do ledvin.

Uvedené nedostatky odstraňuje ureterální nebo podobná protéza podle vynálezu, která sestává z trubičky, jejíž vnitřní stěna je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna je porézní. Trubička je na jednom nebo obou koncích opatřena závěsem. Závěs je výhradně ze sí-

VŠST - LIBEREC	6. Opisy patentových spisů	DP - Str. 76
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

čové pleteniny. Trubička může být zakončena chlopní. Chlopeň je výhodně z pleteniny a může být pro tekutinu nepropustná.

Příkladné provedení ureterální protézy je schematicky znázorněno na přiloženém výkrese v částech řezu.

Ureterální protéza sestává z trubičky, jejíž vnitřní stěna 1 je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna 2 je porézní.

Trubička je na obou koncích několik milimetrů od obou ústí opatřena závěsem 3, který je vyroben z velmi jemné a řídké pleteniny, tzv. síťové pleteniny. Tato pletenina může být neparatelná. V některých případech je závěs nutný jen na jednom konci trubičky. Závěs 3 zajišťuje spolehlivé uchycení protézy v organismu.

Trubička je dále opatřena chlopní 4, která zajišťuje, aby při vyprazdňování močového měchýře nepřicházela moč zpět do ledviny. Chlopeň 4 je vyrobena z jemné pleteniny, dlouhá 1 - 2 cm a je impregnována, např. silikonem.

Je výhodné, aby chlopeň 4 byla pro tekutinu nepropustná. Nepropustnost chlopně zajišťuje spolehlivější uzavření ústí močovodu.

Protéza se pak známým způsobem sterilisuje.

Protéza je vyrobena z vhodného syntetického materiálu, který v organismu nepodléhá degradaci a je inertní.

V příkladném provedení byla popsána ureterální protéza. Protézy např. žlučovodné, jícnové, vejcovodové a podobné jsou stejné jako protéza ureterální a liší se pouze tím, že nejsou opatřeny závěsy nebo chlopní.

VŠST - LIBEREC	6. Opisy patentových spisů	DP - Str. 77
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

Předmět patentu

1. Ureterální nebo podobná protéza vyznačená tím, že sestává z trubičky, jejíž vnitřní stěna (1) je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna (2) je porézní.
2. Ureterální nebo podobná protéza, podle bodu 1, vyznačená tím, že trubička je na jednom nebo obou koncích opatřena závěsem (3).
3. Ureterální nebo podobná protéza, podle bodu 2, vyznačená tím, že závěs (3) je ze síťové pleteniny.
4. Ureterální nebo podobná protéza, podle bodu 1 až 3, vyznačená tím, že trubička je zakončena nepropustnou chlopní (4).
5. Ureterální nebo podobná protéza, podle bodu 4, vyznačená tím, že chlopeň (4) je z pleteniny.

VŠST - LIBEREC

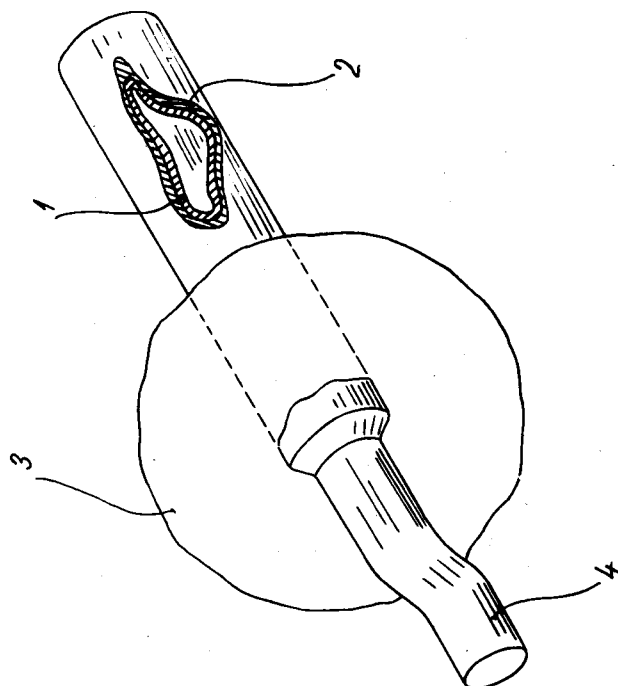
DP - Str. 78

6. Opisy patentových spisů.

Datum 20.května 1966

D. S. - BRNO

JMÉNO Jan Dvořák



VŠST - LIBEREC	6. Opisy patentových spisů	DP - Str. 79
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

Způsob výroby ureterální nebo podobné protézy

Přihlášeno 20.9. 1963 /PV 5184 - 63/

Čs. patent č. 116.262

Předmětem vynálezu je způsob výroby ureterální nebo podobné protézy.

Ureterální nebo podobné protézy jsou známé. Sestávají z trubičky, jejíž vnitřní stěna je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna je porézní. Tyto protézy se vyrábějí tím způsobem, že se uplete řídká trubička, která se opatří uvnitř vrstvou pro tekutinu nepropustné hmoty. Provádí se to tak, že se do pletené hadičky vloží trubička z plastické hmoty.

Tento výrobní postup je nevýhodný v tom, že je zdlouhavý, při čemž vždy nelze zajistit, že spojení obou vrstev bylo všude stejně spolehlivé.

Uvedené nevýhody odstraňuje způsob výroby ureterální nebo podobné protézy podle vynálezu tím, že se známou technikou uplete nebo utká trubička ze dvou syntetických termoplastických vláken s různým bodem tání tak, že vlákna s nižším bodem tání tvoří vnitřní část trubičky, načež se tato vnitřní část teplem částečně nebo zcela roztaví a vytvoří tak pro kapalinu nepropustnou stěnu.

Příklad provedení:

Známostou pletařskou technikou se uplete trubička ze dvou druhů syntetických termoplastických vláken, která mají různý bod tání. Vnitřní část trubičky tvoří polypropylenové hedvábí a vnější část kadeřené polyesterové hedvábí. Tepelnou úpravou se polypropylenová vlákna, která mají nižší bod tání, smrští a roztaví, čímž se zvýší hustota a tuhost protézy. Současně se zalepí otvory a vytvoří se hladká, pro kapalinu nepropustná stěna.

VŠST - LIBEREC	6. Opisy patentových spisů	DP - Str. 80
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

Pro zvýšení tuhosti a nepropustnosti se vnitřní část trubičky před tepelnou úpravou posype lehce tavitelným, na příklad polypropylenovým práškem.

Takto zhotovená protéza se potom známým způsobem sterilisuje.

Předmět patentu:

1. Způsob výroby ureterální nebo podobné protézy, vyznačený tím, že se uplete nebo utká trubička ze dvou druhů syntetických termoplastických vláken s různým bodem tání tak, že vnitřní stěnu trubičky tvoří vlákna s nižším bodem tání např. polypropylenové a vnější stěnu trubičky vlákna s vyšším bodem tání např. kadeřené polyesterové hedvábí, načež se trubička podrobí tepelnému zpracování, při kterém se vnitřní část trubičky teplem částečně nebo zcela roztaví a vytvoří tak pro kapalinu nepropustnou stěnu.
2. Způsob výroby ureterální nebo podobné protézy podle bodu 1, vyznačený tím, že se vnitřní část trubičky před tepelnou úpravou posype lehce tavitelným, např. polypropylenovým práškem.

VŠST - LIBEREC	6. Opisy patentových spisů	DP - Str. 81
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

Ureterální nebo podobná protéza

Přihlášeno 30.9. 1963 /PV 5185 - 63 /

Čs. patent č. 116.637

Předmětem vynálezu je ureterální nebo podobná protéza. Ureterální nebo podobné protézy jsou známé. Jsou vytvořeny jako trubičkovité těleso, jehož vnitřní stěna je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna je porézní. Trubičkovité těleso je zhotoveno jako pletená nebo tkaná textilie.

Nevýhoda těchto protéz spočívá v tom, že jsou výrobně obtížné, protože vyžadují speciálních pletacích nebo tkacích strojů.

Uvedená nevýhoda se podle vynálezu odstraní ureterální nebo podobnou protézou, u níž trubičkovité těleso sestává ze dvou na sobě navlečených trubiček. Protéza může být provedena tak, že jedna nebo obě trubičky jsou výliskem nebo obě trubičky jsou pletené nebo tkané. Výhodné je provedení, při němž vnější trubička je vrapovaná.

Příkladné provedení ureterální nebo podobné protézy podle vynálezu je schematicky znázorněno na výkrese, kde obr. 1 je protéza v částečném řezu a obr. 2 jiné provedení protézy v podélném řezu.

Trubičkovité těleso sestává ze dvou na sobě navlečených trubiček 1, 2. Trubička 1, která je vnitřní, je pro tekutinu nepropustná, kdežto trubička 2, která je vnější, je porézní. Obě trubičky 1, 2 jsou vyrobeny z materiálu, který v organismu nepodléhá degradaci a je inertní.

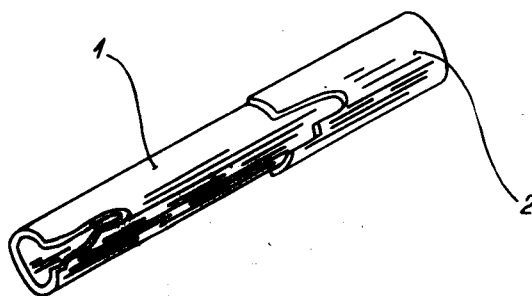
Jedna nebo obě trubičky 1, 2 mohou být výliskem z vhodné plastické hmoty např. teflonu. Jedna nebo obě trubičky 1, 2 mohou být též pletené nebo tkané. Protézy mohou být provedeny buď celé z plastické hmoty nebo textilie nebo v kombinaci z plastické hmoty a textilie.

VŠST - LIBEREC	6. Opisy patentových spisů	DP - Str. 82
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

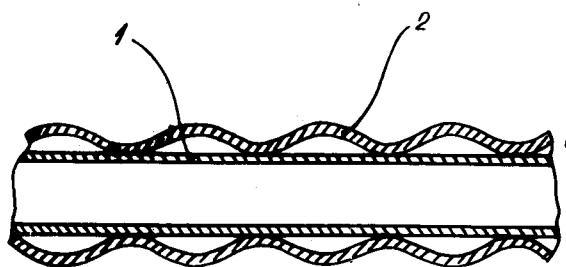
Na obr. 2 je znázorněna protéza, jejíž trubička 2, která je vnější, je vrapovaná. Tento tvar umožňuje prorůstání tkáně a tím dostatečnou fixaci protézy v organismu.

Předmět patentu.

1. Ureterální nebo podobná protéza, vytvořená jako trubičkovité těleso, jehož vnitřní stěna je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna je perézní, vyznačená tím, že trubičkovité těleso sestává ze dvou na sobě navlečených trubiček (1, 2).
2. Ureterální nebo podobná protéza podle bodu 1, vyznačená tím, že jedna nebo obě trubičky (1, 2) jsou výliskem z plastické hmoty, na příklad teflonu.
3. Ureterální nebo podobná protéza, podle bodů 1 a 2, vyznačená tím, že jedna nebo obě trubičky (1, 2) jsou pletené nebo tkané.
4. Ureterální nebo podobná protéza, podle bodů 1 až 3, vyznačená tím, že trubička (2), která je vnější, je vrapovaná.



OBR. 1



OBR. 2

VŠST - LIBEREC	7. Závěr	DP - Str. 84
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

7. Závěr

V úvodu této práce je výčet úkolů, které byly u nás vyřešeny a zároveň nastíněna problematika, jíž se bude třeba věnovat v rámci dalšího výzkumu zdravotnických textilií. Současně byla prokázánými praktickými výzkumy podpořena hypotéza o vzniku nového hybridního vědního oboru (medicina náhradních orgánů), který bude symbiosou několika vědních a technických disciplín. Vlastní teoretický a experimentální přínos této práce lze v podstatě shrnout asi takto:

- 1) Experimentálně byl zjištěn a vyhodnocen stupeň biologické odolnosti syntetických vláken PA6, PE, PP a PAN v živém organismu (ve svaích) pokusných psů. Zároveň byla dokázána jejich apyrogenost a fyziologická nezávadnost.
- 2) Experimentálně se prokazuje, že biologicky odolná polyesterová a polypropylenová vlákna jsou vhodná k použití pro konstrukci náhradních orgánů lidského těla - v našem případě ureterálních protéz.
- 3) Shrnuje a vyhodnocuje dosavadní experimentální práce, zabývající se laboratorní konstrukcí prvních ureterálních protéz na pleteném podkladě z biologicky odolných syntetických materiálů, což dokazuje:
 - a) vyvinutá laboratorní technika a technologie pro zhotovení ureterálních protéz, včetně kontrolního zařízení ke zjišťování kvality,
 - b) vypracovaný návrh technologického postupu a opisy čs. patentových spisů.

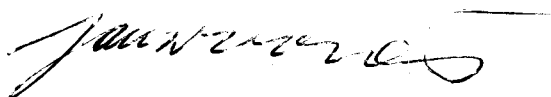
Ještě je třeba poznamenat, že tento první typ ureterální protézy, zkonstruované na pleteném podkladě z polyesterových a polypropylenových vláken, vykazuje při experimentálním ověřování na pokusných zvířatech jisté nedostatky (např.

VŠST - LIBEREC	7. Závěr	DP - Str. 85
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

inkrustaci solí). Práce na jejich odstranění byly již zahájeny. Neméně důležité je též to, že těmito výsledky byl dán podnět a podklady pro zcela novou konstrukci ureterální protézy druhého typu, u níž by se mělo usazování solí snížit na nejnížší míru a zároveň odstranit případně i další nepříznivé vlastnosti.

Závěrem bych chtěl poděkovat vedení Výzkumného ústavu pletářského, které umožnilo pracovat na této problematice a podpořilo také vypracování diplomní práce. Dík patří i všem spolupracovníkům, zejména pak doc. MUDr. Svat. Kočvarovi, CSc, s nímž náhradu močovoedu společně řeším.

Zvlášť upřímně bych chtěl poděkovat za všechny metodické rady svému konsultantovi prom. chem. Fr. Ševčíkovi, CSc, který mi s mimořádným zájmem a pochopením pomáhal.



VŠST - LIBEREC	8. literatura	DP - Str. 86
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

8. Literatura

1. Alexandrovič G.L.: Urologija 23:17; 1958
2. Baum W.C.: J. Urol (Baltimore) 72:10; 1954
3. Baum W.C.: Proc. N. cent. Sect. Amer. urol. Ass. 197; 1956 - 1957
4. Bisgard J.D., Kerr H.H.: Arch. Surg. 59, 588; 1949
5. Blastucci E., Smareglia M.: Minerva chir, 12:1519; 1957
6. Bonanime A., Begani R.: Arch. ital. Chir. 67:372; 1953
7. Calef O.: Ann. ital. Cir. 17:153; 1938
8. Caughlan G.V.: J. Urol (Baltimora) 58:428; 1947
9. Couvelaire R.: Bull. Acad. nat. Méd. (Paris) 142:301; 1958
10. Davis D.M.: J. Urol (Baltimore) 79:215; 1958
11. Davis D.M., Strong G.H., Drake W.M.: J. Urol (Baltimore) 59:851; 1948
12. Dufour A., Thellier G.: J. Urol (Baltimore) 63:319; 1957
13. Dvořák J., Podlaha J., Cíkl M.: Závěrečná zpráva - 1. typ čsl. cévních protéz z polyesterového hedvábí, Brno 1959
14. Dvořák J.: Závěrečná zpráva VÚP; 1958
15. Uhlíř J., Dvořák J., a kol.: Rozhledy v chirurgii (1960) 39, 721 - 726
16. Podlaha J., Dvořák J.: Rozhledy v chirurgii, 1960; 39, 509 - 519
17. Dvořák J.: Textil 1961; č. 4
18. Dvořák J.: Závěrečná výzkumná zpráva, VÚP; 1962
19. Dvořák J.: Technical Digest, 1962, č. 12
20. Dvořák J.: Man-Made Textiles; 1962, č. 9
21. Mann M., Dvořák J.: Rozhledy v chirurgii (1962), 41; 143 - 146
22. Dvořák J.: Dílčí výzkumná zpráva, VÚP; 1963
23. Dvořák J.: Věda a výzkum v textilním průmyslu 1963; č.VI
24. Dvořák J.: Informativní přehled VÚP, 1963; č. 5
25. Dvořák J.: Informativní přehled VÚP, 1963; č.4, 55-66
26. Dvořák J.: Závěrečná výzkumná zpráva VÚP; 1964
27. Podlaha J., Dvořák J. a kol.: Rozhledy v chirurgii; 1963; 42, 28 - 38

VŠST - LIBEREC	8. Literatura	DP - Str. 87
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

28. Dvořák J.: Informativní přehled VÚP; 1964, č. 3
29. Dvořák J.: Panorama tešile 12; 1965
30. Dvořák J.: Závěrečná zpráva VÚP; 1965
31. Dvořák J.: Čs. patent č. 94.278
32. Dvořák J.: Čs. patent č. 98.788
33. Dvořák J., Podlaha J.: Čs. patent č. 93.601
34. Dvořák J.: Čs. patent č. 101.780
35. Dvořák J., Kočvara S.: Čs. patent č. 116.262
36. Dvořák J., Kočvara S.: Čs. patent č. 116.605
37. Dvořák J., Kočvara S.: Čs. patent č. 116.637
38. Krejčí O., Trávníček Z., Dvořák J.: PV č. 896-66
39. Kliment K., Vacík J., Dvořák J., a další: PV č. 1128-66
40. Vacík J., Kliment K., Dvořák J. a další: PV č. 2182-66
41. Frumkin A.P.: Z. Urol, 53:123; 1960
42. Garcia Irigoyen C.: Rev. Sanid. milit. (Mex) 11:52; 1958
43. Golchrist R.K., Merricks J.W., Hamlin H.H., Rieger I.T.:
Surg. Gynec. Obst., 90:752; 1950
44. Gretzinger P.J., Shoemaker W.C., Ullin A.W., Marucci H.D.,
Martin W.L.: Ann. Surg., 140:832; 1954
45. Guillemin P. et al.: Rev. méd. Nyncey, 82:835; 1957
46. Hamm F.C., Weinsberg S.R.: J. Urol. (Baltimore), 75:43; 1956
47. Hardin C.A.: Arch. Surg., 68:57; 1954
48. Hejmal J.: Vznik definitivní cévní stěny při užití umě-
lých protéz (kandidátská práce), ÚKECH; 1961
49. Heriman J.P.: Brit. J. Surg., 37:105; 1949
50. Higgs C.C.: Trans. Amer. Ass. gen. urin. Surg., 27:279; 1934
51. Morton C.E., Politano V.: Transplant. Bull., 2:56; 1955
52. Hradec E.: Rozhl. chir., 38:719; 1959
53. Huffmann W.L., McCorkle H.F., Persky L.: J. Urol (Balti-
more), 75:796; 1956
54. Chauvin H.F., Payan H., Jean O.: J. Urol (Baltimore),
60:871; 1954
55. Chvapil M., Krajíček M.: Vesmír (1963), č. 11
56. Industrial Uses - Toyo Rayon
57. Karásek Fr.: Učebnice fyziologie, Státní zdrav. naklada-
telství, 1962

VŠST - LIBEREC	8. Literatura	DP - Str. 88
		Datum 20.května 1966
D. S. - BRNO		JMÉNO Jan Dvořák

58. Kočvara S., Žák Fr.: Rozhledy v chirurgii, 1962; č.6
59. Kreskovnikov A.N.: Fysiologie člověka, STN; 1957
60. Kučera J., Bayer A.: Acta Univ. Palac. Olom., 20:247;1960
61. Kuss R.: Urol. int. (Basel), 3:175; 1956
62. Lapidés J., Caffrey E.L.: Urol. (Baltimore) 73:47; 1955
63. Lord J.W., Eckel J.H. jr.: J. Urol. (Baltimore), 48:422; 1942
64. Lord J.W., Stefko P.L., Stevens A.R.: J. Urol.(Baltimore) 49:249; 1943
65. Lubash S.: J. Urol. (Baltimore), 57:1010; 1947
66. Martin L.S.J., Duxbery J.H., Leadsbetter W.F.: Surg. Gynec. Obstet., 108:439; 1959
67. Melchior: Berl, klin. Wschr., 45:1470; 1908
68. Melnikoff A.E.: Rev. Clin. Urol., 1:601; 1912
69. Ockerblad N.F.: J. Urol. (Baltimore), 57:845; 1947
70. Podlaha J.: Československá pletená cévní protéza (kandidátská práce), 1965
71. Polytetrafluorethylen - VÚGPT - 1962
72. Rosenberg M.L., Dahlen G.A.: J. Urol (Baltimore), 70:434; 1953
73. Sanders A.R., Schein C.J., Hirwitt E.S.: J. Urol. (Baltimore), 75:659; 1956
74. Sanders A.R., Schein C.J., Hirwitt E.S.: Brit. J. Urol. 27:245; 1955
75. Sebering W.: Proc. Mayo Clin., 7:123, 132
76. Sewell W.H.: J. Urol. (Baltimore), 74:600; 1955
77. Schein C.J., Sanders A.R., Hurwitt E.S.: Ann. Surg. 142:266; 1955
78. Schein C.J., Sanders A.R., Hurwitt E.S.: Arch. Surg. 73:47; 1956
79. Scheinar J.: Rozhl. Chir., 38:315; 1959
80. Scher A.M., Erickson R.V., Scher M.: J. Urol. (Baltimore) 73:987; 1955
81. Schwertassek K.: Faserforsch. u. Textiltechn. 11 (1960) č. 3, s. 125 - 129
82. Spies J.W., Johnson C.E., Wilson C.S.: Proc.Soc.exp.Biol. (n.Y.), 30:425; 1933

VŠST - LIBEREC	8. Literatura	DP - Str. 89
D. S. - BRNO		Datum 20.května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

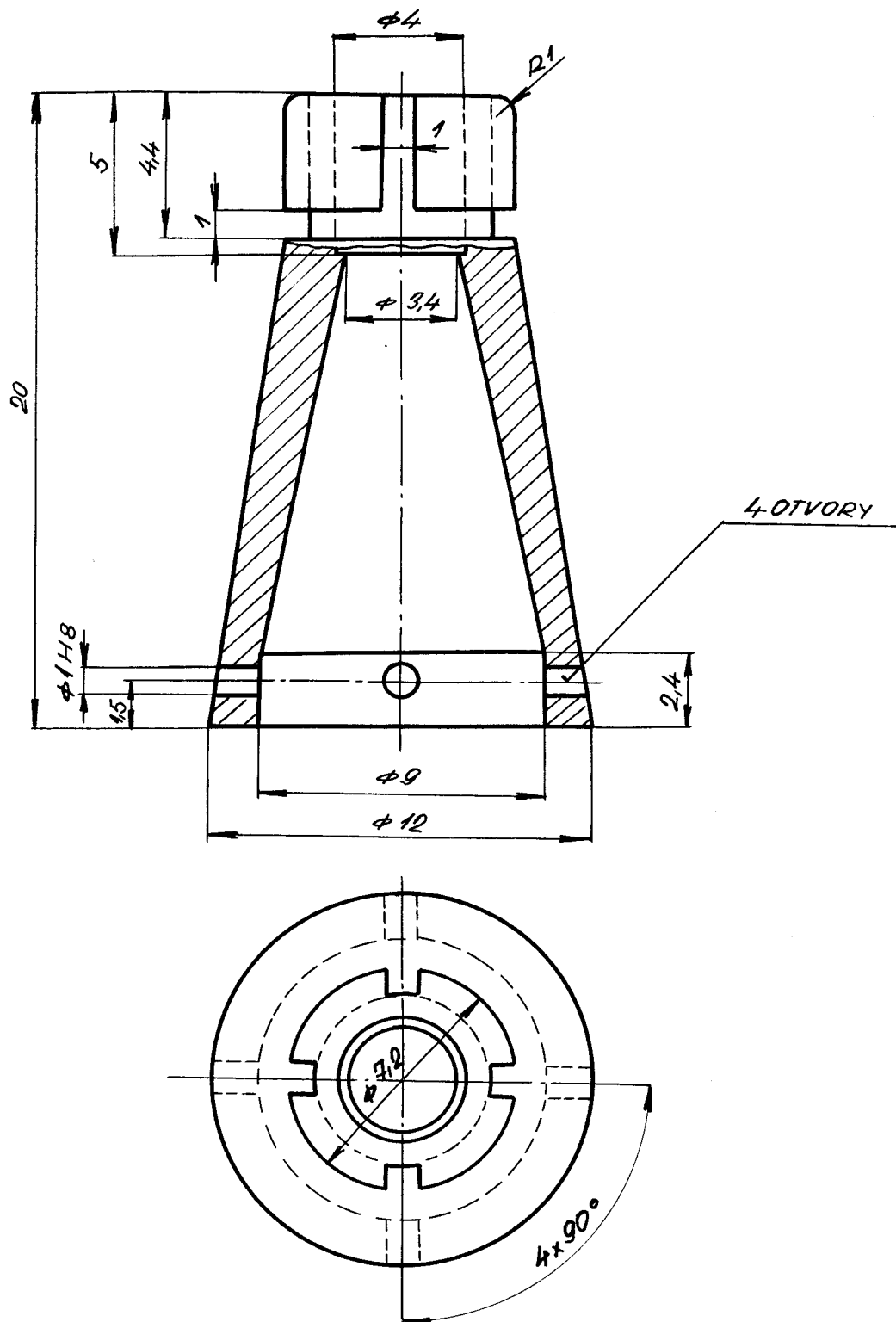
83. Stefan H., Šváb J.: Sborník Lék. fak. Hradec Králové 2:5; 1959
84. Strauss A.: Surg. Gynec. Obstet., 18:78; 1914
85. Swenson O., Fischer J.H., Cendron J.: Surgery, 40:223; 1956
86. Ševčík F.: Struktura, termofixace a degradace polyamido-
vých vláken typu 6 (kandidátská práce),
VÚP; 1962
87. Ulm A.H.C.: Surgery, 45:313; 1959
88. Váňa A.: Čas. Lék. čes., 1061; 1926
89. Weselowski S.: Rozhl. Chir., 40:358; 1961
90. Weaver R.G.: J. Urol. (Baltimore), 77:164; 1957
91. Weaver R.G.: J, Urol. (Baltimore), 79:31; 1958
92. Wisemann J.L.: Brit. J. Urol., 6:11; 1934
93. Glaser H.: Vývoj moderního lékařství, Orbis; 1962
94. Krajíček M.: Kolagen-tkaninová cévní protéza (kandidát-
ská práce), ÚKECH; 1964
95. Konopásek M.: Využití mat.-stat. metod v plet. průmyslu;
VÚP 1963

VŠST - LIBEREC	9. Seznam příloh	DP - Str. 90
D. S. - BRNO		Datum 20. května 1966
		JMÉNO Jan Dvořák

Výrobní výkresy formátu A₄:

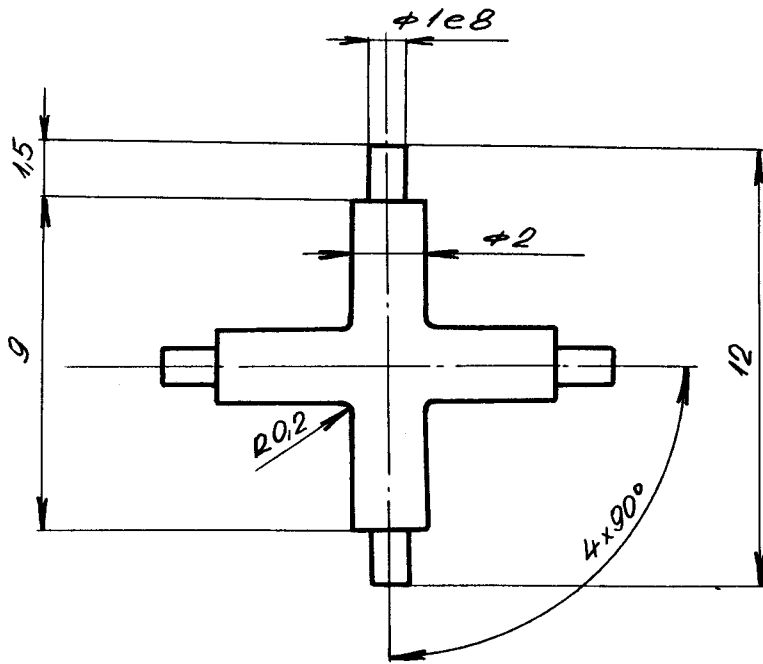
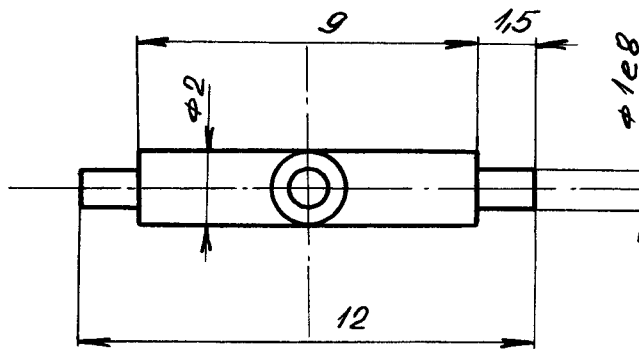
1. Těleso ventilu "A"
2. Víčko ventilu "A"
3. Těleso ventilu "B"
4. Křížák ventilu "B"
5. Těleso ventilu "C"
6. Kulička ventilu "A; B; C"
7. Těleso ventilu "D"
8. Kulička ventilu "D"

98



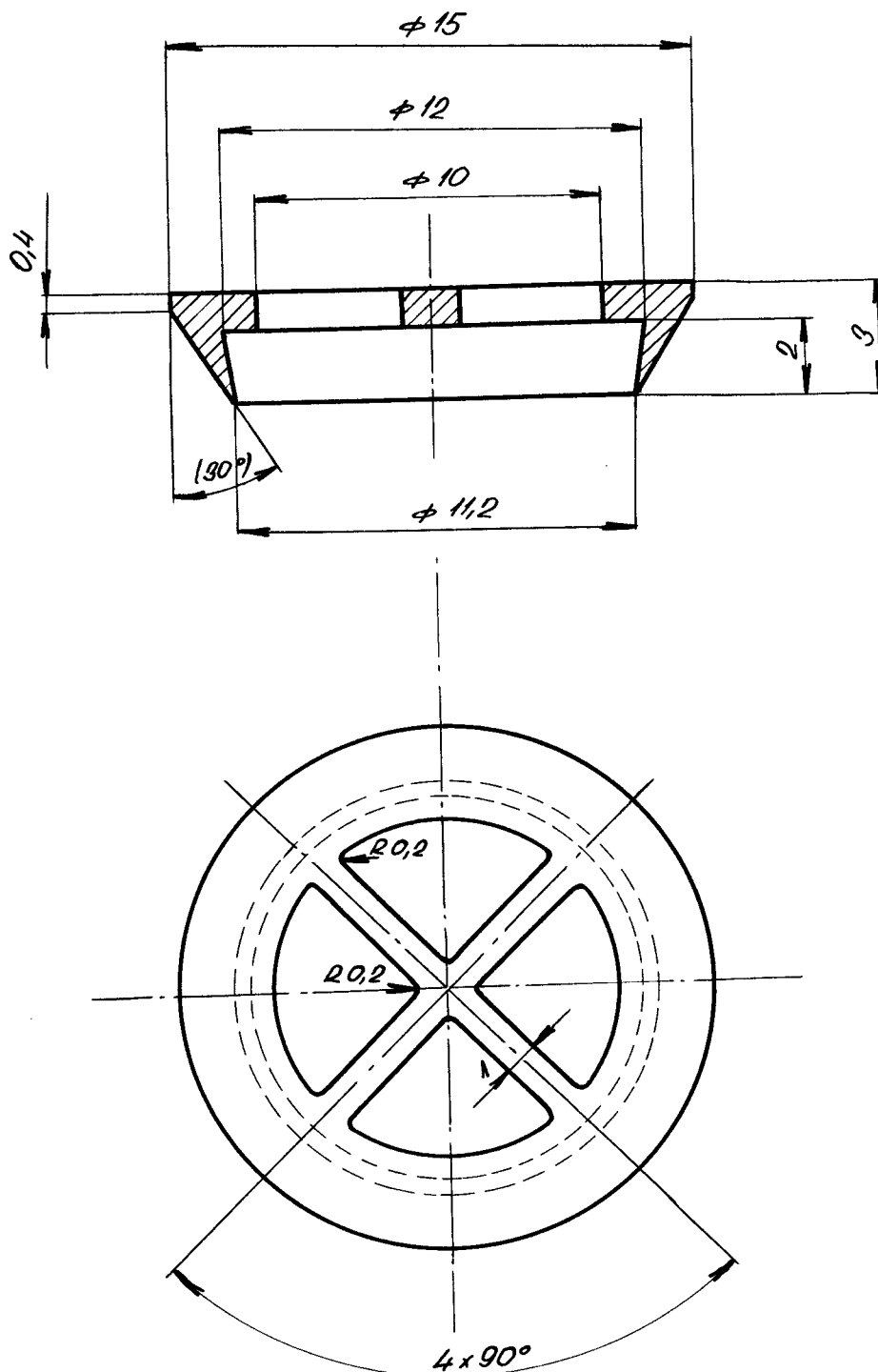
TEFLON									
Podpis Lusu	Název formy	Podpis Převod	Materiál konečný	Materiál výkon	Číslo výkresu	Číslo výkresu	Číslo výkresu	Číslo výkresu	Číslo výkresu
Poznámka									
Měřítka	Kreslí	DVOŘÁK J.		Číslo výkresu					
5:1	Převod			Číslo výkresu					
	Norm. ref.								
	Výp. projekt.	Schválit							
		Dne	4.5.1966						
VÚP BRNO		Typ	Skupina	Starý výkres					
		Název	TELESO VENTILU "B"						
				Arbitrážní číslo					
				Počet listů					
				List 3.					

0,8



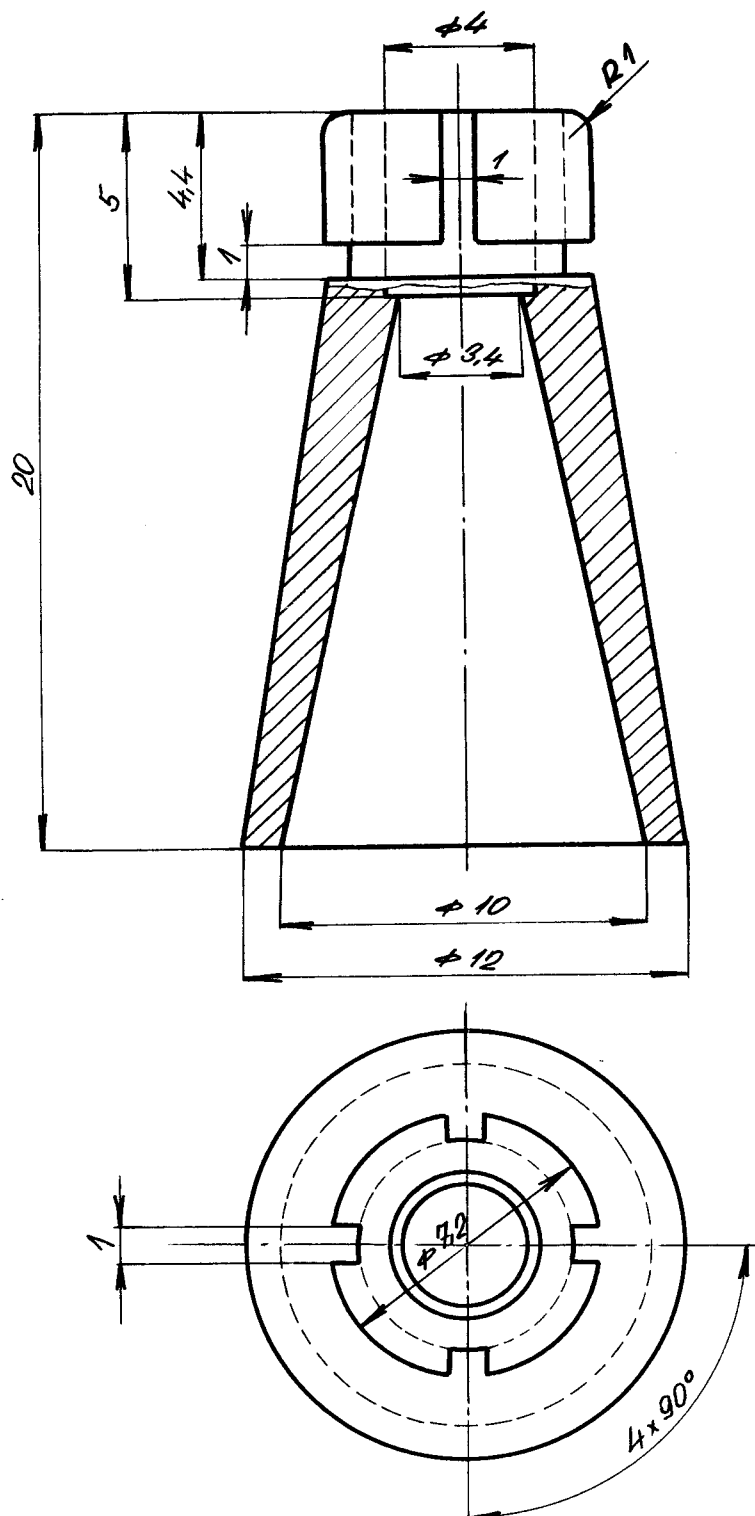
		TEFLON							
Číslo kusu	Název - forma	Podpis	Mater. konečný	Mater. výchozí	Průřez odpověď	Č. vana	Hl. váha	Číslo výkresu	Pos
Poznámka				Celková čistá váha kg					
Měřítko	Kreslil	DVORÁK J.	Č. snímku	Změna		Datum		Podpis	Index změny
5:1	Průzkoušel								
	Norm. ref.								
	Výr. předn.	Schválil	Č. transp.						
		Dne 5.5.1966							
VÚP BRNO		Typ Název KRÍŽÁK VENTILU „B“		Stary výkres Archivní číslo		Nový výkres		Počet listů	
								List 4.	

0,8 ✓

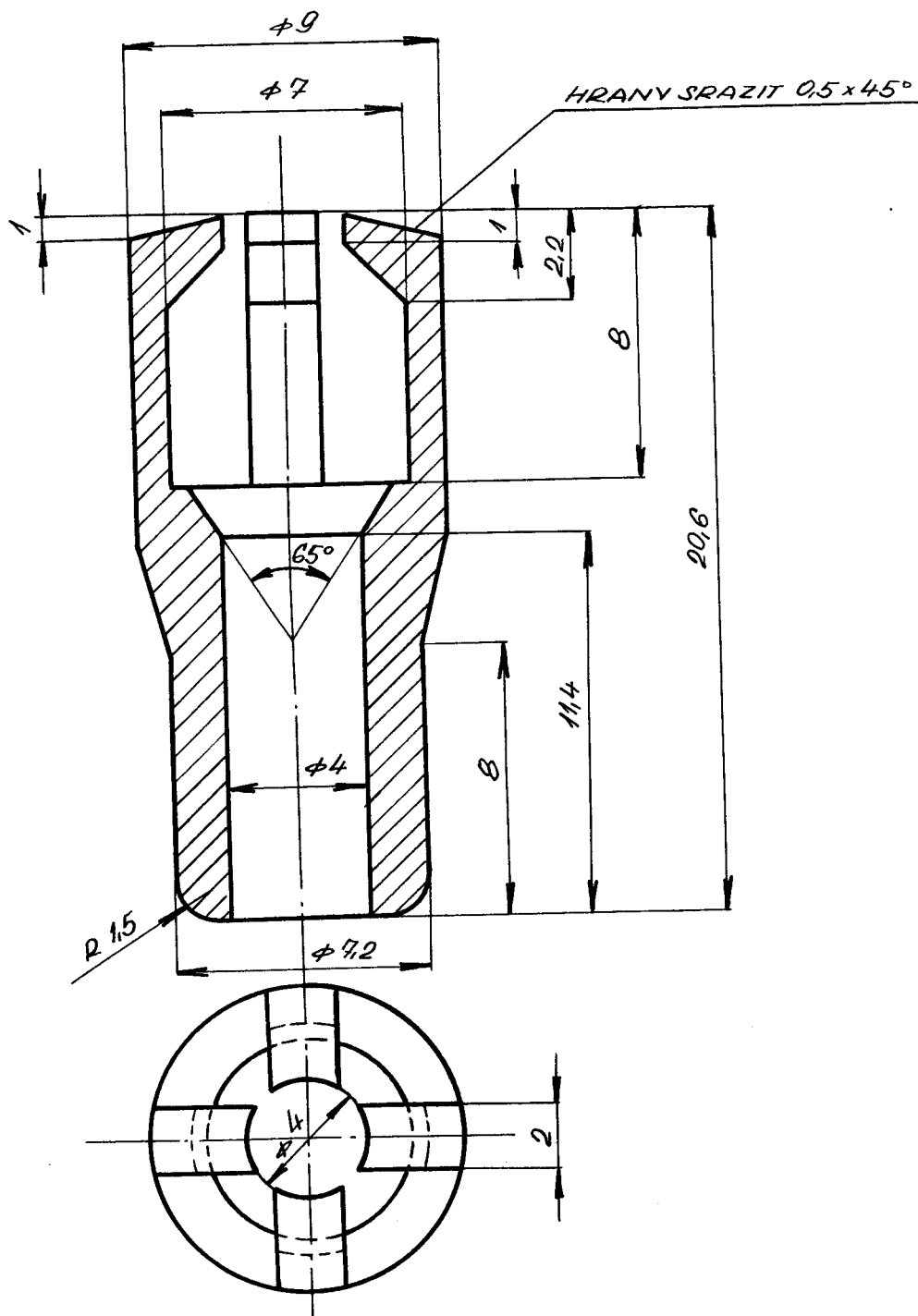


		TEFLON							
Počet kusů	Název - rozměr	Polotovár	Mater. konečný	Mater. vychází	Č. v. váh. H. váh.	Číslo výkresu	Pos.		
Poznámka				Celková hmotná váha kg					
Měřítko	Kreslil	DVORÁK J.	Č. schém.						
5:1	Přezkoušel								
	Norm. ref.								
	Výr. projed.	Schválil	Č. transp.						
		Dne 4. 5. 1966							
VÚP BRNO		Typ	Skupina	Stary výkres		Stary výkres			
		Název		Archivní číslo					
		VÍČKO VENTILU "A"							
				Počet listů		List		2.	

018

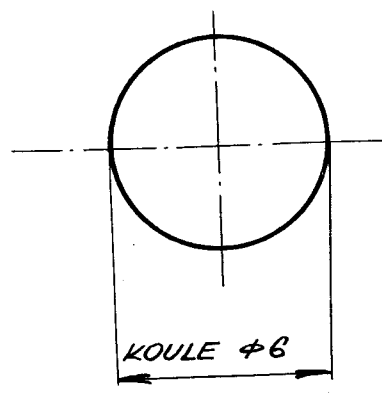


TEFLON									
Počet kusů	Název - rozměr	Polotovary	Mater. konečný	Mater. výchozí	1. a 2. odpad	C. váha	H. váha	Číslo výkresu	Pos.
Poznámka					Celková čísla váha kg				
Měřítko	Kreslil	DVOŘÁK J.	C. snímku						
5:1	Průzkoušel								
	Norm. ref.								
	Vyr. projedn.	Schvál.		C. transp.					
		Dne	5.5.1966						
VÚP BRNO		Typ	Skupina	Starý výkres		Nový výkres			
		Název		Archivní číslo					
		TELESO VENTILU „A“		Počet listů		List 1.			

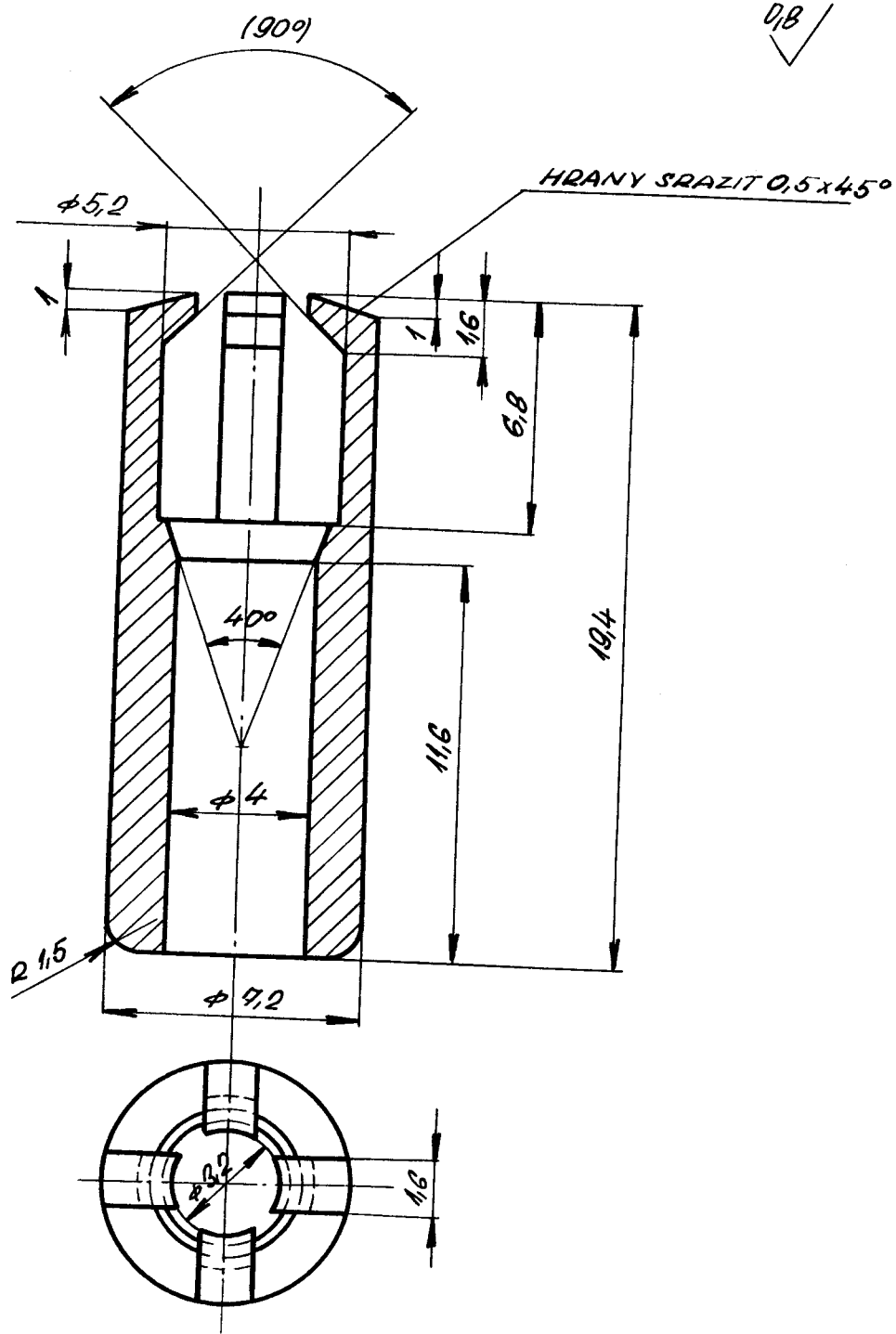


						TEFLON											
Poč. kusu	Název - rozměr	Položení	Mater. konečný	Mater. vchodí (materiál)	tloušťka C váha	tloušťka M váha	Císlo výkresu	Poz.									
Tvarovka									Celková čistá váha kg								
Kvalita	Krabič	DVOŘÁK J.	C. spínku														
	Preroubel																
5:1	Norm. rel.																
	Ven. průjeda	Schwab	C. trysky														
	Dne	5.5.1966															
VÚP BRNO		Typ	Skupina	Starý výkres		Nový výkres											
		Název		Archivní číslo													
		TĚLESO VENTILU "C"															
				Počet listů		List 5.											

0,8
✓

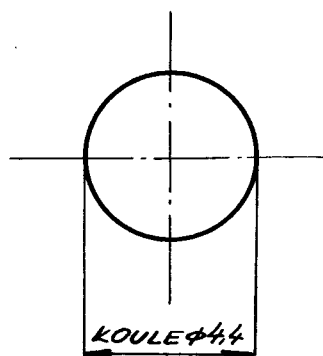


				TEFLON							
Pač. číslo	Název	rozměr	Počet kusů	Mater. konečný	Mater. výchozí	Průměr číslo	C. váha H. váha	Číslo výkresu	Pos.		
Poznámka					Celková čísla váha kg						
Měřítko	Kreslí	DVOŘÁK J.		Č. snímku							
5:1	Předložit										
	Norm. ref.										
	Vyr. projedn.	Schválil		C. transp.							
		Dne 5.5.1966									
VÚP BRNO		Typ		Skupina	Starý výkres		Nový výkres				
		Název			Archivní číslo						
		KULIČKA VENTILU „A, B, C“									
					Počet listů				List 6.		



Počet kusů		Název - rozměr		Položka	Mater. (značení)	Mater. výkres	Prda odprac.	C. váha	H. váha	Číslo výkresu	Pas.
Třídění		Kreslil		DVORAK J.	C. snímku	Celková číslo váha kg					
5:1		Prozkoušel			C. kresla	Datum					
		Norm. ref.				Podpis					
		Viz. projedn.		Schválil		Index změny					
				Dne 5.5.1966							
VÚP BRNO		Typ		Skupina	Starý výkres		Nový výkres				
		Název			Archivní číslo						
		TĚLESO VENTILU "D"			Počet listů		List 8				

0,8



TEFLON

Předmět		Název - rozměr		Fotozobraz	Matr. korekce	Matr. verze	Č. v. v. H. v. v. H.	Číslo výkresu	Pod.
Předmět		Název - rozměr		Fotozobraz	Matr. korekce	Matr. verze	Č. v. v. H. v. v. H.	Číslo výkresu	Pod.
Měřítko	Kreslí	DVORAK J.		Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.
5:1	Přezkoušel			Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.
	Norm. ref.			Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.
	Výs. projedn.	Schválil		Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.
		Dne 4.5.1966		Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.	Č. v. v. H. v. v. H.
VÚP BRNO		Typ	Skupina	Starý výkres		Nový výkres		Archivní číslo	
		Název							
		KULIČKA VENTILU „D“							
				Počet listů		List 8.			

Právo k využití vynálezu přísluší státu
podle § 3 odst. 6 zák. č. 34/1957 Sb.



URAD PRO PATENTY
A VYNÁLEZY

Přihlášeno 06. VI. 1963 (PV 3261-63)

Vyloženo 15. V. 1965

Vydáno 15. XI. 1965

PT 30 d, 1/01

MPT A 61 b

DT 615.47

JAN DVOŘÁK, BRNO
a MUDr. SVATOPLUK KOČVARA, PRAHA

Ureterální nebo podobná protéza

1

Předmětem vynálezu je ureterální nebo podobná protéza.

Ve zdravotnictví se často vyskytuje potřeba nahradit některý přirozený orgán umělým, který by spolehlivě plnil funkci nahrazené onemocnělé části. V současné době se s úspěchem používá tkaných nebo pletených cévních protéz, jimiž lze spolehlivě nahradit i velkou část onemocnělé lidské tepny. Projevu se též snaha využít některých druhů cévních protéz k náhradě důležitých orgánů, kterých je v lidském organismu celá řada, např. močovod, žlučovod, jícn, vejcovod apod.

Dosud známé cévní protézy vyrobené jako bezešvý, dutý úplet mají příliš tenkou stěnu, která je málo odolná vnějšímu tlaku vazivových tkání, takže se snadno zbortí, deformuje. U nedostatečně husté protézy prorůstá vazivo stěnou protézy a obliteruje její lumen. Husté protézy, jimiž vazivo neprorůstá, mají snahu vycestovat za správné polohy. Neúspěch lze vysvětlit jinou specifickou funkcí nahrazovaných orgánů, které si ce mají anatomickou stavbu podobnou cévám, avšak zásadně se od nich liší v tom, že v jejich lumenu za normálních podmínek není žádný nebo je pouze minimální tlak.

Dále tyto protézy nezabraňují například zpětnému toku moče z měchýře do ledvin.

2

Uvedené nedostatky odstraňuje ureterální nebo podobná protéza podle vynálezu, který sestává z trubky, jejíž vnitřní stěna je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna je porézní. Trubka je na jednom nebo obou koncích opatřena závěsem. Závěs je výhodně ze síťové pleteniny. Trubka může být zakončena chlopní. Chlopeň je výhodně z pleteniny a může být pro tekutinu nepropustná.

Příkladné provedení ureterální protézy je schematicky znázorněno na přiloženém výkresu v částečném řezu.

Ureterální protéza sestává z trubky, jejíž vnitřní stěna 1 je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna 2 je porézní.

Trubka je na obou koncích několik milimetrů od obou ústí opatřena závěsem 3, který je vyroben z velmi jemné a řídké pleteniny, tzv. síťové pleteniny. Tato pletenina může být nepáratelná. V některých případech je závěs nutný jen na jednom konci trubky. Závěs 3 zajišťuje spolehlivé uchyacení protézy v organismu.

Trubka je dále opatřena chlopní 4, která zajišťuje, aby při vyprazdňování močového měchýře nepřicházela moč zpět do ledviny. Chlopeň 4 je vyrobena z jemné pleteniny, dlouhá 1 — 2 cm a je impregnována, například silikonem.



ÚŘAD PRO PATENTY
A VYNÁLEZY

PATENTOVÝ SPIS 116637

Právo k využití vynálezu přísluší státu
podle § 3 odst. 6 zák. č. 34/1957 Sb.

Přihlášeno 20. IX. 1963 (PV 5185-63)

Vyloženo 15. V. 1965

Vydáno 15. XI. 1965

PT 30 d, 1/01

MPT A 61 b

DT 615.47

JAN DVOŘÁK, BRNO
a MUDr. SVATOPLUK KOČVARA, PRAHA

Ureterální nebo podobná protéza

1

Předmětem vynálezu je ureterální nebo podobná protéza.

Ureterální nebo podobné protézy jsou známé. Jsou vytvořeny jako trubičkovité těleso, jehož vnitřní stěna je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna je porézní. Trubičkovité těleso je zhotoveno jako pletená nebo tkaná textilie.

Nevýhoda těchto protéz spočívá v tom, že jsou výrobně obtížné, protože vyžadují speciální pletací nebo tkací stroje.

Uvedená nevýhoda se podle vynálezu odstraní ureterální nebo podobnou protézou, u níž trubičkovité těleso sestává ze dvou na sobě navlečených trubiček. Protéza může být provedena tak, že jedna nebo obě trubičky jsou výliskem nebo jsou obě trubičky pletené nebo tkané. Výhodné je provedení, při němž vnější trubička je vřapovaná.

Příkladné provedení ureterální nebo podobné protézy podle vynálezu je schematic-

2

ky znázorněno na výkresu, kde obr. 1 je protéza v částečném řezu a obr. 2 jiné provedení protézy v podélném řezu.

Trubičkovité těleso sestává ze dvou na sobě navlečených trubiček 1, 2. Trubička 1, která je vnitřní, je pro tekutinu nepropustná, kdežto trubička 2, která je vnější, je porézní. Obě trubičky 1, 2 jsou vyrobeny z materiálu, který v organismu nepodléhá degradaci a je inertní.

Jedna nebo obě trubičky 1, 2 mohou být výliskem z vhodné plastické hmoty, například teflonu. Jedna nebo obě trubičky 1, 2 mohou být též pletené nebo tkané. Protézy mohou být proto provedeny buď celé z plastické hmoty, nebo textilie, nebo v kombinaci z plastické hmoty a textilie.

Na obr. 2 je znázorněna protéza, jejíž trubička 2, která je vnější, je vřapovaná. Tento tvar umožňuje prorůstání tkáně a tím dostatečnou fixaci protézy v organismu.

PŘEDMĚT PATENTU

1. Ureterální nebo podobná protéza, vytvořená jako trubičkovité těleso, jehož vnitřní stěna je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna je porézní, vyznačená tím, že

trubičkovité těleso sestává ze dvou na sobě navlečených trubiček (1, 2).

2. Ureterální nebo podobná protéza podle bodu 1 vyznačená tím, že jedna nebo obě



ÚŘAD PRO PATENTY
A VYNÁLEZY

PATENTOVÝ SPIS 116262

Právo k využití vynálezu přísluší státu
podle § 3 odst. 6 zák. č. 34/1957 Sb.

Přihlášeno 20. IX. 1963 (PV 5184-63)

Vyloženo 15. IV. 1965

Vydáno 15. X. 1965

PT 25 a, 18/05
30 d, 1/01

MPT D 04 b

DT 677.66:
:615.47

JAN DVORÁK, BRNO
a MUDr. SVATOPLUK KOČVARA, PRAHA

Způsob výroby uretrální nebo podobné protézy

1

Předmětem vynálezu je způsob výroby uretrální nebo podobné protézy.

Uretrální nebo podobné protézy jsou známé. Sestávají z trubičky, jejíž vnitřní stěna je pro tekutinu nepropustná, kdežto vnější stěna je porézní. Tyto protézy se vyrábějí tím způsobem, že se uplete řídká trubička, která se opatří uvnitř vrstvou pro tekutinu nepropustné hmoty. Provádí se to tak, že se do pletené hadičky vloží trubička z plastické hmoty.

Tento výrobní postup je nevýhodný v tom, že je zdoluhavý, přičemž vždy nelze zajistit, aby spojení obou vrstev bylo všude stejné spolehlivé.

Uvedené nevýhody odstraňuje způsob výroby uretrální nebo podobné protézy podle vynálezu tím, že se známou technikou uplete nebo utká trubička ze dvou druhů syntetických termoplastických vláken s různým bodem tání tak, že vlákna s nižším bodem tání tvoří vnitřní část trubičky, načež se

2

tato vnitřní část teplem částečně nebo zcela roztaví a vytvoří tak pro kapalinu nepropustnou stěnu.

Příklad provedení

Známostou pletářskou technikou se uplete trubička ze dvou druhů syntetických termoplastických vláken, která mají různý bod tání. Vnitřní část trubičky tvoří polypropylenové hedvábí a vnější část kadeřeného polyesterové hedvábí. Tepelnou úpravou se polypropylenová vlákna, která mají nižší bod tání, smrští a roztaví, čímž se zvýší hustota a tuhost protézy. Současně se zalepí otvory a vytvoří se hladká, pro kapalinu nepropustná stěna.

Pro zvýšení tuhosti a nepropustnosti se vnitřní část trubičky před tepelnou úpravou posype lehce tavitelným, například polypropylenovým práškem.

Takto zhotovená protéza se potom známým způsobem sterilizuje.

PŘEDMĚT PATENTU

1. Způsob výroby uretrální nebo podobné protézy, vyznačený tím, že se uplete nebo utká trubička ze dvou druhů syntetických termoplastických vláken s různým bodem

tání tak, že vnitřní stěnu trubičky tvoří vlákna s nižším bodem tání, např. propylenová, a vnější stěnu trubičky vlákna s vyšším bodem tání, např. kadeřeného polyesteru.