



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MATERIÁLOVÝCH VĚD A INŽENÝRSTVÍ

INSTITUTE OF MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING

DRUHY STENTŮ A JEJICH VYUŽITÍ V OBLASTI MEDICÍNY

STENTS AND THEIR APPLICATIONS IN MEDICINE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Antonín Sokl

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Eva Molliková, Ph.D., Paed IGIP

BRNO 2017

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav materiálových věd a inženýrství
Student: **Antonín Sokl**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Eva Molliková, Ph.D., Paed IGIP**
Akademický rok: 2016/17

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Druhy stentů a jejich využití v oblasti medicíny

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce pojedná rešeršní formou o materiálech (kovových, keramických i polymerních), které jsou používány v lékařské praxi; zvláštní pozornost přitom bude věnována materiálům pro výrobu stentů v různých medicínských aplikacích.

Cíle bakalářské práce:

Práce bude obsahovat stručný popis možných aplikací technických materiálů v medicínské praxi, přičemž budou rozebrány požadavky, které jsou v praxi na materiály kladeny. Hlavní část práce bude zaměřena na materiály používané pro výrobu stentů v různých medicínských aplikacích

Seznam doporučené literatury:

ASKELAND, D. R., PHULÉ, P. P. The Science and Engineering of Materials. 5th ed. UK: Thomson, 2006. ISBN 0-534-55396-6.

CALLISTER, W. D. Material Science and Engineering, An Introduction. GB: John Willey and Sons, 2003. ISBN: 0-471-22471-5.

SEYMOUR, R. B. Polymers for Engineering Applications. USA: ASTM, 1987. ISBN 0-87170-247-9.

Advanced Medical Technologies - Materials used in stent construction. Online version available at:<http://blog.mediligence.com/2009/06/11/materials-used-in-stent-construction/>.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Ivo Dlouhý, CSc.

ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.

děkan fakulty

ABSTRAKT

Cílem této bakalářské práce, která se zabývá druhy stentů a jejich využitím v medicínské oblasti, je poskytnutí detailní rešerše nejčastěji používaných biomateriálů, kterými jsou zejména kovy, keramika, polymery a kompozity, a to s ohledem na vhodnost jejich použití pro výrobu náhrad jednotlivých struktur lidského těla. Úvodní kapitoly jsou věnovány zevním a vnitřním fixátorům zlomenin, zubním implantátům a náhradám funkce ledvin. Následující kapitoly již pojednávají o stentech a jejich možných variacích, konkrétně o stentech jícnových, prostatických a uretrálních. Závěrečná část práce obsahuje detailní vymezení koronárních stentů, jejich funkčních a tvarových modifikací.

Klíčová slova

Biomateriál, kovy, keramika, polymery, kompozity, fixace, zlomenina, zubní implantát, dialýza, druhy stentů, koronární stenty.

ABSTRACT

The aim of this bachelor thesis, which deals with types of stents and their use in medical area, is the provision of detailed researches of the most frequently used biomaterials, namely details of metals, ceramics, polymers and composites, considering the suitability of their use for the production of substitutes for particular human body structures. The introductory chapters are devoted to external and internal fixation for fractures, dental implants and replacement of renal function. The following chapters deal with stents and their possible variations, especially the chapters are about esophageal stents, prostatic stents and ureteral stents. The final part of this thesis contains a detailed definition of coronary stents, their functional and shape modifications.

Key words

Biomaterial, metals, ceramics, polymers, composites, fixation, fracture, dental implant, dialysis, types of stents, coronary stents.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

SOKL, A. *Druhy stentů a jejich využití v oblasti medicíny*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. 55 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Eva Molliková, Ph.D., Paed IGIP.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že bakalářskou práci na téma Druhy stentů a jejich využití v oblasti medicíny jsem vypracoval samostatně pod vedením Ing. Evy Mollikové, Ph.D., Paed IGIP, s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou citovány a uvedeny v seznamu literatury, jež je součástí této práce.

V Brně dne

.....
(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval Ing. Evě Mollikové, Ph.D., Paed IGIP, za odborné vedení, cenné připomínky a rady při zpracování mé bakalářské práce.

OBSAH

1. Úvod	11
2. Materiály užívané v medicínské praxi.....	12
2.1 Definování biomateriálů a jejich vlastností	12
2.1.1 Kovové materiály	13
2.1.2 Keramické materiály	15
2.1.3 Polymerní materiály	16
2.1.4 Kompozitní materiály	18
2.2 Zdravotní indikace pro užití biomateriálů.....	18
2.3 Vnitřní a vnější fixátory zlomenin	19
2.3.2 Vnitřní a vnější fixace dlouhých kostí	19
2.4 Zubní implantáty	22
2.4.1 Materiály pro výrobu zubních implantátů	22
2.4.2 Druhy zubních implantátů	23
2.5 Dialýza – náhrada ledvin.....	24
2.5.1 Transplantace ledvin.....	25
2.5.2 Peritoneální dialýza.....	25
2.5.3 Hemodialýza	26
2.6 Možnosti dalšího využití biomateriálů v organismu	27
2.6.1 Kloubní implantáty	28
2.6.2 Implantáty lebečních kostí	28
2.6.3 Umělé srdce.....	29
2.7 Právní úprava zdravotnických prostředků	29
3. Využití stentů v lékařské praxi	32
3.1 Definování a variace stentů.....	32
3.1.1 Uretrální a prostatické stenty	33
3.1.3 Jícnové stenty	36
3.2 Zdravotní indikace pro užití stentů	38
4. Koronární stenty	40
4.1 Oběhová soustava	40
4.2 Zdravotní indikace pro užití koronárního stentu	41
4.3 Druhy koronárních stentů a jejich vlastnosti.....	41
4.3.1 Kovové stenty	41
4.4 Tvarové a funkční modifikace koronárních stentů.....	42

4.4.1 Vyřezávané trubičkové stenty	42
4.4.2 Drátěné stenty.....	42
4.4.3 Síťové stenty.....	42
4.4.4 Stavebnicové stenty.....	42
4.4.5 Balon-expandibilní stenty.....	42
4.4.6 Samo-expandibilní stenty.....	42
4.5. Lékové a biodegradabilní stenty	43
4.6 Potahované a nepotahované koronární stenty a jejich účinnost	44
5. Závěr	45
6. Seznam použitých zdrojů	47
7. Seznam použitých zkratk a symbolů	55
8. Seznam použitých obrázků a tabulek.....	56

1. Úvod

Každý člověk si přeje prožít plnohodnotný a ničím neomezený život, z toho důvodu bychom se měli o naši tělesnou schránku pečlivě starat. Ani odpovídající péče a opatrnost však mnohdy nedokáží zabránit poškození lidského těla. Ať už z důvodu onemocnění, úrazů či prostého stárání se dostáváme do situací, kdy je nutné určitou strukturu organismu léčit nebo i nahradit. Tendence k vytvoření vhodných substitucí jsou zaznamenány od nepaměti. Až s rozvojem moderních technologií a vznikem nových materiálů však můžeme hovořit o úspěších v této oblasti, neboť až po nalezení látek a hmot, které je schopno tělo akceptovat, může dojít ke skutečnému návratu k původnímu způsobu života nebo alespoň k usnadnění jeho dalšího průběhu. Téma své bakalářské práce jsem si vybral právě s ohledem na nezastupitelnost přírodních materiálů při vzniku náhrad. Díky jejich vlastnostem, které jsou neustále vylepšovány, lze v dnešní době zhotovit velké množství pomůcek využívaných v medicíně. Potřebnost upřít pozornost právě na toto téma shledávám i v tom, že dokonalý materiál, který by zatěžoval pacienty v minimálním rozsahu dosud vyvinut nebyl. Vzhledem k tomu, že téma biomateriálů je značně široké, rozhodl jsem se věnovat především stentům, tedy výztužím obnovujícím průchodnost dutých trubicovitých struktur organismu a jejich variacím.

Za hlavní cíl mé bakalářské práce lze označit poskytnutí přehledné rešerše biomateriálů užívaných ve zdravotnictví. Dále bych také rád přiblížil stenty, především jejich tvarové, materiálové a funkční modifikace. Poznatky jsem čerpal především z odborné literatury a článků reagujících na aktuální vývoj vědění. Opomenout nelze ani zdravotnickou literaturu, která je nezbytným zdrojem pro komplexní porozumění dané oblasti.

Práce je rozčleněna do tří hlavních kapitol. První se zabývá materiály užívanými v medicínské praxi. Obsahuje definování biomateriálu a jeho jednotlivých druhů, tedy kovů, keramiky, polymerů a kompozitů. Zahrnuje vybrané druhy náhrad, ve kterých je biomateriál užíván. Jedná se například o vnější a vnitřní fixátory dlouhých kostí, zubní implantáty, dialýzu či umělé srdce. Další kapitola se již věnuje vymezení stentů a je zaměřena na stenty uretrální, prostatické a jícnové. Obsahuje také podkapitulu zabývající se zdravotními indikacemi, které vedou k užití stentu. Poslední kapitola pojednává o stentech koronárních. Tyto považuji za stěžejní, a to i s ohledem na jejich různorodost, kterou se pokusím zachytit v popisu jejich modifikací.

Blíže se ve své práci nevěnuji anatomickému popisu a fungování lidského těla, neboť tyto kapitoly by neúměrně zvýšily rozsah stanovený pro bakalářské práce. Samo téma není zcela jistě vyčerpáno, jako možnou oblast zkoumání bych navrhol další stenty užívané ve vylučovací soustavě člověka či stenty zaváděné do dýchacích cest.

2. Materiály užívané v medicínské praxi

Pro dnešní medicínskou praxi se progres ve vývoji materiálů stal přímo nepostradatelným. Jedinečnost struktur částí lidského těla však s sebou nese značné požadavky jak na vlastnosti používaných materiálů, tak na jejich technologický vznik. Přínos materiálů, respektive náhrad, které jsou z nich zhotovovány, tkví především ve zkvalitnění a prodloužení lidského života. Lze předpokládat, že evoluce materiálů není ani zdaleka ukončena a budou stále hledány možnosti, jak zvýšit jejich kvalitu v závislosti na jednotlivých účelech využití. Při výzkumu je pozornost zaměřena zejména na snížení cen používaných materiálů, prodloužení životnosti aplikovaných biomateriálů, inkorporaci farmaceutik do biomateriálů a modifikaci jejich povrchů. Domnívám se však, že na prvním místě by měl být brán ohled na celkovou funkčnost náhrad z biomateriálů vytvořených.

2.1 Definování biomateriálů a jejich vlastností

Obecně je biomateriál definován jako syntetický materiál používaný k nahrazení části živého systému nebo funkce, jenž je v interakci s biologickými systémy. V závislosti na reakci, kterou uvnitř organismu vyvolávají, lze materiály členit následujícím způsobem:

- biotolerantní – jedná se o materiál, jenž je po zavedení do živého organismu obalen vrstvou vaziva, tento proces se nazývá fibrointegrace;
- bioinertní – tyto materiály se vyznačují bezprostředním kontaktem s tkání, která je plně akceptuje;
- bioaktivní – pro materiál je typický vznik pevné chemické vazby s živou tkání, čímž dojde k úplné biointegraci.

Biokompatibilita je pak stěžejní vlastností biomateriálů, spočívající ve schopnosti být lidským organismem snášen. Míra biokompatibility je určována stabilitou a rozpustností primárních korozních produktů. Pro vznik žádoucích účinků materiálů je tedy nutné počítat rovněž s reakcí organismu a jeho ochrannými systémy. Nesmí dojít k poškození živých tkání zánětlivým či mutagenním působením, toxicitou, případně karcinogeností materiálu. U materiálů dochází také k hodnocení meze kluzu, meze pevnosti, modulu pružnosti, odolnosti proti únavě, tyto a mnohé další mechanické vlastnosti jsou určující pro konkrétního druhu použití materiálu. Sledovány jsou i korozní vlastnosti, tedy např. plošná celková koroze, korozní únava a korozní praskání pod napětím. [1, 2, 3]

V této souvislosti považuji za vhodné zmínit pojmy biodegradace a bioresorpce. Za biodegradaci je označováno postupné poškozování materiálu působením organismu. Bioresorpce je proces odstraňování materiálu v důsledku buněčné aktivity nebo rozpouštění materiálu v biologickém prostředí. [1, 2, 3]

2.1.1 Kovové materiály

Kovy jsou jedním ze základních materiálů pro výrobu náhrad. Vyznačují se zejména velkou tažností, vysokým modulem pružnosti a pevností. Díky těmto charakteristikám jsou poměrně stálé i při vyšším zatížení. Příkladem využití jsou například vnitřní i vnější fixátory zlomenin a kloubní náhrady. Obecně lze říci, že největší význam mají v oblasti ortopedie. Nelze opomenout ani fakt, že jsou materiálem, ze kterého jsou vyrobeny chirurgické nástroje. Podstatnou nevýhodou daného materiálu je sklon ke korozi, který lze jen u málo kterých kovů vyloučit. Při určování tendence kovů ke korozi se nejčastěji využívá metoda popsána Clarkem a Hickmannem. Pro zdůraznění jejich přínosných vlastností, kterými mohou být vyšší pevnost a tvrdost, či naopak houževnatost a tvárnost, se tepelně zpracovávají. Jedná se především o precipitační a homogenizační žíhání. [1, 3, 4, 5]

Typickými modely uspořádání atomů v krystalové mřížce jsou u těchto materiálů:

- kubická plošně centrovaná mřížka (FCC);
- kubická prostorově centrovaná mřížka (BCC);
- hexagonální mřížka (HCP).

Ve většině případů jsou atomy vázány kovovou vazbou, která rovněž ovlivňuje rysy typické pro tento druh materiálu. Valenční elektrony ve vazbě nejsou pevně vázány, ale jsou jednotlivými atomy sdíleny. Tato uspořádání však velmi často nebývají ideální a vykazují poruchy, které ovlivňují koncovou kvalitu kovů. Řadíme sem poruchy bodové, čarové (dislokace) a plošné. [1, 3, 4, 5]

Z hlediska složení kovů vhodných pro výrobu náhrad rozlišujeme korozi-vzdorné oceli, kobaltové slitiny, titan a jeho slitiny a kovové materiály s tvarovou pamětí.

Srovnání chemického složení ocelí používaných jako biokompatibilní materiál je uvedeno v tab. 1. [1].

Prvek Ocel	Cr	Ni	Mn	Mo	V	Nb	Cu	Si	C	N	S	P	Co	Fe
304	19	10	1	-	-	-	-	0,5	0,015	-	0,015	0,023	-	zb.
316L	16	12	<2	2,5	0,06	0,005	0,09	0,39	0,015	0,06	0,001	0,01	0,3	zb.
904L	20	25	<1,5	4,5			1,5		0,02	0,1				zb.
Rex73 4	21	9,4	3,5	2,4	<0,02	0,3	0,04	0,3	0,04	0,4	0,001	0,008	-	zb.
P558	17,4	<0,08	12	3,2	<0,02	0,05	0,04	0,4	0,2	0,9	0,001	0,012	-	zb.

Tab. 1. Přehled chemického složení biokompatibilní oceli [1]

Korozi-vzdorná neboli nerezová ocel se dělí do několika skupin, těmito jsou feritická, martenzitická, austenitická a austeniticko-feritická. V oblasti medicíny je pak nejčastěji používána ocel austenitická, která není feromagnetická, což představuje z hlediska možností aplikace značnou výhodu. Ta obsahuje zejména nikl, který je

stabilizačním prvek, a chrom, který vytváří pasivační oxidickou vrstvu, a tím zajišťuje odolání korozi. Díky nízkému obsahu uhlíku, cca 0,03 %, lze předejít tvorbě karbidů $M_{23}C_6$ na hranicích zrn, což částečně zabraňuje mezikrystalové korozi, tzv. zcitlivění. Karbidy na hranici zrn mohou vzniknout i v případě, když je obsah chromu vyšší než 28 %, a při tepelném zpracování materiálu, to je hlavním důvodem, proč se ocelové implantáty typicky nesvařují. Dále se přidávají legující prvky, kterými může být například molybden působící proti bodové korozi, dusík pro zvýšení pevnosti či křemík působící proti štěrbinové korozi. Mají nízkou mez kluzu, ale vysokou houževnatost a tažnost, která je předurčuje pro tváření za studena, jehož pomocí lze mez kluzu značně zvýšit. V dnešní době se již používá i austeniticko-feritická duplexní ocel, která kombinuje přínosné vlastnosti obou skupin. Kombinací struktur může dojít k lehkému snížení houževnatosti, nicméně je posílena odolnost vůči korozi. Výhodou je i možnost svažitelnosti. [1, 3, 4, 5]

Především pro ortopedickou aplikaci se dále využívají dva typy kobaltových slitin. Jedná se o slitiny lité, které jsou odlévány při teplotách 1350 až 1450 °C a mají nehomogenní dendritickou strukturu, a slitiny kované, jejichž tvářená struktura je austenitická a skládá se z protáhlých zrn, které jsou v porovnání se slitinou litou jemnější. Užívají se čtyři základní druhy těchto slitin – F75 (litá), F90 (tvářená), F562 (tvářená) a F563 (tvářená), přičemž v praxi se nejvíce uplatňuje F75 a F562. Za speciální případ lze považovat možnost výroby slitiny z prášků pomocí spékání, jehož nevýhodou je nutnost zahřátí materiálu na vysokou teplotu, která bohužel přináší ve struktuře vznik nežádoucích karbidů a křehkých fází, jež v konečném důsledku snižují únavovou životnost biomateriálu. V komparaci s korozivzdornými ocelmi vykazují kobaltové slitiny výrazně vyšší pevnostní charakteristiky, vyšší modul pružnosti a korozní odolnost. Mírným negativem je jejich obtížnější obrobitelnost a vyšší cena. [1, 3, 4, 5]

Domnívám se, že pro využití kobaltových slitin v oblasti medicínské aplikace se lépe osvědčí materiály ze skupiny tvářených slitin, a to s ohledem na jejich lépe využitelné vlastnosti, což dokládá i tab. 2. [1].

Mezi kovové materiály dále řadíme titan a slitiny titanu. Vyznačují se vysokou mírou biokompatibility, která je doplněna odolností vůči korozi. Za klad lze považovat rovněž jejich nízkou váhu. Největší předností titanových slitin je však pevnost, která je stěžejní vlastností u náhrad užívaných v ortopedii. Oxidický povlak těchto kovů jim zaručuje dobrou odolnost vůči otěru a abrazi. Samotný titan se spíše užívá pro výrobu povrchových povlaků a dentálních implantátů. Nejpoužívanější slitinou je Ti-6Al-4V, ta je dvoufázová a obsahuje směs krystalů β s kubickou prostorově centrovanou mřížkou a fází α s hexagonální mřížkou. V souvislosti se zpracováním u Ti-Al-V slitin lze rozlišit šest druhů materiálových modifikací. V biomedicině se pak setkáváme se slitinami s ekvixiálním zrnem, lamelární morfologií případně strukturou po rozpouštěcím žíhání a stárnutí. Při samotném zavádění materiálu do organismu je potřeba dbát zvýšené opatrnosti, neboť při narušení povrchu je pravděpodobnější porušení v důsledku únavy. [1, 3, 4, 5]

Kovové materiály s tvarovou pamětí, tzv. inteligentní materiály, označované také zkratkou SMA (Shape Memory Alloys), jsou pod vlivem působícího tepla schopny změnit resp. obnovit svůj původní tvar. Tato schopnost je umožněna martenzitickou transformací. Jedná se o proces, kdy se krystalická mřížka přemění do podoby, která je za daného stavu energeticky nejvhodnější. Významný vliv na tento jev má teplota a další vnější síly. Rozlišujeme SMA s jednocestnou a dvoucestnou pamětí. Na rozdíl od materiálů s jednocestnou pamětí, tedy těch, které si pamatují pouze svůj výchozí tvar, se materiály s dvoucestnou pamětí dokážou transformovat i zpětně do tvaru vzniklého po deformaci. Mezi zástupce této skupiny patří slitiny Ti-Ni, Cu-Al-Ni či Cu-Zn. [1, 3, 4, 5]

Pro lepší přehlednost uvádím tabulku tab. 2. [1], která obsahuje porovnání mechanických vlastností zvolených slitin a kovů.

Kov/slitina	Mez kluzu (MPa)	Mez pevnosti (MPa)	Prodloužení (%)	Modul pružnosti E (GPa)
Ocel 316 žíhaná	207	517	40	
Ocel 316 tvářená zastudena	689	862	12	200
Litá Co-Cr	450	655	8	248
Kovaná Co-Cr	379	896		242
Ti Grade 4	485	550	15	110
Ti-6Al-4V žíhaná	830	895	10	124
Ti-6Al-4V tepelně zpracovaná	*	*		
Ta žíhaný	140	205		
Ta tvářený zastudena	345	480		
MP35N žíhaná	240-655	795-1000		228

Pozn.: * vlastnosti závisejí na typu tepelného zpracování.

Tab. 2. Mechanické vlastnosti vybraných kovů [1]

2.1.2 Keramické materiály

Keramika je v oblasti medicíny užívána zejména z důvodu její strukturní stability, ta je způsobena stabilitou její chemické vazby. Při porovnání s kovovými materiály a plasty má vyšší modul pružnosti, Youngův modul a tvrdost. Dále má nízkou tepelnou a elektrickou vodivost. Hlavním nedostatkem toho materiálu je křehkost, která zapříčiňuje značnou náklonost k lomu. Její uplatnění je třeba hledat především v chirurgii, ortopedii a při výrobě keramických implantátů. Nejběžněji užívaným materiálem je Al_2O_3 , pro tkáň je velmi dobře snesitelný a vyznačuje se potřebnými třecími vlastnostmi, které jsou podmíněny malým úhlem smáčivosti. Můžeme rozlišovat 4 modifikace, z hlediska lékařského využití však stojí za zmínku pouze modifikace α . Dalším keramickým materiálem je ZrO_2 , který se od Al_2O_3 odlišuje téměř polovičním modulem pružnosti a znásobenou lomovou houževnatostí a oteřuvzdorností. [3, 6, 7]

Obecně lze biokeramiku rozdělit do následujících skupin:

- inertní biokeramika – tato je okolními tkáněmi sice tolerována, nicméně není zcela přijata a nestane se jejich součástí, zástupcem je oxid zirkoničitý či korundová keramika;
- resorbovatelná biokeramika – umožňuje prozatímně suplovat kostní strukturu, při jejíž regeneraci se materiál dokáže časem vstřebat, patří sem vápenaté soli (fosforečnany, uhličitany, sírany);
- bioaktivní keramika – pro ni je charakteristická existence chemické vazby, která vzniká přímo s kostní tkání nebo i s tkání měkkou, do této skupiny patří bioaktivní skla. [3, 6, 7]

Podle složení pak rozeznáváme dělení keramiky na oxidickou, jejímž zástupcem jsou výše uvedené materiály Al_2O_3 a ZrO_2 , kalciumfosfátovou, bioaktivní skla a skelnou keramiku. [3, 6, 7]

Podrobněji bych se rád zmínil o kalciumfosfátové keramice. Představitelem jsou apatitové keramiky určené chemickým vzorcem $\text{M}_{10}(\text{XO}_4)_6\text{Z}_2$. Kationty M^{2+} jsou tvořeny kovovými prvky například Ca^{2+} , Ba^{2+} nebo Pb^{2+} . Částice XO_4^{3-} reprezentují zpravidla anionty AsO_4^{3-} , PO_4^{3-} či CrO_4^{3-} . Struktura je doplněna o anionty F^- , Br nebo OH^- . V medicíně se nejčastěji používá hydroxylapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), jeho atomy jsou sestaveny do hexagonální mřížky. Zvláštností je, že materiál při vyšších teplotách reaguje s oxidy titanu. Mezi metody výroby kalciumfosfátové keramiky patří plazmový nástřik či spékání. [3, 6, 7]

Dalším materiálem, který můžeme do bioaktivních keramických materiálů zařadit, je skelná keramika. Ta je připravována řízenou krystalizací. Po implantaci bioaktivního skla do tělních tkání dochází na jeho povrchu k reakci, která má za následek vytvoření keramické minerální složky, takto vzniklá vrstva dosahuje šířky 300 až 500 μm . Reaktivita skla je ovlivněna konkrétním chemickým složením. Svoji strukturou se materiál blíží parametrům kostní tkáně. Materiál má rovněž schopnost na svém povrchu vytvořit gelovou vrstvu, děje se tak ve vodním prostředí, kde má sklon vyloučit Na^+ , K^+ , Ca^{2+} a později P^{5+} kationty. Tato vrstva, kdy rychlost jejího vytvoření závisí na chemickém složení, obsahuje především kalcium fosfát. Hodnoty mechanických vlastností, tedy pevnost v tlaku, která je okolo 500 MPa, a v ohybu, jež činí 100 až 150 MPa, jsou determinovány určitým typem skla. [3, 6, 7]

2.1.3 Polymerní materiály

Polymery lze charakterizovat jako látky tvořené makromolekulami, jejichž základním stavebním prvkem jsou monomery. Podle kritéria uzpůsobení řetězců můžeme polymery rozdělit na lineární, rozvětvené a zesíťované. Výsledné vlastnosti polymerů pak vychází právě z jednotlivých typů řetězců. Změnou konfigurace postranních skupin lze dosáhnout jiných typizovaných rysů těchto materiálů. Podle pravidelnosti uspořádání těchto skupin můžeme hovořit o řetězci izotaktickém, jež se

vyznačuje pravidelností a jednostranností, řetězci ataktickém, pro něž je typická střídavost substituentů, a řetězci syndiotaktickém, pro který je příznačná nahodilost. [2, 3, 8, 9, 10]

V závislosti na způsobu vzniku polymerních materiálů rozeznáváme polymerizační proces řetězovitý a polymerizační proces stupňovitý. Jak již název napovídá, v případě řetězovitého dochází k prodlužování řetězce postupným a konstantním připojováním jednotlivých merů. Tento proces lze přiblížit na příkladu $\text{CH}_2=\text{CHR} \rightarrow \cdot\text{CH}_2\text{-CHR}\cdot$, kde vzniknou volné radikály, jež se následně spojují. Průběh můžeme rozdělit do tří stádií, těmi jsou počátek neboli iniciace, růst čili propagace a konec, terminace. Pro spuštění celé reakce je potřeba dodat aktivačního činidla, kterým může být teplo, záření nebo dodání jiné látky, která ji podníká. U stupňovitého nedochází ke spojování prostřednictvím samostatných merů, ale shlukováním již vzniklých uskupení. Příkladem může být polykondenzační reakce. Pro tento proces je typický vznik vedlejších produktů, tzv. kondenzátů. Nejčastěji mají podobu H_2O nebo NH_3 . Rizikem je sklon k dřívějšímu zastavení reakce, kdy řetězce nemohou dosáhnout patřičného polymeračního stupně. Jako příklad uvádím:

$\text{R-NH}_2 + \text{RCOOH} \rightarrow \text{RCONHR} + \text{H}_2\text{O}$. [2, 3, 8, 9, 10]

Z důvodu vhodného chování polymerů při mechanické zátěži se tyto využívají v situacích, kdy mají náhrady plnit funkci měkkých tkání, tedy v případech, ve kterých je zapotřebí vysoké elasticity materiálu, jeho odolnosti vůči teplotě, popř. čirosti. Používají se při implantování šlach, vazů, čoček či při zásazích v cévním systému. Své vlastnosti ztrácí díky hydrolýze, k níž mají sklony. Ta nastává v souvislosti s vnikem vody do molekulové struktury polymerů. Nelze opominout ani enzymy působící v lidském těle. [2, 3, 8, 9, 10]

V medicínské oblasti jsou nejčastěji využívány následující polymery:

- polyethylen (PE) – jedná se zejména o jeho vysokohustotní formu, která je značně odolná, tvrdá a tuhá, má výraznou otěruvzdornost a kluznost, výhodou je nižší nákladnost, vyrobeny jsou z něj např. drenáže, katetry a hadičky;
- polyvinylchlorid (PVC) – tento materiál ve všech formách není aplikovatelný, překážkou mnohdy představuje jeho tvrdost a také křehkost, pro vyrovnání těchto vlastností jsou k materiálu přidávány další látky, ne všechny jsou pro použití v lidském těle bezpečné, například jej lze použít jako povrch umělých končetin, tracheotomické trubice, dialyzační trubičky a inhalační masky;
- polytetrafluoretylen (PTFE neboli teflon) – jeho nejvýznamnější vlastností je vysoká tepelná stabilita a nerozpustnost, nelze opomenout ani jeho hydrofobicitu, negativem je nesnadné obrábění, resp. modelace, své uplatnění nachází při výrobě cévních transplantátů či v oblasti dentální hygieny;
- polymethylmethakrylát (PMMA) – je používán pro svou transparentnost, dobrou zpracovatelnost, optické vlastnosti, stejně jako u teflonu lze u něj

nalézt hydrofobní rysy, vyrábí se z něj umělé čočky a díky pevnosti je využitelný i pro fixaci v oblasti ortopedie. [2, 3, 8, 9, 10]

2.1.4 Kompozitní materiály

Posledním materiálem používaným v oblasti zdravotnictví, o kterém je nezbytné se zmínit, jsou kompozity. Značnou výhodou je jejich variabilita, ta je umožněna tím, že se jedná o látku, která je vytvořena minimálně ze dvou materiálů se zřetelně odlišnými vlastnostmi, a to jak z hlediska mechanického, tak i chemického. Jeden materiál musí plnit funkci matrice, díky které dojde k přenesení mechanického zatížení na výztuž, která je oním druhým materiálem. Výztuž celkově zpevňuje materiál, tudíž má v porovnání s matricí lepší pevnostní charakteristiky (tvrdost, pružnost). [3, 11]

Lidské tělo obsahuje naturální kompozity, jimi jsou např. kosti, zubní tkáň či kůže. Pro medicínské náhrady jsou vyhledávány zejména kompozity, které jsou složeny z $\text{Al}_2\text{O}_3+\text{ZrO}_2$, tedy ze dvou oxidických keramik. Al_2O_3 má vyšší modul pružnosti a ZrO_2 má větší lomovou houževnatost a ořezuvzdornost. Výsledný materiál přináší v závislosti na konkrétním podílu keramik požadované vlastnosti. [3, 11]

Významně se uplatňují v oblasti stomatologie. Je z nich kupříkladu tvořen výplňový materiál, který je nazýván kompozitní pryskyřice. Je to kombinovaná matrice z polymeru s výztuží, kterou tvoří látka obsahující skelné částice. Typicky jsou výplně vytvrzovány až po jejich zavedení na místo určení, a to pomocí halogenové nebo LED lampy. Metodou lze ošetřit i drobné zubní kazy s výborným estetickým výsledkem. Mezi příhodné vlastnosti materiálu dále patří tvrdost a rezistence vůči teplu, díky níž lze předejít citlivosti tkání po jejich aplikaci. [3, 11]

Do kompozitních materiálů dále řadíme materiál, u něhož je matrice z termoplastů. Zpevňující výztuž je pak představována uhlíkovými vlákny. Vyznačují se dobrými tribologickými vlastnostmi a přijatelná pevnost je předurčuje například pro výrobu umělých kyčelních kloubů. [3, 11]

Materiály je možné povrchově upravit. Zejména zásluhou nástřiků, které jsou nejčastěji keramické, lze materiál obohatit o zvýhodňující biokompatibilní vlastnosti, jako je např. ořezuvzdornost, korozivzdornost nebo přilnavost. Základními požadavky na nástřiky jsou dobrá přilnavost k základnímu materiálu a poréznost. [3, 11]

2.2 Zdravotní indikace pro užití biomateriálů

Nutnost použití biomateriálů pro nahrazení určitých částí lidského těla může mít několik příčin. Poměrně velkou skupinu představují úrazy, jejichž následkem bývají zejména fraktury. K jejich léčbě jsou používány fixační zařízení, mezi které se řadí desky, šrouby, hřeby, tyče, dráty a další individuálně vytvořená zařízení. Dále se jedná o patologické procesy v tkáních a buňkách, vrozené vady, infekce a rakovinu.

V oblasti ortopedie, ve které jsou biomateriály nejčastěji užívány, jsou klasickým příkladem onemocnění osteoartritida a revmatoidní artritida, která postihují synoviální klouby. Častá je rovněž kardiovaskulární aplikace při problémech se srdečními chlopněmi, jež trpí strukturálními změnami, a tepnami postihovanými aterosklerózou. Neméně důležitá je aplikace biomateriálů v případě chorob oka, které způsobují zhoršené vidění až slepotu. Například šedý zákal neboli katarakta je napraven operací, při které je odstraněna postižená oční čočka pomocí ultrazvuku nebo laseru a tato je následně nahrazena umělou nitrooční čočkou. [12]

V oboru zubního lékařství je rozsah použití také široký. Zubní kaz je jedním z nejčastějších problémů, který člověka postihuje a který může vést až ke ztrátě zubu. Biomateriály jsou užívány jak při obnově nemocné nebo poškozené zubní struktury, tedy při vyplnění zubu, tak při tvorbě zubních implantátů. Důležitou roli sehrávají i při hojení ran, jelikož jsou užívány pro výrobu chirurgických šicích materiálů. V současné době je pozornost zaměřena zejména na prostředky, které nejčastěji na svém povrchu obsahují léčiva, která jsou postupně a dlouhodobě uvolňována do těla. Uplatnění naleznou biomateriály i v oblasti estetické medicíny při kosmetických zákrocích. [12]

2.3 Vnitřní a vnější fixátory zlomenin

Za zlomeninu můžeme označit stav, kdy je narušena integrita kosti. Nejčastější příčinou tohoto narušení je úraz, ale rozeznáváme také zlomeniny únavové neboli stresové, které vznikají z neúměrného a opakovaného zatěžování kosti např. při sportu. Značnou roli hraje i věk a onemocnění kostí, zejména osteoporóza, lidově nazývaná jako odvápnění kostí. Dělení zlomenin je však vícero, např. podle průběhu lomové linie a mechanismu vzniku. [13]

Léčba probíhá v několika fázích. Nejprve je nutné kost napravit a následně ji zafixovat, tedy znehybnit, konečné stádium spočívá v opětovném rozcvičení postižené části těla. V případě onemocnění je mnohdy nutné zahájit i farmakologickou léčbu. Kost obsahuje dvojí typ tkáně, kortikální a trabekulární. Kortikální zaujímá asi 80 % kostní hmoty a vykazuje nízkou porozitu, Youngův modul činí přibližně 7-28 GPa. Kost se vyznačuje pevností, která je nejvyšší v tahu. Dále je anizotropní, nehomogenní a viskoelastická. Lze tvrdit, že je kost ideálním kompozitem. Organická část je tvořena buňkami, extracelulárním matrixem (kolagenní část a amorfní složka). Anorganická je pak z minerálů majících charakteristiky hydroxyapatitu. [13, 14]

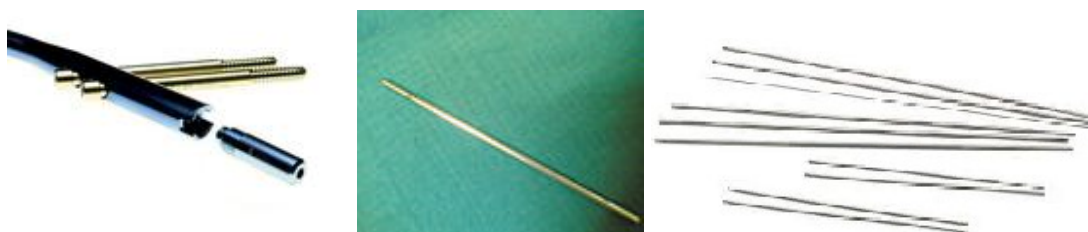
2.3.2 Vnitřní a vnější fixace dlouhých kostí

V této kapitole se zaměřím na fixaci zlomenin dlouhých kostí.

Můžeme rozlišovat vnější a vnitřní fixátory. Těmi vnějšími jsou:

- fixace sádrová - jedná se o velmi pevný a prodyšný materiál, které nezpůsobuje alergické reakce;
- fixace plastová - ta je nazývána jako tzv. koupací sádra, tedy se nezničí při namočení, v bezprostředním styku s kůží je gáza (tканá bavlněná tkanina) až na ni je plastová fixace na bázi skelných vláken (spojených kalcium sulfátem či vodou aktivovaným polyuretan), používají se i termoplasty, které lze tvarovat při 60°C materiál má obdobné vlastnosti jako klasická sádra, avšak všechny zlomeniny s ní napravit nelze;
- fixace ortézou - ortézy příp. dlahy nelze použít u závažných zlomenin, neboť nezajistí stoprocentní znehybnění kosti;
- fixace šrouby, dráty a hřeby - při komplikovaných zlomeninách, montují se na povrchu končetiny, tvoří většinou zevní konstrukce, např. dráty fixované do zevních prstenců a rámců, podle jejich stavby je můžeme opět rozdělovat, a to na jednostranné, trojhranné, půlkruhové atd; konkrétními fixátory jsou Steinmannovy hřeby, Schanzovy šrouby, Kirschnerovy dráty (vnější osteosyntéza); šrouby, které upevňují fixátory jsou většinou opatřeny vrstvou hydroxyapatitu. [15, 16]

Vnitřní fixátory jsou do těla aplikovány pouze operačně, a to do dřevěné dutiny kosti u nestabilních zlomenin a posunu úlomků. Výhodou je zaručená pevnost spojení. Jejich aplikace se provádí pomocí již výše zmíněné tzv. osteosyntézy. Obecně jde o metodu spočívající v bezprostřední fixaci částí fraktury jiným materiálem, obvykle kovovým. Mezi tyto fixátory patří šrouby, dráty, dlahy, nitrodřeňové hřeby. Po zhojení zlomeniny mohou být vyjmuty nebo v ní ponechány. Příkladem je svazek K-drátů podle Hacketala a Enderovy pruty (vnitřní osteosyntéza). Pro lepší představu uvádím na obr. 1. [17, 18, 19] nejčastěji používané pomůcky, kterými jsou právě nitrodřeňový hřeb, Schanzův šroub a Kirschnerovy dráty.

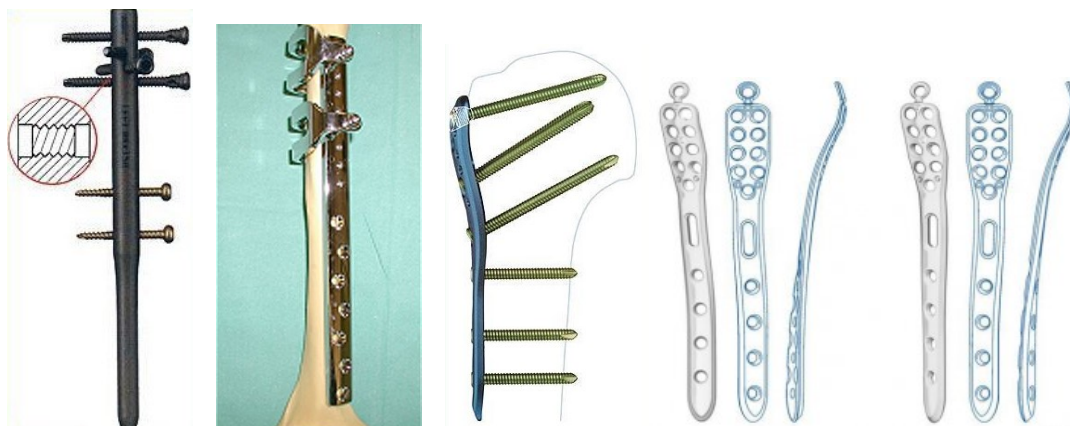


Obr. 1. Nitrodřeňový hřeb, Schanzův šroub a Kirschnerovy dráty [17, 18, 19]

Stejně jako u jiných tělních implantátů byly první fixátory vyrobeny z poniklované oceli, stříbra, karbonové nebo vanadiové oceli, hliníku a mosazi, ty však podléhají korozi a nejsou vhodným biomateriálem. U vnitřní i vnější osteosyntézy se přistoupilo tedy k používání nerezových ocelí. U vnitřní osteosyntézy přešel vývoj např. dlah přes nízko-kompaktní dlahy, následovaly dynamické

kompresní dlahy a poté zamykací kompresní dlahy. Následující stádia vždy vylepšovala vlastnosti dlah, které příhodněji odpovídaly potřebám lidské kosti. Obr. 2. [21, 22, 23] znázorňuje další varianty fixátorů. [20]

V dnešní době se používá zejména karbon, titan a jeho sloučeniny.



Obr. 2. Svorková dlaha, zamykatelný hřeb, dlaha pro pažní kost a holenní dlahy [21, 22, 23]

Materiály, ze kterých jsou zhotoveny, jsou tedy převážně kovy, ale setkáváme se už i např. s biodegradabilními dlahami a šrouby, které uvádím na obr. 3. [24]. Ty jsou vytvořeny z polymerů (matrice a vlákna jsou z poly-L-laktidové kyseliny, polyglykolové kyseliny a jejich kopolymerů). Konečné důsledky jejich použití však dosud nejsou známy, zejména pevnost v tahu a tlaku je značně diskutabilní. [14]



Obr. 3. Biodegradabilní šrouby [24]

Komplikacemi při léčbě těchto zlomenin jsou zejména: špatné postavení kostí po zhojení, nedostatečný srůst kosti (tzv. pakloub), zánět kosti, sudeckova dystrofie¹ či kompartment syndrom². [16]

Závěrem lze dodat, že čas potřebný pro hojení je dán také tuhostí použitého materiálu, jeho správnou aplikací a případnými posuny. Občas je nutné napravit i kostní defekty, lze tak učinit výplní z hydroxyapatitu, trikalciumfosfátu či autologních kostních štěpů. Pro předcházení vzniku zlomenin je pak důležitá pestrá strava, poskytující dostatek vitamínů a vápníku. [16]

2.4 Zubní implantáty

Pomineme-li estetickou, artikulační a další důležité doprovodné funkce, slouží dutina ústní a v ní umístěné zuby především k rozmělnění potravy a odehrává se v ní první fáze trávicího procesu. Proto i ztráta byť jen jednoho zubu, ať už z důvodu zubního kazu, paradontitidy, úrazu či obyčejného stárání, působí nemalé obtíže a nepříjemnosti. Samozřejmostí je tedy snaha extrahovaný zub nahradit. [25]

První zubní implantáty byly vytvořeny např. ze slonoviny a dřeva, více používanými se však staly až implantáty a fixace z drahých kovů, typicky se jednalo o zlato (popř. platinu), které byly hlavním materiálem až do 19. století. V dnešní době jsou většinou používány slitiny kovů, metalokeramika a celokeramika. [25, 26]

Zlato bylo opuštěno zejména pro svoji přílišnou měkkost, kvůli níž náhrady nejsou schopny udržet původní tvar, přesto se lze setkat se slitinami, které obsahují určitý poměr zlata. To může rovněž za přidání platiny a paladia tvořit základ pro napalování keramiky, pro zajištění stejné teplotní roztažnosti materiálů je navíc přidáván cín a železo. Obdobě může být využito rovněž stříbro. [26]

Chromkobaltové slitiny se používají většinou v poměru 2:1, za přidání např. molybdenu či železa. Jsou korozivzdorné a dobře opracovatelné, tvrdé, pevné, a zároveň dostatečně pružné. Tento materiál byl volen v začátcích rozvoje dentální implantologie, dnes už se příliš nepoužívá. [26]

2.4.1 Materiály pro výrobu zubních implantátů

Titan je v oblasti náhrad zhusta vyhledávaným materiálem. Je pevný, korozivzdorný a splňuje požadavky biokompatibility. Vytýkána mu bývá špatná odlévatelnost. Díky vrstvě oxidů titanu svým povrchem vyvolává i antibakteriální účinky. Má schopnost osseointegrace, tedy vytvořit s kostí rigidní spojení. Využívají se rovněž slitiny titanu např. Ti-6Al-4V a Ti-5Al-2.5Fe. Z vnější strany bývá materiál

¹ Jedná se o soubor příznaků, mezi které patří nevysvětlitelná bolest, lokální edém, změna barvy, rozdíl v kožní teplotě, potivosti a funkčnosti končetiny.

² Stav, při kterém tkáňový tlak poškozuje, resp. utlačuje, krevní i nervový systém. Musí být řešen operativně, jinak dojde k odumření svalové tkáně či přerušování výživy končetiny.

pro vylepšení charakteristik speciálně ošetřován, děje se tak zdrsňením povrchu opískováním s elektrolytickým přeleštěním, spečením kovových zrn na povrchu, laserováním či plazmováním.³ Tento materiál však uvolňuje ionty, dopady jsou zkoumány, nicméně se objevuje závěr, že tyto ionty mohou způsobit nádorové bujení. Zubní náhrady lze zhotovit také z nanostrukturního titanu. Jeho struktura je tvořena jemnými zrny o velikosti cca 1-100 nm. V porovnání s obecně užívaným čistým titanem má 3,6x vyšší pevnost a rovněž vyšší mez kluzu. Co víc, mez pevnosti v souvislosti s vývojem výroby při nižším modulu pružnosti je ještě zvyšována a případný zlom náhrady je tedy téměř vyloučen. Povrch implantátů z tohoto materiálu lze obdobně upravit leptáním v kyselině fluorovodíkové, po zvolené úpravě vykazují buňky rychlejší růst a zlepšuje se jejich interakce s implantátem, což usnadňuje a urychluje výše zmíněnou osseointegraci. [26, 27]

Pro výrobu implantátů z keramiky svědčí výborná biokompatibilita, bezproblémová osseointegrace, nevodivost a estetická stránka věci, avšak jedná se o materiál velice tvrdý, křehký a nesnadno opracovatelný. Implantáty z aluminiumoxidové keramiky bývají někdy označovány pro stejnou krystalickou stavbu jako safírové. Znamé je také využití zirkoniumoxidové keramiky. Obecně však čistě nekovové materiály příliš nevyhovují a praxe se přiklání spíše ke kombinovaným materiálům, kdy základ tvoří titan, či jeho slitiny, na vnější straně se pak nachází biokeramika (trikalciumpfosfát nebo hydroxyapatit vápenatý). U lidí vykazujících alergickou reakci na kov se však jedná o přijatelné a často jediné řešení. Na rozdíl od implantátů titanových se tvoří jako jeden celek. [26, 27, 28]

2.4.2 Druhy zubních implantátů

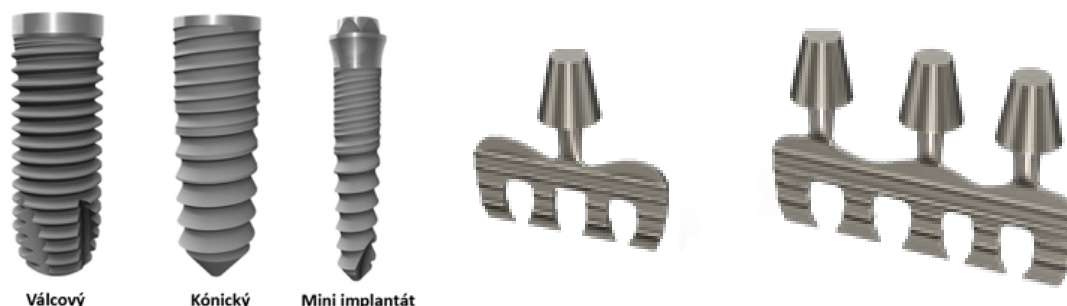
Zubním implantátem je nazývána náhrada umisťovaná do kosti čelistní, a to u zavádění jednoho či více zubů, ale např. i totální protézy. Přichycení korunky nebo můstku se pak děje přišroubováním nebo nacementováním. Z větší části je ukryt v čelisti, malá vrchní část vystupuje z dásně. Aplikují se tedy nitrokostní implantáty, které jsou otevřené⁴ a můžeme je rozdělit především na:

- čepelkové - vyrobeny z ušlechtilé oceli, tělo implantátu je vloženo do čelistní kosti, mezi těmito strukturami se nachází vazivo, od jejich používání se upouští z důvodu větší obtížnosti zavedení a také možnosti vážnějšího poškození čelisti;
- válcové - materiálem pro výrobu je titan či keramika, zapuštěná část (tzv. fixtura) má válečkovitý tvar, je opatřena závitem, a představuje tak odpovídající náhradu kořene zubu, na ni je nasazen díl (abutment) dávající stabilitu korunce nebo pevnému můstku, tento druh je v současné době nejpoužívanější. [26]

³ Na titanový implantát tryskají vysokou rychlostí v plazmovém hořáku a v ochranné argonové atmosféře drobné titanové partikule.

⁴ Obecně rozeznáváme uzavřené, polouzavřené a otevřené zubní implantáty. Jedná se o rozdělení závislé na umístění implantátů, resp. na zanoření do tkání lidského těla.

Na obr. 4. [29] uvádím jednotlivé variace implantátů, kterými jsou válcovité, kónické a mini implantáty. Na ně jsou pak nasazovány vlastní zubní náhrady.



Obr. 4. Typy zubních implantátů [29]

Dále známe subperiostální, transmandibulární, tubelární, pterygoideální a zygoma implantáty.

Doba, po kterou by měli klasické implantáty plnit svou funkci, se udává kolem 15 let, nicméně se jedná o individuálně určenou skutečnost, u které hraje významnou roli ústní hygiena.

V závěru bych rád dodal, že zubní implantáty nelze vždy použít. Překážku tvoří věk, náhradu lze použít až přibližně po 17. roku věku, neboť do té doby se kosti lebky, tedy i čelistní, stále vyvíjí. Dále je potřeba přihlídnout k celkovému stavu pacienta, což zahrnuje zhodnocení stavu čelistní kosti, ale i jiných onemocnění (poruchy srážlivosti krve či imunity, cukrovka, epilepsie atd.), při kterých jsou užívány léky, a hrozí tak riziko neakceptování implantátu organismem nebo zbytečnost zákroku.

2.5 Dialýza – náhrada ledvin

Ledviny jsou nepostradatelným párovým orgánem člověka. Je známo, že prožít život lze i jen s jednou ledvinou. Život ohrožující situace nastává, pokud i tato ledvina přestane plnit svoji funkci. Důležitost ledvin spočívá zejména v jejich čistící schopnosti, neboť krev oprašťují od odpadních látek, kterými jsou draslík, močovina, ale i jiné cizorodé látky např. léky. Tyto jsou spolu s přebytečnou vodou vylučovány prostřednictvím moči. Dále udržují acidobazickou a elektrolytovou rovnováhu, podílí se na tvorbě látek, které ovlivňují krvetvorbu, aktivují hormony, vitamín D či inzulín. Mají vliv i na krevní tlak. [30]

Selhávání ledvin pak můžeme rozdělit na chronické, kdy ledviny přestávají plnit své funkce při vyšší zátěži, kterou může být např. infekce, a konečné neboli terminální, při kterém je nutno přistoupit k nahrazení činnosti ledvin. Pro určení

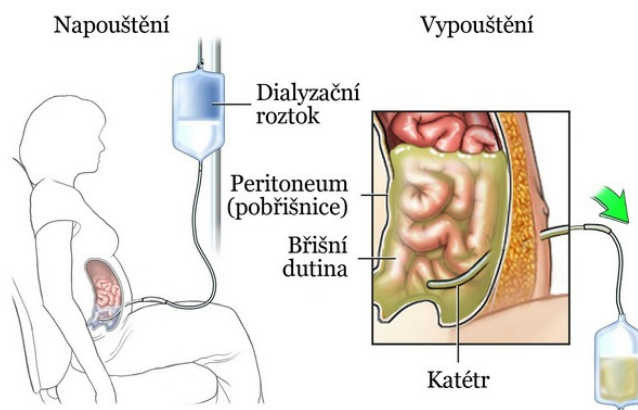
vhodnosti nasazení náhrady ledviny se používá několik ukazatelů. Prvním z nich jsou hodnoty glomerulární filtrace, určující objem moči vyfiltrovaný z krve za předem daný čas, pokud hodnoty klesnou pod 0,10 ml/s je nutné dialýzu zahájit okamžitě. Dále se sleduje rychlost očištění krevní plazmy od určité látky tzv. clearance. V úvahu je však třeba brát také věk, pohlaví, hladinu močoviny a albuminu v krvi. V současné době rozeznáváme tři možnosti náhrady funkce ledvin. Jedná se o transplantaci ledvin, peritoneální dialýzu a hemodialýzu. [31]

2.5.1 Transplantace ledvin

Transplantace ledvin je vždy spojena s pečlivým hledáním vhodného dárce, který musí rovněž podstoupit klinická vyšetření a zabezpečovat vysokou pravděpodobnost přijetí transplantovaného orgánu. Zajímavostí rovněž je skutečnost, že se náhradní ledvina vkládá do jámy kyčelní, mezi břicho a dutinu břišní, kde ji chirurg napojí na cévní systém, nikoli na místo pro ledviny typické. Udává se, že po zapsání adepta na transplantaci v Koordinačním středisku transplantací v Praze se na novou ledvinu čeká 1 až 2 roky. [32]

2.5.2 Peritoneální dialýza

Peritoneální dialýza, jejíž zjednodušené schéma uvádím na obr. 5. [34], spočívá v čištění krve přes pobřišnici (peritoneum), která je bohatě prokrvená a tvoří membránu s drobnými otvory. Základními zde probíhajícími fyzikálními jevy je osmóza a difúze, peritoneum pak plní funkci dialyzátoru. Zmíněné jevy přiblížím v další části pojednávající o hemodialýze. Princip peritoneální dialýzy spočívá v přivedení dialyzátu čili čistícího roztoku o objemu cca 2 litry přes katetr do dutiny břišní, do něj se během půl hodiny uvolní nežádoucí odpadní látky. Tento roztok je pak vypuštěn a nahrazen dalším. Procedura se opakuje přibližně čtyřikrát za den, bez nutnosti zapojení jakýchkoli přístrojů. Pro svoji jednoduchou obsluhu si vysloužila název „domácí dialýza“. V dnešní době je již také dostupný přístroj zabezpečující automatický proces, většinou v průběhu noci, a tudíž není pacient ve svém obvyklém denním programu neúměrně omezen. [33]



Obr. 5. Schéma peritoneální dialýzy [34]

2.5.3 Hemodialýza

Podrobněji se nyní budu věnovat hemodialýze, tedy přístroji, který umožňuje nahrazení funkce ledvin a bývá označován jako „umělá ledvina“.

Stěžejním pravidlem pro správnou funkci ledvin je přestup látek přes membránu za pomoci fyzikálních jevů, kterými jsou difúze, filtrace, konvekce a osmóza. U hemodialýzy se jedná především o difúzi látek z krve do dialyzačního roztoku přes semipermeabilní membránu, kdy projdou pouze látky do určité molekulární hmotnosti. Krev přivedená do dialyzátoru je membránou oddělena od dialyzačního roztoku, který má obdobné složení jako krev, neobsahuje však odpadní látky, viz obr. 6. [39], zobrazující schéma hemodialýzy. Koncentrace látek je rozdílná, a tudíž může dojít k difundování škodlivin do roztoku. [35]

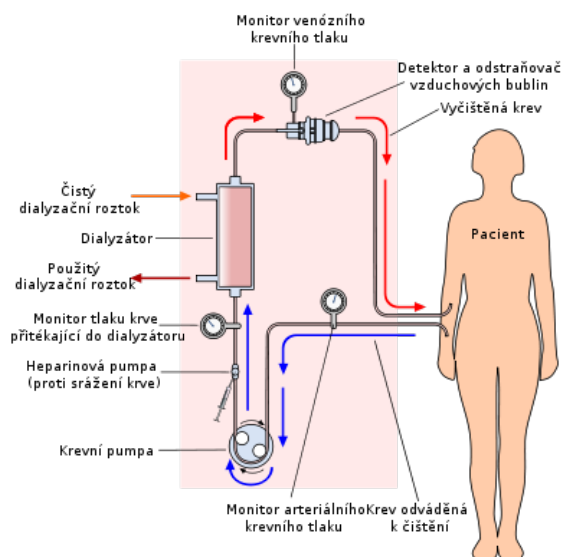
Umělá ledvina se ve svých začátcích skládala pouze z jednoho celku, dnes ji můžeme rozdělit na dialyzátor a dialyzační přístroj. I samotný dialyzátor si prošel vývojem, nejdříve jej tvořilo celofánové střívkno na výrobu párků, které bylo ve spirále navinuté na laťkový buben. Jednalo se o předchůdce cívkového dialyzátoru. Následoval dialyzátor deskový, kde dialyzační hadice resp. její části byly uspořádány na sebe a paralelně propojeny, mezi nimi se nacházela prokladová mřížka, přes níž tekla dialyzační roztok. Posledním typem je dialyzátor kapilární, ve kterém membránu představuje svazek úzkých dutých vláken. Co se týče materiálu, z kterého byla membrána vyrobena, jednalo se v začátcích o regenerovanou celulózu⁵. S postupem vývoje se přecházelo na syntetické materiály jako např. polyamid, polysulfon a polyakrylnitril. Dialyzační přístroj byl prezentován systémem s nádrží, dále se přikročilo k používání jednopřůtočných systémů s recirkulací, u něhož se dialyzační roztok připravoval odděleně. Následovaly pouze jednopřůtočné systémy až k dnešnímu uspořádání, které se skládá z krevní části, v ní se nachází především peristaltická krevní pumpa, ale součástí jsou např. i čidla pro detekci vzduchu či tlaku, a hydraulické části, ve které se tvoří dialyzační roztok o předem dané teplotě, vodivosti a tlaku, který obsahuje především anorganické soli (do teplé vody se přidává dialyzační koncentrát, promísí se a odvzdušní). Takto připravený roztok je jedním zubovým čerpadlem vháněn do dialyzátoru a druhým odsáván. I tato část obsahuje čidla zabezpečující ochranu pacienta. [36, 37]

Připojení dialyzačního přístroje k lidskému tělu se děje pomocí AV fistule, AV graftu či katetrů. AV fistule, arteriovenózní zkrat neboli „shunt“ spojuje tepnu a žílu většinou na předloktí méně zatěžované ruky. Průtok krve je dostatečně vysoký a výhodou je také skutečnost, že není do těla zaváděn cizí předmět a nehrozí časté infekce. Při naléhavém nasazení hemodialýzy však nejde použít, neboť AV fistule se hojí delší dobu a je jí možno použít za 4 až 6 týdnů. AV graft rovněž propojuje tepnu a žílu a je zaváděn na předloktí ruky příp. na hrudi či stehně, avšak za pomoci tzv. umělé žíly, obvykle vyrobené ze syntetického materiálu, z teflonu (v úvahu

⁵ Pomocí chemických látek se přírodní celulóza z dřeva či bavlny resp. její řetězce roztrhaly a následně nechaly polymerizovat.

přichází i sterilovaná céva zvířete po chemickém ošetření). Nevýhodou je větší riziko infekce, vzniku zúženin či trombózy. Lze jej však použít dříve než AV fistuli, a to po 2 až 3 týdnech po zavedení. Poslední možností jsou akutní či permanentní katetry, které se používají při neodkladnosti provedení hemodialýzy. Ty bývají hydrofilní s antitrombotickým povrchem, vyrobeny jsou většinou ze silikonu, polyuretanu nebo vialonu. Jedná se o na dvě trubičky rozvětvenou hadičku uvnitř těla napojenou nejčastěji na podklíčkovou žílu. Na povrchu těla ústí do dvou přípojek, jedna slouží pro odběr krve a druhá pro navrácení krve zpět do cévního řečiště. [38]

Na závěr této kapitoly lze shrnout, že umělá ledvina musí splňovat bezpečnostní požadavky a samozřejmě také testy dostatečné účinnosti a odpovídající biokompatibility.



Obr. 6. Schéma hemodialýzy [39]

2.6 Možnosti dalšího využití biomateriálů v organismu

S rostoucí kvalitou biomateriálů rostou i možnosti způsobů jejich využití. Mimo výše uvedené se jedná ještě zejména o náhrady kloubů či o implantáty zaváděné do ramene, loktu, kyčle a kolene. Lze s nimi napravit zlomeniny nejen dlouhých kostí, ale i všech ostatních. Specifikum představují náhrady lebečních kostí, a to zejména s ohledem na to, že poskytují ochranu mozku, nepostradatelnému orgánu, bez kterého je standardní lidská existence nepředstavitelná. Dále existují kochleární nebo středoušní implantáty, které pomáhají s léčbou poškozeného sluchu, umělé srdeční chlopně či dlouho očekávané umělé srdce. U všech těchto variant použití je stále mít třeba na paměti, že materiály, z kterých budou vyrobeny, musí být biokompatibilní.

2.6.1 Kloubní implantáty

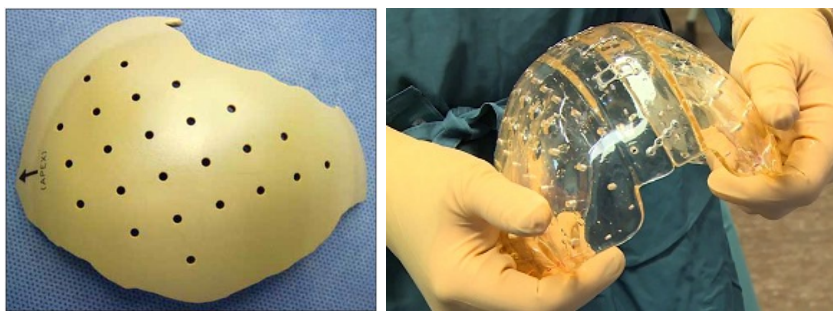
Náhrada kloubních spojení je značně složitá, neboť se nejedná o pevné spojení částí, naopak výsledkem musí být spojení, která umožní zachování všech druhů pohybu. Náhrada kloubu se označuje pojmem endoprotéza, ta může být částečná nebo totální, kdy dochází k plnému nahrazení kloubu. V dnešní době se jedná o zákrok poměrně běžný. Jelikož však dochází ke styku dvou materiálů, musí se tyto pečlivě vybrat. Obdobně jako jiné implantáty i ty kloubní byly nejprve vyráběny kupříkladu ze slitiny titanu, hliníku a vanadu. Dnes jsou povětšinou složeny ze dvou dílů, a to z části nahrazující kosti (kovová) a části umístované mezi nimi (polyethylenová výztuž o značné hustotě). Materiál může být i keramický či chromkobaltový, vždy záleží na konkrétním typu použití a individualitě pacienta. Pro názornost připojuji obr. 7. [41], který ukazuje implantáty kolenního a kyčelního kloubu. Poměrně dobrou kombinací pro snížení otěru se jeví hlavice kloubu vyrobená z keramiky a doplněná plastovou jamkou. [40]



Obr. 7. Kolenní a kyčelní kloub [41]

2.6.2 Implantáty lebečních kostí

Požadavky na implantáty lebečních kostí jsou nejen funkční, ale i estetické, tudíž se již převážně vyrábějí přímo pro potřeby konkrétního pacienta. Díky hydroxylapatitu se navíc náhrada postupně stává součástí okolní kostní tkáně a sama se stává živou kostí. Dříve se používaly hlavně kovové implantáty, implantáty z pacientovy kostní ploténky nebo z kostního cementu. Ani titanové implantáty však nejsou zapomenuty, jsou dnes vyráběny pomocí 3D tisku např. se sametovým povrchem. Zkouší se ale i nové materiály např. z průhledného polyamidu, neprůhledného termoplastu nebo polyéteréterketonu, viz obr. 8. [43, 44]. Vývoj není ani zde ukončen. Přichycení implantátu se děje pomocí titanových minidlah a šroubků. [42, 43]



Obr. 8. Implantáty lebečních kostí [43, 44]

2.6.3 Umělé srdce

První umělé srdce bylo v České republice poprvé použito v dubnu 2003. Nejčastěji se jedná o tzv. biventrikulární srdeční podporu, která funkčně nahrazuje srdce. Zajímavostí je, že původní srdce se z těla nemusí vyjmout a dál plní účel zásobárny krve, tudíž je náhrada zcela vně pacientova těla. K srdci jsou připojeny přes břišní stěnu kanylymi čerpací komůrky nahrazující 2 srdeční komory a nacházející se v úrovni pasu. Součástí je ještě řídicí jednotka a napájení. Na trhu se však objevují i jiné typy, které kopírují srdce věrohodněji, viz obr. 9. [48, 49]. Část zavedená do těla pacienta je z polymerů a organických tkání a obsahuje senzory usměrňující tep a proudění krve. Hmotnost činí asi 900 g, umělý orgán má v sobě i umělé chlopně, díky nimž je paradoxně odhadována jeho nižší životnost. Cena nejnovějších modelů srdcí se pohybuje až kolem 5 milionů korun. Umělá srdce jsou poháněna pulzy anebo turbínami. Vědci pracovali také s titanovo-plastovými typy srdcí, která jsou „bezdrátová“, kde dobíjení je uskutečňováno přímo přes kůži. [45, 46, 47]



Obr. 9. Umělé srdce [48, 49]

2.7 Právní úprava zdravotnických prostředků

S ohledem na komplexní přiblížení problematiky považuji za nutné zmínit rovněž obecné legislativní ukotvení. Mezi základní právní předpisy pokrývající danou oblast lze zařadit zákon č. 372/2011 Sb., o zdravotních službách a podmínkách jejich

poskytování ve znění pozdějších předpisů, který obecně upravuje zdravotní služby a podmínky jejich poskytování. Zákon č. 268/2014 Sb., o zdravotních prostředcích a o změně zákona č. 634/2004 Sb., o správních poplatcích ve znění pozdějších předpisů, pak zdravotním prostředkem rozumí nástroj, přístroj, zařízení, programové vybavení včetně programového vybavení určeného jeho výrobcem ke specifickému použití pro diagnostické nebo léčebné účely a nezbytného ke správnému použití zdravotnického prostředku, materiál nebo jiný předmět, určený výrobcem pro použití u člověka, které jsou užitý k zákonem stanovenému účelu. Patří mezi ně tedy i výrobky implantované do lidského těla. Za zmínku stojí skutečnost, že zákon přiznává v oblasti notifikace a nakládání se zdravotnickými prostředky značnou pravomoc Státnímu ústavu pro kontrolu léčiv, který má za úkol zabránit proniknutí nebezpečných výrobků, které nejsou náležitě testovány a monitorovány, na český zdravotnický trh. [50, 51]

Z podzákoných právních předpisů se pak jedná o vyhlášku č. 373/2016 Sb., o předávání údajů do Národního zdravotnického informačního systému, která stanoví okruh poskytovatelů zdravotních služeb, kteří jsou povinni předávat údaje např. do Národního registru kardiovaskulárních operací a intervencí, Národního registru kloubních náhrad či Národního registru úrazů. Účelem těchto registrů je získávání a shromažďování údajů pro statistické účely na národní úrovni, umožňují mezinárodní srovnání a poskytují informace o vlastnostech použitých implantačních materiálů zejména z hlediska jejich životnosti a finanční nákladnosti. Dále se jedná o nařízení vlády č. 54/2015 Sb., o technických požadavcích na zdravotnické prostředky, nařízení vlády č. 55/2015 Sb., technických požadavcích na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky či vyhlášku č. 62/2015 Sb., o provedení některých ustanovení zákona o zdravotnických prostředcích. [52, 53, 54]

Je nutné počítat také s evropským rozměrem věci, tedy především s nařízeními a směrnicemi, které zdravotnické prostředky upravují, neboť i na ně se vztahují pravidla jednotného trhu Evropské unie. Jedním z mnoha cílů Evropské unie je poskytování podpory stále se vyvíjejícímu systému zdravotní péče a vzniku nových technologií. Za zmínku stojí zejména nařízení Evropského parlamentu a Rady o zdravotnických prostředcích a změně směrnice 2001/83/ES, nařízení (ES) č. 178/2002 a nařízení (ES) č. 1223/2009, směrnice Rady 93/42/EHS o zdravotnických prostředcích, směrnice Evropského parlamentu a Rady 2007/47/ES, kterou se mění směrnice rady 90/385/EHS o sblížení právních předpisů členských států týkajících se aktivních implantabilních zdravotnických prostředků, směrnice Rady 93/42/EHS o zdravotnických prostředcích a směrnice 98/8/ES o uvádění biocidních přípravků na trh. [55, 56, 57]

Úpravu však nalezneme také v technických normách, a to jak českých, tak mezinárodních, viz např. norma ČSN EN ISO 13485, která zahrnuje návrh, vývoj, výrobu, skladování, distribuci, instalaci i likvidaci zdravotnických prostředků, a norma EN ISO 10993, která ve své části 18 obsahuje chemickou charakterizaci materiálů zdravotnických prostředků.

Je zcela logické, že je materie předmětem mnoha právních úprav, neboť zdravotnický průmysl se s nástupem nových technologií velmi rychle rozvíjí. S ohledem na obrovský potenciál a zároveň důležitost oblasti je zcela nezbytné u zdravotnických prostředků nastavit základní legislativní mantinely a technické požadavky.

3. Využití stentů v lékařské praxi

Jak již plyne z předchozího textu, využití biomateriálů v lékařské praxi může mít nepřeberné množství podob a forem. Rozhodl jsem se ve své bakalářské práci zaměřit na stenty, jejichž vývoj a podoba není zcela jistě ukončena a je neustále zdokonalována.

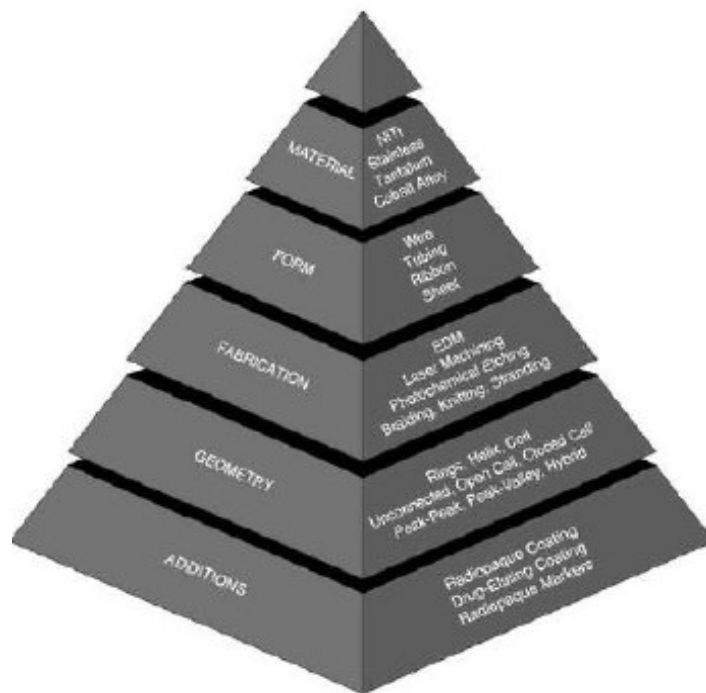
3.1 Definování a variace stentů

Svoje označení dostal stent podle Charlese Thomase Stenta, zubaře z Londýna. Ten byl činný zejména na poli zubních protéz a je známo, že kovové výztuže zkoušel zavádět pro kožní transplantáty. Po prvních pokusech o vytvoření optimální konstrukce stojí za zmínku stent s kovovým výpletem z paramagnetické kobaltové slitiny, který byl vytvořen z 16 až 20 drátů o tloušťce 0,06 až 0,009 mm. Takto vytvořený stent byl použit v roce 1986 v Toulouse, jednalo se o jeho první koronární implementaci. Významnou osobností v této oblasti je Ulrich Sigwart, který se zasloužil o rozšíření povědomí a o praktické využívání stentů. Významnou úlohu u vzniku balon-expandibilních stentů, kterým se budu podrobněji věnovat v kapitole popisující koronární stenty, sehrál argentinský lékař Julio Palmaz. Jeho experimentální vzor byl spájen pouze z měděných drátů, později používal ocel spojenou stříbrem. Operační zavedení tohoto stentu se poprvé uskutečnilo ve Freiburgu v roce 1987. [58]

Stent můžeme obecně definovat jako jistou formu výztuže, která po zavedení do organismu normalizuje průchodnost cévních, močových, trávicích či žlučových cest apod. Je považován za méně invazivní zásah do organismu než jiné operační varianty, a v tomto srovnání jej tedy lze označit za jednodušší lékařský zákrok. Přes technický pokrok, který je s vývojem stentů spojen, nejedná se o konečné řešení, neboť je známo, že je mnohdy nutno přistoupit k jejich výměně. Děje se tak zejména v souvislosti s jejich posunem, porušením materiálu či špatnou akceptací organismu. [58]

V literatuře je uváděno rozdělení stentů do určitých kategorií, a to podle materiálu, formy, způsobu výroby, geometrie a doplňků. Domnívám se, že jde o názorné nastínění všech možných variant stentů, proto uvádím model Pyramidy rozdělení stentů na obr. 10. [59].

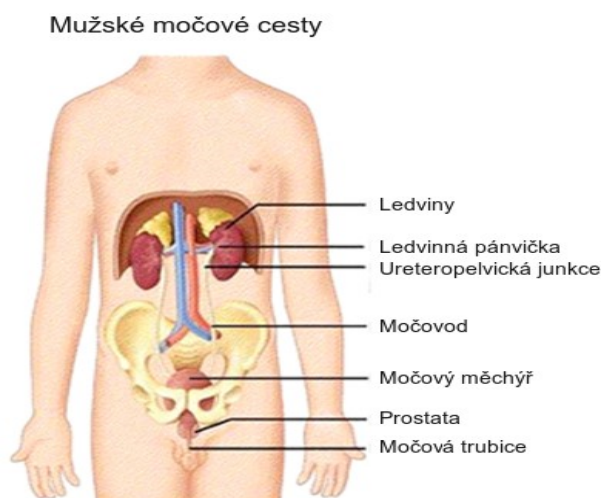
V dalších podkapitolách se však budu věnovat především stentům podle druhu jejich medicínského využití a podle materiálů užívaných pro jejich výrobu.



Obr. 10. Pyramida kategorizace stentů [59]

3.1.1 Uretrální a prostatické stenty

Uretrální a prostatické stenty se, jak název napovídá, uplatňují ve strukturách vylučovací soustavy, která prostřednictvím tvorby moči zajišťuje odvod odpadních látek a přebytečné vody z těla ven. Pro přiblížení stavby vylučovací soustavy, viz obr. 11. [60]. Vylučovány jsou rovněž kyselé látky a ionty, zajišťuje tedy i acidobazickou rovnováhu v organismu. [60, 61]



Obr. 11. Mužské močové cesty [60]

Uretrální stenty jsou aplikovány do močovodu. Jedná se o trubici dlouhou 25 až 30 cm s průměrem 4 až 6 mm. Představuje spojení mezi ledvinovými pánvičkami a močovým měchýřem. Je tvořen hladkou svalovinou vystlanou sliznicí. Peristaltické vlny napomáhají průchodu moče do močového měchýře, kde se moč shromažďuje. [62]

Prostatické stenty se umísťují do močové trubice, která odvádí moč z močového měchýře z těla za působení dvou svěračů, tato je rozdílná u žen a mužů. U žen dosahuje délky 4 cm a je rovná, u mužů jde o 12 až 25 cm dlouhou trubici, která prochází přes předstojnou žlázu (prostatu) a je esovitě prohnutá. Prostata je svalnatý orgán, který má dva postranní laloky, které jsou vepředu sdruženy, pod močovým měchýřem je umístěn střední lalok. Do močové trubice ústí prostatické žlázy. [63]

Jedním z nejznámějších stentů ve vylučovací soustavě je pigtail, JJ stent či double stent. Jedná se o trubičku, jejíž začátek je v ledvinné pánvičce a konec v močovém měchýři. Oba konce jsou zatočené - odtud název „prasečí ocásek“, viz obr. 12. [64]. Zatočení zabraňuje jeho posunu. [64]



Obr. 12. Pigtail (JJ stent) [64]

Tento typ stentu bývá aplikován z důvodu striktury močovodu, tumoru, těhotenství či jiných patogenních změn a poranění, a to maximálně po dobu jednoho roku, délka závisí na materiálu, z kterého je vyroben, a rovněž na důvodu jeho zavedení. Po provedení cystoskopie⁶ je stent přes ústí močovodu vpraven až do ledviny. Následkem částečného vytažení vodičích drátů je zatočení konců stentu. Lze jej však aplikovat i rovnou bez těchto vodičů. Délka stentu je vybírána dle individuálních potřeb každého pacienta. Správnost umístění lze jednoduše kontrolovat pomocí RTG snímků. Nevyžádaným jevem po implantaci je tlak a pálení při močení, či krev v moči. Nevýhodou je v některých případech i špatná derivace. Tlakově průtokové vlastnosti by na vyšší úrovni měly mít stenty polyuretanové,

⁶ Jedná se o endoskopické vyšetření močové trubice a močového měchýře.

nicméně praxe ukazuje, že mnohdy jsou na tom v tomto směru lépe stenty silikonové. Nejnižší sklony ke vzniku inkrustací⁷ pak mají stenty hydrogelové. [65, 66]

Co se týče materiálů, bývá používán plastický vnitřní stent (JJ stent), avšak aplikuje se i stent kovový samoexpandibilní, který je často vytvořen z vysoce inertního titanu. Ten zabezpečí dobrou akceptaci do stěny močovodu, nicméně jeho pořizovací cena zabraňuje častějšímu použití. Speciálními stenty jsou používány v předem vybraných případech, jde o stent s extrakčním vláknem, antirefluxní stent, stent pro drenáž po endopyelotomii atd. [67]

Pro skiaskopické zobrazení stentů, jsou tyto obohacovány o různé soli kovů. Nelze opomenout ani fakt, že moč ovlivňuje mechanické vlastnosti stentu, jeho pružnost a pevnost. Přístupuje se tedy k zavádění stentu z modifikovaného silikonového polymeru s hydrogelovým povrchem. Ani ten však není schopen prostředí zcela odolat, a proto i pro něj platí nutnost obměny. [66]

V současné době se v urologii začíná používat extra-anatomický stent. Je veden z ledvinné pánvičky přes podkoží do oblasti podbřišku a následně do močového měchýře. Je užíván v situacích, kdy jsou klasické uretrální stenty nedostatečné. Je vyroben ze specifického silikonu a ve střední části je potažen Gore-texem. Na rozdíl od pig-tail stentu není zakončen spirálovitě, ale rovně. Uchycení je prováděno speciálními stehy. Velkou výhodou pro pacienta je, že díky uzavřenému systému není třeba sběrných sáčků, tudíž představuje alternativu k trvalé nefrostomii⁸. [65, 66, 67]

Při zvětšené prostatě se také využívá schopnosti stentu roztáhnout strikturu močové trubice. Odpovídajícím umístěním dojde k zatlačení prostaty, a tím dojde k opětovnému rozšíření močové trubice. Nejedná se však o permanentní řešení, nevýhodou představuje tvorba konkrementů (pevných útvarů) na stentu. Jednou z možných variant je stent s polymerovým povrchem ve tvaru trojúhelníku, který se dobře adaptuje na prostatickou trubici, čímž nedochází k nechtěnému podráždění. [68]

Rovněž prostatické stenty jsou vyráběny z inertních kovů a různých variací slitin, tvar je spirálovitý či síťovaný. Podstatou je zajištění průchodnosti mezi prostatickými laloky, zavádí se namísto trvalé močové cévky, tedy v případech, kde není možné použít chirurgické řešení. [69]

Pro zajímavost uvádím možnost léčby jak horních, tak dolních močových cest pomocí termo-expandibilních Memokath stentů, viz obr. 13. [71]. Jsou vyrobeny ze slitiny niklu a titanu. Tento stent flexibilně reaguje na teplotu prostředí. Při vyšších teplotách ve fyziologickém roztoku má tendenci k rozpínání a zafixování, naopak při ochlazení spirála stentu ochabne, což umožní jeho snadnější vyjmutí. Konec

⁷ Většinou je inkrustace tvořena fosforečnanem vápenatým nebo fosforečnanem hořečnatoamonným.

⁸ Při nefrostomii je zavedena drenážní trubice, pomocí které je odváděna moč přímo z ledviny do sběrného sáčku.

stentu bývá trychtýřovitě rozšířen. Kvůli vysoké finanční nákladnosti však nejde o široce používané stenty. [70]

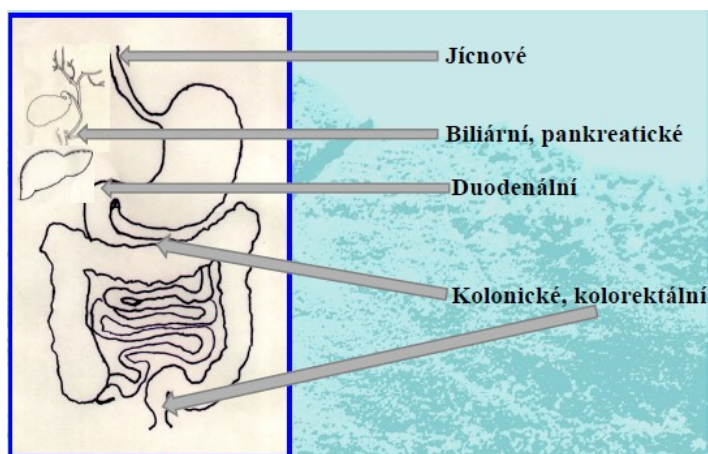
Lze shrnout, že požadavky na materiály, z nichž jsou výše uvedené stenty vyráběny, jsou následující: odolnost proti inkrustacím, tvarová paměť, elasticita, která je však doplněna odpovídající pevností a nepropustnost pro záření. V praxi se těmito vlastnostem přibližují spíše syntetické materiály, tedy silikon a polyuretan.



Obr. 13. Termo-expandibilní Memokath stenty [71]

3.1.3 Jícnové stenty

Jícnové stenty jsou pouze jedním druhem stentů, které jsou v zažívacím traktu používány. Dále se můžeme setkat se stenty biliárními, pankreatickými, duodenálními, kolonickými či kolorektálními. Pro názornost jejich umístění uvádím na obr. 14. [73]. Rovněž stenty gastrointestinálního traktu můžeme dělit podle kombinace výrobního materiálu a vzhledu (plastové, kovové, samoexpandibilní a balonexpandibilní), podle krytí nebo podle způsobu jejich zavádění (perkutánně, endoskopicky, s použitím vodícího drátu). Tato bakalářská práce nedosahuje rozsahu, aby bylo možné věnovat se všem zmíněným stentům, proto dále přiblížím pouze stenty jícnové. [72, 73]



Obr. 14. Stenty zažívacího traktu [73]

Jícen se v lidském těle nachází v mezihrudí a tvoří spojovací část mezi hltanem a žaludkem. Na horní svěrač navazuje příčně pruhovaná svalovina, ta v poslední třetině jícnu přechází ve svalovinu hladkou a je ukončena dolním jícnovým svěračem. Typickým jevem je peristaltika, kdy pohybem stěn je zajištěn posun jídla do žaludku. Pro přirozený příjem potravy je tak jícen nepostradatelnou součástí organismu. [74]

Hlavním příznakem striktur jícnu je neschopnost přirozeného polykání bez potíží neboli dysfagie. Zúžení jícnu je třeba rozlišovat na maligní a benigní, neboť při jejich léčbě se uplatňuje jiný postup. Důležitou vlastností stentů, vzhledem k působení peristaltiky, je vysoká únavová zátěž a dále taky korozivzdornost. [74]

U benigního zúžení jícnu se dává přednost dilataci, řešení, u kterého není nutný chirurgický zákrok. Používají se tedy zejména dilatační balónky, ovšem prozatímní zavedení stentů, které uvnitř jícnu zůstávají několik týdnů či měsíců, není zcela vyloučeno. Nebezpečím zůstává možnost poškození struktur při odstraňování stentu a jeho migrace. Dobrou alternativou jsou tedy biodegradabilní stenty. Příkladem, jehož znázornění uvádím na obr. 15. [75], je SX Ella-BD stent, který si svoji radiální sílu a kompaktnost udržuje po dobu 6 až 8 týdnů od zavedení, k degradaci pak dochází po 11 až 12 týdnech. Je zhotoven z polymeru, kterým je polydioxanon. Tento materiál si vyžaduje situování stentu do aplikačního zařízení bezprostředně před samotným zaváděním. V koncích je rozšířen a v má také kovové kontrastní značky, ty se nachází na jeho okrajích a uprostřed. [74]



Obr. 15. SX Ella-BD stent [75]

I u tohoto stentu se nelze vyhnout nežádoucím jevům jako je jeho posun, bolest po zavedení a individuálně také vznik restenózy neboli obnovení stenózy.

Nejčastější příčinou maligního zúžení jícnu je karcinom jícnu, obvykle používanou nápravou jsou právě stenty, a to zejména stenty samoexpandibilní vyrobené z oceli, nitinolu či plastu. Tyto stenty bývají obvykle kryté, a díky tomu dochází k jejich častým posunům. K materiálům užívaným ke krytí se řadí polyetylén, polyuretan, polyester či silikon. Představují však pro pacienty i v pokročilé fázi nemoci ten nejméně zatěžující zákrok. K jejich zavedení je však přistupováno především v situacích, kdy jsou nádory neoperovatelné a stenty působí zejména jako

paliativní prostředek. Sama aplikace probíhá až po dilataci zúženiny angioplastickým balónkem a konečný tvar stent získává do 48 hodin po zavedení. Přes komplikace, které po zavedení stentu mohou nastat (migrace, prorůstání tumoru, bolest po aplikaci), jedná se o metodu, která usnadňuje pacientům poslední stádia choroby. [76]

Významné postavení v oblasti jícnových stentů má superelastický stent vyrobený ze slitiny NiTi. Nitinolové stenty se vyznačují tvarovou pamětí, mají však velmi nízkou trvanlivost, ta je vzhledem k jejich umístění jen pár měsíců. Vyrobit je lze několika způsoby, řadíme sem pletení z vláken, laserové vyřezávání, litografické leptání či laserové řezání tenkých nitinolových filmů připravených prostřednictvím technologií magnetronového naprašování. Pro získání požadovaných vlastností je stent vložen do speciální fluidní pece, ve které je teplota cca 500 °C, tento proces zajistí materiálu korozivzdornost. Superelasticitu způsobuje časté ohýbání, a tím otevírá možnost narušení i samotné oxidické vrstvy. Pozitivní vlastnosti však převažují nad případnými negativy, které se ostatně v průběhu vývoje snad podaří odstranit. [76]

3.2 Zdravotní indikace pro užití stentů

V této podkapitole se chci zmínit o onemocněních, která vedou k léčbě pomocí jícnových, uretrálních, prostatických stentů a také stentů využívaných pro nápravu částí dýchacích cest.

Obecně lze konstatovat, pomineme-li vrozené abnormality, že nejčastěji je nutné přistoupit k použití stentů, tedy k vyztužení poškozených trubicovitých struktur, při diagnostikování a následné léčbě nádorových onemocnění. Například při nádorech jícnu nejsou pacienti schopni přijímat potravu, čemuž lze právě vyztužením postižené části jícnu předejít. Jejich pomocí se zastavuje i krvácení z jícnových varixů⁹, které jsou nejčastěji následkem alkoholismu či cirhózy jater.

Jedním z onemocnění, při kterých jsou stenty zaváděny do vylučovací soustavy, je hydronefróza. Nastává v případě, že moč nemůže volně proudit z důvodu existence překážky. Následně dochází ze zvýšení tlaku v močových cestách, což může vést k infekci močových cest, zánětům až k celkové ztrátě funkčnosti ledvin. Po odstranění překážky se činnost močovodu obnoví právě pomocí stentů. Hydronefrózou trpí také ženy v době těhotenství. Častou překážkou jsou i močové kameny, jejichž výskyt je nezhledná recidivní. Dále se jedná

⁹ Jedná se o značně rozšířené žíly ve spodní části jícnu, nejčastěji se jedná o vrátnicovou žílu. Zvyšuje se průtok krve v žilách a naopak stěny jsou ztenčeny, tyto jsou pak velmi náchylné na protržení, což může způsobit akutní krvácení.

např. o pyonefrózu¹⁰, trauma močového, které může vzniknout po úrazech, či jakoukoli obstrukci vzniklou v močových cestách. [69, 77]

Při léčbě prostatických obtíží se v první fázi přistupuje k nasazení medikamentózní terapie, až pokud tato selže, přistupuje se operativnímu řešení, které napravuje opakující se záněty močových cest, patologické změny na močové trubici, retenci moči¹¹, makroskopickou hematurii¹² a další komplikace mající původ v předstojné žláze. Pro doplnění uvádím, že alternativně probíhá léčby laserovými metodami. [69]

Jak již bylo naznačeno v předchozích kapitolách, setkáváme se různými druhy a typy stentů. Endobronchiální a tracheobronchiální stenty zabezpečují průchodnost dýchacích cest a pokrývání píštělí¹³. Jejich použití je nutné při dlouhotrvajícím podstatném zúžení průdušnice a průdušek. Negativně mohou působit intubace nebo poleptání, které mohou vést až ke vzniku stenóz. Nelze však pominout ani různé druhy specifických infekcí, polytraumata, indispozice konkrétního pacienta, septický šok či tracheostoma. [77]

Tato práce nemá za cíl uvést všechny druhy onemocnění, při kterých je možno stenty využít, uvedl jsem tedy jen ty nejznámější. Dovolím si tvrdit, že u rozhodnutí pro léčbu pomocí stentů je vždy nezbytně nutné mít na mysli individualitu každého pacienta, samy příčiny vzniku choroby a její rozsah.

¹⁰ Pyonefróza je definována jako stav, kdy je ledvinná pánvička a ledvina naplněna hnisem v důsledku těžkého zánětu.

¹¹ Odborný výraz pro neschopnost vyprazdňovat močový měchýř.

¹² Jde o viditelnou přítomnost krve v moči.

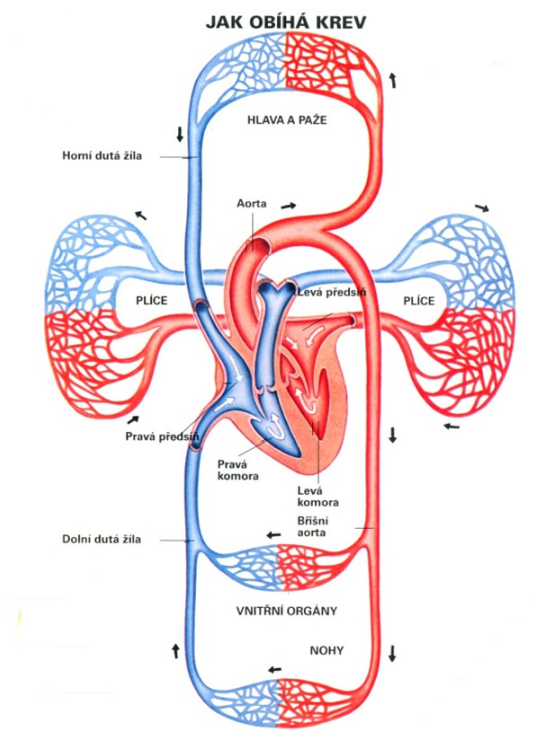
¹³ Za píštěl se považuje jakékoliv nepřirozené kanálkovité propojení mezi orgány, cévami, nebo i ven na kůži.

4. Koronární stenty

4.1 Oběhová soustava

Cévní soustava je charakterizována jako systém zajišťující oběh krve v lidském těle. Trubice, jimiž krev proudí, se skládají ze tří vrstev. Vnitřní vrstva (tunica intima) vytváří nesmáčivý povrch bránící např. vzniku sraženin, následuje vrstva svalových buněk a elastických vláken (tunica media), poslední vrstvou (tunica externa) je vazivový obal. Krev pak zajišťuje přívod kyslíku a živin do tkání, a zároveň odvod oxidu uhličitého a jiných odpadních látek vznikajících v lidském těle. Jejím prostřednictvím jsou přenášeny i např. hormony. Skládá se z červených a bílých krvinek (erythrocyty a leukocyty), krevních destiček (trombocyty) a plazmy. Každá ze složek má svou specifickou funkci. [78]

Hlavním orgánem oběhové soustavy je srdce, které funguje jako pumpa a svými stahy rozhání krev po těle skrze tepny (artérie), které jsou zúženy až do vlásečnic (kapiláry), z nichž je pak díky žílám (venae) krev přenášena zpět do srdce. Jelikož nelze ve stručnosti popsat složitost systému a struktur oběhové soustavy, což ani není cílem této práce, uvádím pro názornost na obr. 16. [80] alespoň schéma oběhu krve. [79]



Obr. 16. Oběh krve [80]

4.2 Zdravotní indikace pro užití koronárního stentu

Vzhledem ke skutečnosti, že kardiovaskulární onemocnění jsou jednou z převažujících příčin úmrtí, je i vývoj cévních endoprotéz ve středu zájmů lékařských výzkumů. Nejzávažnějším onemocněním, kvůli kterému jsou koronární stenty aplikovány, je ischemická choroba srdeční, pro kterou je typické omezení přítoku krve až úplná nedokrevnost srdečního svalu. Jako nejčastější příčina je uváděna koronární ateroskleróza¹⁴, a to až v 90 % případů. Stenty jsou zaváděny při zákroku známém jako angioplastika neboli perkutánní koronární intervence. Dalšími chorobami jsou např. angina pectoris nebo včasné zachycený infarkt myokardu. Setkáváme se také se stenty, které jsou zaváděny do cév horních a dolních končetin. Problémem, s kterým se lékaři i po instalaci stále potýkají, je restenóza (obnovení stenózy) a trombóza stentu. [81]

Na tomto místě bych se rád zmínil také o stentgrafech (endovaskulárních protézách). Jimi jsou napravena aneurysmata, tedy lokální rozšíření tepny, ruptury tepen i cév či arteriovenózních píštělí. Úkolem stentgrafu je překrytí či přemostění problematického místa, tím dojde k jeho eliminaci z cévního oběhu. Tvoří jej cévní protéza z polytetrafluoroethylénu a zvolený stent. [82]

4.3 Druhy koronárních stentů a jejich vlastnosti

Koronární stent stejně jako předchozí typy stentů tvoří elastickou výztuhu. Po jeho implantaci dochází k znovurozšíření tepny a obnovení průtoku krve. Velký důraz je kladen právě na elasticitu, která by se měla alespoň přibližovat vlastnostem cévy. Po zavedení musí stent vykazovat rovněž dostatečnou tuhost. V modelovém případě by měl zajistit zvětšení průsvitu cévy, zároveň nezpůsobit restenózu a být pouze dočasnou součástí cévního oběhu. Samozřejmostí zůstává snadnost zavádění, tvarová adaptabilita a viditelnost umístění při kontrole uskutečňované pomocí RTG. [83]

4.3.1 Kovové stenty

První výztuhy byly vytvořeny z kovů, v dnešní době se lze setkat s názorem, s kterým se rovněž ztotožňuji, že tyto nejsou zcela optimální, neboť často vedou ke vzniku trombóz a dalším reakcím organismu, jako je zabránění přirozené obnovy tepny. Mezi zástupce můžeme zařadit nerezovou ocel, platinu a chromkobaltové sloučeniny. [84]

Zvláštní vlastnosti vykazují stenty vyrobené z intermetalické sloučeniny niklu a titanu, tedy nitinolu. Je vyhledáván zejména pro svou tvarovou paměť, kdy změnou teplot lze dosáhnout přeformování struktury krystalické mřížky. Kladně hodnocený je také pro svou superelasticitu, díky níž lze silou vytvořit konformaci martenzitu,

¹⁴ Jedná se o kornatění tepen, které se dá zjednodušeně popsat jako dlouhodobé ukládání tukových látek do stěn cév, které způsobuje jejich tuhnutí a zmenšení průsvitu.

po následném uvolnění se sám vrátí do původního tvaru. Vykazuje také hysterézní chování, je ohybuvedorný, bývá pokryt povlakem z TiO_2 a není ani příliš feromagnetický. Mínusem je nízká radiální síla. [85]

4.4 Tvarové a funkční modifikace koronárních stentů

V závislosti na konkrétním umístění stentu v oběhové soustavě rozeznáváme vyřezávané trubičkové, drátěné, síťové a stavebnicové stenty. Ne každý z nich se hodí pro zavedení do hlavních či postranních tepen. [86]

4.4.1 Vyřezávané trubičkové stenty

Jedná se o trubičky, které jsou za pomoci laseru vytvarovány, resp. vyřezány. Jsou nazývány „sloted tube stents“. Obecně se udává, že mají velkou radiální sílu, avšak menší ohebnost, vyrábí se tak většinou stenty o větší průměru. [86]

4.4.2 Drátěné stenty

Prstencové neboli „coil stents“ vynikají svou ohebností a jsou vytvořeny z jednotlivých drátků, nicméně mají nižší radiální sílu a osovou stabilitu. [86]

4.4.3 Síťové stenty

Dalším typem jsou tzv. „tubular mesh stents“, kdy vinutím drátů vzniká mřížka. Velkou výhodou je jejich schopnost samoroztažitelnosti po stažení ochranné membrány. Jsou velice ohebné a dokáží se přizpůsobit tvaru tepny. [86]

4.4.4 Stavebnicové stenty

Jsou označovány jako „modular stents“ a jsou složeny ze sekvencí korunek či kroužků přichycených tavenými spoji nebo spojovacími struty. Vytváří flexibilní výztuhu tepen. [86]

4.4.5 Balon-expandibilní stenty

Jejich označení vyplývá ze způsobu zavedení stentu do organismu. Balon-expandibilní stenty jsou pomocí roztažení balonku v požadovaném místě tlakem posunuty do cévní stěny. [87]

4.4.6 Samo-expandibilní stenty

Tyto stenty se v místě určení samy roztáhnou a následně přizpůsobí konkrétní cévě. V současné době jsou vytvářeny především z nitinolu. Rozeznáváme 3 způsoby zavádění:

- stahovací pochva;
- roztažitelná pochva s balonkovým katétre;

- mechanismus využívající k uvolnění elektrický proud a elektrochemickou reakci. [85]

4.5. Lékové a biodegradabilní stenty

Lékové stenty neboli drug-eluting stenty obsahují na svém povrchu aktivní vrstvu. Kupříkladu u ocelového stentu se jedná o povlak z polymeru, který postupně uvolňuje cytostatika (např. sirolimus, everolimus, paclitaxel či zotarolimus). Tyto stenty poměrně dobře odolávají restenóze, avšak přináší hrozbu vzniku pozdní trombózy.

Biodegradabilní neboli vstřebatelné stenty se v těle po určitém časovém období rozkládají. Hlavním motivem pro jejich vznik a zavádění je nevhodné působení klasických stentů na vazomotorické vlastnosti postiženého úseku cévy. Bioabsorpce je přímo závislá na použité technologii:

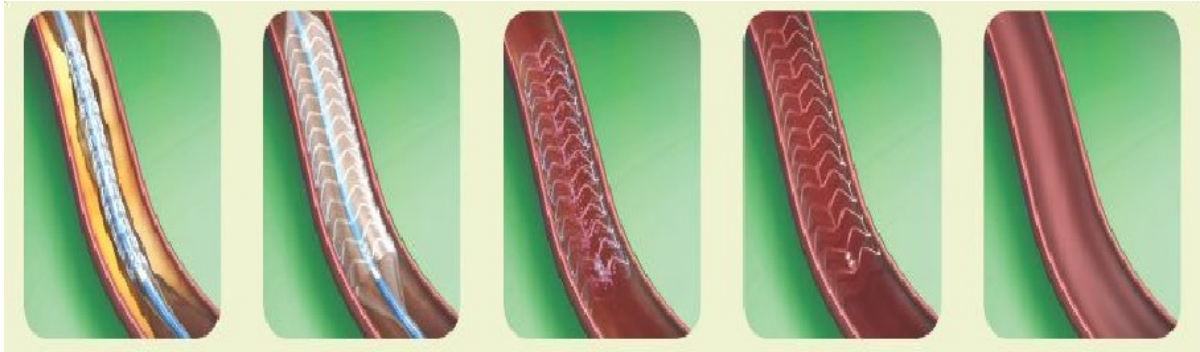
- poly L-laktátová kyselina se poddává hydrolýze, za vzniku laktátu, který je metabolizován v Krebsově cyklu na vodu a oxid uhličitý;
- slitiny hořčíku jsou stíženy biokorozí začínající od povrchu;
- polykarbonový polymer je rozložen na aminokyseliny, etanol a vodu;
- salicylová kyselina se uvolňuje po přetržení vazeb tvořenými molekulami mastných kyselin. [83]

V tab. 3. [83] uvádím přehled biodegradabilních koronárních stentů, na obr. 17. [89] je pak zobrazen proces vstřebávání biodegradabilního stentu.

	Materiál	Síla strutu (μm)	Pokrytí tepny (%)	Implantace	Radiolucentní	Návázaný lék	Doba absorpce
Igaki Tamai	PLLA	170	24	Samoexpandibilní a postdilatace	Zlaté markery	Ne	2 roky
Biotronic	Slitina hořčíku	165	10	Balonkový katetr	Ne	Ne	< 4 měsíce
BVS Abbott	PLLA	156	25	Balonkový katetr	Platinové markery	Everolimus	2 roky
REVA	Tyroxin polykarbonát polymer	200	55	Balonkový katetr *	Impregnovaný jodem	Ne	2 roky
BTS stent	Salicylátový	200	65	Balonkový katetr	Ne	Sirolimus	6 měsíců

PLLA – poly L-laktátová kyselina
 *Mechanismus fixace dilatovaného stentu pomocí zámků
 Výrobci: Igaki Medical Planning Company, Kyoto, Japonsko; REVA-Reva Medical Inc. San Diego, USA; BVS everolimus eluting stent – Abbott Vascular, Santa Clara, USA; Biotronic, Zurich, Švýcarsko; Bioabsorbable Therapeutics Inc., Menlo Park, USA

Tab. 3. přehled biodegradabilních koronárních stentů [83]



Obr. 17. Proces vstřebávání biodegradabilního stentu [89]

4.6 Potahované a nepotahované koronární stenty a jejich účinnost

V odborných kruzích dochází v současné době k hodnocení, nakolik jsou stenty potahované polymery a uvolňující léčivo pro pacienty výhodnější než stenty čistě kovové, resp. nepotahované těmito látkami. Pro úplnost dodávám, že zásadním rozdílem je mj. také jejich pořizovací cena. Podle některých studií použití jednoho či druhého typu stentu nemá zásadní vliv na celkovou úmrtnost pacientů, ani na to, zda a v jaké míře se budou moci vrátit k dosavadnímu způsobu života. [90]

Nicméně se domnívám, že potahované stenty představují díky omezení možnosti vzniku restenózy vhodnější alternativu, nadto lze předpokládat, že s rozvojem farmak, dojde i k přesnější a cílenější léčbě s potlačením negativních jevů. Nyní jsou však s ohledem na jejich cenu pacienti pečlivě vybíráni, při této selekci se vychází mj. z indikačních kritérií, které byly stanoveny Českou kardiologickou společností.

5. Závěr

Cílem bakalářské práce bylo vytvoření přehledné typologie a charakteristiky biomateriálů využívaných ve zdravotnictví. Vzhledem k rozsáhlosti dané problematiky byla pozornost déle věnována pouze vybraným typům náhrad. Hlavní část práce spočívala v detailním popisu stentů, a to především stentů koronárních. Pro zajištění ucelenosti práce byly v jednotlivých podkapitolách uvedeny rovněž zdravotní indikace, při kterých je nezbytné k aplikacím náhrad přistoupit.

Provedenou rešerší jednotlivých materiálů bylo ověřeno, že kovové, keramické, polymerní i kompozitní materiály mají v aplikované medicíně stále své místo a nelze jednoznačně tvrdit, že by od používání některého z nich bylo upouštěno. Zdárně se v praxi osvědčily i kombinace daných materiálů. Typické rysy jednotlivých materiálů lze ovlivnit doplněním o jednotlivé příměsi popř. zpracováním, a dosáhnout tak lepších výsledných znaků, při současném potlačení znaků nevýhodných. Samozřejmostí zůstává fakt, že pro konkrétní aplikaci či implantaci toho kterého materiálu je nutné vzít v úvahu jak jeho vlastnosti, tak potřeby a individualitu každého pacienta.

Pro znehybnění zlomenin jsou stále převážně využívány kovy, jelikož zajišťují nejpevnější fixaci. V současné chvíli se nedomnívám, že by je aktuálně zkoušené biodegradabilní pomůcky mohly nahradit. Velký posun lze naopak spatřovat ve vývoji zubních implantátů. Byť i zde je např. titan stále vyhledávaným materiálem, do středu zájmu se dostávají implantáty keramické, které i z hlediska estetického působí mnohem přirozeněji. Jelikož však čistě nekovový materiál není zcela vhodný, je poptávka zejména po kombinacích těchto materiálů. Náhradu funkce orgánů sledávám nejproblematictější. Přestože hemodialýza dokáže ledvinu nahradit, nezbytnost navštěvovat dialyzační centra představuje pro každého pacienta značnou komplikaci. Umělá srdce jsou taktéž prozatím nedokonalá a jejich výroba je vysoce nákladná, příčinou je dle mého názoru mj. složitost napodobení přirozené srdeční činnosti.

Stenty jsou dobře využitelné v mnoha oblastech lidského těla. Bakalářská práce byla zaměřena právě na jejich užití i s ohledem na jejich variabilitu. Nadto považuji za vhodné zmínit, že jejich aplikace je poměrně neinvazivní. Materiály užívanými pro jejich zhotovení jsou většinou polymery a kovy. Pro úspěšnou implantaci i funkci stentu hraje důležitou roli jejich tvar. Životnost je pak přímo závislá na prostředí, kde plní svoji funkci. Koronární stenty jsou vzhledem k četnosti kardiovaskulárních onemocnění zcela nepostradatelné, jelikož neprůchodnost oběhové soustavy je jednou z častých příčin úmrtí. Používají se stenty kovové, které bývají na svém povrchu opatřeny aktivní polymerovou vrstvou, která do těla uvolňuje farmaka. Právě v cévní soustavě se dobře uplatní i biodegradabilní stenty, které díky postupnému vstřebávání nezatěžují obvyklou funkčnost a vlastnosti cév.

Materiály používané ve zdravotnictví i dnes vykazují větší či menší nedostatky, které je třeba v budoucnu odstranit. Četné výzkumy napovídají, že vývoj náhrad

a implantátů není ukončen. Dochází k jejich zdokonalování a přizpůsobování kvalitám struktur lidského těla. Vznik plně pacientům vyhovujících, a zároveň minimálně zatěžujících technických materiálů, které budou i finančně dostupné, je tedy pouze otázkou času.

6. Seznam použitých zdrojů

- [1] LOSERTOVÁ, Monika. *Progresivní materiály: učební text*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2012. ISBN 9788024825755.
- [2] KOUTSKÝ, Jaroslav. *Biomateriály*. Plzeň: Západočeská univerzita, 1997. ISBN 8070823704.
- [3] FILIP, Peter. *Progresivní typy biomateriálů*. Ostrava: VŠB-Technická univerzita, 1995. ISBN 8070782730.
- [4] Druhy nerezové oceli a příklady jejího užití. In: *FASTENERS* [online]. FASTENERS CZ, 2015 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.fasteners-cz.cz/druhy-nerezove-oceli-priklady-jejeho-uziti>
- [5] MACHEK, Václav a František TATÍČEK. KOVOVÉ MATERIÁLY S TVAROVOU PAMĚTÍ. In: *Strojárstvo / Strojírnoství* [online]. Praha: Strojárstvo / Strojírnoství, c2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.engineering.sk/strojarnstvo-extra/2742-kovove-materialy-s-tvarovou-pameti>
- [6] ASKELAND, Donald R a Pradeep P PHULÉ. *Science and engineering of materials*. 5th ed. Toronto: Thomson, 2006, 863 s. : il 1 elektronický optický disk (CD-ROM). ISBN 0534553966.
- [7] CALLISTER, William D. *Material Science and Engineering: An Introduction*. 6th ed. New York: Wiley, 2003, 820 s. ISBN 0471135763.
- [8] DUCHÁČEK, Vratislav. *Polymery: výroba, vlastnosti, zpracování, použití*. Vyd. 2., přeprac. Praha: Vydavatelství VŠCHT, 2006. ISBN 8070806176.
- [9] VIRT, Jan. MAKROMOLEKULÁRNÍ LÁTKY. In: *Honza Borec* [online]. Pardubice: Jan Virt, c2007-2011 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: jv.borec.cz/portfolio/medicina/download.php?res=61
- [10] JAHODOVÁ, Daniela. *Polymery pro zdravotnictví a medicínu* [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství, 2015 [cit. 2017-05-22]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/41407>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta strojního inženýrství. Ústav materiálových věd a inženýrství. Vedoucí práce Karel Němec.
- [11] II. Přímé zubní výplně. In: *Zuby.cz* [online]. Smartware, c2010 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/vyplne-zubu/ii-prime-zubni-vyplne.html>
- [12] *Handbook of materials for medical devices* [online]. 1. Materials Park, OH: ASM International, c2003 [cit. 2017-05-23]. ISBN 978-0871707901. Dostupné z: http://www.asminternational.org/documents/10192/1849770/06974G_Chapter_1.pdf

- [13] BALÍK, Karel a Tomáš SUCHÝ. *Biokompozitní náhrady kostní tkáně* [online]. 1. Praha: Středisko společných činností AV ČR, 2015 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788027001125. Dostupné z: http://www.vedakolemnas.cz/miranda2/m2/sys/galerie-download/vkn_21web.pdf?0.3175097866455123
- [14] SUCHÝ, Tomáš. *KOMPOZITNÍ MATERIÁLY V MEDICÍNĚ* [online]. Praha: Akademie věd České republiky [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.csm-kompozity.wz.cz/tomas_suchy_kompozity.pdf
- [15] Metody léčení zlomenin. *Pralék: Praktické lékařství* [online]. Nestárnoucí weby, 2015 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: https://www.pralek.cz/lezeni_zlomenin
- [16] BÁČA, Václav, Valér DŽUPA a Martin KRBEČ. *Diagnostika a léčba nejčastějších osteoporotických zlomenin* [online]. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2016, s. 6-68 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788024635170. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=kfVTDgAAQBAJ&pg=PA63&lpg=PA63&dq=zevn%C3%AD+fixace+zlomenin&source=bl&ots=-NBJGec4Pz&sig=28YLA8FXIMO4Zohj1_eQFgOiVJ8&hl=cs&sa=X&ved=0ahUKEwjNrLqZ1_TTAhUGvhQKHVdUDJo4ChDoAQhFMAk#v=onepage&q=zevn%C3%AD%20fixace%20zlomenin&f=false
- [17] Krátký rekonstrukční hřeb CR. In: *Beznoska* [online]. Kladno: BEZNOSKA [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.beznoska.cz/product/kratky-rekonstrukcni-hreb-cr/>
- [18] Osteosyntéza a její principy. *Wikiskripta* [online]. 2016 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Osteosynt%C3%A9za_a_jej%C3%AD_principy
- [19] Dráty a drobné implantáty. In: *Medin* [online]. Nové Město na Moravě: eBRÁNA, c2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://medin.cz/draty-a-drobne-implantaty>
- [20] RAFAJ, S. *Biomechanická studie fixace zlomenin horní končetiny*. Brno, 2016. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
- [21] PLEVA, L., R. MADEJA a M. ŠÍR. NAŠE ZKUŠENOSTI S LÉČBOU PERIPROSTETICKÝCH ZLOMENIN STEHENNÍ KOSTI. In: *Trauma* [online]. Ostrava: Soyamedia, c2014 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.trauma.sk/slovak/roc2/cislo1/prace/cl2/040504-2-cl2.htm>
- [22] MAŠEK, Michal a Vítězslav RUBER. Ošetřování patologických zlomenin. In: *POSTGRADUÁLNÍ MEDICÍNA* [online]. Praha: Mladá fronta, c2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/osetrovani-patologickyh-zlomenin-264347>

- [23] Dlahy tibiální distální mediální úhlově stabilní. In: *Medin* [online]. Nové Město na Moravě: eBRÁNA, 2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://medin.cz/dlahy-tibialni-distalni-medialni-uhlove-stabilni>
- [24] Inion CPS® Fixation System. In: *INION* [online]. Tampere: navigo [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: https://www.inion.com/Products/CMF_surgery/en_GB/Inion_CPS_Fixation_System/
- [25] MATERIÁLY PRO KOVOVÉ ZUBNÍ NÁHRADY. *Česká stomatologická komora* [online]. Praha: Česká stomatologická komora, c2016 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:hGEm0ZmzSocJ:www.dent.cz/navody/Heraeus%2520Kulzer/Zubn%25ED%2520n%25E1hrady.DOC+&cd=1&hl=cs&ct=clnk&gl=cz>
- [26] I. Implantáty - úvod. *Zuby.cz* [online]. SmartWare, c2010 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.zuby.cz/implantaty/i-implantaty-uvod.html>
- [27] Nanoimplantáty. *NANO - StomaTeam II* [online]. 2007, , 26-30 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.timplant.cz/public/files/text/clanekst2_cs.pdf
- [28] *DENTÁLNÍ IMPLANTOLOGIE I.* [online]. Praha, 2015 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://webcache.googleusercontent.com/search?q=cache:Y2LNWNy_NDQJ:ukes.cz/oppa/wp-content/uploads/Dent%25C3%25A1n%25C3%25AD-implantologie-i.doc+&cd=1&hl=cs&ct=clnk&gl=cz. 1. LF UK Praha.
- [29] Zubní implantáty. *Zubniimplantaty-info.cz* [online]. Praha [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.zubniimplantaty-info.cz/zubni-implantaty>
- [30] ŘEHOŘOVÁ, Jitka, Soňa ŠTĚPÁNKOVÁ a Jakub ŠEVČÍK. Spolupráce praktického lékaře se specialistou v péči o nemocné na dialýze. *Medicína pro praxi* [online]. 2010, 263-267 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/med/2010/06/04.pdf>
- [31] *Ledviny.cz* [online]. Praha, c2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.ledviny.cz/>
- [32] Transplantace ledviny. *Ledviny.cz* [online]. Praha, c2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.ledviny.cz/transplantace-ledviny>
- [33] Princip dialýzy. *Inmed* [online]. Svitavy: SOFICO-CZ, c2007 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.inmed.cz/index.php?page=princip_dialyzy
- [34] Selhaly mi ledviny. Pomohla mi Adéla, má domácí dialýza. In: *Tyden.cz* [online]. Praha: Sabre, 2010 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.tyden.cz/rubriky/zdravi/selhaly-mi-ledviny-pomohla-mi-adela-ma-domaci-dialyza_181344.html

- [35] *Stěžeň* [online]. Karlovy Vary, 2012, (2) [cit. 2017-05-23]. ISSN 1210-0153. Dostupné z: <http://www.stezen.cz/html/stezen/casopis/2012/02/index.php>
- [36] *Stěžeň* [online]. Karlovy Vary, 2012, (3) [cit. 2017-05-23]. ISSN 1210-0153. Dostupné z: <http://www.stezen.cz/html/stezen/casopis/2012/03/index.php>
- [37] *Stěžeň* [online]. Karlovy Vary, 2012, (4) [cit. 2017-05-23]. ISSN 1210-0153. Dostupné z: <http://www.stezen.cz/html/stezen/casopis/2012/04/>
- [38] POLAKOVIČ, Vladimír. Cévní přístupy pro hemodialýzu. *Stěžeň* [online]. 2014, **25**(1) [cit. 2017-05-23]. ISSN 1210-0153. Dostupné z: http://www.stezen.cz/html/stezen/casopis/2014/01/clanky/clanek_06.html
- [39] Hemodialýza. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2016 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Hemodial%C3%BDza>
- [40] TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA KOLENNÍHO KLOUBU – TEP KOLENE. *Fyzioklinika* [online]. Praha: FYZIOklinika fyzioterapie, c2011-2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://www.fyzioklinika.cz/clanky-o-zdravi/totalni-endoproteza-kolenniho-klobu-tep-kolene>
- [41] Ortopedie. *OB KLINIKA* [online]. Praha: OB KLINIKA, c2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.obklinika.cz/ortopedie>
- [42] Poprvé v ČR: Unikátní náhrada části lebeční kosti. *Ordinace.cz* [online]. 2011 [cit. 2017-05-23]. ISSN 1801-8467. Dostupné z: <http://www.ordinace.cz/clanek/poprvve-v-cr-unikatni-nahrada-casti-lebecni-kosti/>
- [43] První plastový implantát lebky. *TechMagazín* [online]. TECH MEDIA PUBLISHING, 2014 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.techmagazin.cz/1675>
- [44] Náhrada defektu kalvy u dítěte po úrazu CNS biokompatibilním materiálem na míru – kazuistika. In: *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. Praha: MeDitoria, 2012 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/nahrada-defektu-kalvy-u-ditete-po-urazu-cns-biokompatibilnim-materialem-na-miru-kazuistika-38701?confirm_rules=1
- [45] Umělé srdce zachraňuje životy. *IK+EM* [online]. Praha: Webstart, 2007 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www2.ikem.cz/www?docid=1005761>
- [46] Francouzi transplantovali soběstačné umělé srdce, stačí mu malá baterie. *IDNES.cz* [online]. MAFRA, 2013 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://zpravy.idnes.cz/francouzi-transplantovali-moderni-sobestacne-umele-srdce-pn9-/zahranicni.aspx?c=A131222_170539_zahranicni_ert

- [47] HOUDEK, František. Umělé srdce – dějství třetí. *MEDICAL TRIBUNE CZ* [online]. Praha, 2013 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://www.tribune.cz/clanek/31473-umele-srdce-dejstvi-treti>
- [48] Vesmír v srdci. In: *ESA* [online]. Frascati: ESA Communication Department, 2013 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.esa.int/cze/ESA_in_your_country/Czech_Republic/Vesmír_v_srdci
- [49] Umělé srdce. In: *REHABILITACE.INFO* [online]. 2015 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.rehabilitace.info/zdravotni-zarizeni/umele-srdce/>
- [50] zákon č. 372/2011 Sb., o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování ve znění pozdějších předpisů, který obecně upravuje zdravotní služby a podmínky jejich poskytování, ve znění pozdějších předpisů
- [51] zákon č. 268/2014 Sb., o zdravotních prostředcích a o změně zákona č. 634/2004 Sb., o správních poplatcích ve znění pozdějších předpisů
- [52] nařízení vlády č. 54/2015 Sb. o technických požadavcích na zdravotnické prostředky
- [53] nařízení vlády č. 55/2015 Sb., technických požadavcích na aktivní implantabilní zdravotnické prostředky
- [54] vyhláška č. 62/2015 Sb., o provedení některých ustanovení zákona o zdravotnických prostředcích
- [55] nařízení Evropského parlamentu a Rady o zdravotnických prostředcích a změně směrnice 2001/83/ES, nařízení (ES) č. 178/2002 a nařízení (ES) č. 1223/2009
- [56] směrnice Rady 93/42/EHS o zdravotnických prostředcích, směrnice Evropského parlamentu a Rady 2007/47/ES, kterou se mění směrnice rady 90/385/EHS o sblížení právních předpisů členských států týkajících se aktivních implantabilních zdravotnických prostředků
- [57] směrnice Rady 93/42/EHS o zdravotnických prostředcích a směrnice 98/8/ES o uvádění biocidních přípravků na trh
- [58] KRAJINA, Antonín. Historie katetrizačních technik ve 20. století. *Ces Radiol* [online]. 2014, 68(2), 97-106 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1402_97_106.pdf
- [59] POHL, Ivan. *Co by mohl (budoucí) lékař vědět o materiálech tkáňových výztuží či náhrad* [online]. Hradec Králové, 2012 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://lekbiofyz.upol.cz/pagedata_cz/staze/Materialy%20a%20legislativa_Pohl.pdf. Lékařská fakulta UK v Hradci Králové.

- [60] Co je to hyperaktivní měchýř? *Projekt PEPA* [online]. c2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.pepa-projekt.cz/hyperaktivni-mocovy-mechyr/>
- [61] KŘIVÁNKOVÁ, Markéta a Milena HRADOVÁ. *Somatologie: učebnice pro střední zdravotnické školy* [online]. Praha: Grada, 2009, s. 111 [cit. 2017-05-23]. Sestra (Grada). ISBN 9788024729886. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=2bS-AgAAQBAJ&hl=cs&source=gbs_book_other_versions
- [62] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015, s. 129 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788024626932. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=CQV0CwAAQBAJ&dq=Stru%C4%8Dn%C3%A1+anatomie+%C4%8Dlov%C4%9Bka+Fiala,+Pavel,Valenta,+Ji%C5%99%C3%AD,Eberlov%C3%A1,+Lada+s.+129&hl=cs&source=gbs_navlinks_s
- [63] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015, s. 130-135 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788024626932. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=CQV0CwAAQBAJ&dq=Stru%C4%8Dn%C3%A1+anatomie+%C4%8Dlov%C4%9Bka+Fiala,+Pavel,Valenta,+Ji%C5%99%C3%AD,Eberlov%C3%A1,+Lada+s.+129&hl=cs&source=gbs_navlinks_s
- [64] Ureteral Pigtail Stent. *Ec21* [online]. Tianchen St. Jinan Shandong: Shandong Freda Medical Device, c1997-2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://fmdyan.en.ec21.com/Ureteral_Pigtail_Stent--5156769_5156889.html
- [65] Zavedení Stentu. *Kroměřížská nemocnice a.s.* [online]. Kroměříž: Raab Computer, c2015 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.nem-km.cz/178-zavedeni-stentu.html>
- [66] ZACHOVAL, R., M. URBAN, M. ZÁLESKÝ, J. HERÁČEK, J. KUNCOVÁ a M. LUKEŠ. DOUBLE J–STENT VERSUS NEFROSTOMIE PŘI DRENÁŽI HORNÍCH MOČOVÝCH CEST. *Urologické listy* [online]. 2014, 43-46 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=ul_04_02_08.pdf
- [67] ROVNÝ, Arne, Petr KUMSTÁT a Ivo ŠABACKÝ. DLOUHODOBÉ DERIVACE MOČI – PRINCIPY PROVEDENÍ. *Urologie pro praxi* [online]. Brno, 2003, 69-73 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://solen.cz/pdfs/uro/2003/02/08.pdf>
- [68] PROSTATICKÝ STENT ALLIUM TPS. *LÉČBA ZVĚTŠENÉ PROSTATY* [online]. Praha: ANDROGEOS, c2010-2017 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://www.zvetsena-prostata.cz/prostaticky-stent>
- [69] Léčba BHP v České republice v kontextu doporučených postupů EAU. *Urologie pro praxi* [online]. 2012, 13(2), 56-61 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.urologiepropraxi.cz/pdfs/uro/2012/02/02.pdf>

- [70] PRVNÍ ZKUŠENOSTI S TERMO-EXPANDIBILNÍMI MEMOKATH S. *Ces Urol* [online]. 2009, 13(3), 211-216 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://www.czechurol.cz/pdfs/cur/2009/03/05.pdf>
- [71] Memokath Stents. In: *HealthCareSolution* [online]. Puchong: Inverted Solutions [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.hcs.com.my/memokath-stents/>
- [72] *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly* [online]. Praha: Grada, 2011, s. 101 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788024738154. Dostupné z: https://books.google.cz/books/about/Techniky_a_techologie_v_chirurgick%C3%BDch.html?id=2kZKY5N33GwC&redir_esc=y
- [73] POHL, Ivan. *Metody posuzování návrhu nového výrobku – zdravotnického prostředku* [online]. Hradec Králové [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: http://www.projekt-endoskopie.cz/attachment/Metody_posuzovani_noveho_ZP-prezentace.pdf. MU a VFU Brno.
- [74] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory* [online]. Praha: Grada, 2008 [cit. 2017-05-23]. Psyché (Grada). ISBN 9788024715216. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=j7S-AgAAQBAJ&dq=j%C3%ADcen%20anatomie&hl=cs&source=gbs_book_other_versions
- [75] SX-ELLA Stent Esophageal Degradable BD - BD STENT. In: *Ellacs* [online]. Hradec Králové: ELLA - CS, c2016 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://www.ellacs.eu/sx-ella-stent-jicnovy-biodegradabilni-bd-stent.html>
- [76] Ella CS - Superelastické stenty ze slitiny NiTi. *Citt* [online]. Praha, 2015 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://www.citt.cz/cz/nitistenty/>
- [77] Stenózy trachey. *Mladá fronta* [online]. 2006 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/stenozy-trachey-280992>
- [78] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. *Stručná anatomie člověka* [online]. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015 [cit. 2017-05-23]. ISBN 978-802-4626-932. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=CQV0CwAAQBAJ&dq=Stru%C4%8Dn%C3%A1+anatomie+%C4%8Dllov%C4%9Bka+Fiala,+Pavel,Valenta,+Ji%C5%99%C3%AD,Eberlov%C3%A1,+Lada+s.+129&hl=cs&source=gbs_navlinks_s
- [79] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie* [online]. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016, s. 3 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788024756363. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=A6mfCwAAQBAJ&printsec=frontcover&source=gbs_atb&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false

- [80] Srdce a krevní oběh - anatomie. In: *Zdravotnický asistent* [online]. 2014 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <http://zaberou.blog.cz/1409/srdce-a-krevni-obeh-anatomie>
- [81] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie* [online]. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007, s. 472 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788024713854. Dostupné z: https://books.google.cz/books/about/Kardiologie_3_p%C5%99epracovan%C3%A9_a_dopl%C4%Bn.html?id=KyFpElzy88YC&redir_esc=y
- [82] *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly* [online]. Praha: Grada, 2011, s. 141 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788024738154. Dostupné z: https://books.google.cz/books/about/Kardiologie_3_p%C5%99epracovan%C3%A9_a_dopl%C4%Bn.html?id=KyFpElzy88YC&redir_esc=y
- [83] Biodegradabilní koronární stenty. *Intervenční a akutní kardiologie* [online]. 9, 2010, (4), 195-197 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2010/04/06.pdf>
- [84] *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly* [online]. Praha: Grada, 2011, s. 140 [cit. 2017-05-23]. ISBN 9788024738154. Dostupné z: https://books.google.cz/books/about/Kardiologie_3_p%C5%99epracovan%C3%A9_a_dopl%C4%Bn.html?id=KyFpElzy88YC&redir_esc=y
- [85] Selfexpandibilní koronární stenty. *Intervenční a akutní kardiologie* [online]. 2014, 13(3), 127-130 [cit. 2017-05-23]. Dostupné z: <https://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2014/03/05.pdf>
- [86] Integrity – nová sinusoidní technologie koronárního stentu. *Intervenční a akutní kardiologie* [online]. 2012, 11(5-6) [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: <https://www.iakardiologie.cz/pdfs/kar/2012/05/04.pdf>
- [87] BARTŮNĚK, Petr, Dana JURÁSKOVÁ, Jana HECZKOVÁ a Daniel NALOS, ed. *Vybrané kapitoly z intenzivní péče* [online]. Praha: Grada Publishing, 2016 [cit. 2017-05-24]. Sestra (Grada). ISBN 978-802-4743-431. Dostupné z: https://knihy.abz.cz/imgs/teaser_pdf/4449788024743431.pdf
- [89] Vstřebatelný stent v koronárních tepnách – bioabsorbabilní cévní opora Absorb implantována v ÚVN. In: *Ústřední vojenská nemocnice* [online]. 2013 [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: https://www.uvn.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=2774:vstebatelny-stent-v-koronarnich-tepnach-bioabsorbabilni-cevni-opora-absorb-implantovana-v-uvn&catid=140&lang=cs&Itemid=1357
- [90] Špatná zpráva pro potahované stenty: prý nezlepšují přežívání pacientů. *Zdravotnický deník* [online]. 2016 [cit. 2017-05-24]. Dostupné z: <http://www.zdravotnickydenik.cz/2016/09/spatna-zprava-pro-potahovane-stenty-pry-nezlepsuji-prezivani-pacientu/>

7. Seznam použitých zkratk a symbolů

FCC	-	Kubická plošně centrovaná krystalová mřížka
BCC	-	Kubická prostorově centrovaná krystalová mřížka
HCP	-	Hexagonální krystalová mřížka
SMA	-	Shape Memory Alloys (materiály s tvarovou pamětí)
PE	-	Polyethylen
PVC	-	Polyvinylchlorid
PTFE	-	Polytetrafluoretylen
PMMA	-	Polymethylmethakrylát
RTG	-	Rentgenové zařízení

8. Seznam použitých obrázků a tabulek

- Obr. 1. Nitrodřeňový hřeb, Schanzův šroub a Kirschnerovy dráty
- Obr. 2. Svorková dlaha, zamykatelný hřeb, dlaha pro pažní kost a holenní dlaha
- Obr. 3. Biodegradabilní šrouby
- Obr. 4. Typy zubních implantátů
- Obr. 5. Schéma peritoneální dialýzy
- Obr. 6. Schéma hemodialýzy
- Obr. 7. Kolenní a kyčelní kloub
- Obr. 8. Implantáty lebečních kostí
- Obr. 9. Umělé srdce
- Obr. 10. Pyramida kategorizace stentů
- Obr. 11. Mužské močové cesty
- Obr. 12. Pigtail (JJ stent)
- Obr. 13. Termo-expandibilní Memokath stenty
- Obr. 14. Stenty zažívacího traktu
- Obr. 15. SX Ella-BD stent
- Obr. 16. Oběh krve
- Obr. 17. Proces vstřebávání biodegradabilního stentu
-
- Tab. 1. Přehled chemického složení biokompatibilní oceli
- Tab. 2. Mechanické vlastnosti vybraných kovů
- Tab. 3. Přehled biodegradabilních koronárních stentů