

# 1. ÚVOD

Většina aktivit každodenního života je spojena se správnou funkcí kostí a kloubů. Možnost náhrady poškozené tkáně znamená pro daného jedince cestu zpět do normálního života.

Dnešní společnost se svým hektickým životním stylem klade stále vyšší nároky v oblasti implantátů a implantačních technik, co se týká jejich životnosti, opotřebenosti atd. Implantáty se využívají: jde-li o velmi časté úrazy (sport, nehody), degenerativní opotřebení lidské tkáně (způsobené nemocí nebo nezdravými životními návyky). Implantát se často stává jediným řešením, jak postiženému jedinci zajistit plnohodnotný život nebo alespoň snížit jeho bolesti na minimum.

Cílem rekonstrukce pomocí individuálních implantátů je dosažení plnohodnotné funkce a dokonalého přirozeného vzhledu. Snahou takovéto rekonstrukce je optimálně nahradit ztracené anatomické struktury, obnovit narušenou funkci a v případě estetických zákroků zlepšit vzhled pacienta. V současné době se světový trend výroby umělých náhrad přiklání k vývoji individuálních náhrad pro konkrétního pacienta namísto unifikovaných velikostí a tvarů náhrad. Oblast uplatnění takového přístupu obsahuje neurochirurgii, čelistní chirurgii, ortopedii, ale i estetickou chirurgii .

Pro dosažení kvalitní osteointegrace je nezbytné zajistit optimální podmínky pro vhojení implantátu. Úspěšnost rekonstrukce defektního místa pomocí individuálních náhrad závisí na pečlivém vyšetření pacienta, doplněném kvalitním diagnostickým zobrazením, ve správné indikaci i volbě léčby a dokonalém operačním i protetickém ošetření. Velmi úzká spolupráce mezi lékařem, technikem, výrobcem a v neposlední řadě pacientem je důležitá nejen během vlastního ošetření, ale i při následné rekonvalescenci a rehabilitaci pacienta.

Cílem mé práce je seznámit čtenáře s materiály, které se dnes běžně využívají, ale i s historií vývoje implantátů. Ve své práci se zaměřuji na rozdíl mezi kostí a implantátem z hlediska biomechaniky. Pokouším se o stručné zhodnocení jednotlivých implantátů a nalezení jejich výhod případně nevýhod v praxi.

## 2. Teoretická část

### 2.1. Charakteristika pojiv

Pohybový systém člověka je funkční celek složený ze tří podsystémů:

- 1) opěrného a nosného (kosti, klouby a vazy),
- 2) hybného – efektorového (kosterní svaly),
- 3) řídicího – koordinačního (receptory, periferní – centrální nervstvo).

Biologické a biomechanické vlastnosti jednotlivých podsystémů i chování pohybového systému jako celku, určují především anatomické a fyziologické vlastnosti tkání, ze kterých se daný systém skládá. Na stavbě pohybového systému se nejvíce podílí pojivová tkáň, svalová a nervová tkáň.

Pojiva mají v principu jednotný stavební plán – skládají se ze stejných stavebních komponent: buněk a mezibuněčné hmoty. Mezibuněčná hmota je dvojího druhu: vláknitá a amorfní (beztvará). Typickým společným znakem všech pojiv je přítomnost většího množství mezibuněčné hmoty. Podle zastoupení jednotlivých složek a podle vlastností amorfní mezibuněčné hmoty rozlišujeme tři typy pojiv:

kostní tkáň – kost,

chrupavčitou tkáň – chrupavku,

vazivovou tkáň – vazivo (1).

#### 2.1.1. Kost

Kost je mineralizovaná struktura sloužící jako mechanická ochrana vnitřních orgánů a opora těla, tvořící vnitřní kostru, na kterou se upínají svaly a šlachy. Kostní tkáň je typem pojiva, které je typické mineralizací mezibuněčné hmoty.

Minerální složku, která může tvořit až 65 % hmotnosti kosti tvoří:

submikroskopické krystaly fosforečnanu vápenatého, hydroxyapatitu (85 %),

uhličitan vápenatý (10%),

fluorid vápenatý (0,3%),

fosforečnan hořečnatý (1%).

Krystaly jsou vázány na kolagenní vlákna

Organickou složku tvořící asi 35% kosti tvoří:

kolagen I. typu – 90 % všech organických sloučenin kosti, tvořen trojitou šroubovicí ze tří  $\alpha$ -helixů s příčnými můstky, celý komplex je dotvářen extracelulárně,

osteokalcin – je produkován osteoblasty, jeho zvýšená přítomnost v krvi signalizuje vyšší metabolický obrat v kosti,

osteonektin , proteoglykany, sialoproteiny – funkce těchto proteinů není jasná.

Mezibuněčnou hmotu produkují buňky osteoblasty. Mají bohatou organelovou výbavu a dlouhé výběžky, kterými jsou v kontaktu s dalšími osteoblasty a s cévou přivádějící živiny. Neminerální kostní hmota se nazývá ossein, až postupem času dochází k ukládání minerálů. Ve chvíli, kdy se osteoblast obklopí vyprodukovanou mezibuněčnou hmotou, změní se v osteocyt - buňku uzavřenou okolní kostí, s okolím spojenou pouze výběžky.

Osteoklasty jsou obrovské (i 100  $\mu\text{m}$ ) mnohjaderné buňky, které naopak kostní tkáň odbourávají. Produkují kyselou fosfatázu a kolagenázu a resorbují vytvořenou kostní tkáň, čímž umožňují přestavbu kosti.

#### Fibrilární (vláknitá) kost

Vláknitá kost je typem vývojově původním. U savců tvoří pouze některé kostní výběžky a drsnatiny pro úpon svalů. Zubní cement má rovněž charakter vláknité kosti.

#### Stavba lamelární kosti

Tvoří převážnou většinu kostí. Je typická svým uspořádáním - přítomností osteonů. Osteon (Haversův systém) je struktura ve tvaru válce probíhajícího typicky rovnoběžně s povrchem kosti. Je to základní stavební kámen kompaktní (hutné) kosti. Uprostřed osteonu probíhá Haversův kanálek vyplněný řídkým vazivem, kterým vedou cévy a nerv. Stěnu osteonu tvoří 6 -15 trubcovitých lamel, v jejichž stěnách jsou vyhloubeny jamky - lakuny - v nichž jsou uloženy osteocyty (příp. osteoblasty). Lamely jsou tvořeny kolagenními vlákny zalitými v mineralizované amorfní mezibuněčné hmotě.

Výběžky osteocytů probíhají drobnými kanálky napříč kostí - kostními kanálky (canaliculi ossium), které umožňují výživu buněk.

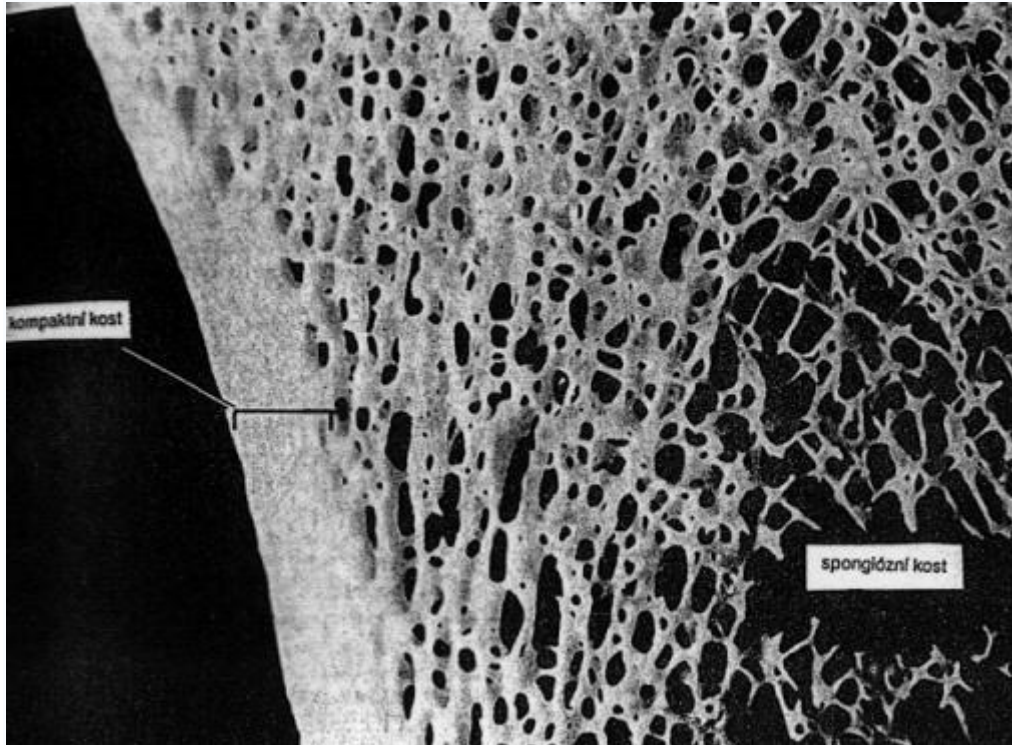
Haversovy kanálky jsou navzájem propojené příčně probíhajícími Volkmannovými kanálky.

Na povrchu kostí se tvoří vnitřní a vnější lamely. Vznik lamelární kosti je důsledek přestavby fibrilární kosti. I hotová lamelární kost se přestavuje podle zatížení kosti. Proto se mezi úplnými osteony mohou vyskytovat i zbytky původních osteonů jako tzv. intersticiální lamely (2).

Ačkoli je kost těžší než většina tkání, je vzhledem ke své pevnosti poměrně lehká. Kompaktní kost tvoří silnou vrstvu kolem lehčí spongiózní (houbovitě) kosti (viz. Obrázek č. 1) vyplněné kostní dřeví (morkem). Haverské kanálky tvoří obal pro nervy a cévy, které probíhají kompaktní a obstarávají výživu. Povrch kosti je krytý tenkou okosticí (periostem). Spongiózní kost se skládá z trámečků zvaných

trabekuly. Tyto trámce jsou uspořádány podle linií největšího tlaku nebo napětí, čímž dělají kost pevnou a lehkou (3).

Obr.1. Struktura kosti – kost spongiózní a kompaktní (4)



### Regenerace kostí

Regenerace kostí se uplatňuje i při hojení kostních zlomenin, fraktur. Zlomená kost je schopna úplného zhojení. Pro proces hojení je nejvýznamnější reakce lomných ploch kosti. V místě lomu vzniká z porušených krevních cév nejprve krevní výron - hematoma. Další hojení kosti pak probíhá v několika etapách:

- 1) Hematom v místě zlomené kosti se organizuje, tj. z buněk porušené stěny porušených cév se v něm diferencují vazivové buňky. Tyto buňky produkují základní amorfní mezibuněčnou hmotu a vazivová vlákna. Postupně vzniká vazivový svalek, procallus.
- 2) V bohatě prokrveném vazivovém svalku se z vazivových buněk diferencují chrupavčité buňky a vzniká chrupavčitý svalek, callus fibrocartilagineus.
- 3) Chrupavčitý svalek osifikuje a kalcifikuje ukládáním vápenatých solí. Aktivují se i původně vazivové, tzv. osteoprogenitorové buňky kostní dřeně periostu a endostu, a začínají produkovat základní kostní hmotu. Svalek je nahrazen kostním svalkem, callus osseus.

Kostní svalek je nejprve tvořen houbovitou (spongiózní) kostí. Trámce této kosti jsou velmi nepravidelně uspořádány a svalek je ještě velmi málo odolný na zatížení. Je možné pouze postupné zatěžování, nezatěžující rehabilitace.

Kostní svalek tvořený spongiózní kostí je pomalu přestavován na lamelózní kost. Probíhá – li hojení zlomeniny v oblasti kostních epifýz, orientují se v této fázi kostní trámce podle zatížení kosti a obnovuje se kostní architektonika. V kompaktní diafýze se vytvářejí typické Haversovy osteony.

Osteosyntetická fixace kostních fragmentů umožňuje optimální adaptaci a kompresi úlomků, a vytváří tak podmínky pro rychlé hojení kosti v anatomicky vhodném postavení.

Princip různých typů osteosyntézy spočívá buď v přímém spojení úlomků kosti buď drátěnými kličkami, dráty, šrouby, svorkami a dlahami přiloženými k povrchu kosti, nebo zachycení úlomků bez „otevření“ krajiny, a provedení fixace prostřednictvím zevních dlah a fixačních rámců (5).

## Spojení kostí

Nepohyblivé (pevné) kloubní spojení:

- 1) pomocí jiné pojivové tkáně:
  - a) vazivem (lebka) – švy v mládí
  - b) chrupavkou (stydka spona, meziobratlové ploténky)
- 2) druhotně srůstem kostí (kost křížová, kost kostrční, kosti pánve)

Pohyblivé kloubní spojení:

Kloub = spojení dvou kostí dotykem na styčných chrupavčitých plochách – kloubní hlavice (vypouklá) a kloubní jamka (dutá), které jsou po obvodu spojeny kloubním pouzdem. Vnitřní strana kloubu se nazývá synoviální vrstva a její význam je, že produkuje kloubní maz. Funkce kloubního mazu jsou: zmenšení tření na styčných plochách, zajištění pevného přilnutí kloubních ploch k sobě, zabraňuje praskání v kloubech, obsahuje výživné látky pro povrchové chrupavky. Klouby se dělí na jednoduché, které spojují dvě kosti a klouby složené, které spojují více než dvě kosti (6).

Vazivo (vazivová tkáň) je druh pojivové tkáně. Je tvořena buňkami (fibrocyty a fibroblasty), fibrilami a velkým podílem mezibuněčné hmoty. Tato hmota je tvořena tekutinami a proteiny (hlavně kolagen). Má schopnost se napínat. Vazivo je možné v těle nalézt jako blanitá pouzdra a dále jako šlachy a vazy. U dospělého člověka vytváří výplně mezi orgány (7).

Vaz je tuhý pevný pruh bílé vazivové tkáně. Tento typ tkáně je součástí kloubů, kde spojuje jednotlivé kosti a brání jejich nadměrnému pohybování. V důsledku úrazů dochází k poškození vazů, zejména v oblasti kolene a lokte. Menší

zranění se léčí pouhými obklady, větší se řeší zafixováním kloubů či chirurgickým zákrokem .

Typy kloubů podle tvaru kloubních ploch (8):

**Kulový** - u něj je pohyb možný všemi směry. Příkladem je kloub ramenní nebo kyčelní.

**Válcový** - pohyb je možný jen ve směru ohybu. Příkladem jsou klouby článků prstů.

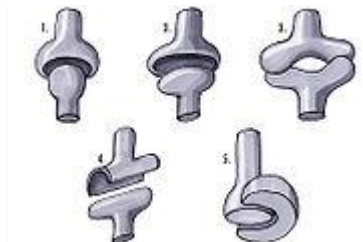
**Kladkový** - na hlavici jedné kosti je rýha, na hlavici druhé kosti, kterou připojuje, je hrana. Příkladem je spojení kosti pažní a loketní.

**Elipsoidní** - hlavice jedné kosti má vejčitý tvar, v druhé kosti je eliptická dutina. Příkladem tohoto spojení je spojení kosti vřetenní a kosti loďkovité.

**Sedlový** - spojované kosti mají duté i vypuklé části. Příkladem jsou záprsní kosti palce a karpální kosti.

**Čepový kloub** - výběžek jedné kosti se otáčí v kruhovém otvoru jiné kosti. Příkladem tohoto spojení je spojení nosiče a čepovce u krční páteře.

**Tuhé klouby** - ploché, s omezenou pohyblivostí. Příkladem jsou klouby spojující obratle.



Obr.2. Druhy kloubů: 1. Kulový kloub, 2. Elipsoidní kloub, 3. Sedlový kloub, 4. Válcový kloub, 5. Čepový kloub

## 2.1.2. Chrupavka

Chrupavka je pojivová tkáň, která se skládá z chondrocytů, kolagenních a elastických vláken a amorfní mezibuněčné hmoty (9).

Většina kostí se vyvíjí z chrupavčitých předchůdců. Proces, při kterém se chrupavka důsledkem ukládání minerálních solí, hlavně vápníku, mění v kost, se nazývá osifikace. Kostí nejsou kompletně osifikované až do časně dospělosti, kdy se blíží růst kostí ke konci (10).

### 2.1.3. Vazivo

Vazivo je pojivová tkáň, kterou tvoří především vazivové buňky (fibroblasty), kolagenní (retikulární), elastická vlákna a amorfní mezibuněčná hmota. Uspořádané pruhy tuhého vaziva, formují provazce – šlachy, kterými se svaly upínají ke kosti (11).

## 3. Biomechanické funkce kostí, chrupavek, kloubů a šlach

### 3.1. Mechanické vlastnosti kosti

#### Stavba kosti

Jsou dány stavbou a uspořádáním tkáně. Základním stavebním prvkem jsou vlákna elastinu a kolagenu. Elastin se vyznačuje značnou schopností pružných deformací, kolagen naopak značnou tuhostí a pevností v tahu. Míra zastoupení těchto vláken a jejich prostorové uspořádání určují výsledné mechanické vlastnosti, které jsou ovlivněny ještě množstvím amorfní mezibuněčné hmoty.

Mezibuněčná hmota kosti se skládá z organické složky nazývané ossein. Tato je tvořena svazky kolagenních fibril stmelěných základní amorfní hmotou, v živé kosti zajišťuje její pružnost. Do této organické složky se ukládá složka anorganická – krystaly solí. Anorganická složka zajišťuje tvrdost a pevnost kostí, ale je též příčinou křehkosti.

Poměr mezi osseinem a minerální hmotou se za života mění, s přibývajícím věkem se zvyšuje podíl anorganických látek (z cca 48% u novorozence na cca 60% u dospělého). Kostí jsou proto v mládí pružnější, v pozdním věku křehké (12).

#### Mechanické vlastnosti

Základní mechanickou vlastností kostní tkáně je její pevnost. Pro architektonickou strukturu kostí platí Wolfův zákon o transformaci kostí, podle něhož se struktura kostí přizpůsobuje trvale změně působících sil. Kostí se působením sil deformují, mění svůj tvar i objem. Podle směru působících sil se rozeznává deformace v tahu (dvě síly opačného směru směrem od středu tělesa), tlaku (síly působí směrem k středu tělesa), ohybu (síla působí na střed tělesa podepřeného na obou koncích), ve smyku (dvě síly opačného směru působí na horní a dolní podstavu tělesa, vrstvy se vůči sobě posouvají, ale jejich vzdálenosti jsou stejné) a kroucením (torze - dvojice sil, v praxi kombinace různých deformací).

Biologické materiály jsou velmi často určeny k výkonu poměrně úzkého spektra činností, ze kterého vyplývají požadavky na jejich mechanické vlastnosti. Kost musí být co nejtužší, aby poskytla dobrou oporu tělu a během lokomoce se práce svalů nemařila v její deformaci. Proti tomuto faktu stojí požadavek na co možná nejnižší hmotnost (z energetického hlediska). Kostí jsou proto příkladem značně specializované a ve směru nejčastějšího zatížení orientované struktury. Kost je považována za viskoelastický materiál a z toho vyplývají některé vlastnosti:

1. závislost tuhosti na rychlosti deformace,
2. hysterézní křivka při změnách zatížení,
3. relaxace a creep (tečení) v čase,
4. nehomogenita (nestejné rozložení hmoty v objemu),
5. kompozitní charakter (skladba rozdílných materiálů s různou strukturou),
6. anizotropie (různá odezva na zatížení z různých směrů),
7. adaptabilita (přizpůsobení se vnější mechanické zátěži) (13).

#### Deformace kosti

Při deformaci působí na sebe silou i částice v deformovaném tělese. Síly, kterými působí, se nazývají síly pružnosti (působí proti deformaci). Podle zákona akce a reakce síla pružnosti má stejnou velikost jako síla působící opačným směrem. Pokud jsou síly pružnosti a deformační síly stejně velké, pak je těleso v rovnovážném stavu – dále se nedeformuje, ale je ve stavu napjatosti.

Když na těleso začneme působit silou, prodlouží se z původní délky  $l_1$  o délku  $\Delta l$  na délku  $l$ .

$$l = l_1 + \Delta l$$

$\varepsilon$ -relativní prodloužení:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$$

Kosti jsou namáhány určitými směry, v závislosti na své funkci, což vytváří jejich vnitřní strukturu. Například dlouhé kosti jsou ve své střední části – diafýze – tvořeny tzv. kompaktní a jsou duté, čímž lépe odolávají deformaci v ohybu. Jejich konce – epifýzy – jsou vyplněny spongiózní, jejíž trámčina je uspořádána tak, aby odolávala nejčastěji působícím silám tj. tahovým a tlakovým. Dlouhé kosti mají obvykle vysokou pevnost v tahu podél dlouhé osy, menší v tlaku. Nejmenší pevnost mají v torzi. Proto způsobují poměrně malé torzní síly zlomeniny. Mírou deformace v kroucení je úhel, o který se pootočí horní průřez kosti, která je dole upevněna a nahoře působí dvojice otáčivým momentem.

Zákon maxima a minima říká, že struktura kosti je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti a daném směru. Dále platí hypotéza adaptace, podle které adaptace kostní probíhá podle skutečnosti, která nastane. Vzhledem k neustálé remodelaci kostní tkáně na základě mechanické zpětné vazby jsou její mechanické vlastnosti dány historií jejího zatěžování.

Pokud je kost zatěžována, výrazně se zvýší její pevnost a poddajnost a je možno předcházet poruchám remodelace (např. osteoporóza) a tím i případným zlomeninám v důsledku snížené mechanické pevnosti. Cyklická zátěž kostí vytváří podmínky pro únavové a adaptační jevy, které jsou spojeny s adekvátními remodelačními procesy, ale i únavovými zlomeninami, degradací tvaru apod.

Kosti se navzájem spojují v kloubech prostřednictvím kloubních chrupavek, jež spolu se synoviální tekutinou uvnitř kloubního pouzdra snižuje tření v kloubech.



## 3.2. Mechanické vlastnosti chrupavky

Jsou dány uspořádáním vláken a tekutiny mezibuněčné hmoty. Kromě přenášení tlakového zatížení v kloubním spojení kostí a tlumení rázových zatížení má důležitou funkci pro snižování koeficientu tření mezi styčnými plochami kostí stýkajících se v kloubním spojení (14).

Biomechanická charakteristika chrupavčité tkáně je velmi obtížná. Z hlediska chemické stavby tvoří chrupavku ze 60 % voda a ze 40 % bílkoviny. Z bílkovin připadá 60 % na kolagen a 40 % na proteoglykany. Z biomechanického pohledu je proto chrupavka velmi heterogenní směs, která se těžko definuje. Maximální pevnost v tahu dosahuje u chrupavek hodnot, které odpovídají asi 5 % pevnosti kosti. Pružnost chrupavky je závislá na obsahu vody (hydrataci). Nelze ji proto obecněji stanovit. Chrupavka se chová jako porézní materiál, např. jako houba. Při zatížení dochází v iniciální fázi k poměrně rychlému vytlačení vody ze základní hmoty a ke změně tvaru. V následné fázi se uplatňuje vyšší rigidita vláknité komponenty a tvar chrupavky se již téměř nemění. Toto chování zatížených chrupavek je významné pro biomechaniku pohybujícího se kloubu (tření),(15).

## 3.3. Mechanické vlastnosti kloubu

Tvar styčných ploch určuje stupeň volnosti pohybu v daném kloubu. Stupeň volnosti pohybu jednotlivého kloubu je dán tvarem ploch, které kloub tvoří. Čím více jsou obě kloubní plochy sobě navzájem přizpůsobeny, tím omezenější jsou možnosti pohybu. Největší stupeň volnosti má ten kloub, jehož plochy jsou kulovité. Pohyb kloubu je omezován kloubním pouzdem, které zabraňuje změnám objemu mezikloubního prostoru. Tím je dosaženo, že kostra je schopna pohybu, ale je zároveň dostatečně pevná.

## 3.4. Mechanické vlastnosti šlach a vazů

Sval je upnut na kost prostřednictvím šlachy, vazy – ligamenta tvoří zesílená místa kloubních pouzder. Vazy i šlachy jsou uzpůsobeny přenášení zatížení v tahu. Šlacha tvoří se svalem funkční komplex se značnými viskoelastickými vlastnostmi (16).

Šlachy zprostředkují pružný přenos svalové síly na skelet. Z biomechanického hlediska tvoří šlachy systém sekundárních mechanických efektorů, tj. představují pasivní pohyblivý a nosný systém. Pevnost šlach v tahu je odvozena především z pevnosti kolagenních vláken, která u většiny šlach tvoří 80 – 90 % jejich hmoty. Pevnost šlachy = poloviny pevnosti kosti. Mez pevnosti různých šlach je hodnota, která je závislá na věku, na konkrétní anatomii šlachy, typu cévního zásobení a na lokálních anatomických podmínkách, které pevnost buď zvyšují nebo snižují (17).

## 4. Biomechanika umělých kostních náhrad

Příroda přizpůsobovala kloubní systémy dnešního člověka jeho přirozeným pohybům milióny let. Kosterně svalový systém, stavba skeletu, konstrukce kloubů s chrupavčítým povlakem kloubních ploch a nitrokloubní kapalina vytvářejí z lidských kloubů dokonale fungující jednotku. Z těchto důvodů je rovnocenná náhrada poškozeného kloubu kloubem umělým poměrně složitý problém.

Klouby jsou mechanicky značně namáhány. Působící síly, a to jak z hlediska hodnoty, tak i jejich charakteru, jsou jedním ze základních údajů pro konstruktéra. Při tom je třeba uvažovat, že zatěžování kloubní náhrady je dynamické a působí cyklicky po dlouhou dobu. Dá se tedy říci, že při úvahách o konstrukci a implantaci kloubních náhrad je nutno vycházet především ze základů biomechaniky pohybového aparátu člověka.

Prostředí živé tkáně, v níž musí kloubní náhrady plnit svou funkci, je chemicky silně agresivní. Proto se na použité materiály kladou vysoké požadavky z hlediska korozní odolnosti, nedráždivosti a biologické nezávadnosti. Při tom musí být zachována možnost sterilizovatelnosti, a to jak ve studeném, tak i v horkém prostředí.

Protože kloubní komponenty po sobě při pohybu kloužou, přičemž přítlačná síla i stříhová rychlost jsou významné, vstupuje do popředí další významný faktor – tření. Je samozřejmě třeba, aby koeficient tření použitých materiálů a hlavně pak otěr byly minimální, a to jak z hlediska funkce endoprotézy, tak její životnosti. Je samozřejmě, že produkty tření nesmějí být toxické. I v tom případě je nutno počítat s nepříznivou reakcí okolní tkáně. Reakce je úměrná množství produktů tření ve tkáni.

Konstrukce kloubní náhrady a speciálních chirurgických nástrojů musí umožňovat relativně snadnou operaci, její ustavení do přesné anatomické polohy a pevné ukotvení v kosti. Kotvení musí plnit svou funkci po řadu let.

Výrobní technologie musí respektovat všechny předchozí požadavky. Týká se to jak volby materiálu, tak jeho zpracování. Funkční části, a to se týká hlavně kontaktních kluzkých ploch, musí být opracovány s takovou přesností, aby využití vlastností materiálu mohlo být optimální.

### 4.1. Základní požadavky kladené na kloubní náhrady

Záměnou kloubu přírodního kloubem umělým dochází k narušení některých nitrokloubních relací. Aby toto narušení nepřekročilo rámec biomechanické a biologické únosnosti, kladou se v tomto směru na kloubní náhrady vysoké požadavky. Současně je třeba přihlížet k tomu, že do prostředí živých tkání je voperován „cizí“, z hlediska biologického mrtvý materiál.

Biomechanické požadavky na kloubní náhrady je možné shrnout do několika základních skupin.

Požadavky tvarové:

- vyplnění prostoru v měkkých tkáních,
- rozložení tlakové síly na kontaktních plochách komponent kloubních náhrad.

Požadavky z hlediska statického namáhání:

- pevnost,
- pružnost.

Požadavky z hlediska dynamického namáhání:

- únavová pevnost,
- odolnost proti otěru.

#### 4.1.1. Funkce tvaru

Každá kloubní náhrada musí být tvarována tak, aby spolehlivě splnila dvě základní funkce. První je ta, pro niž je určena, to je funkce kloubu, jež má nahradit. Druhá pak musí umožnit spolehlivé ukotvení v kloubním sektoru skeletu. Funkční části umělých náhrad kloubů, jež mají kulový tvar, odpovídají těmto tvarům, neboť jde z hlediska technického o relativně jednoduché řešení. Zvláště jsou – li nahrazovány obě kloubní komponenty, jako např. u totální endoprotézy kyčelního kloubu. U kloubu kolenního je však napodobení anatomického tvaru velice obtížné, neboť každý kolenní kloub je anatomickým originálem.

#### 4.1.2. Kontaktní plochy komponent kloubních náhrad

Kontaktní plochy kloubních komponent jsou určujícím faktorem nejen z hlediska pohybu v kloubu, ale také z hlediska rozložení tlakového napětí, a tím životnosti endoprotézy. Tato funkce, rozložení tlakového napětí, vystupuje do popředí při konstrukci tvaru kontaktních ploch zvláště v souvislosti s tím, že úloha, kterou mají chrupavka a synoviální kapalina, je dosud technickými prostředky nenahraditelná. Je samozřejmé, že se tato charakteristika musí uvažovat především u kloubů dolních končetin, které musí při pohybu člověka přenášet svalové síly jako zdroj zrychlení hmotnosti člověka a současně zachycovat síly vznikající při přechodu do klidového stavu. Je tedy důležitá hlavně při konstrukci kloubu kyčelního a kolenního.

### 4.2. Namáhání umělých kloubních náhrad statickou silou

I když je zřejmé, že umělé náhrady kloubů dolních končetin jsou namáhány převážně dynamickou silou, je nutno znát pevnostní charakteristiky kloubních náhrad i při zatížení statickém. Využívá se výpočetní techniky pomocí metody konečných prvků. Uvedenou metodou je možno zpracovat největší objem silových informací, což dává předpoklady získat výsledky velmi blízké realitě. Neobejdeme se však bez použití některých vstupních údajů, které byly stanoveny empiricky. Metoda konečných prvků pro stanovení napětíové analýzy kloubní náhrady je značně nákladná a technicky náročná.

### 4.3. Namáhání umělých kloubních náhrad dynamickou silou

Nejvíce namáhaným kloubem je kyčelní kloub. Jeho umělá náhrada je vystavena cyklickému namáhání ohybovým momentem, jež může daný kloub poškodit.

Živá tkáň má regenerační schopnost. Dojde-li při přetížení kosti, např. při usilovných pochodech se zátěží, ke vzniku únavových mikrotrhlin v kostní tkáni, mohou se v následujícím klidovém období zahojit. Dojde – li k podobnému jevu u kovové kloubní náhrady, stává se mikrotrhlina koncentrátorem napětí a výsledkem dalšího zatěžování je pak únavový lom. Tento zásadní rozdíl v chování kostní tkáně a kovu v podmínkách dlouhodobého namáhání na ohyb je jedním z mnoha faktorů, které určují životnost kloubních náhrad. Souvisí to také s tím, že chůze je v podstatě dlouhodobé cyklické zatěžování kloubů dolních končetin silou rovnající se několikanásobku hmotnosti těla. Přitom nelze opomenout, že kovová kloubní náhrada je zatěžována v korozivním prostředí tkáňové kapaliny.

Rozhodujícími faktory k nimž je nutno přihlížet při posuzování kloubní náhrady z hlediska její únavové pevnosti, je hodnota působící síly, cykličnost zatěžování, únavová pevnost použitého materiálu a konstrukce náhrady.

### 4.4. Tribologie kloubních náhrad

Mechanismus tření a opotřebení tuhých těles je ve své podstatě velmi složitý proces. Pojmy tření a opotřebení jsou někdy nesprávně terminologicky vykládány.

Tření – je pojem vyjadřující odpor proti pohybu, který vzniká mezi dvěma tělesy v oblasti dotyku jejich povrchů, v příčném směru k nim. Mezi povrchy může být přítomno médium (třecí vrstva).

Opotřebení – je nežádoucí změna povrchu nebo povrchů tuhých těles, způsobená buď vzájemným působením funkčních povrchů, nebo funkčního povrchu a média, které opotřebení vyvolává. Opotřebení není materiálová vlastnost, ale jde o vlastnost systému těles, včetně mezivrstvy. Následkem opotřebení dochází k oddělování částic z funkčních povrchů.

Jestliže posuzujeme tribologické poměry u implantovaných umělých kloubních náhrad, musíme uvažovat faktory, které mají na tyto poměry zásadní vliv. Jsou to:

- a) Měrný tlak na kontaktních plochách a jeho časové proměny.
- b) Kluzná rychlost.
- c) Mazání.
- d) Mechanické, fyzikální a chemické vlastnosti použitých materiálů.
- e) Tvarový nesoulad kontaktních ploch.
- f) Doba trvání (počet cyklů) nebo kluzná dráha.

Z výčtu uvedených faktorů je zřejmá složitost úkolů při volbě takové kombinace materiálů pro výrobu kloubních komponent, která nejlépe vyhoví

základnímu požadavku, tj. dobré funkci kloubu po dostatečně dlouhou dobu. Z tohoto základního požadavku je nutno odvozovat vlastnosti, které musí mít použitý materiál. Je samozřejmé, že musí odpovídat požadavkům kladeným na všechny materiály určené pro dlouhodobou implantaci. Z hlediska tribologie však musí mít nízký koeficient tření, vysokou odolnost proti opotřebením, přijatelnou smluvní mez kluzu a musí umožňovat konstrukční řešení s malým momentem tření.

Při výběru vhodných materiálů nelze popouštět uzdu technické fantazii a podléhat módním vlnám, ani nelze zanedbávat technické údaje charakterizující jednotlivé materiály při praktickém použití (18).

## 5. Důvody k využití kostních náhrad v praxi

Nejčastější příčiny jsou následující:

- a) stav po vrozených vadách,
- b) primární degenerativní změny,
- c) úrazy a stavy po úrazech, tj. zlomeninách a vykloubeních,
- d) revmatické choroby,
- e) pozánětlivé změny,
- f) změny látkové výměny, jedná se o méně časté speciální stavy, např. po transplantacích ledvin, chorobách jater apod.,
- g) nádorová onemocnění.

Mezi velmi časté důvody, proč využívat kostí náhrady patří řada onemocnění. Jelikož by jejich seznam překračoval rámec mé práce, pokusím se zde charakterizovat jen některé, které dle mého názoru patří k velmi častým. Patří sem:

### 5.1. Benigní kostní nádory

Benigní kostní nádory jsou definovány jako autonomně a pomalu rostoucí nádorové léze, které nemají tendenci k metastatickému šíření s výjimkou některých variant, které se řadí k semimaligním. Nádorům podobné afekce jsou nenádorové léze. Vyrůstají z různých tkání, vedou k lokálnímu zvětšení nebo redukci kosti a proto mají často vzhled nádoru.

Benigní chování mohou mít kost tvořící tumory, chrupavku tvořící tumory, obrovskobuněčný tumor, cévní tumory, další tumory z pojivové tkáně a tumorům podobná onemocnění.

Benigní kostní nádory a nádorům podobné afekce mohou zůstat dlouhou dobu skryty a zjistit se mohou náhodně. Bolesti jsou obvykle příznakem v pozdním stádiu onemocnění při progredující lézi vedoucí k porušení kortikální kosti, nebo při kostní proliferaci promínující do okolních tkání. K posouzení biologického chování léze lze využít staging dle Ennekinga. Prvním stádiem dle Ennekinga je stádium latentní. Jsou to pomalu rostoucí i spontánně se hojící léze. Pomalu zvětšující se léze může destruovat kost. Rentgenologicky jsou dobře ohraničené a často lemovány zřetelným sklerotickým lemem. Druhé stádium je dle Ennekinga aktivní. Tyto poruchy se nezhojí spontánně. Na rentgenových snímcích nejsou tak dobře ohraničeny jako

léze latentní, sklerotický lem chybí. Léčebnou metodou je jejich chirurgické odstranění s následnou rekonstrukcí defektu a stabilizací skeletu. Třetí stádium je stádium agresivní. Biologické chování je jako u maligních nádorů, co se týká kostní destrukce, ale bez metastazování. V kosti lze zjistit vyšší vaskularizaci. Pro rentgenologický nález jsou typické chybějící nebo velmi tenká reaktivní zóna v okolní kosti a expanzi kosti. Léčbu nelze odkládat vzhledem k riziku progredující kostní destrukce a patologické zlomeniny. Nejúspěšnějším způsobem léčby je resekce en-bloc s následnou kostní rekonstrukcí a stabilizací (19).

## 5.2. Maligní nádory kostí

Nádor mající původ v kostní tkáni se nazývá primární. Častěji je maligní nádor v kosti sekundární a vyvinul se z nádorových buněk, které se do kosti metastaticky dostaly z jiného než kostního nádorového ložiska nacházejícího se kdekoli v těle.

Výskyt primárních zhoubných nádorů je mnohem častější u mladších lidí. Nejběžnější typ je osteosarkom postihující dlouhé kosti, jako je například femur. Jiný primární kostní nádor, chondrosarkom, se vyskytuje hlavně v pánvi, žebrech a hrudní kosti. Léčba primárního nádoru někdy vyžaduje náhradu kostním štěpem.

Sekundární nádory kostí se častěji vyskytují u starších lidí. Nejčastěji postižené oblasti jsou lebka, hrudní kost, pánev, obratle, žebra a méně často horní konce femuru a humeru. Mezi nejčastější nádory, které se šíří do kostí patří tyto zdroje rakoviny: štítná žláza, prs, plíce, ledviny, močový měchýř a prostata.

## 5.3. Osteomalacie

Při osteomalacii jsou kosti oslabeny ztrátou vápníku a fosforu. Stav se liší od osteoporózy v tom, že zde není žádná ztráta kostní matrix. U dětí vzniká rachitis (křivice). Prvotní příčinou je nedostatek vitamínu D, nezbytného k hospodaření s vápníkem a fosforem v těle. Nedostatek slunečního světla je dalším negativním faktorem při vzniku tohoto onemocnění. Tato choroba způsobuje často deformaci pánve a způsobuje tím ztíženou a bolestivou chůzi.

## 5.4. Pagetova choroba

Pagetova choroba se nazývá také deformující osteitida. Stavba kosti je porušena tak, že podíl odbourávání kosti je zvýšen a úbytek je rychle nahrazován kostí abnormální. Zvětšení kostí může mít různé důsledky, například ztrátu sluchu. Tento stav se vyskytuje méně často u mladých lidí, ale postihuje 3 % lidí ve věku nad 40 let. Pagetova choroba se vyskytuje nejčastěji na lebce, páteři, pánvi a na kostech nohou (20).

## 5.5. Patologické zlomeniny

Patologické zlomeniny vznikají působením minimálního násilí na abnormální kost se změněnými biomechanickými vlastnostmi. Zdravá dětská kost má oproti

dospělému větší plasticitu a proto je ke vzniku patologické zlomeniny nezbytná větší ztráta minerálního obsahu a výraznější porucha architektiky než u stejné kosti dospělého. Navíc je na povrchu rostoucí kosti silný periost, který může zajišťovat jistou stabilitu vzniklé zlomeniny. Vlastní selhání abnormální kosti se projevuje buď jako opakované mikrofraktury nebo jako úplná zlomenina (21).

Zlomeniny dělíme na:

- a) Infrakce (částečné nalomení kosti)
- b) Fisura (trhlina na dlouhých kostech nebo na lebečních kostech)
- c) Epifyzeolýza (traumatické porušení kontinuity růstové ploténky)
- d) Luxační zlomenina (doprovázená vykloubením kloubu)
- e) Kompresivní zlomenina (typická u bederních obratlů při tlakové zátěži)
- f) Impresivní zlomenina kosti (stav, kdy je kostní plocha vmáčknuta kostní tkáně)
- g) Subperiostální zlomenina (stav, kdy není porušen periost)
- h) Patologická zlomenina (v místě předchozího poškození kosti, například cystou nebo nádorem)
- i) Zlomenina s dislokací nebo bez dislokace (s posunutím kostních úlomků nebo bez jejich posunu)
- j) Únavová zlomenina (bez zjevného vyvolávacího traumatu, například zlomeniny zánártních kostí po dlouhých pochodech).

Léčení

**Repozice** je základem (repozicí se myslí napravení dislokace kostních úlomků)

**Imobilizace** neboli znehybnění (nejstarší způsob léčení zlomenin, dnes klasickou sádrou dlahou nebo modernější plastový obvaz, někdy postačí znehybnění končetiny zvláštním obvazem (například zlomenina klíční kosti) nebo jen klidový režim a léky tlumící bolest (například nekomplikovaná zlomenina jednoho žebra). Klidový režim a následná rehabilitace ve zvláštním korzetu je podstatou léčby nekomplikovaných zlomenin bederních a hrudních obratlů.

**Osteosynthesa** znamená operační řešení, při kterém je kost zpevněna nejčastěji kovovým materiálem, kterým je nějaký druh nerezové oceli nebo titanu, který se po čase buď vyjme, nebo někdy i ponechá. Existuje řada metod, od jednoduchých cerkláží ocelovými dráty, přes šrouby doplněné dlahami až po nejrůznější systémy hřebování s předvrtáváním nebo bez něj (hřeb znamená navlečení nejčastěji dlouhé a duté kosti na pevný a dlouhý ocelový profil, který je na konci zafixován šrouby. Po čase se šrouby na jednom zpravidla distálním (vzdáleném) konci vyjmou, čemuž se říká dynamizace).

**Zevní fixace** je navrtání speciálních hřebů někdy se závitů na konci do kostních úlomků skrze kůži a jejich upevnění vně končetiny do zevního fixátoru (nejlépe si ho představíte jako stavebnici Merkur, do které zafixujete hřeby a můžete s nimi různě manipulovat a ve vhodné poloze to všechno zafixujete). Existuje řada tuzemských i zahraničních systémů, což platí pro všechny typy operačních metod.

**Náhrady**, čímž se myslí například náhrada horního konce stehenní kosti po jeho zlomení (takzvaná CKP neboli cervikokapitální prothesa), nebo náhrada téhož včetně kloubní jamky (TEP neboli totální endoprothesa). Vzhledem k tomu, že tento typ zlomeniny je častý ve vyšším věku, kdy je obvykle přítomno i značné opotřebenění chrupavek (Artrosa), je to pro pacienty řešení i do budoucna. Existují náhrady nejenom kyčle, ale i kolena, hlezna, rameno a lokte. Klouby na prstech lze nahradit implantáty z kvalitního silikonu. Lze nahradit těla obratlů, nebo část lebečních kostí. Mezi náhrady se mohou řadit i transplantace vlastní kostní tkáň.

**Klidový režim** následovaný časnou rehabilitací je metodou volby u značně nemocných a starých pacientů, kde je velká pravděpodobnost, že by nepřežili některý z výše uvedených operačních zákroků. Tato volba jim sice přinese invaliditu ale dává jim v některých případech vyšší (nebo možná jedinou) šanci na přežití.

**Amputace.** Jakkoliv to zní tvrdě, je v některých případech amputace značně zdevastované končetiny vhodnější metodou nežli zdlouhavé, bolestivé a v neposlední řadě i značně nákladné pokusy o vyléčení, které vyústí v nefunkční nehybnou a překážející končetinu. V takovém případě je (přísně individuálně) někdy vhodnější končetinu časně amputovat a nahradit protézou. Tím více to platí pro výjimečné situace, jako jsou rozsáhlé žilní pohromy, nebo válka, kdy nikdy nebude dosti prostředků na ideální léčbu všech. Lze sem zařadit i amputaci například hlavičky vřetenní kosti u jejího roztříštění a značné dislokaci úlomků, což sice není ideální ale přinese to v některých případech lepší funkční výsledek než jiné operační postupy (22).

## 5.6. Osteoporóza

Lidská kostra je velmi aktivním a proměnlivým orgánem. Podobně jako kůže není jen ochranným krytem, má i naše kostra kromě funkce opěrné řadu dalších důležitých rolí:

- tvoří pevnou schránku pro smyslové orgány a centrální nervový systém,
- je hlavní zásobárnou minerálních látek,
- je sídlem pro krvetvornou tkáň.

V kostech probíhá nepřetržitý proces výstavby a odbourávání. Asi do třetí dekády našeho života převažuje tvorba nad spotřebou. V pozdějším věku začíná naopak kostní hmoty ubývat. Pokud je proces odbourávání příliš rychlý, může snadno dojít k nebezpečnému úbytku kostní hmoty. Kostí se stávají křehkými a málo pevnými. Vzniká osteoporóza.

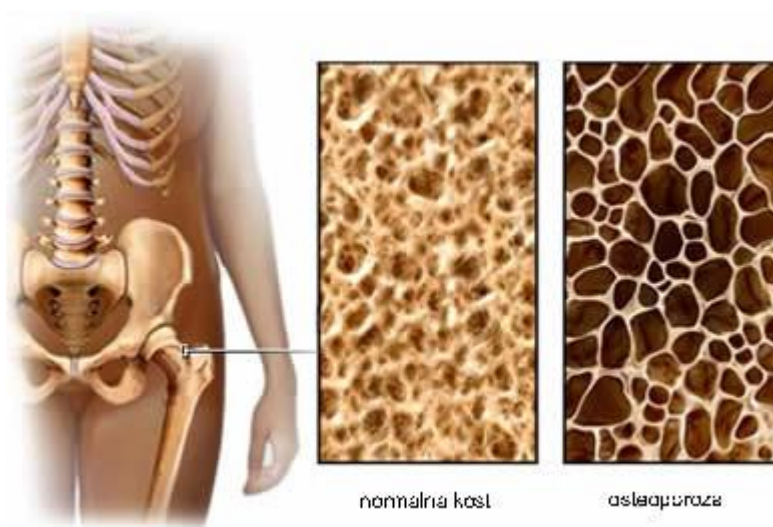
Příčin osteoporózy je velmi mnoho. K postupnému "řídnutí" kostí dochází u každého z nás přirozeným stárnutím těla. K nebezpečnému úbytku kostní hmoty může dojít v důsledku nejrůznějších onemocnění - při poruše funkce příštítných tělísek (hyperparathyreoidismus), onemocnění ledvin, atd. Nejvýznamnější příčinou osteoporózy jsou však hormonální změny v menopauze (přechodu). Snížená tvorba ženského pohlavního hormonu (estrogenu) vede k rychlému úbytku kostní hmoty. V prvních pěti letech po menopauze mohou některé ženy ztratit až jednu pětinu celkové kostní hmoty. Zda je tento úbytek kritický a významně tak ohrožuje pevnost



našich kostí, závisí v první řadě na celkovém množství kostní hmoty vytvořeném do třicátého roku našeho života. Osteoporóza může být po mnoho let pouze tichým a nenápadným společníkem. Postupné řídnutí našich kostí má za následek menší odolnost vůči mechanickému násilí. Kost se snadněji zlomí. Projeví se tak často až ve chvíli, kdy už je jen velmi obtížně léčebně ovlivnitelná.

Nejčastěji dochází ke zlomeninám krčku stehenní kosti, zlomeninám zápěstí a hrudních nebo bederních obratlů. Zlomeniny mohou být i poměrně drobné. Projevují se zejména na páteři postupným sesedáním obratlových těl. Nemusí Vám pak způsobovat náhlou bolest, ale spíše jen neurčité pobolívání v zádech (23).

Obr.3. Osteoporóza (24)



## 5.7. Osteoartróza

Osteoartróza (OA), také artróza či osteoartritida, je nejčastějším onemocněním kloubů. Postihuje asi 12 % populace. Prevalence stoupá s věkem, rentgenové změny typické pro OA nacházíme u téměř 70 % osob starších 65 let. Nejvíce postihuje váhonosné kyčelní a kolenní klouby, nacházíme ji však běžně i v jiných lokalizacích (páteř, rameno, loket, prsty aj.).

Etiopatogeneze choroby není zcela objasněna, předpokládá se souhra více faktorů (viz dále). Při OA dochází postupně k destrukci kloubní chrupavky a změně jejích mechanických vlastností. V extrémním případě těžkého stupně OA může být chrupavka zničena zcela. Destrukce je dána poruchou homeostázy metabolismu chrupavky, jinými slovy dochází k porušení rovnováhy v jeho regulaci. Vlivem zvýšeného působení prozánětlivých cytokinů (IL-1, IL-6, TNF $\alpha$  aj.) jsou inhibovány anaboličké děje, chrupavka není dostatečně obnovována, a naopak dochází ke zvýšení exprese genů pro destruktivní enzymy ze skupiny metaloproteináz (stromelysin, kolagenáza, plasmin aj.), které odbourávají makromolekulární síť extracelulární matrix (mezibuněčné hmoty chrupavky). V počátečních stadiích je tento děj kompenzován zvýšenou tvorbou agrekanu s vyšším obsahem chondroitin sulfátu. Po vyčerpání kompenzačního mechanismu se destrukce chrupavky klinicky

projeví bolestivostí a zánětem, který postihuje okolní tkáně jako kloubní pouzdro a subchondrální kost (přilehlou k chrupavce). Postižená kost reaguje na vzniklou situaci svojí přestavbou, časem se na ní objevují výrůstky zvané osteofyty, které daný stav komplikují. Bolest při OA je dána postižením okolních tkání, poškození samotné chrupavky nebolí, neboť není inervována.

Počáteční stadia OA lze zvládnout kombinací farmakologických a nefarmakologických metod (redukce hmotnosti, snížení zátěže, přiměřená pohybová aktivita, rehabilitace, používání opěrných pomůcek). Pokud ještě není chrupavka příliš poškozena, je možné dosáhnout její alespoň částečné reparace. V těžších stadiích je kromě tlumení bolesti jediným účinným řešením operativní řešení, často to bývá náhrada kloubu endoprotézou (aloplastika) (25).

## 6. PRAKTICKÁ ČÁST

### 6.1. Kostní náhrady

#### 6.1.1. Historie aloartroplastiky

##### Materiály

Snad nejstarším pokusem náhrady lidského kloubu je náhrada čelistního kloubu provedená Carnochanem v roce 1840. První náhrada byla provedena ze dřeva, další náhrady ze slonové kosti. Na začátku minulého století provedl Jones náhradu kyčelního kloubu pomocí zlaté destičky. Vývoj pokračoval dále a v roce 1950 implantoval Austin T. Moore nový typ celkové endoprotézy – umělé náhrady hlavice stehenní kosti s dřívkem kotveným v dřevě dutině. V roce 1951 Haboush použil jako první ke kotvení dřívku náhrady samopolymerující metylmetakrylát. Urist v roce 1950 a McBride v roce 1961 implantovali vedle stehenní komponenty i náhradu acetabula (jamka) a tím zkompletovali náhradu kyčelního kloubu na „totální“. Po přechodném neúspěchu s teflonem jako materiálem pro výrobu jamky zavedl do konstrukce totální náhrady kyčelního kloubu vysokomolekulární polyetylén. Jeho endoprotéza byla řešena jako kovová femorální komponenta s kovovou hlavicí, jejíž dřív byl ukotven cementem, polyetylénová jamka byla rovněž ukotvena cementem a vzájemný pohyb hlavice - jamka byl realizován párováním kov – polyetylén. Tato „low – friction arthroplasty“ zůstala modelem pro řadu dalších autorů a je používána ve většině indikací dodnes. V našich podmínkách vytvořil na přelomu 60. a 70. let vlastní protézu Čech, která byla Charnley-Müllerova typu. Materiálová i tvarová dispozice stehenní komponenty této endoprotézy byla natolik šťastná, že je prakticky v nezměněné podobě implantována od roku 1972 do současnosti. 70. a 80. léta byla v rozvoji endoprotetiky kyčelního kloubu ve znamení hledání nových způsobů párování kontaktních materiálů a ukotvení. Do konstrukce se prosazovala keramika jako materiál pro výrobu kyčelní hlavice (párování keramika – polyetylén) a dokonce došlo k vytvoření endoprotéz vynechávajících z kontaktů polyetylén (párování kov – kov, keramika – keramika). Otázka nového kotvení jednotlivých komponent v kosti bez použití cementu byla řešena rozvojem řady „necementovaných“ endoprotéz.

##### Implantace jednotlivých kloubů

#### 1. kolenní kloub

Metody léčby destruovaných kloubů se vyvíjí více než 130 let. Roku 1957 implantoval Waldius skutečnou náhradu kolenního kloubu. Byla konstruována jako vitaliový implantát ukotvený do femuru a tibie mohutnými dřívky. Obě komponenty – femorální a tibiální byly spojeny kloubem umožňujícím na rozdíl od trojrovninného pohybu ve zdravém kolenním kloubu pohyb pouze v sagitální rovině. To vedlo k nepříznivému přenosu sil na kost, k únavovým zlomeninám diafýzy, k uvolňování implantátů a případně k mechanickému selhávání. V 70tých letech Matthews (r. 1973) a Attenborough (r. 1978) tento typ zdokonalili, takže implantát umožnil částečnou rotaci v kloubu. Pro jeho složitost, malou životnost a velmi obtížnou reoperaci se jeho použití neujalo. Závěsné implantáty se dnes používají pouze

v souvislostech s onkologickými indikacemi. Roku 1968 Gunston zavedl bezzávěsný polycentrický model, jež dále rozpracovávají Sheehan (r. 1971), Gschwend (r. 1972), Attenborough (r. 1973), který zavádí r. 1973 tzv. sférocentrický typ. První typy geometrických tvarů implantátů ještě nedostatečně respektovaly anatomický tvar a fyziologický pohyb v kolenním kloubu (Gunston (r. 1971), Freeman, Swanson (r. 1973)). Proto Insall a Townley zavádějí anatomické kondylární náhrady, které jsou později ještě modifikovány alternativními stabilizačními prvky pro operační ošetření pohmožděných zkřížených vazů a pro náhradu pately (Insall, Lachiewicz, Burnstein (z r. 1979)). Koncem 70tých let byly vyvinuty náhrady s rotačními meniskovými prvky (New Jersey Knee, Pappas, Buechel (r. 1979)) umožňující jak rotaci tak i posuny v kolenním kloubu podobně jako u zdravého kolenního kloubu. Typ Townley u nás v r. 1983 zavádějí Rybka a Vavřík. V tomto roce je používána také kondylární náhrada kolena vyvinutá na I. ortopedické klinice 1. LF UK v Praze a vyrobená firmou Walter. K zásadnímu obratu ve vývoji umělé náhrady kolenního kloubu dochází po zavedení "low-friction arthroplasty" Charnleyem koncem padesátých let pro náhrady kyčelního kloubu s maximálním rozvojem v 70tých letech, a které v 80tých letech představují převratný rozvoj i v oblasti náhrad kolenního kloubu. V současnosti se vývoj totálních endoprotéz kolenního kloubu zaměřuje na vytváření stavebnicových systémů vzájemně kompatibilních komponent, dovolujících modifikaci operačních zásahů s ohledem na destrukci kolenního kloubu v primárním případě resp. s ohledem na destrukci implantátů v případě revizní operace. Současný vývoj je také zaměřen na necementované totální náhrady, opatřené vhodným porézním povrchem. Výhodou je pak prodloužená životnost totálních náhrad, snadnější reoperace, větší odolnost proti infektu a nevýhodou je jejich vyšší výrobní cena a delší doba potřebná pro rehabilitaci pacienta. V současnosti se kolenní endoprotézy vyrábějí:

bez pohyblivých částí, s pohyblivými částmi nebo jako závěsné typy,  
cementované, necementované nebo jako hybridní,  
jako modulární, resp. nemedulární,  
primární resp. revizní.

## 2. Ramenní kloub

První pokus náhrady ramenního kloubu z platiny a pryže provedl Peán r. 1892 v Paříži. Další pokus až r. 1950 provedl Judet, náhrada byla provedena z plexiskla. První moderní náhrada ramenního kloubu z kovu byla použita r. 1951 Krügerem a Neerem v r. 1953.

## 3. Loketní a hlezenní kloub

Umělé náhrady loketního a hlezenního kloubu jsou řešeny jen okrajově. U loketního kloubu jsou velmi nepříznivé podmínky pro ukotvení náhrady ve skeletu, přesto již byly také implantovány např. modelem St. Georg. V případě hlezenního kloubu jde o složitý kloub, přesto již od 70tých let existují úspěšné pokusy s jejich implantací, např. s užitím umělé náhrady typu Oregon. Velký pokrok náhrad kloubu ruky byl dosažen, přes odlišný přístup od konstrukce velkých lidských kloubů, především v posledním desetiletí. Dnes se již sériově vyrábějí i náhrady ramenních a loketních kloubů, zápěstí, hlezna a navíc endoprotézy kloubů prstů v silikonovém provedení (např. Johnson & Johnson, Walter). Do dnešních dnů jsou všechny náhrady lidských kloubů pouhým kompromisem mezi anatomicko-fyziologickou

skutečností a současnými možnostmi technologie a ekonomickými možnostmi výroby (26).

## 6.2. Typy kostních náhrad

Nahradit kostní tkáň se lidé pokoušeli již dávno. Asi nejstarším dokladem je neolitická náhrada čelní kosti zlatou destičkou objevená v Peru (27). Později se náhradou kostí zabývali Arabové a Aztékové.

Kostní štěpy jsou často využívány při léčbě řady ortopedických onemocnění a v kostní traumatologii. Podle vztahu mezi organismem dárce a příjemcem mohou být rozděleny na autogenní štěpy (kost téhož jedince), alogenní štěpy (kost od dárce téhož druhu) a xenogenní štěpy (kost od jedince jiného druhu). Každý z těchto druhů má své výhody a nevýhody, proto se dnes v praxi používají syntetické materiály nahrazující kostní tkáň. Tyto materiály se svým chemickým složením blíží minerální složce přirozené kostní tkáně, snahou je přiblížit kosti i jejich fyzikální vlastnosti (28).

### 6.2.1. Živé náhrady

#### Vlastní kost (autogenní štěpy)

V ortopedické chirurgii se užívá nejvíce vlastní kost, vyňatá z míst, kde to nenaruší pevnost kostry (např. z lopaty kyčelní nebo z žeber). Výhodou tohoto druhu transplantace je rychlé napojení kostní tkáně na okolní cévy. I když část kostních buněk zákrok nepřežije, zbývající buňky jsou schopny novotvorby, a tím je umožněno zhojení. Odpadá nebezpečí přenosu infekce a nebezpečí imunitní reakce organismu. Nevýhodou je, že lze odebrat jen omezené množství kosti a že je k tomu potřeba další operace (29).

Při použití autogenních kostních štěpů byla popsána dvoufázová tvorba kosti. Buňky štěpu mají hlavní podíl na kostní tvorbě během první fáze, která trvá přibližně 4 týdny. Buňky v místě implantace (tj. přijmového lůžka) se tohoto procesu účastní až ve druhé fázi. Endostální buňky a buňky dřevňového stromatu produkují více než polovinu nové kosti, podíl osteocytů je asi 10 % a minimální podíl mají volné hemopoetické buňky.

Autogenní spongiózní štěpy se odebírají nejčastěji z hřebene lopaty kosti kyčelní. Spongiózní autoštěpy se používají k výplni defektů po ošetření benigních nádorů a nádorům podobných onemocnění, při spongioplastice v léčbě paklobů a zlomenin. I když je defekt úplně vyplněn, zůstává místo provedené výplně do doby vhojení kostních štěpů mechanicky oslabené. Tyto štěpy neposkytnou okamžitou strukturní oporu, ale snadno se revaskularizují a rychle se inkorporují v místě implantace. Během 6 až 12 měsíců se pevnost místa jejich implantace vyrovná situaci při použití kortikálních štěpů.

Dalším zdrojem autogenního materiálu je osteoblastická buněčná řada v kostní dřeni. Autogenní kostní dřevň má osteogenní a potenciálně osteoindukční vlastnosti prostřednictvím cytokinů a růstových faktorů, které produkují

transplantované buňky. Nevýhodou této metody je tendence injikovaného materiálu k úniku z místa aplikace. Proto jsou zkoušeny kompozity tvořené biologickým nebo umělým materiálem nahrazující kostní tkáň a autologní kostní dřeň. Injekce autologní kostní dřeně ve srovnání s tradiční technikou kostních štěpů mají stejnou rychlost vhojení. Další výhodou je jednoduchá a miniinvazivní technika, méně komplikací v místě odběru i aplikace oproti kostním štěpům.

Ráda bych se zmínila o fenoménu osteoindukce, který byl prvně popsán v 60. letech minulého století Uristem. Takzvaný „bone morphogenic protein“ přítomný v kostní matrix štěpu podporoval přeměnu nediferencovaných perivaskulárních buněk v okolí transplantovaného štěpu na osteoprogenitorové buňky, které se dále diferencují na osteoblasty schopné kostní novotvorby. Koncem 80. let bylo zjištěno, že těchto proteinů zodpovědných za osteoindukci je více. Pomocí molekulární biologie byly tyto proteiny, které označujeme jako BMP (bone morphogenic protein), identifikovány. Ty byly podle podobnosti molekulární struktury rozděleny do několika podskupin, což dokumentuje tab.1. Úspěšná aplikace těchto bílkovin do klinické praxe závisí na objasnění optimální terapeutické dávky, zajištění vhodného nosiče a zůstává nadále předmětem výzkumu (30).

**Tab.1.** Přehled klasifikace BMP (bone morphogenic protein)

<b>BMP podskupina</b>	<b>BMP molekula</b>	<b>Synonymum</b>
<b>BMP – 2/4</b>	BMP- 2 BMP - 4	BMP – 2A BMP – 2B
<b>BMP - 3</b>	BMP – 3 BMP –3B	Osteogenin GDF – 10 (growth differetiation factor)
<b>BMP - 7</b>	BMP – 5 BMP – 6 BMP – 7 BMP – 8 BMP – 8B	Vgr – 1 (vegetal related) OP – 1 (osteogenetic protein) OP – 2 (osteogenetic protein) OP – 3 (osteogenetic protein)
<b>CDMP/GDF*</b>	BMP – 12 BMP – 13 BMP - 14	CDMP – 3 nebo GDF – 7 CDMP – 2 nebo GDF – 6 CDMP – 1 nebo GDF - 5
<b>Různé</b>	BMP – 9 BMP – 10 BMP – 11 BMP – 15 BMP - 16	GDF – 2 GDF - 11

\*CDMP = cartilage – derived morphogenetic protein  
GDF = growth differentiation factor

#### Kostní náhrady z humánní kosti dárců (alogenní štěpy)

Homotransplantáty (odebrané části kosti od jiné osoby) vykazují poměrně vysokou antigenní nesnášenlivost, kterou lze konzervací a dalšími technologiemi částečně snížit.

Lokálně vyvolaná reakce antigen – protilátka, nemá jen negativní vliv na přežití transplantátu. Homotransplantát stimuluje aktivitu osteoblastů produkujících základní kostní hmotu, a zlepšuje tak předpoklady pro integraci homotransplantátu do okolní kosti.

Jak ukazují kostní biopsie, jsou sice transplantáty všeho druhu zcela resorbovány a nahrazeny novou kostí, ale význam kostních transplantací je v tom, že transplantovaná kost se stává vodící strukturou a lokálním stimulačním faktorem pro vrůstání novotvořené kosti.

Alogenní kost se používá v různých formách: demineralizovaná kostní matrix, morselizované a spongiózní aloštěpy, kortikospongiózní a kortikální štěpy, anatomické a stimulované strukturní štěpy.

Demineralizovaná kostní matrix se v současné době vyrábí jako prášek, granule, čipy, gel a pasta. Na trhu jsou dostupné tyto preparáty: Grafton DBM (Osteotech), DynaGraft (GenSci Regeneration Sciences), OrthoBlast (GenSci Regeneration Sciences), Osteofil (Somafor Danek), Opteform (Exactech), DBX (Synthes). Demineralizovaná kostní matrix působí jako osteokondukční a potenciálně i osteoindukční materiál. Po implantaci do ní brzy vrůstají cévy. Biologická aktivita demineralizované kostní matrix je pravděpodobně podmíněna proteiny a různými růstovými faktory v ní přítomnými. Její osteoindukční kapacita může být ovlivněna řadou faktorů jako způsob výroby a uskladnění, metoda sterilizace, původ dárce. Přestože neposkytuje strukturní oporu, bylo popsáno její použití při výplni kostních cyst, v léčbě paklobů dlouhých kostí, k výplni defektů při zlomeninách. Je také vhodným nosičem pro autologní kostní dřev.

Spongiózní aloštěpy mají osteokondukční a omezené osteoindukční vlastnosti, které jsou potlačeny iradiací při jejich přípravě. Stádia inkorporace jsou shodná s vhojováním autologních spongiózních štěpů. Uchovávají se lyofilizované, čímž se eliminují přítomné mikroorganismy, ale současně tím poklesne pevnost kosti v torzi a ohybu. Spongiózní aloštěpy se používají k výplni ohraničených defektů u benigních nádorů a podobných lézí. Ke zvýšení úspěšnosti se doporučuje smíšení aloštěpů s autoštěpy nebo s demineralizovanou kostní matrix. Takovýto kompozit má vyšší osteoindukční vlastnosti, které napomáhají inkorporaci štěpu, ale je zde vyšší riziko přenosu infekčních onemocnění.

Kortikospongiózní, kortikální a strukturní aloštěpy se získávají z různých míst skeletu (například pánev, žebra, femur, tibie, fibula) k rekonstrukci velkých kostních defektů. Strukturní aloštěpy se používají buď stimulované, pokud je k výplni defektu použita kost z jiné skeletální oblasti. Je-li použita k náhradě kost ze stejné skeletální lokalizace jako má být nahrazena, jedná se o anatomické strukturní aloštěpy. Tvarování anatomických štěpů je snazší než simulovaných. Teoreticky je anatomický štěp lépe schopen odolávat biomechanickým silám po transplantaci, a proto jsou preferovány tyto štěpy. V případě jejich nedostupnosti je akceptováno použití simulovaných štěpů. Použití strukturních aloštěpů je indikováno pro léčbu neohraničených defektů, kde je potřeba obnovit tvar kosti, délku končetin či poskytnout kostní oporu pro implantát. Výhodou strukturních aloštěpů je jejich potenciál k obnově anatomických poměrů a poskytnutí opory implantátu. Časem ztrácejí svoji pevnost, proto se obkládá místo přechodu aloštěpu a kosti příjemce

drobnými autogenními štěpy získanými z operačního pole. Strukturní aloštěpy mají omezenou biologickou aktivitu. Prvním krokem jejich přihojení je zánětlivá reakce, během níž se aktivují pluripotentní buňky potřebné pro kostní novotvorbu. Procesy spojení a inkorporace jsou zahájeny osteoklasty, které resorbují haverský systém aloštěpu než se objeví osteoblasty, které tuto oblast vyplní. Přihojování aloštěpu je závislé na řadě faktorů jako jsou imunitní odpověď na aloštěp, mechanická odpověď a stabilita v oblasti štěp - příjemce. Masivní mražené aloštěpy se u člověka pomalu vhojují, a to cestou zevního svalku, který vychází z kosti příjemce. Remodelace je pouze na povrchu štěpu a zahrnuje méně než 20 % štěpu. Měkké tkáně jsou pevně připojeny k vrstvě nové kosti na povrchu štěpu. Z praktického hlediska musí aloštěpy splňovat kritéria bezpečného použití a vhodných mechanických i biologických vlastností. Tyto požadavky, kladené na kostní aloštěpy, jsou protichůdné a je třeba hledat určitou rovnováhu mezi bezpečností aloštěpů na straně jedné a mechanickými a biologickými vlastnostmi na straně druhé (31).

Na evropském trhu se v září 2008 objevil výrobek firmy AAP Bio Implants. Tento produkt je jedničkou v technologiích vývoje kostních náhrad užitím humánní kosti z dárců. Společnost postupuje dle nejtvrdších předpisů EU, kosti kadaverozních dárců jsou zpracovány v kostních bankách větších nemocnic a po úpravě a vyšetřeních na přítomnost přenosných chorob jsou dále implantovány nemocným. Přitom kostní banky nejsou zpravidla akreditovány na pracovní postupy nutné ke správnému užití následně vzniklých produktů – kostních štěpů. Jinými slovy, mnozí nakupují kadaverozní kosti od kohokoli s důvěrou, že je vše „výrobně“ v pořádku. To vše je pohodlné až do okamžiku, než se prokáže případný infekční příjemce neléčitelnou chorobou.

AAP Bio Implants má pro výrobu produktů z humánní kosti po předchozím vyšetření odebraného kostního materiálu nejvyšší akreditaci v Evropě. Výroba probíhá v jednom nizozemském ústavu, který jako jeden z mála v Evropě vyhovuje nejpřísnějším kritériím pro posuzování humánních vzorků za účelem jejich následné aplikace či implantace dalším pacientům. Ústav odebraný kadaverozní materiál nevyšetřuje pouze na eventuální přítomnost HIV, HAV, HBV, CMV a dalších, dnes již standardně verifikovaných partikulí.

Je schopen řešit problematiku přítomnosti zárodků pomalých virových nákaz, prionů a dalších raritnějších přenosných choroboplodných částic známých například z centrální Afriky. Takto precizně vyšetřený materiál je následně velmi složitou technologickou procedurou zbavován vody a je mu postupnými kroky dáván konkrétní tvar až do úrovně finálního produktu.

Tato metoda se využívá tam, kde je potřeba transplantovat větší množství kostní tkáně. Štěpy zemřelých jsou sterilizovány a zmrazeny, čímž se poruší schopnost vyvolat novotvorbu kostí. Vhojení transplantátů trvá podstatně déle a přestavba povrchových vrstev dokonce i několik let. Při transplantaci kosti od jiného člověka jsou zachovány růstové faktory pro novotvorbu, cizorodá bílkovina však vyvolává imunitní odpověď hostitelského organismu. Hlavní nebezpečí však tkví v možnosti přenosu plísň, bakterií, virů. Proto se dnes štěpy jiných osob zbavují proteinů a tukové tkáně – přenáší se jen minerální složka. Úplně chybějí kostní buňky a růstové faktory (32) .



## 6.2.2. Neživé (umělé) náhrady

**Umělá kostní náhrada** – je materiál, který slouží k náhradě zničené kosti (na místo starších metod kovových implantátů a kostních štěpů). Velkou výhodou umělých kostních náhrad je nosnost srovnatelná s původní kostí (33).

Stále přísnější požadavky kladené na implantáty, snaha o jejich optimální funkci a dosažení maximální životnosti vedly ke změnám v sortimentu použitých materiálů. Vedle kovů nacházejí stále více uplatnění plastické hmoty a materiály keramické. Při daném zatížení musí mít tyto materiály vyšší pevnostní vlastnosti než původní kost a to jak z hlediska krátkodobého, tak i dlouhodobého. Následkem vyššího modulu pružnosti je i tuhost implantátu jako celku většinou vyšší než u původní kosti, což se nepříznivě projevuje při rázovém zatížení. Kromě toho živá hmota má schopnost regenerace, což používané technické materiály nemají a navíc jsou někdy napadány okolní živou tkání a korodují (34).

Novou metodou, používanou u nás v liberecké nemocnici na neurochirurgii, jak nahradit kost je, že tvarování kostí se provádí na základě dat z počítačové tomografie. Získaná data se zpracují a výsledkem je virtuální model s defektem. Po dohodě s lékaři a po zpracování všech dat se pak model dotvaruje do konečné podoby. Pak nastává fáze výroby, kdy se model vytiskne na 3D tiskárně. Přesná kostní náhrada se pak vyrobí ze standardně používaného kostního cementu litím do forem z různých materiálů. Nejhůře se zpracovávají nesymetrické defekty. Na počítačový model lebky je potřeba zhruba půl miliónu souřadnic. Někdy je však lebka po úrazu tak poškozená, že určit původní tvar je nemožný. Proto liberečtí lékaři vytváří databázi lebek – mužských, ženských i dětských. Náklady na výrobu se pohybuji okolo třiceti tisíc v České republice a 200 tisíc korun v zahraničí (35).

## 7. Materiály kostních náhrad

### 7.1. Kovové materiály

Kovy tvoří v přírodě velkou skupinu s různými výraznými fyzikálními vlastnostmi. Za nejvýraznější vlastnost kovů je možno považovat jejich elektrickou a tepelnou vodivost. Potřebné vlastnosti kovů při výrobě implantátů získáme kombinací kovových prvků, tzv. legováním základního kovu dalšími kovy. Tak vznikají slitiny. Ve slitinách se setkáváme obvykle se železem, kobaltem, titanem, niklem, chromem, molybdenem, uhlíkem, křemíkem a manganem. Mezi kovovými materiály, které se pro výrobu implantátů používají, lze těžko najít takový, který by vyhovoval bez výjimky všem požadavkům, které jsou na něj kladeny. Vysoká odolnost proti korozi bývá zpravidla doprovázena nedostatečnou pevností, jako je tomu u ušlechtilých kovů a jejich slitin. Jindy je pevnost dostatečná, ale kov je náchylný na korozi nebo má toxické účinky a vyvolává alergii. V současné době se jako výchozí materiál využívají jednak ušlechtilé kovy, popřípadě jejich slitiny, které mají pasivační schopnost, takže za určitých podmínek získávají základní elektrochemické vlastnosti ušlechtilých kovů, i když to není natrvalo. V současné době je výběr soustředěn na čtyři základní materiálové typy. Jsou to:

- a) korozivzdorná ocel typu: Cr-Ni-Mo,
- b) slitina na bázi Co-Cr-Mo,
- c) slitina na bázi Ti,
- d) částečně i slitiny ušlechtilých kovů.

Ušlechtilé kovy a jejich slitiny jsou ve fyziologickém prostředí termodynamicky stabilní a odolné proti většině druhů koroze, jsou dobře snášeny lidskými tkáněmi. Nevýhodou je menší pevnost, projevuje se u nich tzv. křehnutí způsobené štěrbinovou korozí pod napětím a únavou z koroze, podléhají, i když v malé míře frettingu, tj. korozi podmíněné třením. Vhodným materiálem pro implantáty jsou kovy schopné pasivace, což jsou kovy, které tvoří na svém povrchu odolnou neporézní vrstvu, která chrání materiál před okolním prostředím.

### 7.1.1. Korozivzdorná chromnikmolybdenová ocel

Korozivzdorná (neoxidující) ocel byla poprvé použita k implantaci v r. 1911. Dodnes zůstává nejdříveji používaným materiálem pro výrobu implantátů. Základním předpokladem jejího použití je odolnost proti mechanickému namáhání a proti korozi. Pokud jde o plasticitu je použití chromnikmolybdenových ocelí pro výrobu implantátů zcela bez problémů, jsou-li implantáty dobře konstruovány a dimenzovány. Je-li kovový materiál podroben střídavému namáhání na ohyb, podněcuje to poškození, které vede ke vzniku trhlinek v nejdříveji namáhané oblasti. V současné době se pro výrobu implantátů využívá ocel s nízkým obsahem uhlíku legovaná dusíkem, který jí zajišťuje stabilní strukturu. K dosažení určitého stupně pevnosti není třeba tak velké redukce, přičemž plastické vlastnosti oceli jsou na příznivější úrovni ve srovnání se silně deformovanou původní ocelí. Tato nová ocel má shodnou korozní odolnost ve všech agresivních prostředcích (36).

Typickou ocelí této skupiny u nás jsou ocel Poldi AKV Ultra 2 a ocel AISI 316L.

### 7.1.2. Kobaltové slitiny typu Co-Cr-Mo

Kobalt podobně jako jiné kovy (Cr, Mo, W, Nb) vede k významnému zvýšení pevnosti. Významným prostředkem k dalšímu zpevnění slitin kobaltu je tvorba karbidů. Proto slitiny Co-C jsou základem téměř všech kobaltových slitin. Pro výrobu implantátů se využívají slitiny s malým obsahem uhlíku (do 0,35%) (37). Základem zahraničních kobaltových slitin pro implantáty je v podstatě ternární slitina Co-28Cr-C. K zpevnění kobaltového tuhého roztoku a k tvorbě dalších velmi stabilních karbidů za zvýšených teplot se v praxi ternární slitina Co-28Cr-C přilegovává wolframem, molybdenem, popřípadě dalšími prvky. Je třeba konstatovat, že v kobaltových slitinách pro ortopedii – např. v komponentech vyráběných přesným litím – při nedodržení tepelného režimu je možno počítat s tím, že se převážně na hranici dendritických zrn vyloučí řada intermetalických fází, které budou mít záporný vliv na únavovou pevnost. Proto určovat meze chemického složení kobaltových slitin

zejména jde-li o jejich legování dalšími prvky – je teoreticky, i z hlediska technologické praxe, značně náročný program s mnoha proměnnými faktory. Výrobci tedy spíše upřednostňují své dlouholeté zkušenosti, než aby pro potřebu implantátů přešli na základní změnu volby ternárního systému (svého času se uvažovalo např. o systému Co-Cr-Nb, avšak pro obtížnost výroby klasickými postupy se výsledky těchto prací šířeji neuplatnily..

Závažným jevem u slitin Co-28Cr-C je odměšování prvků při krystalizaci. Prvky snižující aktivitu uhlíku se odměšují do mezidendritových oblastí a naopak prvky zvyšující aktivitu uhlíku jsou koncentrovány ve středových oblastech dendritů. Tento názor byl potvrzen řadou prací využívajících moderní laboratorní techniku, např. analýzu pomocí mikrosondy apod. V některých oblastech zdravotnictví se kobaltové slitiny používají již přes půl století. Mezi ně patří dentální a ortopedická chirurgie.

U kobaltových slitin, z nichž se tvářením nebo přesným litím zhotovují implantáty, se využívá vedle některých jejich mechanických (vyšší pevnost v tlaku) a technologických vlastností vysoká odolnost proti korozi a jejich snášenlivost s prostředím lidského těla (biologická kompatibilita) v porovnání s Cr-Ni-Mo. Tvářením za tepla je možno dosáhnout u těchto slitin vyšších hodnot mechanických vlastností, ve srovnání s jejich verzí určenou k lití, a to následkem jemnější struktury. Reprezentantem kobaltových slitin určených k lití je Protasul-2 (názývána též stellit 21 nebo intertium nebo též vitallium), k tváření Protasul-10.

Kobaltové slitiny se po vyžhání vytvrzují prvky jako molybden a wolfram. Pokud jde o kobaltovou slitinu určenou ke kování, je v každém případě na vyšší kvalitativní úrovni než slitina kobaltu určená k lití. Zavedením těchto tvářených slitin překlenuli tradiční výrobci kvalitativní mezeru, která byla mezi litou kobaltovou slitinou a korozivzdornou ocelí. To se týká hlavně mechanických vlastností. O kobaltových slitinách používaných pro výrobu implantátů byly vysloveny obavy z rizika nepříznivé reakce kostní tkáně a alergie na kobalt.

I když použití těchto slitin je směrem k velmi vysokým teplotám omezené, mají vedle dalších vlastností vynikající odolnost proti opotřebení. Tyto slitiny se využívají především pro výrobu dříků náhrad kyčelních kloubů, ale i jako součásti náhrad kloubů kolenních. Velkou nevýhodou kobaltových slitin je jejich cena.

### 7.1.3. Titan a jeho slitiny

Titan během minulého století prošel prudkým rozvojem. Přednost titanu a jeho slitin je v tom, že tento materiál vyniká vysokou korozní odolností, a to jak na vzduchu, tak v mořské vodě i v jiných chemicky agresivních prostředcích.

Titan je jedním z nejrozšířenějších prvků v přírodě. Titan se však dostal k průmyslovému použití velmi pozdě díky složitému a nákladnému procesu, kterým se získal chemicky čistý titan z rudy. Výroba polotovaru z technického titanu je asi osmkrát nákladnější než výroba stejného polotovaru z korozivzdorné oceli. Ti se ve sloučeninách vyskytuje nejčastěji jako čtyřvalentní, dále pak jako třívalentní. Titan má vysokou korozní odolnost na vzduchu při nízkých i vyšších teplotách (do 500 stupňů Celsia). Čistý titan je velmi plastický, pevnost v tahu je 220 až 250 MPa při

prodloužení 60 %. Avšak již nepatrný obsah příměsí, které jsou obsaženy v technickém titanu, prudce zvyšuje jeho pevnost a snižuje plasticitu. Legováním se zvyšuje pevnost, ale současně se zhoršuje plasticita. Únavová pevnost titanu je silně ovlivněna obsahem příměsí, zejména O, N a H. Proto se musí metalurgický výrobní proces vést ve vakuu a režim se musí přísně dodržovat. Při dodržení limitovaného obsahu příměsí je únavová pevnost na úrovni korozivzdorné oceli.

Technicky čistý titan se používal pro výrobu implantátů pouze na počátku jeho zavedení do aloartroplastiky. Jeho nízká pevnost, malá tvrdost a citlivost k otěru však vedly k tomu, že byl brzy vyřazen z masového použití. Protože se však vyráběly pro jiné účely již ověřené titanové slitiny a jejich odolnost proti korozi je velice lákavá charakteristika, hledali výrobci implantátů vhodnou titanovou slitinu. Jako nejvhodnější se ukázala slitina titanu legovaná hliníkem a vanadem. Vhodným legováním je možno vytvořit tyto slitiny:

Slitiny  $\alpha$  – jsou obvykle legovány hliníkem a cínem.

Slitiny  $\beta$  – jsou obvykle legovány hliníkem, chromem a vanadem.

Slitiny  $\alpha + \beta$  – jsou obvykle legovány hliníkem, chromem, vanadem, molybdenem.

Maximální obsah legovacích prvků v souhrnu není obvykle vyšší než 10 % hmotnosti.

Slitiny titanu typu  $\alpha$  jsou výborně svařitelné, teplotně stabilní, ale mají sníženou pevnost a nelze je tepelně vytvrzovat.

Slitiny typu  $\beta$  mají pevnost asi 800 MPa, jsou dobře tvařitelné, mají vysokou tažnost. Jsou citlivé na tepelný režim ohřevu při tváření.

Slitiny typu  $\alpha + \beta$  slučují přednosti  $\alpha$  i  $\beta$ . Jejich nevýhodou je nemožnost vytvrzování cestou tepelného zpracování. Mají dobré plastické vlastnosti, takže jsou převážně určeny ke zpracování do tenkých profilů.

Hliník jako základní legovací prvek zvyšuje tvrdost slitiny a její odolnost proti oxidaci.

Vanad zvyšuje pevnost titanové slitiny, ale snižuje zároveň i její plasticitu.

Přísada molybdenu do obsahu 5 hmotnostních % značně zvyšuje pevnost slitiny, přičemž úměrně klesá plasticita.

Mangan zvyšuje tvrdost a pevnost titanových slitin. Přitom do obsahu 1 hmotnostního % mírně snižuje plasticitu. Další zvyšování obsahu manganu snižuje plasticitu výrazně.

Chrom jako legovací prvek zvyšuje stejně jako jiné uvedené prvky pevnost titanové slitiny.

Uhlík v množství do 0,2 hmotnostních % značně zvyšuje pevnost titanové slitiny, aniž by se tím snížily plastické vlastnosti. Při větším obsahu (do 1 hmotnostního %) již má na snížení plasticity výrazný vliv.

Z uvedených údajů o vlivu některých legovacích prvků na mechanické vlastnosti titanových slitin vyplývá, že legováním je možno získat slitiny titanu s vysokou pevností a přijatelnou plasticitou. Legování titanu se obvykle neprovádí pouze jedním, ale současně několika prvky. Kromě prvků, které jsou použity k legování cílevědomému, není možno dosud zabránit tomu, aby ve slitině nebyly

přítomny prvky jako kyslík, dusík, vodík, železo a jiné, které již v malých množstvích významně ovlivňují mechanické vlastnosti titanu, zvyšující pevnost a tvrdost a současně snižující charakteristické vlastnosti určující plasticitu, jako jsou prodloužení a vrubová houževnatost.

#### Slitina titanu TiAl6V4

Tato slitina byla vyvinuta pro letecký průmysl, ale v 70. letech vzbudila pozornost výrobců implantátů a někteří ji počali používat jako základní materiál pro výrobu kloubních náhrad. Nejvíce se používá pro potřeby aloartroplastiky a osteosyntézy v USA. Tepelným zpracováním je možno u této slitiny dosáhnout pevnosti až 1200 MPa. Pro potřeby aloartroplastiky se však používá převážně ve stavu žíhaném s pevností do 1000 MPa. Tato slitina má ve srovnání s ostatními kovovými materiály používanými pro výrobu implantátů poloviční modul pružnosti E a velice nízkou plasticitu, nižší dokonce než slitina kobaltu v litém stavu. Jako jiné titanové slitiny je citlivá na povrchové vruby. Výrobci během 80. let došli k závěru, že tato slitina v kombinaci s UVMPE splňuje tribologické požadavky na úrovni slitiny kobaltu či korozivzdorné oceli (38). Názory výrobců na tuto slitinu se velmi různí. Dowson aj. jsou však názoru, že nanosený film, který se během tření hlavice z tohoto materiálu a jamky z UVMPE vytvoří na povrchu hlavice, může mít výrazný vliv na opotřebení jamky v negativním smyslu (39). Galante a Rostoker tuto slitinu na základě negativních výsledků experimentálních třecích zkoušek vůbec nedoporučují používat (40). Firma Zimmer, která tuto slitinu pod označením Tivanium používá, sděluje, že má rovnocenné či lepší vlastnosti než slitina kobaltu a chromniklmolybdenová ocel, ale žádná její vlastnost ji nestaví z pohledu aloartroplastiky do pozice zvláštního významu (41). Titanové slitiny nevytvářejí ochranou pasivní vrstvu na povrchu a tak často v okolí implantátů pozorujeme zčernání tkáně, tzv. titanovou metalozu, která však není toxická jako metaloza u nerezavějících ocelí. Výrobní cena titanových slitin je vysoká.

Podobné vlastnosti jako titan má zirkon a jeho slitiny. Tyto vlastnosti jsou v současné době ve fázi výzkumu. Jejich cena je rovněž značně vysoká. (Rovněž se užívá i zirkonová keramika, např. DePuy-Johnson & Johnson ji používá s úspěchem pro výrobu hlavic náhrad kyčelních kloubů (Femoral Heads - Zirkonia) (42).

## 7.2. Nekovové materiály

### 7.2.1. Oxidová keramika

Keramické materiály používané v aloartroplastice jsou anorganické nekovové látky, které se vytvářejí z práškových surovin a zpevňují se žárovým procesem, při němž dochází ke slinování, a tím i ke zvýšení pevnosti. Termín keramika se tedy vztahuje na velmi pestrou škálu materiálů vyráběných jak z přírodních silikátových surovin, např. porcelán, tak i ze surovin chemicky připravených, např. oxidová keramika. Počátkem 70. let pronikla keramika do aloartroplastiky. Prvně se začala využívat oxidová keramika (korundová keramika)  $Al_2O_3$ . Od té doby byla ověřována řada jiných keramických materiálů, např. silikonová keramika  $Si_3N_4$  nebo keramika na bázi karbidu křemíku  $SiC$ ,  $ZrO_2$  stabilizovaný oxidem vápenatým a směsná keramika  $SiO_2$ ,  $Al_2O_3$  a  $Si_3N_4$ . Dalšími ověřovanými

materiály jsou tzv. bioaktivní skla. Tyto materiály jsou bohaté na kalciumfosfáty a uvádí se, že podporují tvorbu nové kosti. Nejširšího využití v aloartroplastice však dosáhla tzv. korundová keramika  $\text{Al}_2\text{O}_3$ . Jde o slinitý čistý oxid hlinitý. V porovnání s jinými keramickými materiály má jednu z nejnižších hodnot volné entalpie a nejmenší vzdálenosti atomových jader, a tím i nejvyšší vazebnou energii. V tom je jeho převaha u většiny mechanických, chemických a elektrických vlastností. Je to také příčinou toho, že slinitý oxid hlinitý zaujímá mezi keramickými materiály a vůbec zejména mezi oxidy kov zvláštní místo. To platí zvláště tehdy, jsou-li splněna tři hlavní kritéria – vysoká čistota, vysoká hustota a jemné zrno. Vysoká čistota je nutná proto, že mechanická pevnost oxidu hlinitého se všeobecně snižuje cizími příměsemi. Vysoká hustota snižuje výskyt pórů, které svým vrubovým účinkem snižují pevnost a zvyšují drsnost povrchu. Vývoj keramiky na bázi  $\text{Al}_2\text{O}_3$  byl v uplynulých 20 letech charakterizován vzrůstem čistoty a hustoty, stejně jako zmenšováním průměrné velikosti zrna. Tak vznikl materiál, který splňuje všechny požadavky, které jsou kladeny na namáhané díly podléhající opotřebení. Některé fyzikální vlastnosti korundové keramiky, zejména její hydrofilní parametry, jsou výhodnější pro výrobu komponent kloubních endoprotéz než vlastnosti používaných kovů. Tvrdost je pětikrát až desetkrát vyšší než u známých kovů a jejich slitin. Při cyklickém zatěžování symetrických hlavic endoprotézy kyčelního kloubu axiálně působící silou nebylo zjištěno porušení celistvosti ani při síle 20 000 N. Fyzikálně mechanické a chemické vlastnosti závisí na objemové hmotnosti výrobku. Proto se musí při výrobě věnovat značná pozornost vlastní přípravě prášku, ze kterého se keramika vyrábí (43). Proti dosud používané kombinaci kov - UHMWPE přináší použití  $\text{Al}_2\text{O}_3$  keramiky značné výhody. Také korozní odolnost  $\text{Al}_2\text{O}_3$  keramiky v prostředí živé tkáně je velmi vysoká v porovnání s používanými kovovými materiály. S korozní odolností úzce souvisí i biokompatibilita. Tato keramika má dobrou schopnost přijetí do organismu, tzv. biokompatibilitu, je biostabilní a má vynikající vlastnosti proti opotřebení a je snadno opracovatelná. Hliníková keramika je typickým příkladem bioinertního materiálu. Zatím nevýhodou je malá ohybová pevnost, takže nemůže být použita na součásti vysoce namáhané na ohyb. Provádějí se pokusy vytvořit z  $\text{Al}_2\text{O}_3$  keramiky tenký povlak na kovové endoprotéze, síly cca 0,3 mm, který se nanáší pomocí plazmy. Tato úprava má zvýšit odolnost vůči korozi a biokompatibilitu součástí a vytvořit příznivé podmínky pro vrůstání kostní tkáně do pórů na povrchu implantátu, a tak zajistit jeho fixaci v kosti (44).

Co se fyzikálně mechanických vlastností kloubních náhrad zhotovených z korundové keramiky týká, lze konstatovat, že výrobky různých výrobců se od sebe příliš neliší.

**Tab. 2.** Některé vlastnosti oxidové keramiky Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> různých značek

Vlastnost	Frialit	Biolox	Dorre	Heineke	ISO
Obsah Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	99,7	99,75	99,75	99,7	99,5
Hustota (g.cm <sup>-3</sup> )	3,90	3,90	3,90	3,93	3,90
Pevnost v tlaku (MPa)	4000	5000	5000	3000	4000
Pevnost v ohybu (MPa)	400	500	500	400	400
Modul pružnosti v tahu E.10 <sup>4</sup> (MPa)	38	38	38	35	38

Na použití korundové keramiky jako materiálu k výrobě kloubních endoprotéz existují tyto názory:

- 1) Kloubní náhrady musí být celokeramické nebo při namáhání ohybovým momentem (např. dřík) alespoň kombinaci keramických komponent s třecími plochami.
- 2) Z keramiky by měla být vyrobena pouze jedna kontaktní komponenta (např. hlavice kyčelního kloubu), druhá komponenta má být zhotovena z ultravysokomolekulárního polyethylenu (např. umělá pánevní jamka).

Zastánci kombinace keramika – keramika vycházejí z vynikajících tribologických vlastností korundové keramiky. Interakce na rozhraní dvou tvrdých těles však s sebou přináší zásadní fyzikální problémy a to zejména v tom případě, existuje – li při praktickém použití rázové cyklické namáhání. Tento problém řeší rozhodně lépe s vyšší provozní bezpečností kombinace keramika – polyethylen.

Zásadně negativní stanovisko je zaujímáno k celokeramickým endoprotézám. Například endoprotéza kyčelního kloubu zhotovená z korundové keramiky a dimenzovaná jako klasická kovová endoprotéza má maximální únavovou pevnost 25 MPa.

Nejrozšířenější použití korundové keramiky v oblasti aloartroplastiky mají hlavice endoprotézy kyčelního kloubu, které jsou nasazovány na kovový dřík.

Základní kvalitativní prvek, který přináší biokeramika do aloartroplastiky, je řádové snížení tření a opotřebení. V Japonsku je osvojována výroba kloubních endoprotéz z monokrystalické korundové keramiky, která má proti polykrystalické vyšší tvrdost a lepší tribologické i jiné kvalitativní parametry. Díky těmto vlastnostem má monokrystalický Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> stále větší význam (45).

V moderní chirurgické implantologii, zejména pak v posledním desetiletí, nacházejí stále významnější uplatnění progresivní keramické materiály. Vedle již osvědčeného oxidu hlinitého se stále častěji objevuje oxid zirkoničitý (ZrO<sub>2</sub>). Jeho vynikající vlastnosti jsou důsledkem dvou zpevňujících mechanismů. Prvním z nich je vznik sítě jemných nano-trhlinek z důvodu ukotvení zrn vysokoteplotní modifikace (tetragonální - ZrO<sub>2</sub>) v základní matici, kde tato síť zabraňuje a

zpomaluje šíření trhlin. Druhým mechanismem je napětově indukovaná transformace v zóně před šířící se trhlínkou, kde nastává transformační přeměna z  $t - \text{ZrO}_2$  na  $m - \text{ZrO}_2$ . Tímto přechodem dojde k odčerpání energie šíření trhliny a zároveň i k tlakovému předpětí v okolí monoklinických zrn, které rovněž působí pozitivně proti šíření trhliny. Dále se dělají pokusy s keramikou sialonovou keramikou  $\text{Si}_3\text{N}_4 + \text{Al}_2\text{O}_3 + \text{AlN}$ , nitridem křemíku tj.  $\text{Si}_3\text{N}_4$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{SiO}$ ,  $\text{FeO}$ , a s biologicky aktivní keramikou tzv. bioglass a glass-ceramics (46).

## 7.2.2. Kompozity

Kompozity jsou materiály o vysokém modulu pružnosti a vysoké pevnosti. Jsou to materiály pevné a zároveň houževnaté s poměrně nízkou hustotou a s řadou dalších výhodných vlastností. Skládají se nejméně ze dvou složek označovaných jako fáze, a to zejména proto, že jejich chemické složení bývá odlišné. Za složku (fázi) se považuje každá chemicky a fyzikálně definovaná složka kompozitního systému, která je od ostatních složek oddělena fázovým rozhraním.

Při konstrukci a volbě kompozitů se využívá znalostí ze stavby složených přírodních materiálů, např. kostí. Výrobky z kompozitů vystužené vlákny nemají ve všech směrech shodné fyzikální a mechanické vlastnosti.

Těmto novodobým, vysoce pevným a tuhým, složeným konstrukčním materiálům se věnuje systematická pozornost ve světě od počátku 60. let minulého století.

Ze známých kompozitů největšího významu nabyly kompozity s vystužujícími vlákny, jejichž funkcí je dosáhnout potřebné pevnosti a tuhosti v porovnání s méně pevnou a tuhou pojivovou složkou (matricí), v níž jsou vlákna uložena.

Jako kritérium pro volbu jednotlivých typů vystužujících vláken je brán poměr mezi hodnotou modulu pružnosti  $E$  nebo pevnosti v tahu  $R_m$  a hustotou.

Pokud jde o výtuhu, zavedení vláken boru nebo grafitu zvyšuje tuhost kompozitu a poměr tuhosti k hmotnosti. Hybridy, které se vyznačují použitím několika typů vláken v matrici, umožňují uspořádat celkovou strukturu kompozitu tak, aby se dosáhlo maximální rovnováhy mezi náklady a provozuschopností.

Začátkem šedesátých let bylo náhodou objeveno, že uhlík má velmi vzácnou vlastnost, a to že je „tromboresistentní“ a nevyvolává tvorbu krevních sraženin.

Takto bylo možno vyhovět požadavkům biochemickým, avšak funkce biomechanické nemohly být zásadním způsobem zajištěny, především pro křehkost, která je pro tyto materiály charakteristická.

Hodnocení a porovnání výhod a nevýhod různých biomateriálů, přivedly některé zahraniční výrobce k velmi originálnímu přístupu v řešení těchto problémů. Jako materiál pro implantáty nejvýš namáhané byly vyvinuty tři uhlíkové materiály. Jsou to polykrystalický izotropní uhlík, uhlík vystužený karbidem křemíku a uhlík vystužený vlákny uhlíku. Všechny tyto tři materiály splňují základní požadavky. Jsou naprosto odolné ve fyziologickém prostředí a



dají sterilizovat. Polykrystalický izotropní uhlík s karbidem křemíku splňují kromě toho mechanické a tribologické požadavky kladené na kluzné komponenty kloubních náhrad. Tyto látky mají tuhost podobnou kostní tkáni, jsou dostatečně tvrdé a vykazují dobré únavové vlastnosti. Vzhledem k jejich kluzným vlastnostem, a to v kombinaci uhlík - karbid křemíku kombinovaný s izotropním uhlíkem, nebo uhlík - karbid křemíku kombinovaný s komponentou stejného provedení, převyšují všechny dosud používané materiály pro výrobu kloubních náhrad. Mají za extrémních podmínek kluzu, které existují v kyčelním kloubu, jako vysoký měrný tlak, malá kluzná rychlost a cyklický pohyb, mimořádně vysokou odolnost proti opotřebení.

Uhlík zesílený vlákny uhlíku má jednak vysokou dynamickou pevnost v ohybu a pevnost v tahu, jednak vyšší hodnotu zužení než materiály kovové, používané pro výrobu kloubních náhrad. Tento materiál má kromě toho pseudoplastické chování při lomu, takže je vyloučeno katastrofální selhání implantátu. Zrovna tak je vyloučena jakákoli koroze, která napadá kovové implantáty.

Příkladem kompozitních materiálů, které se již sériově vyrábějí a v určitém objemu používají pro výrobu implantátů, jsou Sepcarb, Biocarb a Cerasep francouzského původu.

Sepcarb je kompozitní materiál tvořený výstuží z uhlíkových vláken a z uhlíkové matrice s více či méně grafitovou strukturou. Tento materiál má kromě vynikajících tepelných vlastností i dobrou odolnost proti otěru.

Cerasesp tvoří ohnivzdorná matrice s výstuží. Jako matrice se využívají ohnivzdorné materiály čisté nebo ve směsi s uhlíkem, jako křemík, hliník, karbidy, nitridy a boridy. Jako výstuž se používají vlákna, rohože a tkaniny na bázi uhlíku, křemíku, hliníku a karbidů křemíku. Tyto materiály umožňují dosáhnout termomechanických parametrů v oxidační atmosféře. Charakteristiky těchto materiálů je předurčují pro biomedicínské využití. Proto další generace kompozitních materiálů na bázi uhlíku byla ve Francii vyvinuta speciálně pro tento účel a dostala název biocarb.

Biocarb byl vyvinut společností SEP spolu s technologií specifického zahušťování kompozitního materiálu, která umožňuje dosáhnout vlastností vyhovujících požadavkům, které jsou kladeny na kloubní náhrady. Chemická kompatibilita je dána charakterem materiálu a nepřítomností extrahovaných produktů. Pružnost je blízká pružnosti kosti následkem elastických deformací matrice, u níž je tažnost větší než 1 % proti 0,8 % u titanu. Pevnost v ohybu je srovnatelná s korozivzdornou ocelí. Únavová pevnost je výjimečná, neboť tento kompozit je možno cyklicky namáhat až na 80 % jeho časované meze únavy pro  $10^7$  cyklů. Všechny ostatní bioanalogické nekompozitní materiály zpravidla nelze namáhat na vyšší napěťovou úroveň než 50 % jejich časované meze únavy. Hustota je výjimečně nízká. Tribologické vlastnosti jsou zajímavé především z hlediska funkce kloubních náhrad, neboť tento kompozit má ideální kluznost při nepatrném opotřebení a rovněž při minimálním tření. Chování tohoto materiálu bylo zkoumáno společností SEP a bylo konstatováno, že tento kompozit nezpůsobuje infekční reakci a je plně integrován v tkáňovém prostředí. Srovnání

charakteristik materiálu biocarb s vlastnostmi jiných materiálů používaných pro výrobu kloubních náhrad je v tabulce č.3

**Tab.3.** Porovnání některých vlastností kompozitu biocarb s dalšími materiály

Materiál	Hustota (g.cm <sup>-3</sup> )	Pevnost v tahu (MPa)	Modul pružnosti(MPa)
Slitina Cr-Co-Mo	8,3	1050	208.10 <sup>3</sup>
Slitina Ti	4,4	900	115. 10 <sup>3</sup>
Ocel Cr-Ni-Mo	7,8	540	200. 10 <sup>3</sup>
biocarb	2,0	500	45. 10 <sup>3</sup>
UVMPE	0,9	43	34. 10 <sup>3</sup>
Kortikální kost	1,0	120	17. 10 <sup>3</sup>
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	3,9	350	380. 10 <sup>3</sup>

### 7.2.3. Plasty

Plasty jsou makromolekulární látky označované také jako polymery. Na rozdíl od kovové vazby jsou plasty tvořeny makromolekulárními řetězci. Existují jak ve stavu tuhém, tak ve stavu kapalném. Mohou být buď přírodní nebo syntetické.

**Tab.4.** Některé vlastnosti plastů používaných v aloartroplastice

Vlastnost	Polyester	Teflon	ÚVMPE (Chirulen)
Pevnost v tahu (Mpa)	54	22	43
Pevnost v ohybu (Mpa)		19	40
Pevnost v tlaku (Mpa)	130	10	16
Tažnost (%)	300	400	600
Nasákavost (%)	0,6		0,01

Rozdíl mezi nízkomolekulárními a vysokomolekulárními látkami je především v jejich rozdílných fyzikálněchemických a mechanických vlastnostech. Vyšší relativní molekulová hmotnost u téhož polymeru mu propůjčuje větší tažnost a houževnatost, zvyšuje jeho odolnost proti korozi za napětí a snižuje náchylnost k tečení za studena. Pro výrobu umělých kloubních náhrad se využívají tyto plasty uvedené v předchozí tabulce (47).

Organismus přijímá plastické hmoty jako cizí materiál. Po jejich implantaci se snaží organismus plasty ohraničit nebo eliminovat. Pokud plastická hmota z fyziologického a chemického hlediska není dráždivá, pak ji organismus přijímá, opouzdřuje a dlouhodobě toleruje. Podmínkou vhojení je nepřípustnost nízkomolekulárních látek. Tyto látky se používají buď pro přípravu plastických hmot nebo pro ovlivnění fyzikálních a mechanických vlastností umělé hmoty. Tyto látky mohou být po svém vyluhování příčinou výrazné tkáňové reakce místní i celkové. Biologická snášenlivost a odolnost plastické hmoty závisí na schopnosti přijímat vodu. Plasty přijímající vodu po aplikaci do organismu nasávají tkáňové tekutiny s bílkovinami, dochází ke změně jejich struktury a jejich chemické

stability. Jako následek jsou změny mechanických vlastností a zvýšený otěr. Zhoršené chemické a mechanické vlastnosti jsou pak příčinou těžkých zánětlivých reakcí v organismu. Klinická praxe ukázala, že nepříznivé reakce plastů se projevují po 2 - 4 letech. Z plastů se dosud dlouhodobě osvědčil pouze nízkotlaký vysokomolekulární polyethylen RCH 1000 (UHMWPE - ultra high molecular weight polyethylen) (48).

#### Polytetrafluorethylen (teflon) - PTFE

Tento plast má velmi dobré fyzikální vlastnosti a neobyčejnou chemickou odolnost. Tento plast je velmi odolný k teplotám hluboko pod bodem mrazu. Má velmi malý koeficient tření. Při vyšších tlacích však snadno podléhá deformaci a opotřebením, neboť má velmi nízkou pevnost v tlaku. Jeho použití k výrobě kloubních náhrad se ukázalo jako nevhodné. Prvně byl použit v roce 1958 pro výrobu umělé jamky kyčelního kloubu.

#### Polyethylentereftalát (Polyester) - PET

Polyester má velmi dobré mechanické vlastnosti. Je odolný vůči působení olejů a tuků. Kromě velmi dobré tepelné odolnosti se vyznačuje i vynikajícími elektroizolačními vlastnostmi. Je dlouhodobě stálý a má malý koeficient tření. Jeho nevýhodou je nadměrné opotřebením a v řadě případů i uvolnění. V okolí implantátů bylo zjišťováno velké množství produktů tření, které při kontaktu s kostním cementem napomáhaly uvolňování kloubních náhrad. Proto byl z použití na výrobu kloubních komponent vyřazen.

#### Polyethylen – PE a Ultravysokomolekulární polyethylen

Výchozí surovinou pro výrobu je velmi čistý ethylen, který se vyrábí z ropy. Podle způsobu výroby rozeznáváme polyethylen vysokotlaký, středotlaký a nízkotlaký. Nízkotlaký polyethylen je strukturně pravidelnější, a proto má lepší mechanické vlastnosti. Je to materiál, který se velmi dobře zpracovává, má velmi dobrou biokompatibilitu a minimální nasákavost. K výrobě implantátů, kde jsou kladeny vysoké nároky na nízký koeficient tření a dobrou odolnost proti opotřebením, se vysokomolekulární polyethylen používá již od počátku 60. let. Nejpoužívanějším polymerem pro výrobu komponent kloubních náhrad je ultravysokomolekulární polyethylen (UVMPE) dodávaný pod označením Chirulen. Byl vynalezen v USA v padesátých letech firmou Philips-Standard-Oil a v NSR firmou Ziegler. Je to materiál, který se velmi dobře zpracovává, má velmi dobrou biokompatibilitu a minimální nasákavost. Dále má nízký koeficient tření a dobrou odolnost proti opotřebením. Má vysokou vrubovou houževnatost, a to i při vyšších teplotách. Při zkoušce rázem v ohybu k lomu nedochází. Pozoruhodné je chování chirulenu při víceosém rázovém namáhání a vysoké rychlosti působící síly. Schopnost pohlcení rázového napětí ve vztahu k nárazové práci je velmi vysoká.

Charakteristickou vlastností plastů je tzv. tečení za studena (kríp). Znamená to, že materiál se nechová elasticky. Deformuje se i při časové prodlevě při konstantním zatížení.

I když ultravysokomolekulární polyetylen není možno sterilizovat klasickým způsobem kvůli jeho nízké teplotě tání, má řadu výhod proti jiným plastům. K nim patří například vysoká čistota. V důsledku nízkého bodu tání je nutno sterilizovat implantáty z ÚVMPE za studena například ozářením paprsky gama.

### Polymethylmetakrylát (kostní cement) – PMMA

Tento polymer zaujímá v aloartroplastice zvláštní postavení. Používá se ke kotvení umělých kloubních komponent v kostech. Z jedné strany proniká do přilehlé kostní tkáně spongiózní kosti a z druhé strany adhezuje k implantátu. Podle zkušeností posledních 20ti let kostní cement velmi dobře fixuje implantát ve spongiózní kosti nahrazovaného kloubu, neboť umožňuje výplň a dorovnání nerovností v kosti. Přidáním kontrastních rtg látek do kostního cementu má operátor možnost sledovat stav cementové vrstvy v pooperačním období (49). Nejznámějším a dosud nejrozšířenějším představitelem této skupiny je blokovaný polymer metakrylátu – organické sklo (plexisklo). Protože PMMA polymerizuje v kontaktu s kostní tkání, je třeba počítat i s jejím toxickým poškozením a také případná mechanická poškození povrchů polyetylenových komponent v důsledku zbytků kostního cementu na artikulujících plochách náhrad kloubních komponent. Proto se v současné době vyvíjí nové typy totálních náhrad kloubů bez použití kostního cementu. Toxické poškození kostní tkáně lze snížit polymerací mimo kost, a to do té doby, pokud je PMMA ještě vláčný. Je třeba také počítat se změnou objemu PMMA. Je to způsobeno jednak teplotou při reakci, jednak polymerací samou. Nejprve při stoupající teplotě je PMMA vytlačován z kostní dutiny, a potom, kdy teplota klesá, se smršťuje jako téměř tuhé těleso. Objemový deficit, který vzniká v prostoru mezi implantátem a kostí, může mít vliv na kvalitu fixace implantátu. Protože PMMA je při zatěžování ukotvených kloubních náhrad mechanicky namáhán, jsou pro spolehlivou funkci náhrad důležité jeho mechanické vlastnosti. Jedná se o křehký materiál, tzn. že je bez výrazné meze kluzu. Protože patří mezi materiály viskoelastické, závisí velikost modulu pružnosti v tahu na rychlosti zatěžování. Další významná mechanická vlastnost PMMA je schopnost tlumit kmitavá a rázová zatížení. Pevnost v tahu  $R_m$  čerstvě připraveného PMMA je kolem 40 MPa a působením tekutin se mírně snižuje. Při namáhání v tlaku se chová jako tažný materiál. Válcové vzorky snesou 50 % redukci délky bez makroskopických známek porušení. Při reoperaci kloubních náhrad je možno konfrontovat výsledky laboratorních zkoušek s mechanickými hodnotami PMMA implantovaného v těle po delší dobu. Vzhledem k velikosti vzorků je možno ověřovat pouze tvrdost. Mechanické vlastnosti závisí též na množství absorbované tekutiny. Z toho plynou i nerovnoměrnosti fyzikálních vlastností (např. tvrdosti).

#### 7.2.4. Necementované implantáty

Kromě fixace pomocí kostního cementu existuje také možnost biologického ukotvení umělého kloubu. Nezbytným předpokladem necementované fixace musí být i vhodný materiál, který je možno použít ke spojení implantátu a živé kosti. Povrch necementovaného implantátu je zdrsňen. Během operace je implantát zaveden do kosti a přesně situován a následně zaklíněn ve stabilní pozici v kosti, hovoříme o tzv. primární stabilitě (primární či mechanické fixaci). Pro necementované implantáty bylo vyvinuto několik technologií, které umožňují komponenty umělé náhrady kloubu

fixovat přímým prorůstáním spongiózní kosti do speciálně upraveného - porézního povrchu implantátu. Spojení nově vytvořenou kostí, vrostlou do mikro- a makrostruktury povrchu implantátu, je nazýváno osteointegrací. Osteointegrace zajišťuje tzv. sekundární stabilitu (sekundární či biologickou fixaci). Smyslem těchto úprav pro zkvalitnění osteointegrace je aplikování makroporézní vrstvy pro vazbu mezi implantátem a spongiózní kostí, která zajistí pevnou fixaci implantátu prorůstem kostní tkáně do porézního povrchu implantátu a navíc i vazbu chemickou formou vazebné osteogeneze. Povrch implantátu se pokrývá např. plazmou nanesenou vrstvou strukturovaného porézního kovu o stejném složení jako základní materiál implantátu, nebo povrchovou úpravu implantátu, který je pokryt korundovým práškem, do kterého postupně vrůstá spongiózní kost a tak zajišťuje bezpečnou fixaci implantátu. Další z technologií je pokrytí porézního kovu vrstvičkou keramické hmoty - hydroxyapatitu, s nímž se nově vytvářející spongiózní kost integruje a vytváří tak bezpečně fixovaný implantát ve spongiózní kosti. Obě vrstvy jsou nanášeny plazmovou technikou. Další z technologií představují implantáty s keramickými vložkami a nově vyvíjené náhrady kloubů, výše uvedené a založené na posledních výzkumech stavby spongiózní kosti tvořené hrázděnou stavbou s membránovitou výplní a s použitím vlastní spongiózní kosti pacienta pro vyplnění vnitřní části implantátu. Tento typ totálních náhrad je ve stadiu výzkumu a prvních experimentálních pokusech na pacientech. Povrchy necementovaných implantátů jsou navrhovány s makrostrukturami, jejichž úkolem je zajistit rotační a náklonovou stabilitu a tedy zajistit primární stabilitu implantátu. Operační technika u necementovaných implantátů je značně náročnější na přesnost opracování kostních povrchů, neboť musí být zajištěn dokonalý kontakt implantátu s kostí, tolik potřebný pro mechanickou fixaci komponent implantátu, ale i pro definitivní fixaci zajištěnou prorůstáním nově vytvářené kostní tkáně do porézního povrchu implantátu. Necementované totální náhrady kloubů vyžadují vitální kosti, které budou schopny integrace s implantátem. Praxe ukazuje, že i porotické kosti se dobře integrují s necementovaným implantátem. Doba prorůstání nově vytvářené kostní tkáně do porézního povrchu implantátu u přesně provedeného opracování kostních povrchů je cca 2-3 měsíce. Nevýhodou jsou vyšší krevní ztráty z neuzavřených spongiózních ploch kosti a také vysoké ceny těchto totálních náhrad. Výhodou je jejich snazší revizní operace.

### 7.2.5. Hybridní implantáty

Výhody obou předchozích technik fixace vedly, v důsledku snahy po omezení problémů s přesným opracováním kosti v případech primární fixace implantátů a snahy v některých případech o usnadnění časnějšího zatěžování, k zavedení hybridních implantátů. Tento typ totálních náhrad má některou z částí implantátu cementovanou a druhou necementovanou, což se s výhodou používá u náhrad kolenního kloubu (50).

### 7.2.6. Nové materiály

Vývoj materiálů pokračuje stále vpřed v oblasti materiálové i technologické. Velké naděje jsou vkládány do implantátů zhotovených ze slitiny s vratnou tvarovou

paměti. Tato slitina dává implantátům schopnost vrátit se po zahřátí na určitou teplotu do původního tvaru. Implantáty jsou pak schopny změnou tvaru vyvolat na kosti potřebné napětí, kompresi, zlepšit vlastní fixaci atd.

Snaha po zvýšení životnosti částí podléhajících funkčnímu opotřebením vedla k vývoji otěruvzdorných povlaků základního materiálu. V aloartroplastice dochází k prodloužení životnosti kluzkých komponent kloubních náhrad pokrytím jedné části souvislou vrstvou nitridu titanu (TiN). Takto upravená komponenta významně sníží opotřebením kluzného partnera zhotoveného z plastu.

### 7.2.7. Nanotechnologie

Vědci Technické univerzity v Liberci našli nový materiál vhodný pro kostní implantáty. Dosud používaný kostní cement není ideální. Ten příliš rychle tvrdne a hůře se zpracovává. Navíc je to cizí materiál, který může tělo odmítat. Proto vědecký tým katedry netkaných textilií Fakulty textilní Technické univerzity v Liberci pod vedením profesora Davida Lukáše se svými partnery ze strojní fakulty pracoval na vývoji speciálních medicínských nanomateriálech. Tyto materiály slouží jako lešení pro pěstování tkáňové kultury buněk lidské chrupavky. Tento materiál, neboli scaffold, se osází buňkami pacienta a vypěstuje se na něm mimo tělo pacienta vlastní plnohodnotná tkáň – může to být kostní tkáň, nervová tkáň, chrupavka nebo jaterní buňky. Vědci z katedry netkaných textilií se zaměřili na materiály vhodné pro pěstování buněk chrupavky. Ze studií na Druhé lékařské fakultě v Praze vyplynulo, že se buňky nejlépe pěstují na nanovláknových vrstvách. Pro přípravu nanovláken využívají vědci metodu elektrospinningu tedy zvlákňování polymerů v silném elektrickém poli, kterou vynalezl na TUL řešitelský tým profesora Oldřicha Jirsáka (51).

## 8. Výrobci implantátů a jejich produkty

Dnes existuje na trhu rozsáhlá škála implantátů domácích i zahraničních výrobců (Walter, Beznoska-Poldi, DePuy-Johnson & Johnson, Sulzer Medica, M.I.L., Zimmer, Biomet apod.). Jednotlivé endoprotézy můžeme rozdělit do několika skupin podle způsobu kotvení nebo druhu operace. Podle způsobu kotvení dělíme endoprotézy na cementované a necementované, podle druhu operace na primoimplantáty a revizní.

Primoimplantáty:

- femorální dřík cementovaný leštěný s límcem nebo bez límce (typ Müller, Charnley, Poldi-Čech, M.I.L., atd),
- femorální dřík necementovaný s límcem nebo bez límce, povrch egalizovaný tryskáním korundového prášku (Sulzer-Zweymüller), porézní povrch eventuelně doplněný nástřikem hydroxyapatitu (Walter, Zimmer, DePuy),
- kyčelní jamka cementovaná polyetylenová (Beznoska, M.I.L., Sulzer Medica (dnes Zimmer), Ultima, Elite+ firem DePuy a Johnson & Johnson),
- kyčelní jamka necementovaná - kovový kotvící plášť s polyetylenovou kontaktní vložkou - samořezná (Sulzer-Zweymüller, Walter), press fit bez nástřiku (Sulzer-Balgrist, Duraloc), press fit s porézním povrchem s nástřikem

hydroxyapatitu, kotvícími hroty či otvory pro spongiózní šrouby (Walter sférická, Duraloc Duofix, Duraloc 300), expanzní (CLS).

Revizní:

- femorální dřík cementovaný (Weber),
- femorální dřík necementovaný s povrchovými úpravami (Sulzer-Zweymüller, Zimmer),
- kyčelní jamka necementovaná s egalizovaným povrchem a kotvícími otvory pro šrouby (Sulzer - LORR, oválný tvar),
- kyčelní jamka necementovaná s porézním povrchem s nástřikem hydroxyapatitu a kotvícími otvory pro šrouby (Walter Ovál).

Při výrobě cementovaných femorálních dříků jsou používány především nerezavějící oceli, případně kobaltové slitiny. Necementované kyčelní dříky jsou naopak převážně vyráběny ze slitin titanu, případně slitin kobaltu, a obecně jsou opatřeny porézním povrchem v celé délce nebo pouze v proximální (horní) části. Cementované kyčelní jamky a kontaktní vložky necementovaných kyčelních jamek jsou vyráběny z nízkotlakého vysokomolekulárního polyetylenu (UHMWPE s obchodním označením Chirulen, Polyethylen-Marathon, Sulene-PMMA apod.) a pro kovové pláště necementovaných kyčelních jamek je téměř výhradně používána slitina titanu s aplikací porézních povrchů. V posledním desetiletí se začínají používat též kyčelní jamky s kovovou kontaktní vložkou (párování kov - kov) a jamky vyráběné ze slitiny kobaltu a "sandwichové" jamky s keramickou vložkou (párování keramika - keramika). Zřídka jsou používány kyčelní jamky celokeramické. Samostatnou složkou náhrady kyčelního kloubu jsou kyčelní hlavice, které se převážně vyrábějí s průměrem koule 28 a 32 mm, některé pak 22 mm. Použitý materiál je především keramika ( $Al_2O_3$ ,  $ZrO_2$ ), dále pak slitina kobaltu a nerezavějící ocel. Méně se používá slitina titanu, která musí být opatřena povlakem proti nadměrnému otěru, např. keramizovaným uhlíkem (provádí se plasmovou technikou) uváděným pod názvy Carbon Inert, Diamond Like Carbon (DLC) či Carbon Ceramic (52).

## 9. Závěr

Implantace totálních náhrad (totálních endoprotéz - TEP) je jednou z nejpřevratnějších léčebných metod poválečné medicíny. Pacienti s těžce degenerativně změněnými kyčelními, kolenními a hlezenními klouby jsou výrazně handicapováni při lokomoci a trvalé bolesti způsobují i jejich duševní strádání. Náhrada devastovaného kloubu endoprotézou (implantátem) vede k ústupu bolesti a návratu funkce (ve smyslu pohybu kloubu i nosnosti končetiny). Invalidní pacient se nezdědka vrací do původního zaměstnání, často i fyzicky velmi náročného.

Stále vyšší požadavky kladené na implantáty kyčelního kloubu, snaha o jejich optimální funkci a dosažení maximální životnosti vedly ke zkouškám různých materiálů pro tyto účely - kovů, plastických hmot a keramiky ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}_2$ ). Při daném dynamickém a mechanickém zatížení, s počtem cyklů řádově  $10^6$ - $10^7$  za rok (odpovídající počtu kroků za rok), musí mít tyto materiály většinou vyšší pevnostní vlastnosti než původní kost. To z toho důvodu, že dané specifické podmínky neumožňují u implantátu zvolit takovou optimální konstrukci, která by odpovídala konstrukci přirozeného kloubu, jež byla dosažena dlouhým přirozeným vývojem. Následkem vyššího modulu pružnosti je i tuhost implantátu jako celku vyšší než u původní kosti, což se nepříznivě projevuje při rázovém zatížení. V každém materiálu, tedy i v živé kosti, vznikají při dlouhodobém proměnném zatížení pod mezí pevnosti latentní poruchy, které za určitých podmínek mohou způsobit lom. Živá kost má však schopnost regenerace svých mechanických vlastností, takže drobné mikrotrhlínky se zacelí a srostou. Tuto vlastnost však nemají neživé materiály, jejich mechanické vlastnosti se snižují nebo v optimálním případě zůstávají zachovány. Tento jev je označován jako únava materiálu. Navíc neživá hmota v těle je napadána i působením okolní tkáně a koroduje.

Stabilní implantáty kyčelního kloubu jsou vystaveny opakovanému vysokému namáhání, danému hmotností pacienta a přenášených břemen, a velmi vysokému počtu zatěžovacích cyklů ( $\sim 10^6$ - $10^7$  cyklů za rok, odpovídající počtu kroků bez a s břemenem za rok). Velikost působících sil a jejich četnost nelze přesně zjistit. Kromě toho i napěťové podmínky se u jednotlivých pacientů v průběhu doby mění, tj. i v průběhu dlouhodobé funkce endoprotézy. Proto implantáty a jejich spojení s kostí dimenzujeme na teoreticky vysokou životnost s maximální bezpečností. Tyto podmínky konstrukce TEP jsou omezeny vlastnostmi použitých materiálů. Proto spolehlivost a životnost TEP závisí na použití materiálů s vhodnými mechanickými vlastnostmi. Použitý materiál musí splňovat i požadavky biokompatibility a musí být cenově dostupný. Nejvíce používanými materiály jsou slitiny kovů (ocel, titanové slitiny apod.). Slitiny mají většinou ustálené chemické složení a vývoj se nyní soustřeďuje na technologii jejich zpracování. Kromě kovů a jejich slitin se používají plasty (polyethylen) a některé kompozitní materiály, které zachovávají výhody plastů při zvýšení mechanických vlastností. V posledních letech jsou to především keramické materiály. Zvýšení jejich pevnosti při tahovém namáhání a částečně snížení křehkosti umožnilo využít jejich vynikající tribologické vlastnosti a vynikající biokompatibilitu (snášenlivost v lidském těle). Stále ještě ve stadiu pokusů, přes význačné současné výsledky, je použití keramických materiálů, které stimulují růst kostní tkáně ve svém okolí. V poslední době se používají implantáty s egalizací dřívku tryskáním korundového prášku, která umožňuje osteointegraci kontaktní osteogenezí a vrůst nově tvořené kostní tkáně do mikroskopických nerovností povrchu implantátu



nebo implantáty potažené vrstvou hydroxyapatitu ve funkci prekursoru kostního, jehož úkolem je zajistit pevné kostní spojení s vlastní endoprotézou. Podobnou úpravu mají i acetabulární komponenty vyrobené ze slitin titanu v případě náhrad kyčelního kloubu a femorální komponenta a kotvící deska tibiální komponenty v případě náhrad kolenního kloubu. Pro aplikace s kostním cementem se dosud nepodařilo najít vhodnou náhradu za kostní cement, který je nejslabším místem implantace TEP. Zde by bylo třeba najít hmotu s vyšší pevností, ale také s větší poddajností pro účinné tlumení rázu při zachování všech výhod, které jsou na používaný polymetylmetakrylát kladeny.

## **10. SOUHRN**

Tato práce se zabývá problematikou kostních náhrad. Jejím cílem je seznámit se s biomechanikou kostních náhrad, jednotlivými materiály a jejich výhodami a nevýhodami. Práce rovněž porovnává jednotlivé materiály mezi sebou.

Práce je rozdělena na dvě části: v teoretické části se věnuji charakteristice pojiv, biomechanice pojiv i umělých kostních náhrad a důvodům, proč jsou tyto materiály potřebný, v praktické části se zaměřuji na historii aloartroplastiky, na typy náhrad ve vztahu k příjemci a rozdělení implantátů na živé a neživé. Na závěr seznamuji čtenáře s výrobcí těchto implantátů.

## 11. Použitá literatura a zdroje

1. [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane\\_pojive\\_kost.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_kost.php)
2. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kost>
3. Smith, T.: Lidské tělo. Fortuna Print, Praha, 1996. ISBN 80-85873-55-9
4. [sci.muni.cz/ptacek/HISTOLOGIE2.htm](http://sci.muni.cz/ptacek/HISTOLOGIE2.htm)
5. [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/kosti\\_trans\\_hojeni.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/kosti_trans_hojeni.php)
6. [http://www.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook\\_Textbook.php?intSectionId=10500](http://www.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=10500)
7. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Vazivo>
8. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kloub>
9. [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane\\_pojive\\_kost.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_kost.php)
10. Smith, T.: Lidské tělo. Fortuna Print, Praha, 1996. ISBN 80-85873-55-9
11. [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane\\_pojive\\_kost.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_kost.php)
12. [http://www.kst.cz/web/?page\\_id=2805](http://www.kst.cz/web/?page_id=2805)
13. [www.ftvs.cuni.cz/elstudovna/download.php?dir=./obsah/abi/doc](http://www.ftvs.cuni.cz/elstudovna/download.php?dir=./obsah/abi/doc)
14. Rosina J., Kolářová H., Stanek J.: Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů. Grada Publishing, Praha, 2006. ISBN 80 – 247 – 1383 - 7
15. [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane\\_pojive\\_kost.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_kost.php)
16. Rosina J., Kolářová H., Stanek J.: Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů. Grada Publishing, Praha, 2006. ISBN 80 – 247 – 1383 - 7
17. [http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane\\_pojive\\_kost.php](http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_kost.php)
18. Beznoska S., Čech O., Lobl K.: Umělé náhrady lidských kloubů. SNTL, Praha, 1987. ISBN 615.477.24:616.72
19. Šponer P., Urban K., Karpaš K.: Možnost náhrady kostní tkáně. Nucleus, Hradec Králové, 2006. ISBN 978-80-87009-14-7
20. Smith, T.: Lidské tělo. Fortuna Print, Praha, 1996. ISBN 80-85873-55-9

21. Šponer P., Urban K., Karpaš K.: Možnost náhrady kostní tkáně. Nucleus, Hradec Králové, 2006. ISBN 978-80-87009-14-7
22. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Zlomenina>
23. <http://www.ordinace.cz/clanek/osteoporoza/>
24. [www.k-centar.hr/osteoporoza.php](http://www.k-centar.hr/osteoporoza.php)
25. <http://cs.wikipedia.org/wiki/Osteoartritida>
26. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
27. Urban K ,Strnad Z.,:Časopis Vesmír 79,březen 2000, s.132
28. Šponer P., Urban K., Karpaš K.: Možnost náhrady kostní tkáně. Nucleus, Hradec Králové, 2006. ISBN 978-80-87009-14-7
29. Urban K ,Strnad Z.,:Časopis Vesmír 79,březen 2000, s.132
30. Šponer P., Urban K., Karpaš K.: Možnost náhrady kostní tkáně. Nucleus, Hradec Králové, 2006. ISBN 978-80-87009-14-7
31. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
32. <http://braunoviny.bbraun.cz/clanky/kostni-nahrady-z-humanni-kosti-darcu/>,autor Pavel Fiala
33. <http://www.jnjcz.cz/text-mdd-prehled-zakroku.html>
34. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
35. [http://www.projektmedved.eu/stredisko/files/lekari%20a%20vedci\\_liberec.doc](http://www.projektmedved.eu/stredisko/files/lekari%20a%20vedci_liberec.doc)
36. Beznoska S., Čech O., Lobl K.: Umělé náhrady lidských kloubů.SNTL, Praha, 1987. ISBN 615.477.24:616.72
37. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
38. Beznoska S., Čech O., Lobl K.: Umělé náhrady lidských kloubů.SNTL, Praha, 1987. ISBN 615.477.24:616.72
39. Dowson D.,Atkinson R., Brown K.: The wear of high molecular weigh polyethylen a with particular reference to its use in artificial human joints. Amer. Soc. Div. Org. Coal. Plast. Chem. Pap. 34, 35, 1974.

40. Galante J. O., Rostoker W.: Wear in total hip prostheses. Acta Orthop. Scand. Suppl., 145, 1973.
41. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
42. Beznoska S., Čech O., Lobl K.: Umělé náhrady lidských kloubů. SNTL, Praha, 1987. ISBN 615.477.24:616.72
43. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
44. Beznoska S., Čech O., Lobl K.: Umělé náhrady lidských kloubů. SNTL, Praha, 1987. ISBN 615.477.24:616.72
45. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
46. Beznoska S., Čech O., Lobl K.: Umělé náhrady lidských kloubů. SNTL, Praha, 1987. ISBN 615.477.24:616.72
47. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
48. Beznoska S., Čech O., Lobl K.: Umělé náhrady lidských kloubů. SNTL, Praha, 1987. ISBN 615.477.24:616.72
49. Nedoma J a kol.: Biomechanika lidského skeletu a umělých náhrad jeho částí. Karolinum, Praha, 2006. ISBN 80-246-1227-5
50. Beznoska S., Čech O., Lobl K.: Umělé náhrady lidských kloubů. SNTL, Praha, 1987. ISBN 615.477.24:616.72
51. [http://www.projektmedved.eu/stredisko/files/lekari%20a%20vedci\\_liberec.doc](http://www.projektmedved.eu/stredisko/files/lekari%20a%20vedci_liberec.doc)
52. <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0&section=biomech&node=node4>
53. [www.beznoska.cz](http://www.beznoska.cz)
54. <http://www.jnjcz.cz/text-mdd-depuy-joints-kolenni-kloub.html>

## 12. Seznam obrázků a tabulek

### 12.1. Seznam obrázků

Obr.1. Struktura kosti – kost spongiózní a kompaktní

Obr.2. Druhy kloubů

Obr.3. Osteoporóza

### 12.2. Seznam tabulek

**Tab.1.** Přehled klasifikace BMP (bone morphogenetic protein)

**Tab. 2.** Některé vlastnosti oxidové keramiky  $Al_2O_3$  různých značek

**Tab.3.** Porovnání některých vlastností kompozitu biocarb s dalšími materiály

**Tab.4.** Některé vlastnosti plastů používaných v aloartroplastice

## 13. Příloha

### Produkty firmy Beznoska (53)

#### **Necementovaný dřík TEP kyčelního kloubu - typ SF**

2. generace necementovaného dříku vhodná pro biologicky mladší pacienty



Tento implantát, který dodáváme na trh od r. 1997, je určen pro pacienty s dobrou vitalitou a předpokladem dobré integrace implantátu s kostní tkání.

#### **Necementovaná jamka TEP kyčelního kloubu - typ SF**

2. generace necementované jamky kyčelního kloubu.



Spolu s dříkem typ SF a hlavicí (kovovou či keramickou) tvoří úplnou sestavu necementované totální náhrady kyčelního kloubu určené pro biologicky mladší pacienty.

### **Cementovaná jamka TEP kyčelního kloubu - typ 02**

Nová cementovaná jamka s centralizéry



Od roku 2002 je v nabídce firmy BEZNOSKA cementovaná jamka s centralizéry z PMMA - typ 02. Centralizéry zabezpečují rovnoměrnou vrstvu kostního cementu, čímž se zlepší stabilita systému jamka - cement - kost.

### **Cementovaný dřík TEP kyčelního kloubu - typ CSC**

Moderní cementovaný dřík s centralizérem



Na základě třicetiletých zkušeností a v souladu s novými trendy v ortopedii uvedla v roce 2003 firma BEZNOSKA na trh moderní cementovaný dřík - typ CSC s centralizérem.



### **Totální náhrada kolenního kloubu typ SVL/RP**

Totální náhrada kolenního kloubu s rotačním platem



Náhrada kolenního kloubu typ SVL/RP byla konstruována na základě nejmodernějších poznatků a současných zkušeností s tímto typem kolenních náhrad. Umožňuje jednoduchou a dokonalou fixaci implantátu při minimální kostní resekci. Optimalizace tvaru kloubních povrchů zajišťuje maximální rozsah pohybu, při dobré funkční stabilitě a minimálním riziku otěru polyetylénu (PE). Sortiment dodávaných velikostí, vždy v provedení pravém a levém pro každou z nich, dovoluje pokrýt plynule celou potřebnou velikostní škálu a v kombinaci s PE vložkami různé tloušťky vyřešit prakticky všechny situace, které se mohou vyskytnout při primoimplantaci náhrady kolenního kloubu.

### **Totální náhrada kolenního kloubu typ CMS**

Anatomická stišťená náhrada s vnitřní rotací



Anatomická stišťená náhrada s vnitřní rotací.

TNKK typ CMS je určena zejména pro:

- pacienty s deformačními změnami a těžkou instabilitou kolenního kloubu
- pacienty s kostními nádory v oblasti kolene nebo s velkými kostními defekty jiného původu

Vzhledem k vyšší stabilitě náhrady ji lze s výhodou použít v individuálním provedení u mladších pacientů.

## Produkty firmy Johnson & Johnson (54)

### Kolenní kloub

#### LCS® Complete™



System LCS® Complete™ je prvním řešením, které zavedlo koncepci rotace tibiálního plata napodobující přirozený tibio-femorální pohyb. Kongruentní kloubní plochy, které jsou součástí konstrukčního řešení systému LCS® Complete™, poskytují maximální kontaktní plochu a minimalizují tak kontaktní stres polyetylénu, čímž snižují otěr.

Výsledkem konstrukčního řešení rotačního plata LCS® Complete™ je jednosměrný typ pohybu. Tímto pohybem dochází k vytvrzení horní a spodní plochy polyetylenové vložky a tím dochází k výraznému omezení jejího otěru. Jednosměrný typ pohybu typický pro rotační plato DePuy snižuje ve srovnání s fixním platem otěr o 94%.

## Sigma® fixní



Totální náhrady kolenního kloubu se dnes provádějí u řady pacientů rozdílného věku, s různými patologickými změnami a anatomickými odchylkami. Neexistuje univerzální řešení pro všechna kolena, a proto musí být operátor připraven na situaci vyžadující jak zachování tak náhradu zadního zkříženého vazy. Excize zadního zkříženého vazy je indikována u pacientů s těžkými deformitami, těžkou flekční kontrakturou a u většiny revizních operací. U většiny primárních operací a relativně jednoduchých revizních operací lze zadní zkřížený vaz zachovat. Při zachování vazy je třeba se přesvědčit o jeho adekvátním napětí ve flexi.

Kolenní systém Sigma® je vynikajícím příkladem kombinace prověřeného designu a moderních materiálů. Design endoprotézy je založen na klinicky úspěšném systému P.F.C.® Total Knee System, který byl na trh uveden v roce 1984, a pod značkou Sigma® pokračuje v inovacích založených na klinických výsledcích.

Sigma® systém totální náhrady kolenního kloubu byl vyvinut jako variabilní systém umožňující během operace přechod od náhrady zachovávající zadní zkřížený vaz k náhradě vyžadující jeho excizi. Hlavním rozdílem mezi oběma typy protéz je vyvýšení střední části tibiální polyetylenové vložky používané při náhradách s excizí zadního zkříženého vazy. Její centrální část se svým tvarem podobá interkondylické eminenci a zapadá do odpovídajícího zářezu ve femorální komponentě, čímž je kompenzována stabilizující funkce zadního zkříženého vazy.

Sada nástrojů SPECIALIST® 2 byla vyvinuta tak, aby umožňovala dokonalé opracování kostí a současně vyhovovala většině operačních postupů včetně nepředvídatelných situací.

## Sigma® rotační pro vysokou flexi



Do kolenního systému Sigma® byl v roce 2000 integrován design rotační platformy LCS®. Systém Sigma® RP tak spojuje v jednom systému pohyblivou i fixní endoprotézu. Umožňuje zvýšit rotaci kolenního kloubu a tedy i přirozenější funkci kolene.

Otěr polyetylénu je jednou z primárních příčin revizních operací. Kongruentní styčné plochy rotační platformy maximalizují kontaktní plochu a minimalizují kontaktní stres polyetylénu a zajišťují tak dlouhodobé přežití implantátu. Jednosměrným typem pohybu typickým pro rotační plato dochází k vytvrzení a zesílení povrchu polyetylénové vložky a k redukci otěru. Výsledkem je 94% snížení otěru pro systém Sigma® s rotačním platem v porovnání s otěrem fixního plata.

Sigma® RP je k dispozici ve variantě zachovávající zadní zkřížený vaz a nahrazující zadní zkřížený vaz a operatěři tak mají široké možnosti použití při různých klinických indikacích. Instrumentaria SPECIALIST® jsou integrovanou sadou nástrojů, která byla navržena tak, aby umožnila dosáhnout přesné resekce kosti a bylo jí možné použít při většině operačních technik i v nepředvídaných situacích.

