



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

BIOMECHANICKÁ STUDIE VLIVU RŮZNÉ DÉLKY DOLNÍCH KONČETIN NA NAMÁHÁNÍ SKELETU

BIOMECHANICAL STUDY OF THE EFFECT OF VARIOUS LEG LENGTH TO STRESS SKELETON

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Lukáš Novotný

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.

BRNO 2016

Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student:	Lukáš Novotný
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc.
Akademický rok:	2015/16

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

Biomechanická studie vlivu různé délky dolních končetin na namáhání skeletu

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Na ÚMTMB se provádí, v rámci diplomových a doktorských prací, deformačně napěťové analýzy různých prvků lidského těla ve fyziologickém a patologickém stavu. Zpravidla se jedná o analýzu vlivu konkrétního onemocnění na prvky lidského těla. Cílem zadané práce je vytvoření širšího přehledu, o vlivu délky dolní končetiny na namáhání prvků lidského skeletu.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Popis vlivu různé délky dolních končetin na namáhání prvků lidského těla.
3. Rozbor základních způsobů kompenzace nestejně délky dolních končetin.

Seznam literatury:

Dungl, P., a kol.: Ortopedie, Grada Publishing a.s., Avicenum, Praha, 2005, ISBN 80-247-0550-8

Poul, J., a kol.: Dětská ortopedie, Galen, 2009, ISBN 978-80-7262-622-9.

Jochymek, J., Škvařil, J., Ondruš, Š.: Analýza výsledků kostního hojení prodlužovaných femurů metodou postupné distrakce u dětí a dospívajících, Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechosl., 76, 2009, p. 399 – 403.

Canadel, J., Depablos, J: Methods of bone lengthening and their application. Editicia de Bibliotecas. Universidad de Navarra, Pamplona 1989.

Iliyarov, G. A.: The principles of the Ilizarov method. Bull. Hosp. Jt Dis. Orthop., Inst. 48: 1, 1988.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2015/16

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Předložená bakalářská práce se zabývá vlivem nestejně délky dolních končetin na namáhání částí lidského těla, možnostmi a způsoby její kompenzace.

V první kapitole byla provedena rešeršní studie, která umožňuje získat přehled o dané problematice a podává informace o řešení problémů nestejně délky dolních končetin. Následuje kapitola popisující základy anatomie související s nestejnou délkou dolních končetin a řešením silového působení v kyčelním kloubu. Velká pozornost je věnována základním způsobům kompenzace a vyrovnání nestejně délky dolních končetin. Samostatná část práce je věnována vlivu nestejně délky dolních končetin na kontaktní tlak mezi hlavicí stehenní kosti a jamkou kyčelního kloubu. Výpočtová analýza kontaktních tlaků pomocí metody konečných prvků ve výpočtovém softwaru Ansys Workbench 16.2 prokázala negativní vliv nestejně délky dolních končetin na namáhání kyčelního kloubu.

KLÍČOVÁ SLOVA

Dolní končetina, rozdílná délka končetin, prodlužování, kontaktní tlak, metoda konečných prvků

ABSTRACT

The key role of this thesis deals with providing light on the influence of unequal length of limbs in particular with legs and the stress it might leave on human body parts, possibilities and ways of its reparation.

As per the research conducted in the first chapter which allows to get an insight and summary about the issues and also provides information related to unequal length of lower limbs and hardships involved. The following part explains the basics of anatomy related to unequal length of legs and solution of force interaction in the hip joint. Suitable attention is dedicated to the influence of unequal leg length and equalization of unequal length legs. A separate part of the thesis is devoted to the effect of unequal lower limb on contact pressure between the femoral head and the hip joint. Computational analysis of the contact pressures using finite elements method in computing software Ansys Workbench 16.2 proved a negative impact of uneven length of lower limbs to stress on the hip joint.

KEYWORDS

Lower limb, different length of limbs, prolongation, contact pressure, finite elements method

BIBLIOGRAFICKÉ CITACE

NOVOTNÝ, L. *Biomechanická studie vlivu různé délky dolních končetin na namáhání skeletu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2016. 55 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Zdeněk Florian, CSc..

PROHLÁŠENÍ O AUTORSTVÍ

Tímto prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval sám, s použitím uvedených zdrojů, odborné literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce.

V Brně dne: 26. 5. 2016

Podpis

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěl poděkovat především vedoucímu práce doc. Ing. Zdeňku Florianovi, CSc., za ochotu a cenné rady při konzultacích k mé bakalářské práci. Dále bych rád poděkoval Ing. Marku Benešovskému za uvedení do problematiky výpočtového modelování. Moje poděkování patří také mé rodině a přítelkyni, za neustálou podporu při studiu.

Obsah

Úvod	10
1 Rešeršní studie	11
1.2 Přínos rešeršní studie	13
2 Základy anatomie související s řešenou problematikou	14
2.1 Označení rovin a směrů těla	14
2.2 Páteř (Columna Vertebralis)	16
2.3 Pánev (Pelvis)	17
2.4 Části dlouhých kostí	18
2.5 Stehenní kost (Femur)	19
2.6 Kostí bérce (Ossa cruris)	19
2.7 Češka (Pattela)	20
2.8 Kloub kyčelní (Articulatio coxae)	21
2.9 Kloub kolenní (Articulatio genus)	21
3 Příčiny vzniku nestejně délky končetin	22
3.1 Vrozené vady	22
3.1.1 Vrozené hypoplastické vady	22
3.1.2 Vrozené hyperplastické vady	23
3.2 Získané poruchy	23
3.2.1 Získané hypoplastické poruchy	23
3.2.2 Získané hyperplastické poruchy	23
4 Namáhání částí těla důsledkem nestejně délky dolních končetin	24
4.1 Patologické změny v kloubech dolní končetiny	24
4.2 Poruchy postavení pánve a páteře	25
4.3 Poruchy při chůzi	26
5 Historie prodlužovacích zákroků	27
6 Metody délkové kompenzace končetin	28
6.1 Konzervativní metody	28
6.2 Operační metody	28
6.2.1 Operace na delší končetině	28
6.2.2 Operace na kratší končetině	30
7 Zevní fixace	35

7.1 Kruhová zevní fixace	35
7.2 Jednostranná zevní fixace	37
8 Výpočet silového působení na kyčelním kloubu na úrovni výsledných stykových sil	38
8.1 Uvolnění dolní končetiny	38
8.2 Výpočet silového působení na kyčelním kloubu	39
9 Tvorba výpočtového modelu kyčelního spojení	43
9.1 Model geometrie	43
9.2 Model materiálu	44
9.3 Model okrajových podmínek a zatížení	45
9.4 Konečno-prvkový model	46
10 Presentace a analýza získaných výsledků	47
10.1 Plné krytí hlavice v jamce	47
10.2 Zmenšené krytí hlavice v jamce	48
10.3 Minimální krytí hlavice v jamce	49
10.4 Deformace v oblasti kontaktu	50
10.5 Vyhodnocení získaných hodnot	51
11 Závěr	52
12 Seznam použitých zdrojů	53

Úvod

Lidské tělo je nejsložitější soustavou, která na světě existuje. Tato soustava prošla složitým vývojem a to by mohlo budit dojem naprosté dokonalosti. Opak je bohužel pravdou. Právě proto, že se jedná o tak složitou soustavu, často dochází k různým patologickým změnám, odchylkám nebo nemocem. Dnes je na světě přibližně 7,4 miliardy lidí a téměř každý z nich se během života s nějakým zdravotním problémem potýká a musí se s ním vyrovnat.

Zdraví je pro jedince i celou společnost velice důležité, protože zásadním způsobem ovlivňuje kvalitu života. Z toho důvodu se mu musí v dostupné míře věnovat nejen každý člověk, ale i celá společnost. Zajištění kvalitní a bezpečné zdravotní péče je úlohou celé společnosti.

V průběhu svého vývoje se společnost naučila řadu nemocí léčit, kompenzovat vrozené a vývojové vady a v neposlední řadě řešit traumatologické příhody. Lidské tělo má i regenerační schopnosti, které mají určité limity, ale díky nim je umožněno, aby se zdravotní problémy a potíže lépe hojily a zkracovala se tak doba rekonvalescence.

U dětí se můžeme setkat s vrozenými a vývojovými vadami. Žádnou takovou vadu nelze označit jako zanedbatelnou a dále ji ignorovat. Mezi ty vážné vady se řadí výrazně rozdílná délka dolních končetin. Pokud bychom hledali jedince se stejnou délkou dolních končetin, naše snaha by byla téměř marná, protože u každého člověka nacházíme rozdíl v délce končetin v řádu několika milimetrů. Estetické odchylky mohou být pro člověka nepříjemné, ale většina z nás rozdílnou délku svých končetin nezpozoruje, protože nás v ničem neomezuje.

Problematickými se stávají ale ty změny, které vedou k nadměrnému namáhání kloubů a částí těla, a tak způsobují bolest a omezení funkčnosti. Naštěstí je dnes v ortopedické praxi několik způsobů, jak tyto vady odstranit a zvýšit tak kvalitu života.

Pro získání nových znalostí o dané problematice byla provedena rešeršní studie, která slouží jako základ pro vytvoření práce. Práce se zabývá vlivem rozdílné délky dolních končetin na ostatní části lidského těla a metodami její kompenzace.

V samostatné části práce byly za pomoci výpočtového softwaru Ansys Workbench 16.2 zjištěny kontaktní tlaky v kyčelním kloubu v různých případech krytí hlavice stehenní kosti v jamce kyčelního kloubu.

Cílem práce je vytvoření stručného přehledu dané problematiky a získání nových znalostí, poznatků a zkušeností na které bude možno v budoucnu navázat.

1 Rešeršní studie

Rešeršní studie byla provedena na základě dostupné literatury související s tématem.

Ortopedie, Pavel Dungal a kolektiv, Praha, 2005, [2]

Tato kniha je stěžejní českou ortopedickou publikací.

Je rozdělena do základních oblastí ortopedie. Každá z kapitol detailně popisuje různé ortopedické problémy. Tématu bakalářské práce se věnuje kapitola číslo 25, *Diference délek končetin*, která je dále členěna na několik podkapitol.

První podkapitola vymezuje základní pojmy související s nestejnou délkou dolních končetin a dále popisuje příčiny jejího vzniku. Následuje část, popisující průběh a metody používané při vyšetření pacienta ke stanovení anamnézy a léčebného plánu. Další podkapitola popisuje podstatné faktory z hlediska růstu a věkové charakteristiky. Jsou zde uvedeny konkrétní metody a grafy používané k predikci růstu pacienta. Na závěr celé kapitoly jsou uvedeny také nejpoužívanější metody délkové kompenzace a komplikace, které se při ní vyskytují.

Autor uvádí také studie, které byly k dané problematice provedeny, a popisuje jejich výsledky. Celá kniha je doplněna o velké množství obrázků a RTG snímků, které usnadňují pochopení daného problému a vytváří jeho bližší představu.

Pro bakalářskou práci byla kniha významná, z důvodů důkladného popisu problému.

Dětská ortopedie, Jan Poul a kolektiv, Praha, 2009, [29]

Publikace pojednává o obecných problémech v dětské ortopedii. Kniha může sloužit i jako pomůcka pro pediatrické lékaře, kteří s dětmi pracují denně a při jejich vyšetření lze knihu využít jako názornou pomůcku.

Je zde uvedeno velké množství dětských ortopedických potíží a každé z nich je věnována samostatná kapitola. U každého problému je popsán průběh vyšetření a možnosti další léčby, které jsou doplněny o velké množství fotografií a RTG snímků reálných pacientů, které pomáhají k lepšímu pochopení problému a jeho následnému řešení.

Základy ortopedie, Antonín Sosna, Pavel Vavřík, Martin Krbec, David Pokorný a kolektiv, Praha, 2001, [30]

Kniha je pojata jako přehled základních ortopedických problémů. Obsahuje základní přehled potíží, které jsou v ortopedické praxi řešeny. Kniha ale nepodává jejich detailní popis, a proto není dostačující pro kvalitní porozumění tématu. Kniha je doplněna o obrázky a fotodokumentaci postupů při ortopedických vyšetřeních.

Prodlužování dolních končetin, Miloslav Janovec, Praha, 1984, [1]

Kniha pojednává o celkové problematice prodlužování končetin, a to jak po stránce teoretické, tak praktické.

Teoretická část popisuje příčiny vzniku nestejně délkou dolních končetin, postupy při jejím zjišťování a důkladně popisuje metody její nápravy. Způsobům, jak nestejnou délku dolních končetin napravit, se autor věnuje velmi důkladně. Popisuje vlastní postupy a výsledky, ale také metody používané jinými lékaři a porovnává jejich výsledky s těmi, které byly získány na jeho pracovišti.

Praktická část je věnována detailnímu popisu kompenzačních metod, které byly autorem a jeho týmem prováděny. Uvádí získané výsledky a problémy které nastaly. Popsány jsou také doby hojení v závislosti na použité metodě.

Kniha obsahuje obrázky pomůcek používaných při kompenzačních metodách a RTG snímky reálných pacientů.

Při psaní bakalářské práce byla kniha jedním z hlavních podkladů.

Kritické zpracování prodlužování femuru za posledních deset let, L. Kaiser-Šrámková, J. Poul, J. Straka, K. Urbášek, T. Pavlík, M. Cvanová, Brno, 2011, [31]

Studie se zabývá zhodnocením výsledků prodlužování stehenní kosti a komplikacemi, které jsou s touto problematikou spojeny. Je založena na detailním prozkoumání celkové dokumentace každého pacienta v daném období, kterému byl zákrok proveden. Vzorek, na kterém byla studie provedena, obsahoval celkem 26 osob. Z toho bylo 16 dívek a 10 chlapců. Studie udává kompletní postupy a výsledky jako je velikost získaného prodloužení, doba hojení a množství komplikací.

Cílem studie bylo zhodnocení operačních postupů a výsledků lékařského týmu a jejich porovnání s jinými lékaři. Dalším cílem bylo sledování hypotézy jednoho z lékařů, který se domníval, že pomalejší start prodlužování má pozitivní vliv na ¹index hojení. Tento předpoklad se ale nepotvrdil.

Nestejná délka dolních končetin v období růstu: diagnostika, monitorování a léčení, Ivo Mařík, Praha, 2010, [4]

Článek popisuje především problematiku diagnostiky a následného postupu léčby.

První část je věnována příčinám nestejně délkou dolních končetin a je doplněna o obrázky a tabulky. Následuje část popisující způsoby predikce dalšího růstu a vývoje ²zkratu u pacienta. Ty jsou poté porovnány s metodami ostatních lékařů. Další část uvádí metody kompenzace v závislosti na velikosti zkratu končetiny. Tato část je doplněna o podrobnější postup léčby jednoho z pacientů.

Závěr obsahuje shrnutí článku a apeluje na pediatry, aby věnovali této problematice pozornost při běžném vyšetření. Protože jako první přichází s malými dětmi jako lékaři do styku a mohou tak nestejnou délku končetin u dětí registrovat a zajistit její včasnou nápravu.

¹ Faktor hodnotící hojení kosti

² Rozdíl v délce končetin

Antropologické a biomechanické hodnocení prolongace dolních končetin u achondroplazie: kasuistika, Myslivec R., Petrášová Š., Mařík A., Zemková D., Mařík I., Praha, 2011, [32]

Článek pojednává o nejčastěji se vyskytující kostní ³dysplazii dnešní doby a to Achondroplazii.

Na úvod autor popisuje celkové problémy, které jsou s touto poruchou spojeny. Rozebrány jsou poruchy skeletu a predikce dalšího vývoje zkratu. Kasuistika je zaměřena na pacienta, chlapce. Popisuje kompletní postup od prvního vyšetření až do ukončení jeho léčby. Jsou uvedeny přesné predikce růstu a vzniklé poruchy skeletu. Autor také popisuje postup při ⁴prolongaci končetin a uvádí i přesné získané hodnoty prodloužení, stejně jako výsledky následného hojení kostí. Vše je doplněno RTG snímky, které byly pořizovány v průběhu pacientovy léčby.

V závěru je potom zhodnocena celková léčba a konečné získané výsledky. Z nich je patrné, že prolongační terapie byla úspěšná. Celý článek velmi dobře přibližuje kompletní přístup při prodlužování končetin.

Analýza výsledků kostního hojení prodlužovaných femurů metodou postupné distrakce u dětí a dospívajících, Jochymek J., Škvařil J., Ondruš Š., Brno, 2009, [5]

Článek podává výsledky hojení kostí získané na ortopedickém oddělení FN Brno.

Získané výsledky byly zjišťovány na souboru celkem 67 pacientů, jak chlapců, tak dívek, ve věku od 6 do 16 let. Byla zjišťována závislost doby hojení na věku pacientů, rychlosti prodlužování a použitém distrakčním aparátu. Důležitým získaným poznatkem bylo, že vážná porucha hojení kosti je způsobena nevytvořením ⁵svalku do pěti týdnů od operace. V takových případech je vyžadována další operace.

1.2 Přínos rešeršní studie

Dle jednotlivých rešerší je patrné, že tematika prodlužování dolních končetin je velice složitá a obsáhlá a každá publikace či článek se zabývá konkrétním problémem. Z hlediska dalšího řešení bakalářské práce jsou hlavními podklady knihy Ortopedie od Pavla Dunga a Prodlužování dolních končetin od Miloslava Janovce.

³ Porucha vývoje a růstu

⁴ Prodlužování

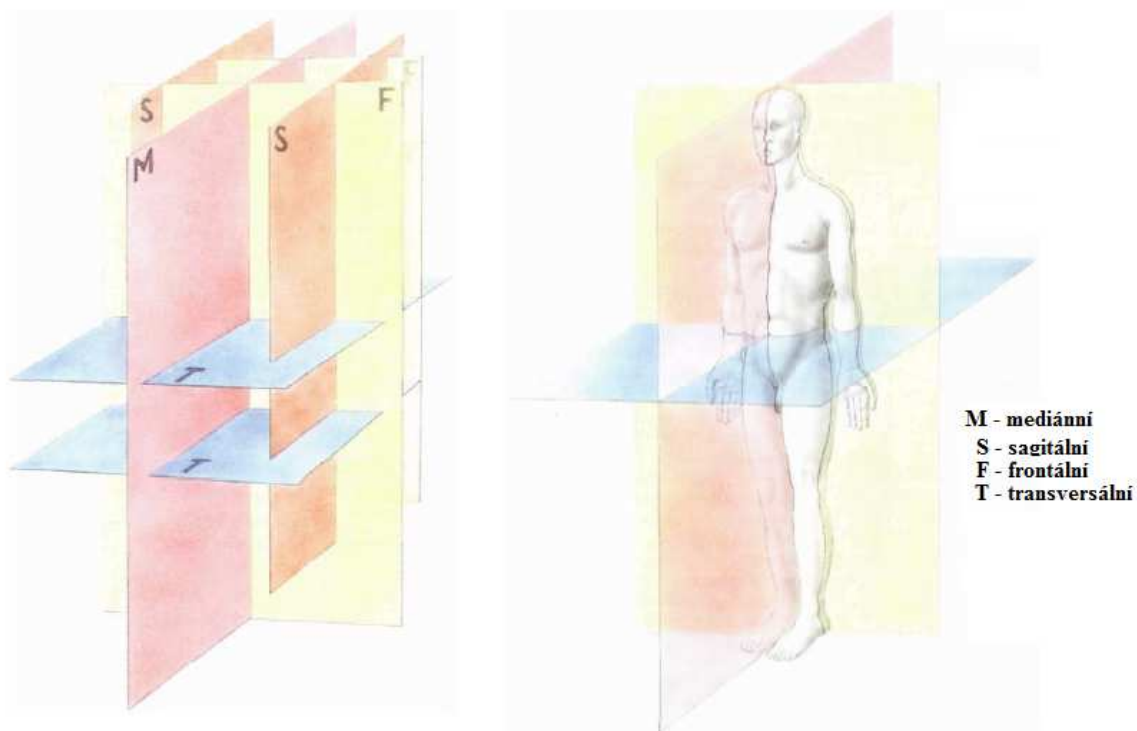
⁵ Nově tvořená kost

2 Základy anatomie související s řešenou problematikou

V následující kapitole jsou uvedeny základní anatomické pojmy, související s tématem bakalářské práce.

2.1 Označení rovin a směrů těla

Pro orientaci na těle v prostoru se využívá anatomických rovin a směrů těla. [3]



Obr. 2.1 Anatomické roviny těla [3]

Roviny na lidském těle

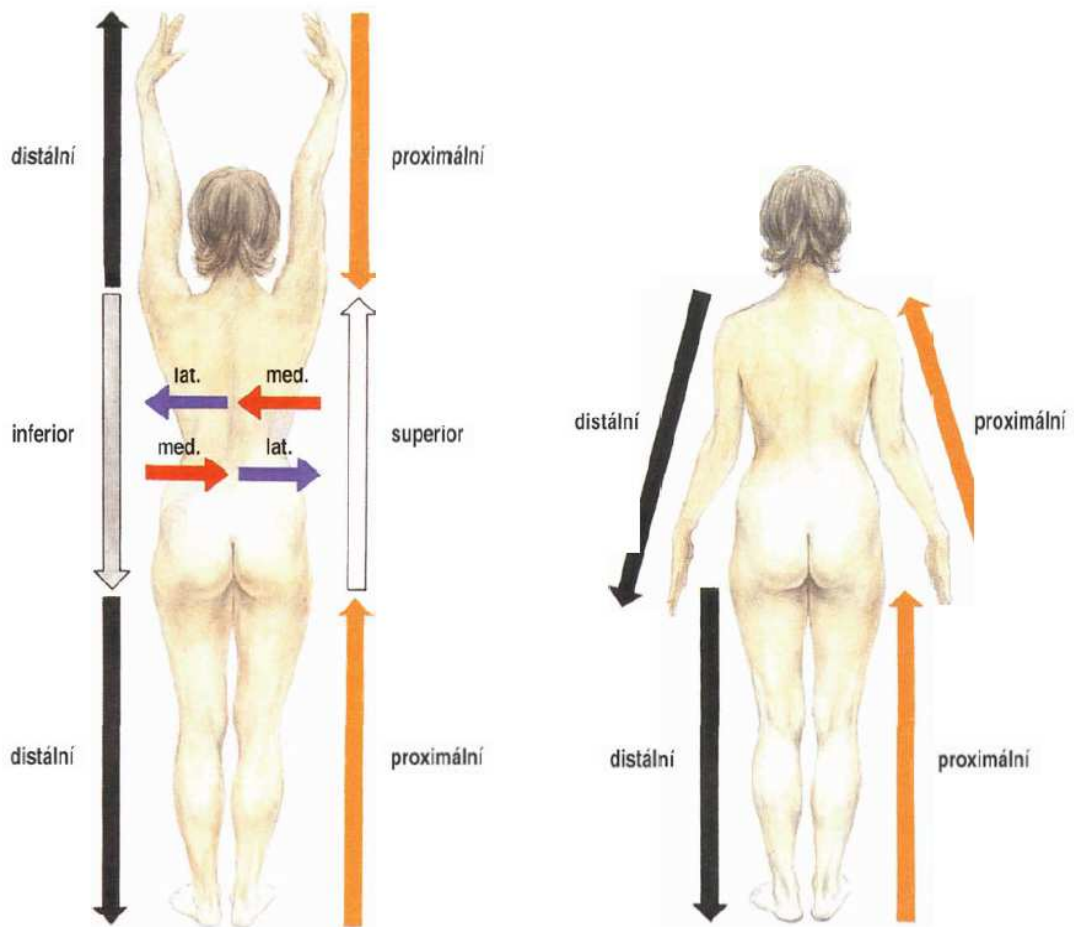
Na lidském těle nalezneme tyto roviny:

- **rovina mediální** – rovina procházející zepředu dozadu a dělí tělo na dvě zrcadlově stejné poloviny,
- **rovina sagitální** – každá rovina rovnoběžná s rovinou mediální,
- **rovina frontální** – rovina rozdělující tělo na přední a zadní polovinu,
- **rovina transversální** – rovina dělící tělo na horní a dolní polovinu. [3]

Směry na lidském těle

Na lidském těle nalezneme tyto směry:

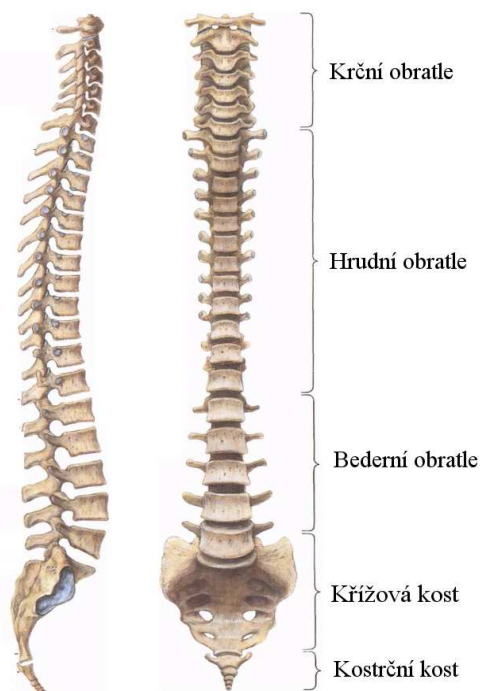
- **distální směr** – používá se pro končetiny a směřuje od trupu,
- **proximální směr** – používá se pro končetiny a směřuje k trupu, tzn. proti směru distálnímu,
- **mediální směr** (medialis) – směřuje k rovině mediální,
- **laterální směr** (lateralis) – směřuje od roviny mediální,
- **směr inferior** – směřuje od hlavy k pánvi,
- **směr superior** – směřuje od pánve k hlavě. [3]



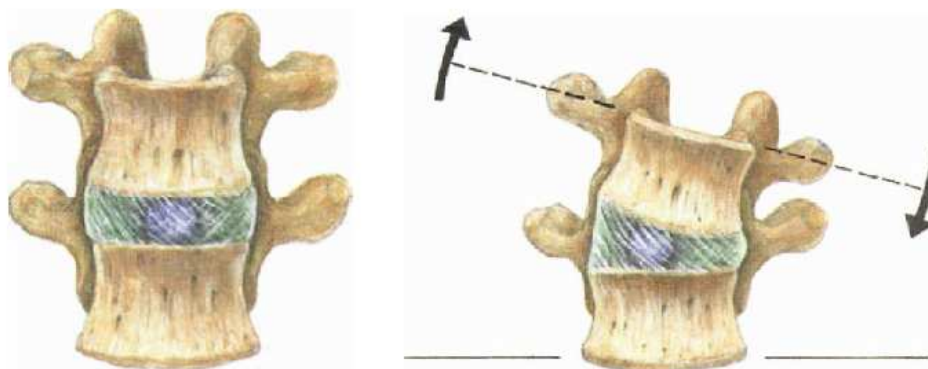
Obr. 2.2 Anatomické směry těla [3]

2.2 Páteř (Columna Vertebralis)

Páteř slouží jako osová kostra trupu a celková opora těla. Je tvořena z jednotlivých kostí – **obratlů** (vertebrae). Mezi jednotlivými obratli se nacházejí **meziobratlové destičky** (disci intervertebrales). Ty jsou tvořeny vazivovou chrupavkou. Pevně, ale pohyblivě spojují kostní plochy obratlů. Dle oblasti těla se obratle dělí na krční, hrudní, bederní, křížové a kostrční. Páteř není rovná, ale je charakteristicky zakřivená střídáním lordóz (zakřivení dopředu) a kyfóz (zakřivení dozadu). Toto přirozené zakřivení páteře leží v mediánní rovině. [3]



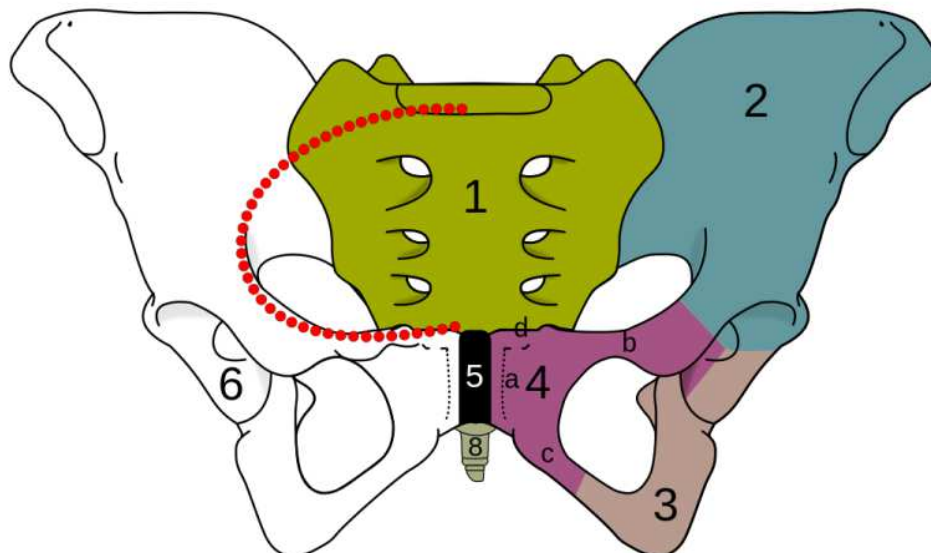
Obr. 2.3 Páteř [3]



Obr. 2.4 Funkce meziobratlových destiček [3]

2.3 Pánev (Pelvis)

Pánevní kost se skládá ze tří částí: kosti kyčelní, kosti sedací a kosti stydké. Pánevní kost a kost křížová jsou spolu kloubně spojeny a společně s druhostrannou kostí pánevní, připojenou ve stydké sponě, tvoří uzavřený útvar – pánev (pelvis). [3]

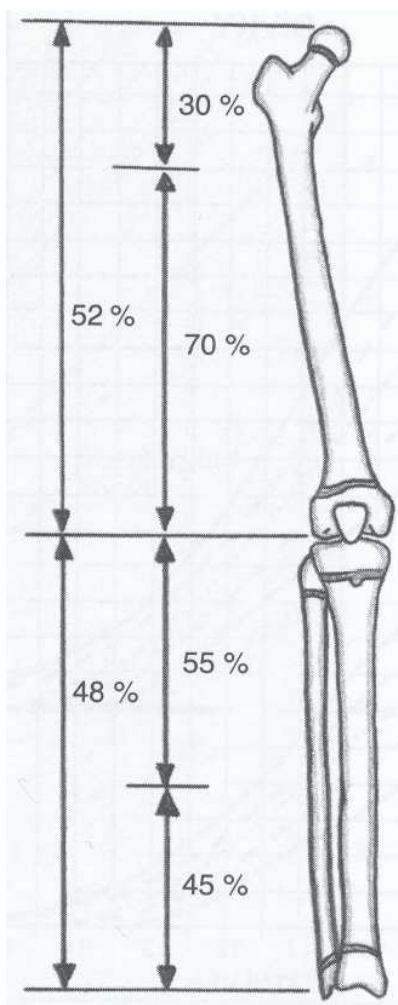


1. kost křížová (*os sacrum*), 2. kost kyčelní (*os ilium*), 3. kost sedací (*os ischi*), 4. kost stydká (*os pubis*), 5. stydká spona (*pubic symhysis*), 6. jamka (*acetabulum*), 8. kostrč (*os coccygis*)

Obr. 2.5 Pánev [15]

2.4 Části dlouhých kostí

Kost stehenní, stejně jako kosti bérce, patří do skupiny dlouhých kostí. Ty mají charakteristický tvar. Jsou tvořeny dlouhým tělem a na obou koncích od těla odlišným kloubním koncem, umožňujícím pohyblivé spojení. Dlouhou kost lze rozdělit na několik úseků, z nichž se každý různou měrou podílí na růstu kosti do délky. Základem dlouhé kosti je diafýza. Ta zaujímá celý rozsah těla kosti. Na obou koncích se nachází epifýzy. Mezi diafýzou a epifýzami nalezneme růstové chrupavky. Ty mají hlavní podíl na růstu kosti, protože pouze v nich dochází k přírůstkům dlouhé kosti do délky. Procentuální podíl jednotlivých růstových chrupavek na růst dolních končetin, je zobrazen na Obr 2.6. Z něj je patrné, že největší podíl mají růstové chrupavky v okolí kolenního kloubu. [1, 3]

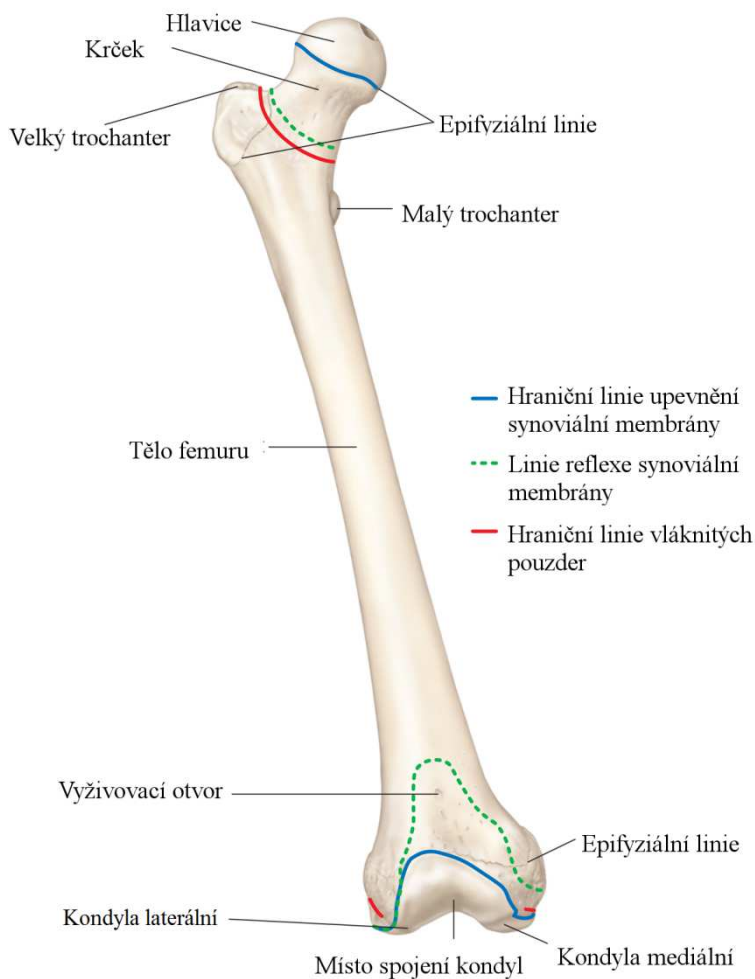


Obr. 2.6 Procentuální podíl jednotlivých růstových chrupavek na růstu končetiny do délky [2]

2.5 Stehenní kost (Femur)

Stehenní kost je nejsilnější a největší kostí v těle. Lze ji rozdělit na čtyři hlavní části:

- hlavice kosti stehenní (caput femoris) – má průměr přibližně 4,5 cm a nachází se na ní kloubní plocha o velikosti přibližně tři čtvrtiny koule,
- krček kosti stehenní (collum femoris) – krček slouží jako připojení hlavice k tělu kosti,
- tělo kosti stehenní (corpus femoris),
- kondyly kosti stehenní (condyli femoris) – tvoří femorální část kolene. [3]



Obr. 2.7 Stehenní kost [13]

2.6 Kostí bérce (Ossa cruris)

Kost bérce je tvořena dvěma kostmi.

Kost holenní (Tibia)

Je postavena mediálně vpředu a má nosnou funkci. Lze ji rozdělit na tři úseky:

- proximální část – utváří ji dva široké kloubní hrboly: condylus medialis (na vnitřní straně) a condylus lateralis (na vnější straně),
- tělo kosti holenní (corpus tibiae),
- distální část – na mediálním okraji vybíhá distálně jako vnější kotník (malleolus medialis). [3]

Kost lýtková (Fibula)

Je tenká a postavena laterálně vzadu. Nemá nosnou funkci a slouží hlavně jako místo svalových začátků. Je tvořena čtyřmi úseky:

- hlavice kosti lýtkové (caput fibulae),
- krček kosti lýtkové (collum fibulae),
- tělo kosti lýtkové (corpus fibulae),
- zevní kotník (malleolus lateralis). [3]



Obr. 2.8 Kostri bérce [14]

2.7 Čěška (Pattela)

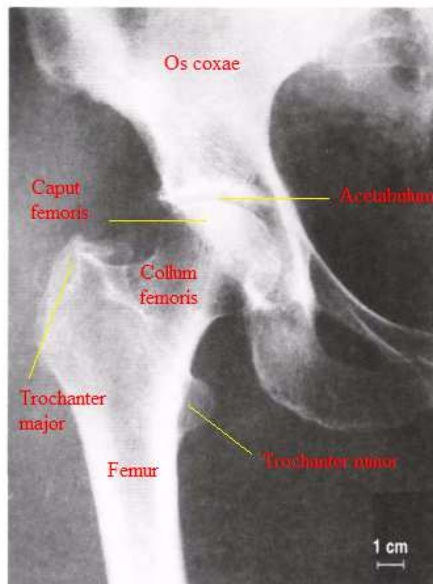
Čěška se nachází v kolenním kloubu a je největší sesamskou kostí. Sesamská kost vzniká ve svalových úponech a je připojena do úponových šlach svalů. Čěška má typický trojúhelníkový tvar a chrání kolenní kloub. Nachází se v úponové šlaše stehenního svalu. [3]



Obr. 2.9 Čěška [3]

2.8 Kloub kyčelní (Articulatio coxae)

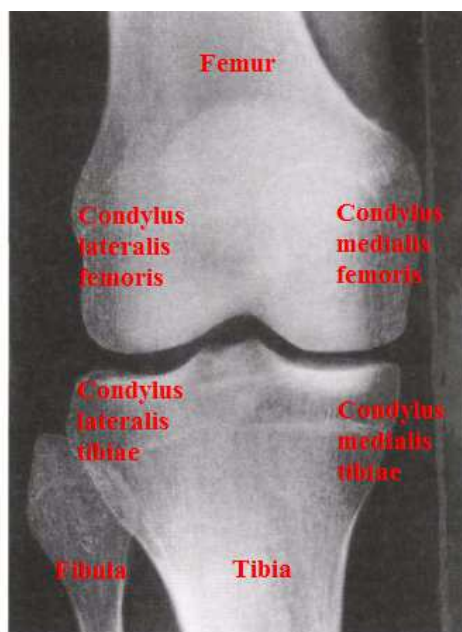
Z hlediska geometrie je kyčelní kloub kulovitý, omezený, s hlubokou jamkou, o jejíž okraje se zastavují pohyby. Vytváří spojení mezi pánví (pelvis) a kostí stehenní (femur). Toto spojení je realizováno pomocí jamky (acetabulum) a hlavicí kosti stehenní (caput femoris). [3]



Obr. 2.10 Kyčelní kloub [3]

2.9 Kloub kolenní (Articulatio genus)

Kolení kloub je kloub složený, neboť se v něm stýká více kostí. Konkrétně kost stehenní, kost holenní a čěška. Mezi styčnými plochami stehenní a lýtkové kosti se nachází kloubní menisky, což jsou ploténky vazivové chrupavky, rozšiřující stykovou plochu v kloubu a pomáhající zmírňovat nárazy při pohybu. [3]



Obr. 2.11 Kolenní kloub [3]

3 Příčiny vzniku nestejně délky končetin

Nestejná délka dolních končetin se vyskytuje u většiny populace. Touto problematikou se zabývalo mnoho autorů a jejich výsledky se příliš nelišily. U většiny populace je rozdíl v délce dolních končetin přibližně 1 cm. Tuto skutečnost lze potvrdit na studii Rushe a Steinera z roku 1946. Byla provedena na stovce náhodně vybraných vojáků, jimž byla měřena délka dolních končetin. Výsledky prokázaly, že stejně dlouhé dolní končetiny mělo pouze 29 % vojáků. Zbylým 71 % byl zjištěn rozdíl délky v průměru 7 mm. Rozdíl v délce může být způsoben buď zkrácením nebo přerůstem na postižené končetině. Tyto vady se mohou vyskytovat na kostech stehenních i na bérceových kostech. Příčiny nestejně délky končetin nejsou ve všech případech stejné, ale lze je rozdělit na vady vrozené a získané. Přehled rozdělení uvádí následující tabulka Tabulka 3.1. [1]

Tabulka 3.1 Rozdělení zkratů a přerůstů [4]

Zkratý/Přerůsty	
Vrozené	Získané
Distózy ↓*	záněty (juvenilní idiopatická artritida, infekce) ↑↓
hemihyper nebo hypoplasie	Legg-Calve-Perthesova choroba ↓
na podkladě cévní anomálie ↑↓	coxa vara adolescentium ↓
osteocondrodysplazie	fraktury, poranění fýzy ↑↓
s predilekcí na jednu stranu	omrznutí, spáleniny ↑↓
- chondrodysplasia punctata ↓	onkologická léčba, ozáření ↓
-neurofibromatosis ↑ ↓	dlouhodobá imobilizace ↓
-exostózová choroba ↑↓	hemarthros při hemofilii ↑
-enchondromatosis ↑ ↓	neurologické postižení ↓
-osteogenesis imperfecta ↓ aj.	

↓ zkrácení, ↑ přerůst, ↑↓ zkrácení nebo přerůst, *označuje 1. -6. skupinu Swansonovy klasifikace vrozených končetinových vad

3.1 Vrozené vady

Tyto vady vznikají při prenatálním vývoji dítěte. Mohou to být vady způsobující zpomalený nebo naopak zvýšený růst kosti. [1]

3.1.1 Vrozené hypoplastické vady

Většina vrozených vad dolních končetin bývá důsledkem právě hypoplazie až aplazie. To znamená, že postižená končetina je nedostatečně vyvinuta. V krajním případě dochází k úplné absenci některé z kostí na postižené končetině, aplazii. Nejčastěji se vyskytující vrozenou poruchou růstu dlouhých kostí na dolních končetinách je hypoplazie lýtkové kosti. Méně častou vadou je hypoplazie kosti holenní. Ojedinele se vyskytuje hypoplazie kosti stehenní. Při hypoplazii stehenní kosti se velikost rozdílu zkratu končetin během růstu nemění. [1]

3.1.2 Vrozené hyperplastické vady

Při těchto poruchách dochází k přerůstu některé z kostí dolních končetin. Nejčastější příčinou vrozených přerůstů jsou cévní anomálie. Další příčinou vedoucí ke zvýšenému růstu dolních končetin jsou vrozené arteriovenózní píštěle. To je způsobeno špatným prokrvením končetin. Poslední vrozenou vadou vedoucí k přerůstu je asymetrický vývoj těla. Tato příčina není v praxi tak četná jako zvýšený růst způsobený například poruchami cév nebo tumory. Dle některých studií je vrozený přerůst některé z kostí rizikovým faktorem pro vznik tumorů jater, ledvin a v některých případech i mozku. [1]

3.2 Získané poruchy

Jak je z názvu patrné, k těmto poruchám růstu kostí dochází až po narození. Stejně jako vrozené, lze i získané poruchy rozdělit do dvou skupin, a to opět na poruchy vedoucí k nedostatečnému vyvinutí končetiny a na poruchy podněcující zvýšenou aktivitu růstových chrupavek. [1]

3.2.1 Získané hypoplastické poruchy

Nejčastější poruchou vedoucí ke zpomalení až zastavení růstu dolních končetin po narození je poškození růstových chrupavek. V závislosti na rozsahu poškození chrupavky se odvíjí celková velikost zkratu. Zkrat je dále tím větší, čím dříve po narození jsou chrupavky poškozeny. V neposlední řadě má vliv zralost každé z růstových plotének a podíl, kterým se na růstu kosti podílí. Růst kosti může být zpomalen také úrazem postihujícím růstové zóny a jeho následným hojením. Příčinami takového zkratu mohou být například popáleniny v oblasti kotníku, jak publikovali ve své studii Frantz a Delgado z roku 1966. Zkraty, pozorovány v jejich studii, dosahovaly velikosti až 50 mm. Na zástavě růstu kosti se v některých případech může podílet také ozařování, používané k léčbě tumorů. Také dlouhá imobilita a nečinnost může být důvodem zástavy růstu. K takovým stavům dochází v případech dlouhodobého léčení a nošení ortézy. Končetina je v této době odlehčena od běžné zátěže při pohybu a její růst se zastavuje. Bylo dokázáno, že zástavu růstu způsobuje aplikace ortézy, ne nemoc samotná. Po sejmutí ortézy je rozdíl v délce končetin samovolně postupně vyrovnáván, ale úplného vyrovnání není dosaženo. [1]

3.2.2 Získané hyperplastické poruchy

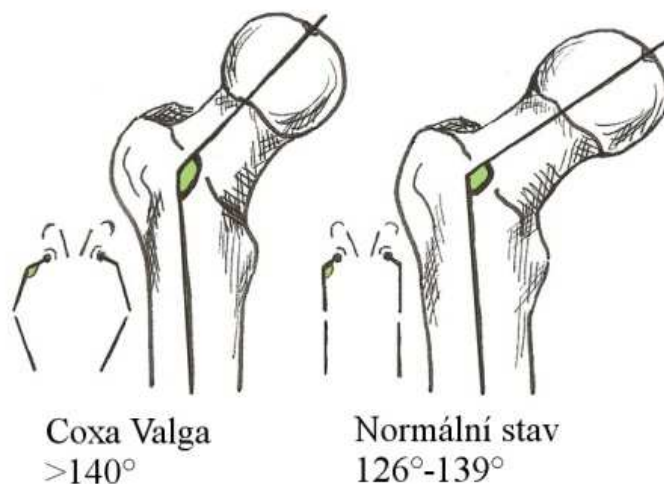
U získaných hyperplastických poruch dochází ke zvýšenému růstu kosti a je zde velká závislost věku pacienta a doby, po kterou trvá zvýšená činnost růstových chrupavek, na velikosti přerůstu kosti. Nejčastěji dochází ke zvýšenému růstu z důvodu zánětu. Například zánět v kloubu podněcuje aktivitu růstových chrupavek v dosedajících koncích dlouhých kostí. Dále k přerůstu může docházet při zlomenině stehenní kosti. V období hojení kosti je možno pozorovat její zvýšený růst. K jeho zastavení dochází po zahojení zlomeniny. Takto vzniklý rozdíl je trvalý a v krajních případech je nutné jej řešit pomocí následné délkové korekční operace. Posledním vlivem působícím na růst kosti mohou být tumory, které se v dětském věku vyskytují a ty následně zvyšují růstovou aktivitu kosti. [1]

4 Namáhání částí těla důsledkem nestejně délky dolních končetin

Od nestejně délky dolních končetin se odvíjí řada nepříjemností a poruch pohybového aparátu. Délka dolních končetin má zásadní vliv na postavení pánve. Od toho je dále odvíjena přímost páteře. Při natočení pánve dochází automaticky i k vybočení páteře. To s sebou přináší další potíže a poruchy skeletu. Stejná délka končetin je důležitá také pro vyvážení těla a z toho vyplývající plynulou chůzi. Problémy se sociálním vystupováním, které jsou s estetickou stránkou tohoto problému spojeny, znamenají pro řadu populace mnoho. V individuálních případech dochází až k sociálnímu uzavření pacienta. Proto je stejná délka dolních končetin důležitá i pro jeho psychickou pohodu. [1]

4.1 Patologické změny v kloubech dolní končetiny

K největším změnám dochází v kyčelních kloubech. Diference končetin vede k zasunutí hlavice kosti stehenní na kratší končetině hlouběji do kloubní jamky a tím se zlepšuje její krytí jamkou. Na straně delší končetiny se naopak hlavice z jamky vysouvá ven a její krytí se zmenšuje. V závislosti na velikosti zkratu se může kyčelní spojení dostat až do pozice přibližující se stavu coxa valga, kdy dochází k minimálnímu krytí hlavice stehenní kosti. Tento stav v porovnání se stavem normálním je znázorněn na Obr. 4.1.



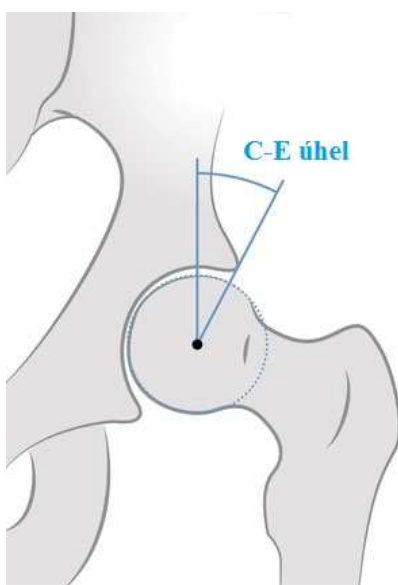
Obr. 4.1 Porovnání normálního stavu a stavu Coxa valga [16]

Se změnou postavení hlavice v jamce se mění také její krytí. Důsledkem zmenšení kontaktní plochy mezi jamkou a hlavicí stehenní kosti narůstá namáhání kyčelního kloubu na straně delší končetiny. Tím dochází k celkovému přetěžování celé delší končetiny a zvýšenému napětí svalů v okolí kyčelního kloubu. Ke změnám dochází i v kolenním kloubu. Zde dochází k viklavosti neboli nestabilitě kolenního kloubu. Postupným přetěžováním končetiny dále dochází k vytočení kostí bérce a tím i kolenního kloubu ve frontální rovině v laterálním směru. Stejným směrem se posune také osa dolní končetiny, která na zdravé končetině prochází z hlavice stehenní kosti přes střed česky. Lidově se tento stav označuje jako „nohy do O“. Toto je důsledkem většího zatěžování při našlapávání na delší končetinu. Dále dochází i k postupnému uvolňování vazů v okolí přetěžovaných kloubů. [1]

4.2 Poruchy postavení pánve a páteře

Jak již bylo zmíněno, natočení pánve nemá vliv pouze na rovnoměrné a symetrické zakrytí hlavic v kyčelních kloubech, ale rovné postavení pánve je základem pro správný tvar páteře, který je natočením pánve narušen. Úhel, o který se pánev natočí, lze dopočítat využitím goniometrických funkcí, pokud známe velikost zkrácení končetiny a vzdálenost mezi hlavicemi kyčelních kloubů.

Úhel, podávající údaj o natočení pánve, se nazývá Wibergův C-E úhel. Za normální stav je uváděna hodnota 25° a více. Při zkratu končetiny se velikost tohoto úhlu mění v závislosti na délkovém rozdílu. Příklad závislosti je zobrazen v Tabulce 4.1. Studie byla provedena Krakowitzem roku 1972. Hodnoty byly získány pro základní vzdálenost hlavic stehenních kostí 25 cm. Úhel je svíráán mezi svislou osou femorální hlavice a spojnicí středu hlavice s horním okrajem jamky, jak je znázorněno na Obr 4.2. [1, 7]



Obr. 4.2 Wibergův C-E úhel [17]

Tabulka 4.1 Závislost Wibergova C-E úhlu na velikosti zkratu [1]

Velikost zkrácení končetiny	Změna Wibergova C-E úhlu (-na delší končetině, + na kratší končetině)
1 cm	2,3°
2 cm	4,6°
3 cm	6,9°
4 cm	9,1°
5 cm	11,3°
6 cm	13,5°
7 cm	15,6°
8 cm	17,7°
9 cm	19,8°
10 cm	21,8°

Údaje v Tabulce 4.1 jsou platné pouze pro vzdálenost hlavic 25 cm. U každého člověka je vzdálenost hlavic individuální, a proto se i tento úhel v závislosti na velikosti zkratu liší. Jak bylo uvedeno, úhlové natočení pánve automaticky postihuje postavení páteře. Dochází k jejímu vybočení v rovině frontální. Takové vybočení se nazývá skolioza. Na každé páteři lze nalézt toto malé vybočení, které se nazývá fyziologická skoliosa. Takové vybočení vzniká i při jednostranném zatížení těla, například pokud je v jedné ruce nesenno břemeno. Fyziologická skoliosa však není pro zdraví člověka nebezpečná. Skoliosy, vznikající při nestejně délce dolních končetin, jsou funkční. To znamená, že jsou podmíněny jinou poruchou, v tomto případě nestejnou délkou dolních končetin a je nutná jejich náprava v zájmu zdraví pacienta.

Při zkratu jedné z končetin získaného v období dospělosti dochází k předčasné spondylóze, tzn., že meziobratlové ploténky začínají degradovat a vytváří tlak na míchu. To způsobuje bolesti páteře a nervové potíže. Obecně platí, že náprava skolios musí proběhnout co nejdříve, stejně tak jako délková korekce končetin. V opačném případě hrozí vznik převisu horní poloviny těla ve frontální rovině v laterálním směru a další potíže. [1, 3]

4.3 Poruchy při chůzi

Rozdíl v délce končetin může člověk zamaskovat postavením na špičku kratší končetiny nebo přikrčením končetiny delší. Při chůzi ale není možno diferencii délky zamaskovat. Znatelně kulhat začíná pacient se zkratem už od 2 cm, přičemž napadá na stranu kratší končetiny. Tento problém nedovoluje normální plynulou chůzi a výrazně nezvykle namáhá svaly dolních končetin a svaly v okolí trupu. Takový typ chůze si žádá větší výdej energie a z toho vyplývající větší únavu pacienta při pohybu. Z toho vyplývá, že pacienti s kratší končetinou se záměrně mohou vyhýbat dlouhé chůzi, která je vyčerpává. To může být důvodem psychického uzavření pacienta před společností. [1]

5 Historie prodlužovacích zákroků

Kompenzace nestejně délky dolních končetin pomocí ortopedické obuvi, má určitá omezení a limity. Užití ortopedické obuvi pro kompenzaci větší délkové diference způsobuje různá poranění, jako jsou otlačeniny a vředy.

Historie chirurgické nápravy délky končetin započala v polovině 19. století Heinem, který jako první doporučil zkrácení delší končetiny na stehenní kosti. První zevní fixátor k prodloužení stehenní kosti byl použit Ombrédannem roku 1913. V roce 1921 vytvořil Putti práci „*Operační prodlužování femuru*“. Jako první uvedl myšlenku překonání odporu měkkých tkání, při pozvolném prodlužování, pomocí pozvolného trvalého tahu.

Velkou měrou se na moderních postupech prodlužování podílel L. C. Abbott. Dalším pokrokem v oblasti postupné distrakce bylo vytvoření propracovaného systému zevní fixace a základu teorie pro postupnou distrakci podle G. A. Ilizarova. V Československu bylo provedeno první operační zkrácení delší končetiny v Brně roku 1934 na ortopedickém oddělení dnešní Fakultní nemocnice u sv. Anny, pod vedením profesora Frejky. [1, 2]

6 Metody délkové kompenzace končetin

Volba kompenzační metody je důležitou otázkou na počátku každé kompenzační terapie. U malých zkratů lze využít konzervativních metod, které ke kompenzaci využívají protetických pomůcek. Při zkratech větších je již nutný operační zákrok. Jako nutná hranice pro chirurgické řešení je uváděn zkrat o velikosti nad 3 cm. Metoda kompenzace se tedy odvíjí hlavně od velikosti zkratu, ale také od predikce dalšího růstu pacienta. [1, 2]

6.1 Konzervativní metody

Při konzervativních metodách je využíváno protetických pomůcek, jako je například ortopedická obuv nebo různé ortézy. Těmito metodami lze trvale řešit pouze zkraty o velikosti přibližně do 20 mm. Ke kompenzaci není v těchto případech nutno vytvářet speciální obuv, ale postačí aplikace podpatěnky do běžné obuvi.

Větší zkraty není možno kompenzovat pouze úpravou klasické obuvi, ale je nutné použití ortoprotéz. Ty se zhotovují individuálně na míru pacienta. Tato protéza má uvnitř vysokou šněrovací botu, která se obuje na nohu pacienta a je připojena k umělému chodidlu.

Je ale nutno říci, že tyto kompenzační metody byly v minulosti odmítány hlavně samotnými pacienty, hned z několika důvodů. Ortopedická obuv je nevhledná a liší se od běžné. Z toho důvodu, hlavně u dospívajících pacientů, docházelo k jejímu odmítání. Dalším problémem je nutnost nošení ortopedické obuvi nebo ortézy i v domácím prostředí. Domácí nošení pomůcek bylo ale většinou pacientů odmítáno a tak jejich aplikace ztrácí význam. Velkým problémem je také umístění pomůcek a protéz. Jejich konstrukce umožňuje aplikaci pouze pod chodidlo. Tento fakt znemožňuje kompenzaci výškového postavení kolen u různě dlouhých femurů. Z uvedených důvodů je zřejmé, že k využívání kompenzačních pomůcek nesmí chybět hlavně ochota pacienta k jejich stálému používání. Dnes jsou ale tyto metody používány hlavně jako dočasné a předcházejí chirurgickému vyrovnání délkového rozdílu končetin.

V minulosti byly prováděny také pokusy o stimulaci růstu zkrácené končetiny. Byly založeny na snaze zvýšit krevní zásobení růstových plotének pomocí zvýšené teploty v jejich okolí a tím je stimulovat k větší růstové aktivitě. Metoda nezískala opakovatelné a podložené výsledky a u člověka nebyla dost dobře proveditelná. Proto zůstala pouze ve fázích pokusů a v ortopedické praxi dále nebyla využívána.

Dnes je nejčastější volbou délkové kompenzace operační zákrok. [1, 2, 4]

6.2 Operační metody

Operační metody jsou voleny hlavně z důvodu trvalého napravení deformity a potíží, které jsou s ní spojeny. Chirurgický kompenzační zákrok může být proveden jak na končetině delší, tak na končetině kratší. V některých případech je nutná jejich kombinace a k úplnému vyrovnání musí být délková korekce provedena na obou končetinách. Volba zákroku se odvíjí od typu zkratu a predikce dalšího růstu. [1, 2]

6.2.1 Operace na delší končetině

Ve většině případů bývá právě delší končetina tou zdravou. Při těchto metodách se sníží i celková výška pacienta. Z těchto důvodů nejsou tak často prováděny a upřednostňovány jak ze strany pacientů, tak lékařů. Tyto metody jsou prováděny pomocí dvou následujících postupů. [1]

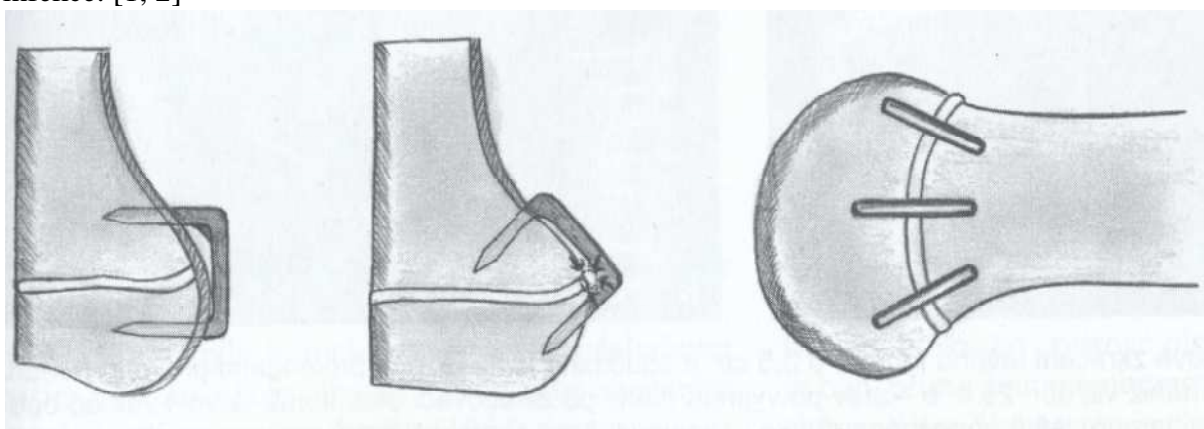
Zkrácení pomocí zástavy růstu delší končetiny

Zástava růstu končetiny se provádí v dětském věku. Může být provedeno postupné zpomalení růstu kosti nebo jeho úplné zastavení. Využívá se zpomalení růstové aktivity růstových plotének.

Trvalá zástava růstu je prováděna kostní epifýzeodézou. Ta je provedena vyjmutím kostního bloku, který je následně otočen a vložen zpět na původní místo. Tím jsou vytvořeny kostní můstky a ty následně brání v růstu kosti.

Dočasné zastavení kostního růstu publikoval roku 1949 Blount. Při využití této metody jsou zavedeny tři skobky z vitalia, které přemostí růstovou chrupavku a tím dočasně zastaví její růst. Umístění skobek přes chrupavku je zobrazeno na Obr. 6.1.

U této metody se vyskytují větší rizika a komplikace než je tomu u trvalého zastavení růstu. Při špatném zavedení skobek dochází k asymetrickému uzávěru chrupavky nebo vycestování skobky ze svého místa. Zavedení cizího předmětu do těla přináší také riziko infekce. [1, 2]



Obr. 6.1 Aplikace skobek dle Blounta [2]

Jednorázové zkracovací operace

Jednorázové zkrácení je prováděno vyjmutím segmentu kosti v její celé šíři s následnou⁶ osteosyntézou na dlaze. Zkracovací operaci je možno provést jak na kosti stehenní, tak na kostech bérce. K rozpojení kosti slouží několik typů resekcí. Způsob resekce kosti je volen dle individuálního stavu pacienta a možnostech provedení. K fixaci kostí po zákroku se užívá zevních dlah, nitrodřeňových hřebů nebo fixace úlomků kostí pomocí šroubů.

Při zkracování na stehenní kosti se může vyjmutý kus z delší končetiny zároveň použít k prodloužení končetiny kratší. Zatímco pomocí zkracování na kosti stehenní se dají kompenzovat prakticky všechny deformity dolních končetin, operace na kostech bérce je možná pouze v případech jednostranného přerůstu jednoho z bérců. Není doporučeno zkracovat bérce na zdravé končetině z důvodu vytvoření krátkých bérců, které následně negativně ovlivňují chůzi. V těchto případech je doporučována prodlužovací terapie na kratším z bérců.

Zkracovací operace se doporučuje až v dospělosti nebo krátce před ukončením kostního růstu, protože u dětí může resekce kosti povzbudit její další růst a vytvořit tak další deformitu o délce až několik milimetrů. Velkou výhodou zkracovacích operací je délka hojení po zákroku, která se při správném provedení pohybuje okolo 6 týdnů. Po uplynutí této doby se může pacient vrátit zpět do plné zátěže. [1, 2]

⁶ Srůstání a hojení kosti

6.2.2 Operace na kratší končetině

Hned na úvod je třeba uvést, že proti zkracovacím operacím jsou zákroky na kratší končetině o mnoho složitější a patří k nejnáročnějším operacím v ortopedické praxi. Tento fakt ovšem nebrání v jejich upřednostňování ze strany pacientů i lékařů. Je ale nutná spolupráce pacienta a jeho rodiny s lékařem, protože tyto zákroky a celá terapie je časově náročná. Na dlouhou dobu je totiž omezena mobilita pacienta. Stejně jako u operací na končetině delší je i zde několik způsobů, používaných k prodloužení končetiny. Lze je rozdělit do několika skupin. Jedná se o stimulaci růstu kostí, jednorázové (akutní) prodloužení a postupné prodloužování. V následujících kapitolách jsou tyto metody blíže popsány. [1, 2]

Stimulace růstu kosti

Tato metoda je záležitostí minulosti a i tehdy byla převážná většina metod pouze ve fázích výzkumu, jak již bylo uvedeno. Pokus o stimulaci růstu kosti byl prováděn pomocí dvou způsobů. Jednalo se o působení přímo a nepřímo na kost.

Metody působící přímo na kost využívaly například působení tepla, elektrického proudu nebo traumatizaci dřevové dutiny, kdy dochází k různým návrtům kosti a vkládáním štěpů z různých materiálů.

Mezi nepřímo působící metody patřila například změna krevního zásobení kosti. I když některé metody byly prováděny i klinicky a v individuálních případech došlo až k třicetimetrovému prodloužení, neměly nikdy jasný výsledek, a proto se od nich v lékařské praxi odstoupilo. [1, 2]

Jednorázové (akutní) prodloužení

Metoda byla v minulosti zaváděna jako reakce na ne příliš funkční stimulace růstu kosti a běžně se v omezeném počtu používá i v dnešní době.

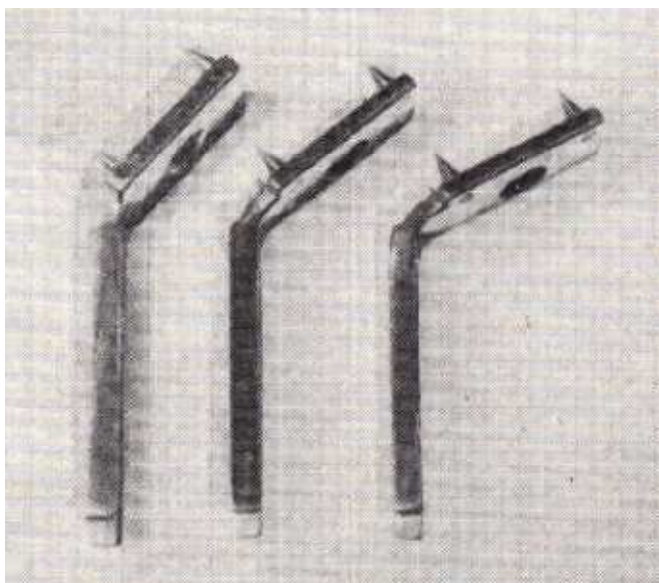
Operace probíhá v několika základních postupných krocích. Nejdříve je nutné dostatečně uvolnit měkké struktury v okolí kosti. Poté následuje ⁷osteotomie kosti v diafýze nebo epifýze. Při ⁸distrakci je nutné od sebe konce kosti dostatečně oddálit, aby mezi ně bylo možné vložit kostní štěp. Závěrečnou fází jednorázového prodloužení je osteosyntéza kosti při aplikaci sádrové fixace.

Jednorázové prodloužování lze provádět na kosti pánevní, stehenní a na kostech bérce. Toto akutní prodloužování bérce však není doporučováno z důvodu vážných komplikací, a proto se v dnešní době užívá pouze jednorázového prodloužení pomocí pánevní osteotomie při zkratu do 3 cm, případně jednorázové prodloužení na kosti stehenní, které již ale není tak časté a přednost dostává prodloužení dlouhodobou distrakcí.

Výhodou jednodobého prodloužení končetiny v pánvi je také zlepšení krytí hlavice v jamce. Je zajímavé, že jako kostní štěp při této metodě lze využít například autogenních transplantátů. Tento transplantát je odebrán přímo od pacienta. Jeho použití má dvě podmínky nutné pro správné vhojení štěpu. Musí být přítomny osteoprogenitorové buňky, ty jsou vazivového původu. Dále musí být kvalitní krevní zásobení celé oblasti, do které je štěp vkládán. [6] Vložený štěp je nutné na místě fixovat například pomocí úhlových dlah, které jsou zobrazeny na Obr. 6.2 nebo Steinmannových hřebů se závitem.

⁷ Osteotomie – přerušení, rozříznutí

⁸ Prodloužení



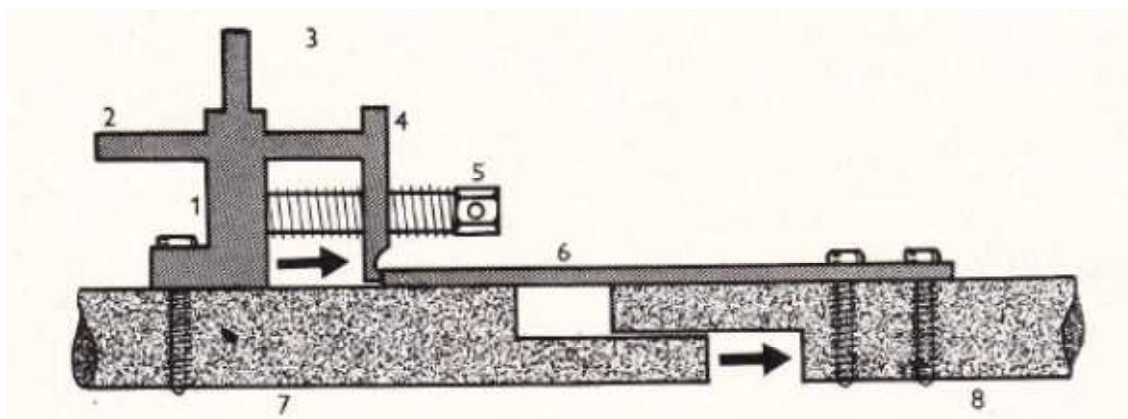
Obr. 6.2 Úhlové dlahy [1]

Při použití této metody k prodloužení stehenní kosti je užíván jednotný postup popsáný výše, ale existuje více způsobů, jak kostní fragmenty od sebe oddálit. V minulosti bylo k distrakci využíváno statického tahu za končetinu vytvořeného pomocí závaží, které bylo pomocí kladkového systému zavěšené na končetinu. Tento způsob způsoboval poranění svalů a nervů, a proto byl nahrazen modernějšími dvoudílnými a trojdílnými distraktory. Schéma dvoudílného distraktoru je zobrazeno na Obr. 6.3. Oba distraktory pracují na prakticky jednoduchém principu. Ten je založen na jeho připevnění ke stehenní kosti pomocí šroubů a oddalování kostních fragmentů od sebe vlivem otáčení šroubovice. Jako další byl používán například čelistový distraktor, zobrazen na Obr. 6.4. Všechny tři typy byly vyvinuty v Brně lékařským týmem profesora Janovce. I přes to, že používaly modernějšího způsobu oddálení fragmentů, jsou dnes již zastaralé a jsou zde uvedeny pouze pro ilustraci.

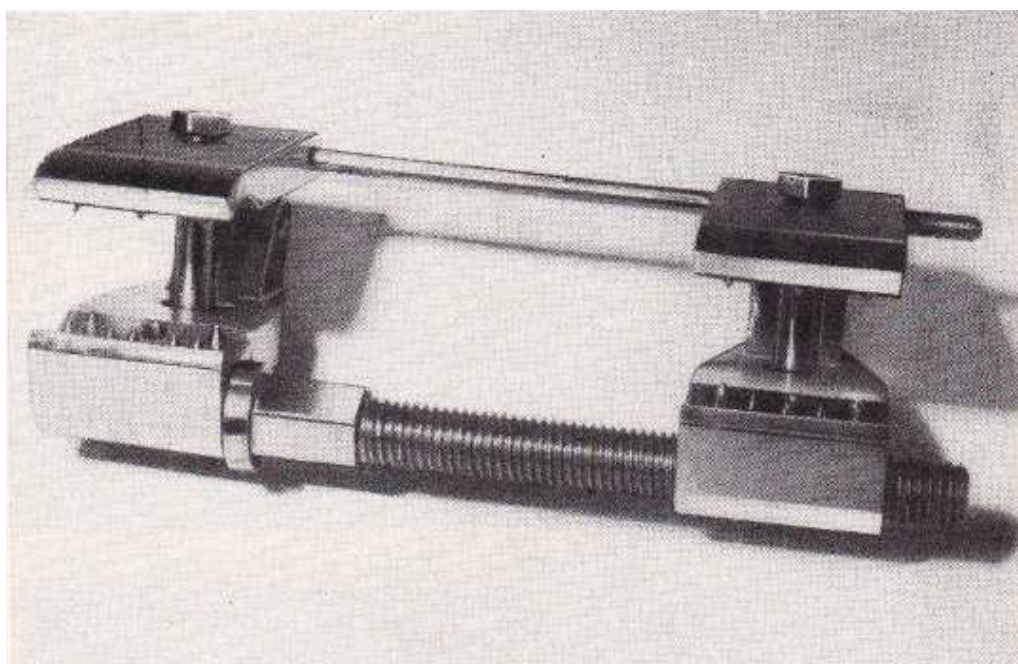
Po dostatečném oddálení fragmentů je vložen kostní štěp. Při prodlužování stehenní kosti lze využít kostní hřeby nebo ⁹spongiozní štěpy. Poté se končetina fixuje například sádrovou dlahou k zajištění klidové polohy.

Mezi výhody jednorázového prodloužení patří celkové uzavření operačního pole ihned po operaci, čímž se snižuje možnost infekce v místě operace a zkrácena je i doba imobility pacienta v porovnání s pozvolným prodlužováním. Hlavní nevýhodou metody je ale omezená délka prodloužení, která je uváděna v rozmezí 10-15 % původní délky kosti. Dále také větší operační pole z důvodu uvolnění měkkých tkání v oblasti zákroku a zavedení aparátu sloužícího k oddálení kostních fragmentů od sebe. V neposlední řadě také dochází k celkové imobilitě kyčelního kloubu v pooperační době hojení. [1, 2]

⁹ Houbovitá část kosti vyjmutá z jiné a vložena mezi fragmenty



Obr. 6.3 Schéma dvoudílného distraktoru [1]



Obr. 6.4 Čelistový distraktor [1]

Prodlužování dlouhodobou distrakcí

Omezená délka prodloužení při jednorázových zákrocích vedla v minulosti lékaře k vyvíjení nových metod, které měly za úkol získat větší přírůstky na prodlužované končetině. Tím dospěli k metodě postupné distrakce. Dnes je tato metoda indikována jako nejčastější způsob délkové kompenzace při zkratu nad 4 cm. Prodloužení dlouhodobou distrakcí je prováděno jak na kosti stehenní, tak na kostech bérce. Hlavní výhodou postupné distrakce je získání větších délkových přírůstků na kosti. Celý postup dlouhodobé distrakce je velmi časově náročný. [2]

Postup při prodlužování je proveden v několika krocích a intervalech. Jako první je nasazen zevní fixátor, který je vhodně zvolen z několika druhů podle individuálních potřeb pacienta. Jejich příklady jsou uvedeny v další části práce. Následuje osteotomie kosti, která může být provedena několika způsoby a to co do tvaru řezu, tak použití pily, kterou se kost přeruší. K osteotomii kosti je nejčastěji používána Gigliho pilka nebo oscilační pila. Příklady nástrojů jsou zobrazeny na obrázcích Obr. 6.5 a Obr. 6.6. Princip Gigliho pilky spočívá v postupném střídavém tahání za konce pilky a řez je prováděn pomocí ohebného pilového drátu. Při použití oscilační pily je řez tvořen kmitavým pohybem pilového listu. Nevýhodou oscilační pily proti pilce Gigliho je vznik tepla, které následně negativně působí na regeneraci. Proto je doporučováno přerušení kosti pomocí Gigliho pilky a drátu. Tvar řezu závisí na vhodnosti užití pro daný případ a možnosti, které jsou dovoleny. Nejčastěji je prováděna příčná nebo šikmá osteotomie v diafyzální části kosti. Při příčné osteotomii je řez veden kolmo k povrchu kosti. Řez u šikmé osteotomie je naopak veden pod určitým úhlem vzhledem k povrchu kosti.



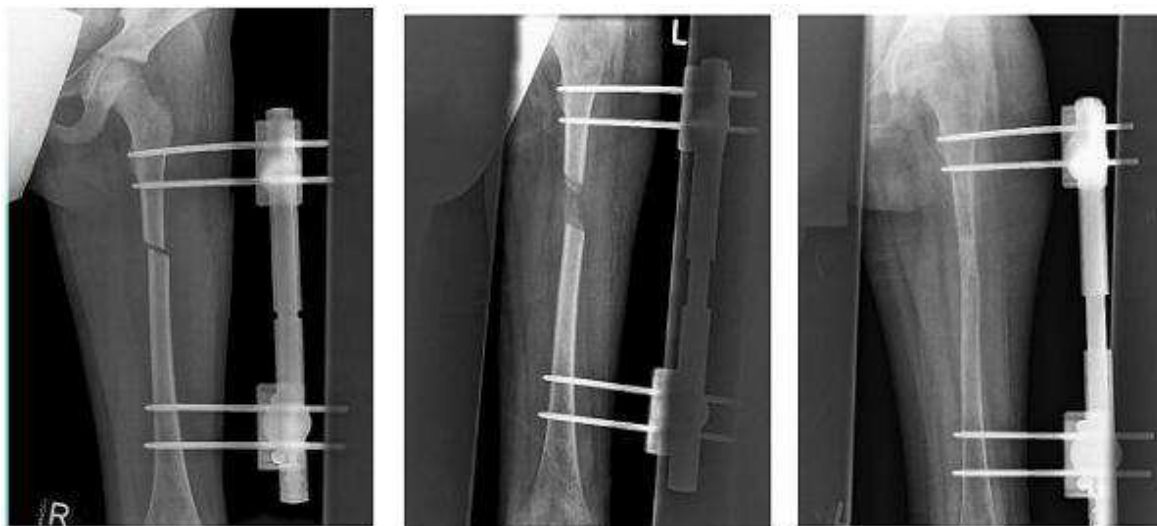
Obr. 6.5 Gigliho pilka [18]



Obr. 6.6 Oscilační pila [19]

Po přerušení kosti je přistoupeno k samotnému prodlužování, které ale není prováděno ihned po ukončení operace. Mezi operací a začátkem postupné distrakce je časová prodleva, která se pohybuje od 5 do 12 dnů. Po uplynutí této doby je zahájena postupná distrakce. Je prováděna v pravidelně se opakujících intervalech. Ideální rychlost prodlužování byla v minulosti často diskutovaným tématem a názory lékařů se lišily. Dnes se jako ideální rychlost pro postupné prodlužování uvádí 1 až 1,5 mm denně, kdy není prodlouženo o celou délku najednou, ale většinou o 4 x 0,25 mm během jednoho dne. Prodlužování neprobíhá každý den. Schéma prodlužování může vypadat například: 5 dnů prodlužování a následně 2 dny volna. Z uvedené rychlosti vyplývá, že samotná distrakce je záležitostí až několika týdnů a jeho doba závisí na velikosti požadovaného prodloužení. [1, 2, 5]

Základním ukazatelem správného postupu je tvorba svalku mezi oddělenými konci kosti. Svalek je základem pro nově tvořenou kost a jeho absence do 5 týdnů od začátku prodlužování značí následné potíže a nutnou osteosyntézu. Svalek je vytvářen v několika etapách. Nejprve vznikne v místě řezu krevní hematoma. Ten je vytvořen z porušených kostních cév. Tento krevní výron se postupně uspořádá a začnou se v něm tvořit vazivové buňky. Ty jsou následně základem pro vznik vazivového svalku. V důsledku velkého prokrvení vazivového svalku se začínají vytvářet chrupavčité buňky, ze kterých vznikne chrupavčitý svalek. Na závěr tento svalek začne¹⁰ osifikovat a dochází k vytvoření kostního svalku. Do plné zátěže je pacient navrácen v průměru po uplynutí doby 10 měsíců od ukončení samotného prodlužování. Zpět do normálního stavu a struktury se kost navrácí v průměru za 20 měsíců. Hodnotícím kritériem hojení kosti je tzv. Healing index. Je to mezinárodně uznávaný faktor pro hodnocení hojení kosti a vyjadřuje dobu, za kterou nově utvořená kost získá dostatečnou pevnost potřebnou k tomu, aby byla možná demontáž zevního fixátoru. Obecně se tato doba udává jako dvojnásobek, proti době prodlužování. Průměrně to je tedy cca 30 dnů na 1 cm prodloužení končetiny. Postupný vznik svalku a hojení kosti je zobrazen na Obr. 6.7. Na něm je zobrazen levý femur vlevo v době operace, uprostřed 6 týdnů po operaci a vpravo 5 měsíců po operaci. Názorně lze pozorovat postupnou distrakci pomocí zevního fixátoru a nově tvořenou kost.[2, 5, 6]



Obr. 6.7 Postup tvorby svalku [5]

Jak je uvedeno na začátku, největší výhodou postupné distrakce je bez pochyby délka získaného prodloužení, kdy může být dosaženo prodloužení až o 30 % původní délky končetiny. Další výhodou této metody je menší nápor na měkké tkáně jako jsou nervy a cévy, které lépe snášejí malou pozvolnou každodenní zátěž, než jednorázové protažení. V neposlední řadě je výhodou také provedení zákroku na postižené končetině, kdy v mnoha případech není nutná další délková korekce na končetině zdravé.

Samozřejmostí jsou i problémy, které mohou při postupné distrakci nastat. Dlouhý časový interval přiložené zevní fixace zvyšuje možnost infekce. Riziko vzniku kloubních komplikací roste úměrně s délkou prodloužení, s kterou souvisí také doba hojení, která při velkém prodloužení narůstá. Podle rozboru metody lze usoudit, že celý postup zákroku je velice komplikovaný. Pozvolné prodlužování končetin se obecně řadí mezi nejsložitější zákroky, které jsou v ortopedii prováděny, avšak jejich přínos a dobré výsledky nebrání jejich aplikaci.[1, 2]

¹⁰ Osifikace - kostnatění

7 Zevní fixace

Zevní fixace má zásadní podíl při prodlužování končetin. Ať už se jedná o fixaci šrouby a sádrovou dlahou při jednorázových operacích nebo aparáty používané při postupné distrakci. U jednorázových operací má fixace za úkol držet kostní fragmenty u sebe v požadované poloze. Při postupné distrakci je zevní fixátor navíc využíván k samotnému prodlužování kosti jeho postupným roztahováním. Moderní přístup zevní fixace a postupné distrakce přinesl Ilizarov se svojí technikou, na jejímž principu jsou založeny dnešní postupy. V následující části práce jsou uvedeny příklady zevních fixátorů, používaných při postupné distrakci. [1, 2]

7.1 Kruhová zevní fixace

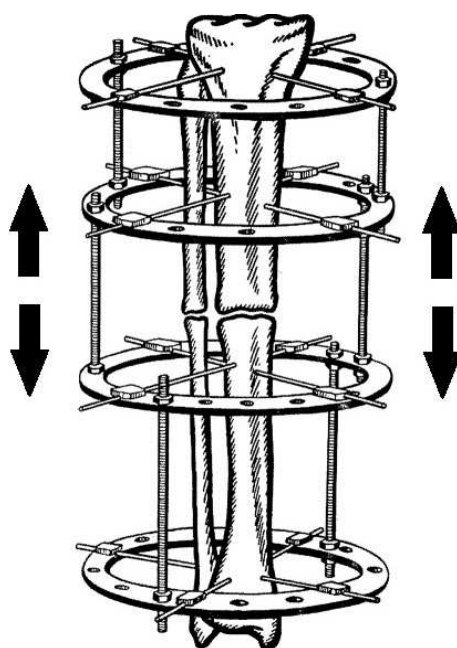
Základem kruhové zevní fixace jsou tuhé rámy, které jsou nasunuty na končetinu. Existuje více druhů. Jako příklad jsou v práci uvedeny Ilizarův aparát a Taylorův rám. [2, 8]

Ilizarův aparát

Tento fixátor má velice široké využití. Jeho konstrukce neomezuje přístroj pouze na prodlužování končetin, ale je používán také k fixaci zlomenin nebo nápravě úhlových deformit kostí.

Skládá se z několika komponent. Základem jsou kruhové rámy. Jeho kruhovitá konstrukce poskytuje dostatečnou pevnost a tuhost. Kruhové rámy jsou pomocí zkříženě zavedených K-drátů připevněny na konce kosti. Dráty mohou být nahrazeny masivnějšími hřeby. Rámy jsou spolu poté spojeny pomocí dlouhých závitových tyčí, které slouží k samotné distrakci. Pro zvýšení stability lze na končetinu umístit další pomocné rámy, které napomáhají držet kost ve stálé poloze. Platí, že tuhost fixace klesá s velikostí průměru rámu. Proto je doporučováno ponechat mezi rámem a končetinou mezeru pouze 2 cm. Ta je ponechána pro možnost případného otoku končetiny.

Fixátor je na končetině ponechán do doby, dokud kost nezíská dostatečnou pevnost. Po dobu nošení fixátoru není mobilita pacienta zcela omezena, ale musí při pohybu využívat berlí nebo chodítka. Fixace pomocí Ilizarova aparátu je zobrazena na Obr. 7.1. [2, 9, 10]



Obr. 7.1 Ilizarův aparát [20]

Taylorův prostorový rám

Taylorův prostorový rám je založen na principu Ilizarovi metody. Je používán k prodlužování končetin, ale díky svým vlastnostem a výhodám má také velké využití v oblasti úpravy úhlových deformit a traumatologických stavů.

Základem jsou dva pevné kruhové rámy, které jsou spolu spojeny pomocí šesti teleskopických tyčí, které se nezávisle na sobě mohou prodlužovat nebo zkracovat. Tyto tyče vytvářejí šest různých os pohybu, a tak je Taylorův rám schopen napravení i těžkých úhlových deformit. Rám je ke kosti připojen pomocí šroubů a drátů.

Celý systém je řízený pomocí počítače. Na počátku léčby zadá lékař aktuální stav deformace do počítačového softwaru a ten poté vytvoří kompletní léčebný plán, jak bude den za dnem probíhat. Jsou vypočteny přesné délky distrakce a případné úhlové natočení, aby došlo k co nejlepšímu vyhojení kosti. Software vytváří obraz deformity a je tedy možno průběh léčby sledovat na obrazovce počítače.

Díky všem těmto moderním technologiím má tak chirurg absolutní přehled o léčebném postupu a tím je zajištěn co nejlepší průběh prolongace. Taylorův rám dnes patří mezi nejmodernější technologie v oblasti zevní fixace. Aplikace rámu na dolní končetinu je zobrazena na Obr. 7.2. [2, 11, 12]



Obr. 7.2 Taylorův prostorový rám [21]

7.2 Jednostranná zevní fixace

Na rozdíl od kruhových aparátů, jsou tyto fixátory umístěny pouze na jednu stranu končetiny. Ve většině případů jsou umístěny na straně vnější.

Hlavní část fixátoru tvoří tělo a slouží k samotnému prodlužování. To je ke kosti připevněno pomocí zavedených šroubů.

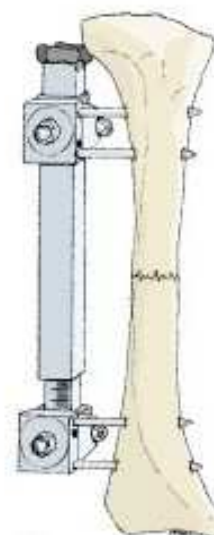
Těchto aparátů, které jsou dnes využívány, je více druhů, ale všechny pracují na prakticky stejném principu. Jako příklady jsou na obrázcích Obr 7.3 a Obr. 7.4 uvedeny zevní fixátor Orthofix a Wagnerův aparát. Dalším používaným aparátem je také fixátor Mefisto. Princip prodlužování při jeho aplikaci je zobrazen na Obr 7.5.

Fixátor Orthofix je využíván jak pro prolongaci končetin, tak nápravu úhlových deformit a využíván je také v traumatologii. Je dost pevný a proto umožňuje časnou zátěž.

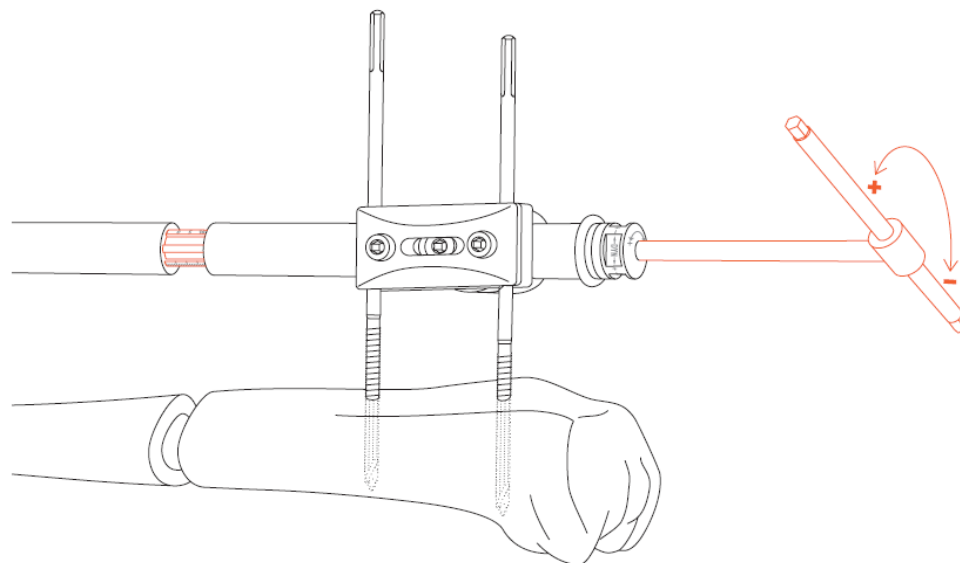
[2, 5, 8, 25]



Obr. 7.3 Fixátor Orthofix [22]



Obr. 7.4 Wagnerův aparát [23]



Obr. 7.5 Princip prodlužování pomocí fixátoru Mefisto [24]

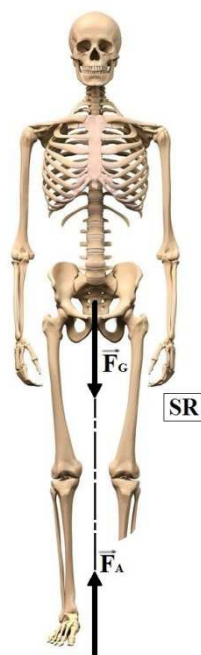
8 Výpočet silového působení na kyčelním kloubu na úrovni výsledných stykových sil

Předložená bakalářská práce je zaměřena na vliv změny délky dolní končetiny na namáhání skeletu. Změna délky dolní končetiny se projeví změnou namáhání celé řady částí lidského těla. Změny v namáhání pozorujeme především na páteři a kloubech dolní končetiny. Vlivem nestejně délky končetin dochází k natočení pánve a změně krytí kyčelního kloubu. Změny namáhání páteře přesahují možnosti bakalářské práce, a proto je dále pozornost zaměřena na kvalitativní posouzení mechanické interakce mezi jamkou a hlavicí kyčelního kloubu, vyjádřenou změnou kontaktního tlaku.

8.1 Uvolnění dolní končetiny

Z klinické praxe je známo, že při stojí na jedné dolní končetině nebo pomalé chůzi jsou ze svalů v okolí kyčelního kloubu funkční pouze abduktory, gluteus medius a gluteus minimus. Tyto svaly se upínají na velkém trochanteru a na lopatě kosti kyčelní. Při modelování silového působení na úrovni stykových výslednic, jsou nositelky od obou svalů totožné a procházejí vrcholem velkého trochanteru a geometrickým těžištěm plochy na kosti kyčelní, viz Obr. 8.2.

Uvolníme-li na úrovni výsledného silového působení člověka, stojícího na jedné dolní končetině, působí na něj pouze tíhová síla \vec{F}_G a síla od podložky \vec{F}_A , viz Obr. 8.1.



Obr. 8.1 Statická rovnováha člověka stojícího na jedné dolní končetině [28]

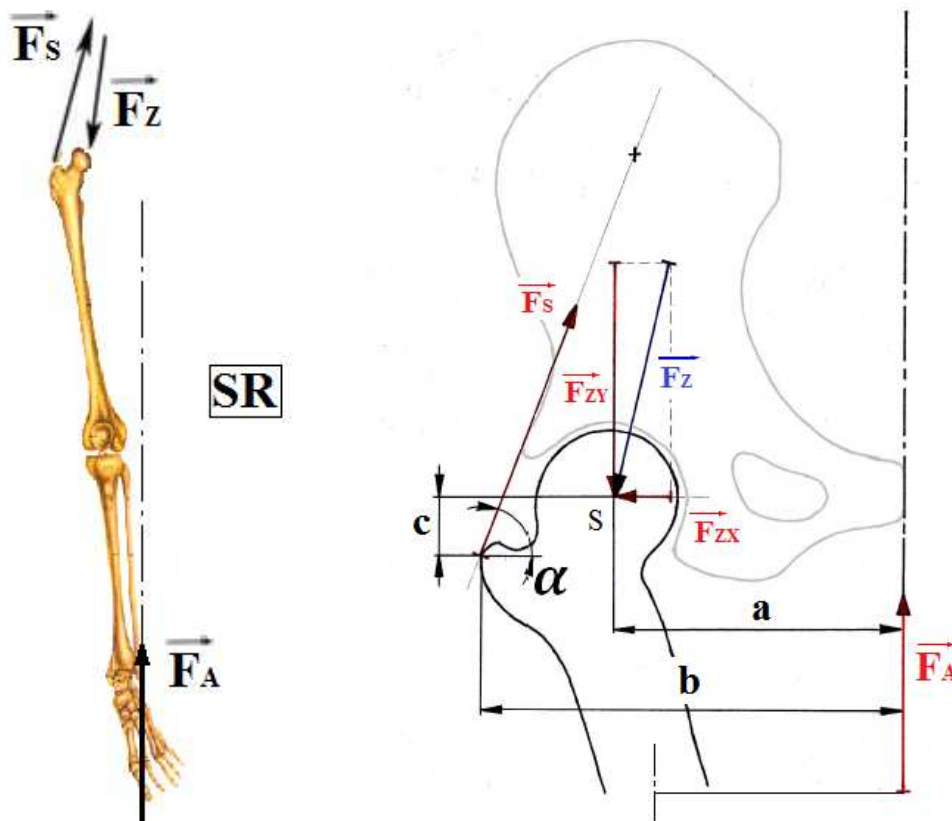
Ze silové podmínky statické rovnováhy ve směru Y lze určit velikost síly \vec{F}_A , která je co do velikosti rovna tíze člověka. Pro výpočet je uvažována hmotnost: $m=75 \text{ kg}$.

$$\begin{aligned}\sum F_y &= 0 \\ F_A - F_G &= 0 \\ F_A = F_G &= m \cdot g = 75 \cdot 9,81 = 735,75 \text{ N}\end{aligned}\tag{8.1}$$

Pro další výpočet je použita zaokrouhlená hodnota o velikosti: $F_A = 736 \text{ N}$

8.2 Výpočet silového působení na kyčelním kloubu

Uvolníme-li dolní končetinu při stoji na jedné noze na úrovni výsledného silového působení, působí na ni pouze tři síly. Styková síla od podložky \vec{F}_A , síla v kyčelních abduktorech \vec{F}_S a styková síla \vec{F}_Z . Na rozlišovací úrovni předložené práce je tíha uvolněné dolní končetiny nepodstatná. Uvolnění dolní končetiny a znázornění silového působení v kyčelním kloubu jsou zobrazeny na Obr. 8.2. Rozměry použité pro výpočet byly získány z RTG snímků, uvedených na obrázcích Obr. 8.4 a Obr. 8.5.



Obr. 8.2 Uvolnění dolní končetiny [26] a schéma silového působení v kyčelním kloubu

Síly působící na uvolněnou dolní končetinu

- \vec{F}_Z - styková síla v kyčelním kloubu
- \vec{F}_S - síla ve svalu
- \vec{F}_A - síla od podložky
- $\vec{F}_{ZX}, \vec{F}_{ZY}$ - složky stykové síly v kyčelním kloubu

Rozměry získané z RTG snímku

- $a = 105 \text{ mm}$
- $b = 183 \text{ mm}$
- $c = 14 \text{ mm}$
- $\alpha = 71^\circ$

Množina neznámých parametrů:

$$\begin{aligned}\mu &= \{F_S, F_{ZX}, F_{ZY}\} \\ \mu_F &= 3 \\ \mu_M &= 0 \\ \mu_r &= 0\end{aligned}$$

Počet použitelných statických podmínek

Soustava sil, působících na uvolněnou dolní končetinu je obecná rovinná a proto:

$$\begin{aligned}v &= v_F + v_M \\ v &= 2 + 1 = 3\end{aligned}\quad (8.2)$$

Podmínky statické určitosti

$$\begin{aligned}v &= \mu \\ 3 &= 3\end{aligned}\quad (8.3)$$

$$\begin{aligned}\mu_r + \mu_M &\leq v_M \\ 0 + 0 &\leq 1\end{aligned}\quad (8.4)$$

Podmínky statické určitosti jsou splněny.

Stupeň statické neurčitosti

$$\begin{aligned}s &= \mu - v \\ s &= 3 - 3 = 0\end{aligned}\quad (8.5)$$

Z uvedeného statického rozboru vyplývá, že končetina je ve statické rovnováze a neznáme souřadnice sil lze určit z podmínek statické rovnováhy.

Výpočet stykových sil

Silová rovnováha v ose X:

$$\begin{aligned}\sum F_X &= 0 \\ F_S \cdot \cos\alpha - F_{ZX} &= 0\end{aligned}\quad (8.6)$$

Silová rovnováha v ose Y:

$$\begin{aligned}\sum F_Y &= 0 \\ F_S \cdot \sin\alpha - F_{ZY} + F_A &= 0\end{aligned}\quad (8.7)$$

Momentová rovnováha v ose Z procházející bodem S:

$$\begin{aligned}\sum M_{Z,S} &= 0 \\ F_A \cdot a - F_S \cdot \sin\alpha \cdot (b - a) + F_S \cdot \cos\alpha \cdot c &= 0\end{aligned}\quad (8.8)$$

Vyjádřením a dosazením do rovnice (8.8) určíme velikost síly \vec{F}_S :

$$F_S = \frac{F_A \cdot a}{\sin\alpha \cdot (b - a) - \cos\alpha \cdot c} = \frac{736 \cdot 105}{\sin 71 \cdot (183 - 105) - \cos 71 \cdot 14} = 1116,9 \text{ N}$$

Vyjádřením a dosazením do rovnice (8.6) určíme velikost síly \vec{F}_{ZX} :

$$F_{ZX} = F_S \cdot \cos\alpha = 1116,9 \cdot \cos 71 = 336,6 \text{ N}$$

Vyjádřením a dosazením do rovnice (8.7) určíme velikost síly \vec{F}_{ZY} :

$$F_{ZY} = F_S \cdot \sin\alpha + F_A = 1116,9 \cdot \sin 71 + 736 = 1792 \text{ N}$$

Celkovou velikost zatěžující síly určíme pomocí Pythagorovy věty:

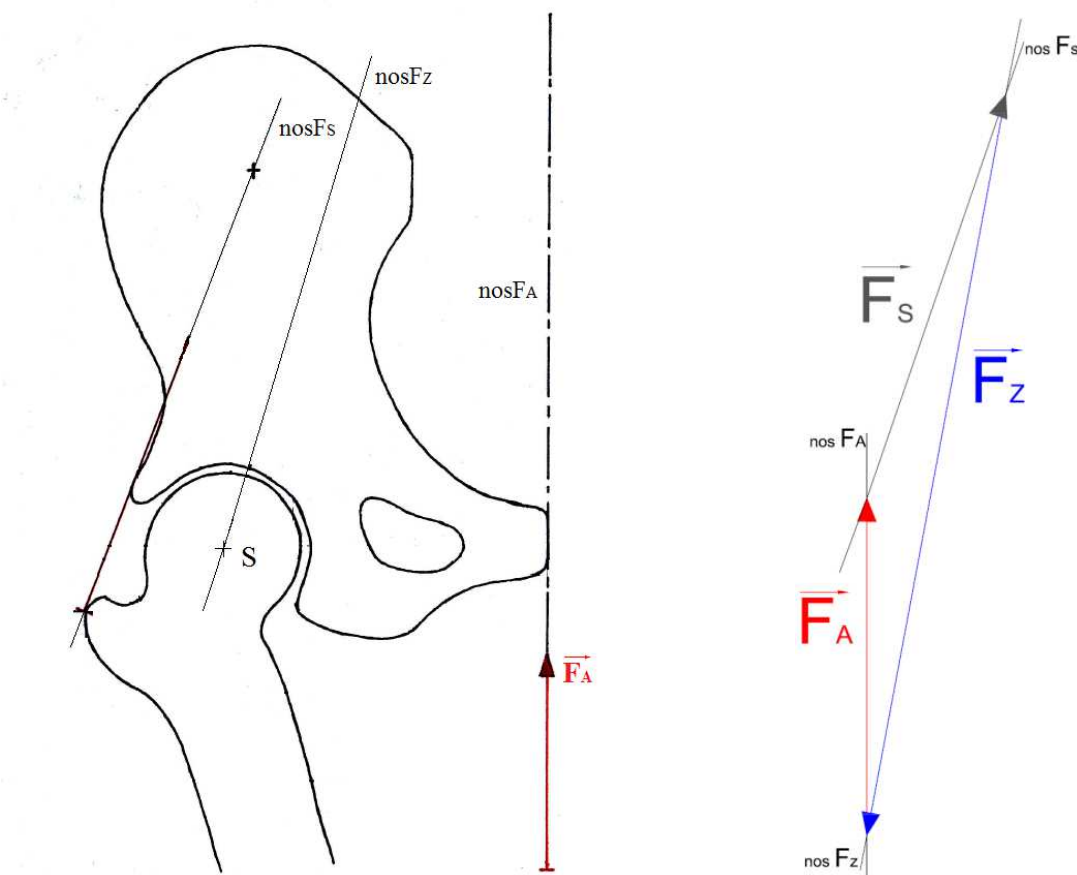
$$F_Z = \sqrt{F_{ZX}^2 + F_{ZY}^2} = \sqrt{336,6^2 + 1792^2} = 1823,3 \text{ N} \quad (8.9)$$

Úhel sklonu zatěžující síly určíme z poměru sil \vec{F}_{ZX} a \vec{F}_{ZY} :

$$\beta = \arctg\left(\frac{F_{ZX}}{F_{ZY}}\right) = \arctg\left(\frac{336,6}{1792}\right) = 10^\circ 38' \quad (8.10)$$

Grafické řešení

Jak bylo uvedeno, na dolní končetinu ve statické rovnováze působí tři síly. Podle věty o třech silách se jejich nositelky musí protínat v jednom bodě a silový obrazec musí být uzavřený, se šipkami v jednom směru. Nositelky sil \vec{F}_S a \vec{F}_Z se protínají v bodě, který leží na ose symetrie pánve, která je zároveň nositelkou síly \vec{F}_A .



Obr. 8.3 Nositelkový a silový obrazec



Obr. 8.4 RTG snímek pánve [27]



Obr. 8.5 RTG snímek kyčelního kloubu [27]

9 Tvorba výpočtového modelu kyčelního spojení

Diference délek končetin se výrazně projeví především v kontaktním tlaku mezi hlavicí stehenní kosti a jamkou kyčelního kloubu. Kontaktní tlaky obecných těles je téměř nemožné řešit analyticky, a proto je k jejich určení užito metody konečných prvků. Řešení bude provedeno ve výpočtovém softwaru Ansys Workbench 16.2.

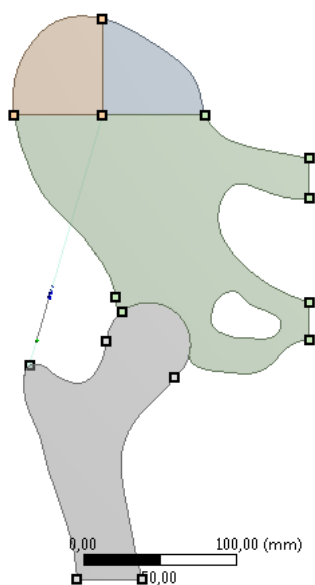
Výpočtový MKP model se skládá z několika dílčích, a to modelu geometrie, modelu materiálu, modelu okrajových podmínek a zatížení soustavy a diskretizace modelu, neboli vytvoření konečno-prvkové sítě. Vzhledem k charakteru úlohy a práce bude model vytvořen jako prostorový a jeho geometrie bude vycházet z RTG snímků.

9.1 Model geometrie

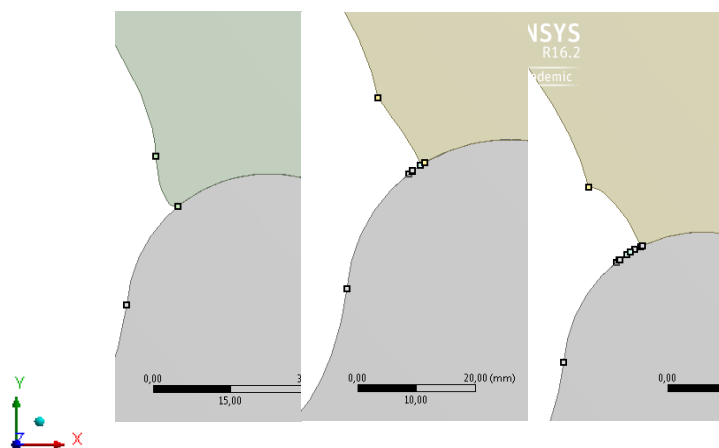
Model geometrie byl vytvořen na základě RTG snímků (Obr. 8.4 a Obr. 8.5). Z RTG snímků byly získány souřadnice obrysových bodů, které byly přeneseny do softwaru Ansys Workbench 16.2. Body byly následně propojeny pomocí křivek a tím byl vytvořen obrys pánevní kosti a proximálního femuru. Z obrysu byl následně vytvořen prostorový model s konstantní tloušťkou.

Model byl vytvořen pro tři případy krytí hlavice v jamce, které charakterizují zmenšení kontaktní plochy důsledkem nestejně délký dolních končetin. Svaly v okolí kyčelního kloubu byly modelovány prutem pomocí prvku *Beam*.

Celá úloha je řešena jako 3D, z důvodu stabilnějšího řešení a zobrazení rozložení kontaktních tlaků mezi jamkou a hlavicí. Modely geometrie jsou zobrazeny na obrázcích Obr. 9.1 a Obr. 9.2.



Obr. 9.1 Model geometrie



Obr. 9.2 Velikostí krytí hlavice pro jednotlivé případy

9.2 Model materiálu

Existují dva základní typy kostních tkání, a to kortikální a spongiózní kostní tkáň. Kortikální kostní tkáň je na povrchu kosti a spongiózní tkáň kost vyplňuje.

Určení modelu kostní tkáně je značně problematické. Vzhledem k charakteru předložené práce byl pro kostní tkáň užit homogenní, izotropní, lineárně pružný model materiálu. Z RTG snímků nelze určit zastoupení kortikální a spongiózní kostní tkáně, a proto byly pro model materiálu kostní tkáně použity hodnoty modulu pružnosti v tahu a Poissonovo číslo odpovídající kortikální kostní tkáni, viz Tabulka 9.1.

Kyčelní abduktory drží stehenní a pánevní kost v určité poloze. Z toho důvodu byl jako model materiálu svalu použit opět homogenní, izotropní, lineárně pružný model s velkou hodnotou modulu pružnosti v tahu, viz Tabulka 9.1.

Tabulka 9.1 Mechanické vlastnosti použitých materiálů

Materiál	Modul pružnosti v tahu [MPa]	Poissonovo číslo [-]
Kortikální kost	17500	0,3
Ocel	210000	0,3

9.3 Model okrajových podmínek a zatížení

Pro výpočet bylo nutné model geometrie a materiálu zatížit a vymežit jeho pohyb v prostoru. Zatížení bylo provedeno pomocí staticky ekvivalentního silového působení síly \vec{F}_A , která byla zjištěna v předchozí kapitole. Ve výpočtovém modelu kyčelního spojení je modelována pouze část dolní končetiny, viz Obr. 9.1.

Staticky ekvivalentní vyjádření síly \vec{F}_A , působící v ose těla, je síla \vec{F}_A a moment \vec{M} . Jeho hodnota je určena součinem síly \vec{F}_A a ramene. Rameno „x“ pro výpočet momentu bylo zjištěno z RTG snímku.

$$x = 130 \text{ mm}$$

$$M = F_A \cdot x = 765 \cdot 130 = 95,68 \text{ Nm} \quad (9.1)$$

Poloha prvků řešené soustavy byla vymezena zamezením posuvů ve směru osy X na ose symetrie pánve na plochách A, B. Dále zamezením posuvů ve směru osy Y v bodě F. Zamezeny byly také posuvy pánve a proximálního femuru v ose Z , po celé jejich ploše.

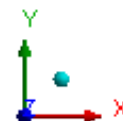
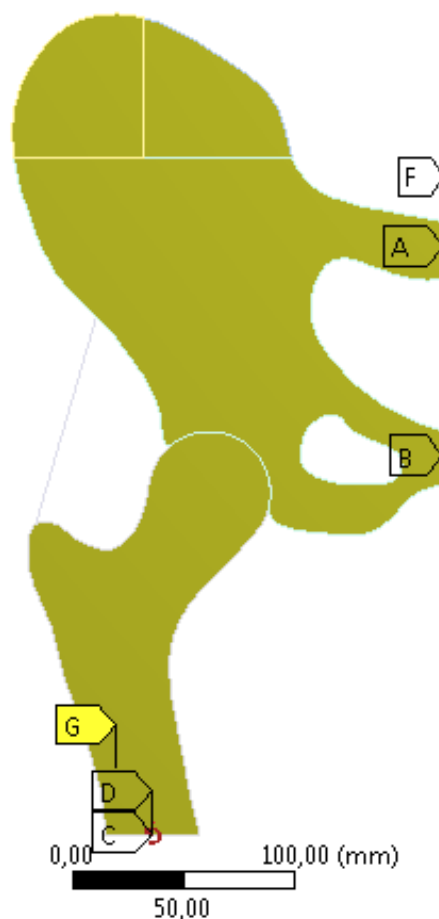
A: Static Structural

Static Structural

Time: 1, s

18.5.2016 16:58

- A** Displacement
- B** Displacement 2
- C** Force: 736, N
- D** Moment: 95680 N·mm
- E** Remote Displacement 2
- F** Remote Displacement
- G** Displacement 3

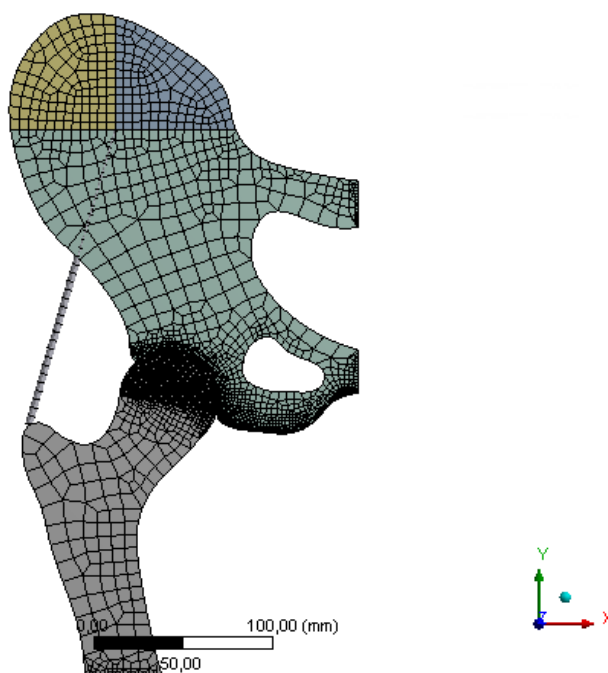


Obr. 9.3 Model okrajových podmínek a zatížení

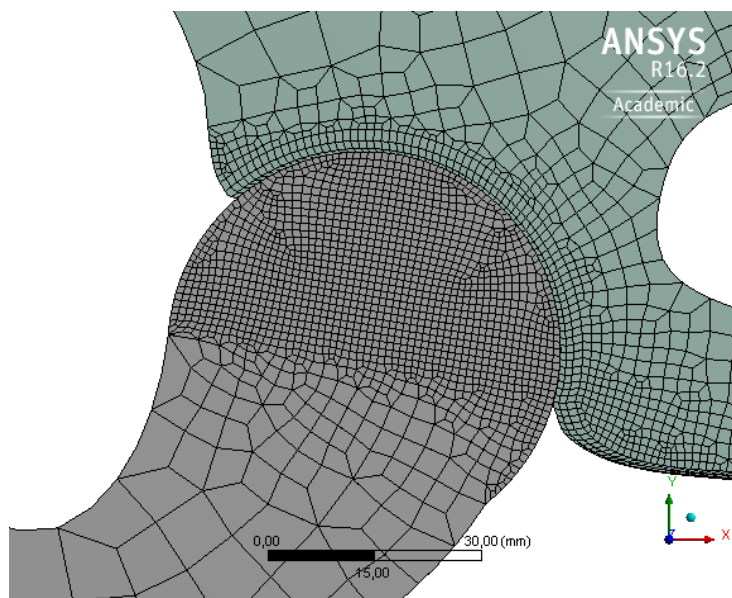
9.4 Konečno-prvkový model

K vytvoření základní MKP sítě byl použit generátor sítě softwaru Ansys Workbench 16.2. Na prvcích řešené soustavy byla vytvořena základní síť pomocí funkce *Method* se třemi prvky po tloušťce modelu. Následně byla síť zjemněna v oblasti kontaktu pánve a femuru. Pro zjemnění sítě na pánevní kosti byl použit příkaz *Inflation*. Zjemnění sítě na hlavici femuru bylo provedeno pomocí příkazu *Sizing*.

Vazba mezi hlavicí femuru a jamkou pánevní kosti byla modelována kontaktem *Frictionless*. Tento kontakt neuvažuje tření a umožňuje zobrazení potřebných kontaktních tlaků. Vzhledem k charakteristikám styku ve fyziologickém kloubu je užití kontaktu bez tření vhodné. Vytvořená síť je zobrazena na obrázcích Obr. 9.4 a Obr. 9.5.



Obr. 9.4 Vytvořená MKP síť

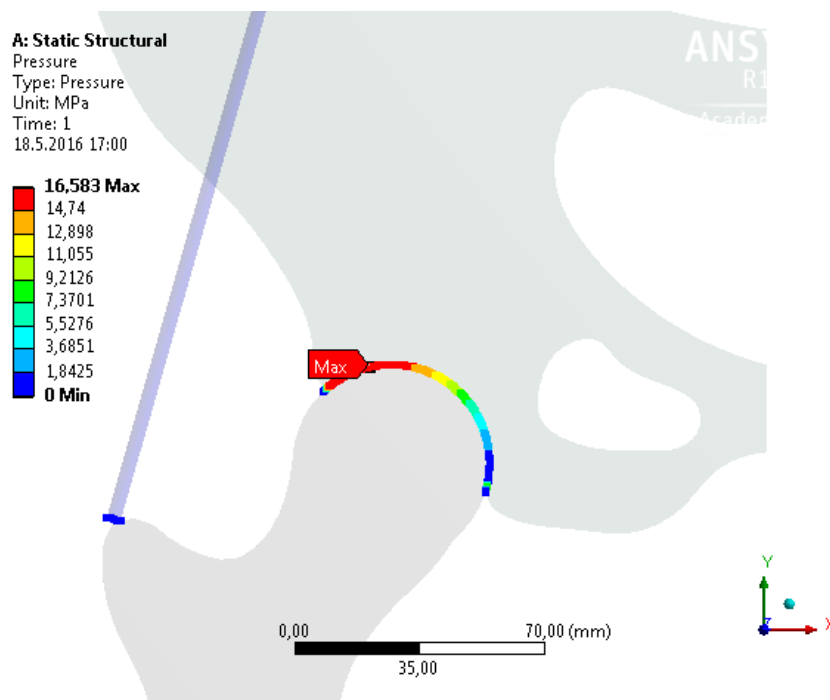


Obr. 9.5 Detail MKP sítě v místě kontaktu

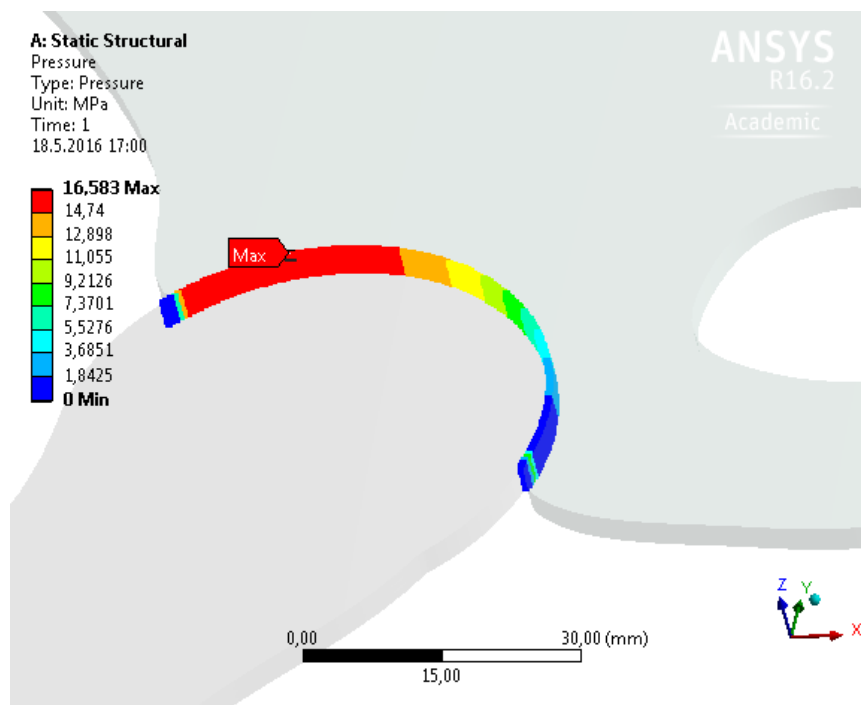
10 Prezentace a analýza získaných výsledků

V této kapitole jsou zobrazeny a popsány získané výsledky kontaktních tlaků, doplněné o výsledky deformací, mezi hlavicí stehenní kosti a jamkou.

10.1 Plné krytí hlavice v jamce

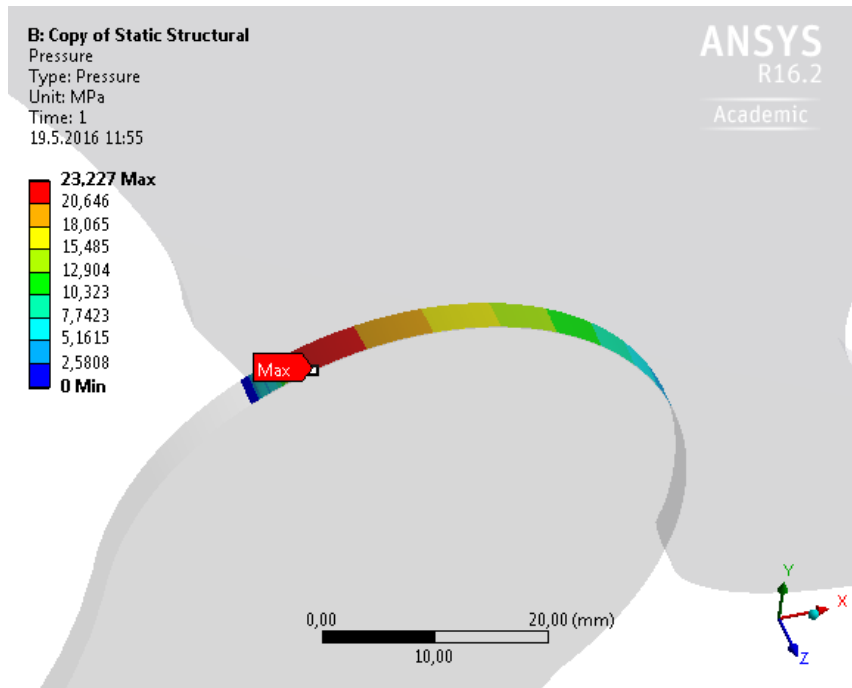


Obr. 10.1 Kontaktní tlaky při plném krytí

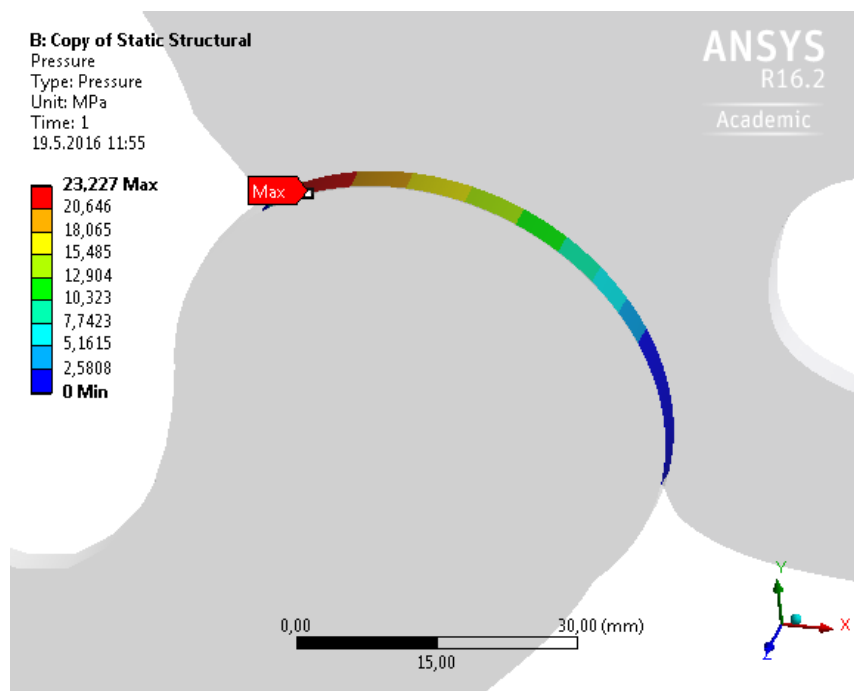


Obr. 10.2 Kontaktní tlaky při plném krytí - detail

10.2 Zmenšené krytí hlavice v jamce

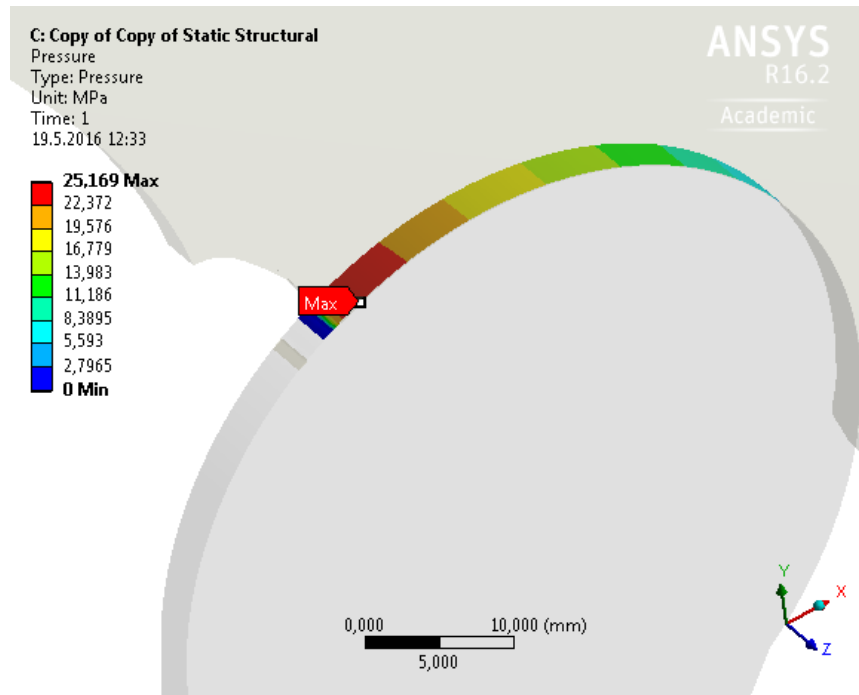


Obr. 10.3 Kontaktní tlaky při zmenšeném krytí – detail 1

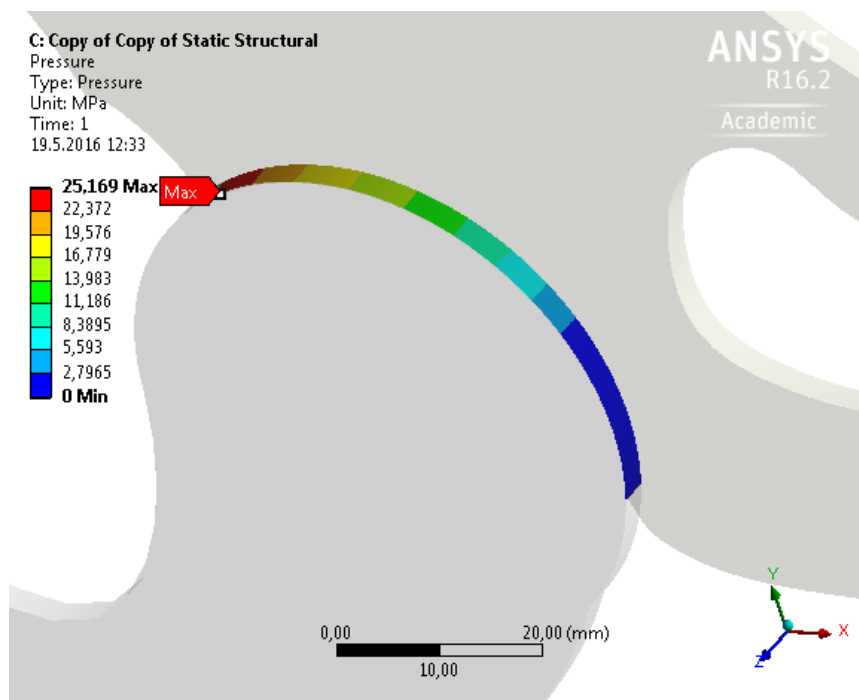


Obr. 10.4 Kontaktní tlaky při zmenšeném krytí – detail 2

10.3 Minimální krytí hlavice v jamce



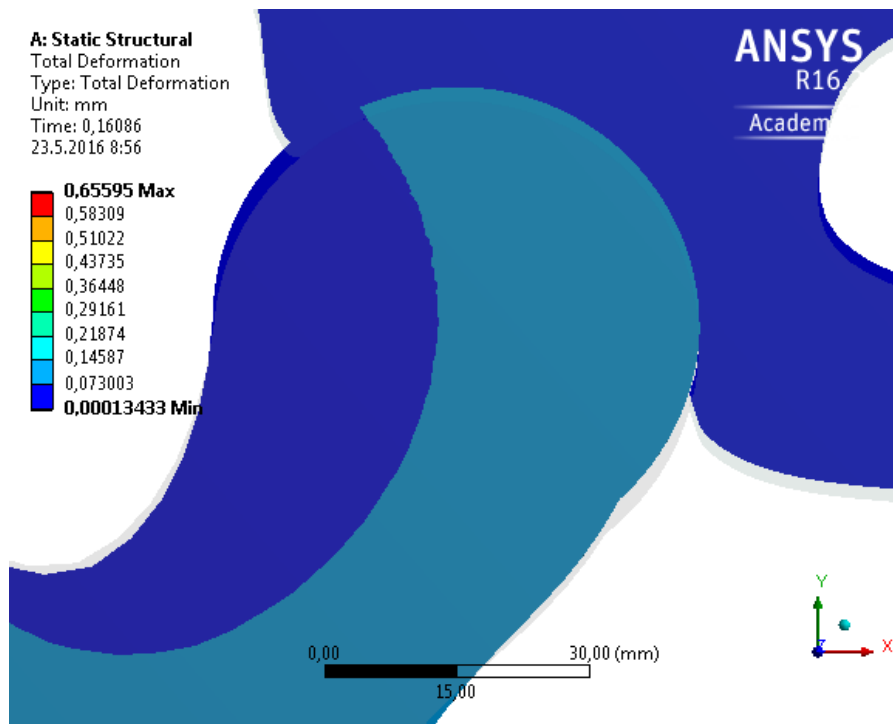
Obr. 10.5 Kontaktní tlaky při minimálním krytí – detail 1



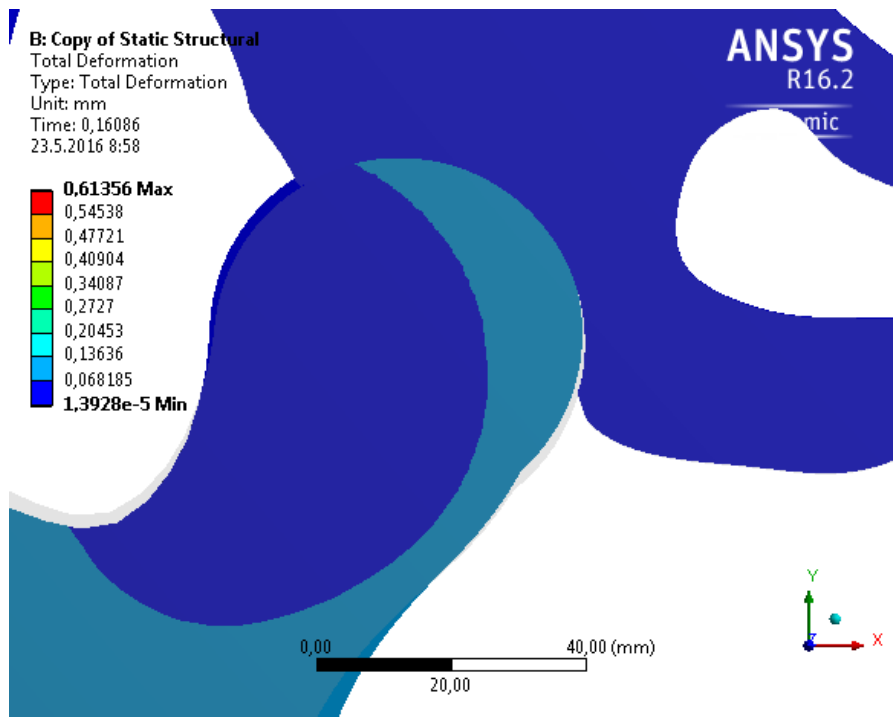
Obr. 10.6 Kontaktní tlaky při minimálním krytí – detail 2

10.4 Deformace v oblasti kontaktu

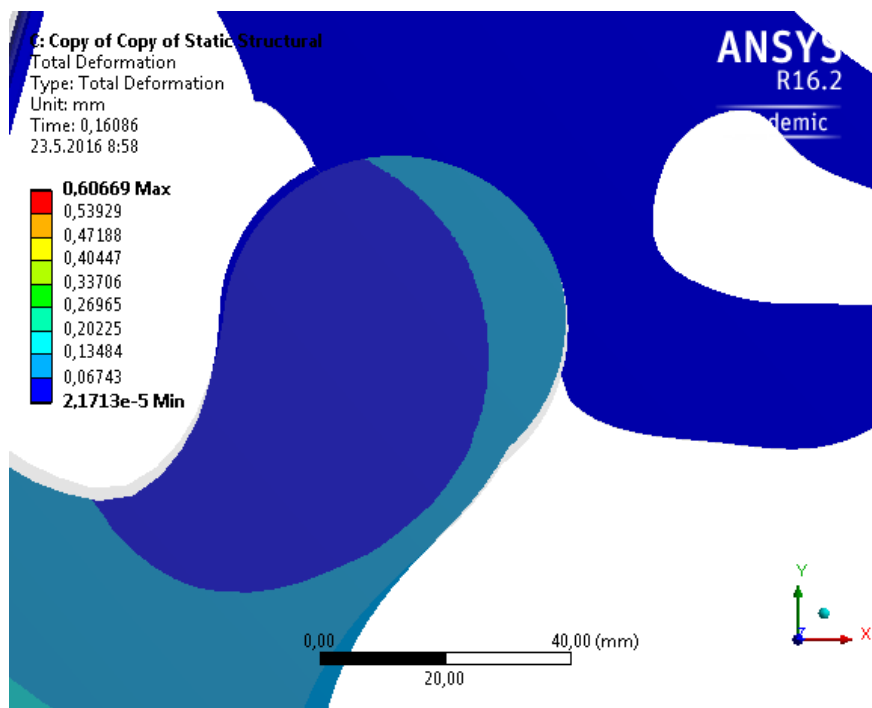
Na následujících obrázcích jsou zobrazeny výsledné deformace vzniklé v kyčelním spojení v porovnání s nedeformovaným modelem ve zvětšeném měřítku. Maximálních hodnot deformace bylo dosahováno v místě působení síly a momentu a nejsou na obrázcích zobrazeny z důvodu řešení v místě kloubního spojení.



Obr. 10.7 Deformace při plném krytí



Obr. 10.8 Deformace při sníženém krytí



Obr. 10.9 Deformace při minimálním krytí

10.5 Vyhodnocení získaných hodnot

Z výsledků je patrné, že maximálních hodnot stykových tlaků je dosahováno v oblasti kyčelní stříšky. Při nedostatečném krytí hlavice kyčelního kloubu narůstají hodnoty maximálních kontaktních tlaků. Nedostatečné krytí hlavice může být způsobeno například patologickými změnami na kyčelním kloubu, mezi které se řadí i nestejná délka dolních končetin.

Délková diference dolních končetin způsobuje zmenšení krytí hlavice kyčelního kloubu a nárůst namáhání na straně delší končetiny.

Při plném krytí, které odpovídá fyziologicky vyvinutému kyčelnímu spojení, byla získaná velikost maximálního kontaktního tlaku 16,583 MPa. Zmenšením krytí hlavice narostla maximální hodnota tlaku na 23,227 MPa a při minimálním krytí hlavice jamkou maximální hodnota tlaku dosáhla 25,169 MPa.

Změna krytí hlavice jamkou nevyvolá pouze nárůst kontaktního tlaku, ale mění se také plocha, na kterou tlak působí.

Na základě získaných výsledků lze konstatovat, že při snižujícím se krytí hlavice jamkou dochází k nárůstu namáhání kyčelní stříšky. Snižováním krytí je simulována nestejná délka dolních končetin.

11 Závěr

Předložená bakalářská práce pojednává o řešení problematiky nestejně délky dolních končetin a jejího vlivu na namáhání částí lidského těla. Nezbytnou součástí orientace v předložené problematice jsou znalosti základů anatomie, které s řešeným tématem souvisí. Nově získané poznatky a informace z odborné literatury umožnily vytvoření přehledu příčin nestejně délky dolních končetin, jehož součástí je také kapitola popisující vlivy nestejně délky dolních končetin na namáhání částí lidského těla. Nestejná délka končetin způsobuje jejich progresivní degradaci v důsledku běžného pohybu. Značná pozornost byla věnována přehledu základních způsobů kompenzace, které jsou k nápravě a kompenzaci nestejně délky dolních končetin používány dnes a doplněny jsou také postupy používané v minulosti.

Jedním z důsledků nestejně délky dolních končetin na namáhání skeletu je natočení pánve, které ovlivňuje krytí hlavice stehenní kosti v jamce kyčelního kloubu. Tím jsou ovlivněny kontaktní tlaky mezi hlavicí a jamkou a narůstá tak namáhání kyčelní stříšky, což bylo prokázáno výpočtem pomocí metody konečných prvků ve výpočtovém softwaru Ansys Workbench 16.2.

Nově nabyté znalosti umožnily vytvoření základního přehledu o řešení biomechanických problémů a mohou být využity v dalším studiu.

Požadované cíle bakalářské práce byly splněny.

12 Seznam použitých zdrojů

- [1] JANOVEC, Miloslav. *Prodlužování dolních končetin*. Vyd. 1. Praha: Avicenum, 1984.
- [2] DUNGL, Pavel a kol. *Ortopedie*. Vyd. 1. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
- [3] ČIHÁK, Radomír, GRIM, Miloš a Oldřich FEJFAR (eds.). *Anatomie I*. Vyd. 3. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [4] MAŘÍK, Ivo. Nestejná délka dolních končetin v období růstu: diagnostika, monitorování a léčení. *Vox Peidatrie* [online]. 2010, **10**(8), 22-29 [cit. 2016-03-12]. Dostupné z: <http://www.ambul-centrum.cz/pub-ac/nestejna-delka-dk.pdf>
- [5] JOCHYMEK, J., Ondruš Š. a J. ŠKVAŘIL. Analýza výsledků kostního hojení prodlužovaných femurů metodou postupné distrakce u dětí a dospívajících. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechosl.* [online]. 2009, **76**, 399-403 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: <http://www.achot.cz/detail.php?stat=310>
- [6] Transplantace a reparace (hojení) kosti. *Patobiomechanika a Patokinesiologie KOMPENDIUM* [online]. Otáhal, ©1999 [cit. 2016-03-26]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/kosti_trans_hojeni.php
- [7] Adult diagnosis. *International hip dysplasia institue* [online]. Autor neuveden, ©2012 [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <http://hipdysplasia.org/adult-hip-dysplasia/adult-diagnosis/>
- [8] External fixators. *Guichet elongation nail* [online]. Maresille: Guichet [cit. 2016-04-16]. Dostupné z: <http://leg-limb-stature-lengthening-taller-height-increase-cosmetic.eu/us/technology%20external%20fixators.php>
- [9] SPIEGELBERG, B, T PARRATT, SK DHEERENDRA, WS KHAN, R JENNINGS a DR MARSH. Ilizarov principles of deformity correction. *The Annals of The Royal College of Surgeons of England* [online]. 2010, **92**(2), 101-105 [cit. 2016-04-16]. DOI: 10.1308/003588410X12518836439326. ISSN 0035-8843. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3025247/>
- [10] Autor neuveden. The Ilizarov External Fixator [online]. In: . [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.hamiltonhealthsciences.ca/documents/Patient%20Education/IlizarovExFixator-lw.pdf>
- [11] Corection of general deformity with the Taylor spacial frame fixator. *J. Charles Taylor* [online]. Curro, Rok aktualizace neuveden [cit. 2016-04-21]. Dostupné z: <http://www.jcharlestaylor.com/spat/00spat.html>
- [12] What is the Taylor spacial frame. *Smith and nephew* [online]. Autor neuveden [cit. 2016-04-21]. Dostupné z: <http://www.smith-nephew.com/patient/treatments/limb-restoration/what-is-the-taylor-spatial-frame-----/>

- [13] AUTOR NEUVEDEN, *britannica.com* [online]. [cit. 2016-03-16]. Dostupné z: <http://www.britannica.com/media/full/204137/101308> - editováno
- [14] AUTOR NEUVEDEN, *britannica.com* [online]. [cit. 2016-03-16]. Dostupné z: <http://www.britannica.com/science/tibia> - editováno
- [15] AUTOR NEUVEDEN, *en.wikipedia.org* [online]. [cit. 2016-03-18]. Dostupné z: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/f/ff/Skeletal_pelvis-pubis.svg - editováno
- [16] AUTOR NEUVEDEN, *flickr.com* [online]. [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <https://www.flickr.com/photos/59801752@N06/5531375932> - editováno
- [17] AUTOR NEUVEDEN, *hypdysplasia.com* [online]. [cit. 2016-04-10]. Dostupné z: <http://hipdysplasia.org/wp-content/uploads/2015/05/Center-Edge-Angle-v21.jpg> - editováno
- [18] AUTOR NEUVEDEN, *phisick.com* [online]. [cit. 2016-03-28]. Dostupné z: <http://phisick.com/item/gigli-neurosurgical-saw/>
- [19] AUTOR NEUVEDEN, *medicalexpo.com* [online]. [cit. 2016-03-28]. Dostupné z: <http://www.medicalexpo.com/prod/desoutter-medical/product-68192-680224.html>
- [20] AUTOR NEUVEDEN, *ncbi.nlm.nih.gov* [online]. [cit. 2016-04-18]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3025247/figure/fig1/> - editováno
- [21] AUTOR NEUVEDEN, *flickr.com* [online]. [cit. 2016-04-23]. Dostupné z: <https://www.flickr.com/photos/medicalmultimedia/8455183312>
- [22] AUTOR NEUVEDEN, *web.orthofix.com* [online]. [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: http://web.orthofix.com/Products/Products/ProCallus/ProCallus_hero.jpg
- [23] AUTOR NEUVEDEN, *encrypted.tbn0.gstatic.com* [online]. [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: https://encrypted-tbn0.gstatic.com/images?q=tbn:ANd9GcRjnt9DIswQXHd5V5Wz0lpXgjr6xLUPTkZf9Oi3_yfwDXao_08 - editováno
- [24] AUTOR NEUVEDEN, *orto.hi.is* [online]. [cit. 2016-04-24]. Dostupné z: https://orto.hi.is/skrar/mefisto_english383.pdf - editováno
- [25] GIOTAKIS, N. a B. NARAYAN. Stability with unilateral external fixation in the tibia. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction* [online]. 2007, 2(1), 13-20 [cit. 2016-04-24]. DOI: 10.1007/s11751-007-0011-y. ISSN 1828-8928. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2321723/>
- [26] AUTOR NEUVEDEN, *pppsycho.webnode.cz* [online]. [cit. 2016-04-28]. Dostupné z: <http://files.ppsycho.webnode.cz/200000079-6ab626bb13/05%20kostra%20dln%C3%AD%20kon%C4%8Detiny.png> - editováno

- [27] AUTOR NEUVEDEN, RTG snímek pánve, *podklady pro studenty Lékařské fakulty Masarykovy univerzity Brno*, [cit. 2016-05-03]
- [28] AUTOR NEUVEDEN, *ipravda.sk* [online]. [cit. 2016-05-03]. Dostupné z: <http://ipravda.sk/res/2013/12/23/thumbs/clovek-kostra-nestandard1.jpg> - editováno
- [29] POUL, Jan. *Dětská ortopedie*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-622-9.
- [30] SOSNA, Antonín, Pavel VAVŘÍK, Martin KRBEC, David POKORNÝ a kolektiv. *Základy ortopedie*. Praha: Triton, 2001. ISBN 80-7254-202-8.
- [31] KAISER-ŠRÁMKOVÁ, L., J. POUL, J. STRAKA, K. URBÁŠEK, T. PAVLÍK a M. CVANOVÁ. Kritické zpracování prodlužování femuru za posledních deset let. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechosl.*[online]. 2011, **78**, 244-249 [cit. 2016-05-25]. Dostupné z: http://www.achot.cz/dwnld/achot_2011_3_244_248.pdf
- [32] MYSLIVEC, R., Š. PETRÁŠOVÁ, A. MAŘÍK, D. ZEMKOVÁ a I. MAŘÍK. Antropologické a biomechanické hodnocení prolongace dolních končetin u achondroplazie: kasuistika. *Pohybové ústrojí* [online]. 2011, **18**(1+2), 69-84 [cit. 2016-05-25]. Dostupné z: http://www.ambul-centrum.cz/pub-ac/PU_12_2011_Myslivec.pdf