

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Vojtěch Palouš

**Vliv anatomie dolní končetiny na rozvoj
neúrazových bolestí kolenního kloubu**

Diplomová práce

Praha 2019

Autor práce: Bc. Vojtěch Palouš

Vedoucí práce: as. MUDr. Jakub Kautzner, PhD.

Oponent práce: Mgr. Petr Zahradník

Datum obhajoby: 2019

Bibliografický záznam

PALOUŠ, V. *Vliv anatomie dolní končetiny na rozvoj neúrazových bolestí kolenního kloubu*, Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2019. 60 s. Vedoucí diplomové práce as. MUDr. Jakub Kautzner, Ph.D.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zaměřuje na měření vybraných parametrů dolní končetiny ve vztahu k neúrazové bolesti kolenního kloubu.

V teoretické části jsou popsány základní poznatky o anatomii, kineziologii a biomechanice dolní končetiny. Jsou zde také zmíněny jednotlivé neúrazové patologie kolenního kloubu a možnosti jejich vyšetření.

Metodika: V praktické části byly měřeny tři parametry související s funkcí kolenního kloubu na vzorku 28 sportujících probandů: úhly rotace kyčelního kloubu, Q úhel a úhel zánoží. Z nich 11 vykazovalo patologii popsanou v teoretické části. Měření bylo prováděno digitální fotografickou goniometrií, jednotlivé úhly byly měřeny z fotografií v grafickém programu Adobe Illustrator.

Výsledky: Práce nepotvrzuje vstupní hypotézu, to jest statistickou odchylku vybraných parametrů u nemocných pacientů od zdravých. Analýza sebraných dat odhalila statisticky významné korelace jednak mezi velikostí úhlu zánoží a rozsahem vnitřní rotace v kyčelním kloubu a jednak velikostí Q úhlu a rozsahem vnější rotace v kyčelním kloubu.

Závěr: Práce naznačuje souvislost mezi jednotlivými parametry dolní končetiny ve vztahu k funkci kolenního kloubu. V této práci jsou použity běžné metody používané v klinické praxi rozšířené o současné teoretické i praktické poznatky.

Klíčová slova:

Patellofemorální syndrom, bolest kolene, Q úhel, biomechanika kolene, pronace nohy, rotace kyčelního kloubu

Bibliographical record:

PALOUŠ, V. *Influence of anatomical parameters on development of non-traumatical knee pain*. Charles University of Prague, 2nd Faculty of Medicine. 2019. 60 s. Supervisor as. MUDr. Jakub Kautzner, Ph.D.

Abstrakt:

This thesis focuses on measurement of anatomical parameters of lower limb in patients with non-traumatical anterior knee pain.

Theoretical part of this work describes basic anatomical, kinesiological and biomechanical knowledge about lower limb. Also there are described basic non-traumatical pathologies of knee and how to assess them.

Methodology: in experimental part there were examined and measured these parameters: Q angel, foot pronation and range of hip rotation of 28 sportsmen, of which 7 had unilateral anterior knee pain and 4 had bilateral anterior knee with no previous traumatic experience of the knee. Assessing of angles was made through photographic goniometry using Adobe Illustrator to measure angles on digital pictures.

Results: the work did not confirm any of hypothesis, that a statistically significant deviation would be found in patients with anterior knee pain compared to heathy population in at least one of the measured parameters. However further analysis of measured data showed statistically significant correlations between foot pronation and range of internal hip rotation and Q angle and range of external hip rotation both in patients with anterior knee pain compared to healthy population where no such correlation was found.

Conclusion: This work suggests existence of connection between different parameters of lower limb in relationship with anterior knee pain. Methods used in this work are commonly used in general physiotherapy and widen by contemporary theoretical knowledge and practical methods.

Keywords:

Patellofemoral syndrome, anterior knee pain, Q angle, foot pronation, hip rotation, knee biomechanics

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracoval samostatně, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného akademického titulu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato diplomová práce byla umístěna v Ústřední knihovně UK a používána ke studijním účelům.

V Saltjöbaden dne 12.8. 2019

Bc. Vojtěch Palouš

Poděkování

Největší dík patří mojí rodině: Viki a Lotě, že tuto nesnadnou dobu se mnou přetrpěli, rodičům za stále trvající podporu a tátovi i za cenné rady. Dále bych chtěl poděkovat Kubovi, bez kterého bych nebyl tam kde jsem. V neposlední řadě patří dík mému vedoucímu, bez kterého by tato práce nemohla vzniknout, stejně jako všem, kteří se podíleli na získání dat.

Obsah

1. ÚVOD	8
2. TEORETICKÉ POZNATKY	9
2.1 ANATOMIE A KINEZILOGIE DOLNÍ KONČETINY	9
2.1.1 Kyčelní koub	9
2.1.2 Kolenní kloub	11
2.1.3 Noha	15
2.1.4 Lokální a regionální anatomické parametry dolní končetiny	18
2.2 NEJČASTĚJŠÍ NEÚRAZOVÉ PATOLOGIE DOLNÍ KONČETINY DOSPĚLÝCH	23
2.2.1 Vývojová dysplázie kyčelního kloubu (VDK)	23
2.2.2 Femoroacetabulární impingment	23
2.2.3 Patelofemorální syndrom	24
2.2.4 Skokanské koleno (jumper's knee)	24
2.2.5 Syndrom iliotibiálního traktu	24
2.2.6 Burzitida pes anserinus	25
2.2.7 Únavový syndrom holenní okostice (shin splins)	25
2.2.8 Úponové bolesti a tendinopatie Achillovy šlachy	25
2.3 VYŠETŘENÍ PACIENTŮ S BOLESTÍ KOLENE	26
2.3.4 Anamnéza	26
2.3.5 Kineziologické vyšetření	27
2.3.6 Goniometrie	28
2.3.7 Zobrazovací metody	29
3. PRAKTICKÁ ČÁST	31
3.1 CÍLE PRÁCE	31
3.2 HYPOTÉZY	31
3.3 METODIKA	32
3.3.1 Charakteristika vzorku	32
3.3.2 Vyšetřované parametry	35
3.3.3 Metoda měření	36
3.4 VÝSLEDKY	39
3.4.1 Testování hypotéz	39
3.4.2 Analýza sebraných dat	43
4. DISKUZE	50
4.1. DISKUZE K TEORETICKÉ ČÁSTI	50
4.2 DISKUZE K PRAKTICKÉ ČÁSTI	51
4.3 LIMITY	53
5. ZÁVĚR	54
REFERENČNÍ SEZNAM	55
SEZNAM OBRÁZKŮ	61
SEZNAM TABULEK	62
SEZNAM GRAFŮ	63

1. Úvod

Bolest kolenního kloubu je častým problémem amatérských i profesionálních sportovců. Vzhledem ke složitosti tohoto skloubení a množství struktur, které se na jeho funkci podílí, není vždy diagnostika a určení hlavního problému snadné.

Přesnost diagnostiky se spolu s rozvojem medicíny jako celku a zejména zobrazovacích metod výrazně zdokonalila a otevřela možnosti podrobného popisu jednotlivých mechanismů, které se při pohybu dolní končetiny odehrávají. Díky tomu jsme schopni konkrétněji popisovat fyziologický stav, a tedy i lépe diagnostikovat patologické děje. Pro fyzioterapeutickou praxi ale dál zůstává problémem její relativní subjektivita a nedostatek objektivních vyšetřovacích metod. To, spolu s celosvětovým rozvojem fyzioterapie, vede k paradoxnímu rozevírání nůžek, kdy na jednu problematiku máme stále více rozdílných a značně subjektivních názorů. Proto je současnou snahou poznatky postavené na důkazech medicíny ověřovat a uzpůsobovat v běžné fyzioterapeutické praxi.

S touto představou vznikala i tato diplomová práce. Jejím cílem je převzít objektivní znalosti o možných příčinách neúrazových bolestí kolenního kloubu a ověřit je na vzorku pacientů - sportovcích, kteří tímto problémem často trpí a jsou jím omezeni a zároveň jsou častými svěřenci fyzioterapeutů. Podmínkou bylo příčiny ověřovat takovým způsobem, který je pro běžnou fyzioterapeutickou praxi využitelný, a který by vnesl by do této problematiky určitou míru objektivizace.

První část práce se věnuje českým i zahraničním teoretickým a praktickým poznatkům o anatomii dolní končetiny, jejích nejčastějších funkčních patologiích a možnostech vyšetření.

V praktické části jsou testovány vybrané teoretické poznatky. Na vzorku aktivních sportujících jedinců s danou patologií kolenního kloubu jsou měřeny jednotlivé parametry, které jsou porovnávány s kontrolním vzorkem aktivních sportovců bez patologie kolenního kloubu. Výsledky obou částí jsou v závěru diskutovány.

2. Teoretické poznatky

2.1 Anatomie a kineziologie dolní končetiny

2.1.1 Kyčelní koub

Kyčelní kloub (*articulatio coxae*) je kořenový kloub dolní končetiny, který nám umožňuje vzpřímný stoj a bipedální lokomoci. Tuto funkci získal během evoluce, kdy přeměnou pohybového aparátu nám byla umožněna větší pohyblivost kyčelního kloubu.

Jamku kyčelního kloubu tvoří acetabulum kosti kyčelní vyplněné tukovým polštářem (*pulvinar acetabuli*). Styčnou plochu tvoří pouze část acetabula nad tukovým polštářem, *facies lunata*. V dolní části acetabula se nachází zářez, *incisura acetabuli*, který je přemostěn vazem, *ligamentum transversum acetabuli*, které doplňuje *labrum acetabuli*. *Labrum acetabuli* je chrupavčitý lem, díky němuž je jamka hlubší. Hloubka jamky kyčelního kloubu určuje i jeho stabilitu. Hlavice je tvořena proximální částí kosti stehenní, *caput femoris*. Hlavice tvoří přibližně 2/3 povrchu koule. Jedná se tedy o kloub kulovitý omezený (*enarthrosis*), jehož pohyby se zastavují o kostěné struktury kloubu (Hogervorst a Vereecke, 2014 a 2015; Čihák, 2001; Dylevský 2009).

Kloubní pouzdro je začíná těsně při okraji acetabula, obepíná hlavici kosti stehenní a upíná se vpředu na krček femuru. Na zadní straně zůstává *crista intertrochanterica* mimo kloubní pouzdro pro úpony svalů. Kloubní pouzdro je zesíleno o vazy, které prakticky srůstají s kloubním pouzdrem. Jedná se o *ligamentum iliofemorale*, což je nejsilnější vaz v celém těle, *ligamentum pubofemorale* a *ligamentum ischiofemorale*. Poslední dva jmenované vazy tvoří ve stěně kloubního pouzdra vazivový porsteneček, *zona orbicularis*. Právě díky síle těchto vazů, jejich vzájemnému propojování a jejich propojením i se zbytkem kloubního je vazivový aparát kyčelního kloubu velice silný a pevný (Bartoníček, 1991; Čihák, 2001).

Svaly ovlivňující pohyby v kyčelním kloubu jsou svaly kyčelní a svaly stehenní. Svaly kyčelní dále dělíme na přední a zadní skupinu. Přední skupina obsahuje *musculus psoas major* a *minor* a *musculus iliacus* a zajišťují zejména flexi kyčelního kloubu. Zadní skupina se dále dělí na povrchové svaly, kde najdeme *musculi glutei* a *musculus tensor fasciae latae*, a *pelvitrochanterické*, které se nacházejí v hloubce a najdeme zde *musculus piriformis*, *musculus*

quadratus femoris, musculus obturatorius internus a muscoli gemelli. Tyto svaly provádějí abdukci, extenzi a rotace oběma směry (Čihák, 2001; Dylevský, 2009).

Stehenní svaly ovlivňující pohyby v kyčelním kloubu se dále dělí na přední, zadní a mediální skupinu. Do přední skupiny spadá musculus quadriceps femoris a musculus sartorius a zajišťují flexi a zevní rotaci v kyčelním kloubu. Mediální skupinu tvoří adduktory stehna – musculus pectineus, musculus adductor brevis, musculus adductor longus, musculus adductor magnus, musculus gracilis a musculus obturatorius externus. Jsou zodpovědny za addukci a kromě musculus gracilis i za zevní rotaci kyčelního kloubu (Čihák, 2001; Dylevský, 2009).

Kyčelní kloub má díky své kulovité stavbě tři stupně volnosti a tedy možnost pohybu ve všech třech rovinách: flexe a extenze v rovině sagitální, abdukce a addukce v rovině frontální a rotace v rovině transversální. Rozsah těchto pohybů v kyčelním kloubu jsou dány jak anatomickými parametry jedince, tak i stavem měkkých tkání nebo postavením ostatních kloubů v okolí. Rozsah flexe je při extendovaném kolenním kloubu přibližně 90°, při flektovaném kolenním kloubu až 150°. Rozsah flexe ale může být ovlivněn i zkrácením zadních stehenních svalů nebo množstvím měkkých tkání na stehně a břiše. Abdukce má rozsah přibližně 45°, vnitřní rotace 35-40°, zevní 40-50° (Čihák, 2001; Gross et al., 2005; Janda, 1993; Kapandji, 1987; Véle, 2006).

Tento nosný kořenový kloub hraje významnou roli pro statickou i dynamickou posturu. Díky kostěným strukturám a vazivovým strukturám, které limitují jak předozadní tak latero-laterální posun, má velkou odolnost vůči luxaci a instabilitě. Nabízí však rozsahy pohybu větší, než které jsou při běžných funkcích (chůze, běh) nutné. Do přesných vlastností kyčelního kloubu a tedy celé dolní končetiny promlouvají také subjektivní anatomické parametry, které se jsou dány prenatálním i postnatálním (gravitace, tah svalů) vývojem jedince, a v neposlední řadě i funkčním zapojením (funkce formuje orgán). Jednotlivé parametry jsou popsány v kapitole Lokální a regionální anatomické parametry dolní končetiny (Kolář, 2009; Sariali, Veysi, Stewart, 2008).

2.1.2 Kolenní kloub

Kolenní kloub je intermediální kloub dolní končetiny spojující kosti stehenní a holení a přenáší tlakové síly z trupu a kyčelního kloubu směrem kaudálním na hlezno a plosku. Díky svým pohybům nám umožňuje měnit délku končetiny a tedy vzdálenost trupu od podložky. Je to nejmohutnější a nejsložitější kloub v lidském těle právě kvůli značným silám, které na něj působí (Dylevský, 2009; Kapandji, 1987; Véle, 2006).

Hlavice kolenního kloubu je tvořena kondyly stehenní kosti, *condylus medialis et lateralis*. Jamka je tvořena kloubními plochami, *facies articulares superiores*, mediálního a laterálního kondylu holení kosti. Jelikož tyto dvě plochy (kondyly femuru a kloubní plochy kondylů tibie) tvarově neodpovídají, jsou mezi ně vloženy dva menisky, *meniscus medialis et lateralis*. Ty vyrovnávají nesrovnalosti mediálních a laterálních kloubních ploch kondylů stehenní a holení kosti (Čihák, 2001; Dylevský 2009).

Menisky jsou tvořeny hustým vazivem. Mají nestejný tvar proto, aby ideálně odpovídaly nestejně tvarovaným kloubním plochám tibie. Mediální meniskus je polokruhovitý, více otevřený (tvar „C“) a svou zadní stranou je spojen s *ligamentum colateralle mediale* a je tedy z kolenních menisků ten méně pohyblivý. Laterální meniskus je kruhovitý, více uzavřený (tvar „O“) a na zadním obvodu je spojen s *musculus popliteus*. Ten svou aktivitou ovlivňuje jeho tvar a polohu (Čihák, 2001; Dylevský, 2009).

Z ventrální strany na femorotibiální kloub nasedá češka, *patella*. *Patella* je největší sezamská kost v lidském těle, je uložena v úponové šlaše čtyřhlavého svalu stehenního. Spolu s *ligamentum patellae* (úponovou šlachou *musculus quadriceps femoris*) a systémem retinákul tvoří extenční aparát kolene. Kloubní plochou naléhá na *facies patellaris* na distální části femuru, kde tvoří femoropatelární skloubení. To má sedlovitý charakter. Do přímého kontaktu s holení kostí *patella* nepřichází, jsou od sebe vždy odděleny infrapatelárním tukovým tělesem (Hoffovo těleso). Uspořádání extenčního aparátu kolene a kongruence kloubních ploch femoropatelárního skloubení mají značný vliv na biomechaniku nejen femoropatelárního skloubení, ale i na kvalitu pohybu celého kolenního kloubu (Čihák, 2001; Dungal, 2005; Dylevský, 2009).

Kolenní kloub má mohutný vazivový aparát, který je zesílen systémem vazů. To vše proto, aby odolal značným silám, které na koleno při plnění jeho funkce působí. Kloubní pouzdro se na tibií a patele upíná těsně při okrajích kloubních ploch, na femuru o něco dále. Vynechává epikondyly stehenní kosti, kam se upínají svaly a vazy. Zesilující vazivový aparát dělíme na dvě hlavní složky – vazy kloubního pouzdra a nitrokloubní vazy. Mezi vazy kloubního pouzdra patří postranní vazy, ligamentum collaterale tibiale a ligamentum collaterale fibulare. Ty zajišťují stabilitu kolenního kloubu při extenzi a při začátku flexe, kdy jsou maximálně napjaty. Mediální postranní vaz, ligamentum collaterale tibiale, je široký a plochý vaz spojený s kloubním pouzdrem a mediálním meniskem. Laterální postranní vaz, ligamentum collaterale fibulare, je oblý a užší vaz jdoucí z hlavičky lýtkové kosti na laterální epikondyl kosti stehenní. Dále k vazům kloubního pouzdra patří úponová šlacha čtyřhlavého stehenního svalu, která jde přes patelu na tuberositas tibiae, a retinacula patellae, což jsou postranní části úponové šlachy quadricepsu doplněné o hlubší příčné snopce jdoucí od epikondylů femuru. Laterální retinaculum patellae je navíc spojeno s tractus iliotibialis. Tento systém retinakul je také zodpovědný za latero-laterální stabilitu pately. Poslední skupinou vazů kloubního pouzdra jsou ligamenta na zadní straně kolenního kloubu, ve fossa poplitea. Jde o ligamentum popliteum arcuatum a ligamentum popliteum obliquum. Nitrokloubní vazy jsou vazy zkřížené, ligamentum cruciatum anterius a ligamentum cruciatum posterius, které zajišťují stabilitu kolene při flexi, kdy dochází k jejich napětí. Dále k nitrokloubním vazům patří ligamentum transversum genus propojující vpředu napříč menisky a ligamentum meniscofemorale anterius et posterius jdoucí ze zadního cípu laterálního menisku po přední (anterius) nebo zadní (posterius) straně zkříženého vazů k vnitřnímu kondylu femuru (Čihák, 2001; Dungle, 2005; Dylevský, 2009).

Svaly ovlivňující pohyby v kolenním kloubu se dělí na dvě hlavní skupiny dle pohybů, které vykonávají, tedy na extenzory a flexory kolene. Extenzor kolenního kloubu je musculus quadriceps femoris, jehož tři jednokloubové hlavy jsou musculus vastus medialis, lateralis a intermedius. Ty začínají na přední a laterálních ploše stehenní kosti, spojují se do společné úponové šlachy a upínají přes patelu na tuberositas tibiae. Poslední hlavou je musculus rectus femoris, který má společný úpon se třemi zbývajících hlavami, ale jedna jeho část začíná na spina iliaca anterior inferior. Jedná se tedy o dvoukloubový sval (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Véle, 2006).

Flexory kolenního kloubu jsou musculus biceps femoris, musculus semitendinosus, musculus semimembranosus, musculus sartorius a musculus popliteus. Dlouhá hlava musculus biceps femoris, oba semi-svaly a musculus sartorius jsou dvoukloubové svaly začínající na pánvi a upínající se na hlavičku fibuly (m. biceps femoris) a na tibií (semi-svaly, m. sartorius). Svou aktivitou mohou tedy ovlivňovat jak pohyb kolene (flexe) tak i pohyb kyčelního kloubu (extenze). Díky tomu, že se tyto svaly upínají na holení a lýtkovou kost, provádějí také zevní (m. biceps femoris), respektive vnitřní (m. semimebranosus a semitendinosus) rotaci bérce, která je důležitá při přechodu kolenního kloubu z extenze do flexe, a tedy při každém kroku (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Věle, 2006).

Kolenní kloub je ještě doplněn o značné množství tlakových burz. Jedná se o tlakové váčky, které se vyskytují v místech zvýšeného tření, typicky pod úponovými šlachami probíhajících svalů. Mezi nejvýznamnější patří infrapatelární tukové těleso (Hoffovo těleso). Nachází se intraartikulárně (uvnitř kloubního pouzdra), ale extrasynoviálně (mimo kloubní dutinu). Jedná se o systém několika tukových váček podpořených vazivovým aparátem. Je bohatě inervováno nejen senzitivně (z nervus femoralis, nervus peroneus communis a nervus saphenus), ale přicházejí k němu i takzvané nervy substance P. Ty se nacházejí v okolí cév a mohou uvolňovat mediátor substance P, který působí vazodilatačně a může dále uvolňovat prozánětlivé mediátory. Další bursy nacházející se v kolenním kloubu a jeho okolí jsou například bursa anserina pod pes anserinus (společné úponové místo pro musculus sartorius, semitendinosus a gracilis), bursa subtendinea musculi bicipitis femoris a další. Celkově jich je v kolenním kloubu více než deset (Ballegaard, et al., 2014; Clockaerts, et al., 2010; Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Věle, 2006).

Z výše uvedených poznatků jasně vyplývá, že kolenní kloub je svou strukturou velmi složitý, ale také velmi odolný. Jedná se tedy o kloub složený se dvěma stupni volnosti. První stupeň umožňuje pohyb kolene do flexe a extenze. Jednak tedy vedení bérce v prostoru při pohybu v otevřeném kinematickém řetězci, nebo přibližování či oddalování trupu od podložky při pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci. Rozsah maximální aktivní flexe se nejčastěji udává do 140° s možností pasivního dotažení flexe do 160°. Nicméně maximální rozsah pohybu do flexe je značně individuální. Může být limizován svalovou masou na zadní straně stehna nebo dotykem paty o gluteální svalstvo. Extenze kolenního kloubu bývá do 5°, ale u hypermobilních jedinců může být i větší. Neměla by však překročit 15°. Druhý stupeň volnosti umožňuje rotaci v podélné ose bérce. Ta se uplatňuje jednak při iniciaci flexe a jednak umožňuje

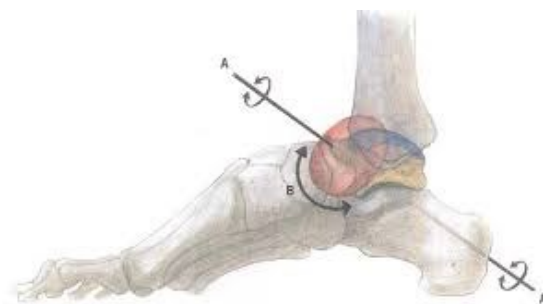
pasivně rotovat bérec vůči kolennímu kloubu, je-li koleno flektováno. Dle míry flexe kolenního kloubu se i mění rozsah rotace bérece. Maximální rozsahy se udávají 10° pro vnitřní rotaci a $30-50^\circ$ pro zevní rotaci (Bartoníček, 1986; Čihák, 2001; Gross et al., 2005; Janda, 1993; Kapandji, 1987; Nýdrle, 1992; Véle, 2006).

Pohyb kolene do flexe má několik fází. První je tzv. odemknutí kolene, které odpovídá přibližně prvním pěti stupňům flexe. V této fázi se rotuje vnitřní kondyl femuru zevně, respektive bérec rotuje opačným směrem, a to o přibližně 5° . V druhé fázi se vykonává zejména valivý pohyb femuru po koubních plochách tvořených tibií, respektive menisky. Ve třetí fázi převládne pohyb klouzavý, který byl součástí pohybu již během valivé fáze, ale až při větší flexi převládá. Při něm klouže nejdříve zejména femur po meniskách dorzálně, v závěru flexe je pohyb dokončen posunem menisků po tibií, tedy v meniskotibiálním spojení, přičemž laterální meniskus se posune výrazně víc než meniskus mediální (Bartoníček, 1986; Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Nýdrle, 1992; Véle, 2006).

2.1.3 Noha

Jak jsem uváděl ve své bakalářské práci, noha tvoří opěrnou bazi lidského těla ve vertikální poloze. Musí plnit statickou, dynamickou i senzitivní funkci. Její anatomická stavba je poměrně složitá: noha se skládá celkem z 26 kostí pospojovaných 107 vazy doplněných o 19 svalů, které zde mají svůj úpon a některé i začátek. Na noze rozlišujeme podélné a příčné klenutí, které tvoří plantární reliéf nohy a umožňuje biomechanicky efektivní rozložení váhy těla na podložku. Struktury tvořící nožní klenbu mají pasivní (kosti, vazy) a aktivní (svaly) komponentu (Gross, et al., 2005; Standring, et al., 2005; Vařeka, Vařeková, 2009).

Noha, jakožto celek, se dále dělí na zánoží, středonoží a předonoží. Tyto části jsou od sebe odděleny Chopartovým (zánoží a středonoží) a Lisfrankovým (středonoží a předonoží) kloubem. K dolní končetině je připojena v zánoží přes horní zánártní kloub (articulatio talocruralis, hlezenní kloub), který kloubí vidlici z distálních konců tibie a fibuly. Ty tvoří kloubní jamkou. Hlavicí tohoto kloubu je trochlea tali. Jedná se tedy o kloub složený, tvarem i funkcí odpovídající kladkovému kloubu. V úzkém spojení s ním je i dolní zánártní kloub, což je souhrnné označení pro dvě skloubení. Jedním je articulatio subtalaris spojující kost patní (calcaneus), konkrétně facies articularis talaris posterior calcanei, a kost hlezení (talus), a to jeho facies articularis calcanearis posterior tali. Jedná se o kloub válcový jehož osa subtalárního kloubu jde od zevní, zadní a dolní strany nohy směrem kranio-medio-ventrálním. Tato osa je určující jak pro pohyb celého dolního zánártního kloubu, tak i pro pohyby v horním zánártním kloubu a tedy i rotabilitu kosti holení. Druhý kloub, který tvoří dolní zánártní kloub, je articulatio talocalcaneonavicularis. Hlavice tohoto kloubu se skládá z hlavice talu a přední a střední kloubní plochy talu pro calcaneus. Jamku tvoří přední a střední kloubní plocha kalkaneu pro talus, os naviculare a na mediální straně ještě chrupavčité zesílení kloubního pouzdra, fibrocartilago navicularis. Díky těmto třem kloubům je pohyb nohy možný ve všech třech rovinách. Popis zbylých kloubů nohy, byť jejich funkční důležitost je nepopiratelná, by byl nad rámec této práce (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Kapandji, 1987; Vařeka, Vařeková, 2009).



Obrázek 1: Schéma skloubení zánoží

Kromě kostěných struktur tvoří pasivní složku skloubení nohy i kloubní pouzdra a četné vazy. V této části se budu věnovat pouze těm nejzásadnějším. Kloubní pouzdra bývají krátká a tuhá upínající se těsně kolem kloubních ploch. Doplněny jsou o vazy, které hrají zásadní roli pro správnou funkci nohy jako celku. Horní zánártní kloub je na mediální i laterální straně zpevněn pomocí vřetenovitého systému vazů. Vřetenovité uspořádání zajišťuje napětí těchto vazů v každé poloze hlezenního kloubu. Na mediální straně se od tibie rozbíhá trojúhelníkovité ligamentum deltoideum (ligamentum collaterale mediale). Upíná se dopředu na os naviculare a na collum tali, vertikálně dolů na calcaneus a dozadu na processus posterior tali. Na zevní straně se od zevního kotníku rozbíhá ligamentum collaterale laterale, které se vpředu upíná na collum tali, vertikálně dolů jde calcaneus a dozadu na processus posterior tali. Tyto dva vazy zajišťují stabilitu hlezenního kloubu v sagitální rovině a jejich dysfunkce má zásadní význam při latero-laterální instabilitě kotníku. Articulatio talocalcaneonaviculare je nejvyšším bodem podélného klenutí nohy a zespoda z plantární strany ho zpevňuje ligamentum calcaneonaviculare plantare, také nazývané „spring ligament“. To zabraňuje oddálení kalkaneu od os naviculare a tím propadu hlavice talu. Propad hlavice talu by znamenalo snížení podélné klenby a tedy pronační (valgózní) nastavení zánoží. Na laterální straně tohoto skloubení se nachází ligamentum bifurkatum, nazývané také klíč Chopartova kloubu, jehož přetětím se toto příčné skloubení nohy otevírá. Všechny tyto vazy jsou důležité pro správné statické nastavení zánoží a tedy správné nastavení celé dolní končetiny při pohybu v uzavřeném kinematické řetězci (Čihák, 2001; Gross, et al., 2005; Standring, et al., 2005; Vařeka, Vařeková, 2009).

Kromě pasivních struktur se na správné funkci nohy podílí i aktivní komponenta – svaly, kterých se zde úpíná a v některých případech i začíná poměrně velké množství. Pasivní vazivově – kostěná složka je sice pro zachování funkčnosti nohy při statické zátěži dostačující, jak dokázal Kapandji (1987) z plantogramu amputované nohy. Avšak výzkum svalové aktivity na EMG při dynamickém zatížení nohy jasně ukázal vysokou aktivitu kontraktibilních struktur, například musculus tibialis posterior je při chůzi velmi aktivní a drží podélné klenutí, při statické zátěži ale prakticky vůbec. Můžeme tedy konstatovat, že aktivní komponenta nohy chrání pasivní komponentu při dynamickém zatížení, a obráceně pasivní složka brání přetížení aktivní složky při delší statické zátěži. Svaly, které tuto aktivní komponentu tvoří, jsou všechny svaly, které mají na noze alespoň jeden ze svých úponů. Dále bychom je z funkčního hlediska mohli rozdělit na svaly podpírající podélné klenutí (m. tibialis posterior, dlouhé flexory prstů a palce) a příčné klenutí (peroneální svaly, šlašitý třmen m. tibialis anterior) (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Chu, Myerson, Nyska, Parks, 2001; Kapandji, 1987; Lever, Hennessy, 2016).

Jak je uvedeno výše, díky funkčnímu propojení jednotlivých skloubení se může noha pohybovat ve všech třech rovinách, má tedy tři stupně volnosti. V sagitální rovině je to dorzální či plantární flexe, v transverzální abdukce a addukce a ve frontální rovině pak supinace a pronace. Jednotlivé pohyby jsou složeny pohyby v jednotlivých kloubech nohy a tak nastavení jednoho ovlivňuje pohyblivost ostatních klobů nohy případně i dalších skloubení dolní končetiny. Například pronace zánoží, tedy v subtalárním kloubu, způsobuje zvýšení vnitřní rotace holení kosti a obráceně, také s rostoucí supinací v tomto kloubu se zvyšuje rigidita, uzamyká se Chopartův kloub. Dle Vařeky a Vařekové (2009) se jednotlivé pohyby nedějí odděleně, tudíž krom již zmíněných pohybů ve třech rovinách je třeba brát v potaz složené smykové a valivé pohyby kloubů při pohybech, které neodpovídají jejich klasickému anatomickému popisu (Kapandji, 1987; Valmassy, 1996; Vařeka, Vařeková, 2009).

2.1.4 Lokální a regionální anatomické parametry dolní končetiny

Tato kapitola popisuje anatomické parametry dolních končetin z hlediska úhlového nastavení a vzájemného postavení jednotlivých struktur. Popis těchto parametrů je důležitý pro lepší pochopení biomechanických vlastností dolních končetin a v některých případech mohou sloužit jako markery poukazující na možný rozvoj patologie nebo jejich nefyziologické hodnoty mohou být jejich projevem.

Wibergův úhel

Wibergův úhel (CE úhel) je sevřen mezi kolmicí protínající střed hlavičky femuru a spojnicí středu femuru a okraj acetabula. Můžeme tak rozlišit dva úhly – laterální CE (LCE) úhel pro spojnicí k laterálnímu okraji acetabula a mediální CE (MCE) úhel pro spojnicí mediálního okraje acetabula. Tento úhel nám udává míru krytí hlavičky stehenní kosti jamkou kyčelního kloubu. U dospělého jedince jsou jeho fyziologické hodnoty pro LCE 25°-30°, pro MCE 35°- 44°. Klesne-li velikost úhlu pod fyziologickou hodnotu, hovoříme o dysplastické kyčli. Naopak, překročí-li LCE úhel 39°, hovoříme o coxa profunda (Dungl, 2005; Chládek, 2016).

Acetabulární úhel

Acetabulární úhel (AC) nebo také úhel stříšky je sevřen mezi pánevní (Hilgenreinerovou), která spojuje spodní okraje Y-chrupavek acetabula, a linií zátěžové zony acetabula, která spojuje jeho laterální a mediální okraj. Norma u dospělých jedinců by měla být mezi 5° až 10°. Pokud je AC větší než norma, hovoříme o dysplázii kyčle, pokud je AC úhel menší než norma, je kyčel ohrožena pincer impingementem. Měření AC úhlu je základem screeningového vyšetření kyčlí novorozenců (Chládek, 2016; Kolář, 2009).

Kolodiafyzární úhel

Kolodiafyzární úhel (CCD) je úhel mezi dlouhou osou diafýzy stehenní kosti a osou hlavičky a krčku femuru. Obě jsou vedeny středy daných částí femuru. Tento úhel nám vypovídá o varotizaci či valgotizace kyčelního kloubu. Fyziologická norma u dospělých jedinců je mezi 120°-130°. Je-li CCD úhel v dospělosti menší než 115°, hovoříme o coxa vara. Je-li naopak

tento úhel větší než 140° , jedná se o coxa valga. Za formování tohoto úhlu během ontogenetického vývoje nese zodpovědnost jednak gravitační síla spojená s přechodem do vertikály, a s tím spojený tah svalů kyčelního kloubu. Jelikož je kyčel kořenový kloub dolní končetiny, má jeho varózní nebo valgózní postavení vliv na úhlové nastavení ve frontální rovině celé dolní končetiny (Dungl, 2005; Chládek, 2016; Kolář, 2009).

Torzni úhel femuru

Torzni úhel femuru popisuje míru otočení kondylů femuru vůči jeho hlavici a krčku. Je sevřen mezi osou hlavice a krčku stehenní kosti a rovinou proloženou kondyly femuru. U dospělých jedinců je fyziologický rozsah torze femuru mezi 10° a 30° dle Kapandjiho (1987). Je-li torzní úhel větší než 35° , hovoříme o coxa antetorta. Je-li tento úhel menší než 5° , jedná se o retroverta. Kyčelní kloub, jak bylo uvedeno výše, je kloub kulovitý omezený. Omezení pohybů je způsobeno naléháním na sebe jednotlivých kostěných struktur. A proto, jak můžeme vidět na obrázku č. 2, má-li kyčelní kloub anteverzní úhel, je krček femuru velmi blízko zadní hraně acetabula a tudíž nemůže příliš zevně rotovat. U coxa antetorta je tedy omezená zevní rotace z jedincova přirozeného postavení. U coxa retroverta je tomu obráceně, krček stehenní kosti je blízko přední hraně acetabula, díky čemuž má omezenou vnitřní rotaci. Rozsah rotace v kyčlích a jejich přirozené postavení, zejména pak ve stoji, má zásadní vliv na funkci kolenního kloubu. Určuje nám jednak biomechanické vlastnosti femorotibiálního skloubení, jednak i směr tahu m. quadriceps femoris (Bartoníček, Heřt, 2004; Dungl, 2005; Kolář, 2009).



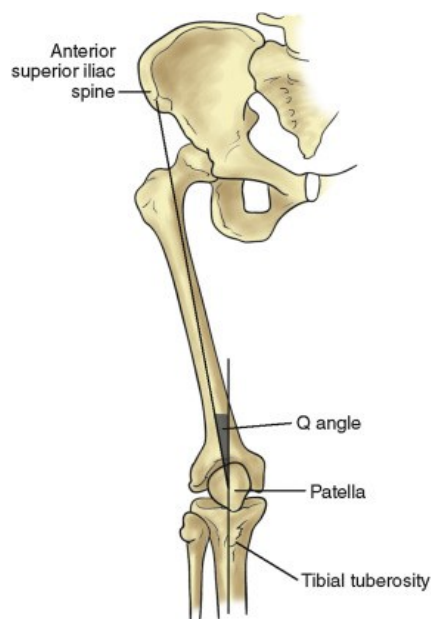
Obrázek 2: Torzní úhel femuru

Q úhel

Q úhel (od slova quadriceps) je definován jako úhel tahu čtyřhlavého svalu stehenního, který je přes patellu přenášen na tuberositas tibiae. Tento úhel svírá přímka protínající tuberositas tibiae a střed patelly a spojnice středu patelly se spina iliaca anterior superior. Hodnoty tohoto úhlu jsou by se měly pohybovat v rozmezí 10° - 15° u mužů, u žen pak 10° -

19°. Pohlavní rozdíly se připisují jiným antropometrickým hodnotám na pánvi, která u žen bývá širší a s menším sklonem lopat kyčelních. Jelikož je Q úhel měřen na intermediálním kloubu dolní končetiny – kolenu – má značnou výpovědní hodnotu o nastavení celé dolní končetiny. Velikost úhlu přesahující 15°, respektive 19° je považována za patologii, která může vést k různým potížím v oblasti kolenního kloubu jako je patelární nestabilita, femoropatelární syndrom a další (Bartoníček, Heřt, 2004; Dungal, 2005; Horton, Hall, 1989).

Vyšší hodnoty Q úhlu bývají spojovány i s některými parametry jiných kloubů dolních končetin, jako je torzní úhel stehenní kosti a tedy rozsah vnitřní či zevní rotace kyčelního kloubu, nebo úhel zánoží, a mají vysokou výpovědní hodnotu o dolní končetině. Například to je antevertzní postavení kyčelního kloubu, zevní rotace tibie, oslabení gluteálního svalstva či pronace nohy. Nicméně vzhledem ke značnému množství struktur, které mají na Q úhel vliv, a dále vzhledem k nutnosti přesného označení středu patelly, nebo jeho variabilitě vzhledem k zátěži, není snadné jeho přesné změření (France, Nester, 2001; Smith, Hunt, Donell, 2008).



Obrázek 3: Q úhel

Varozita/valgozita kolenního kloubu

Varozita nebo valgozita kolenního kloubu je definována jako jeho vychýlení od podélné osy, která prochází středem kyčelního a hlezenního kloubu a v ideálním případě i středem kolenního kloubu. Pro valgózní postavení (genua valga) se u nás používá popis „úchylka kolenního kloubu do tvaru X“, pro varózní pak „úchylka do tvaru O“. Míru

varozního/valgozního vybočení můžeme objektivizovat z roentgenového snímku změřením tibio-femorálního úhlu. Do RTG snímku je zanesena jednak anatomická osa dolní končetiny (osa femuru a osa tibie), ze které odečteme přímo T-F úhel, a jednak mechanická osa dolní končetiny jdoucí středem hlavice stehenní kosti a středem hlezenního kloubu, a která v optimální fyziologické situaci prochází i středem kolenního kloubu. Pokud tomu tak není, hodnotíme míru vychýlení kolene i od této osy. V případě valgózního postavení kolen můžeme pro jeho zhodnocení využít vyšetření intramaleolární vzdálenosti, které je díky jednoduchému provedení praktické pro klinickou praxi. Naopak pro klinickou praxi je jednoduchá objektivizace varozního postavení kolenních kloubů měřením interkondylární vzdálenosti vleže na zádech se spojenými patami. Obě tato měření však vykazují značnou chybovost (Dungl, 2005; Hošková, Tichý, 2012)

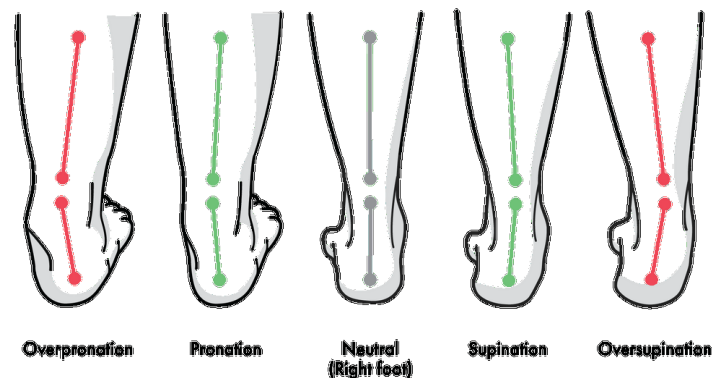
Varozita či valgozita není pouze patologickým jevem, v ontogenetickém vývoji je určitá varozita i valgozita fyziologickou normou. Varozita kolenních kloubů se u dětí vyskytuje v době přechodu do vertikály a při začátních samostatné bipedální lokomoce (období 1. až 2. roku). Tu může střídát fyziologická valgozita s největším projevem kolem třetího roku života. Ta mizí mezi 6. a 7. rokem. Fyziologická varozita/valgozita kolen u dospělých jedinců by se měla pohybovat v rozmezí do 10° ve prospěch jednoho ze směrů (Čulík, Mařík, Černý, 2008; Dungl, 2005; Hošková, Tichý, 2012).

Úhel zánoží

Úhel zánoží byl dříve popisován jako úhel mezi vertikální středovou osou kalkaneu a vertikálou vztyčenou v místě došlapu (Kapandji, 1987; Razeghi, Batt, 2002). Jedná se však o virtuální úhel, protože vertikála nemusí odpovídat ose bérce a tedy nevypovídá o tahu lýtkových svalů ani o vzájemném nastavení struktur tvořící zánoží. Jiní autoři popisují úhel zánoží jako úhel opět mezi vertikální středovou osou kalkaneu, ale sevřený s vertikální osou distální třetiny bérce. Toto měření zohledňuje nastavení jak kalkaneu, tak i nastavení bérce vůči noze a dalo by se tedy považovat za funkčnější (Conwall, McPoil, 2011).

Vysoká pronace zánoží (popisovaná úhlem zánoží) bývá spojována s omezením torzního pohybu tibie a uvádí se jako jeden z hlavních předpokladů vzniku bolestí kolenního kloubu. Ve zjednodušené představě toto platí, ale je třeba nahlížet na nohu a její pohyby komplexně. Díky tomu, že volnost pohybů nohy je složením hybnosti více kloubů, je zde

značný prostor pro kompenzaci neideálního nastavení nohy bérce. Právě (hyper)pronace zánoží bývá kompenzačním mechanismem varozního postavení zánoží. Tato kompenzace se projeví oploštěním mediální podélné klenby a tedy kontaktem celé plošky s podložkou – tedy pronací zánoží. To bývá spojeno s abdukčním twistem (zevní vytočení špičky zatížené plošky při odlehčení paty), drážděním laterální bursy Achillovy šlachy až vznikem Haglundovy deformity, omezení zevní rotace tibie. Právě omezení zevní rotace tibie, která je nutná při plné extenzi kolenního kloubu například v opěrné fázi krokového cyklu, nebo její opoždění z důvodu příliš velké pronace zánoží, může přenést původně problém oblasti zánoží do vyšších etáží pohybového aparátu. Může vést k rozvoji burzitidy v oblasti pes anserinus nebo vzniku retropatelárních bolestí. Stehenní kost pak zaujímá vnitřně rotační postavení, což může vést až k anteverznímu postavení pánve. Pokud ale ke kompenzaci varozního zánoží pronací zánoží nemůže dojít (rigidní zánoží), nastává jiná situace. Dochází zde ke konfliktu mezi nutností rotace tibie při flexi kolene a nemožností jejího provedení kvůli nemožnosti pronace zánoží. Bolest se ale opět projeví na mediální straně kolene a může se přenést až na kyčel a bederní páteř (Forogh, Saeidi, Rahimi, 2007; Frown, O'Donnell, Burrow, 2010; Hunt, McPoil, 1995; Norris, Olson, 2011; Vařeka, Vařeková, 2009).



Obrázek 4: Úhel zánoží

2.2 Nejčastější neúrazové patologie dolní končetiny dospělých

Z výše uvedených poznatků je zřejmé, že anatomické i funkční nastavení jednotlivých částí dolní končetiny se navzájem výrazně ovlivňují. Koleno, jakožto intermediální kloub, je podrobováno značným nárokům jednak biomechanickým a jednak funkčním. Pro jeho správné fungování je totiž třeba přesného a co nejideálnějšího úhlového nastavení a funkčního zapojení ve smyslu tahu svalů. Kvalitní funkce kolenního kloubu je zajištěna intaktností vazivového aparátu, dobrou funkcí extenzorového mechanismu i vyváženou aktivitou laterálních a mediálních hamstringů. V hlezení kloubu je dále třeba schopnost pronace zánoží pro vnitřní rotaci tibie, kyčelní kloub by měl zajistit kromě propojení dolní končetiny ke zbytku těla také správné úhlové nastavení kostěných i svalových struktur. Spolupráce všech těchto segmentů je nutná pro dobrou funkci dolní končetiny, popřípadě klenního kloubu (Bartoníček, et al., 1986; Bruhn, Gollhoffer, Gruber, 2001; Mayer, Smékal, 2004; Vařeka, Vařeková, 2009).

2.2.1 Vývojová dysplázie kyčelního kloubu (VDK)

Toto postižení zahrnuje širokou škálu patologií postihující kyčelní kloub, a to všech jeho součástí – jamky, hlavice i kloubního pouzdra, což vede k změněnému tahu kontraktálních struktur, změně nastavení kyčelního kloubu a tedy změně nastavení celé dolní končetiny. Vznik VDK má vždy alespoň minimální genetický podklad spojený s peri- a postnatální odchylkou od fyziologického vývoje jedince. Postižení dělíme na tři základní stupně – dysplázie acetabula, subluxace a luxace. Hodnocení stavu a vývoje kyčelního kloubu patří v ČR k základním screeningovým vyšetřením novorozence, při kterém se pomocí ultrazvukového vyšetření sleduje zastřešení hlavice femuru acetabulem, tedy AC úhel (viz. výše) (Bartoníček, Heřt, 2004; Dungal, 2005; Kolář, 2009).

2.2.2 Femoroacetabulární impingment

Femoroacetabulární impingment je označení biomechanického procesu, který vede k poškození kyčelního kloubu. Patologickým mechanismem je opakující se kontakt kostěných struktur kyčelního kloubu při pohybu. Postihuje pacienty, kteří mají buď omezený rozsah pohybu v kyčelním kloubu z důvodu jeho anatomické stavby (hluboké acetabulum, silný krček femuru) nebo vystavují kyčel extrémním až limitním nárokům na rozsah pohybu. Projevuje se bolestí v třísle nejčastěji při addukci a vnitřní rotaci. Rozdělujeme dva hlavní typy, pincer (nadměrné krytí hlavice acetabulem, typické více u žen) a cam (nesferická hlavice nebo malý head-neck offset, typické více pro muže) (Chládek, 2016; Leunig, Beaulé, Ganz, 2009).

2.2.3 Patelofemorální syndrom

Běh je základem většiny sportů a patelofemorální syndrom bývá označován jako nejčastější běžecké zranění. Příčiny mohou být rozličné, oslabení musculus vastus medialis, zkrácení hamstringů, příliš velké tréninkové dávky nebo špatná technika běhu (Messier, Davis, Curl, Lowery, Pack, 1991).

Femoropatelární syndrom můžeme rozdělit na dva základní typy: 1. bolest přední části kolene a 2. patelární instabilita. Mechanismus vzniku patelofemorálního syndromu byl podroben značnému zkoumání a od dříve popisovaného důvodu vzniku PFM syndromu pouze na podkladě patologie kloubních chrupavek se výzkum posunul dále. Hlavní teorie vzniku patelofemorálních bolestí je teorie mechanická. Mechanická teorie klade podmínku pro vznik PFM syndromu laterální posun (tilt) patelly spolu s výskytem spouštěcího mechanismu bolesti (úraz, přetrénování). Laterální kývání patelly může vést k poškození chrupavky, která není inervována ani cévně zásobená, má tedy špatnou schopnost regenerace, a v závažnějších případech i k poškození již inervované subchondrální kosti, což vede ke výraznému zvýšení bolesti a tedy subjektivním obtížím pacienta. Mezerou v této teorii je fakt, že ne vždy vede stejné postavení patelly podrobené podobnému stupni zátěže k rozvoji PFM syndromu (Bartoniček, Heřt, 2004; Dixit, Sameer, et al. 2007; Dungl, 2005; Grelsamer, 2000).

2.2.4 Skokanské koleno (jumper's knee)

Skokanské koleno je diagnózou spadající pod obecnější onemocnění femoropatelární syndrom. Jedná se o úponovou tendinopatii ligamentum patellae, která se projevuje bolestí pod hrotem patelly a v oblasti tuberositas tibiae. Toto postižení se nejčastěji vyskytuje u sportovců, kteří zatěžují extenzorový mechanismus kolene v prudké excentrické kontrakci, tedy doskoky (odtud má onemocnění svůj název), prudké změny směru, atp. Výraznou roli hraje i nesprávné dávkování tréninku (Draghi, Danesino, Coscia, Precerutti, Pagani, 2008; Dungl, 2005; Lorbach, Diamantopoulos, Paessler, 2008).

2.2.5 Syndrom iliotibiálního traktu

Syndrom iliotibiálního traktu se projevuje bolestí na zevní straně koleně. Důvodem bývá nevyvážený tah adduktorů a abduktorů kyčelního kloubu, v důsledku čehož dochází ke zvýšení tření tibiálního traktu o laterální kondyl femuru. U pacientů s tímto syndromem bývá také popisované zvýšené vnitřně-rotáčnické postavení kyčelního kloubu a větší míra valgozity

kolenního kloubu. Bolesti se obvykle zvyrazňují při chůzi či běhu z kopce a při delším sedu s flektovanými koleny (Birnbaum, et al., 2004; Fredericson, Wolf, 2004; Noehren, et al., 2014).

2.2.6 Burzitida pes anserinus

Burzitida ve společném vazivovém úponu m. sartorius, gracilis a semitendinosus se projevuje zánětem tlakového váčku pod touto šlašitou strukturou a typickým otokem a bolestí na mediální straně kolene. Svaly, které se do pes anserinus upínají, jsou primárně flexory kolenního kloubu, ale jsou zodpovědné i za vnitřní rotaci tibie. Ta je pro správnou flexi kolenního kloubu nezbytná. Navíc stabilizují koleno z mediální strany a chrání ho tak před valgózním stresem. Bolesti u pacientů s burzitidou pes anserinus se tedy typicky objevují při flexi kolene (typicky chůze do i ze schodů) v oblasti mediální štěrby kolenního kloubu. Důvodem pro výskyt této patologie bývá hyperpronační syndrom zánoží nebo rigidita zánoží (Rennie, Saifuddin, 2005; Vařeka, Vařeková, 2009).

2.2.7 Únavový syndrom holenní okostice (shin splins)

S tímto onemocněním se setkává poměrně značné množství rekreačních i profesionálních běžců. Projevuje se bolestí při zátěži, která se objevuje mezi tuberositas tibiae a hlezenním kloubem. Krátce po zátěži většinou vymizí. Příčinou bývá přetížení musculus tibialis anterior, mikrotraumata v oblasti bérce, kompartment syndrom či nesprávná technika běhu a celkové přetřívání během. Často se také tyto bolesti objevují při změně typu obuvy (Daoud, et al., 2012; Landreneau, et al., 2014).

2.2.8 Úponové bolesti a tendinopatie Achillovy šlachy

Achillova šlacha je společnou úponovou šlachou pro trojhlavý sval lýtkový a je to nejdelší a nejsilnější šlacha v lidském těle. Tendinopatie a úponové bolesti této šlachy jsou typické u pacientů s plochonožím, valgózním či varózním postavením zánoží, se sníženým rozsahem pohybů v kotníku. Také se objevuje při přetěžování trojhlavého svalu lýtkového například při neideální běžecké technice (výrazně přes špičku) (Daoud, et al., 2012; Järvinen, et al., 2005).

2.3 Vyšetření pacientů s bolestí kolene

Abychom mohli stanovit hlavní a základní problém pacienta, je třeba provést důkladné klinické vyšetření. Vzhledem k rozmanitosti biomechanických a funkčních propojení kolenního kloubu ke zbytku těla bychom nikdy neměli jeho vyšetření omezit na prosté vyšetření kolene, ale vždy bychom si měli z funkčního vyšetřit obě celé dolní končetiny, případně celý pohybový aparát. Opomenout nikdy nesmíme ani pacientovi návyky nebo jeho emoční stav, který je nedílnou součástí každého onemocnění. Tato kapitola bude nicméně zaměřena na vyšetření pacienta s bolestí typu femoropatelárního syndromu.

2.3.4 Anamnéza

Jako u každého komplexního vyšetření, je prvním krokem anamnéza. Ta nám vytvoří odrazový můstek pro zbytek vyšetření. Očividným stavebním kamenem je zjištění, zda pacient prodělal či neprodělal zranění kolenního kloubu. Absence zranění nám poukazuje buď na neideální funkční zapojení dolní končetiny nebo na strukturální predispozici pro vznik obtíží. Zároveň tím můžeme vyloučit meniskeální nebo primární chondrální patologii. Druhým důležitým aspektem je počátek obtíží. Ty u femoropatelárního syndromu přicházejí postupně, často jsou úměrné míře zatěžování až přetěžování kolenního kloubu. To může oddálit konzultaci tohoto problému s odborníkem. Aktivní jedinec či vrcholový sportovec často drobnou bolest kolene, která se objeví bez jasného iniciačního momentu, bagatelizuje a tím může svůj stav nadále zhoršovat. Bolest bývá tupá s atakami ostrých bolestí. Na pokyn lokalizace bolesti pacient často určuje oblast patelly, ale přesné místo není většinou snadné popsat. U FP syndromu se ale bolest může vyskytovat i na mediální straně kolene, v některých případech i z dorzální strany kolene. Udává-li pacient bolest jasně na průběh ligamentum patellae, jedná se pravděpodobně o specifickou podjednotku femoropatelárního syndromu – skokanské koleno. Dalším důležitým aspektem je činnost, při které se bolest vyskytuje. U femoropatelárního syndromu se bolest typicky zvyrazňuje při chůzi ze schodů (excentrická kontrakce). Někteří pacienti popisují epizody náhle ztráty kontroly pohybu v kolenním kloubu – tzv. „giving-way sign“, kdy dochází k mimovolní inhibici čtyřhlavého svalu stehenního a je důsledkem dysfunkce femoropatelárního skloubení (Crossley, 2004; Gross, et al., 2005; Sanchis-Alfonso, et al., 2006).

2.3.5 Kineziologické vyšetření

Druhým krokem při vyšetření by mělo být komplexní kineziologické vyšetření. Začínáme aspekcí a palpací, které posléze doplníme o konkrétní funkční testy na potvrzení či vyvrácení pracovní hypotézy. Nesmíme zapomenout hodnotit jak statickou, tak dynamickou funkci dolní končetiny i pohybového aparátu jako celku. Tedy i to, zda se pacient pohybuje plynule a snadno a zadané úkoly plní přesně, nebo naopak. Nejprve hodnotíme celkovou konfiguraci dolní končetiny a její vztah s kolenním kloubem. Nesmíme zapomenout ani na druhostranou končetinu a postavení celého těla v prostoru. Sledujeme také trofiku tkání, typická pro femoropatelní syndrom bývá hypotrofie m. vastus medialis. Ten si můžeme navíc ozřejmit volní usilovnou kontrakcí s extendovaným kolenem. Důležité je dále varózní/valgózní postavení kolenního kloubu, úhel přirozeného nášlapu nohy, který nám napovídá o nastavení kyčelních kloubů, a v neposlední řadě změření Q úhlu a pronace zánoží. Ty, jak bylo popsáno výše, mají úzký vztah se správnou funkcí kolenního kloubu a jejich odchylky od normy jsou jedním z příznaků i důvodů vzniku femoropatelního syndromu (Fredericson, Yoon, 2006; Sanchis-Alfonso, 2006).

Vyšetření Q úhlu provádíme ve stoji s postavením nohou v neutrální poloze a úzkou bází, nikoliv ale ve stoji s patným. Důležitá je přesná palpace patelly, kde potřebujeme co nejpřesněji určit její střed. Odchylka o pouhé 2 mm může změnit hodnotu Q úhlu až o pět stupňů. Také je důležitá centrace patelly, což může být dalším limitem tohoto vyšetření (France, Nester, 2001; Fredericson, Yoon, 2006).

Polohu zánoží si můžeme zjistit pomocí palpce hlavičky talu, která by při neutrálním postavení subtalárního měla být hmatná jak z mediální tak i z laterální strany. V případě pronačního nebo valgózního postavení zánoží prominuje více mediálně, při varózním zánoží naopak laterálně. Rotaci tibie si můžeme ozřejmit proložení intermaleolární osy u pacienta, který leží na břiše s devadesáti stupňovou flexí kolene a bérce. Torzní úhel tibie je pak sevřen inermaleolární osou a rovinou proloženou kondyly femuru. Provedení tohoto měření není snadné kvůli velké vzájemné vzdálenosti ramen tohoto úhlu (Piva, 2006; Sanchis-Alfonso, 2006).

Dále je důležité si vyšetřit rozsahy aktivních i pasivních pohybů jednotlivých kloubů nohy, a to kromě kolene zejména kyčle a kloubů zánoží. Nesmíme zapomenout ani na vyšetření

kloubní vůle. Tím si ozřejmíme, zda pacient není hypermobilní nebo naopak zda pacient nemá v některém kloubu blokádu. Při vyšetřování kolene je také vždy třeba zhodnotit postavení a pohyblivost patelly, protože její instabilita je jedním z rizikových faktorů vzniku patelofemorálního syndromu. Důležité je samozřejmě i vyšetření vazivových struktur kolene (přední a zadní zásuvkový test, vyšetření postranních vazů) a menisků. Dále si u kolenního kloubu můžeme vyšetřit hoblíkový test a axiální kompresivní test na určení chonropatie patelly a její případné lokalizace (Gross, et al. 2005; Kolář, 2009).

Kromě statického vyšetření je třeba pacienta funkčně zapojit, tedy provést dynamické vyšetření. Pro stabilitu kyčelního kloubu můžeme využít Trendelenburgovu zkoušku. Pozitivita tohoto testu nám vypovídá o insuficienci abduktorů kyčle při stožení na jedné končetině, což je neoddelitelná součást bipedální lokomoce. Dobrým dynamickým vyšetřením, které nám ozřejmuje dynamiku ve více etážích dolní končetiny, je dřep nebo alespoň předřepnutí na jedné končetině. Můžeme při něm sledovat jednak stabilitu trupu a kyčelního kloubu podobně jako Trendelenburgovy zkoušky, tak i valgózní či varózní vybočení kolene, rotaci bérce nebo varozitu/valgozitu hlezna. Součinnost všech těchto segmentů je pro správnou funkci kolenního kloubu velmi důležitá, jak byl již několikrát v této práci zmíněno, a v rámci klinického vyšetření nesmí být opomíjeny (Gross, et al., 2005; Kolář, 2009, Sanchis-Alfonso, 2006).

V neposlední řadě je třeba si vyšetřit svaly, respektive jejich zkrácení, přetížení nebo naopak insuficienci. Svaly s tendencí k oslabení, které jsou důležité pro správnou funkci kolenního kloubu, jsou typicky mm. glutei zajišťující stabilitu kyčelního kloubu. Hýžděvé svaly si vyšetříme jednak aspekčně, kdy sledujeme jejich konturu, výšku a symetrii gluteálních rýh, jednak funkčně Trendelenburgovou zkouškou. Svaly s tendencí ke zkrácení a k hyperaktivitě mohou negativně ovlivnit úhlové nastavení kloubu a provedení pohybu v něm. Pro koleno jsou to m. rectus femoris, ischiokrurální svaly a m. triceps surae, zejména mm. gastrocnemi (Gross, et al., 2005; Kolář, 2009; Sanchis-Alfonso, 2006).

2.3.6 Goniometrie

Goniometrie je základním fyzioterapeutickým vyšetřením popisujícím rozsah pohybu v kloubu nebo jeho úhlové nastavení. Měříme jak aktivní, tak pasivní pohyb či klidové nastavení kloubu vyšetřovaného. Velkou výhodou tohoto vyšetření je jeho jednoduchost,

rychlost a přístrojová nenáročnost. Důležitou součástí a zdrojem případné chybovosti je palpace struktur, podle kterých se při goniometrii orientujeme (Kolář, 2009; Norkin, White, 2016).

Se snažší dostupností a rozvojem digitálních fotografických přístrojů a kamer, dostupností počítačových a mobilních aplikací a rostoucí snahou o urychlení komunikace výsledků vyšetření se v současnosti nabízí otázka využití digitální fotografické goniometrie. V goniometrické studii prováděné bylo porovnáno měření 50 loktů klasickou goniometrií a goniometrií měřenou z digitálního fotografického záznamu. Po porovnání výsledků měření se potvrdila hypotéza, že goniometrické měření z digitální fotografie byla ve spolehlivosti srovnatelná s klasickou goniometrií. Dokonce vykazovala větší přesnost při provedení vyšetřujícím s menší klinickou praxí, než klasická goniometrie provedená stejným vyšetřujícím (Blonna, Zarkadas, Fitzsimmons, O'Driscoll, 2012).



Obrázek 5: Digitální fotografická goniometrie

2.3.7 Zobrazovací metody

Základním, a u většiny pacientů s femoropatelním syndromem také jediným, vyšetřením zobrazovacími metodami je roentgenový snímek. Ten by se měl provést v předozadní, boční a axiální projekci s flexí kolene do 30°. Na předozadní projekci sledujeme vybočení kolene ve frontální rovině a zúžení kloubní štěrby. Na bočním snímku posuzujeme postavení patelly v sagitální rovině, tedy výšku jejího postavení na femoropatelním skloubení. Axiální projekce nám může ukázat tvra patelly a případnou patelofemorální diskongruenci, zúžení femoropatelního kloubního prostoru nebo patelní tilt (Merchant, 2001; Sanchis-Alfonso, 2006).

CT vyšetření je dalším diagnostickým nástrojem, který se užívá především v případech selhání konzervativní léčby jako předoperační vyšetření. Jeho výhodou i nevýhodou je snímkování kolene v 0° flexe, kdy pozice patelly sice odpovídá vyšetřovací pozici pro Q úhel,

ale neodráží fakt, že bolest patelofemorálního syndromu může být výsledkem pouze dynamického procesu (Sanchis-Alfonso, 2006).

Zobrazení pomocí magnetické rezonance hraje významnou roli pro diagnostiku poškození chrupavek a měkkých struktur jako jsou vazy, šlachy a svaly. Patelofemorálního syndromu může přesně popsat abnormální zakřivení patelly či poukázat na přítomnost patelární tendopatie (Witonski, Goraj, 1999).

3. Praktická část

3.1 Cíle práce

Cílem této práce bylo na základě teoretických poznatků z ortopedie a fyzioterapie o biomechanice a diagnostice neúrazových bolestí vytvořit sestavu vyšetřovacích parametrů relevantních struktur tak, aby byly dostupné v běžné fyzioterapeutické praxi a měly výpovědní hodnotu i bez použití zobrazovacích metod.

3.2 Hypotézy

Před začátkem měření byly stanoveny čtyři níže uvedené nulové hypotézy a jejich alternativy, na základě nichž byl vypracován postup zaznamenávání jednotlivých parametrů (blíže viz. kapitola Metoda měření). Ty tvořily výsledné úhly určené pro samotnou analýzu. Nulové hypotézy vždy vyjadřují výroky o neexistenci rozdílů sledovaných skupin (pacienti s netraumatickou bolestí kolenního kloubu v porovnání se zdravou populací), oproti tomu jejich alternativní verze představují předpokládané rozdíly vycházející z teoretických poznatků uvedených výše.

Hypotézy:

1)

H_0 : Velikost Q úhlu u pacientů s netraumatickou bolestí kolenního kloubu se neliší od zdravé populace.

H_1 : Větší Q úhel se vyskytuje u pacientů s netraumatickou bolestí kolenního kloubu než u zdravé populace.

2)

H_0 : Velikost úhlu zánoží u pacientů s netraumatickou bolestí kolenního kloubu se neliší od zdravé populace.

H_1 : Větší úhel zánoží se vyskytuje u pacientů s netraumatickou bolestí kolenního kloubu než u zdravé populace.

3)

H₀: Velikost vnitřní rotace u pacientů s netraumatickou bolestí kolenního kloubu se neliší od zdravé populace.

H₁: Velikost vnitřní rotace je větší nebo menší u pacientů s netraumatickou bolestí kolenního kloubu než u zdravé populace.

4)

H₀: Velikost zevní rotace u pacientů s netraumatickou bolestí kolenního kloubu se neliší od zdravé populace.

H₁: Velikost zevní rotace je větší nebo menší u pacientů s netraumatickou bolestí kolenního kloubu než u zdravé populace.

3.3 Metodika

3.3.1 Charakteristika vzorku

Měření podstoupilo 28 mužů ve věku 20-37 let (v průměru 26,5 let s variačním koeficientem¹ 0,19 - v tabulce značeno VK, kde jsou hodnoty VK převedeny na procenta). Všichni zúčastnění jsou aktivní sportovci na neprofesionální úrovni (trénující dvakrát až třikrát týdně) v běžicky zaměřených disciplínách. Homogenost skupiny je především prezentována poměrně jednotnými hodnotami Body Mass Indexem (BMI) v průměru 23,2 s variačním koeficientem 0,06. Nicméně v rámci analýzy byly brány v potaz jednotlivé dolní končetiny každého sportovce zvlášť rozlišené na zdravé – tj. nezatížené žádným sledovaným syndromem; a nemocné – tj. zatížené femoropatelním syndromem (sedm jednostranných a čtyři oboustranná zatížení).²

Analýza tedy počítá s 56 dolními končetinami, z toho 15 reprezentuje skupinu *nemocných* a 41 kontrolní skupinu *zdravých*. Z tabulky č. 1 je zřejmé, že se tyto dvě skupiny v základních

¹ **Variační koeficient** představuje relativní míru variability. Používá se na porovnávání variability mezi soubory dat s odlišnými průměry. Počítá se jako podíl směrodatné odchylky a průměru.
https://www.wikiskripta.eu/w/M%C3%ADry_variability?fbclid=IwAR2yvfXYVR4KA1wRY2LbPBBB02Z8LjMWNuJv vj7KBiQsAv8taBxqeyZXSy8

² Dělení na *zdravé* a *nemocné* bude pro snazší orientaci užíváno ve zbytku analýzy.

charakteristikách, kam spadá věk a BMI, téměř neliší. Věkové rozmezí obou skupin je mírně rozdílné, nicméně průměrný věk je u nemocných 27,3 let a u kontrolní skupiny 26,3 let. Od toho se odvíjí i rozdíly ve směrodatných odchylkách³ (v tabulce značeno SD podle anglického výrazu Standard Deviation) potažmo variačních koeficientech, což potvrzuje i analýza rozptylu (ANOVA), kdy p-hodnota⁴ na hladině alfa 0,05 je rovna 0,52. Nicméně BMI je u obou skupin v podstatě totožný jak v údajích o rozmezí, tak i v průměrných hodnotách či směrodatných odchylkách. Tento fakt potvrzuje i vysoká p-hodnota, která dosahuje 0,92. Přesnější představu o podobě vybraného vzorku lze pozorovat ve vizualizaci základních charakteristik v sérii krabicových grafů, viz grafy č. 1 a 2.

Tabulka č. 1: Deskriptiva měřeného vzorku

	celý vzorek	zdraví	nemocní
N	56	41	15
Věk (v letech)			
věkové rozmezí	20-37	20-37	20-33
průměrný věk	26,5	26,3	27,3

³ **Směrodatná odchylka** je nejčastěji používanou mírou variability souboru. Její velkou výhodou ve srovnání s rozptylem je to, že má stejný fyzikální rozměr jako střední hodnota.
https://www.wikiskripta.eu/w/M%C3%ADry_variability?fbclid=IwAR2yvfXYVR4KA1wRY2LbPBBB02Z8LjMWnuJv vj7KB1QsAv8taBxqeyZXSy8

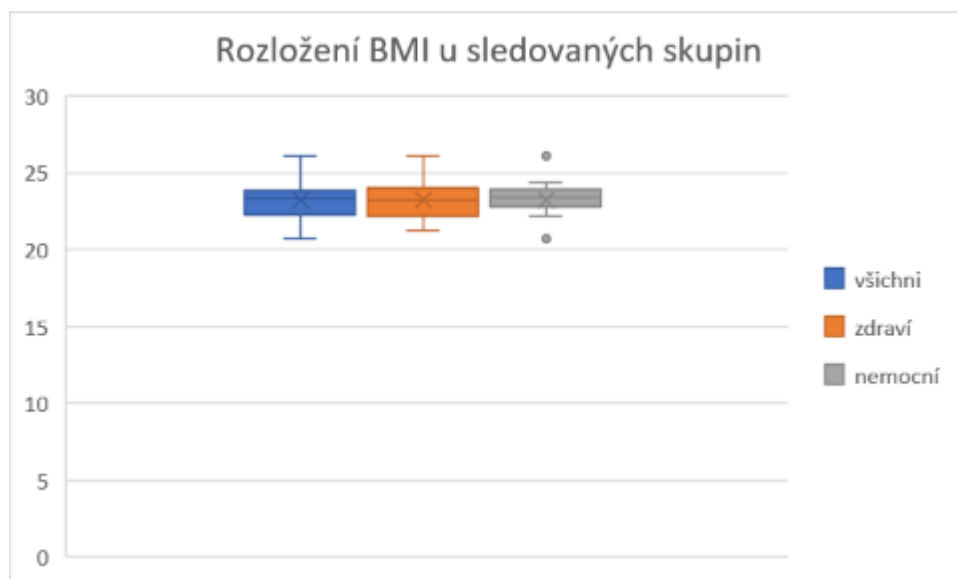
⁴ **p hodnota** určuje, na jaké hladině významnosti je možné zamítnout hypotézu, že oba použité modely jsou rovnocenné. Porovnává se s předem stanoveným číslem (nejobvykleji s 0,05) a je-li menší, rovnocennost modelů se zamítne.
https://cs.wikipedia.org/wiki/Anal%C3%BDza_rozptylu

SD věku	5	5,3	3,9
VK věku	18,8 %	20,3 %	14,1 %
BMI			
rozmezí BMI	20,7-26,1	21,3 – 26,1	20,7 – 26,1
průměrný BMI	23,2	23,2	23,2
SD BMI	1,3	1,4	1,3
VK BMI	5,8 %	5,9 %	5,9 %

Graf č. 1: Rozložení věku sledovaných skupin



Graf č. 2: Rozložení BMI sledovaných skupin



3.3.2 Vyšetřované parametry

Pro vyšetření byly vybrány takové parametry, které jsou měřitelné v běžné fyzioterapeutické praxi a mají relevantní výpovědní hodnotu pro vznik bolestí v přední oblasti kolene. Pro goniometrické určení jednotlivých parametrů byly pořizovány fotografie pacienta, který měl na těle vyznačené styčné body jednotlivých úhlů. Měřené parametry byly:

1. Pasivní vnitřní rotace kyčelního kloubu s cílem určit antevertzní nebo retrovertzní postavení krčku femuru.
2. Pasivní zevní rotace kyčelního kloubu s cílem určit antevertzní nebo retrovertzní postavení krčku femuru.
3. Q úhly s cílem určit vektor úhel mezi vektorem tahu čtyřhlavého svalu stehenního a ligamentum patellae
4. Úhel zánoží s cílem určit nastavení subtalárního skloubení.

Pro vyšetření rotací kyčlí (1,2) pacient seděl ve vzpřímeném korigovaném sedu bez zádové opěrky s oporou o nevyšetřovanou končetinu. Vyšetřující pak provedl izolovanou vnitřní nebo vnější rotaci v kyčelním kloubu a v krajní poloze byla pořízena fotografie.

Pro vyšetření Q úhlu byly na základě palpačního vyšetření vyznačeny tyto body: spina iliaca anterior superior, střed pately a tuberositas tibiae. Poté byl pacient vyfocen ve volném bipedálním postoji zepředu.

Pro vyšetření úhlu zánoží byl na pacientovi vyznačen střed bérce v jeho spodní třetině, střed Achilovy šlachy v intermaleolární ose a střed kalkanu v místě kontaktu s podložkou. Poté byl pacient vyfocen ve volném bipedálním postoji zezadu.

3.3.3 Metoda měření

Použitá metoda pro měření jednotlivých úhlů byla digitální fotografická goniometrie. Ta využívá záznam bodů vytyčených na těle vyšetřovaného na digitální fotografii a posléze změření jednotlivých úhlů v počítačovém programu. K měření úhlů bylo v této práci využito program Adobe Illustrator.



Obrázek 6: Měření Q úhlu



Obrázek 7: Měření úhlu zánoži



Obrázek 8: Měření vnitřní rotace kyčelního kloubu



Obrázek 9: Měření zevní rotace kyčelního kloubu

3.4 Výsledky

3.4.1 Testování hypotéz

Jak bylo v kapitole Charakteristika vzorku řečeno, měření se zúčastnily dvě poměrně homogenní skupiny sportovců. Vstupní předpoklad, že se některá z nulových hypotéz zamítne a objeví se specifikum skupiny nemocných, byl očekávaný. Nicméně výsledky ukázaly, že ani jeden z parametrů se u skupiny nemocných významně nevychyloval od kontrolní skupiny zdravých. Základní statistiky jsou níže uvedeny v tabulkách č. 2 až 5 a celková rozložení dat zobrazeny prostřednictvím krabicových grafů, viz grafy č. 3 až 6.

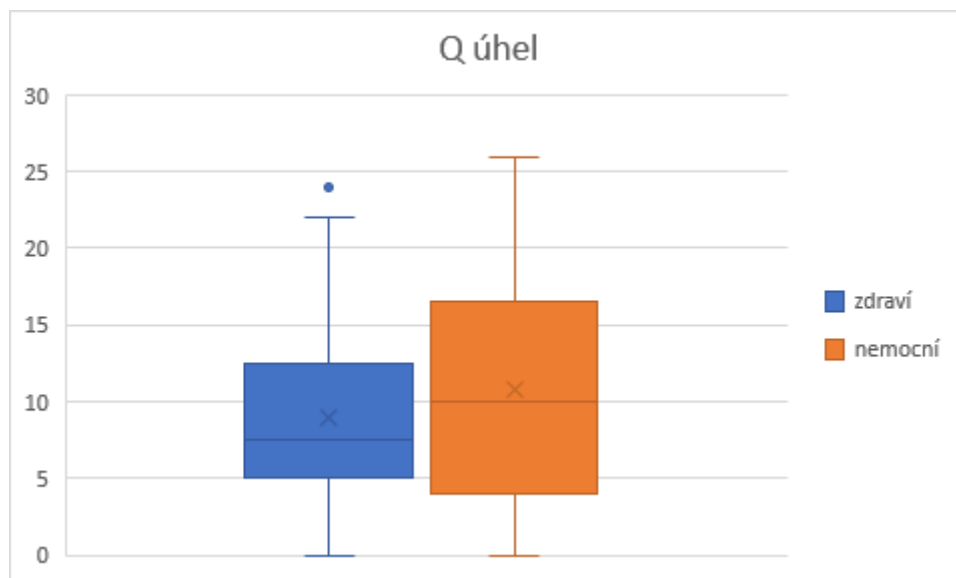
Průměrná hodnota Q úhlu byla u měřených jedinců bez potíží v kolenním kloubu $8,9^\circ$. U nemocných byla tato hodnota o necelé 2° větší ($10,8^\circ$), což v rámci fyzioterapie a vzhledem k metodice měření není významný rozdíl. Navíc se projevila velmi vysoká variabilita naměřených dat (u zdravých oscilovala na rozmezí 63,4 % průměrné hodnoty a u nemocných dokonce na rozmezí 75,4 %). V rámci výzkumu se jednalo o nejvíce nestabilní položku. Úhel zánoží se pohyboval v podobných hodnotách (průměr u zdravých $8,2^\circ$ a u nemocných $9,2^\circ$), ale variabilita byla o něco mírnější, byť stále velmi vysoká (47,7 % u zdravých a 33,1 % u nemocných) díky vyšší stabilitě tohoto parametru byla p-hodnota při testování pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) nejnižší (0,22), nicméně se zdaleka nepřibližovala potřebné hladině 0,05. A jako téměř shodné se ukázaly hodnoty úhlu vnitřní (průměrné hodnoty obou skupin přibližně 40°) i zevní rotace (průměrné hodnoty obou skupin přibližně 41°) s poměrně nízkou variabilitou okolo 16 %.

Tabulka č. 2: Porovnání sledovaných skupin v hodnotách Q úhlů

	průměr	SD	VK
zdraví	8,9°	5,6	63,4 %
nemocní	10,8°	8,1	75,4 %

ANOVA: P- hodnota	0,36
--------------------------	------

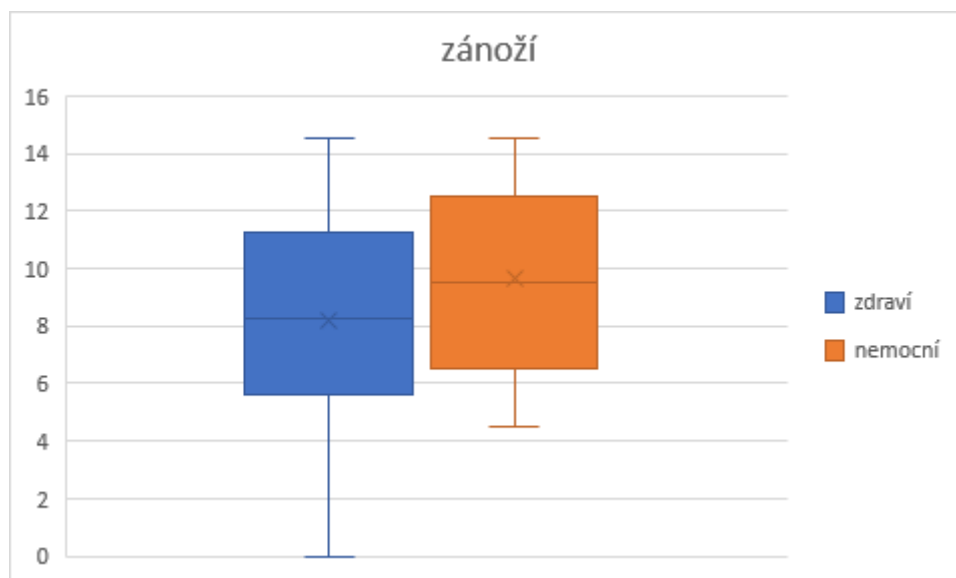
Graf č. 3: Rozložení hodnot Q úhlu u sledovaných skupin.



Tabulka č. 3: Porovnání sledovaných skupin v hodnotách úhlu zánoží.

	průměr	SD	VK
zdraví	8,2°	3,9	47,7 %
nemocní	9,6°	3,2	33,1 %
ANOVA: P- hodnota 0,22			

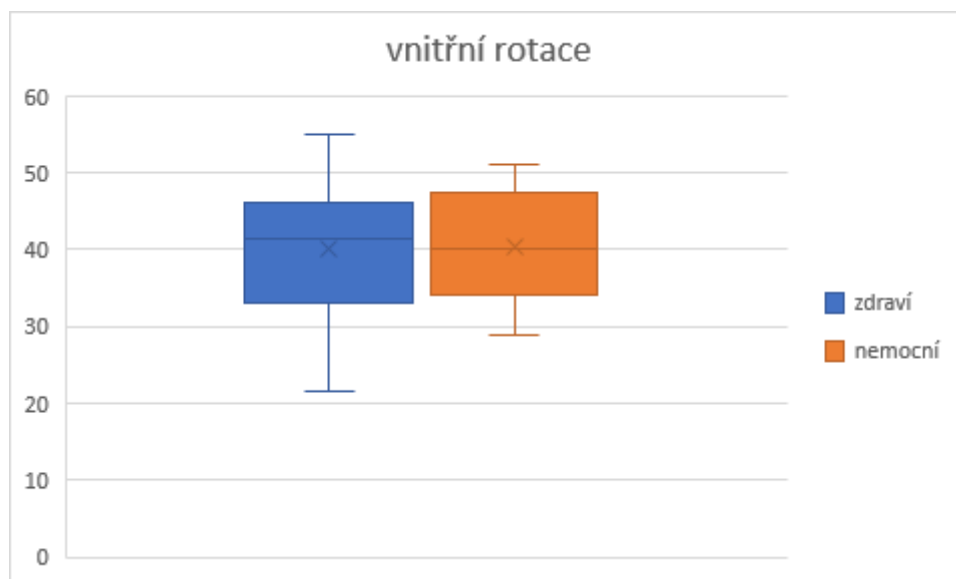
Graf č. 4: Rozložení hodnot úhlu zánoží u sledovaných skupin.



Tabulka č. 4: Porovnání sledovaných skupin v hodnotách úhlu vnitřní rotace.

	průměr	SD	VK
zdraví	40°	8,1	20,2 %
nemocní	40,4°	7	17,3 %
ANOVA: P- hodnota	0,88		

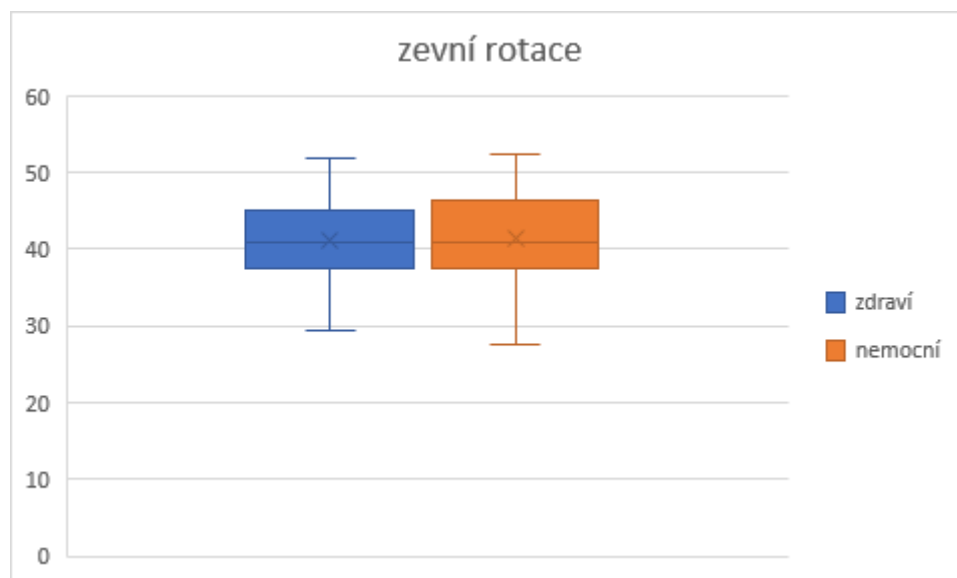
Graf č. 5: Krabicový graf rozložení hodnot úhlu vnitřní rotace u sledovaných skupin.



Tabulka č. 5: Porovnání sledovaných skupin v hodnotách úhlu zevní rotace rotace.

	průměr	SD	VK
zdraví	41,1°	5,3	12,8 %
nemocní	41,5°	6,1	14,7 %
ANOVA: P- hodnota	0,82		

Graf č. 6: Rozložení hodnot úhlu zevní rotace u sledovaných skupin.



3.4.2 Analýza sebraných dat

Korelační a regresní analýza

Nepředpokládané výsledky z prvotní analýzy vedly k prozkoumávání dalších směrů, jimiž lze na data nahlížet. Vzhledem k podobě sebraného vzorku se nabízela korelační⁵ a regresní⁶ analýza vzájemných závislostí mezi jednotlivými měřenými úhly. Z tabulek č. 6 až 9 lze pozorovat dvě silné korelace u nemocných, a to mezi velikostí Q úhlu a velikostí vnitřní rotace a dále mezi velikostí úhlu zánoží a zevní rotace.

Vztah Q úhlu k vnitřní rotaci je taktéž definován regresní přímkou $y = 0,5352x + 34,604$. Směr statisticky významné regrese⁷ (významnost $F^8 = 0,013$) je tedy rostoucí a říká, že rozsah vnitřní

⁵ **Korelace** znázorňuje statistickou závislost dvou kvantitativních veličin (měří vzájemný vztah dvou proměnných). Dvě proměnné jsou korelované, jestliže určité hodnoty jedné proměnné mají tendenci se vyskytovat společně s určitými hodnotami druhé proměnné.

https://wikisofia.cz/wiki/Korela%C4%8Dn%C3%AD_a_regresn%C3%AD_anal%C3%BDza

⁶ **Regresní analýza** je statistická metoda, umožňující nám prozkoumat vztah mezi dvěma proměnnými - tzv. nezávisle proměnnou (X – nazýváme regresand, cílová proměnná) a tzv. závisle proměnnou (Y – nazýváme též regresor).

https://wikisofia.cz/wiki/Korela%C4%8Dn%C3%AD_a_regresn%C3%AD_anal%C3%BDza

⁷ na hladině alfa 0,05

⁸ **Významnost F** vyjadřuje „pouze“ zda je náš model signifikantně dobrým prediktorem situace.

https://wikisofia.cz/wiki/Korela%C4%8Dn%C3%AD_a_regresn%C3%AD_anal%C3%BDza

rotace se zvětšuje v závislosti na velikosti Q úhlu nemocného pacienta. Dle hodnoty R^2 – koeficientu determinace⁹ tento vztah vysvětluje 38,8 % dat. Tento vztah je naznačen i u zdravé populace (Pearsonův korelační koeficient¹⁰ je 0,27) nicméně hodnota významnosti F (0,103) nepotvrzuje jeho statistickou významnost.

Jak už bylo řečeno, podobně silný statisticky významný vztah (významnost F = 0,014) existuje mezi úhlem zánoží a zevní rotací u nemocných, nicméně tento vztah definovaný přímkou $y = -1,1808x + 52,875$ jde opačným směrem. Tedy, s rostoucí velikostí úhlu zánoží u nemocných klesá zevní rotace. Jak lze pozorovat na grafech č. 7 až 10, kde jsou zobrazeny regresní přímky protínající data jednotlivých sledovaných skupin, vztah velikosti zánoží a zevní rotace je téměř nulový.

Dále byly v datech naznačeny slabé korelace mezi velikostí Q úhlu a úhlu zánoží u nemocných a mezi velikostí úhlu zánoží a vnitřní rotace. A také negativní korelace u zdravých mezi velikostí Q úhlu a úhlu zánoží a mezi velikostí vnitřní a zevní rotace u nemocných, nicméně tato poslední korelace by nebyla příliš vhodná pro interpretaci, vzhledem k tomu, že se v obou případech (rotací) jedná o závislé proměnné (regresory). V každém případě ani jeden z těchto naznačených vztahů nebyl na základě významnosti F sledán jako statisticky významný.

Tabulka č. 6: Hodnoty Pearsnova korelačního koeficientu u zdravé populace.

	Q úhel	zánoží	vnitřní rotace	zevní rotace
Q úhel	1	-0,16232	0,265087448	-0,01532
zánoží		1	-0,03301241	0,080959

⁹ R^2 - koeficient determinace je procento, do jaké míry nezávisle proměnná vysvětluje pohyb závisle proměnné.

https://wikisofia.cz/wiki/Korela%C4%8Dn%C3%AD_a_regresn%C3%AD_anal%C3%BDza

¹⁰ Pearsonův korelační koeficient měří statistickou závislost u lineárních dat.

https://wikisofia.cz/wiki/Korela%C4%8Dn%C3%AD_a_regresn%C3%AD_anal%C3%BDza

vnitřní rotace			1	-0,01403
zevní rotace				1

Tabulka č. 7: Hodnoty R2 - koeficientu determinace u zdravé populace.

	Q úhel	zánoží	vnitřní rotace	zevní rotace
Q úhel	1	0,0263	0,0703	0,0002
zánoží		1	0,0011	0,0066
vnitřní rotace			1	0,0002
zevní rotace				1

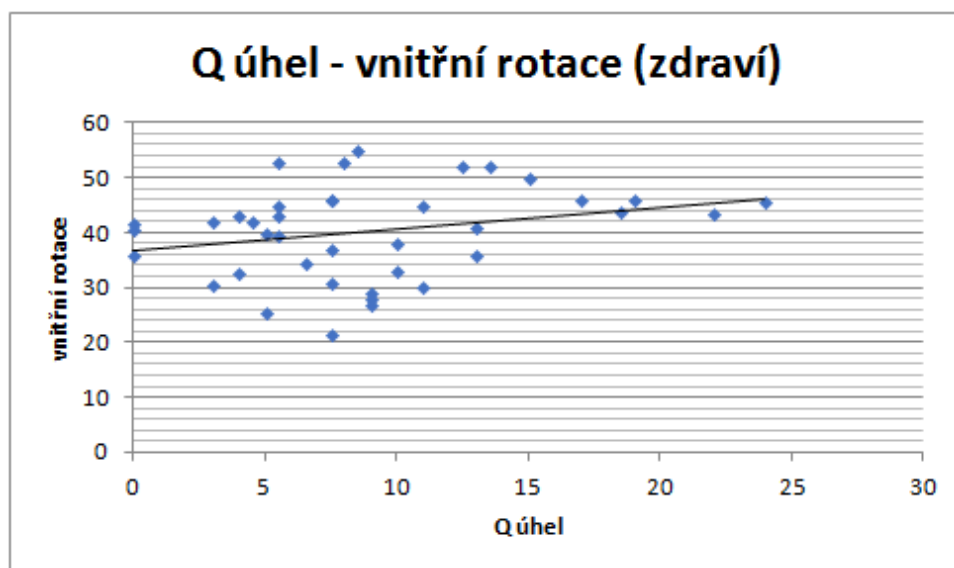
Tabulka č. 8: Hodnoty Pearsnova korelačního koeficientu u vzorku nemocných.

	Q úhel	zánoží	vnitřní rotace	zevní rotace
Q úhel	1	0,128746	0,623614	0,011476
zánoží		1	0,171184	-0,61868
vnitřní rotace			1	-0,3162
zevní rotace				1

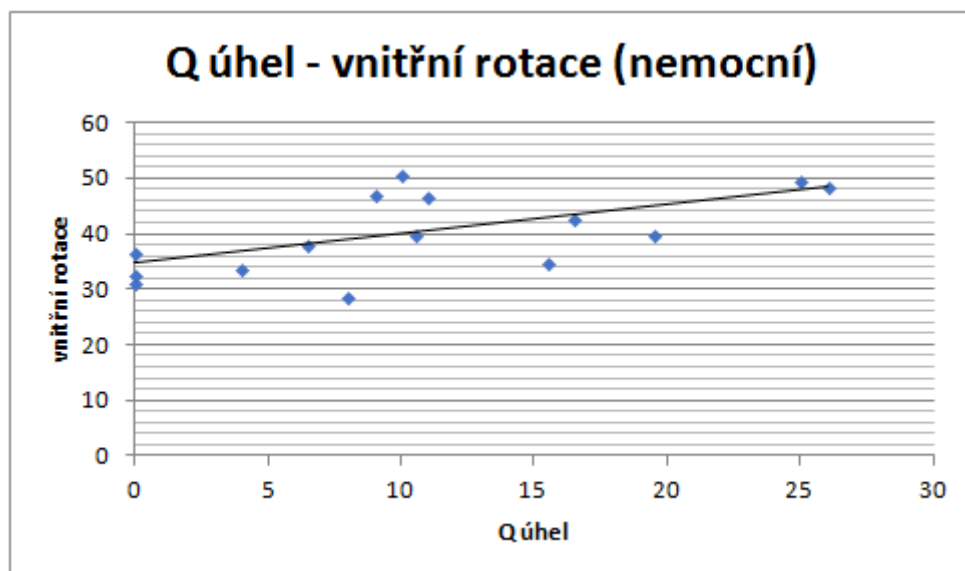
Tabulka č. 9: Hodnoty R2 - koeficientu determinace u vzorku nemocných.

	Q úhel	zánoží	vnitřní rotace	zevní rotace
Q úhel	1	0,0166	0,3889	0,0001
zánoží		1	0,0293	0,3828
vnitřní rotace			1	0,1
zevní rotace				1

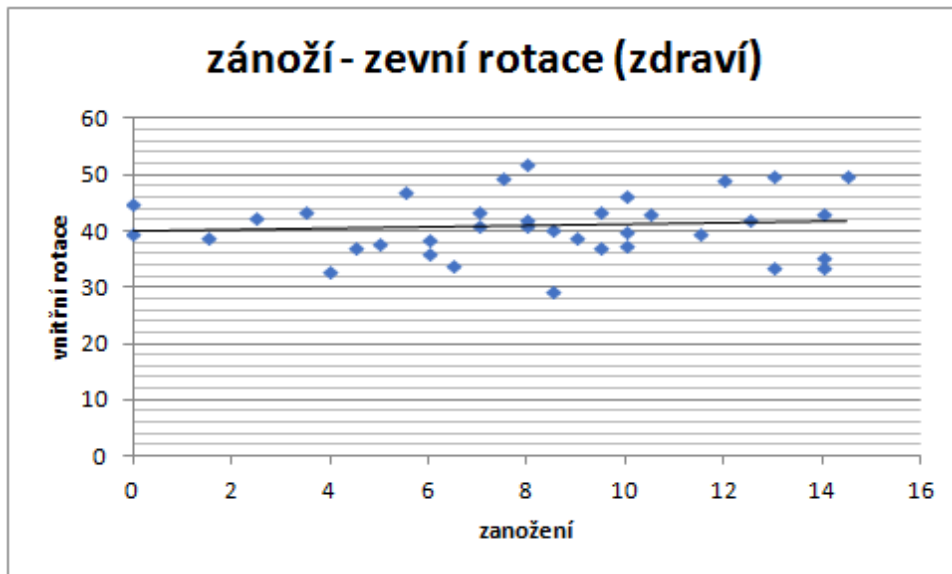
Graf č. 7: Vztahu Q úhlu a vnitřní rotace u zdravých.



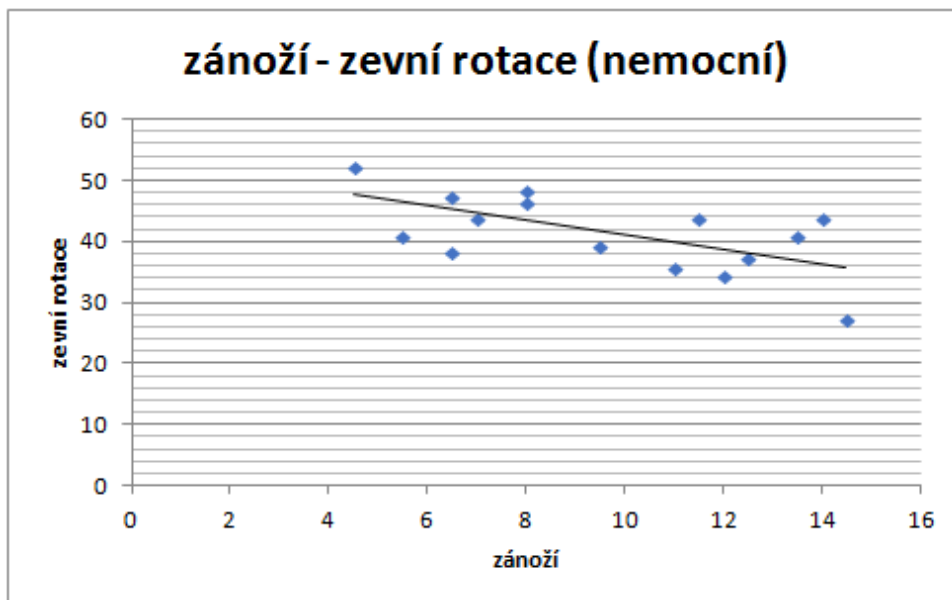
Graf č. 8: Vztahu Q úhlu a vnitřní rotace u nemocných.



Graf č. 9: Vztahu úhlu zánoží a zevní rotace u zdravých.



Graf č. 10: Vztah úhlu zánoží a zevní rotace kyčelních kloubů u nemocných.



Analýza rozdílů mezi končetinami

Další snahy o prohloubení analýzy získaných dat vedly k porovnávání rozdílnosti sledovaných úhlů u levé a pravé dolní končetiny jednotlivých zúčastněných sportovců. Ti byli rozdělení do 3 skupin: zdraví (n=17), jednostranně zatížení (n=7) a oboustranně zatížení (n=4). Počet jedinců v pozorovaných skupinách nemocných je příliš malý na jakékoliv testování, nicméně se v těchto datech ukázaly dvě tendence, které by případně mohly být ověřeny dalšími studii. Například, až na jednoho sportovce, všechny rozdíly mezi zdravou a zatíženou dolní končetinou u jednostranně zatížených byly v případě vnitřní rotace záporné. Dále rozdíly mezi Q úhly oboustranně zatížených se pohybovaly okolo průměru $11,5^\circ$ se směrodatnou odchylkou 2,5 oproti zdravé populaci s průměrem $6,3^\circ$ nicméně se směrodatnou odchylkou 4,4. Obě tyto tendence budou ještě diskutovány.

4. Diskuze

Kolenní kloub je složitou strukturou, jejíž vztah s ostatními strukturami dolní končetiny je rozebírán mnoha autory a o jeho důležitosti není pochyb. Pro pochopení jeho správné funkce a vzniku patologií v této blasti je třeba na dolní končetinu vždy nahlížet komplexně a vzít v potaz funkci zejména kyčelního a hlezenního kloubu.

4.1. Diskuze k teoretické části

Koleno je intermediální kloub dolní končetiny. Proto se do jeho funkce promítá přes postavení stehenní kosti funkce kyčelního kloubu a v opačném směru zase přes holenní kost funkce kloubu hlezenního. Vztah hlezenního kloubu vůči kolenu je popisován autory, kteří se věnují zejména problematice nohy, zejména plochonoží. Vařeka a Vařeková (2009) popsali dle Rootovy typologie nohy vzájemné vztahy hlezenního kloubu a jejich vliv na postavení proximálních kloubů dolní končetiny. Je zřejmé, že fyziologické nastavení hlezna je pro bezproblémovou biomechaniku kolenního kloubu ideální. Nicméně v případě patologického nastavení je důležité, zda je jedinec schopen tento stav kompenzovat a kde k této kompenzaci dochází. Je-li například varozní zánoží, které je autory zmíněno jako zásadní, kompenzováno lokálně pronačním až hyperpronačním postavením hlezna, je projev této patologie jiný, než když ke kompenzaci dochází až v proximálnějších kloubech dolní končetiny. Pro oba mechanismy je ale společné to, že v obou případech dochází k zásadnímu ovlivnění hybnosti holenní kosti, případně stehenní kosti a tedy k ovlivnění funkce kolenního kloubu a v konečném důsledku i kloubu kyčelního. Tyto mechanismy jsou popisovány i dalšími zahraničními autory (Frowen, O'Donnell, Burrow, 2010; Hunt, McPoil, 1995; Mooney, Campbell, 2006). Rotační komponenta tibie při flexi/extenzi kolenního kloubu je obecně známým faktem. Vliv tohoto pohybu na vznik patelofemorálního syndromu byl popisován až s rozvojem mechanické teorie vzniku PFM syndromu (Dixit, Sameer, et al., 2007; Greelsamer, 2000). Rotace tibie je ovlivněna právě postavením zánoží, kdy pro možnost vnitřní rotace holenní kosti je třeba mírná pronace zánoží. Při hyperpronačním syndromu zánoží je holenní kost mírně vnitřně rotována, což může vést k bolestem kolenního kloubu. Navíc při extenzi kolenního kloubu, kdy je nutná naopak zevní rotace tibie, která by v tomto případě nebyla možná, musí tedy dojít ke kompenzační vnitřní rotaci stehenní kosti. Takový mechanismus pohybu kolenního kloubu je nefyziologický a jeho kumulací může vzniknout patologie. A v konečném důsledku se takto patologické nastavení zánoží přenáší až na kyčelní kloub a trup (Vařeka, Vařeková, 2009). Forogh, et al. (2007) tento vztah dokázali ve studii funkčního ortézování pacientů

s patelofemorálním syndromem a současným pronačním postavením zánoží, kdy korekcí tohoto postavení výrazně zlepšili subjektivní pocit bolesti kolenního kloubu v rámci běžných denních činností i sportovních aktivit.

Q úhel bývá v zahraniční literatuře často zmiňován jako možný faktor pro popis femoropatelního syndromu (France, Nester, 2001; Smith, Hunt, Donell, 2008), i popisován jako nespolehlivý parametr z důvodu velké chybovosti měření nebo parametr, který buď nemá se vznikem patelofemorálního syndromu mnoho společného (Emami, Mohammad-Jafar, et al., 2007) nebo poukazuje na fakt, že vztah mezi Q úhlem a patelofemorálním úhlem je třeba dále prostudovat (Herrington, Nester, 2004; Livingston, Mandigo, 1999).

Q úhel je dán směrem tahu čtyřhlavého svalu stehenního, který má svůj začátek na přední a laterálních stranách stehenní kosti, a směrem tahu ligamentum patellae. Nastavení femuru tedy určuje směr tahu m. quadriceps femoris a může být ovlivněn jeho torzí. Torzní úhel femuru souvisí s rozsahem rotací kyčelního kloubu (Gross, et al. 2005; Kolář, 2009).

Vzhledem k těmto poznatkům byly tyto tři parametry určeny jako dostatečně vypovídající o funkci kolenního kloubu a dolní končetiny a zároveň jsou to parametry, které jsou změřitelné v rámci běžné fyzioterapeutické praxe. Splňují tedy parametry, které jsou pro tuto diplomovou práci zásadní.

4.2 Diskuze k praktické části

Vzhledem k poznatkům nabytým v teorii je práce zaměřena nikoli na všechny typy neúrazových obtíží kolenního kloubu, ale pouze na bolest vyskytující se v předním kompartmentu kolene bez předchozího úrazu. Hlavním důvodem je široká odborná diskuze zabývající se tímto tématem, ke které jsem chtěl přispět. Rozsah této práce by také neumožnil výzkum všech popsanych patologií kolenního kloubu, byť i některé další jsou v teoretické části zmíněny.

V rámci praktické části jsem prováděl měření na vzorku 28 sportujících mužích, tedy na 56 dolních končetinách, z toho 7 probandů uvedlo jednostranné bolesti kolenního kloubu bez předchozího traumatu a 4 probandi oboustranné obtíže. Tato měření však nepotvrdila vstupní hypotézy, to jest že u nemocných pacientů se vybrané parametry statisticky významně nelišily od zdravých jedinců.

V rámci hypotézy č. 1 se nám nepodařilo zamítnout nulovou hypotézu o rozdílnosti velikosti Q úhlu u nemocných pacientů. Nemocní probandi sice vykazovali vyšší hodnoty Q úhlu, což potvrzovalo očekávání na základě teoretických poznatků, ale v rámci statistického

vyhodnocení vykazovali data příliš velký rozptyl, variabilita se pohybovala až kolem 75% průměrné hodnoty.

V rámci hypotézy č. 2 se nám opět nepodařilo zamítnout nulovou hypotézu o rozdílnosti velikosti úhlu zánoží u nemocných pacientů. Zdraví i nemocní pacienti vykazovali podobné hodnoty. Blízkou souvislost těchto dvou parametrů u patelofemorálního syndromu tak, jak je popisovaná v literatuře, ale nepotvrzení tohoto faktu v rámci této práce můžeme vysvětlit nutnou přítomností obou těchto faktorů, jako podmínku rozvoje patologie kolenního kloubu. Měření pouze jednoho z těchto dvou parametrů se jako podmínka pro vznik bolesti v přední oblasti kolene nepotvrdila.

V rámci hypotézy č. 3 a 4 se nám znovu nepodařilo zamítnout nulovou hypotézu o vlivu rozsahu rotace kyčelního kloubu na vznik neúrazové bolesti kolenního kloubu. Předpokladem bylo neideální torzní nastavení stehenní kosti, ale na rozsahu rotace kyčelního kloubu se velkou měrou podílí i měkké struktury. Díky tomu může být hodnota tohoto parametru u obou skupin podobná a nemusí vypovídat pouze o nastavení hlavice a krčku femuru vůči acetabulu.

Nicméně regresní analýza sebraných dat ukazuje korelaci mezi velikostí úhlu zánoží a rozsahu zevní rotace kyčelního kloubu u nemocných pacientů tak, že s rostoucím úhlem zánoží ve smyslu pronace klesá rozsah zevní rotace. U zdravých jedinců tato korelace nebyla zjištěna. Podobně byla u nemocných zjištěna korelace mezi velikostí Q úhlu a rozsahem vnitřní rotace kyčelního kloubu u nemocných tak, že s rostoucím Q úhlem roste i rozsah vnitřní rotace v kyčli. U zdravých probandů tato korelace opět zjištěna nebyla. Tyto zjištěné korelace nám naznačují, jakým způsobem jedinec s bolestí kolene tuto situaci posturálně řeší. Snížená zevní rotace kyčelního kloubu při pronačním postavení zánoží může být způsobena buď zvýšeným napětím vnitřních rotátorů kyčelního kloubu, nebo jeho zevněrotačním klidovým nastavením. Zároveň korelace mezi Q úhlem a vnitřní rotací kyčelního kloubu u nemocných probandů naznačuje podobnou situaci, kdy při větším Q úhlu je větší rozsah vnitřní rotace kyčelního kloubu, což by mohlo být opět způsobeno zevněrotačním postavením v kyčli. Aby tyto dvě korelace mohly být dány do pevné souvislosti, bylo by dobré rozšířit měření vztahu mezi Q úhlem a úhlem zánoží. Korelace mezi těmito parametry se totiž v této diplomové práci neobjevila.

Tato metodika měření je jistě zatížena chybami, které mohou mít různé příčiny. Může se jednat o systematické chyby způsobené různorodostí mechanismů ovlivňujících pohyby kloubů dolní končetiny a jejich úhlové nastavení. Jiným zdrojem rozptylu dat mohou být náhodné chyby působené subjektivností palpačního stanovení bodů pro měření úhlů nebo samotné měření úhlů. Pokud by se jednalo převážně o náhodné chyby měření, rozptyl by se měl zmenšit při zvýšení počtu vyšetřovaných probandů. V opačném případě by hlavním zdrojem rozptylu

byly systematické vlivy. Jak je v literatuře popsáno, chybovost měření Q úhlu je poměrně vysoká a není tedy vždy pokládán za spolehlivý parametr. Případné zvětšení vzorku při stejném provedení měření by mohlo ozřejmit, zda je tato chybovost dána systematickými nebo náhodnými chybami.

Jedním z dalších možných zkreslujících faktorů je to, že měření bylo prováděno pouze jednorázově a nesleduje tedy rozvoj bolesti v čase. Femoropatelní syndrom, jak je v literatuře popsáno, je dynamický proces zohledňující biomechaniku celé dolní končetiny a tedy opakující se neideální zatěžování kolene může vést ke kumulaci obtíží až rozvoji patologie. Je tedy možné, že u některých probandů mohly být naměřené hodnoty v oblasti patologie, ale ta se u nich ještě nemusela manifestovat, a byly tedy v této práci vedeni jako zdraví jedinci.

4.3 Limity

Protože se vstupní hypotézy této práce nepotvrdily, je důležité zmínit limity této diplomové práce:

- Vytyčování bodů pro měření úhlů palpací, která je subjektivní a vykazuje značnou chybovost i v závislosti na zkušenostech vyšetřujícího.
- Vyznačení měření bodů lihovou fixou na těle probanda může dále ovlivnit úhel až o několik stupňů.
- Jedná se o jednorázové měření, které nesleduje případný rozvoj patologie v čase ani nezohledňuje její fáze.
- Limitací může být věk probanda. I přesto, že v tomto parametru byl vyšetřovaný vzorek homogenní, je rozmezí 20-40 let u sportovně aktivních jedinců velké.

5. Závěr

Tato diplomová práce se zaměřuje na měření vybraných parametrů dolní končetiny ve vztahu k neúrazové bolesti kolenního kloubu.

V teoretické části jsou popsány základní poznatky o anatomii, kineziologii a biomechanice dolní končetiny. Jsou zde také zmíněny jednotlivé neúrazové patologie kolenního kloubu a možnosti jejich vyšetření.

V praktické části byly měřeny tři parametry související s funkcí kolenního kloubu na vzorku 28 sportujících probandů: úhly rotace kyčelního kloubu, Q úhel a úhel zánoží. Z nich 11 vykazovalo patologii popsanou v teoretické části. Měření bylo prováděno digitální fotografickou goniometrií, jednotlivé úhly byly měřeny podle fotografií v grafickém programu Adobe Illustrator.

Práce nepotvrzuje vstupní hypotézu, to jest statistickou odchylku vybraných parametrů u nemocných pacientů od zdravých. Analýza sebraných dat ale odhalila statisticky významné korelace jednak mezi velikostí úhlu zánoží a rozsahem vnitřní rotace v kyčelním kloubu a jednak velikostí Q úhlu a rozsahem vnější rotace v kyčelním kloubu.

Výsledky naznačují, jakým způsobem dolní končetina nahrazuje svou fyziologickou funkci při neúrazové bolesti v předním kompartmentu kolene.

Referenční seznam

- Ballegaard C, Riis RGC, Bliddal H, et al. Knee pain and inflammation in the infrapatellar fat pad estimated by conventional and dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging in obese patients with osteoarthritis: A cross-sectional study. *Osteoarthritis and Cartilage* 2014; 22: 933–940.
- Bartoníček J et al. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. 1. vydání. Praha: Avicenum, 1991. 249 s. ISBN 80-201-0151-9.
- Bartoníček J, Čech O a Sosna A: *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*. Praha, Avicenum, 1986.
- Bartoníček J a Heřt J *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004, 256 s. ISBN 80-7345-017-8.
- Birnbaum K, Siebert CH, Pandorf T, Schopphoff E, Prescher A a Niethard FU. Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2004, vol. 26, issue 6, p. 433-446. DOI: 10.1007/s00276-004-0265-8.
- Blonna D, Zarkadas PC, Fitzsimmons JS a O'Driscoll SW. Validation of a photography-based goniometry method for measuring joint range of motion. *Journal of shoulder and elbow surgery*. 2012 Jan 1;21(1):29-35.
- Bruhn S, Gollhoffer A a Gruber M. Proprioception training for prevention and rehabilitation of knee joint injury [Abstract]. *Eur. J. Sports Traumatol., Rel. Res.*, 23, 2001, s. 82-89.
- Clockaerts S, Bastiaansen-Jenniskens YM, Runhaar J, et al. The infrapatellar fat pad should be considered as an active osteoarthritis joint tissue: a narrative review. *Arthritis and Cartilage* 2010; 18: 876–882.
- Cornwall MW, McPoil TG. Relationship between static foot posture and foot mobility. *Journal of foot and ankle research*. 2011 Dec;4(1):4.
- Crossley, Kay M., et al. Analysis of outcome measures for persons with patellofemoral pain: which are reliable and valid?. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004, vol. 85, is. 5, s. 815-822.
- Čihák R. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 9788071699705.

- Čulík J, Mařík I a Černý EP. Biomechanics of leg deformity treatment. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2008;8(1):58-63.
- Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky J, Daoud YA a Lieberman DE. Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 2012, vol. 44, issue 7, p. 1325-1334. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3182465115. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>.
- Dixit, Sameer, et al. Management of Patellofemoral Pain Syndrome. *American Family Physician.* 2007, vol. 75, is. 2, s. 194-210.
- Draghi F, Danesino GM, Coscia D, Precerutti M a Pagani C. Overload syndromes of the knee in adolescents: sonographic findings. *Journal of ultrasound.* 2008 Dec 1;11(4):151-7.
- Dungl, P. et al. *Ortopedie.* 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
- Dylevský I. *Funkční anatomie.* 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 532 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- Emami, Mohammad-Jafar, et al. "Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain." (2007): 24-26.
- Feller JA, Amis AA, Andrish JT, Arendt EA, Erasmus PJ a Powers CM. Surgical biomechanics of the patellofemoral joint. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2007 May 1;23(5):542-53.
- Forogh B, Saeidi H, Rahimi F. The effect of functional foot orthoses on quality of life for individual with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Guilan University of Medical Sciences.* 2007 Apr 15;16(61):81-9.
- France L, Nester C. Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. *Clinical biomechanics.* 2001 Oct 1;16(8):710-3.
- France L, Nester, Christopher. Effect of errors in the identification of anatomical landmarks on the accuracy of Q angle values. *Clinical Biomechanics.* 2001, vol. 16, is. 8, s. 710-713.
- Fredericson M a Wolf Ch. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Medicine.* 2005, vol. 35, issue 5, p. 451-459. DOI: 10.2165/00007256-200535050-00006. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-200535050-00006>.

- Fredericson M a Yoon K. Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation : Association of Academic Physiatrists*. 2006, vol. 85, no. 3, s. 234-243.
- Frowen P, O'Donnell M, a Burrow JG. (2010). *Neale's Disorders of the Foot*. Elsevier Health Sciences.
- Grelsamer RP. Patellar Malalignment. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2000, vol. 82, is. 11, s. 1639-1650.
- Gross JM, Fetto J a Supnick ER. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton, 2005. ISBN 8072547208.
- Herrington L a Nester C. Q-angle undervalued? The relationship between Q-angle and medio-lateral position of the patella. *Clinical biomechanics*. 2004 Dec 1;19(10):1070-3.
- Hogervorst T a Vereecke E. Evolution of the human hip: Part I: the osseous framework. *Journal of hip preservation surgery*. 2014, vol. 1, no. 2, p. 39-45.
- Hogervorst T a Vereecke E. Evolution of the human hip: Part II: muscling the double extension. *Journal of hip preservation surgery*. 2015, vol. 2, no. 1, p. 3-14.
- Horton MG a Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Physical therapy*. 1989 Nov 1;69(11):897-901.
- Hošková B a Tichý J. Varozita a valgozita kolenních kloubů u dětí a ovlivnění držení těla. *Tělesná výchova a sport mládeže*. 2012:20-7.
- Hunt GC a McPoil TG. (Eds.). (1995). *Physical therapy of the foot and ankle (Vol. 15)*. Churchill Livingstone.
- Chládek P. *Femoroacetabulární impingement syndrom*. Galén; 2016.
- Chu IT, Myerson MS, Nyska M a Parks BG. (2001). Experimental flatfootmodel: the contribution of dynamic loading. *Foot & ankle international*, 22(3), 220-225.
- Janda V a Pavlů D. *Goniometrie*. Brno, IDVPZ, 1993.
- Järvinen TAH, Kannus P, Maffulli N a Khan KM. Achilles Tendon Disorders: Etiology and Epidemiology. *Foot and Ankle Clinics*. 2005, vol. 10, issue 2, p. 255-266. DOI: 10.1016/j.fcl.2005.01.013. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1083751505000148>.

- Kapandji IA. (1987). The physiology of the joints: lower limb (Vol. 2). Elsevier Health Sciences.
- Kolář P. Rehabilitace v klinické praxi. Galén; 2009.
- Landreneau L, Watts K, Heitzman JE a Childers WL. Lower limb muscle activity during forefoot and rearfoot strike running techniques. International journal of sports physical therapy. 2014, vol. 9, issue 7.
- Leal A, Pereira R, Pereira H, Silva FS, Flores P a Espregueira-Mendes J. Patellofemoral evaluation: do we need an objective kinematic approach?. In The Patellofemoral Joint 2014 (pp. 37-44). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Leunig M, Beaulé P a Ganz R. The concept of femoroacetabular impingement: Current status and future perspectives. Clinical orthopaedics and related research. 2009, vol. 467, no. 3, p. 616-622.
- Lever CJ, Hennessy MS. (2016). Adult flat foot deformity. Orthopaedics and Trauma 30(1), 41-50.
- Livingston LA, Mandigo JL. Bilateral Q angle asymmetry and anterior knee pain syndrome. Clinical biomechanics. 1999 Jan 1;14(1):7-13.
- Lorbach O, Diamantopoulos A a Paessler HH. Arthroscopic resection of the lower patellar pole in patients with chronic patellar tendinosis. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. 2008 Feb 1;24(2):167-73.
- Mayer M a Smékal D. Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. Rehabilitace a fyzikální lékařství, č. 3, 2004, s.111-117.
- Merchan T, Alan C. Patellofemoral Imaging. Clinical Orthopaedics and Related research. 2001, no. 389, s. 15-21.
- Messier SP, Davis SE, Curl WW, Lowery RB a Pack RJ. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1991, vol. 23, issue 9. DOI: 10.1249/00005768-199109000-00003.
- Mooney J a Campbell R. (2006). General foot disorders. Neale's Disorders of the Foot. Seventh Edition. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, 89-163.

- Noehren B, Schmitz A, Hempel R, Westlake C a Black W. Assessment of Strength, Flexibility, and Running Mechanics in Men With Iliotibial Band Syndrome. *Journal of Orthopaedic*. 2014, vol. 44, issue 3, p. 217-222. DOI: 10.2519/jospt.2014.4991. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/abs/10.2519/jospt.2014.4991>.
- Norkin CC a White DJ. *Measurement of joint motion: a guide to goniometry*. FA Davis; 2016 Nov 18.
- Norris BS a Olson SL. Concurrent validity and reliability of two-dimensional video analysis of hip and knee joint motion during mechanical lifting. *Physiotherapy theory and practice*. 2011 Oct 1;27(7):521-30.
- Nýdrle M a Veselá H. *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu*. Brno, IDVPZ, 1992.
- Piva, Sara R, et al. Reliability of measures of impairments associated with patellofemoral pain syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2006, vol. 7, no. 33.
- Razeghi M a Batt ME. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & posture*, 15(3), 282-291.
- Rennie WJ a Saifuddin A. Pes anserine bursitis: incidence in symptomatic knees and clinical presentation. *Skeletal radiology*. 2005 Jul 1;34(7):395-8.
- Sanchis-Alfonso, Vicente, et.al. *Anterior Knee Pain and Patellar Instability*. Vicente Sanchis-Alfonso. London : Springer-Verlag, 2006. ISBN 1846280036. Evaluation of the patient with anterior knee pain and patellar instability, s. 55-76.
- Sariali E, Veysi V a Stewart T. (i) Biomechanics of the human hip—consequences for total hip replacement. *Current Orthopaedics*. 2008 Dec 1;22(6):371-5.
- Shellock, Frank G., et al. Kinematic Magnetic Resonance Imaging of the Effect of Bracing on Patellar Position: Qualitative Assessment Using an Extremity Magnetic Resonance System. *Journal of Athletic Training*. 2000, vol. 35, no. 1, s. 44-49.
- Smith TO, Hunt NJ a Donell ST. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008 Dec 1;16(12):1068-79.

- Standring S, Ellis H, Healy J, Johnson D, Williams A, Collins P a Wigley C. (2005). Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice. *American Journal of Neuroradiology*, 26(10), 2703.
- Valmassy RL. (ed.). *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, Mo.: Mosby, 1996, xviii, 510 p. ISBN 0-8016-7986-9.
- Vařeka I a Vařeková R. (2009). *Kineziologie nohy*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Véle F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Triton.
- Witoński D a Goraj B. Patellar motion analyzed by kinematic and dynamic axial magnetic resonance imaging in patients with anterior knee pain syndrome. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 1999, vol. 119, no. 1, s. 46-49.

Seznam obrázků

Obrázek č.1: Schéma složení kloubů zánoží, zdroj: Čihák, 2001.....	15
Obrázek č. 2: Torzní úhel femuru, zdroj: Kolář, 2009.....	19
Obrázek č. 3: Q úhel, zdroj: Miller MD, Hart J, MacKnight JM, eds. Essential Orthopaedics. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier; 2010:661. Fig. 6.6.....	20
Obrázek č. 4: Úhel zánoží, zdroj: https://www.kintec.net/blog/what-is-pronation/	22
Obrázek č. 5: Digitální fotografická goniometrie, zdroj: Blonna D, Zarkadas PC, Fitzsimmons JS, O'Driscoll SW. Validation of a photography-based goniometry method for measuring joint range of motion. Journal of shoulder and elbow surgery. 2012 Jan 1;21(1):29-35.	29
Obrázek č. 6: Měření Q úhlu	37
Obrázek č. 7: Měření úhlu zánoží.....	37
Obrázek č. 8: Měření vnitřní rotace kyčelního kloubu.....	38
Obrázek č. 9: Měření zevní rotace kyčelního kloubu.....	38

Seznam tabulek

Tabulka č. 1: Deskriptiva měřeného vzorku.....	33
Tabulka č. 2: Porovnání sledovaných skupin v hodnotách Q úhlu.	39
Tabulka č. 3: Porovnání sledovaných skupin v hodnotách úhlu zánoží.....	40
Tabulka č. 4: Porovnání sledovaných skupin v hodnotách úhlu vnitřní rotace.....	41
Tabulka č. 5: Porovnání sledovaných skupin v hodnotách úhlu zevní rotace rotace.....	42
Tabulka č. 6: Hodnoty Pearsnova korelačního koeficientu u zdravé populace.....	44
Tabulka č. 7: Hodnoty R ² - koeficientu determinace u zdravé populace.....	45
Tabulka č. 8: Hodnoty Pearsnova korelačního koeficientu u vzorku nemocných.....	46
Tabulka č. 9: Hodnoty R ² - koeficientu determinace u vzorku nemocných.....	46

Seznam grafů

Graf č. 1: Rozložení věku sledovaných skupin.....	35
Graf č. 2: Rozložení BMI sledovaných skupin.....	35
Graf č. 3: Rozložení hodnot Q úhlu u sledovaných skupin.....	40
Graf č. 4: Rozložení hodnot úhlu zánoží u sledovaných skupin.....	41
Graf č. 5: Krabicový graf rozložení hodnot úhlu vnitřní rotace u sledovaných skupin.....	42
Graf č. 6: Rozložení hodnot úhlu zevní rotace u sledovaných skupin.....	43
Graf č. 7: Vztahu Q úhlu a vnitřní rotace kyčelních kloubů u zdravých.....	47
Graf č. 8: Vztahu Q úhlu a vnitřní rotace kyčelních kloubů u nemocných.....	47
Graf č. 9: Vztah úhlu zánoží a zevní rotace kyčelních kloubů u zdravých.....	48
Graf č. 10: Vztah úhlu zánoží a zevní rotace kyčelních kloubů u nemocných.....	48