

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Vliv inline bruslení na kolenní kloub

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, Csc.

Zpracoval:

Aleš Procházka

březen 2006

Abstrakt

Inline bruslení prošlo v posledních letech obrovskou popularitou nejen v celé Západní Evropě a Spojených státech amerických, ale i v České republice. Mnoho lidí začalo chápat bruslení na kolečkových bruslích jako možnost aktivního naplnění volného času – kondiční sportovní aktivitu, jakou je třeba běh, jiní jej provozují jako doplňkový letní sportovní aktivitu k běhu na lyžích a někteří třeba jako zajímavý dopravní prostředek. Mnoho nadšenců s minimálními sportovními zkušenostmi, stejně jako rekreačních i vrcholových sportovců vyzkoušelo pohyb na inline bruslích. Na trhu lze bez problémů sehnat škálu výrobků rozličné kvality a cenové kategorie.

Práce se zabývá vlivem inline bruslení na jednotlivé struktury a funkci kolenního kloubu. Vedle fyziologických efektů bruslení jako kondiční aktivity na respirační, kardiovaskulární systém atd., zůstává opomíjená oblast, kterou je vliv pravidelného opakujícího se pohybu na pohybový aparát a zejména na kolenní kloub. Zdá se, že zásadní význam v tomto ohledu má konstrukční řešení a tuhost brusle, individuální bruslařský styl jedince, stav pohybového aparátu bruslaře (kvalita řízení CNS, svalový korzet, aktivace, tuhost vazů či sklon k hypermobilitě, prodělané úrazy) a také kvalita povrchu. Rychlá jízda na hrubém nekvalitním povrchu vede ke vzniku významných vibrací.

Klíčová slova: inline bruslení, reologické vlastnosti kolene, mechanické vlastnosti vazů, vibrace.

Title of the thesis: The influence of inline skating on the knee joint.

Abstract:

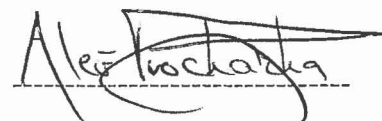
Inline skating is one of the fastest growing sport activities not only in the USA and the Western Europe but in the entire Czech Republic as well. Many people understand inline skating as a possible leisure activity – a fitness activity such as jogging, other do the inline skating as a supplementary summer sport to crosscountry skiing and other see it as an attractive means of transport. Many non-experienced enthusiasts as well as recreational and top athletes have tried to move on inline skates. There are available skating products of various quality and price on the market.

The thesis deals with influence of inline skating on the entire structures and functions of a knee joint. Apart from the physiological effects on respiratory, cardiovascular system etc. exists a topic which has not been talked about: that is the influence of a periodic and repeating movement on the locomotory system and especially on the knee joint. The skate's construction, its rigidity, individual skating technique and the status of skater's locomotory system as well as the quality of surface seem to have fundamental importance in this aspect. The quality of the surface together with fast skating may cause significant vibrations.

Key words: inline skating, rheological characters of knee joint, mechanical properties of ligaments, vibrations

Touto cestou bych chtěl poděkovat Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů,
CSc. za odborné vedení práce, za praktické rady a za možnost
využít její zkušenosti v této problematice.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně a
použil jsem pouze zdroje uvedené v bibliografii.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Aleš Procházka', written over a horizontal dashed line.

Aleš Procházka

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení: Datum vypůjčení: Poznámka:

1. ÚVOD	1
2. CÍLE PRÁCE:.....	3
3. PRACOVNÍ HYPOTÉZY:	4
4. METODOLOGIE:	5
5. TEORETICKÁ ČÁST PRÁCE	6
5.1 ANATOMIE	6
5.1.1 POPIS KOLENNÍHO KLOUBU	6
5.1.2 ANATOMIE KOSTĚNÝCH STRUKTUR	6
5.1.3 STABILIZÁTORY KOLENNÍHO KLOUBU	8
5.1.3.1 KAPSULÁRNÍ STABILIZÁTORY.....	8
5.1.3.2 INTRAARTIKULÁRNÍ STABILIZÁTORY.....	9
5.1.3.3 PASIVNÍ STABILIZÁTORY.....	11
5.1.3.4 AKTIVNÍ STABILIZÁTORY.....	12
5.1.3.4.1 TRANSLACE V SAGITÁLNÍ ROVINĚ	12
5.1.3.4.2 ROTAČNÍ POHYBY	13
5.1.3.4.3 DUKČNÍ POHYBY.....	13
5.1.3.5 KONTAKT KLOUBNÍCH PLOCH	14
5.1.4 CÉVNÍ A NERVOVÉ ZÁSOBNÍ KOLENNÍHO KLOUBU	15
5.1.5 SHRUTÍ.....	18
5.2 BIOMECHANIKA	20
5.2.1 STRUKTURA VAZU.....	20
5.2.2 MECHANICKÉ VLASTNOSTI MĚKKÝCH TKÁNÍ.....	21
5.2.2.1 NONLINEÁRNÍ VISKOELASTICITA.....	23
5.2.2.2 HYSTEREZE	25
5.2.2.3 CREEP	26
5.2.2.4 RELAXACE	26
5.2.3 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ CHOVÁNÍ MĚKKÝCH TKÁNÍ	27

5.2.3.1 BIOLOGICKÉ FAKTORY.....	27
5.2.3.1.1 VĚK.....	27
5.2.3.1.2 IMOBILIZACE, REMOBILIZACE	28
5.2.3.1.3 ZÁTĚŽOVÁ HISTORIE; EFEKT CVIČENÍ	28
5.2.3.2 FAKTORY EXPERIMENTÁLNÍHO TESTOVÁNÍ.....	29
5.2.3.2.1 RYCHLOST ZATÍŽENÍ.....	30
5.2.3.2.2 ORIENTACE VZORKU	30
5.2.4 KINEMATIKA KOLENE	31
5.2.4.1 GEOMETRIE KOLENNÍHO KLOUBU	31
5.2.4.2 KINEMATIKA FLEXE.....	32
5.2.4.3 KINEMATIKA ROTACE	34
5.2.5 ODPOR MĚKKÝCH TKÁNÍ POHYBU KOLENE A JEJICH ZATÍŽENÍ ..	35
5.2.5.1 ACL	36
5.2.5.2 PCL	36
5.2.5.3 MCL.....	37
5.2.5.4 LCL.....	38
5.2.5.5 KLOUBNÍ POUZDRO	38
5.2.6 SHRnutí.....	39
5.3 INLINE BRUSLENÍ	42
5.3.1 SOUČASNÉ ROZDĚLENÍ INLINE BRUSLENÍ.....	42
5.3.2 SPECIFIKA FITNESS INLINE BRUSLENÍ	43
5.3.3 FYZIKÁLNÍ PRINCIPY INLINE BRUSLENÍ, MECHANIKA	44
5.3.4 SLOŽENÍ BRUSLE, TECHNICKÉ PARAMETRY	47
5.3.4.1 BRUSLE S TVRDOU SKOŘEPINOU A MĚKKOU SKOŘEPINOU	50
5.3.5 KINEZILOGICKÝ ROZBOR INLINE BRUSLENÍ	52
5.3.5.1 VYMEZENÍ POJMŮ.....	52
5.3.5.2 POSTOJ	54

5.3.5.3 JÍZDA VPŘED	55
5.3.5.3.1 FÁZE SKLUZU	55
5.3.5.3.2 FÁZE ODRAZU	56
5.3.5.3.3 FÁZE PŘENOSU.....	57
5.3.5.3.4 POHYB TĚŽIŠTĚ TĚLA	58
5.3.5.3.5 DISTRIBUCE PLANTÁRNÍHO TLAKU.....	58
5.3.5.4 VYJÍŽDĚNÍ OBLOUKU	59
5.3.5.5 BRŽDĚNÍ (ZASTOUPENÍ JEDNOTLIVÝCH TECHNIK).....	60
5.3.6 SVALOVÁ AKTIVITA (PŘÍTOMNOST SEKVENCÍ)	63
5.3.7 RYCHLOST BRUSLENÍ.....	66
5.3.7.1 ZVÝŠENÍ RYCHLOSTI.....	67
5.3.7.1.1 ZMĚNA POSTOJE	67
5.3.7.1.2 ZMĚNY SVALOVÉ AKTIVITY	68
5.3.8 PODOBNOST S JINÝMI SPORTY.....	69
5.3.9 TECHNICKÁ VYSPĚLOST BRUSLAŘE	71
5.3.10 SHRNUÍ.....	72
5.4 ZDRAVOTNÍ ASPEKTY INLINE BRUSLENÍ.....	74
5.4.1 ÚVOD	74
5.4.2 ÚRAZY	75
5.4.2.1 TYPICKÉ ÚRAZY.....	75
5.4.2.2 ÚRAZY KOLENNÍHO KLOUBU	77
5.4.2.3 INCIDENCE	78
5.4.3 VLIV VIBRACÍ.....	79
5.4.3.1 VZNIK A TLUMENÍ VIBRACÍ.....	80
5.4.3.2 POSITIVNÍ A NEGATIVNÍ VLIV VIBRACÍ	81
5.4.4 VLIV POUŽITÉ BRUSLE	83
5.4.4.1 POSITIVNÍ A NEGATIVNÍ VLIVY.....	83

5.4.5 VLIV SVALOVÉ AKTIVITY	84
5.4.6 OTŘESY	87
5.4.7 VLIV CYKLICKÉHO POHYBU	88
5.4.8 VLIV POHLAVÍ	89
5.4.8.1 STATISTIKA	90
5.4.8.2 ANATOMICKO-FYZIOLOGICKÉ ODLIŠNOSTI	90
5.4.9 POROVNÁNÍ INLINE BRUSLENÍ S BĚHEM	92
5.4.9.1 ÚNAVOVÉ ÚRAZY, ÚRAZY	92
5.4.9.2 OTŘESY	93
5.4.10 OCHRANNÉ VYBAVENÍ	94
5.4.11 OPATŘENÍ	95
5.4.12 SHRUTÍ	96
6. ZÁVĚR	99
7. DOPORUČENÍ PRO PRAXI	103
8. BIBLIOGRAFIE	106
9. SEZNAM PŘÍLOH	120
9.1 SEZNAM TABULEK A OBRÁZKŮ	120
9.2 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	121

1. Úvod

In-line bruslení prošlo v posledním letech obrovskou popularitou nejen v České republice, ale i v celé Západní Evropě a Spojených státech amerických. Mnoho lidí začalo chápat bruslení na kolečkových bruslích jako možnost aktivního naplnění volného času-kondiční sportovní aktivitu, jakou je třeba běh, jiní jej provozují jako doplňkový letní sportovní aktivitu k běhu na lyžích a někteří třeba jako zajímavý dopravní prostředek. Mnoho nadšenců s minimálními sportovními zkušenostmi, stejně jako rekreačních i vrcholových sportovců vyzkoušelo pohyb na in-line bruslích, na trhu lze bez problémů sehnat škálu výrobků rozličné kvality a cenové kategorie.

Kolenní kloub je stabilizován systémem aktivních a pasivních stabilizátorů. Mezi aktivní (či dynamické) se řadí svaly kolenního kloubu a jejich fascie, mezi pasivní (či statické) patří tvar kloubních ploch, vazy, kloubní pouzdro a menisky. Vazy stabilizující kolenní kloub jsou: vnitřní a zevní postranní, přední a zadní zkřížený [11].

Kolenní kloub je nejstabilnější v plné extenzi, při níž jsou všechny hlavní vazy včetně dorzální části kloubního pouzdra nejvíce napnuty (vyjma posteromediální části PCL). Naopak jako celek jsou vazy kolenního kloubu nejméně napnuty mezi 30-60° [11].

Rozsah pohybu v kolenním kloubu je během bruslení v rozmezí flexe 12-25° (při 2.5m/s) resp. 9-37° (při 4.0m/s) [74], což spadá do úhlu iniciální flexe kolene (0-10° (popř. i 30°)) a úhlu aktivní funkce kolene (od 10° (resp. 30°) [21, 98].

Při vyšší rychlosti bruslení a tím vytvořené potřebě nízkého aerodynamického odporu mají bruslaři (lední) nižší a hlubší postoj. To vede k menšímu úhlu v kyčelním kloubu (větší flexe) při skluzu i odrazu, stejně jako k menšímu úhlu v kolenním kloubu (o 20-40°) při skluzu [13, 74].

Reakce vazů na zatížení reflektuje hned několik v literatuře popsaných faktorů. Lze jmenovat vliv věku a dospělosti, cvičení (resp. fyzické aktivity), efekt imobilizace/remobilizace, geometrické uspořádání tkáně, rychlost zatížení apod. [86-95]. Celý komplex těchto elementů vede ke konečné individuální reakci na daný, cyklicky se opakující pohyb, jakým je in-line bruslení.

Vazy vykazují viskoelastické vlastnosti závislé na čase a minulosti. Tyto vlastnosti zahrnují „creep“ (zvětšení délky vazů po době působení síly o konstantní velikosti), zátěžovou relaxaci – „stress-relaxation“ (pokles zatížení vazů, je-li držen ve fixovaném prodloužení) a hysterézi (disipace energie při kontinuálním zatížení a odlehčení), to vše při cyklickém nárůstu a poklesu sil působících na vzorek [9].

Strečink či prolouvaná aktivita mohou způsobit postupný creep vazů, což může např. v kolenním kloubu vést ke zvýšené laxitě po zátěži (po sportu). Avšak po určité periodě odpočinku se může vaz vrátit do své původní délky a koleno získat zpět svoji původní tuhost. A naopak cyklické zvyšování a pokles působící síly F vede k odpovídající relaxaci při cyklickém napínání vazů, protože vaz vykazuje neustálý pokles v napětí při rostoucím počtu cyklů. Toto chování zřejmě přispívá k ochraně vazů před selháním únavou [86].

Vibrace o určité frekvenci působí inhibičně na svalový systém, jedná se zřejmě o inhibici na úrovni nervosvalové ploténky. Proto kvalita povrchu, na kterém bruslař jede, se zdá být významným faktorem v tomto ohledu [78]. Výsledkem by mohlo být omezení funkce aktivních (dynamických) stabilizátorů a větší zatížení stabilizátorů pasivních (statických).

2. Cíle práce:

Cílem této práce je potvrdit resp. vyvrátit pozitivní a negativní vlivy inline bruslení na kolenní kloub, určit, které jednotlivé struktury kolenního kloubu budou zatěžovány a jakým způsobem a popsat předpokládané změny těchto struktur na zátěž vzniklou při inline bruslení. Předpokládám, že z výsledků bude možno usoudit na vhodnost inline bruslení pro některé skupiny lidí, resp. bude možno určit rizikové skupiny náchylnější k nevýhodným změnám v oblasti kolenního kloubu. Věřím, že relevantní informace v dostatečném množství lze nalézt v existující literatuře.

3. Pracovní hypotézy:

Hypotéza číslo 1: Inline bruslení povede k posilování aktivních stabilizátorů kolenního kloubu.

Hypotéza číslo 2: Oproti cyklickému zatěžování měkkých tkání kolenního kloubu mírné či střední intenzity lze očekávat, že jednorázové zatížení těchto struktur povede k ruptuře či plastické deformaci.

Hypotéza číslo 3: Nejvíce zatěžujícím momentem pro stabilizaci kolenního kloubu bude zřejmě odraz od zadní, zevně rotované dolní končetiny.

Hypotéza číslo 4: Povrch, na kterém se bruslař pohybuje má společně s rychlostí bruslení nezanedbatelný vliv na vznik vibrační zátěže organismu, jejíž následky mohou být podle míry pozitivní i negativní.

Hypotéza číslo 5: Ženy se vzhledem k odlišné tělesné stavbě odlišují také způsobem, jakým na ně bude inline bruslení působit.

4. Metodologie:

Jedná se o rešeršní práci. Z hlediska metodologie jde o nalezení relevantních informací v dostupné literatuře, odborných člancích a na internetu; jejich zpracování a uspořádání do komplexního celku, jehož jednotlivé části na sebe budou vhodně a plynule navazovat. Autor bude pracovat se zdroji v českém, anglickém a německém jazyce.

5. Teoretická část práce

5.1 Anatomie

V této kapitole bude uvedena a přehledně uspořádána anatomie kolenního kloubu tak, aby byl vytvořen kompaktní celek informací, tvořící teoretické východisko pro navazující kapitoly. Na konci celé kapitoly je uvedeno shrnutí stěžejních informací ve vztahu k zvolenému tématu diplomové práce.

5.1.1 Popis kolenního kloubu

V kapitole 5.1.1 jsou uvedeny některé základní informace přibližující význam a složitost kolenního kloubu; části, ze kterých se skládá a některé základní vztahy kolene a celé dolní končetiny.

Kolenní kloub je kloub složený, ve kterém spolu artikulují femur, tibie a patela. Vzhledem k nestejnému geometrickému zakřivení kloubních ploch femuru a tibie jsou mezi tyto kosti vsunuty dva menisky; meniscus medialis a meniscus lateralis. V kloubu se stýkají dvě nejdelší kosti lidského těla, páky jsou dlouhé a zatížení kloubních ploch enormní [18]. Kloub lze tedy rozdělit na kloub femorotibiální a femoropatelární. Femorotibiální kloub pak na mediální a laterální. Každý z nich je příslušným meniskem rozdělen na část femoromeniskální a meniskotibiální [17].

5.1.2 Anatomie kostěných struktur

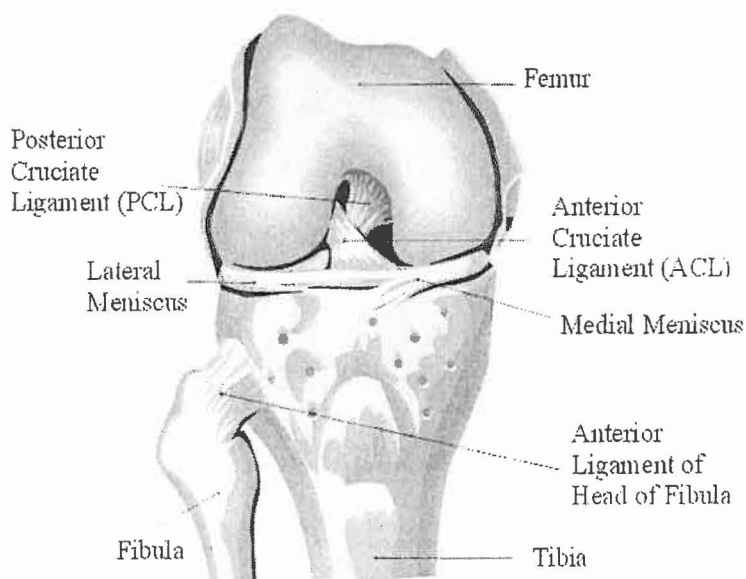
5.1.2 je věnována popisu anatomie kostí, které v koleni artikulují, tedy femuru, tibie a pately včetně tvaru kloubních ploch. Je zde zahrnuta také anatomie burz. Anatomie chrupavky, kterou jsou artikulující plochy pokryty, je součástí kapitoly 5.1.3.1.

Kloubní plochy na femuru jsou condylus medialis a condylus lateralis. Vpředu jsou tyto kondyly spojeny nepárovou kloubní plochou pro patelu facies patellaris. Na dorzální straně jsou kondyly od sebe odděleny hlubokou fossa intercondylaris. Oba kondyly jsou

vzhledem k dlouhé ose diafýzy femuru poněkud odkloněny dorzálně a jsou orientovány tak, že laterální kondyl stojí sagitálně a mediální se k němu vpředu stáčí.

Kloubní plochy pro patelu má vertikálně orientovaný žlábek, jemuž odpovídá hrana na patele, takže tato část kolenního kloubu má charakter kloubu kladkovitého.

Kloubní plochy na tibiai se nazývají condyli tibiae. Mediální kondyl je předozadně lehce oválný a je lehce konkávní. Laterální kondyl je skoro kruhovitý, ve frontální rovině je plochý, v sagitální rovině je dokonce lehce konvexní. Oba tyto kondyly jsou vzhledem k dlouhé ose tibie lehce vytočeny vzad a jsou od sebe odděleny drsnou nerovnou area intercondylaris, která vyvstává v eminentia intercondylaris. Do tibie se v této oblasti upínají ligamenta a vstupují cévy. Kloubní plochy na patele nese nápadnou svisle orientovanou hranu, crista patellaris, jež dělí kloubní plochu na větší zevní a menší vnitřní plošku [18].



Adapted from Core! Draw 9 Library

Obrázek č.1: Kolenní kloub s menisky a zkříženými vazy [106], pohled na pravé koleno zepředu

5.1.3 Stabilizátory kolenního kloubu

Kapitola 5.1.3 zahrnuje popis struktur participujících na stabilizaci kolenního kloubu, které jsou diferencovány dle funkčního hlediska a dle topografického hlediska. Stabilizační funkce jednotlivých prvků celého komplexu stabilizace kolene vyplývají z jejich anatomického uspořádání, které je předmětem této kapitoly a také ze svých mechanických vlastností, coby materiálů, což je předmětem kapitoly 5.2.1.

5.1.3.1 Kapsulární stabilizátory

5.1.3.1 popisuje kapsulární stabilizátory kolenního kloubu, je zde uvedena anatomie kloubního pouzdra, kloubní chrupavky, průběh svalů a postranních vazů. Informace o zatížení jednotlivých struktur při pohybech kolene jsou uvedeny v kapitole 5.2.5.

Kloubní pouzdro je rozdílně členité ve své vazivové (fibrózní) i v synoviální vrstvě. Fibrózní vrstva kloubního pouzdra začíná na femuru 1 - 1,5 cm od okrajů kloubních ploch. Na přední straně se vychlípí proximálně pod šlachou čtyřhlavého stehenního svalu a vytváří variabilní záhyb. Na tibií se pouzdro připojuje v těsné blízkosti kloubních ploch a připíná se k bázi středních úseků obou menisků. Na patele lemují okraje kloubní chrupavky. V předních partiích je kloubní pouzdro kolenního kloubu velmi slabé, na síle nabývá až v oblasti postranních vazů [20, 98].

Kloubní chrupavka, cartilago articularis, povlékající kloubní konce kostí, dotváří tvar kloubní jamky a hlavice a je typem hyalinní chrupavky. Pružná a sklovitě hladká chrupavka poměrně přesně kopíruje tvar kloubních konců, ale není rovnoměrně silná. Silnější bývá v centrech kloubních ploch, kde je také maximálně zatížená, a v místech, kde si sousedící kosti výrazně neodpovídají tvarem (např. zevní kloubní hrbol stehenní kosti a holenní kost). Nejsilnější chrupavka (7 - 8 mm) je na kloubní ploše česky kolenního kloubu.

Vnitřní postranní vaz (MCL), lig. collaterale tibiale je vpředu tvořeno vertikálními a vzadu šikmými vazivovými vlákny, která začínají na mediálním epikondylu stehenní kosti a upínají se na holenní kost, 6 - 9 cm pod štěrbinou kloubu. Vaz je poměrně široký, plochý a jeho zadní část pevně srůstá s kloubním pouzdem a s vnitřním meniskem. Je zcela napjat při extenzi kolena, které tak stabilizuje [20, 98].

Zevní postranní vaz (LCL), lig. collaterale fibulare je zaoblený až oválný svazek vláken jdoucí od laterálního epikondylu k hlavičce lýtkové kosti, na kterou se upíná asi 1 cm od jejího vrcholu. Vaz je ve výši kloubní štěrbiny oddělen od kloubního pouzdra vrstvičkou řídkého vaziva a distální úsek vazů je obejmut úponovou šlachou dvouhlavého stehenního svalu. Postranní vaz je zcela napjat při extenzi kolena, a proto také patří mezi stabilizátory kolenního kloubu [11].

5.1.3.2 Intraartikulární stabilizátory

5.1.3.2 popisuje intraartikulární stabilizátory a zahrnuje anatomii menisků a zkřížených vazů a jejich chování z hlediska kinematiky kolene.

Meniscus medialis je větší a poloměsíčitý. Jeho cípy (rohy) se upínají na přední a zadní interkondylární plochu. Meniskus je ve střední části pevně srostlý s částí vnitřního kolaterálního vazů, a je tedy fixován ve třech bodech (oba cípy a střední partie). Je proto také méně pohyblivý. Meniskus nepokrývá celou plochu tibiálního kondylu, a ponechává v jeho středu prohloubenou oválnou plošku. Mediální meniskus je vzhledem ke své menší pohyblivosti častěji poškozen. V 95 % případů se poškození menisků týká vnitřního menisku [98].

Meniscus lateralis je téměř kruhový. Jeho přední cíp se upíná v blízkosti předního zkříženého vazy, který do něj někdy vysílá i ojedinělá vlákna. Zadní cíp se upíná na zadní interkondylární plochu. Zevní meniskus pokrývá téměř celou plochu zevního kondylu holenní kosti. Vzhledem ke svému tvaru je ovšem upevněn prakticky v jediném místě - přední a zadní cípy se totiž téměř dotýkají. Proto je zevní meniskus i značně pohyblivý, zvláště při mírných (15 – 30°) flexích v kolenním kloubu [98].

Přední zkřížený vaz (ACL), lig. cruciatum anterius začíná na vnitřní ploše zevního kondylu femuru a směřuje do přední interkondylární plochy.

Zadní zkřížený vaz (PCL), lig. cruciatum posterius probíhá od zevní plochy vnitřního kondylu do zadní interkondylární plochy. Oba zkřížené vazy jsou přibližně stejně dlouhé, ale zadní vaz je asi o třetinu silnější než vazy přední. Je vlastně nejsilnějším vazem kolenního kloubu [98].

Celková stabilita kolenního kloubu je dána součinností tří subsystémů, jejichž činnost je vzájemně koordinována.

5.1.3.3 uvádí anatomickou a funkční integritu pasivních stabilizátorů kolene a jejich chování v závislosti na druhu charakteru pohybu kolene. Naopak systém aktivních stabilizátorů je předmětem kapitoly 5.1.3.4, která také popisuje účinek jednotlivých svalů či svalových skupin podle směru pohybu kolene při translaci v sagitální rovině, rotačních a dukčních pohybech. Je zde také vysvětlen „Q úhel“.

5.1.3.5 uvádí význam kontaktu kloubních ploch artikulujících partnerů na stabilizaci kolene, jejich vztah k aktivním stabilizátorům a také poměr stabilizačních účinků jednotlivých subsystémů. Jsou zde také uvedeny synergistické a antagonistické vztahy aktivních a pasivních stabilizátorů kolene.

5.1.3.3 Pasivní stabilizátory

Vzhledem ke kinematickým souvislostem, uvedeným v kapitole 5.3 jsou zde uvedeny vazy ve své stabilizační funkci týkající se abdukce a zevní rotace bérce.

Vazy stabilizující kloub při abdukci bérce

Noyes (popsáno Sosnou, [11]) provedl test abdukce bérce při plné extenzi a flexi 25° v kolenním kloubu. Uvedeny jsou následující stabilizační struktury jednotlivých struktur (z celkových 100% konečného stabilizačního účinku při abdukci bérce):

-v plné extenzi	57.4% MCL, 14.8% ACL+PCL (dohromady), 25.2% mediální část pouzdra (což je součet 17.5% jeho zadní třetiny + 7.7% přední a střední třetiny)
-ve flexi 25°	78.2% MCL 13.4% ACL+PCL (dohromady) 7.6% mediální část pouzdra (což je součet 3.6% jeho zadní třetiny + 4.0% přední a střední třetiny).

Vazy určující rozsah zevní rotace bérce

Rozsah zevní rotace je určen zejména napětím MCL, po jeho protěti se rozsah (zevní rotace) zvětšuje na dvojnásobek. Mediální a posteromediální část kloubního pouzdra a mediální meniskus nedosahují stabilizačního významu MCL. ACL se uplatňuje až v terminální fázi, vliv PCL je minimální [11].

5.1.3.4 Aktivní stabilizátory

Aktivními stabilizátory kolene jsou kolemjdoucí svaly, z biomechanického hlediska mají dvě funkce:

- provádějí aktivní pohyb v kloubu
- zajišťují aktivní stabilitu kloubu v klidu a při pohybu

Stabilizační účinek mají při izometrické i izotonické kontrakci a tento účinek se projevuje

- přímo i aktivní kokontrakcí antagonistických svalů daného pohybu
- nepřímo zvětšením velikosti tlakových sil v kloubu (viz kontakt kloubních ploch)

O funkci každého svalu rozhoduje mnoho faktorů, jsou to např. lokalizace začátku a úponu svalu (tedy průběh vzhledem k osám jednotlivých pohybů), síla, kterou je schopen sval vyvinout, způsob úponu apod. [11].

5.1.3.4.1 Translace v sagitální rovině

Při translaci bérce v sagitální rovině proti sobě stojí dvě antagonistické svalové skupiny. První skupina (m. quadriceps femoris, m. gastrocnemius a m. popliteus) zabraňuje dorzálnímu posunu proximální části tibie a je dynamický synergista PCL a dorzální části pouzdra a antagonist a ACL i ostatních vazivových struktur zabraňujících ventrální posun tibie. Druhá skupina (m. semimembranosus, m. biceps femoris, skupina pes anserinus) táhne proximální část tibie vzad. Je tedy dynamickým synergistou ACL a antagonistou PCL [11].

Q úhel

Uspořádání extenzního aparátu je významné jednak pro stabilizaci pately a také pro biomechaniku femoropatelárního skloubení. Je dáno vzájemným vztahem tří hlavních prvků: m. quadriceps femoris, pately a lig. patellae. Zatímco osa tahu m.

quadriceps femoris směřuje distálně a lehce mediálně, podílná osa lig. patellae směřuje distálně a mírně laterálně. Obě osy tak svírají úhle, popisovaný jako „Quadriceps angle“ či také „Q úhel“. Svalovému tahu přibližně odpovídá spojnice spina iliaca anterior superior a středu čéšky, osu lig. patellae získáme spojením středu čéšky a tuberositas tibiae. U mužů dosahuje velikosti 10°, u žen 15°. Hodnoty nad 20° jsou považovány za patologické [11].

Aktivace hamstringů, resp. tah této struktury, vede k posteriornímu posunu a zevní rotaci tibie a změna kinematiky tibie mění kinematiku pately a její kontakt s femurem. Síly vzniklé zatížením tractus iliotibialis mění kinematiku kolene podobným způsobem, navíc dochází k laterální translaci pately a její kontaktní plochy, ovšem tento efekt je menší, nežli u skupiny hamstringů [39].

5.1.3.4.2 Rotační pohyby

Při rotačních pohybech tvoří antagonistické skupiny vnitřní a zevní rotátory bérce. Zevní rotátory současně působí jako dynamičtí synergisté laterálních kapsulárních struktur a ACL a naopak jsou antagonisty mediálních kapsulárních struktur. U vnitřních rotátorů je tomu naopak.

5.1.3.4.3 Dukční pohyby

Dukční pohyby jsou pouze pasivní, vznikají působením zevních sil a jejich fyziologický rozsah je velmi malý. Snadno však vedou k poškození vazivového aparátu kloubu, proto je významná jejich aktivní kontrola. Při dukčních pohybech neexistuje takový antagonismus svalů, jako v předchozích případech; je to dáno tím, že svaly nejsou schopny tyto pohyby vyvolat, nýbrž pouze neutralizovat. Proti násilné abdukci působí m. vastus medialis, skupina pes anserinus, m. semimembranosus a mediální hlava m. gastrocnemicus (hl. při extenzi) [11].

Obecně mají vedle m. quadriceps femoris mimořádný stabilizační význam také m. biceps femoris, m. semimembranosus a skupina pes anserinus. Je to dáno tím, že tyto silné svaly stabilizují kloub při flexi, rotaci i dukci. Přitom tyto jednotlivé účinky uvedených svalů závisí na postavení kloubu. V extenzi a na počátku flexe je největší jejich dukční složka, která se s postupnou flexí zmenšuje a naopak vzrůstá složka flekčně rotační, která byla na počátku flexe téměř nulová. Při flexi je dukční složka zhruba stejně veliká jako složka flekčně-rotační (v 90° flexe kolene je naopak složka dukční téměř nulová, složka flekčně-rotační dosahuje svého maxima). Vazy kolenního kloubu jako celek jsou nejméně napnuty mezi 30-60° flexe, navíc se při 30° flexe prudce zvětšuje rozsah rotačních pohybů. A právě k většině úrazů kloubu dochází právě mezi 30-60° flexe kolene. Při flexi asi 45° jsou dukční a flexně-rotační složka diskutovaných svalů v rovnováze, z toho vyplývá, že tyto svaly mají mimořádný význam v této „krizové“ fázi flexe (30-60°), kdy je vazivový aparát nejzranitelnější [11].

5.1.3.5 Kontakt kloubních ploch

Kloubní plochy kolene jsou oproti jiným kloubům zdánlivě téměř inkongruentní, tato ingongruence je částečně kompenzována funkcí mediálního a laterálního menisku; navíc působením tlakových sil jsou kloubní plochy schopny elastické deformace a tím i změny tvaru. Na stabilitě kloubu dané kontaktem kloubních ploch se podílí vlastní tvar nezátížených kloubních ploch včetně menisků a schopnost elastické deformace kloubních ploch působením tlakových sil. Wang a Walker dokonce udávají, že stabilita dána kontaktem kloubních ploch dosahuje téměř významu stability dané vazivovým aparátem [82].

Naproti tomu Ditmar uvádí, že tvar kloubních ploch se na celkové stabilitě, na rozdíl od jiných velkých kloubů dolní končetiny vůbec nepodílí, proto je vazivový aparát kolene tak mohutný [17].

Poměr stabilizačních účinků jednotlivých subsystémů se mění v závislosti na zatížení kloubu. Např. při klinickém vyšetření má hlavní stabilizační účinek vazivový aparát, naopak při sportu je to svalový aparát. Proto musí existovat koordinace v působení jednotlivých subsystémů. Koordinace mezi vazivovým a svalovým aparátem je zajištěna pomocí kinetického řetězce, který poprvé definoval Payr [58]. Podle něj jsou při pohybu a působením zevních sil drážděny proprioceptory (zejm. v křížových vazech a pouzdru), tyto údaje jsou zpracovány v CNS a motorickými nervovými drahami je přes působení kolemkloubních svalů zajištěna normální činnost kloubu. Podle Popeho (a spol) proběhne tento neuromuskulární reflex během 330ms. Při některých druhích činnosti (lyžování) dochází k porušení vazivového aparátu mnohem rychleji (78ms), proto nestačí proběhnout celý ochranný reflex. Proto je význam reflexu omezený rychlostí působící síly [60].

Zvýšená svalová aktivita má za následek také zvýšení tlakové síly působící na kloubní plochy. To vede k jejich elastické deformaci a zvýšení stability dané kontaktem ploch [11].

5.1.4 Cévní a nervové zásobení kolenního kloubu

5.1.4 jsou pouze základní informace z oblasti anatomie cévního a nervového zásobení kolenního kloubu.

Hlavní cévní a nervové kmeny probíhají ve fossa poplitea, což je prostor rombického tvaru na zadní straně kolenního kloubu. Kraniální ohraničení tvoří z mediální strany m. semimembranosus, z laterální pak m. biceps femoris. Distálně tvoří hranici obě hlavy m. gastrocnemius. Strop jámy je pokryt povrchovou fascií, dno tvoří planum popliteum femuru, dorzální část kloubního pouzdra a m. popliteus.

Artérie probíhá nejhluběji a nejmediálněji, vena je uložena po její zevní straně a poněkud povrchněji. Nervus tibialis prochází zhruba v dlouhé

ose jámy. Všechny tři struktury vstupují společně do canalis cruropopliteus, tvořeného arcus tendineus m. solei a dorzální plochou tibie, a probíhají dále na bérec. Nejpovrchněji a nejlaterálněji probíhá nervus peronaeus communis. Nad fascií probíhá vena saphena parva, která ji v proměnlivé výši perforuje a vlévá se do vena poplitea. Fascií dále prostupují v dolní části jámy do podkoží nervus cutaneus surrae med. z nervus tibialis a nervus cutaneus surrae lat. z nervus peronaeus communis [11].

Cévní zásobení

Kolenní kloub je zevně zásoben z rete articulare genus, ležící na kloubním pouzdru, které vytváří zejména tyto artérie:

- a. genus descendens
- aa. genus superiores (med. et lat.)
- a. genus media
- aa. genus inferiores (med. et lat.)
- a. recurrens tibialis ant.

Tyto artérie se odštěpují z a. femoralis a z a. poplitea. Vény jsou uloženy obdobně jako artérie, často zdvojeně. Mimo to probíhají v oblastní kolenního kloubu dvě povrchové žíly, a to v. saphena parva a magna. Cévy vyživující zkřížené vazy přicházejí z oblasti jejich začátků a úponů. K femorálnímu začátku obou vazů přicházejí větvičky z a. genus media a stejně tak je tomu u tibiálního úponu zadního zkříženého vazů. Jemným nástřikem lze prokázat drobné anastomózy mezi těmito cévami a cévami periostu v okolí začátků vazů. K tibiálnímu úponu předního zkříženého vazů přicházejí cévy z Hoffova tělesa cestou plica synovialis infrapatellaris [5].

Cévní zásobení menisků není rovnoměrné. Zatímco oba přední i zadní rohy jsou protkány cévami v téměř celém rozsahu, střední část obsahuje cévy pouze ve své bazální zóně. Vnitřní část menisků je zcela bezcévná [11].

Chrupavky typu menisků jsou podle obecných pravidel avaskulární struktury. Nověji prováděné studie ukazují, že 10 - 30% šíře zevního

obvodu menisků je poměrně dobře zásobeno cévami, které na obvodu obou chrupavek formují perivaskulární cévní pleteně [98].

Nervové zásobení

Motorická inervace svalů

Svaly působící jako dynamické stabilizátory kolenního kloubu jsou inervovány z různých nervů plexus lumbosacralis:

n. femoralis - m. quadriceps femoris a m. sartorius

n. obturatorius - m. gracilis

n. ischiadicus - m. semitendinosus, m. semimebranosus a m. biceps femoris

n. tibialis - m. popliteus, m. gastrocnemius a m. plantaris [20]

Senzitivní inervace kloubu

Na senzitivní inervaci kolenního kloubu se podílejí svými větvemi:

n. femoralis,

n. peroneus communis,

n. tibialis,

n. obturatorius (nekonstantně)

n. ischiadicus (eventuelně při nízkém štěpení) [11]

Vlastní struktury kolenního kloubu jsou bohatě senzitivně inervovány. Nejbohatší senzitivní pleteně jsou v kloubním pouzdru, včetně postranních a zkřížených vazů, a v periostu vstupují do kanálků kosti spolu s cévami a inervují spongiózní kost. Nervové svazky obsahují větší počet nemyelinizovaných vláken, která vazomotoricky inervují cévy a menší počet vláken myelinizovaných, která tvoří senzitivní zakončení. Sem patří volná nervová zakončení registrující bolest, Ruffiniho zakončení (receptory registrující pohyb, směr a rychlost), Golgiho-Mazzoniho a Vater-Pacciniho tělíška (citlivá na vibrace a na rychlý pohyb bez ohledu na jeho směr). Jedinou výjimku mezi kloubními strukturami z hlediska inervace tvoří menisky a kloubní chrupavka. Menisky obsahují senzitivní vlákna, pouze ve své bazální třetině, kloubní chrupavka je postrádá úplně. Je však doslova

obklíčena nervovými vlákny. Ta přicházejí z kloubního pouzdra až do oblasti přechodné zóny mezi pouzdem a chrupavkou, ale zejména jsou to nervová vlákna v oblasti subchondrální kosti. Tím lze morfologicky vysvětlit citlivost baze kloubní chrupavky [5].

5.1.5 Shrnutí

5.1.5 je shrnutí hlavních bodů, podporující návaznost jednotlivých kapitol a jejich důležitost pro zkoumanou otázku, resp. hypotézy.

Celková stabilita kolenního kloubu je dána součinností tří subsystémů, jejichž činnost je vzájemně koordinována; jsou to: pasivní stabilizátory, aktivní stabilizátory a tvar kloubních ploch.

Rozsah zevní rotace je určen zejména napětím MCL, méně pak mediální a posteromediální částí kloubního pouzdra a mediálním meniskem, které nedosahují stabilizačního významu MCL. ACL se uplatňuje v terminální fázi zevní rotace, vliv PCL je minimální.

Abdukčnímu pohybu bérce zabraňuje při plné extenzi z 57.4% MCL, z 14.8% ACL+PCL a z 25.2% mediální část pouzdra, při 25° flexe je to z 78.2% MC, z 13.4% ACL+PCL (dohromady) a z 7.6% mediální část pouzdra.

Stabilizační účinek svalu se projevuje přímo při aktivní kokontrakci antagonistických svalů daného pohybu a nepřímo zvětšením velikosti tlakových sil v kloubu - kloubní plochy jsou schopny elastické deformace a tím i změny tvaru.

Poměr stabilizačních účinků jednotlivých subsystémů se mění v závislosti na zatížení kloubu.

Neuromuskulární reflex proběhne během 330ms. Při rychlejším porušení vazivového aparátu nestačí proběhnout celý ochranný reflex.

Q úhel je úhel svíraný osou tahu m. quadriceps femoris a podélná osa lig. patellae, jeho fyziologická hodnota je 10° u mužů resp. 15° u žen.

Dukční pohyby jsou pasivní a jejich fyziologický rozsah je velmi malý. Snadno však vedou k poškození vazivového aparátu kloubu, proto je významná jejich aktivní kontrola. Při dukčních pohybech neexistuje dobrý antagonismus svalů - svaly nejsou schopny tyto pohyby vyvolat, pouze neutralizovat.

M. quadriceps femoris , m. biceps femoris, m. semimembranosus a svaly skupiny pes anserinus mají mimořádný stabilizační význam při 30-60° flexe, kdy je vazivový aparát nejzranitelnější.

5.2 Biomechanika

Kapitola 5.2 uvádí mnoha studii znovu potvrzené principy chování měkkých tkání kolenního kloubu a kinematiky kolene, stejně jako výsledky prací, které jsou čerstvé a v dnešní době jedinečné. Celá kapitola dotváří obraz stavby a funkce kolene o biomechanické principy, respektované dalšími kapitolami. Na závěr je uvedeno shrnutí hlavních bodů, které pomůže jasněmu pochopení významu jednotlivých kapitol, stejně jako jejich návaznosti. Úvodem jsou uvedeny obory biomechaniky a předměty jejich zájmu

5.2.1 Struktura vazů

Zde je uvedena detailní anatomie vazů, zastoupení složek vláken elastinu a kolagenu, na což budou svým obsahem logicky navazovat (a z čehož budou vycházet) následující kapitoly.

Vazy se skládají z vody a hustě uspořádaných kolagenních vláken, probíhajících longitudinálně, paralelně s osou zatížení [86]. Stavbou se podobají šlašce, avšak vazivová vlákna nemají tak pravidelné uspořádání jako šlachy a také distribuce fibroblastů je nerovnoměrná [101]. Nejvíce kolagenu je typu I (cca 70% suché hmotnosti), dále malé množství kolagenu III (3-10% suché hmotnosti) a stopy typů V, X, XII a XIV. Ve vazů jsou také přítomny nekolagenní bílkoviny, jako jsou elastin a fibrilární bílkovina (méně než 1%), dále proteoglykany a voda [86]. Jiní autoři předpokládají zastoupení elastinu mezi 4-5% [101]. Voda a proteoglykany poskytují vazů lubrikaci a jeho prostorové uspořádání, které jsou rozhodující vzhledem k hladkým pohybům v kloubu [86]. Jiní autoři uvádí, že podíl elastinu může být až 5% [101].

Úpony vazů a šlach na kost jsou funkčně adaptovány na disipaci sil přechodem měkké tkáně na kost [94], úpony jsou klasifikovány jako přímé či nepřímé. Přímé úpony se skládají ze čtyř morfologických zón: šlacha, fibrokartilaginózní tkáň, mineralizovaná

fibrokartilaginózní tkáň a kost. Nepřímé úpony se skládají z povrchové vrstvy, která je přímo spojena s periostem, což je hlubší vrstva ukotvená na kost tzv. Sharpeyovými vlákny. Vazem, který by vykazoval oba typy úponů, je vnitřní postranní vaz kolenního kloubu; má přímý úpon na femur a nepřímý na tibia [86].

5.2.2 Mechanické vlastnosti měkkých tkání

V této kapitole jsou uvedeny obecné mechanické vlastnosti měkkých tkání a detailněji jsou popsány strukturální vlastnosti komplexu kost-vaz-kost. Je zde charakterizováno chování elastinu a kolagenu, doplněno použitím modelu pružiny a tlumiče. Také je vysvětlena nelineární viskoelasticita, hystereze, creep a relaxace a časové charakteristiky nástupu creep(u) a relaxace.

Šlachy a vazy slouží především k přenášení hnací svalové síly na kostní segmenty nebo ke zpevnování kloubních spojení či vymezení jejich pohyblivosti zejména v limitních polohách segmentů. Mají významný podíl na vytváření pasivních odporů kloubu. Vynikají pevnostními vlastnostmi. Svými vlastnostmi se šlachy a vazy navzájem odlišují podle místa, anatomické funkce, věku, trénovanosti apod. U dospělého člověka se maximální napětí (tedy mez pevnosti) šlach a vazů pohybuje v rozmezí 42-210Mpa [37].

Komponenty pohybového ústrojí nelze nikdy považovat za dokonale tuhé či pružné; jejich elasticita je vždy doprovázena viskozitou, která má za následek viskózní (kapalinové) tření. Viskózní vlastnosti pasivních prvků pohybového ústrojí (šlachy, vazy, chrupavky, kloubní pouzdro, synoviální tekutina) jsou dány jejich strukturou, stářím, patogenními faktory a rovněž jsou závislé na jejich protažení, stlačení, tudíž na poloze kloubu. To platí také o obsluhujících svalech, u kterých je tato schopnost navíc závislá na stupni aktivace-je proto řízená [56].

Kolagenová vlákna jsou uspořádána ve vazů v různých úhlech zvlnění tak, že zvýšení napětí (působící síly) vede k zapojení většího počtu vláken, která pomohou odolat zvýšené zátěži [86]. Pevnost a pružnost kolagenních vláken závisí i na periodickém pruhování (žíhání) mikrofibril, které je patrné v mikroskopu. Pruhování je podmíněno střídáním molekul tropokolagenu, které mají určitou délku a v mikrofibrile se schodovitě střídají. Mezi jednotlivými molekulami jsou mezery umožňující jejich vzájemný posun [101]. Díky zvlnění fibril může vaz sledovat pohyb kloubu a zároveň poskytovat odpor při extrémních kloubních pohybech. Je-li vaz zatížen napětím, reaguje prodloužením. Při normálních aktivitách je vaz snadno prodlužován k zajištění normální kinematiky a umožnění snadného a hladkého pohybu kloubu. S větší zevní silou (zátěží), jako např. při cvičení či sportu, se zvyšuje tuhost vazů, aby zabránil (vaz) jakýmkoli nepřiměřeným pohybům kloubu. Přesáhne-li však působící síla mez pevnosti vazů, jak se může stát při sportu, zvyšuje se nebezpečí poškození vazů [86].

Základní biomechanickou vlastností elastických vláken je jejich pružnost. Této jejich vlastnosti je při stavbě struktur pohybového systému využito v kombinaci s kolagenními vlákny. Elastická vlákna nejsou pevná, unesou zatížení pouze 2 - 3 N na 1 mm², ale mohou být protažena až na 100 - 150 % své původní délky. Chceme-li mechanické vlastnosti "elastické příměsi" (např. v kloubních pouzdrech) vyjádřit odborně, pak přidání elastinu redukuje hysterezi vaziva [101].

Pro grafické znázornění bylo vytvořeno náhradní modelové schéma; elastické vlastnosti měkké tkáně jsou charakterizovány a znázorněny prvkem pružinou, zatímco viskózní vlastnosti představuje prvek tlumič.

5.2.2.1 Nonlineární viskoelasticita

V této kapitole je vymezen pojem „nonlineární viskoelasticita“, Je zde popsána charakteristická křivka závislosti deformace vazů na působící síle, resp. její jednotlivé úseky, což je doplněno obrázkem křivky. Také jsou definovány vybrané parametry reprezentující strukturální chování komplexu kost-vaz-kost.

V bodech 5.2.2.2 až 5.2.2.4 jsou popsány tři fenomény charakteristické pro mechanické vlastnosti biomateriálů. Je zde vysvětlena hystereze jako forma disipace energie a fenomény creep a relaxace jako odezvy měkkých tkání na kontinuální a cyklicky se opakující formu zatížení. Na konci těchto bodů je uveden vzájemný vztah mezi creep(em) a relaxací, co se týče rychlosti objevení se.

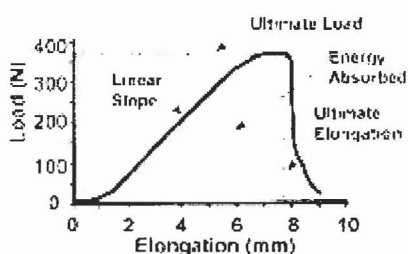
Vazy a šlachy jsou s ohledem na jejich pevnostně deformační charakter viskózně-elastickým materiálem; měření jeho viskoelasticity je závislé na třech proměnných: zatížení, deformaci a čase. Viskoelasticita se projevuje „creep“ efektem a napět'ovou relaxací [56].

Tyto všechny proměnné jsou zahrnuty ve tvaru křivky závislosti deformace na působící síle, která má charakteristický tvar pro komplex kost-vaz-kost. Tato křivka je nelineární a může být rozdělena do několika úseků. Prvním je nelineární tzv. „toe“ region, mající nízkou počáteční tuhost. Při aktivitě se totiž zvlňená kolagenová vlákna snadno natahují a nízké počáteční síly vedou k velkým deformacím.

Druhý úsek je lineární (což způsobují vlákna jsouce natahována), napětí je lineárně proporcionalní k prodloužení a sklon tohoto úseku je nazýván jako „Youngův“ (či tangentní) modulus. Vyšší modulus může mít několik významů; vaz je tvořen tužším

materiálem, je v něm přítomno více kolagenu pro jednotku plochy a konečně jeho kolagenová vlákna mohou mít větší průměr.

V posledním úseku dosahuje křivka konečného zatížení, jaké je struktura s to vydržet. Při dalším zatížení struktury (resp. komplexu kost-vaz-kost) dochází k jejímu přetržení. Vybrané parametry použité k reprezentaci strukturálních vlastností komplexu kost-vaz-kost jsou lineární tuhost [N/mm], maximální zatížení [N], maximální prodloužení [mm] a celková energie potřebná k selhání struktury (přetržení) [N-mm], která je určena plochou pod křivkou [11, 86].



Obrázek č.2 Schéma křivky síla-deformace vazů [86];

linear slope=Youngův modul

ultimate load=mezní síla

energy absorbed=absorbovaná energie

ultimate elongation=konečné protažení

Relativní protažení (strain) (ϵ), [%] je definováno jako deformace na jednotku vzdálenosti a lze ji nalézt umístěním značek na měkkou studovanou tkáň. Natažení se pak vypočítá podle vzorečku $\epsilon = (l - l_0) / l_0$; kdy l_0 reprezentuje počáteční vzdálenost mezi značkami (markery) a l je délka po aplikaci zevního zatížení. Natažení nemá jednotky a zpravidla se popisuje procenty.

Napětí (stress) [N/mm²] je definováno jako zatížení na jednotku plochy průřezu vazů. Může být vypočítáno podle vzorečku $\sigma = F / A$; kde σ je napětí, F je zevně aplikovaná síla a A je plocha příčného

řezu vazů. Je tedy nutné přesně změřit průsvit (plochu příčného řezu) vazů [86].

Arms et.al. uvádí, že při pasivním pohybu kolene dochází při flexi 120° k protažení MCL vazů o 4% [1]. Provenzano et al. uvádí, že k poškození MCL vazů (křesy) dochází při natažení o více než 5,1%; Tkáň (vaz) protažena pod tuto hodnotu se po odeznění působícího napětí vrátila na svou původní délku během 10 násobku času, kterým byla tkáň zatěžována [61].

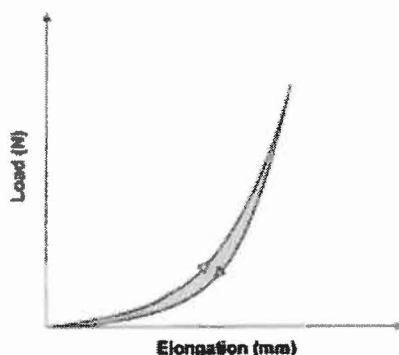
Elastické a viskózně elastické vlastnosti základních prvků vytváří v celkové sumaci intra- a extraartikulární odpory v kloubu, které jsou dále rovněž závislé na výstavbě a mohutnosti obsluhujícího svalového systému. Tlumící vlastnosti kloubu fungují jako mechanicky ztrátový spotřebič energie, elasticita má úlohu akumulátoru. Sval funguje pro své výrazné elastické vlastnosti jako významný akumulátor energie přenášené kloubním spojením a energii získanou působením zevní síly (svým protažením) může velmi významně využívat v další pohybové fázi. V krajním případě může dojít k úplnému zmaření mechanické energie, resp. její přeměně na teplo [56].

5.2.2.2 Hystereze

Křivka deformace při poklesu působící síly F nesouhlasí s křivkou vzniklou při nárůstu síly, což je známo jako hysterézní efekt, značící disipaci energie. Hysteréze je disipace energie při cyklickém nárůstu a poklesu sil působících na vzorek. Vyjadřuje závislost daného stavu na předchozích stavech. Vrcholové zatížení s rostoucím počtem cyklů klesá, na druhou stranu se křivky deformace při vzrůstu a poklesu síly F stávají opakovatelnými [1, 86].

Elastická vlákna redukuje hysterézi vaziva, tzn., že snižují spotřebu energie potřebnou pro zpětnou deformaci. Např. protažený

vaz, fascie nebo kloubní pouzdro se s menší energetickou ztrátou vracejí do svého původního stavu [101].



Obrázek č.3 Hysterézní křivka; typická křivka nárůstu (šipka nahoru) a poklesu působící síly (šipka dolů) při cyklickém zatěžování měkké tkáně. Šedá oblast mezi křivkami (tzv. hysterézní plocha) znamená energii zmařenou ve tkáni během jednoho cyklu.

5.2.2.3 Creep

Creep lze charakterizovat jako zvětšení délky vazů po době působení síly o konstantní velikosti. Strečink či prolongovaná aktivita mohou způsobit postupný creep vazů, což může v kolenním kloubu vést ke zvýšené laxitě po zátěži (po sportu). Po určité periodě odpočinku se může vaz vrátit do své původní délky a koleno získat zpět svoji původní tuhost [101], limitním faktorem pak může být délka a dostatečnost periody odpočinku před započítáním dalšího působení síly F .

5.2.2.4 Relaxace

Relaxace může být popsána jako pokles zatížení vazů, je-li držen ve fixovaném prodloužení. Cyklické zvyšování a pokles působící síly F (cyklické zatěžování vazů) vede k odpovídající relaxaci; vaz vykazuje neustálý pokles v napětí při rostoucím počtu

cyklů. Toto chování zřejmě přispívá k ochraně vazů před selháním únavou [86].

K relaxaci dochází rychleji, což podle Provenzana et al. [61] koreluje s výsledky experimentálního pozorování Thorntona et al. Provenzano studoval nelineární viskoelasticitu na MCL vazů krysy. Popisuje nelineární chování, kdy relaxace je významně závislá na protažení biologické tkáně a hodnota creep(u) je významně závislá na působícím napětí [61].

5.2.3 Faktory ovlivňující chování měkkých tkání

Obsahem kapitoly 5.2.3 jsou faktory ovlivňující chování, resp. mechanické vlastnosti měkkých tkání. Tyto faktory jsou pro přehlednost rozděleny do dvou skupin, na faktory biologické, kterými se zabývá subkapitola 5.2.3.1 a na faktory experimentálního testování, uvedené v 5.2.3.2.

5.2.3.1 Biologické faktory

V jednotlivých kapitolách jsou identifikovány vlivy biologických faktorů na vlastnosti měkkých tkání a sice vliv věku, zátěžové historie, tedy imobilizace, následné remobilizace a vliv cvičení (tělesné aktivity) na mechanické vlastnosti měkkých tkání. Kapitoly uvádí některé studie, jejichž výsledky se shodují a podporují, současně však zmiňuje i některé práce, které potvrzují, že celá problematika faktorů ovlivňujících chování měkkých tkání není zcela jednoznačná.

5.2.3.1.1 Věk

Kostní věk má výrazný vliv na biomechanické vlastnosti vazů a šlach. Obecně se tyto vlastnosti „zlepšují“ při dosažení kostní dospělosti a nemění se až do nástupu senescence. Několik studií ukázalo na rapidní nárůst průřezu, tuhosti a maximálního zatížení

vnitřního postranního vazy králíka s maturací (dospělostí). Navíc se vedle mechanických vlastností změnil i způsob selhání komplexu femur-MCL-tibie; zatímco u mladších jedinců (s neuzavřenými růstovými epifýzami) docházelo často k tibiální avulzi, u dospělých dominovalo přetržení vazy v jeho střední části [91, 92]. Současné studie na lidském komplexu femur-ACL-tibie vykazují, že hodnoty strukturálních vlastností mladých „dárců“ (22-35let) jsou signifikantně (3x) vyšší oproti vlastnostem komplexů starších dárců (věk neuveden). Změřená tuhost (22-35let) dosahovala hodnot 242 ± 28 N/mm a maximální zatížení 2160 ± 157 N [88].

Jones uvádí, že maximální zatížení (potřebné k překročení meze pevnosti ACL) má vztah k hmotnosti těla a k věku; jeho hodnota je 1.6ti násobek tělesné hmotnosti u věkové skupiny 40-60 let a 1.3 násobek u kategorie nad 60 let [35]. S věkem se snižuje především mez pevnosti v tahu a klesají i hodnoty maximálního protažení; k těmto změnám dochází v procesu přirozeného stárnutí organismu [101].

5.2.3.1.2 Imobilizace, remobilizace

Komplexy femur-vnitřní postranní vaz-tibie králíků byly testovány po 9 a 12 týdnech imobilizace a po 9 týdenní remobilizaci, která navazovala na 9 týdenní imobilizaci. Po 9 resp. 12 týdnech imobilizace jednostranné končetiny dosahovaly hodnoty maximálního zatížení (síla nutná k plnému přetržení vazy) pouhých 29, resp. 31% oproti kontralaterální, neimobilizované končetině. U remobilizované skupiny dosáhly mechanické vlastnosti téměř hodnot původních, vždy však nepatrně nižších [87].

5.2.3.1.3 Zátěžová historie; efekt cvičení

V této kapitole jsou popsány změny tuhosti, maximální pevnosti a geometrické uspořádání vybraných měkkých tkání, coby adaptace na cvičení (tělesnou aktivitu).

Změna strukturálních vlastností tkáně reflektuje geometrické i mechanické vlastnosti materiálu. Šlachy a vazy se tím pádem mohou adaptovat na zvýšené či snížené mechanické zatěžování přizpůsobením své velikosti (průřez), geometrického uspořádání a materiálových vlastností (zastoupení kolagenu) [95].

Některé současné studie uvádí vzrůst mechanických parametrů prasečího vnitřního postranního vazy v závislosti na tělesném cvičení. Po 12 měsících tělesné aktivity vykazovaly vazy (oproti „necvičící skupině“) vyšší hodnoty maximálního zatížení o 38%, lineární tuhosti o 14%, napětí (tensile strength) o 20% a maximální prodloužení (ultimate strain) o 10%. Uvedené parametry byly však získány přepočtením na hmotnost těla [90].

Cvičení zvyšuje kvantitu tahových stimulů na šlachu, což vede ke změně geometrických a mechanických vlastností materiálu (šlachy). Cyklické zatěžování šlachy tahem stimuluje tvorbu kolagenu typu I a nasměrování vláken kolagenu paralelně se směrem působení tahové síly. U nedospělých i dospělých jedinců (králík) předpověděla simulace zvýšení průřezu, modulu a pevnosti šlach o cca 14% [95].

5.2.3.2 Faktory experimentálního testování

Zde jsou vyjmenovány některé faktory experimentálního testování, které se zdají být relevantními k řešení otázky. Mezi uvedené faktory patří rychlost zatížení a orientace vzorku (tedy způsob, jakým je zkoumaná struktura geometricky uspořádána), které jsou popsány v kapitolách 5.2.3.2.1 a 5.2.3.2.2. .

5.2.3.2.1 Rychlost zatížení

Velká většina materiálů se chová tak, že se velikost napětí zvyšuje současně se zvyšující se rychlostí deformace, což je příznačné pro viskózně-elastické materiály [56].

Woo a spol. studoval vnitřní postranní vaz dospělých králíků při rychlosti zatížení od 0.008mm/s po 113mm/s (což odpovídá rychlosti zatížení (strain rate) pro tento vaz 0.01 až 200% za sekundu). Maximální zatížení se zvýšilo z 311.5 ± 12.1 N při 0.008 mm/s na 403.7 ± 7.5 N při 113 mm/s. Celkově se strukturální vlastnosti při obou extrémech lišily pouze málo. Podobné trendy vykazoval i vnitřní postranní vaz, jehož maximální „tahová odolnost“ (ultimate tensile strength) vzrostla o 40% (při 200 oproti 0.01% za sekundu) [93].

Danto a Woo popsali podobné výsledky při testování ACL králíka při protažení 0.003mm/s, 0.3mm/s a 113mm/s. Zpozorovali malé rozdíly v modulu elasticity mezi pomalou a střední rychlostí zatížení, modul při rychlém zatížení byl (jen) o 30% vyšší [12]. Jones nezjistil žádné rozdíly v pevnosti ACL při zatížení rychlostí 50 a 500 mm/min [35].

5.2.3.2.2 Orientace vzorku

Vnitřní postranní vaz je extraartikulárním vazem s poměrně jednoduchou geometrií a je orientován tak, že je možné současné zatížení všech vláken. Jenže většina komplexů kost-vaz-kost je nejednotných v geometrii a tvaru, proto je pro přesné testování chování vazů (působící síla-deformace) důležitá počáteční pozice vazů a vektor působící síly. Toto je zejména důležité pro testování ACL, který (vaz) má komplexní geometrii a nejednotné uspořádání vláken, což činí jednotné zatížení vlastního celého vazů nemožným. Vektor síly podél anatomické orientace ACL umožní zatížení větší proporce vláken než aplikace síly v jiném libovolném směru.

Woo zjistil, že strukturální vlastnosti (testované parametry) lidského komplexu kost-ACL-kost (27 párů in vitro) testovaného v ose

anatomického průběhu vazů se signifikantně lišily od výsledků při testování podél osy tibiae u kontralaterálního vzorku. Lineární tuhost (testováno v anatomické orientaci vazů) byla o 11-45% vyšší, maximální zatížení vyšší o 35% [88].

Výsledky testování komplexu kost-ACL-kost králíka v ose tibiae se lišily s úhlem flexe v kolenní, výsledky testování v anatomické ose vazů ACL byly na stupni flexe v kolenní nezávislé [89].

5.2.4 Kinematika kolene

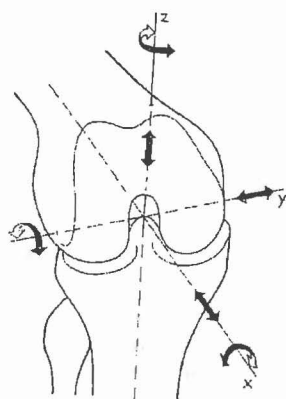
Z hlediska zaměření této práce je uvedena v samostatných kapitolách geometrie kolenního kloubu, kinematika pohybu do flexe (a zpět do extenze) a kinematika rotace kolene. Tyto informace jsou stěžejní pro přehledný popis chování struktur kolenního kloubu při jeho pohybech.

5.2.4.1 Geometrie kolenního kloubu

Uvádí popis kolene aplikací trojrozměrné soustavy, charakterizuje pohyby kolenního kloubu kolem tří os podle toho, zda se jedná o pohyby rotační či translační.

Proložíme-li středem kolenního kloubu osy X, Y a Z, dostaneme tři základní roviny (frontální, sagitální, transversální) na sebe kolmé, v kterých lze provést následující pohyby:

- rotační pohyb kolem osy X, čili abdukci/addukci bérce
- rotační pohyb kolem osy Y, čili flexi/extenzi kolene
- pohyb kolem osy Z, čili zevní/vnitřní rotaci bérce



Obrázek č.4: Osy X, Y, Z kolene a pohyby kolem nich

Translační pohyb podél osy X je popisován jako přední a zadní zásuvkový příznak, k translaci podél osy Z, neboli kompresi a distrakci dochází působením tlakových sil a translační pohyb podél osy Y je za normálních okolností téměř nemožný a může k němu dojít při poranění vazivového aparátu kolene [11].

5.2.4.2 Kinematika flexe

5.2.4.2 je popisem kinematiky pohybu kolenního kloubu z plné extenze do flexe a zpět. Pohyb je rozdělen do třech fází, je zde uveden tvar kontaktních ploch a zvláštnosti každé fáze. Tato kapitola také obsahuje informace o valivém a klouzavém pohybu v koleni během flexe a extenze.

Flekční oblouk lze rozdělit na tři části: úhel terminální extenze je pohyb z plné extenze do 10° či až do 30° flexe, tedy úhel, který by mohl být nazván zamykacím obloukem. Začínající flexe (prvních 5 stupňů) je provázena tzv. počáteční rotací. Zevní kondyl femuru se skutečně otáčí, vnitřní se posouvá. V této fázi pohybu se kolenní kloub odemkne [21, 98].

Úhel aktivní funkce, tedy oblouk od 10° , resp. 30° , do 120° ; po odemknutí kolene následuje valivý pohyb - femur se valí po tibiai a po obou meniscích. Úhel aktivní funkce zahrnuje většinu aktivit

každodenního života. V tomto úseku je možná tibiální rotace až nad cca 30° bez současné flexe a naopak je možná flexe v rozsahu 20-90° bez současné longitudinální rotace [21].

Úhel pasivní flexe - oblouk od 110/120° do plné pasivní flexe. V této závěrečné fázi flexe se stále zmenšuje kontakt femuru s tibií a menisky se posunují po tibií dozadu. Flexe kolenního kloubu se tedy dokončuje v meniskotibiálním spojení, přičemž posun zevního menisku po tibií je mnohem větší (asi 12 mm) než posun vnitřního menisku (asi 6 mm). Flexi kolenního kloubu jistí zkřížené vazy, které brání posunům artikulujících kostí. Čěška klouže při flexi distálně, při extenzi proximálně. Rozsah jejího posunu je 5 - 7 cm.

Obecně se při flexi kolene tibie valí posteriorně – dochází k napnutí ACL a zároveň ACL svým napětím táhne za tibií způsobující její posteriorní smýkání [72].

Při extenzi kolenního kloubu probíhá celý proces opačně až k závěrečné rotaci opačného směru, která extendovaný kloub opět uzamkne. Při extenzi kolene se tibie valí anteriorně – dochází k napnutí PCL a zároveň PCL svým tahem způsobuje anteriorní smýkání tibie [72]. Pohyb tibie z extenze do flexe je složen z valení tibie (180-165° mediální, 180-160° laterální kondyl). Po krátké přechodové fázi je pohyb pouze klouzavý. S přihlédnutím k rotaci tibie je její pohyb obecný prostorový [56].

V úseku smykového pohybu tibie do flexe opíší středy křivosti kondylů femuru u nezatíženého kolene jisté křivky, které jsou současně geometrickými místy okamžitých středů otáčení tibie vůči femuru [56].

Hollmann uvádí, že u vahou zatíženého kolene (Z) je při 20° stupních terminální extenze větší zastoupení valení, nežli při extenze kolene nezatíženého (NZ) [29].

<u>Úhel v koleni</u>	<u>NZ</u>	<u>Z</u>
30°	56,2%	59,5%
20°	55,0%	58,6%
10°	53,6%	70,8%
0°	53,5%	68,9%

Tabulka č.1: Procentuální zastoupení valení zatíženého (Z) a nezatíženého (NZ) kolene, (podle Hollmanna [29])

Menschik ve své teorii odmítá tvrzení, že při flexi nejdříve dochází k pohybu valivému a poté klouzavému. Podle něj je toto tvrzení „geometricky neudržitelné“. Během flexe probíhají oba pohyby současně. Mění se pouze jejich vzájemný poměr [5, 11].

5.2.4.3 Kinematika rotace

Zde je zmíněna závislost vlastního rotačního děje na uspořádání vazivového aparátu ve vztahu ke kostním strukturám a také závislost na flexi kolene. Je zde popsán průběh osy, kolem které rotace probíhá a význam tří pilířů, tvořených vazivovým aparátem a kloubním pouzdem kolenního kloubu.

Kinematika rotace je ovlivněna excentrickou lokalizací centra rotace, které je posunuto mediálně vzhledem k centru tibiálního platá. Protože oba femorální kondyly jsou pevně spojeny, pak při jakémkoli úhlu rotace urazí laterální kondyl femuru po tibiálním platá delší dráhu (díky většímu poloměru otáčení). To pro daný druh rotace vyžaduje větší laxitu laterálního pilíře oproti mediálnímu. Však

také celková stavba kolene dovoluje laterálnímu tibio-femorálnímu kloubu větší pohyblivost (než mediálnímu).

Menisky mají v kinematice rotace významnou roli; v mediálním femoro-tibiálním kloubu dochází k rotačnímu pohybu zejména mezi femurem a meniskem, v laterálním je rotační pohyb rovnoměrněji rozdělen mezi femoro-meniskální a menisko-tibiální část kloubu. Rozsah pohybu laterálního menisku po tibií je zhruba 2x větší než mediálního (12mm, oproti 6mm).

Rozsah rotací je závislý na stupni flexe; v plné extenzi jsou rotační pohyby díky napětí vazů téměř všech vazů kolene takřka nemožné. Rozsah rotací se zvětšuje s postupnou flexí kolene a to nejvíce během prvních 30° flexe. Největší rozsah rotace je mezi 45-90° flexe kolene [6, 11, 98].

Často uváděné hodnoty pro vnitřní rotaci 5 - 10 stupňů a pro zevní rotaci 30 - 50 stupňů nelze považovat za směrodatné. Rozsah rotací se zvětšuje s rostoucí flexí. Kolenní kloub nemá stálou osu pohybu - ta se mění podle stupně flexe. Někdy se proto také mluví o instantním rotačním centru [21, 98]. Velký vliv na rozsah rotace má zatížení kloubů; tlak může rotace dále výrazně omezit [98].

5.2.5 Odpor měkkých tkání pohybu kolene a jejich zatížení

V kapitolách 5.2.5.1 až 5.2.5.5 je uvedeno chování vazivového aparátu kolenního kloubu a kloubního pouzdra při pohybech kolene. Pro každou uvedenou strukturu je uvedeno jakému pohybu zabraňuje, tedy její význam pro stabilizaci kolene a při jakém pohybu, respektive jaké kombinaci pohybů, je napínána. Bod 5.2.5.3 podává navíc informace o nejednotnosti geometrického uspořádání MCL, ze kterého vyplývá odlišné zatížení jednotlivých částí MCL.

5.2.5.1 ACL

ACL (přední zkřížený vaz) je v plné extenzi napnut celý (a zejména jeho posterolaterální část), při 15° flexe začíná jeho tenze klesat a dosahuje minima zhruba mezi 30-40° flexe. S další flexí začíná opět narůstat, takže při 90° je napnuta zejména jeho anteromediální část. Zevní rotací bérce dochází k relaxaci vazů, pouze v krajní poloze se začíná vaz trochu napínat. Vnitřní rotace bérce ACL silně napíná.

Defrate et al. [14] uvádí, že se ACL s postupnou flexí trvale zkracuje, jeho délka je v 90° flexe o cca 10% menší, než při plné extenzi. Dále popisuje při 30° flexi vnitřní rotaci ACL v rozsahu 20° a při nízkých hodnotách flexe orientaci více vertikálně (cca 60°) a mírně laterálně (10°). Defrate et al. také uvádí, že ACL hraje větší roli při nižších hodnotách flexe (nežli při vyšších) při flexi kolene v rámci uzavřeného kinematického řetězce.

Jones et al. nezjistili žádné rozdíly tuhosti vazů v závislosti na pozici kolenního kloubu (0°, 10° a 30° flexe v koleni) ani rychlosti zatížení (50 a 500mm/min), současně uvedli, že maximální zatížení (potřebné k překročení meze pevnosti) má vztah k hmotnosti těla; jeho hodnota je 1.6ti násobek tělesné hmotnosti u věkové skupiny 40-60 let a 1.3 násobek u kategorie nad 60 let [35].

5.2.5.2 PCL

PCL (zadní zkřížený vaz). V plné extenzi je napnuta pouze jeho posteromediální část, která se během prvních 20° flexe relaxuje. Napínat se však začíná část anterolaterální. Zhruba při 30° flexe se začíná napínat celý vaz jako celek a svou tenzi si udržuje během dalších fází pohybu. Rotace na něj nemají takový vliv, jako na ACL, nicméně jeho tenze vzrůstá s vnitřní rotací bérce [11].

5.2.5.3 MCL

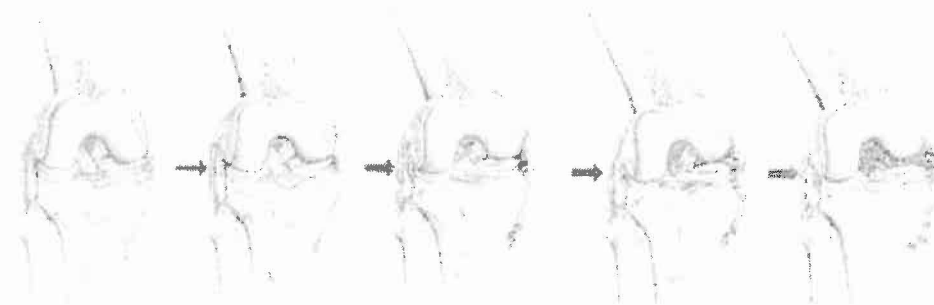
MCL (vnitřní postranní vaz) tvoří primární odpor valgóznímu pohybu v kolenním kloubu a zevní tibiální rotaci [22]. Jeho napětí (jako celku) se během flexe příliš nemění. Mění se pouze napětí jeho jednotlivých částí. V plné extenzi je napnuta zejm. dorzální část vazy, jejíž tenze s postupnou flexí mírně klesá. Naopak se zvyšuje napětí přední části vazy, která je nejvíce napnuta asi při 90° flexe [11]. Gardiner popisuje, že napětí v posteriorních i centrálních vláknech klesá se zvyšující se flexí kolene; mezi 0° a 30° flexe pouze minimálně, více však se zvyšující se flexí v 60° a 90°, zatímco anteriorní vlákna vykazují víceméně konstantní napětí mezi 0° a 90° flexe kolene. Při vysokém úhlu flexe (vyšetřováno do 90°) vykazovaly posteriorní vlákna negativní hodnoty napětí, tedy tato vlákna byla spíše „ohýbána“ [22]. Při zevní rotaci bérce se vaz silně napíná, vnitřní rotace má účinek mnohem menší [6, 11].

Rozdíly v napětí jednotlivých partií při působení valgózní síly na koleno jsou podobné jako při pasivní flexi kolene; při plné extenzi jsou v největším napětí posteriorní vlákna vazy, avšak tyto hodnoty značně klesají při dosažení 60° flexe kolene, tuto tendenci má i napětí v centrálních vláknech. A shodně s pasivní flexí nejsou signifikantní změny v napětí anteriorních vláken mezi 0 a 90° flexe. Největší hodnoty napětí byly zjištěny při plné extenzi (za působení valgózní síly) v posteriorní partii vnitřního postranního vazy poblíž femorálního úponu. Tato data podporují i klinické nálezy; femorální úpon vnitřního postranního vazy je nejčastějším místem poškození tohoto vazy. To je známkou nehomogenního chování této struktury [22].

Robinson popisuje, že MCL není uniformní struktura, jako spíše komplex skládající se ze tří struktur; longitudinální povrchová vlákna vnitřního postranního vazy (sMCL), hluboce uložená vlákna (dMCL) a posteromediální pouzdro (PMC). Jednotlivé části mají odlišnou

pevnost, sMCL vykazují podobnou pevnost i strukturální vlastnost jako vlákna PMC, zatímco hluboká vlákna dMCL byla přetržena při menším protažení. Robinson naměřil maximální napětí 534N pro sMCL (průměrné prodloužení 10.2mm), 194N pro dMCL (průměrné prodloužení 7.1mm) a 425N pro PMC (průměrné prodloužení 12.0mm) [67].

K poškození vnitřního postranního vazy může dojít např. při sjezdovém lyžování-příčinou je neadekvátně silné působení do zevní rotace tibie [22]. Vyjíždění oblouků při alpském lyžování a inline bruslení vykazuje jistou podobnost [96].



© Martin Duriš 2001

Obrázek č.5: Mechanismus poškození MCL [110].

5.2.5.4 LCL

LCL (zevní postranní vaz) je nejvíce napnut v plné extenzi. S flexí jeho tenze klesá, vnitřní i zevní rotace bérce napětí vazy mírně zvyšují [11].

5.2.5.5 Kloubní pouzdro

Dorzální část je napnutá v plné extenzi, kdy působí jako významný stabilizátor. S postupnou flexí relaxuje. Při té se naopak začíná napínat ventrální část pouzdra ležící ventrálně před osou flexe. Pro stabilizaci kloubu však není tak významná. Při rotaci bérce

se napínají jednotlivé posteromediální i posterolaterální části pouzdra.

Kolenní kloub je nejstabilnější v plné extenzi, při níž jsou všechny hlavní vazy včetně dorzální části kloubního pouzdra nejvíce napnuty (vyjma posteromediální části PCL). Naopak jako celek jsou vazy kolenního kloubu nejméně napnuty mezi 30-60° flexe [11].

5.2.6 Shrnutí

Shrnutí hlavních bodů celé kapitoly 5.2.

Vazy a šlachy jsou s ohledem na jejich pevnostně deformační charakter viskózně-elastickým materiálem. Viskózní vlastnosti pasivních prvků pohybového ústrojí jsou dány jejich strukturou, stářím, patogenními faktory a rovněž jsou závislé na poloze kloubu. To platí také o svalech, u kterých je tato schopnost navíc závislá na stupni aktivace. Měření jejich viskoelasticity je závislé na třech proměnných: zatížení, deformaci a čase. Viskoelasticita se projevuje „creep“ efektem, napětíovou relaxací a hysterezí. K relaxaci dochází rychleji než ke creep efektu.

Je-li vaz zatížen napětím, reaguje prodloužením. S větší zevní zátěží se zvyšuje tuhost vazy, aby zabránil jakýmkoli nepřiměřeným pohybům kloubu. Při protažení o více než 4-5% dochází ve vazy k ireverzibilním změnám, je-li vaz protažen pod tuto hodnotu, vrátí se po odeznění působícího napětí na svou původní délku během 10 násobku času, kterým byl zatěžován.

Tlumící vlastnosti kloubu fungují jako mechanicky ztrátový spotřebič energie, elasticita má úlohu akumulátoru. Sval funguje pro své výrazné elastické vlastnosti jako významný akumulátor energie přenášené kloubním spojením a energii získanou působením zevní

síly (svým protažením) může velmi významně využívat v další pohybové fázi.

Mechanické vlastnosti vazů a šlach se „zlepšují“ při dosažení kostní dospělosti a nemění se až do nástupu senescence.

Šlachy a vazy se mohou adaptovat na zvýšené či snížené mechanické zatěžování přizpůsobením své velikosti (průřez), geometrického uspořádání a materiálových vlastností (zastoupení kolagenu); cvičení zvyšuje kvantitu tahových stimulů na šlachy, což vede ke změně jejich geometrických a mechanických vlastností. Cyklické zatěžování šlachy tahem stimuluje tvorbu kolagenu typu I a nasměrování vláken kolagenu paralelně se směrem působení tahové síly.

Rozsah rotací je závislý na stupni flexe; rozsah rotací se zvětšuje s postupnou flexí kolene a to nejvíce během prvních 30° flexe. Největší rozsah rotace je mezi 45-90° flexe kolene. Zatížení kolene má velký vliv na rozsah rotace a může rotace výrazně omezit.

ACL (přední zkřížený vaz) je v plné extenzi napnut celý (a zejména jeho posterolaterální část), při 15° flexe začíná jeho tenze klesat a dosahuje minima zhruba mezi 30-40° flexe. S další flexí začíná opět narůstat.

MCL (vnitřní postranní vaz) se skládá z longitudinálních povrchových vláken (sMCL), hluboce uložených vláken (dMCL) a posteromediálního pouzdra (PMC). Jednotlivé části mají odlišnou pevnost, sMCL vykazuje podobnou pevnost i strukturální vlastnost jako vlákna PMC, zatímco hluboká vlákna dMCL byla přetržena při menším protažení. MCL jako celek tvoří primární odpor valgóznímu pohybu v kolenním kloubu a zevní tibiální rotaci. Jeho napětí se během flexe příliš nemění, mění se pouze napětí jeho jednotlivých částí. V plné extenzi je napnutá zejm. dorzální část vazy, jejíž tenze

s postupnou flexí mírně klesá. Naopak se zvyšuje napětí přední části vazy, která je nejvíce napnuta asi při 90° flexe

„Hamstringy“ jsou důležitým stabilizátorem tibie a synergistou ACL, jejich koaktivace současně s m. quadriceps femoris vede ke snížení napětí v ACL.

5.3 Inline bruslení

Celá kapitola 5.3 je věnována inline bruslení. Respektuje informace uvedené v předchozích kapitolách a rozšiřuje spektrum relevantních informací, jejichž komplexnost, úplnost a vzájemné vztahy povedou k potvrzení či vyvrácení pracovních hypotéz. Na závěr je opět uvedeno shrnutí hlavních bodů této kapitoly.

5.3.1 Současné rozdělení inline bruslení

Inline bruslení není vůbec jednotná pohybová aktivita, nýbrž se rozděluje na několik základních odvětví. V bodě 5.3.1 je uveden stručný popis jednotlivých forem inline bruslení se svými charakteristickými znaky a přibližné zastoupení těchto forem.

Pojem inline skating (také ve formě in-line, pocházející z americké angličtiny) znamená jízdu na bruslích, které mají umístěna kolečka v jedné řadě za sebou. Ovšem to je velmi obecné, proto se inline bruslení rozděluje do několika hlavních forem. Názvy mnohých z nich mají své kořeny v angličtině a v této původní formě se často také používají. Kuban et al. [38] rozdělil inline bruslení na následující formy: fitness skating, speed skating, agresive skating, hokejové a sportovní hry, artistic skating a off road resp. trail skating.

Fitness skating, neboli kondiční bruslení je druh inline bruslení kterému se nepochybně věnuje nejpočetnější skupina sportovců, složená z široké veřejnosti. Mnoho sportovců této skupiny dosahuje výkonů na velmi solidní sportovní úrovni, ale považují inline bruslení především za aktivní náplň svého volného času a přímé sportovní zápolení není cílem jejich aktivit, popř. jako zábavnější a rychlejší formu pohybu, než je chůze. Inline bruslení může sloužit i účelu zvyšování fyzické kondice; jedná se o jízdu sportovního charakteru, jejímž cílem je zátěž kardiovaskulárního a respiračního aparátu. Někteří bruslaři, kteří zároveň patří v zimním období mezi vyznavače běžeckého lyžování, využívají především před zimní sezónou

specifickou tréninkovou formu bruslení s použitím upravených hůlek pro bruslení na lyžích a doprovodnou práci horních končetin. Naopak běžci na lyžích používají tuto modifikovanou formu jako účinný tréninkový prostředek [38].

Fitness skating tvoří největší skupinu zahrnující zhruba 70% všech inline bruslařů. Do této skupiny patří všichni, kteří nejsou závodníky, tedy lidé používající brusle jako dopravní prostředek, formu kondičního cvičení či sportovci mající bruslení jako doplňkový sport [70]. Fitness skating je také pro svou rozšířenost-předmětem zájmu této diplomové práce.

Rychlostnímu bruslení se zpravidla věnují sportovci na výkonnostní nebo vrcholové úrovni; většina akcí se koná na silnici nebo na zvláštních oválech. Ovály se pak skládají ze dvou přímých úseků a dvou zatáček, které mohou mít klopení. Do rychlostního bruslení patří také sjezd (downhill), slalom a ultraspeed (bruslař je tažen za automobilem). Aggresive skating (agresivní bruslení) zahrnuje jízdu na U-rampě a tzv. street (skoky a triky, jízdu na zábradlí-grinding, apod. Mezi hokejové a sportovní hry patří hokej na inline bruslích a další kolektivní hry (basketbal, fotbal, frisbee). Artistic skating je umělecké bruslení a off-road, resp. trail skating je bruslení v terénu [38].

Inline skating je pro svou technickou mnohostrannost a neustále se měnící podmínky zevního prostředí velice komplexním sportovním odvětvím [8].

5.3.2 Specifika fitness inline bruslení

Tato kapitola obsahuje popis specifík fitness, neboli kondičního inline bruslení. Je zde uvedeno, v jakém prostředí se bruslař pohybuje a proč je to nejrozšířenější forma bruslení. Vlivem této

formy inline bruslení na kolenní kloub se celá práce zabývá, proto je popis důkladnější a hlubší.

Inline bruslení je jedním z nejrychleji rostoucích a nejmasovějších sportů nejen v západní Evropě, nýbrž také v Austrálii a státech Severní Ameriky [32, 64, 70]. V našich podmínkách lze o rozvoji inline bruslení v širším měřítku hovořit v průběhu 90. let 20. století. Vzhledem ke skutečnosti, že lze inline brusle využít v širokém spektru pohybových činností, staly se poměrně rychle oblíbeným sportovním náčiním pro sportovce nejrůznějšího zaměření a věku. Od využití pro kondiční účely, kde jsou inline brusle používány nejen osobami středního, nýbrž i vyššího věku, které hledají zábavnější alternativu pěších vycházek nebo zdravotně ohleduplnější variantu běhu, přes sportovce, kteří využívají inline brusle jako tréninkovou alternativu ke klasickému bruslení na ledě, až po vyhraněné specialisty, kteří se zabývají disciplínami tzv. agresivního bruslení, a ty můžeme bez nadsázky považovat za extrémní sporty. Stále populárnější je využití inline bruslí i pro hry malých dětí, kde částečně nahradily dříve dominantní jízdní kolo [38].

Jízda na veřejných prostranstvích s sebou nese další specifika, jakými mohou být povrch, po kterém bruslař jede, sklon terénu (jízda z kopce), možné nerovnosti či překážky-tedy průjezdnost, technická vyspělost bruslaře, volba vhodné (padnoucí) brusle, doporučené ochranné vybavení apod. Ta specifika, mající významný vztah ke zdravotním aspektům inline bruslení, jsou uvedena v kapitole 5.4, společné prvky s některými sportovními odvětvími jsou uvedeny v kapitole 5.3.8.

5.3.3 Fyzikální principy inline bruslení, mechanika

V této části jsou uvedeny principy inline bruslení aplikováním klasických Newtonových zákonů. Je zde popsán vnik dopředné síly

nutné pro započetí pohybu, aerodynamický odporu a ztráta energie třením.

K započetí pohybu a zrychlení na určitou rychlost je potřebná síla, jejíž vektor směřuje ve směru jízdy. Při stožení působí na bruslaře pouze síla gravitační a povrch působí proti bruslaři stejnou silou, jako bruslař proti povrchu, tato síla má přesně opačný směr. Bruslař použije svaly dolních končetin k vytvoření dopředné síly, díky které začne akcelarovat. Rychlost akcelerace je úměrná velikost dopředné síly. Bruslař tedy začne přeměňovat chemickou energii (získána z potravy) na energii kinetickou. Bruslař posune polohu těžiště svého těla nad jednu dolní končetinu, zatímco druhá plní funkci odrazu. Všechna (např. 4) kolečka jsou v kontaktu s povrchem a díky třecí síle (statické tření) mezi částí koleček jsou v kontaktu s povrchem se začnou otáčet. Třecí síla mezi dvěma povrchy brání, aby tyto po sobě začaly klouzat či se smýkat. Třecí síla mezi kolečkem a povrchem má opačný směr než působící dopředná síla [83].

Velikost tření závisí na charakteru (koeficientu tření) obou povrchů, tedy povrchu, po kterém bruslař jede a materiálu, z jakého jsou kolečka zhotovena. Příčinou tření je to, že i hladký povrch vykazuje určité nerovnosti (či drsnost), což lze pozorovat např. mikroskopem. Jsou-li dva povrchy ve vzájemném kontaktu, ve skutečnosti se dotýkají ve specifických místech, která tvoří odpor vůči vzájemnému pohybu. Třecí síla zahrnuje elektrostatické síly mezi atomy a molekulami v místě styku obou povrchů [83].

Aby se eliminovalo tření způsobené klouzáním, jsou kolečka opatřena systémem kuličkových ložisek. Každé kolečko je umístěno mezi čepy, které drží kuličkové ložisko. Náprava (nosná hřídel) je umístěna mezi oběma čepy a zpravidla připevněna šestihrannými šrouby. Náboj kolečka nenasedá přímo na nosnou hřídel, nýbrž jsou odděleny kuličkovým ložiskem, které se otáčí současně s nábojem. Místa kontaktu mezi ložiskem a nábojem vykazují pouze statické

tření, čímž je omezena transformace části kinetické energie na teplo. Tření vznikající při klouzání kuliček je sníženo použitím lubrikačního oleje, který vyplní mezery a obalí jednotlivé části tenkou vrstvou, takže každá pevná část se pohybuje (za minimálního tření) pouze po tekutině [83].

Bruslař, který přestane používat své svaly k udržování rychlosti se bude pohybovat pouze díky své rychlosti. První Newtonův zákon praví, že předmět pokračuje v pohybu ve svém směru, dokud na něj nezačne působit zevní síla. Hybnost je dána součinem hmotnosti a rychlosti. Čím jede bruslař rychleji, či čím větší hmotou je tvořen, tím větší je jeho hybnost ve směru jízdy. Hmotnější bruslař musí k dosažení stejné rychlosti vynaložit více síly, než bruslař méně hmotný. Rychlost jízdy je omezována několika faktory; jsou to statické tření mezi místy kontaktu koleček s povrchem a aerodynamický odpor bruslaře projíždějícího vzduchem (dán viskozitou vzduchu). Dále je možné, že se kolečka neotáčejí zcela perfektně (nepatrně „vynechávají“), což vede ke vzniku suchého tření. A ani kuličková ložiska nemohou eliminovat veškeré tření uvnitř kolečka [83].

Aerodynamický odpor vzduchu

Dochází ke kolizi molekul vzduchu s bruslařem a k převedení rychlosti. Je-li pohybující se objekt malý a rychlost je nízká, pak i odpor vzduchu je úměrný rychlosti. Avšak u velkého objektu pohybujícího se vysokou rychlostí (což je případ inline bruslaře) je velikost síly odporu vzduchu úměrná zhruba druhé mocnině rychlosti. Aerodynamický odpor bruslaře je určen velikostí a tvarem jeho těla (resp. postojem při bruslení). Čím je větší profil těla čelící vzduchu, tím je i větší odporová síla a tedy i brzdný efekt. Nejvíce signifikantní brzdný efekt je výsledkem turbulentního proudění vzduchu kolem těla bruslaře. Bruslař může zmírnit tento odpor použitím aerodynamického oděvu a také nižším (hlubším) postojem při

bruslení. Pro udržení rychlosti musí bruslař pokračovat v přeměně chemické energie na energii kinetickou; odraz je výsledkem činnosti svalů dolních končetin [83].

Zastavení

Brusle bývají vybaveny blokem na konci lišty jedné, zpravidla pravé, brusle. Tento blok je zhotoven z tvrdé gumy a naklopením brusle-bruslař zdvihne špičku a zatlačí patou do povrchu-se dostane tato brzda do kontaktu s povrchem. Vzniká suché tření; síla je opačná směru jízdy, výsledkem je snižování rychlosti jízdy a vznik tepelné energie (výsledek dynamického tření). Oba povrchy se navzájem pohybují opačným směrem a vyměňují si energii, což je výsledek jejich vzájemné vykonané práce. Dojde-li k převedení veškeré kinetické energie bruslaře na teplo, bruslař zastaví [83]. Detailní kinematický popis brždění patou a uvedení dalších možností zastavení je předmětem kapitoly 5.3.5.5.

5.3.4 Složení brusle, technické parametry

V této kapitole je nejprve vysvětleno z jakých částí se inline brusle skládá, dále je vysvětlen funkční význam jednotlivých částí, způsob, jakým je brusle připevněna na dolní končetinu a jsou zde uvedeny také technické parametry a označení inline bruslí.

Základní konstrukce inline brusle se skládá z boty s velmi pevnou podrážkou, na kterou je přimontován rám. V něm jsou pomocí osiček uchycena ložiska a kolečka. V zadní části rámu zpravidla pravé brusle je připevněna brzda. Bota se skládá z pevné vnější skořepiny, označované jako skelet a z (někdy vyjímatelné) vnitřní botičky. Přenos sil na brusli bývá zajištěn zpevňovacím rámem, který sahá ze střední části brusle do oblasti paty a nad kotník. V oblasti pod patou bývá v rámu zabudován antivibrační systém [38].

Skořepina je vyrobena z plastu a jejím úkolem je poskytnout noze stabilitu a umožnit co nejpřesnější přenos sil. Zároveň však musí umožnit i dostatečný pohyb v kotníku, proto je v její zadní části uchycen i tzv. komín, který zajišťuje oporu v oblasti kotníku i nad ním. Aby byla v teplém počasí zaručena ventilace, má skořepina větrací otvory. Skořepina by měla být přiměřeně lehká, zároveň však dostatečně pevná. Lze rozlišit brusle s měkkou a tvrdou skořepinou [38, 74].

K uchycení brusle na noze slouží tkaničky, přezky, pásky se suchým zipem, elastický materiál jazyku a přední strany botičky, mnohdy se jedná o kombinaci několika prvků. Přezky lze rychleji a lépe nastavit a upnout, přezky umožňují takové nastavení, aby brusle větrala, nepovolují se-udržují pozici zapnutí, umožňují různé nastavení v různých částech (v případě většího počtu přezek). Na druhou stranu jsou dražší a mohou příliš tlačit na oblast nohy. Tkaničky jsou levnější, tlak je distribuován rovnoměrně, ale šněrování je pomalejší, jsou náchylné k poškození (přetržení, či vytržení oka), špatně se upravuje utažení aniž by musely být rozvázány a znovu zavázány, neumožňují ventilaci brusle, mohou při bruslení povolit a špatně se nastavuje různá pevnost dotažení v různých místech [32].

U inline bruslení, coby náplní volného času, dominují požadavky na komfort a prevenci úrazů jako následek srážky či přetížení [8]. Úkolem vnitřní botičky je zajištění pohodlí bruslaře, je tedy ušita z měkkých materiálů, jen jazyk mívá z vnější strany výztuhu, která rozkládá tlak při zapnutí nebo zašněrování boty.

Rám, také označován jako lišta či frame, je k botě připevněn šrouby nebo nýty. Patří mezi části, které zásadním způsobem ovlivňují jízdní vlastnosti brusle. S ohledem na skutečnost, že během jízdy na něj působí značné síly, musí vykazovat velmi silnou

odolnost. Na druhé straně však také spolu s kolečkou rozhodujícím způsobem určuje tlumicí schopnosti brusle. Mechanické vlastnosti rámu jsou dány druhem použitého materiálu (plast, Al slitiny, kompozity), délkou a tvarem rámu. Plasty jsou dostatečně pevné a jejich velkou výhodou je, že mají velmi dobré tlumicí schopnosti. Další výhodou využití plastů je skutečnost, že podle účelu, pro který bude brusle používána, je možno zvolit materiály vhodné pro dané využití. Například pružnější, velmi tuhé, se zvýšenou odolností proti odírání, apod. Hliníkové slitiny vykazují vysokou pevnost, dlouhou životnost a téměř bezztrátový přenos síly bruslaře na podklad. Tlumicí vlastnosti těchto rámu jsou však v porovnání s plasty horší. Kompozity - např. v současné době velmi populární karbon - jsou opět velmi pevné a zároveň mají velmi nízkou hmotnost. Jsou tedy využívány zejména v rychlostním bruslení. Problémem je jejich vysoká cena [38].

Délka rámu výrazně ovlivňuje směrovou stabilitu. Čím delší rám, tím lépe brusle udržuje přímý směr a tím je s nimi obtížnější vyjíždění oblouků. Naopak na krátkých rámech lze realizovat velmi rychlé změny směru, ale při rychlé jízdě takové brusle nedrží stopu a jsou směrově nestabilní [32].

Kolečka jsou ta část brusle, která jsou ve styku s podložkou a přes která dochází k přenosu sil bruslaře na podložku a také naopak veškeré síly způsobené podložkou jsou přes ně přenášeny do nohou bruslaře. Kolečka mají buď oválné nebo ploché profily; oválné mají při jízdě menší valivý odpor díky menší styčné ploše s podložkou, jsou tedy vhodné zejména pro rychlostní a fitness skating. Ploché profily mají větší stabilitu a proto jsou nezbytnou výbavou vyznavačů agresivního bruslení. Velikost koleček se udává jako průměr kolečka v milimetrech. Běžně jsou kolečka vyráběná v rozmezí od 44 do 80mm [38]. Obecně platí, že čím jsou kolečka větší, tím jsou brusle rychlejší a manévrovatelnost horší. Větší kolečka jsou také dražší

[32]. Z toho vyplývá použití větších koleček pro rychlostní a fitness skating (velikosti 74-80mm) a menších koleček pro agresivní bruslaře (44-62mm) [38]. Tvrdost se udává v tzv. „A“ škále, platné pro gumové materiály a plasty. „0“ udává nejměkčí materiál, tedy nejmenší odolnost proti vrypu, „100“ pak materiál nejtvrdší. Nejměkčí kolečka mají udanou hodnotu 74A, nejtvrdší dosahují hodnot 100A [32]. Z hlediska výdeje energie bruslaře je důležité, že čím je měkčí kolečko, tím více vydané energie pohlcuje. Při otáčení kolečka totiž dochází na jeho předním okraji styčné plochy s podložkou k jeho (okem neviditelné) deformaci a tím k brzdícímu efektu. Měkká kolečka mají velmi dobré tlumicí schopnosti a na površích se sníženou adhezí umožní bez podklouznutí větší přenos síly ve srovnání s kolečky tvrdými [38]. Otáčení koleček umožňují kuličková ložiska. Parametr ABEC (Annular Bearing Engineer Council) udává s jakou precizností byla ložiska tou či kterou výrobnou zhotovena. Lze sehnat brusle s ložisky ABEC 1-7, vyšší číslo udává vyšší preciznost, avšak péče jednotlivých značek se může diametrálně lišit. Není pravděpodobné, že ložisko s parametrem ABEC 5 od různých výrobců bude stejně kvalitní [32].

Brzda je tvořena držákem brzdy a gumovým špalíkem přibližně tvaru kvádru. Inline bruslení je vlastně hybridem mezi původním bruslením na kolečkových bruslích (umístění 4 koleček ve 2 řadách) a ledním bruslením. Místo kovového nože jsou inline brusle vybaveny třemi až pěti polyurethanovými kolečky umístěných v řadě za sebou, odtud pochází název „inline“ brusle [70].

5.3.4.1 Brusle s tvrdou skořepinou a měkkou skořepinou

V kapitole 5.3.4.1 jsou srovnány dva konstrukčně (a do jisté míry i funkčně) odlišné typy inline bruslí. Jsou uvedeny charakteristické prvky toho či onoho typu, vše je doplněno obrazovým materiálem.

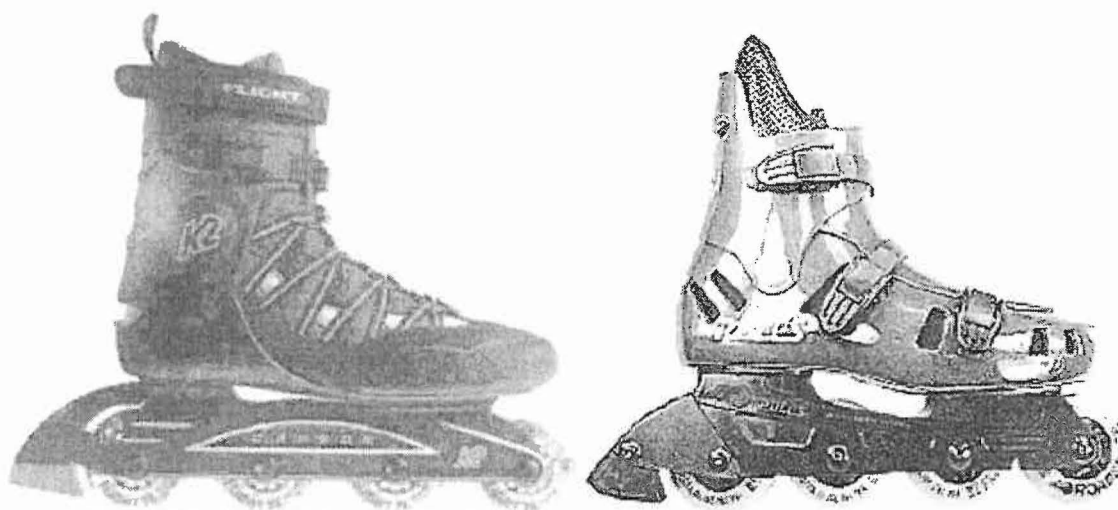
Druh použité skořepiny má velký vliv na aktivitu svalů; při jízdě v brusli s tvrdou skořepinou je naměřená svalová aktivita vyšší než u měkké skořepiny. Podle Stallkampa dochází při použití Soft skate-brusle s měkkou skořepinou díky použití flexibilnějších materiálů a výše umístěného upevnění brusle na bérec (objímka s přezkou) testovaného modelu k celkově kompaktnějšímu uložení nohy v botičce. Bota s tvrdou skořepinou se může hůře přizpůsobit tvaru nohy, což se negativně projeví na stabilitě-kompenzací je zvýšená aktivita svalů dolní končetiny. Stallkamp doporučuje botu s měkkou skořepinou ze zdravotních důvodů zejména pro děti a mládež [74].

Bérec je v brusli s měkkou skořepinou uchycen rovnoměrněji, komín této brusle sahá výše a bruslař dříve cítí odpor na přední distální části tibie při zvětšení dorzální flexe nohy (bérec zatlačí dopředu). V brusli s tvrdou skořepinou musí být toto sklopení bérce vpřed výraznější pro dosažení stejných tlakových informací. Je-li pocit tlaku formou stability a pocitu jistoty bruslaře, pak u brusle s měkkou skořepinou je toho dosaženo menším klopením bérce dopředu oproti brusli s tvrdou skořepinou [8].

Úhel v hlezenním kloubu je na konci odrazu u měkké brusle o 2° vyšší, což je umožněno použitím flexibilnějšího kloubu mezi skořepinou a komínem brusle. Flexibilnější materiály měkké brusle ovšem umožňují také větší rozsah pohybu (proti menšímu odporu) nohy směrem dozadu (tedy opačně, než je směr jízdy), díky čemuž může být měkká brusle při odrazu ve vyšší rychlosti déle v kontaktu s povrchem; odraz se může uskutečnit během delší doby, což může vést k nižší frekvenci pohybových cyklů a průběh pohybu může být klidnější a síly šetřící [74].

Hodnoty EMG naměřené při použití měkké brusle při 2,5m/s i 4,0m/s nižší. Tyto výsledky mohou být způsobeny jiným postojem (nižší při použití brusle s tvrdou skořepinou), vedoucím k odlišné

svalové aktivaci anebo se na odlišnou aktivaci mohou uplatnit odlišnosti ve stavbě brusle s tvrdou skořepinou, ve které jsou bérec i noha nerovnoměrněji uchyceny, fixace je méně kompaktní. Největší rozdíly byly zaznamenány v aktivitě m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus medialis a všechny části m. triceps surae, nejmenší rozdíly naopak v aktivitě m. biceps femoris a m. semitendinosus [74].



Obrázek č. 6: Brusle s měkkou skořepinou (nalevo) a s tvrdou skořepinou (napravo)[74].

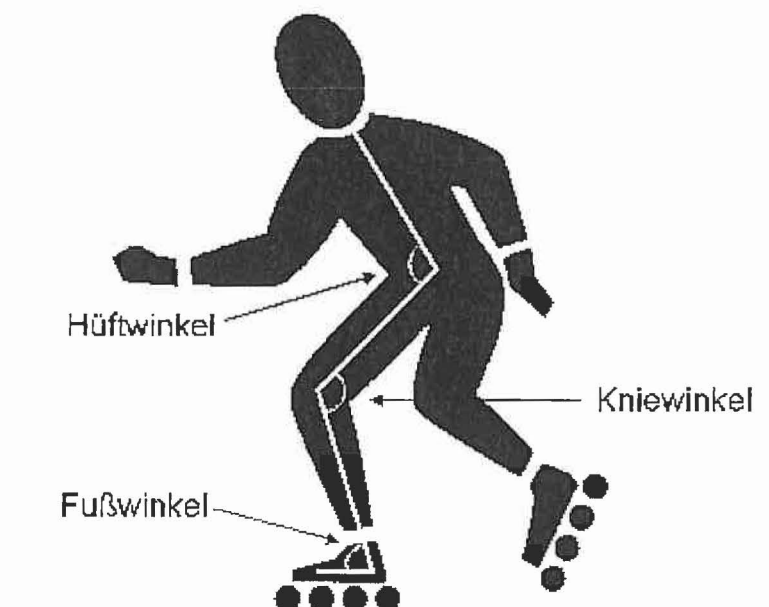
5.3.5 Kineziologický rozbor inline bruslení

5.3.5.1 Vymezení pojmů

Vymezení pojmů, které jsou použity v dalším textu, předejde vzniku případných nedorozumění, či špatného pochopení některých informací. Proto je v tomto bodě vysvětlen úhel v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu, stejně jako odrazový úhel. Všechny pojmy jsou pro jasnost doplněny obrázky a také převedeny do formy obvyklé pro fyzioterapeuty.

Úhel v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu je zde vymezen jako hodnota flexe. Práce, zabývající se měřením postavení

v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu, ze kterých autor čerpal informace, neudávají hodnoty zevní či vnitřní rotace ani hodnoty abdukce resp. addukce v uvedených kloubech. Úhel v kyčelním kloubu je úhel svíraný trupem a stehnem, úhel v kolenním kloubu je svíraný stehnem a bércelem a úhel v hlezenním kloubu mezi bércelem a nohou.



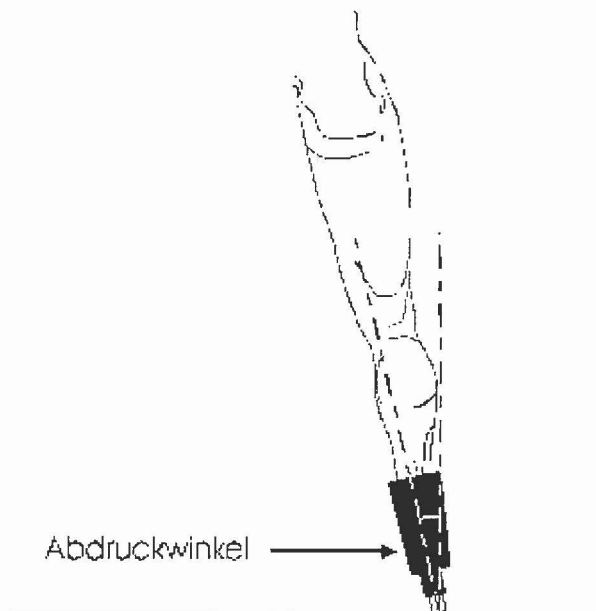
Obrázek č. 7: Definice úhlu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Jedná se o velikost flexe v příslušném kloubu.

Hüftwinkel-úhel v kyčelním kloubu

Kniewinkel-úhel v kolenním kloubu

Fußwinkel-úhel v hlezenním kloubu

Odrazový úhel je definován jako úhel mezi bruslí a vertikálou. K určení tohoto úhlu bylo použito markerů umístěných na zadní konec lišty brusle a do středu zadní horní části skořepiny brusle [74].



Obrázek č. 8: Definice odrazového úhlu

Abdruckwinkel-odrazový úhel

Ke kinematické analýze pohybu se stanovením hodnot popsaných úhlů použil Stallkamp [74] přístroj HSG 84.330 od firmy Hentschel. Tento systém se skládá z vysokorychlostních kamer Hamamatsu C1181, snímajících markery připevněné na kůži a umožňuje 3D analýzu pohybu.

5.3.5.2 Postoj

Ještě než se inline bruslař uvede do pohybu, zaujme postoj typický pro tuto pohybovou aktivitu. Tento postoj musí splňovat několik funkcí a je daný úhlem v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Postoj je předmětem části 5.3.5.2.

Podle Publowa jsou při základním postoji obě dolní končetina víceméně rovnoběžné, stehna jsou rovnoběžné s povrchem země a úhel v koleni dosahuje hodnoty zhruba 110° . Paže jsou spojeny za trupem [62], což odpovídá více postoji výkonnostního bruslaře. Oproti tomu začátečníci a středně pokročilí bruslaři pohybují pažemi ve své podstatě obdobně jako při běžné chůzi. Paži protilehlou ke stojné DK však bruslař vede více před tělo, v souladu s přenosem váhy celého těla na stojnou DK [38].

5.3.5.3 Jízda vpřed

Tato kapitola zahrnuje popis pohybového cyklu jízdy na inline bruslení. Jsou zde také uvedeny souhyby horních končetin a způsob, jakým jsou cykly na sebe navázány. Některé studie rozdělují jeden pohybový cyklus inline bruslení na tři fáze, jiná popisuje fázi pět. Každá fáze má svá specifika, která jsou upřesněna v kapitolách 5.3.5.3.1 až 5.3.5.3.2. Toto rozdělení může být založeno na EMG aktivitě svalů, stejně jako na kinematické analýze pohybu bruslaře a odlišnosti jednotlivých fází.

Důležitý rozdíl lze vyzorovat při porovnání jízdní dráhy stojné DK u zkušených bruslařů. U nich není tato dráha přímá, jako u začátečníků, kde pomyslné spojení drah následujících kroků tvoří písmeno „V“, ale s ohledem na razantnější provedení odrazů a větší rozsah přenesení váhy s těžištěm vně brusle tvoří nejprve se otevírající a v konci skluzu opět zavírající se písmeno „S“ [38].

5.3.5.3.1 Fáze skluzu

Jedná se o kvazistatickou fázi bruslení a v této části jsou uvedeny průměrné hodnoty úhlu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu. Pro inline bruslení je typické držení trupu v mírném předklonu během skluzu, současně je koleno stojné dolní končetiny ohnuté. Takové držení těla snižuje odpor vzduchu a umožňuje aerodynamickou pozici bruslení. Současně dochází předklonem trupu k snížení polohy těžiště těla. Toto držení těla ulehčuje bruslaři udržování rovnováhy těla.



Obrázek č. 9: Schématické držení těla při skluzu při rychlosti 2,5m/s (plná čára) a 4,0m/s (přerušovaná čára) [74]

Pozorovaní fitness bruslaři měli při skluzu trup jen v mírném předklonu, úhel v kyčelním kloubu 145-161°, úhel v koleni 143-155°, úhel v hlezenním kloubu 70-73°, jde tedy o téměř přímé držení [74].

5.3.5.3.2 Fáze odrazu

Zde je popsána fáze, která plynule navazuje na fázi skluzu a při které vzniká dopředná síla, díky které je vlastní pohyb bruslaře umožněn. Jsou uvedeny hodnoty v popisovaných kloubech dolní končetiny na konci odrazu a také velikost odrazového úhlu. Tato fáze má pravděpodobně klíčový význam pro míru zatěžování vazivového aparátu kolenního kloubu.

Na kvazistatickou fázi skluzu navazuje dynamická fáze odrazu, který je umožněn téměř plnou extenzí v kyčelním kloubu a v koleni s navazující plantární flexí nohy. Úhel v kyčli dosahuje 174-176°, což je oproti skluzu nárůst o cca 22°. Současně dochází k extenzi kolene, úhel se zvětšuje také o cca 20° a dosahuje 168-171° [74]. Čím je snížení postoje před započítáním odrazu větší, tím je delší čas a dráha působení odrazové DK a tím je i mohutnější odraz [13]. Plantární

flexe se zvětšuje o cca 20° na 88-95° na konci fáze odrazu. Držení těla je téměř přímé (vertikální), protože až zvyšující se rychlost vede ke zvýšení odporu vzduchu, což vyžaduje hlubší, aerodynamičtější avšak také fyzicky náročnější postoj. Výhodou přímého držení těla je také to, že nedochází k omezenému zásobování stehenních svalů kyslíkem, což bylo pozorováno jako výsledek většího předklonu trupu, takže nedochází k anaerobním metabolickým pochodům ve stehenních svalech [13].

Podle Publowa směřuje odraz kolmo ke směru jízdy a je započat extenzí v kyčelním kloubu, na který navazuje extenze kolene a lehká zevní rotace kyčle odrazové dolní končetiny [62].

5.3.5.3.3 Fáze přenosu

Předmětem zájmu kapitoly 5.3.5.3.3 je přenosová fáze odrazové dolní končetiny. Tato fáze dokončuje celý cyklus, jak je uvedeno v textu pod tímto bodem. Z hodnot úhlů v kloubech dolní končetiny během celého cyklu je uveden rozsah ve kterém se sledované klouby během celého cyklu pohybují.

Po dokončení odrazu přenesení bruslař veškerou dráhu na stojnou DK a mírně se na ní v kolenu zvedne na úroveň základního postoje. Tím se odrazová noha jakoby sama zvedne a bruslař ji bez výrazného pokrčování v kolenu nebo zvedání přenesení těsně za patu stojné nohy. V této poloze pak noha zůstává po celou dobu skluzu (jízdy na jedné brusli). Teprve při navázání dalšího kroku začne plynule přenášet váhu na druhou nohu. Tou v průběhu tohoto přenášení volným aktivním švihem vykročí, pokládá ji na podložku s tím, že váha je od prvního dotyku s podložkou na přední části chodidla a plynule navazuje další odraz [38].

5.3.5.3.4 Pohyb těžiště těla

S pohybem bruslaře/bruslařky se specifickým způsobem pohybuje i těžiště těla. V této kapitole jsou uvedeny změny pozice těžiště těla během jednotlivých fází pohybového cyklu.

Těžiště bruslaře (CG-center of gravity) se při odrazu pohybuje a zrychluje s bruslí směřující vpřed s ohledem na směr působení odrazové síly odrazové dolní končetiny. Rychlost pohybu těžiště těla je výsledkem rotace segmentů. Pro absenci plantární flexe nohy je limitován rozsah pohybu kolene do extenze. Ve fázi skluzu dochází k protažení (předcházejícímu jejich aktivitě při odrazu) m. vastus medialis a m. rectus femoris a to díky aktivitě antagonistů m. biceps femoris a m. gastrocnemius. V této fázi skluzu mění bruslař poloha těžiště svého těla-těžiště přechází z laterální strany brusle mediálně, aby se vytvořil ideální odrazový úhel [13].

5.3.5.3.5 Distribuce plantárního tlaku

Kapitola 5.3.5.3.5 se zabývá rozložením tlaku nohy uvnitř brusle při jízdě (fáze skluzu) a popisuje změny rozložení tlaku při zvýšení rychlosti bruslení. Zároveň porovnává velikost plantárního tlaku s hodnotami vznikající při chůzi a běhu.

Hodnoty plantárního tlaku změřené ve studii Eilse a Kupelwieser(ové) při inline bruslení na rovném povrchu při rychlosti jízdy 18 a 24km/h jsou srovnatelné s hodnotami při chůzi, avšak jsou nižší oproti běhu. Největších hodnot bruslaři dosahovali ve třech oblastech nohy: pata, hlavička 1. metatarsu a palec. Vyšší rychlost vede k menším impulsům kvůli zkrácené době kontaktu skluzu. Díky zkrácenému času jsou uváděny i změny v čase k dosažení maximálního tlaku v oblasti hlavičky prvního metatarsu a palce. To poukazuje na delší fázi skluzu a pozdější odraz při nižší rychlosti. Za předpokladu stejné orientace bruslí vypovídá nižší suma impulsů při vyšší rychlosti o tom, že frekvence bruslení (skluzů) je dominantním

faktorem pro rychlost bruslení [19]. DeBoer uvedl podobná zjištění při studii olympijských ledních rychlobruslařů [13, 70].

5.3.5.4 Vyjíždění oblouku

Změna směru jízdy je možná buď technikou překládání, či technikou vyjíždění oblouku, která je aktivací svalů podobná vyjíždění oblouku při slalomu (alpské lyžování. Obě techniky (společně s technikou opakovaných odrazů) jsou předmětem kapitoly 5.3.5.4

Vyjíždění oblouku

Vyjíždění oblouku na obou bruslích umožňuje jak volné zatáčení, tak i zatáčení na malém prostoru. Určitou nevýhodou je, že oproti dalším uvedeným způsobům bruslař zpomalí, čehož lze naopak využít při jízdě z kopce. Při provedení oblouku doleva v mírné rychlosti bruslař ze základního postoje mírně předsune vnitřní (v tomto případě pravou) nohu. Mezi přední a zadní nohou by měl dosáhnout vzdálenosti přibližně jedné stopy, šířka stopy zůstává zachována stejná jako v základním postavení. Váhu bruslař přenesse více na vnitřní (levou) DK, takže při jízdě zatěžuje vnitřní stranu koleček vnější (pravé) nohy a vnější stranu koleček vnitřní (levé) nohy. Hlavu natočí do směru oblouku. Do směru oblouku mírně vytočí i ramena, tedy, vnější (pravé) rameno tlačí vpřed. Přenesení váhy dovnitř oblouku umožní vyklonit kotníky obou nohou dovnitř oblouku, čímž dojde k zatočení. Po dosažení požadovaného směru jízdy se nohy vrací do základního postoje a pokračuje v jízdě vpřed. Razantní provedení ve vyšších rychlostech vyžaduje výrazné snížení těžiště pomocí flexe kolen, větší vykročení vnitřní bruslí a širší (stabilnější) stopu bruslí [38].

Zeglinski et al. uvádí, že EMG aktivita sedmi měřených svalů trupu a dolních končetin je při vyjíždění oblouku na inline bruslích velmi podobná naměřené aktivitě při slalomovém lyžování [96].

Opakované odrazy z jedné brusle

Opakované odrazy z jedné brusle se používají při potřebě mírné změny směru a nechce-li bruslař ztratit rychlost jízdy. Bruslař oblouk vyjede tak, že po dokončení odrazu přenesse odrazovou brusli za patu stojné nohy. Váhu ponechá na stojné noze a ještě výrazněji ji přenesse dovnitř oblouku. Odrazovou nohu pak nepřenáší vpřed, ale vede další odraz přímo od paty stojné nohy. Postavení ramen odpovídá poloze jízdy ve skluzu v jednooporovém postavení na vnitřní noze. Podle potřeby se opakuje i vícekrát [38].

Překládání

Překládání bruslaři umožňuje vedle změny směru jízdy i její zrychlení. Toho však dosáhne pouze dokáže-li se při překládání odrazit z obou bruslí. Bruslař během jízdy nejprve natočí osu ramen tak, že vnější (při zatáčení doleva pravé) rameno tlačí výrazně vpřed do oblouku, vnitřní (levé) rameno tlačí vzad. Váhu přenesse na vnitřní (levou) brusli a nakloní se tělem dovnitř oblouku. Pokrčení v kolenou je o něco výraznější než v základním postoji, nižší postavení bruslaři činnost usnadní. Vnější (pravou) nohu přenesse předem před (levou) stojnou nohu. Přenesse na ní váhu a mírným napnutím v koleni levé DK dokončí odraz z vnější hrany koleček vnitřní brusle. Přenesse veškerou váhu na pravou nohu a levou nohu zadem uvolní z překřížení. Následuje další krok a odraz z vnější pravé DK. Doba jízdy i odrazu by měla být na obou bruslích přibližně stejně dlouhá [38].

5.3.5.5 Brždění (zastoupení jednotlivých technik)

Schopnost rychle a efektivně zabrzdit patří mezi nejdůležitější a současně základní dovednosti potřebné pro bezpečný pohyb na inline bruslích. Existuje hned několik možností, jak zastavit. V bodě 5.3.5.5 je popsáno několik technik běžně používaných pro zpomalení či zastavení, včetně statisticky zpracované četnosti jejich použití.

Ačkoli Chen [32] uvádí 23 různých technik brždění či zastavení, brždění patou je zřejmě nejrozšířenější způsob, současně i nejjednodušší na naučení se; zvednutím špičky brusle se dostane gumový bloček na konci lišty jedné (zpravidla pravé) brusle do kontaktu s povrchem. Naklopením brusle se mění velikost přitlačné síly a tím i hodnota suchého tření, tedy brzdný účinek.

Při „T-stop“ brždění umístí bruslař jednu brusli kolmo ke směru jízdy za druhou brusli, brzdný efekt je tvořen třením koleček o povrch.

Při otočce (či tzv. Stop turn) přejde bruslař z přímé jízdy do zatáčení tak, že jednu dolní končetinu použije jako stojnou a na druhé vyjede oblouk kolem ní. Brzdný účinek je tvořen zvýšeným třením jízdy v oblouku. Čím je poloměr oblouku menší, tím silnější je brzdný efekt [8, 32].

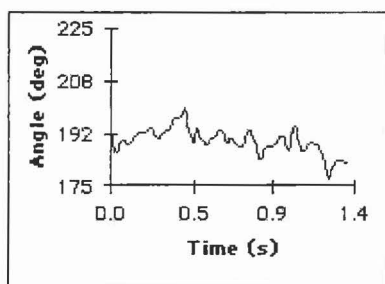
Brügger použil výsledky jiné studie, uvádějící, že brždění patní brzdou je nejčastějším používaným typem (cca 30% respondentů) [8]. S tím souhlasí i Hack [23] a Chen [32]. Naopak Heidjann uvádí odlišné statistické výsledky a jako nejčastější způsob uvádí T-Stop [26].

	Brügger	Heidjann
Patní brzda	30%	23%
T-Stop	12%	47%
Otočka	8%	38%
Úchop za nehybné objekty	-	14%
Neschopnost/pád	50%	12%

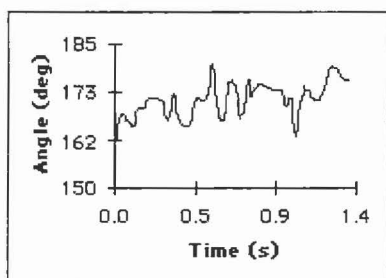
Tabulka č. 2: Jednotlivé způsoby zastavení a jejich procentuální zastoupení dle Brüggera [8] a Heidjanna [26].

Autor z vlastní zkušenosti souhlasí s tvrzením, že brždění patní brzdou patří mezi nejvíce používané techniky, proto je zde tato technika blíže popsána. Před započítím vlastního brždění je mírné flexní postavení v kolenním i kyčelním kloubu, které na začátku brždění přechází do extenčního v obou zmíněných kloubech. Při brždění je v kyčli i koleni udržována mírná flexe a to až do úplného zastavení [23].

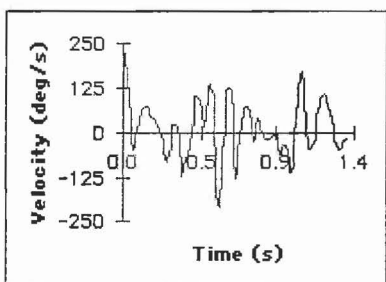
Úhel flexe/extenze v kyčelním kloubu (brzdící, v tomto případě pravé dolní končetiny) dosahoval hodnot 2°extenze až 20°flexe, rozsah pohybu v kyčelním kloubu je tedy 22°. Kolenní kloub (brzdící dolní končetiny, v tomto případě pravé) při brždění patou tenduje do extenze. Úhel v koleni se pohybuje v rozmezí 19° flexe a plné extenze (0° flexe), rozsah pohybu je tedy 19°. Nejvyšší úhlová rychlost v kolenním kloubu do extenze dosahovala 237°/s na začátku brždění. Naopak největší hodnoty úhlové rychlosti do flexe bylo dosaženo zhruba v polovině vlastního brždění; tato hodnota dosahovala 205°/s [23].



Obrázek č.10: Úhel v kyčelním kloubu brzdící dolní končetiny při technice brždění patou. Hodnota je stanovena jako úhel mezi trupem a stehnem, kdy anatomické postavení odpovídá 180°. Zvyšující se hodnoty pak reprezentují flexi [23].



Obrázek č. 11: Úhel v kolenním kloubu brzdící dolní končetiny při technice brždění patou. Hodnoty udávají úhel svíraný stehnem a bérce, anatomické postavení je 180°, zvyšující se hodnoty reprezentují extenzi v kloubu [23].



Obrázek č. 12: Úhlová rychlost v kolenním kloubu brzdící dolní končetiny při brždění patou. Pozitivní hodnoty reprezentují rychlost pohybu do extenze [23].

5.3.6 Svalová aktivita (přítomnost sekvencí)

Bez svalové aktivity by se bruslař vůbec nerozjel. Svaly tvoří aktivní stabilizační systém kolene a zároveň generují dopřednou sílu nutnou pro začátek pohybu. Svalová aktivace vykazuje specifickou kranio-kaudální sekvenci a je předmětem kapitoly 5.3.6. Uvedené informace jsou podloženy hned několika studii, založených na EMG měření.

Stallkamp [71] ve své experimentální práci měřil (povrchovými elektrodami) EMG aktivitu devíti svalů na dolní končetině. Naměřenou aktivitu následně vztahovat ke kinematické analýze. Jednalo se o následující svaly:

- m. gluteus maximus (GLM)
- m. rectus femoris (RF)

- m. biceps femoris (BF)
- m. semitendinosus (SE)
- m. vastus medialis (VM)
- m. gastrocnemius lateralis (GL)
- m. gastrocnemius medialis (GM)
- m. tibialis anterior (TA)
- m. soleus (SO)

Skluz

Při fázi skluzu je váha těla nad skluzovou bruslí a úlohou svalů je zejm. umožnit bruslaři typickou polohu těla při bruslení (dopředu vychýlený trup a pokrčené koleno skluzové dolní končetiny). Toho je docíleno izometrickou kontrakcí svalů DK. Odraz je zajištěn extenzí v kyčelním i kolenním kloubu (extensoři kyčle a kolene), tuto fázi zakončuje plantární flexe odrazové DK. Přenos odrazové DK zpět pod těžiště těla je proveden flexí kolene a kyčle přenosové DK. Současně je provedena dorzální flexe nohy, aby mohla být brusle přiložena pod těžiště těla paralelně k zemi.

EMG profil vykazuje mezi 500-200ms před zakončením odrazu (tedy po celou dobu „statického“ skluzu) konstantní aktivitu všech devíti svalů. Hlavní úlohou svalů v této fázi je kontinuální udržování postoje bruslaře. Aktivita m. gluteus maximus umožňuje naklonění trupu vpřed a současná koaktivace kolenních flexorů a extenzorů vede k „blokování“ kolene, které může být během skluzu stabilně udržované ve flekčním postavení. Zároveň vede flekční postavení kolene k mírnému protažení extenzorů kolene, které umožňuje jejich efektivnější aktivaci. Aktivní m. gluteus maximus, m. rectus femoris a m. triceps surae zabraňují podlomení stojné dolní končetiny, která se funkčně podobá nosnému pilíři. A konečně flekční postavení kolene je součástí Stallkampem popsaného řetězce na dolní končetině, kdy protažení m. gluteus maximus vede k protažení i m. rectus femoris a

m. triceps surae, takže extenze kolene a plantární flexe nohy mohou být provedeny dynamicky [59, 74].

Podle deBoera dochází ve fázi skluzu také k protažení (předcházejícímu jejich aktivitě při odrazu) m. vastus medialis a m. rectus femoris a to díky aktivitě antagonistů m. biceps femoris a m. gastrocnemius [13].

Odráz

Na počátku odrazu, tedy v čase -200ms , se začíná zvyšovat aktivita GLM, současně se i zvyšuje aktivita RF a VM, takže odraz začíná extenzí v kyčelním a kolenním kloubu. Cca 150ms před dokončením odrazu stoupá aktivita GL a GM a i SO a dosahují svého maxima 40ms před dokončením odrazu. Zvýšení aktivity m. triceps surae za současného snížení aktivity TA vede k podpoře extenze kolenního kloubu odrazové DK. Současně aktivita m. triceps surae vede k plantární flexi nohy [74].

Přenos

Na konec odrazu navazuje fáze přenosu odrazové DK, u GLM klesá aktivita a během přenosu klesá na výchozí úroveň fáze skluzu, současně je přenosová DK ve vzduchu přitahována adduktory kyčle zpět pod tělo. K přenosu je potřeba i aktivity RF, který flektuje kyčelní kloub. BF snižuje svou aktivitu ve fázi přenosu, protože je ukončeno vnitřní vytočení paty (zevní rotace bérce) při odrazu. Dorzální flexe je provedena aktivitou TA, takže brusle může být opět položena paralelně s povrchem [74].

DeBoer uvádí ve své práci (lední bruslaři) velice podobné výsledky měření EMG svalů dolních končetin jako Stallkamp. Shodně popisuje, že při fázi skluzu je za udržování kolenního kloubu v konstantní flexi a za dopředu vychýlené držení trupu zodpovědná

izometrická aktivita m. gluteus maximus, m. vastus medialis a lateralis, m. biceps femoris a m. semitendinosus [13].

Při odrazu je podle DeBoera aktivní m. gluteus maximus až do 100ms před ukončením odrazu a vytváří sílu pro extenzi kyčle. m. rectus femoris a m. vastus medialis generují sílu pro extenzi kolene také do 100ms před ukončením odrazu (tedy do poloviny 200ms dlouhého intervalu odrazu) [13].

Svalová koordinace špičkových bruslařů vykazuje specifický vzor s výraznou proximo-distální sekvencí během do strany směřujícího odrazu. Toto vede k velkému zrychlení těžiště těla relativně k brusli a tím k rychlému extenčnímu pohybu v kloubech (kyčelní, kolenní, hlezenní). Při vyšší rychlosti jízdy zůstává proximo-distální aktivace téměř nezměněna, ale skupina extensorů a abduktorů vykazuje zvýšenou průměrnou a peak-aktivitu, která je potřebná k silnému extenčnímu pohybu v kyčelním a kolenním kloubu [8, 47].

5.3.7 Rychlost bruslení

Dnešní technologický pokrok umožnil vytvořit brusle, na kterých může bruslař bez větších problémů dosáhnout rychlosti 50km/h. Ale jak rychle se inline bruslaři doopravdy pohybují? Kapitola 5.3.7 se zabývá touto otázkou. Jsou uvedeny rychlosti bruslení podle zkušeností a technické vyspělosti bruslařů od svátečních jezdců až po vrcholové závodníky. Rychlost bruslení má jistě vliv na postoj bruslaře, s tím spojené jiné rozsahy pohybu ve sledovaných kloubech a změny svalové aktivity, což je obsahem kapitoly 5.3.7.1. Od těchto změn se pochopitelně odvíjí i způsob, jakým je kolenní kloub zatěžován.

Většina malých dětí se na inline bruslích pohybuje rychlostí kolem 4 km/h. Obecně lze uvést rychlost bruslení začátečníků

přibližně 7-9 km/h, středně pokročilých 12-16 km/h a pokročilých 16-20 km/h 85% fitness bruslařů se na chodnících či stezkách pohybuje rychlostí 15-20 km/h a maximální rychlosti pro tuto skupinu bruslařů dosahují zhruba 30 km/h. 50% testovaných výkonnostních bruslařů (při venkovním tréninku) dosahuje rychlosti jízdy 38.0-42.0 km/h a maximální dosažená rychlost jízdy výkonnostních bruslařů byla 55.0 km/h [8].

5.3.7.1 Zvýšení rychlosti

5.3.7.1.1 Změna postoje

Tato kapitola se zabývá změnou postoje bruslaře při zvětšení rychlosti bruslení, který je umožněn odlišnými úhly ve sledovaných kloubech a vede k jinému rozsahu pohybu v těchto kloubech.

Při zvýšení rychlosti na 4,0m/s byl úhel v kyčelním kloubu 145° (o 16° nižší oproti nižší rychlosti), kolenním kloubu 143° (o 10° méně), hlezenním kloubu 70° (o 1-3° méně), bruslař je tedy ve fázi skluzu ve větším předklonu trupu, má více flektované koleno stojné dolní končetiny a bérce stojné dolní končetiny je v brusli více skloněn dopředu (větší plantární flexe nohy), je větší odrazový úhel bruslaře a celkově je postoj bruslaře nižší. Tento postoj zmenšuje odpor vzduchu při bruslení a ulehčuje bruslaři sníženou polohou těžiště těla stabilnější pohyb. Zároveň má více flektované koleno možnost delší dráhy zrychlení (při pohybu do extenze), což podle Stallkampa umožňuje ve fázi odrazu silnější odraz [74]. Dopředu nakloněné držení trupu při bruslení nevede k signifikantnímu zvýšení svalové aktivity. Pozice trupu při bruslení je závislá na technické úrovni bruslaře a na rychlosti bruslení [59].

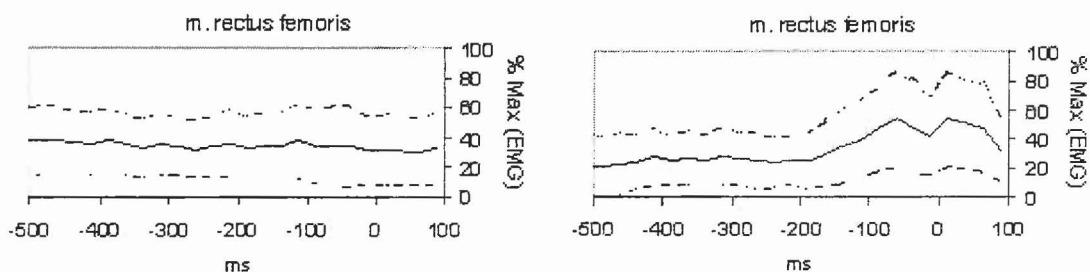


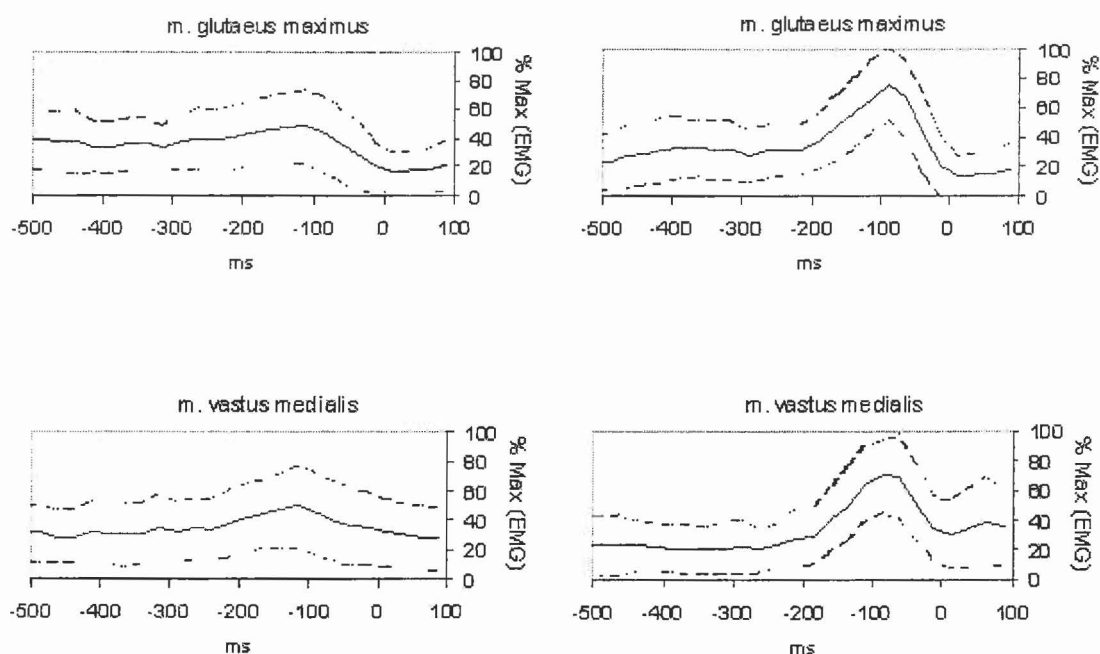
Obrázek č. 13: Pozice těla při inline bruslení: přechod od pohodlné rychlosti k závodnímu tempu [8]

5.3.7.1.2 Změny svalové aktivity

Zvýšená rychlost jízdy, není-li brána v úvahu jízda z kopce, může být dosažena změnou aerodynamiky postoje a jedině silnějším odrazem dolní končetiny. Tato subkapitola zahrnuje informace o změně aktivity svalů při zvýšení rychlosti jízdy. Uvedené informace jsou významné vzhledem k zatížení kolenního kloubu.

Při zvýšení rychlosti bruslení (z 2.5m/s na 4.0m/s) je nejvýznamnější zvýšení EMG aktivity GLM, RF a VM s hodnotami zvýšení aktivity mezi 95 a 275%. Zvýšení aktivity ostatních šesti měřených svalů není tak významné (cca 50%). RF oproti spíše konstantní aktivitě při nižší rychlosti (během fáze skluzu i odrazu) dosahuje při vyšších rychlostech maxima při odrazu a přenosu (tedy signál RF při 4.0m/s) není tak jednotný (z toho plyne nadprůměrný nárůst o 200-275% u tohoto svalu) [74]. DeBoer udává podobné výsledky a popisuje m. gluteus maximus a m. vastus medialis jako hlavní producenty celkové odrazové síly [13].





Obrázek č. 14: Aktivita m. rectus femoris (nahore), m. gluteus maximus (uprostřed) a m. vastus medialis (dole) při rychlosti bruslení 2.5m/s (vlevo) a 4.0m/s (vpravo), Záznam obsahuje posledních 500ms fáze skluzu, čas 0 je momentem dokončení odrazu, a prvních 100ms fáze přenosu. Silná čára je průměrem 110 měření, přerušované čáry determinují interindividuální odchylky. Podle Stallkampa [74].

5.3.8 Podobnost s jinými sporty

Některé sporty jsou pohybově přinejmenším příbuzné inline bruslení. Předmětem této kapitoly je odhalení podobností inline bruslení s jinými sporty, jako např. alpské lyžování, lední bruslení, volný styl běžeckého lyžování. Zároveň jsou v tomto bodě uvedeny odlišnosti od těchto sportů.

Inline bruslení je odlišné od jízdy na klasických kolečkových bruslích, technika jízdy se více podobá lednímu bruslení, zatímco způsob zatáčení je podobný lyžování [70, 96]. Oproti lednímu bruslení má přesto svá specifika. To je zejména odlišný způsob brždění; další odlišnosti vyplývají z toho, že in-line brusle není vybavena zářezy (zoubkům podobnými) na přední části brusle, díky čemuž se bruslař odrazuje od vnitřní hrany všech koleček (a zejména

od prvního kolečka) odrazové brusle. Pohyb je při in-line bruslení zprostředkován výhradně valením koleček a poměr smýkání je oproti lednímu bruslení minimální.

Při porovnání výsledků, které změřil Stallkamp [74] a výsledků Pfeiffera a Vogta [59] s měřeními, která provedl DeBoer [13] lze konstatovat velkou příbuznost obou sportů, co se pohybové charakteristiky týče. Při ledním bruslení dosahují bruslaři podstatně vyšších rychlostí (díky menšímu odporu brusle-led oproti odporu koleček inline bruslí). Testovaní lední vrcholoví bruslaři často dosahují rychlosti přes 10m/s (36km/h), což je dvojnásobek rychlosti, jakou se pohybují fitness bruslaři na inline bruslích.

Díky vyšší rychlosti a tím vytvořené potřebě nízkého aerodynamického odporu mají lední bruslaři nižší a hlubší postoj. To vede k menšímu úhlu v kyčelním kloubu (větší flexe) ledních bruslařů při skluzu i odrazu, stejně jako k menšímu úhlu v kolenním kloubu (o 20-40°) při skluzu; na konci odrazu jsou hodnoty postavení v kolenním kloubu pro oba sporty identické. Rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině (flexe-extenze) je u ledních bruslařů cca dvojnásobný. Také úhel v hlezenním kloubu je při ledním bruslení o cca. 5° nižší (bérec je v lední brusli nakloněn více vpřed), což je podle deBoera [13] hlavní rozdíl mezi oběma sporty. Při odrazu přes přední část lišty by totiž došlo k brzdnému efektu, proto se lední bruslaři snaží při dokončení odrazu zvedat brusli s lištou co nejvíce paralelně s povrchem a toto postavení udržet o při fázi přenosu. Podle DeBoera je absence plantární flexe na konci odrazu limitujícím faktorem pro plnou extenzi kolene, tzn. že nedochází ke kompletní extenzi kolene, což limituje výkony ledních bruslařů.

Odrazový úhel je větší u ledních bruslařů (33°, oproti 27°), lední brusle je tedy při odrazu více nakloněna mediálně, avšak i na konci fáze odrazu je lišta (nůž) stále paralelně s ledem.

Zeglinski et al. porovnal svalovou aktivitu při vyjíždění oblouku při slalomu na lyžích s jízdou na inline bruslích. Sejmul EMG aktivitu sedmi svalů trupu a dolních končetin pěti vrcholových lyžařů při slalomu na lyžích ze svahu o sklonu 24° a při jízdě na inline bruslích na 5° skloněné silnici. Charakteristika amplitud EMG šesti svalů byla při obou aktivitách (při vyjíždění oblouku) velice podobná, jediný m. erector spinae vykazoval při alpském lyžování signifikantně vyšší průměrnou a peak-hodnotu oproti inline bruslení. Autoři z výsledků usuzují, že vzory svalové aktivity jsou u obou sportů stejné, ale při inline bruslení jsou více kvazi-statické [96].

Podle charakteru jednotlivých fází pohybového cyklu, pohybech dolních končetin a svalové aktivity je inline bruslení podobné bruslení na lyžích, resp. technice bruslení bez současného pohybu horních končetin [66]. To je také důvodem, proč mnoho lyžařů (technika bruslení) používá kolečkové brusle a kolečkové lyže jako sezónní tréninkovou alternativu [38].

5.3.9 Technická vyspělost bruslaře

Technická vyspělost bruslaře hluboce ovlivňuje jeho bruslařské schopnosti, stabilitu, schopnost změnit směr, či zabrzdit, četnost pádů. V tomto bodě jsou zmíněny některé stupnice či parametry sloužící k stanovení vyspělosti inline bruslaře.

Brügger [8] použil kategorizaci úrovně bruslařů podle Makouscheka; u začátečníků lze pozorovat nepravidelný sled kroků, stabilizaci rovnováhy pomocí horních končetin, potíže při změně směru jízdy. Pokročilí již bruslí pravidelnými kroky, je u nich viditelná synchronizace pohybů horních a dolních končetin, avšak stále mají

potíže při rychlých změnách směru jízdy. Velice dobří bruslaři mají velmi dobrou synchronizaci pohybů horních a dolních končetin a naopak žádné potíže ani při rychlých změnách směru jízdy.

Podle Robatsche patří mezi začátečníky ti, kteří bruslili celkově max. 2h, průměrní doposud bruslili 2-10x, dobří bruslí příležitostně anebo to jsou dobří lední bruslaři s průměrnými zkušenostmi na inline bruslích a velmi dobří bruslí pravidelně [70].

5.3.10 Shrnutí

Shrnutí klíčových bodů předešlé kapitoly 5.3, které přispěje k přehlednosti a srozumitelnosti celé práce.

Jízda na veřejných prostranství s sebou nese specifika, jakými mohou být povrch, po kterém bruslař jede, sklon terénu, průjezdnost, technická vyspělost bruslaře, volba vhodné (padnoucí) brusle, doporučené ochranné vybavení apod.

Mechanické vlastnosti rámu jsou dány druhem použitého materiálu (plast, Al slitiny, kompozity), délkou a tvarem rámu. Rám spolu s kolečky určuje tlumicí schopnosti brusle. Měkká kolečka mají velmi dobré tlumicí schopnosti a na površích se sníženou adhezí umožní bez podklouznutí větší přenos síly ve srovnání s kolečky tvrdými.

Jeden pohybový cyklus inline bruslení lze rozdělit na tři základní fáze: odraz, skluz, přenos. Při odrazu bruslař generuje veškerou dopřednou sílu, zatížení pohybového aparátu a zejména odrazové dolní končetiny je největší. Dochází k extenzi kolene, úhel se zvětšuje o cca 20° a dosahuje 168-171°. Při odrazu tenduje vzhledem k postavení celé dolní končetiny odrazové koleno do valgosity za současné zevní rotace tibie oproti femuru.

Hodnoty plantárního tlaku při inline bruslení na rovném povrchu jsou srovnatelné s hodnotami při chůzi, avšak jsou nižší oproti běhu. Největší hodnoty jsou v oblasti paty, hlavičky 1. metatarsu a palce.

Při brždění je v kyčli i koleni udržována mírná flexe a to až do úplného zastavení, brždění na nerovném povrchu klade vyšší nároky na stabilizaci kolene a udržení postavení dolní končetiny.

Rychlost bruslení dětí je 4-6km/h, začátečníků 7-9 km/h, středně pokročilých 12-16 km/h a pokročilých 16-20 km/h. Výkonnostní bruslaři dosahují rychlosti jízdy 38.0-42.0 km/h.

Při vyšší rychlosti je bruslař ve fázi skluzu ve větším předklonu trupu, má více flektované koleno stojné dolní končetiny celkově je postoj bruslaře nižší. Flektované koleno má možnost delší dráhy zrychlení a tím je i mohutnější odraz.

Při zvýšení rychlosti bruslení je nejvýznamnější zvýšení EMG aktivity m. gluteus maximus, m. rectus femoris a m. vastus medialis. Aktivita m. rectus femoris je při vyšší rychlosti méně konstantní.

Technika jízdy se více podobá lednímu bruslení, či běžeckému lyžování (technika bruslení), zatímco způsob zatáčení je podobný sjezdovému lyžování. Lední bruslaři mají nižší a hlubší postoj, to vede k menšímu úhlu v kolenním kloubu (o 20-40°) při skluzu; na konci odrazu jsou hodnoty postavení v kolenním kloubu pro oba sporty identické.

5.4 Zdravotní aspekty inline bruslení

Klíčové body tří předešlých kapitol jsou integrovány s dalšími relevantními informacemi a poznatky, aby mohla vzniknout tato kapitola. Je to kapitola, podávající vícestranný pohled na zdravotní vliv kondiční formy inline bruslení na kolenní kloub. Celá kapitola je rozčleněna na několik samostatných částí, které dohromady tvoří popis komplexního působení kondičního inline bruslení na kolenní kloub jako celek, či jeho jednotlivé části.

5.4.1 Úvod

Inline bruslení je pohybovou aktivitou aerobního charakteru, vhodnou pro kondiční trénink či jako doplňkový sport. Úvodem celé kapitoly o zdravotních aspektech inline bruslení je krátké shrnutí efektu inline bruslení na některé parametry funkce kardiopulmonálního aparátu, energetické spotřeby při jízdě na inline bruslích a srovnání těchto faktorů např. s během či cyklistikou. Část 5.4.1 pouze stručně doplňuje a podkresluje význam inline bruslení bez ohledu na vliv na kolenní kloub.

Aktivní provozování vytrvalostních sportů má kladný vliv na kardiovaskulární parametry, na svalovou sílu a hmotnost těla a tím může pomoci uchránit jedince před určitými onemocněními [8]. Inline bruslení je ideální aerobní sportovní aktivita. Melanson et al. uvádí stálou hodnotu spotřeby kyslíku mezi 11-15 minutou při rychlosti bruslení 21.7 +/- 2.4 km/h resp. rychlosti běhu 12.2 +/- 2.3 km/h. Spotřeba kyslíku byla naměřena při bruslení 42 +/- 2.0 (ml/kg)/min resp. 44.0 +/- 1.7 (ml/kg)/min při běhu, autoři nezjistili rozdíly ve ventilaci, ani v srdeční frekvenci [51].

Studie z University of Massachusetts uvádí, že reakce srdeční frekvence je vyšší na bruslení než na běh, takže zatímco běh při 75% maximální srdeční frekvence je aerobní aktivitou se spotřebou kyslíku na úrovni 65% VO₂max, při inline bruslení (opět 75%

maximální srdeční frekvence) je spotřeba kyslíku „pouze“ na úrovni 50% VO_2max . Aby bylo dosaženo spotřeby kyslíku 65% VO_2max při bruslení, musel by bruslař dosahoval srdeční frekvence až 90% svého maxima [111].

Kalorický výdej při vyjížďkovém tempu je 9.5 cal/min, při výkonostním tempu je energetická spotřeba zhruba 1.5x vyšší. Čas potřebný ke spálení 300 cal je:

25 min pro běh

24 min pro cyklistiku

32 min pro inline bruslení (lehké tempo)

22 min pro inline bruslení (výkonostní tempo)[108]

5.4.2 Úrazy

Úrazy tvoří jednu formu poškození (nejen) kolenního kloubu bruslaře. Známých příčin úrazů je mnoho, často souvisí s nezvládnutím jízdy, příliš rychlou jízdou, nekvalitním povrchem apod. V bodě 5.4.2 jsou uvedeny úrazy, které mohou vzniknout jako následek inline bruslení. Tyto úrazy jsou na různých částech těla a jsou různě vážného charakteru.

5.4.2.1 Typické úrazy

Kolenní kloub není nejčastěji poškozená část těla úrazovým mechanismem, ale je pravděpodobně nejčastěji poškozeným segmentem dolní končetiny. Část 5.4.2.1 popisuje nejčastější úrazy vzniklé při inline bruslení bez ohledu na místo vlastního poškození.

Ačkoli in-line bruslení není typickým sportem pro těžké úrazy, jakými jsou ruptury vazů či zlomeniny [112], dvě kazuistiky popsané Malangou a Smithem [44] upozorňují na možnou vážnost potenciálních úrazů. V prvním případě se jednalo o spirální frakturu diafýzy stehenní kosti a v druhém případě o bilaterální poškození předního zkříženého vazů a vnitřního postranního vazů. Oba úrazy

se staly při jízdě na inline bruslích. Autoři zmiňují, že větší délku lišty brusle (což se užívá např. při rychlostním bruslení) může fungovat jako rameno páky, která může vytvářet „škodlivé“ torzní síly vedoucí k vážným úrazům kotníku, kolene i kyčelního kloubu. Autoři současně vyslovili myšlenku, že vyšší rychlosti bruslařů společně se změnami podoby bruslí povedou v budoucnu zákonitě k častějším úrazům dolních končetin bruslařů.

Quinn et al. zmiňuje jako nejčastější úrazy závodních bruslařů na krátkých tratích (na ledě) vedle tržných a řezných ran na pažích, rukou a dolních končetinách (způsobených noži bruslí) zlomeniny a podvrtnutí kotníku a také zhmoždění. Nejčastěji jsou postiženy dolní končetiny, třísla, páteř a hlava. Při závodění na krátkých tratích se jedná o lední bruslení na 111.12m dlouhém oválu na hokejovém kluzišti, kdy závodníci dosahují rychlosti přes 50km/h. Podle Quinna by se mohlo předejít některým úrazům kotníků změnou designu bot bruslí [63].

Bruslařská technika běžeckého lyžování je-jak jest uvedeno dříve-téměř identická s inline bruslením. Morris a Hoffman uvádí, že dolní končetina představuje nejrizikovější část těla, co se týká úrazů při běhu na lyžích a že úrazy dolních končetin představují zhruba polovinu všech úrazů při běžeckém lyžování. Poškození vnitřního postranního vazy je nejčastějším úrazem na dolní končetině. Toto poškození obvykle nastává po valgózním tlaku na kolenní kloub, často při zachycení špičky či hrany lyže za současné fixované pozice dolní končetiny. K poškození ACL vazy a úrazům menisků vedou pády při velké rychlosti, zahrnující často „zkroucení“ v koleni. Běžné jsou také úrazy kotníku, zejména podvrtnutí kotníku ve smyslu inverse nohy [53].

Ve vztahu s inline bruslením jsou popisovány následující úrazy:

-malleolární bursitis [112]

-otlaky způsobené kontaktem jazyku botičky brusle či šněrování se šlachou m. extensor hallucis longus, což může vést ke vzniku cyst či vzniku zánětu jmenované šlachy [109, 112]

-„běžecké koleno“; čímž autoři rozumí intenzivní subpatelární bolest způsobenou nadměrným pohybem kolene do flexe (např. dřep či klečení při bruslení) [112].

-svalová natažení a namožení svalů bederní páteře a dolních končetin [112]

5.4.2.2 Úrazy kolenního kloubu

Zde jsou popsány nejčastější úrazy v oblasti kolene, či mající významný vliv na kolenní kloub, jejich vážnost a známé mechanismy jejich vzniku.

Dopad na koleno při pádu, ačkoli velice bolestivý, často nemívá horší následky, než je odřenina. Ve vzácných případech může těžší náraz na koleno změnit polohu pately, což může vést k opotřebování chrupavky, chronickým bolestem a vzniku chondromalacie patellae. Častěji je však porucha uložení pately následkem svalové dysbalance vnitřními a zevními stehenními svaly, tedy zejm. oslabením m. vastus medialis. Přispět může i konfigurace kyčelního kloubu, což je příčina častějšího postižení žen [32].

Jedním z možných poškození v oblasti kolenního kloubu je natržení na pohybu se účastnícího svalu. Akutní svalové natržení je výsledek excentrické svalové kontrakce přesahující biomechanickou pevnost svalo-šlachového přechodu konkrétního svalu uvnitř skupiny synergistů. Dodnes byly popsány případy takového poškození pouze na m. adductor longus, jediný Attarian ve své práci uvádí kazuistiku dokumentující izolované natržení m. adductor brevis (podpořeno zobrazením MRI) [2].

Při pádu a také při špatném dopadu např. po seskoku či skoku může dojít k poškození kolenních vazů. Časté je poškození vnitřního postranního vazů (MCL), pro jehož natažení či přetržení je charakteristická bolest na vnitřní straně kolene, může být i pocit nestability kolene. Dalším vazem, který může být poškozen je přední zkřížený vaz (ACL). Pro natržení či přetržení je vedle bolesti typická nestabilita kolene při zatížení, jako např. při chůzi ze schodů [32]. ACL je namáháno při otočkách, zatáčení a náhlých změnách směru či deceleracích. Typickými sporty jsou tenis či basketbal, avšak podle některých zdrojů ACL není zatěžováno při přímém běhu a inline bruslení po rovině [107].

V jiném zdroji lze nalézt informace o několika kazuistikách poranění ACL vazů kolenního kloubu při inline bruslení [111].

5.4.2.3 Incidence

V subkapitole 5.4.2.3 je uvedena incidence úrazů dolních končetin u inline bruslařů, stejně jako jejich poměr k úrazům jiných částí těla. Statistické údaje v této kapitole nepochází z České republiky, nýbrž ze zemí západní Evropy, USA a Austrálie.

Úrazy dolních končetin (zahrnující poranění kyčelního, kolenního, hlezenního kloubu a prstců) jsou méně časté než úrazy horních končetin a tvoří 7-16% všech úrazů na inline bruslích, které byly přijaty na úrazová oddělení nemocnic [70]. Sherker dále uvádí, že třetinu úrazů dolní končetiny tvoří poškození kolene (4.1% ze všech úrazů) a stejně četné jsou úrazy hlezenního kloubu (3.6% všech úrazů) [70]. Malanga a Stuart uvádějí, že koleno je nejčastěji poškozený segment dolní končetiny, reprezentující zhruba polovinu úrazů dolní končetiny a 9% všech úrazů [45].

Výsledky jedné německé studie z University v Tübingen [113] uvádí následující statistické údaje:

38% úrazů při inline bruslení se stalo na horní polovině těla
31% na dolních končetinách
21% v oblasti kyčelních kloubů a pánve
10% tvoří úrazy hlavy

Navíc:

35% úrazů byl otřes mozku

35% odřenin

10% ligamentózní poranění

5% fraktury

Četnost fraktur se liší studie od studie, ale incidence fraktury zápěstí může tvořit až 25% všech úrazů [113].

Orenstein [55] uvádí následující příčiny úrazů:

35% -příliš vysoká rychlost jízdy

20% -nerovnost povrchu

19% -nemožnost zabrzdít

2% -selhání či porucha funkce výzbroje

3% -kolize s motorovými dopravními prostředky

Typický je pád začátečníka bez doporučené ochranné výstroje a to buďto spontánně při ztrátě rovnováhy, či po najetí na defekt povrchu či překážku [55].

5.4.3 Vliv vibrací

Vliv vibrací na organismus může být pozitivní i negativní. Zatímco pro pracující lid v rizikových oblastech činnosti existují normy limitující expozici vibracím, pro sportovní aktivity neexistuje nic podobného. Efekt vibrací na kolenní kloub je odvislý od frekvence, intenzity a délky trvání vibrací. Kapitola 5.4.3 se zabývá efektem vibrací na kolenní kloub.

Vibrace tvoří dodnes málo diskutovaný aspekt sportu. Vedle možného biopozitivního efektu vibrací-např. silový trénink

s vibračním zatížením, lze uvažovat i o možnosti poškození tkání a orgánů vibracemi.

Informace o vlivu vibrací při inline bruslení na neuromuskulární funkce uvádí práce Thompsona a Bélanguera. Ti vyšetřovali 11 in-line bruslařů, kteří museli jezdit 30 minut na silnici opravené čtými záplatami. Před jízdou a po ní museli absolvovat tři testy: test umístění nohy do určené polohy (polohocit, pohybovit), izometrická kontrakce plantárních flexorů nohy, při čemž byla aktivita snímána a hodnocena pomocí EMG a konečně byl desetkrát proveden elektrickou stimulací Hoffmanův reflex na musculus soleus a byla měřena svalová odpověď [78].

Akcelerace, změřená na in-line bruslích, dosahovala hodnot až 5g, na tibií stále hodnot klem 2g. Frekvence vibrací dosahovala hodnot 105-190Hz na brusli a 15-115Hz na tibií. Amplituda Hoffmannova reflexu byla po testu zřetelně nižší oproti stavu před bruslením a toto snížení trvalo ještě dalších 30min po jízdě. Hodnota maximální síly plantárních flexorů nohy byla po jízdě také výrazně nižší. Polohocit nohy nebyl jízdou ovlivněn. Ve shrnutí lze říci, že inline bruslení ovlivňuje neuromuskulární systém. Jaké konkrétní dopady mají tyto změny na jízdni dovednosti a jistotu při jízdě již nemůže práce Thompsona a Bélanguera říci [78]. Zde jsou nutné jízdni testy následující definovanému předchozímu zatížení.

5.4.3.1 Vznik a tlumení vibrací

Zvýšená míra vibrací vzniká např. při rychlé jízdě na nekvalitním povrchu. V této kapitole jsou popsány prvky brusle vedoucí k tlumení vibrací. Je zde zopakována úloha tvrdosti koleček a lišty brusle (frame), resp. materiál, z jakého jsou zhotoveny.

Rám brusle spolu s kolečky rozhodujícím způsobem určuje tlumící schopnosti brusle. Mechanické vlastnosti rámu jsou dány

druhem použitého materiálu, délkou a tvarem rámu. Plasty jsou dostatečně pevné, navíc lze zvolit vhodný materiál pro dané využití (pružnější či velmi tuhé). Hliníkové slitiny vykazují vysokou pevnost a téměř bezztrátový přenos síly bruslaře na podklad, tlumící vlastnosti těchto ráků jsou však v porovnání s plasty horší. Kompozity (karbon) jsou velmi pevné [38].

Nejměkčí kolečka mají udanou hodnotu 74A, nejtvrdší dosahují hodnot 100A. Čím je měkčí kolečko, tím více vydané energie pohlcuje, tzn., že měkká kolečka mají velmi dobré tlumící schopnosti [32]. V oblasti pod patou bývá navíc v rámu zabudován antivibrační systém [38].

5.4.3.2 Positivní a negativní vliv vibrací

Vibrace mohou mít vzhledem ke své frekvenci a intenzitě pozitivní vliv na lidský organismus. Vibrace mohou např. podporovat remodelaci kostí a mohou vést k adaptaci (tedy zvýšením pevnosti) měkkých tkání. Vedle toho mají vibrace také negativní vliv na organismus, resp. na kolenní kloub. Mohou mimo jiné vést k urychlení degenerativních změn kolenního a kyčelního kloubu stejně jako páteře a k destrukci tkání.

Předpokládá se, že snížení síly maximální volní kontrakce coby následek expozice prolongovanému účinku vibrací je způsobeno útlumem aferentních informací. M. gastrocnemius medialis, lateralis a m. soleus vykazují snížení maximální volní síly po 30minutové aplikaci vibrací (frekvence 100Hz) na Achillovu šlachu. Toto snížení je v průměru o 16,6 \pm 3,7%. Snížení EMG aktivity při maximální volní kontrakci je patrné u m. gastrocnemius medialis, respektive m. gastrocnemius lateralis (12,7 \pm 4,0%, resp. 11,4 \pm -3,9%), na rozdíl od m. soleus (3,4 \pm -3,0%) [79].

Vibrace způsobují silné perturbace (malá, obvykle nečekaná změna pohybu, vlastnosti či chování určité věci), o kterých je informován centrální nervový systém, který na základě globální informace moduluje nastavení tuhosti (resp. stupeň aktivace) stimulovaných svalových skupin. Reflexní aktivita může být zodpovědná za minimalizační efekt měkkých tkání na vibrace; tato odpověď může být komplexní interakce mezi mechanickými a reflexními faktory a není totožná při různém zevním zatížení různých subjektů. Vyšší reakce konkrétních svalů na specifické frekvence významně závisí na pozici těla a svalové aktivitě nutné k jejímu udržení. Lze také předpokládat, že u subjektů s vyšší tuhostí bude maximální EMG odpověď přítomna při vyšších frekvencích působících vibrací. Odpověď na vibrace je vysoce individuální, každopádně obecně je největší odpověď na působení vibrací o frekvenci 30Hz; u m. vastus medialis to činí vzestup EMG aktivity v průměru o 47% oproti podmínkám bez vibrací. Moras et al. nezjistil signifikantní odchylky při působení vibrací o frekvenci 30, 35, 40 a 50Hz [52].

2 týdny vibračního tréninku (aplikace celotělových vibrací, frekvence 30Hz, aplikace 5x1min s přestávkami 2min, při stoje na vibrační plošině, flexe kolen 110°, šest tréninků během 2 týdnů) nevedly ke zlepšení výkonnosti svalu (maximální volní síla m. quadriceps femoris). 90s po aplikaci vibrační zátěže byla snížena maximální volní síla m. quadriceps femoris na 93%, tento pokles trval další 3h [16].

Van Boxtel et al. uvádí, že aplikace vibrací na svaly provádějící dorsální flexi nohy, plantární flexi nohy a flexi kolene (frekvence 100Hz, doba aplikace 2min) vede k signifikantnějšímu snížení H-reflexu oproti T reflexu. Vibrace aplikované na dorzální a plantární flexory v hlezenním kloubu vedly k větší inhibici ve srovnání s aplikací na kolenní flexory [80].

Zatímco pro pracující existují mezinárodní konvence, mající za účel snižovat zdraví škodlivé účinky vibrací, ve sportu neexistuje nic srovnatelného. Zatím je známo příliš málo o tom, jakými frekvencemi vibrací jsou tělesné struktury zatíženy, aby bylo možné stanovit poškození organismu jako následku vibrací při inline bruslení [8, 56, 78].

5.4.4 Vliv použité brusle

Kapitola 5.4.4 podává informace o odlišnostech při použití brusle s měkkou a tvrdou skořepinou a navazuje na informace z kapitoly 5.3.4.1 a 5.3.4.2, kde byly tyto typy brusle specifikovány. Je zde uveden porovnání bruslařského postoje, rozboru pohybu, svalové aktivace a některých dalších sledovaných atributů bruslení při použití toho či onoho typu brusle. Relevantní informace jsou integrovány a diskutovány v bodě 5.4.4.1 podle předpokládaného pozitivního či negativního efektu na koleno, potažmo celou dolní končetinu.

5.4.4.1 Positivní a negativní vlivy

Druh použité skořepiny má velký vliv na svalovou aktivitu; při použití brusle s tvrdou skořepinou je svalová aktivita vyšší než u měkké skořepiny a to zejména u m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus medialis a všechny části m. triceps surae. Toto může být způsobeno jiným postojem (nižší při použití brusle s tvrdou skořepinou), odlišnostmi ve stavbě brusle s tvrdou skořepinou, ve které jsou bérce i noha nerovnoměrněji uchyceny a fixace je méně kompaktní [8].

Bota s tvrdou skořepinou se může hůře přizpůsobit tvaru nohy, což negativně ovlivňuje stabilitu a zejména propiocepci a exterocepci [74]. Sensomotorické a propiocepční vnímání pohybu

má rozhodující význam v charakteru pohybu, zejména v procesu tvorby motorických návyků (i v procesu tvorby a fixace autonomních a regulačních procesů v ontogenezi a fylogenezi). Ve všech případech pohybové činnosti hraje CNS základní roli v integraci aferentních informací ze somestetických a exterosensorických systémů, v rozhodovacích a hodnotících procesech a v efektivním řízení svalové činnosti [37]. Kompenzací omezené propio a exterocepce je zvýšená aktivita svalů dolní končetiny. Stallkamp doporučuje botu s měkkou skořepinou ze zdravotních důvodů zejména pro děti a mládež [74].

Úhel v hlezenním kloubu je na konci odrazu u měkké brusle o 2° vyšší, což je umožněno použitím flexibilnějšího kloubu mezi skořepinou a komínem brusle. Flexibilnější materiály měkké brusle ovšem umožňují také větší rozsah pohybu nohy směrem dozadu (tedy opačně, než je směr jízdy), díky čemuž může být měkká brusle při odrazu ve vyšší rychlosti déle v kontaktu s povrchem; odraz se může uskutečnit během delší doby, což může vést k nižší frekvenci pohybových cyklů a průběh pohybu může být klidnější a síly šetřící [74].

5.4.5 Vliv svalové aktivity

Sekvence a míra, v jaké se aktivují svaly dolní končetiny při jednotlivých fázích bruslení je specifická pro tuto aktivitu. Kapitola 5.4.5 uvádí vliv svalové aktivity a aktivačních vzorů na kolenní kloub. Je zde diskutován význam kokontrakce m. quadriceps femoris a ischiokrurálních svalů, stejně jako význam m. vastus medialis, patřícího mezi hlavní, dopřednou sílu generující svaly.

Posilované svaly jsou zejména m. quadriceps femoris, mm. abductores, hamstringy, mm. glutei, flexoři kyčle, svaly bérce (lýtkové, m. tibialis anterior), m. erector spinae, hluboké „posturální stabilizátory“, břišní svaly; zlepšuje se celková koordinace

spolupracujících částí těla. Hladké skluzy posilují svaly v oblasti kolene bezpečněji a kontrolovatelněji, než je při běhu. Zároveň jsou sníženy otřesy při došlapu. Bruslení ovlivňuje také rovnováhu a propriocepci. Zlepšováním právě propriocepce a rovnováhy lze snížit riziko úrazů [54].

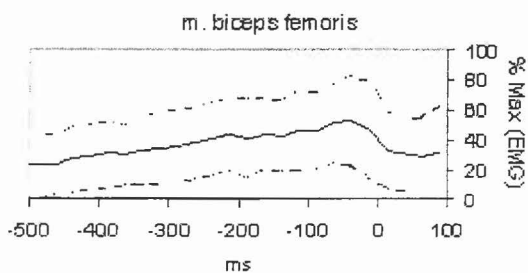
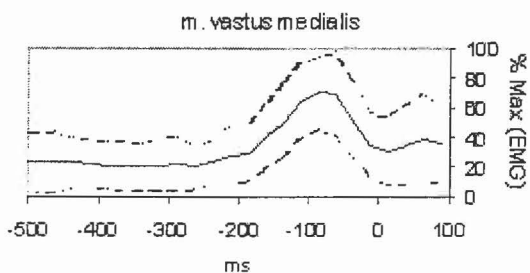
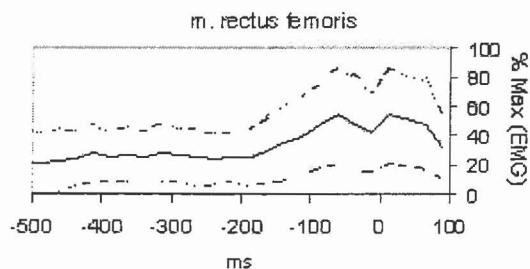
Hlavními svaly, která generují dopředný pohyb při odrazu jsou m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. gluteus maximus; krátce před dokončením odrazu také všechny části m. triceps surae. Podle DeBoera jsou m. gluteus maximus, m. rectus femoris a m. vastus medialis hlavními odrazovými svaly [13].

Mm. vasti zajišťují stabilitu oporné nohy při přenášení váhy, je-li jejich funkce oslabena, je ohrožena stabilita oporné nohy [78]. M. vastus medialis je složen ze dvou, funkčně odlišných částí [66, 101]. Každá se dvou částí m. vastus medialis má jinou funkci. Proximální část svalu (či m. vastus medialis longus VML) extenduje kolenní kloub. Distální část (m. vastus medialis obliquus VMO) stabilizuje polohu česky a zabraňuje její lateralizaci. M. vastus medialis obsahuje i významně větší množství svalových vláken II. typu, tj. rychlých, fázických vláken, což může vést k rychlé atrofii svalu [78, 101].

Deviace jednotlivých hlav od dlouhé ose femuru jsou pro m. vastus medialis longus (resp. pro m. vastus medialis obliquus) 15-18° mediálně, resp. 46-52° mediálně. Navíc se m. vastus medialis longus upíná na bazi pately a m. vastus medialis obliquus na mediální hranu pately [66]. Navíc má m. vastus medialis významný vztah v patogenezi patelofemorálního syndromu. Ten může být definován jako retro- či peripatelární bolest vyplývající z fyzikálních a biochemických změn v patelofemorálním kloubu. Pacienti mají zpravidla bolest na anteriorní straně kolenního kloubu, která se zhoršuje při chůzi do schodů (do kopce) či ze schodů (z kopce) [35]. Etiologie patelofemorálního syndromu je multifaktoriální, příčiny zahrnují přetížení, biomechanické faktory a svalovou dysfunkci a

dysbalanci v oblasti kolene. Zvětšená hodnota Q úhlu (nad 20°) může být predispoččním faktorem pro vznik patelofemorálního syndromu [35, 102]. Je-li totiž Q úhel větší než 20 stupňů (dysbalance čtyřhlavého svalu při atrofii m. vastus medialis), je patela tažena silou překračující možnost stabilizátoru česky, a dochází k subluxaci ve femoropatelárním skloubení [101].

V kapitole 5.4.8.2 je uvedeno, že současná koaktivace tzv. hamstringů a m. quadriceps femoris má významný vliv na udržení poměru valení a smýkání v kloubu, čímž snižuje napětí v ACL vazy a tím i riziko jeho poškození. Při inline bruslení k takovéto koaktivaci dochází zejména při fázi skluzu, avšak také mezi 100 a 0ms před dokončením odrazu.

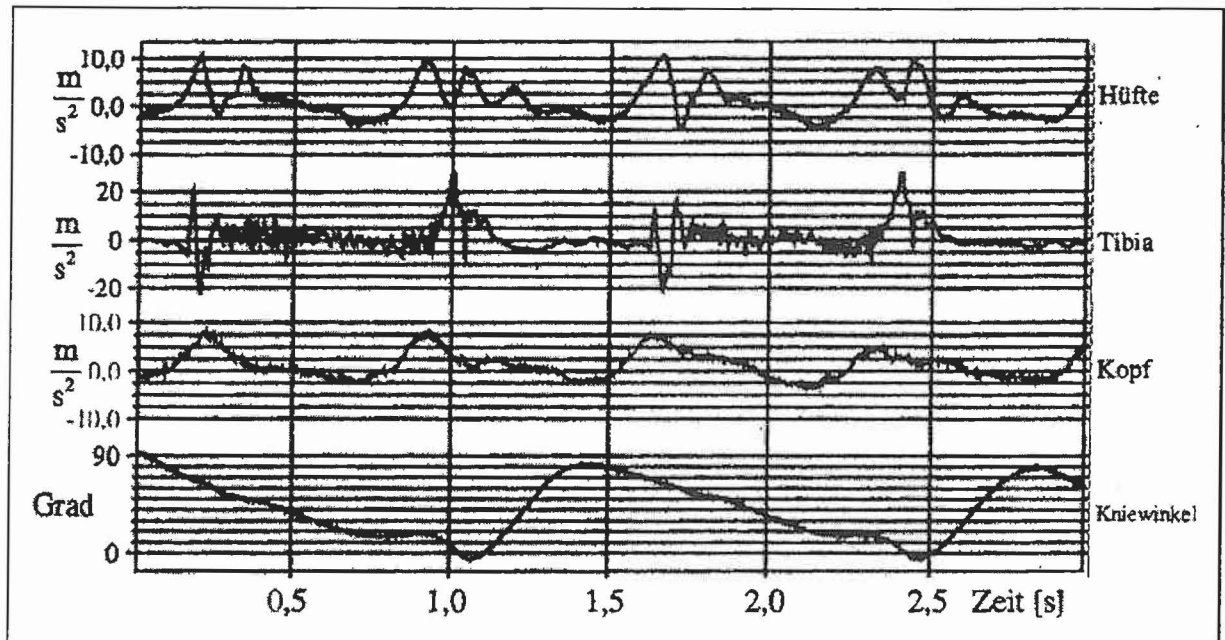


Obrázek č.15: Koaktivace m. rectus femoris (nahore), m. vastus medialis (uprostřed) a m. biceps femoris (dole). Čas -500 až -200ms značí fázi skluzu, v čase -200ms začíná odraz, který končí v čase 0 [74].

5.4.6 Otřesy

V této části jsou uvedeny hodnoty akcelerace a decelerace na různé úrovni pohybového systému (brusle, tibie, kyčelní kloub, hlava). Zhodnocením těchto hodnot je demonstrována tlumící funkce zejména dolních končetin a kraniální minimalizace hodnot akcelerace a decelerace. Dále je uvedený vliv těchto hodnot na kolenní kloub a srovnání s naměřenými hodnotami u jiných sportů.

Velikost rázové síly působící při dopadu (či došlapu) na bruslaře je závislá na hmotnosti bruslaře a dráze pohybu těžiště těla při zpomalování. Tuto dráhu lze zvětšit flexí kolen při dopadu [56]. Zvětšení flexe v kolenu při kontaktu nohy se zemí (doskok, dopad či došlap) může tedy zmenšit maximální hodnotu síly, kterou člověk působí proti podložce (tzv. peak vertical ground reaction impact force), zároveň však může zvětšit maximální hodnotu zrychlení na dolní končetině při kontaktu nohy s podložkou. Úroveň tlumení může být vypočtena za pomoci akcelerometrů umístěných na dolní končetině a na hlavě. V kombinaci s hodnotami akcelerace na dolních končetinách lze lépe odhadnout intenzitu otřesu. Jeden z možných způsobů adaptace na neideální podmínky zevního či vnitřního prostředí je zvýšení flekčního úhlu v kolenním kloubu při kontaktu nohy se zemí (došlap, doskok, dopad). Větší extenze v kolenu vede k nárůstu sil, které působí na tělo při doskoku čímž se zvýší úrazový potenciál. Na druhou povede u některých sportů větší flexe v kolenu při došlapu k vyšším metabolickým nárokům s jasnými důsledky ve snížení výkonnosti [15].



Obrázek č.16: Hodnoty zrychlení během inline bruslení-signal ze snímače zrychlení z hlavy, kyčelního kloubu a tibie při jízdě rychlostí 20km/h na ulici [26].

Hüfte-kyčelní kloub

Tibia-tibie

Kopf-hlava

Kniewinkel-úhel v kolenním kloubu

Grad-úhel (zde v kolenním kloubu)

Zeit-čas [s]

Pohyby kolenního kloubu dochází k utlumení 78% maximální amplitudy síly otřesů a dokonce 90% množství otřesů, naměřených na bérce. Tělo působí v tomto ohledu jako filtr vysokofrekvenčních otřesů; síla otřesů změřených na hlavě je nižší oproti kyčelním kloubům, kde je opět nižší oproti tibii. V závislosti na povrchu jízdy a na rychlosti se bruslení se mění zatížení bérce, avšak hodnoty změřené na hlavě dosahují téměř konstantních hodnot a tyto jsou nižší než při běhu či chůzi [26].

5.4.7 Vliv cyklického pohybu

Inline bruslení představuje cyklický pravidelně se opakující a zpravidla déle trvající pohyb. Střídavý cyklický nárůst a pokles působící síly vede k specifickým odezvám měkkých tkání; způsob,

jakým tyto tkáně reaguje je odvislý od délky trvání fáze zatížení a odlehčení, velikosti a vektoru působící síly, počtu opakování, výchozího stavu měkké struktury apod. Popis těchto vztahů, stejně jako uvedení míry zatížení jednotlivých fází bruslařského pohybového cyklu je předmětem kapitoly 5.4.7.

Svalová tuhost by mohla působit proti laxitě a pravděpodobně může přispět k stabilitě kloubu a prevenci úrazů zvětšením kompresních sil kloubu a minimalizací tibiofemorálních translací [29]. Markolf a kolektiv uvedli, že dvoj- až čtyřnásobné zvýšení kolenní tuhosti způsobené izometrickou kokontrakcí quadricepsů a hamstringů vedlo k 25-50% snížení kolenní laxity [46].

Tuhost svalů, tedy pasivní odpor vůči protažení, daný viskoelastickými vlastnostmi svalové tkáně, hraje roli v predispozici vůči úrazu. Takai et al. a Taylor et al. popisují zvýšení tuhosti svalu při nárůstu rychlosti pasivního protažení díky viskoelastickým vlastnostem svalové tkáně. Toto chování ovlivňuje efekt hamstringů na pohyb kolenního kloubu; na zvýšenou rychlost pohybu (zde extenze kolene) reagují hamstringy zvýšením své tuhosti, což vede k lepší ochraně ACL [41, 75, 77]. Jakékoli snížení tuhosti hamstringů může způsobit ACL náchylnější k poškození. Rowe et al. [68] popisuje snížení tuhosti hamstringů při fyzické aktivitě a únavě svalů dolních končetin a zvýšenou protažitelnost hamstringů u ženských i mužských probandů po absolvování 2 hodiny dlouhého (aktivního) sportovního fandění.

5.4.8 Vliv pohlaví

Kapitola 5.4.8 podrobně diskutuje význam (ženského) pohlaví jako predispozičního faktoru pro úrazy kolenního kloubu vlivem bruslení.

5.4.8.1 Statistika

Důležitost vysvětlení vlivu pohlaví je podložena statistickými údaji, které uvádějí několikanásobně vyšší incidenci úrazů kolene sportovkyň. Statistické informace jsou uvedeny v bodě 5.4.8.1.

Ženy vykazují 2-8x vyšší incidenci poranění ACL, příčiny toho může být kombinace zvýšené hladiny estrogenů během menstruace, relativně silnějších m. quadriceps femoris ve srovnání s hamstringy a osovým postavením dolní končetiny [107].

5.4.8.2 Anatomicko-fyziologické odlišnosti

5.4.8.2 zahrnuje anatomicko-fyziologické odlišnosti žen a mužů, v rámci této problematiky je zde uvedena vyšší kloubní laxita, menší síla a tuhost svalů, větší valgózita kolen, odlišný poměr valení a smýkání v rámci kinematik kolenního kloubu a také změny související s ovulačním cyklem.

Ženy mají oproti mužům širší pánev, což tvoří větší Q úhel (úhel svírající linie SIAS-střed pately a střed pately-tuberositas tibiae). Větší Q úhel ovlivňuje vedení pately, čímž mohou být ženy predisponovány k některým problémům; abnormální vedení pately může vést k instabilitě pately, její dislokaci, či k bolesti způsobené dysbalancí v zatěžování kolenního kloubu. Důležitá je role m. vastus medialis, který stabilizuje patelu a pomáhá prevenci i zlepšení poruchy vedení pately [24, 50].

Dalším rizikem je hladina estrogenů a relaxinu; v ACL jsou totiž přítomny receptory estrogenů a progesteronu a samotný vaz reaguje na estrogény snížením aktivity fibroblastů a syntézy kolagenních vláken. Ženy mají tendenci k úrazům ACL vazy při ovulační fázi menstruačního cyklu (10.-14. den), což je období nejvyšší hladiny estrogenů [24, 25], toto riziko může být sníženo užíváním orální hormonální antikoncepce [31].

Ženy mají vyšší incidenci distorzí kotníku oproti mužům, což může být podpořeno vyšší laxitou vazů a snížením svalové síly a koordinace. Ženy mají také užší patu oproti středové části nohy ve srovnání s muži. Navíc mívají z často nošené nevhodné úzké obuvi mozoly na prstcích a kladívkovité prstce, což může být bolestivé při sportovních aktivitách a ovlivňovat sportovní výkonnost [24].

Pohyb v kolenním kloubu ve frontální rovině při doskoku má významnou vypovídající hodnotu týkající se predikce úrazu v kolenním kloubu. Sportovkyně po úrazu ACL mají abdukční úhel o 8° větší; „zdravé“ sportovkyně vykazují při doskoku mírnou varozitu kolene, zatímco sportovkyně s úrazem ACL dosahují valgozity v průměru 5° . Navíc „zdravé“ sportovkyně dosahují při doskoku v průměru o 10° větší flexi v koleni. Průměrná hodnota flexe v koleni při doskoku je u mužů 27.4° , u žen 22.3° [27].

Aktivita m. quadriceps femoris bez antagonistické koaktivace, zejména v úseku terminální extenze kolene, způsobuje zvýšenou anteriorní tibiální translaci a následně napětí ACL. Na druhé straně, aktivita hamstringů zabraňuje společně s ACL anteriornímu posunu tibie; hamstringy jsou synergisty ACL [29]. Ženy spoléhají více na své m. quadriceps femoris, nežli na hamstringy oproti mužům. Zatímco hamstringy zabraňují anteriornímu posunu tibie, čímž chrání ACL, jejich relativní oslabení může vést k úrazu ACL vazů.

Jsou známé i rozdíly mezi pohlavími v kinematice extenze kolene. Dosahuje-li koleno úseku terminální extenze při pohybu v uzavřeném řetězci (CKC), vyskytuje se u žen zřetelně více smýkání kloubních ploch oproti valení, jak je tomu u mužů. Při CKC extenzi kolene má mužské koleno tendenci k valení až do terminální extenze, zatímco u žen nastupuje smýkání kloubních ploch do extenze, což značí, že extenze kolene žen je sdružena s větší

anteriorní translaci tibie a potenciálně i větším napětím ACL. Navíc ženy vykazují menší aktivitu hamstringů (EMG) při CKC extenzi kolene. Větší poměr smýkání kloubních ploch u žen oproti mužům umožňuje zvýšenou anteriorní translaci tibie, což pravděpodobně zvyšuje napětí ACL při CKC extenzi. Tento kinematický rozdíl může vytvářet ACL žen náchylnější k úrazům a může pomoci vysvětlit vyšší výskyt nekontaktních ACL úrazů pozorovaných u sportovkyň [24].

Tuhost svalů je pravděpodobně závislá na pohlaví. Winter a Brooks zjistili změny v reakčním čase před aktivní plantární flexí. Ženské subjekty v jejich studii demonstrovali jistou „elektromechanickou“ prodlevu oproti mužům. Autoři zmiňují několik možných příčin, jako např. zvýšená elasticita (a tedy změněná tuhost) svalů-šlachové jednoty u žen. Zvýšená elasticita může vést k prodlevě mezi kontrakcí svalů a aktuální pohybové odpovědi, jak dokazuje prodloužená EMG aktivita během celkové reakční doby [84]. Je možné, že odlišnosti v tuhosti hamstringů mohou ovlivnit kontrolu anteriorní tibiální translace podobným způsobem.

5.4.9 Porovnání inline bruslení s během

Inline bruslení je prvotřídní aerobní aktivitou, podobně, jako může být běh. V tomto bodě jsou porovnány vlivy inline bruslení a běhu na kolenní kloub, za účelem objasnění vhodnosti té či oné (či obou) aktivit. Zohledněny jsou i změny týkající se kondice.

5.4.9.1 Únavové úrazy, úrazy

V rámci porovnání obou sportovních aktivit jsou v tomto bodě diskutovány úrazy typické pro oba sporty.

Průměrná incidence úrazů je pravděpodobně nižší při inline bruslení oproti běhu, avšak vážná poranění jsou mnohem častější u

bruslařů. Pád při inline bruslení oproti běhu častěji povede k fraktuře zápěstí, paže či poranění hlavy a je popsáno i několik kazuistik poranění ACL vazy kolenního kloubu, což je úraz, který je u běžců výjimečný [111].

5.4.9.2 Otřesy

Otřesy mohou mít dle své intenzity pozitivní i negativní vliv na lidský organismus. Kapitola 5.4.9.2 porovnává otřesy vznikající při dopadu (došlapu) při běhu s otřesy vznikajícími během bruslení.

Otřes, vznikající při nárazu nohy při běhu, se šíří celým tělem dále. Na jednu stranu může být působení vertikálních nárazů nutným zatížením pro optimalizaci procesu remodelace kostí, na druhou stranu se však ukázalo, že opakované nárazy na podložku a tím způsobené otřesy mohou způsobovat degenerativní onemocnění kolene, kyčle či páteře. Pasivní a aktivní mechanismy mohou tlumit působení těchto otřesů na tělo [8].

Mahar et al. [43] měřil hodnoty zrychlení na tibii, kyčelním kloubu a hlavě a vyšetřil 11 probandů za stejných podmínek (stejný pás) při bruslení i běhu. Probandi se pohybovali jimi preferovanou rychlostí, který byla cca 12 km/h pro bruslení a 9.6 km/h pro běh. Průměrné hodnoty zrychlení na tibii při bruslení, (resp. běhu) byly 2.02g (resp. 4.00), délka kontaktní fáze byla cca 1000ms (resp. 300ms). Zrychlení na hlavě dosahovalo hodnot 0.45g (resp. 0.91g). Podobné výsledky uvádí i Jerosh [34].

Inline bruslení je pohybovou vytrvalostní aktivitou, která je méně škodlivá pro klouby než běh, při kterém nohy opakovaně naráží na podklad. Vedle tibie vykazuje při bruslení oproti běhu také hlava zhruba poloviční hodnoty zrychlení, což může být jednak tím, že při bruslení není fáze letu a také nižší vertikální rychlostí nohy při dopadu. Při bruslení je větší flexe v kolenním kloubu při dopadu; při

běhu je tento úhel zhruba 170° , zatímco při bruslení je tento úhel po fázi skluzu a přenosu cca 100° . Větší flexe v koleni umožňuje lepší tlumení vertikálních otřesů, což přispívá k redukci hodnot zrychlení hlavy.

Mahar et al. [43] ve své studii potvrzuje hypotézu, že otřesy nedosahují při inline bruslení tak vysokých hodnot, jako při běhu. Hodnoty maximálního zrychlení, maximální frekvence a středová frekvence byly na úrovni tibie i hlavy signifikantně nižší u bruslení oproti běhu, zatímco tlumení otřesů bylo u obou pohybů podobné. Tlumení otřesů mezi tibií a hlavou bylo kvantifikováno srovnáním vrcholů zrychlení a vypočtením přenosové funkce mezi frekvenčními spektry tibie a hlavy. Při bruslení téměř nevznikají otřesy o frekvenci v rozsahu 10-20Hz, související s dopadem nohy na zem.

Při inline bruslení je tělo vystaveno menším otřesům oproti běhu [34, 43], příčinou je větší vertikální pohyb těžiště ze střední polohy při chůzi. Běžec dopadá (oproti inline bruslení) na téměř nataženou dolní končetinu, při dopadu by byl (nebyť tlumivého efektu pohybu v kloubech nohy, deformace obuvi a nohy) dvojnásobné velikosti [26]; ve srovnání s během stejné rychlosti (15 km/h) jsou hodnoty zrychlení (tedy otřesů) na tibií 1.5-3.0x nižší; a proto může být užitečnou aktivitou pro ty, kteří chtějí snížit míru otřesů při aerobním tréninku.

5.4.10 Ochranné vybavení

V kapitole 5.4.10 jsou napsány důvody pro použití doporučené ochranné výstroje a je zde popsáno, o jakou výstroj se jedná.

Mezi minimální doporučenou výstroj každého inline bruslaře patří:

-chrániče zápěstí

- chrániče kolen
- chrániče loktů
- helma.

Doporučená ochranná výstroj, tedy helmu, chrániče zápěstí, chrániče kolen a loktů by měla být používána ještě před nazutím bruslí; spousta pádů nastane z pouhého stoje v bruslích na místě.

5.4.11 Opatření

V této kapitole jsou uvedena vhodná opatření k minimalizaci vzniku úrazů, resp. jejich následků. Tato opatření jsou přehledně rozdělena na primární, sekundární a terciální [70].

Primární opatření

- předsezónní kondiční příprava a fitness program
- adekvátní zahřátí před započítím bruslení a protažení svalů
- adekvátní zklidnění a strečink po bruslení
- nošení světlých či reflexních oděvů při jízdě za tmy
- faktory výstroje a výzbroje, např. padnouce brusle, kvalitní doporučené ochranné výstroje (chrániče zápěstí, loktů, kolen a helma).
- faktory prostředí, např. udržování cest průjezdných a bez překážek, volba rovinného povrchu pro začátečníky, apod.
- vhodné instrukce, zejména pro začátečníky a školení instruktorů
- adekvátní dohled na děti a nováčky
- schopnost rychle a efektivně zastavit (zejm. při bruslení v oblasti s vysokou hustotou chodců či dopravních prostředků) [113].

Sekundární opatření

- nošení doporučených ochranných prostředků
- etika bruslaře (následovat dopravní předpisy, dávat přednost chodcům)
- pohybovat se vhodnou rychlostí

Terciální opatření

- dobrá dosažitelnost kvalitní zdravotní péče a první pomoci
- dostupnost prostředků pro první pomoc v místě bruslení
- znalost základů první pomoci [70].

5.4.12 Shrnutí

Závěrečné shrnutí hlavních bodů této kapitoly vede k jejich zvýraznění, stejně jako k podtržení čitelnosti celé práce.

Koleno je pravděpodobně nejčastěji poraněným segmentem dolní končetiny, poškození kolene tvoří 4-9% všech úrazů.

Nejčastější je poškození vnitřního postranního vazy, k poškození ACL vazy a úrazům menisků vedou pády při velké rychlosti, zahrnující často „zkroucení“ v koleni. Běžná jsou také podvrtnutí kotníku či běžecské koleno, ojedinělé je natržení m. adductor longus či brevis.

Vibrace mohou podporovat remodelaci kostí a mohou vést k adaptaci (tedy zvýšení pevnosti) měkkých tkání. Vedle toho mohou vést k urychlení degenerativních změn kolenního a kyčelního kloubu stejně jako páteře a k destrukci tkání.

Svaly reagují na působení vibrací zvýšením EMG aktivity, po ukončení expozice vibracím nastává útlum H-reflexu a maximální svalové síly. Největší odpověď je na působení vibrací o frekvenci 30Hz. Frekvence vibrací dosahuje při inline bruslení hodnot 105-190Hz na brusli a 15-115Hz na tibii. Ve shrnutí lze říci, že in-line bruslení ovlivňuje neuromuskulární systém.

Při jízdě v brusli s tvrdou skořepinou je svalová aktivita vyšší než u měkké skořepiny-bota s tvrdou skořepinou se může hůře přizpůsobit tvaru nohy, což se negativně projeví na stabilitě-kompenzací je zvýšená aktivita svalů dolní končetiny.

Hlavními svaly, které generují dopředný pohyb při odrazu jsou m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. gluteus maximus; krátce před dokončením odrazu také všechny části m. triceps surae.

Pohyby kolenního kloubu dochází k utlumení 78% maximální amplitudy síly otřesů a dokonce 90% množství otřesů, naměřených na bérce; tělo působí v tomto ohledu jako filtr vysokofrekvenčních otřesů.

Svalová tuhost pravděpodobně působí proti laxitě a může přispět k stabilitě kloubu a prevenci úrazů zvětšením kompresních sil kloubu a minimalizací tibiofemorálních translací.

Ženy obecně vykazují 2-8x vyšší incidenci poranění ACL, příčiny toho může být kombinace zvýšené hladiny estrogenů během menstruace, relativně silnějších m. quadriceps femoris ve srovnání s hamstringy a osově postavení dolní končetiny.

Aktivita m. quadriceps femoris bez antagonistické koaktivace, zejména v úseku terminální extenze kolene, způsobuje zvýšenou anteriorní tibiální translaci a následně napětí ACL. Současná koaktivace tzv. hamstringů a m. quadriceps femoris při fázi skluzu a mezi 100 a 0ms před dokončením odrazu, má významný vliv na udržení poměru valení a smýkání v kloubu, čímž snižuje napětí v ACL vazy a tím i riziko jeho poškození.

Biomechanické zatížení oporného i pohybového aparátu při inline bruslení je jen nepatrně větší než při chůzi a je 1,5-3x nižší než při běhu na tvrdém povrchu.

Mezi minimální doporučenou výstroj každého inline bruslaře patří chrániče zápěstí, kolen, loktů a helma.

6. Závěr

Hypotéza číslo 1: Inline bruslení povede k posilování aktivních stabilizátorů kolenního kloubu.

Tato hypotéza se potvrdila. Hlavními svaly, které generují dopředný pohyb při odrazu jsou m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. gluteus maximus; krátce před dokončením odrazu také všechny části m. triceps surae. Excentricky v tuto chvíli pracují hlavně mm. adductores. M. vastus medialis je významným stabilizátorem kolene, který zajišťuje stabilitu oporné nohy při přenášení váhy a má také významný vliv v etiologii patelofemorálního syndromu.

Naopak při relativně statické fázi skluzu je hlavní úlohou svalů kontinuální udržování postoje bruslaře, zahrnující dopředu vychýlený trup a pokrčené koleno skluzové dolní končetiny. Proto je aktivita svalů v tuto fázi spíše izometrická. Inline bruslení je ideálním sportem pro posílení m. vastus medialis a pro koordinační trénink kolenních stabilizátorů [13, 35, 54, 66, 74, 78, 101].

Hypotéza číslo 2: Oproti cyklickému zatěžování měkkých tkání kolenního kloubu mírné či střední intenzity lze očekávat, že jednorázové zatížení těchto struktur povede k ruptuře či plastické deformaci.

Tato hypotéza se částečně potvrdila; bylo dokázáno význam způsobu zatížení měkkých tkání kolene, avšak nebylo identifikována nadlimitní zátěž ve vztahu k inline bruslení. Měkké tkáně kolenního kloubu totiž vykazují typické viskoelastické chování. Viskoelastická je závislá na třech proměnných: zatížení, deformaci a čase a projevuje se „creep“ efektem, napětíovou relaxací a hysterezí. To znamená, že pomalu působící napětí umožní deformaci viskózní složky a tím se

snižuje tuhost biomateriálu. Velmi rychlé působící napětí tuto deformaci nedovolí a tak se s rostoucí rychlostí zvyšuje také tuhost tkáně. Při relativním protažení nad 4-5% dochází k ireversibilním změnám v tkáni a k její destrukci. Pomalu působící nadlimitní napětí často vede k porušení vazů v místě úponu, zatímco rychle působící nadlimitní napětí k porušení vazů v jeho střední části kde je relativní převaha kolagenních vláken. Pro zatížení pasivního stabilizačního systému má elementární vliv jeho koordinace se stabilizačním systémem aktivním. Při velmi rychlém zatížení kolene (pod 330ms) nestačí proběhnout neuromuskulární ochranný reflex a může dojít k porušení vazivového aparátu kolene.

Při cyklickém zatěžování záleží na intenzitě, frekvenci a času umožňujícím návrat deformace a také na individuální reakci organismu. Zátěž blízká se limitní vede při cyklickém opakování ke kumulaci napětí ve tkáni a k deformaci přibližující se mezi pevnosti materiálu.

Hypotéza číslo 3: Nejvíce zatěžujícím momentem pro stabilizaci kolenního kloubu bude zřejmě odraz od zadní, zevně rotované dolní končetiny.

Tato hypotéza nebyla ani potvrzena ani vyvrácena. Při odrazu bruslař opravdu vyvíjí během krátkého časového úseku hnací sílu pro jízdu vpřed. Kolenní kloub je v moment odrazu zatížen mnoha silami, navíc je v semiflekčním postavení, tenduje do valgozity a tibie je zevně rotovaná. Ovšem je možné, že při jízdě či změnách směru jízdy zejm. při vyšších rychlostech na nepravidelném povrchu mohou být kladeny na stabilizaci kolene podstatně větší nároky. V dostupných zdrojích nebylo nalezeno dostatečné množství relevantních informací k jednoznačnému potvrzení či vyvrácení této hypotézy.

Hypotéza číslo 4: Povrch, na kterém se bruslař pohybuje má společně s rychlostí bruslení nezanedbatelný vliv na vznik vibrační zátěže organismu, jejíž následky mohou být podle míry pozitivní i negativní.

Tato hypotéza byla potvrzena, není však specifikováno, kde je u inline bruslení hranice mezi pozitivním a negativním účinkem vibrací na lidský organismus.

Bruslení vyšší rychlostí dává v kombinaci s hrubým povrchem vzniku vibrací, jejichž frekvenční spektrum naměřené na tibii činí 15-115Hz. Vibrace působí na organismus ovlivněním funkce exteroceptorů a proprioceptorů stejně jako mechanickým působením a podle intenzity, frekvence a délky expozice, stejně jako délky „odpočinku“ (doby bez expozice) mohou podporovat remodelaci kostí a mohou vést k adaptaci (tedy zvýšení pevnosti) měkkých tkání či naopak k urychlení degenerativních změn kolenního a kyčelního kloubu stejně jako páteře a k destrukci tkání. Svaly obecně reagují na působení vibrací zvýšením EMG aktivity, po ukončení expozice vibracím nastává útlum H-reflexu a maximální svalové síly, který může trvat 30-180min. Reakce na vibrace jsou vysoce individuální, avšak největší odpověď je na působení vibrací o frekvenci 30Hz.

Zásadní vliv na tlumení vibrací má materiál, ze kterého je rám brusle zhotoven. Plasty lze zvolit pružné či naopak velmi tuhé, hliníkové slitiny jsou velmi pevné s malými možnostmi tlumení vibrací, obdobně jako kompozity (karbon). Dalším tlumícím prvkem jsou kolečka, jejichž tvrdost se udává ve škále pro gumové materiály a plasty. Měkká kolečka (74A) mají dobré tlumící vlastnosti, kolečka tvrdá (až 100A) nikoli. Brusle může být také vybavena antivibračním systémem, jehož funkce není podle mně dostupných informací vyvrácena ani potvrzena [8, 16, 32, 38, 52, 56, 78, 79, 80].

Hypotéza číslo 5: Ženy se vzhledem k odlišné tělesné stavbě odlišují také způsobem, jakým na ně bude inline bruslení působit.

Tato hypotéza byla potvrzena. Už samotný fakt, že ženy (sportovkyně) vykazují v mnoha studiích vyšší incidenci úrazů ACL oproti mužům – a to řádově 2-8x (a také častější distorze kotníku) – dává tušit, že mezi jednotlivými pohlavími jsou velké odlišnosti. Logických příčin častějšího poranění žen je hned několik. Ženy mají vzhledem k širší pánvi větší Q úhel v kolenním kloubu, což vede k odlišnému vedení paty a její možné instabilitě. Dále mají užší patu oproti středové části nohy, což znamená méně stabilní bázi. Bylo prokázáno, že v ACL jsou receptory ženských pohlavních hormonů a v průběhu menstruačního cyklu ženy reagují změnou aktivity fibroblastů a syntézy kolagenních vláken. Dalším faktorem je nižší tuhost šlacho-svalového komplexu u žen, což může vést k prodlevě mezi (EMG detekovatelnou) kontrakcí svalu a vlastní pohybovou odpovědí. Tyto faktory s největší pravděpodobností ovlivňují i jiné struktury (nejen) kolenního kloubu.

A konečně při extenzi kolene v rámci uzavřeného kinematického řetězce nastupuje u žen smýkání kloubních ploch do extenze, zatímco mužské koleno má tendenci k valení až do terminální extenze. Navíc ženy vykazují oproti mužům menší koaktivaci „hamstringů“ během extenze kolene. Díky smýkání (podpořeného absencí dostatečné koaktivace antagonistů) je extenze kolene žen sdružena s větší anteriorní translací tibie, což zvyšuje napětí ACL [24, 25, 27, 29, 31, 50, 84, 107].

neschopnost zabrzdit jsou totiž příčiny absolutní většiny pádů při inline bruslení [8, 32, 38, 70, 113].

Důležité je kontrolovat průběh pohybu při fázi odrazu i skluzu, resp. osově postavení celé dolní končetiny. Na stabilizaci kolene totiž participují aktivní a pasivní stabilizační systém a také tvar kloubních ploch. Při nedostatečné funkci aktivních stabilizátorů (svalů) se poklesem tlakových sil sníží také význam stabilizace tvarem artikulujících partnerů a může dojít k rizikovému zatížení pasivního stabilizačního subsystému. Toto může být navíc akcentováno „zavěšením se“ bruslaře do vazivového aparátu kolene za současného valgózního postavení kolene (vynuceného odrazem), což může vést ke vzniku rizikového zatížení MCL (a méně ACL, PCL a mediální části kloubního pouzdra kolene) [5, 11, 22, 27, 60].

Reakce na zátěž je interindividuální. Vlastnosti biologických materiálů jsou závislé na okamžitém stavu osoby i na její komplexní historii. Zatímco u jednoho jedince může vést určitá zátěž k patologickým reakcím, u jiného může být ta samá zátěž stále v pásmu „fyziologického“ působení a naopak. Šlachy a vazy se mohou adaptovat na zvýšené mechanické zatěžování přizpůsobením geometrických a mechanických vlastností. Proto inline bruslení, způsobuje-li nižší než limitní zatížení měkkých tkání, vede k jejich pozitivní adaptaci. Po cyklickému zatěžování jmenovaných struktur musí následovat odpovídající fáze klidu. To je důležité pro návrat deformace viskózní složky (pomalý návrat tlumiče), jinak by mohlo dojít k zatížení v zóně únavy tkáně s patologickými následky ve smyslu strukturálního poškození [37, 86, 87, 94, 95].

Statisticky vykazují ženy 2-8x častější poranění kolenních vazů oproti mužům. Vedle odlišností ve stavbě pohybového aparátu (např. větší Q úhel vedoucí k odlišnému vedení pately a její možné instabilitě, užší pata oproti středové části nohy způsobující horší

stabilitu báze, nižší tuhost šlacho-svalového komplexu, absence koordinované koaktivace „hamstringů“ během CKC extenze kolene, což je sdruženo s větší anteriorní translací tibie a zvýšením napětí v ACL) to může být akcentováno hormonálními vlivy, kdy nejrizikovější se jeví ovulační fáze menstruačního cyklu (10.-14. den), což je vhodné zohlednit [24, 25, 27, 29, 31, 42, 50, 84, 85, 107].

Inline bruslení je vhodnou aerobní pohybovou aktivitou s minimalizací otřesů (např. oproti běhu, sjezdovému lyžování); současně při něm dochází ke komplexnímu posilování svalů dolních končetin a trupu, což platí také pro často problematický m. vastus medialis. Inline bruslení lze také použít jako trénink koordinace svalů dolních končetin. Hlavní svaly, které generují sílu pro dopředný pohyb jsou m. quadriceps femoris (a zejména jeho hlavy m. vastus medialis a m. rectus femoris), m. gluteus maximus a při zakončení odrazu také všechny části m. triceps surae. Při vyšší rychlosti bruslení udržuje bruslař nižší základní postoj se zvětšenou flexí v kolenním a kyčelním [13, 26, 34, 36, 43, 54, 74, 78, 101, 108].

8. Bibliografie

- 1) Arms, S., Boyle J., Johnson R., Pope M., Strain measurements in the medial collateral ligament of the human knee: An autopsy study, in: *Journal of Biomechanics* 1983/16, strany 491–496
- 2) Attarian, D. E., Isolated Acute Hip Adductor Brevis Strain, in: *Journal South Orthopaedic Asociacion*, 2000/9(3), strany 213-215
- 3-Banks, S. A., Hodge, W. A., Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy, in: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1996/43(6)
- 4) Bartlett R., *Sport biomechanics: Reducing injury and improving performance*, E&FN Spon, Londýn, Anglie, 1999, ISBN 0-419-184406
- 5) Baxová A., *Poranění předního a zadního zkříženého vazů*, absolventská práce, Mills, Brandýs nad Labem, 2003.
- 6) Bělohradská H., *Vliv přetížení intrartikulárních a extraartikulárních struktur na změnu reologie v kolenního kloubu*, diplomová práce, FTVS UK, Praha, 2003
- 7) Blankevoort L., Huijskes R., deLange A., The envelope of passive knee joint motion, in: *Journal of Biomechanics*, 1988/21(9), strany 705–720
- 8) Brügger O., *Inline-skating: Unfallgeschehen und –prävention*, Lang Druck AG, Liebefeld, Švýcarsko, 2003, ISBN 3-908192-16-1.

- 9) Cohen R. E., Hooley C. J., McCrum N. G., Viscoelastic creep of collagenous tissue, in: *Journal of Biomechanics* 1976/9, strany 175 – 184
- 10) Colby S., Francisco A., Yu B., et al. Electromyographic and kinematic analysis of cutting maneuvers: Implications for anterior cruciate ligament injury, in: *American Journal of sports medicine*, 2000/28, strany 234-240.
- 11) Čech O., Sosna A., Bartoníček J., *Poranění vazivového aparátu kolenního kloubu*, Avicentrum, Praha, 1986,
- 12) Danto M. I., Woo S. L.-Y., The mechanical properties of skeletally mature rabbit anterior cruciate ligament and patellar tendon over a range of strain rates, in: *Journal of orthopaedic research*, 1993/11, strany 58 –67
- 13) deBoer R. W., et al., Moments of force, power, and muscle coordination in speed-skating, in: *Int J Sports Med.* 1987/8(6), strany 371-8, PMID: 3429080
- 14) Defrate L. E., Rubash H. E., Gill T. J., In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion, in: *Journal of Orthopaedic Research*, 23(2), strany 340-344, PMID: 15734246.
- 15) Derrick, T. R., The Effects of Knee Contact Angle on Impact Forces and Accelerations, in: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2004/36(5), strany: 832-837
- 16) deRuiter C. J., et al., Short-term effects of whole-body vibration on maximal voluntary isometric knee extensor force and rate of force rise, in: *Eur J Appl Physiol*, 2003/88, strany 472–475

-17) Ditmar R., *Instability kolenního kloubu*, vydal Rektorát University Palackého v Olomouci, Olomouc, 1992

-18) Doskočil, M., *Pohybový aparát končetin II., systematická, topografická a klinická anatomie*, vydavatelství Karolinum, Praha, 1995, ISBN 80-7184-110-2

-19) Eils E., Kupelwieser C., Pressure distribution in inline skating straightwith differen speeds, Institut fuer Bewegungswissenschaften, University of Muenster, Germany, Nike Sport Research Lab, Beaverton, OR, U.S.A, <http://www.uni-konstanz.de/isbs/Abstracts/EricEils.PDF>

-20) Feneis H., *Anatomický obrazový slovník*, vydala Grada, Praha, 1996

-21) Freeman M. A. R., Pinskerova V., The movement of the normal tibio-femoral joint, in: *Journal of Biomechanics*, 2004

-22) Gardiner J. C., et al., Strain in the human medial collateral ligament during valgus loading of the knee, in: *Journal of Orthopaedic Research*, 2003/21, strany 1098–1106

-23) Hack, E., Mason, J., Miller, C., Postural differences in braking during in-line skating, zdroj: <http://www.umich.edu/~mvs330/f99/stoppers/main.html>

-24) Halbrecht J., The female athlete, zdroj: <http://www.sfms.org/sfm/sfm901d.htm>, (San Francisco Mediacal Society)

-25) Harmon K. G., Ireland M. L., Gender differences in noncontact anterior cruciate ligament injuries, in: *Clinical Sports Medicine*, 2000/19, strany 287-302.

- 26) Heidjann J., *Verletzungsinzidenz, Belastung und Prophylaxe beim Inline-Skating - sportmedizinische und biomechanische Analyse*. Westfälische Wilhelms-Universität, Disertační práce, Münster, 1997
- 27) Hewett T. E., Myer G. D., Ford K. R. et al., Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes, in: *American Journal of Sports Medicine*, 2005/8
- 28) Hilgert R. E.; Rueger J. M. Das Verletzungsmuster beim Inline-Skating; Riskogruppen, Verletzungsmechanismen und Prävention. Přednáška na kongresu: Inline-Skating als Lifetime-Sport, Frankfurt, 1998
- 29) Hollmann J., Deusinger R., Matava M., Comparison of knee joint surface rolling/gliding kinematics between males and females, Prezentace na 27. výročním zasedání společnosti American Orthopaedic Society for Sports Medicine, červen/červenec 2001
- 30) Hollmann J. a spol.: Estimation of knee joint surface rolling/gliding kinematics via instant center of rotation measurment, Prezentace na 24. výročním zasedání společnosti American society of biomechanics, červenec 2000, zdroj: <http://asb-biomech.org/onlineabs/abstracts2000/pdf/007.pdf>
- 31) Huston L. J., Greenfield M. L., Wojtys E. M., Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete: Potential risk factors, in: *Clin Orthop Rel Res* 2000/372, strany 50-63.
- 32) Chen A. D., "rec.sport.skating.inline Frequently Asked Questions (FAQ)", 1995, zdroj: <http://www.skatefaq.com>

- 33) Churchill D. L., Incavo S. J., Johnson C. C., Beynon B. D., A novel method for quantifying knee joint kinematics: The compound pinned hinge model, McClure Musculoskeletal Research Center, Department of Orthopaedics & Rehabilitation, University of Vermont, Burlington
- 34) Jerosch J., Heidjahn J., Thorwesten L., Gelenkbelastung beim Inline-Skating - eine biomechanische Untersuchung, in: *Sportverletzung, Sportschaden*. 1998/12, strany 47-53
- 35) Jones R.S. et al., Mechanical properties of the human anterior cruciate ligament, in: *Clinical Biomechanics*, 1995/10(7), strany 339-344
- 36) Juhn M. S., Patellofemoral Pain Syndrome: A Review and Guidelines for Treatment, in: *American Family Physician* 1999/60, strany 2012-22
- 37) Karas V. Otáhal S., *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*, Státní pedagogické nakladatelství, Praha, 1979
- 38) Kuban J., Kirchner J., Louka O., *Inline bruslení*, Grada, 2004, Praha, ISBN 80-247-0848-5, první vydání
- 39) Kwak S. D., Ahmad C. S., Gardner T. R., et al., Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern, PMID: 10716285
- 40) Lakes R., Vanderby R., Interrelation of creep and relaxation: a modeling approach for ligaments, in: *Biomechanical Engineering*, 1999/121, strany 612-615

- 41) Lamontagne A., Malouin F., Richards C. L., Viscoelastic behavior of plantar flexor muscle-tendon unit at rest, in: *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1997/26, strany 244-251
- 42) Livingston L., et al.: The wider gynaecoid pelvis-larger Q-angle-greater predisposition to ACL injury relationship: myth or reality?, in: *Clinical Biomechanics* 2001/16, strany: 951-952.
- 43) Mahar A. T., Derrick T. R. et al., Impact shock and attenuation during in-line skating, in: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1997/29(8), strany 1069-1075
- 44) Malanga G. A., Smith H. M., Lower extremity injuries in in-line skaters: a report of two cases, in: *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 1996/36(2), strany 139-142.
- 45) Malanga G. A., Stuart M.J., In-line skating injuries. In: *Mayo Clinic Proceedings*, 1995/70(8), strany 752-754
- 46) Markolf K. L., Burchfield D. M., Shapiro M. M, et al., Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. In: *Journal of Orthopaedic Research*, 1995/13, strany 930-935
- 47) Martel A. R., The equation of motion of inline skating, publikováno na www.racereports.net, 19. března 2005
- 48) Matava M. J., et al., Knee Kinematics Underscore Gender Differences, in: *BioMechanics*, 2002, strany 77-85
- 49) Matthews L. S., Ellis D., Viscoelastic properties of cat tendon: Effects of time after death and preservation by freezing, in: *Journal of Biomechanics* 1968/1, strany 65 –71

- 50) McLean S. G., Neal R. J., Myers P. T., Walters M. R., Knee joint kinematics during sidestep cutting maneuver: Potential for injury in women, in: *Med Sci Sports Ex*, 1999/31, strany 958-968
- 51) Melanson E. L., Exercise responses to running and in-line skating at self-selected paces, in: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1996/28(2), strany 247-250
- 52) Moras G., et al., Electromyographic response during whole-body vibrations of different frequencies with progressive external loads, zdroj: <http://www.efdeportes.com/efd93/emg.htm>
- 53) Morris P.J., Hoffman F.D.: Injuries in cross-country skiing - trail markers for diagnosis and treatment, *Postgraduate medicine*, vydání 105 / 1 / leden 1999
- 54) Mullin M. J., Inline skating and its role in conditioning, zdroj: www.stoneclinic.com/inline.htm
- 55) Orenstein J. B., Injuries and small-wheel skates, in: *Annals of Emergency Medicine*, 1996/27(2), strany 204-209
- 56) Otáhal S., Karas V., *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*, Univerzita Karlova, Praha, 1991, ISBN 80-7066-514-9
- 57) Patrick J., Morris, P. J., Hoffman F. D., Injuries in cross-country skiing - trail markers for diagnosis and treatment, in: *Postgraduate medicine*, 1999/105(1)
- 58) Payr E., Der heutige Stand der Gelenkchirurgie, in: *Arch. Klin. Chir.* 1927/148, strana 404
- 59) Pfeifer K., Vogt L., Alex S., Banzer W., *Muskelaktivitäten beim Inline-Skating*, Lifetime-Sport Inline-Skating, Schorndorf 1999,

- 60) Pope M. H., et al., The role of the musculatur in injuries to the medial collateral ligament, in: *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1979/61, strany 398-402
- 61) Provenzano P. P., Heisey D., et al., Subfailure damage in ligament: A structural and cellular evaluation, in: *Journal of Applied Physiology.*, 2002/92(1), strany 362-371
- 62) Publow G., *Speed on skates*, vydal Human Kinetics, USA, 1999, strany 7-20, ISBN 0-88011-721-4,
- 63) Quinn A., Lun V., McCall J., et al., Injuries in Short Track Speed Skating, in: *American Journal Sports Medicine*, 2003/31, strany 507 - 510
- 64) Raab M., Eck M., Inline-Skating als Schulsport, in: *Sportunterricht*, 2002/51(7), strany 216-220, zdroj: http://www.uni-flensburg.de/~raab/pub/raab_Eck%20inline_skating_sportunterricht_2001.pdf
- 65) Renstrom P., et al.: Strain within the Anterior Cruciate Ligament during Hamstring and Quadriceps Activity, in: *American Journal of Sports Medicine*, 1986/14(1), strany: 83-87.
- 66) Roberts K., Cross Country Skiing, zdroj: <http://www.roberts-1.com/xcski/index.html>
- 67) Robinson R. J., Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee, in: *Journal of Biomechanics*, 2005/38(5), strany 1067-1074
- 68) Rowe A., Wright S., Nyland J., et al.. Effects of a 2-hour cheerleading practice on dynamic postural stability, knee laxity, and

hamstring extensibility, in: *J Orthop Sports Phys Ther*, 1999/29, strany 455-462

-69) Scharf W., Weinstabl R., Orthner E., Anatomical separation and clinical importance of two different parts of the vastus medialis muscle, in: *Acta anatomica*, 1985/123(2), strany 108-111, PMID: 4061025

-70) Sherker S., Cassell E., *In-line Skating Injury-A Review of the Literature*, vydalo: Monash University Accident Research Centre, 1998, ISBN: 0732614317

-71) Smith J. W., The elastic properties of the anterior cruciate ligament of the rabbit, in: *J Anat*, 1954/88, strany 369 –380

-72) Smith L. K., Weiss, E. L., Lehmkuhl, L. D., *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*, F.A. Davis, Philadelphia, 4. Vydání, 1983

-73) Solomonow M., et al.: The Synergistic Action of the Anterior Cruciate Ligament and Thigh Muscles in Maintaining Joint Stability, in: *American Journal of Sports Medicine*, 1987/15(3), strany: 207-213.

-74) Stallkamp F., Dreidimensionale Bewegungsanalyse und elektromyographische Untersuchung beim Inline-Skating unter Berücksichtigung eines Weichschalen- und eines Hartschalenschuhs, experimentální výzkum, 1998, Osnabrück, zdroj: <http://www.muenster.de/~fstall/wissen.htm>

-75) Takai S., Woo S. L.-Y., Livesay G. A., et al. Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament, in: *J Orthop Res*, 1993/11, strany 686-695.

- 76) Tan V., Seldes R. M., Daluiski A., In-Line Skating Injuries, in: *Sports Medicine*, 2001/31(9) 2001, strany 691-699
- 77) Taylor D. C., Dalton J. D., Seaber A. V., Garrett W. E., Viscoelastic properties of muscle-tendon units, in: *Am J Sports Med*, 1990/18, strany 300-308
- 78) Thompson C., Belanger M., Effects of vibration in inline skating on the Hoffmann reflex, force, and proprioception, PMID: 12471313
- 79) Ushiyama J., et al., Difference in aftereffects following prolonged Achilles tendon vibration on muscle activity during maximal voluntary contraction among plantar flexor synergists, in: *Journal of Applied Physiology*, 2005/98, strany 1427-1433
- 80) Van Boxtel A., Differential effects of low-frequency depression, vibration-induced inhibition, and posttetanic potentiation on H-reflexes and tendon jerks in the human soleus muscle, in: *Journal of Neurophysiology*, 1986/55(3), strany 551-568
- 81) Véle F., *Kineziologie pro klinickou praxi*, Grada, 1997, ISBN 80-7169-256-5.
- 82) Wang Ch. J., Walker P. S., Wolf, B., Rotatory laxity of the human knee joint, in: *Journal of Bone and Joint Surgery* 1974/56, strany 161-170
- 83) White M., The physics of inline skating, in: *Journal of how things work*, 1999/1, zdroj: <http://howthingswork.virginia.edu/journal/Article1.2.pdf>
- 84) Winter E. M. , Brookes F. B. C., Electromechanical response times and muscle elasticity in men and women, in: *European Journal of Applied Physiology*, 1991/63, strany 124-128

85) Wojtys E. M., et al.: Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes, in: *The American Journal of Sports Medicine* , 1998/26(5), strany: 614-618

-86) Woo S. L.-Y.; Debski R. E.; Withrow J. D. et al., Biomechanics of Knee Ligaments, University of Pittsburgh, in: *The American Journal of Sports Medicine*, 1999/27, strany 533-543

-87) Woo S. L.-Y., Gomez M. A., Sites T. J., et al, The biomechanical and morphological changes in the medial collateral ligament of the rabbit after immobilization and remobilization, in: : *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1987/69, strany 1200 –1211

-88) Woo S. L.-Y., Hollis J. M., Adams D. J., et al, Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex: The effects of specimen age and orientation, in: *Am J Sports Med*, 1991/19, strany 217 –225

-89) Woo S. L.-Y., Hollis J. M., Roux R. D., et al, Effects of knee flexion on the structural properties of the rabbit femur-anterior cruciate ligament-tibia complex, in: *Journal of Biomechanics*, 1987/20, strany 557–563

-90) Woo S. L.-Y., Lee T. Q., Gomez M. A., et al, Temperature dependent behavior of the canine medial collateral ligament, in: *J Biomech Eng*, 1987/109, strany 68 –71

-91) Woo S. L.-Y., Ohland K. J., Weiss J. A., Aging and sex-related changes in the biomechanical properties of the rabbit medial collateral ligament, in: *Mech Ageing Dev*, 1990/56, strany 129 – 142,1990

-92) Woo S. L.-Y., Orlando C. A., Gomez M. A., et al, Tensile properties of the medial collateral ligament as a function of age, in: *J Orthop Res* 1986/4, strany 133 –141

-93) Woo S. L.-Y., Peterson R. H., Ohland K. J., et al., The effects of strain rate on the properties of the medial collateral ligament in skeletally immature and mature rabbits: A biomechanical and histological study, in: *J Orthop Res*, 1990/8, strany 712 –721

-94) Woo S. L.-Y., Young E. P., *Structure and function of tendons and ligaments*, Basic Orthopaedic Biomechanics, New York, Raven Press, Ltd, 1991 , strany 199 –243

-95) Wren A. L. T., Beaupré G. S., Carter D. R., Tendon and ligament adaptation to exercise, immobilization and remobilization, in: *Journal of Rehabilitation, Research and Development*, 2000/37(2) strany 217 – 224

-96) Zeglinski C. M., Swanson S. C., Self B. P., Greenwald R. M., Muscle Activity in the Slalom Turn of Alpine Skiing and In-Line Skating, in: *International Journal of Sports Medicine*, 1998/19(7), strany 447-454

INTERNET

-97) http://www.backtoactionpt.com/sports_medicine.cfm: Skating Injuries

-98)
http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/dk_stehno_k_olenni.php

-99)
http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_charakteristika.php

-100)

http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_chrupavka.php

-101)

http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/tkane_pojive_vazivo.php

-102)

http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_obecne.php

-103)

http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/vlastnosti_reologicke.php

-104)

http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/kineziologie/special_dolni_membrum.php

-105) <http://www.drpribut.com/sports/spknees.html>

-106) <http://www.fpnotebook.com/KneeAnatomyLigaments.gif>

-107) <http://www.louisvillebones.com/acl.html>: The ACL injury

-108) <http://www.nyskate.com/benefits.html>: Fitness benefits of inline skating

-109) <http://home.pacbell.net/anamga/injuries.html>

-110)

http://www.physioroom.com/injuries/knee/medial_collateral_ligament_sprain_full.php

-111) <http://www.pponline.co.uk/encyc/0099.htm>: In-line skating training helps running endurance and increases VO₂max

-112) <http://www.sigafospt.com/Education/Skating.htm>

-113) <http://www.sportsinjurybulletin.com/archive/inline-skating-injuries.html>

9. Seznam příloh

9.1 Seznam tabulek a obrázků

Obrázek č.1: Kolenní kloub s menisky a zkříženými vazy.....	str.7
Obrázek č.2: Schéma křivky síla-deformace vazů.....	str.24
Obrázek č.3: Hysterézní křivka.....	str.26
Obrázek č.4: Osy X, Y, Z a pohyby kolem nich.....	str.32
Obrázek č.5: Mechanismus poškození MCL.....	str.38
Obrázek č. 6: Brusle s měkkou skořepinou a s tvrdou skořepinou.....	str.52
Obrázek č. 7: Definice úhlu v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu.....	str.53
Obrázek č. 8: Definice odrazového úhlu.....	str.54
Obrázek č. 9: Schématické držení těla při skluzu při rychlosti 2,5m/s a 4,0m/s.....	str.56
Obrázek č.10: Úhel v kyčelním kloubu brzdící dolní končetiny při technice brždění patou.....	str.62
Obrázek č. 11: Úhel v kolenním kloubu brzdící dolní končetiny při technice brždění patou.....	str.63
Obrázek č. 12: Úhlová rychlost v kolenním kloubu brzdící dolní končetiny při brždění patou.....	str.63
Obrázek č. 13: Pozice těla při inline bruslení: přechod od pohodlné rychlosti k závodnímu tempu.....	str.68
Obrázek č. 14: Aktivita m. rectus femoris ,m. gluteus maximus a m. vastus medialis při rychlosti bruslení 2.5m/s a 4.0m/s.....	str.69
Obrázek č.15: Koaktivace m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. biceps femoris.....	str.87
Obrázek č.16: Hodnoty zrychlení během inline bruslení-signál ze snímače zrychlení z hlavy, kyčelního kloubu a tibie při jízdě rychlostí 20km/h na ulici.....	str.88
Tabulka č.1 : procentuální zastoupení valení a smýkání zatíženého a nezatíženého kolene.....	str.34
Tabulka č. 2: Jednotlivé způsoby zastavení a jejich procentuální zastoupení.....	str.61

9.2 Seznam použitých zkratk

a. - arteria; arterie (jednotné číslo))

aa. - arterie (množné číslo)

ABEC - Annular Bearing Engineer Council, preciznost s jakou byla ložiska brusle konkrétní výrobnou zhotovena

ACL - ligamnetum cruciatum anterius; přední zkřížený vaz

Ant. - anterius, anterior

BF - m. biceps femoris

Cal. - calory; kalorie

CG - center of gravity; těžiště

CKC - close kinematic chain; uzavřený kinematický řetězec

CNS - centrální nervový systém

DK - dolní končetina

DMCL - hluboce uložená vřákna vnitřního postranního vaz

EMG - elektromyogram, diagnostická metoda založená na snímání změny elektrického potenciálu svalu

F - síla

GL - m. gastrocnemius lateralis

GLM - m. gluteus maximus

GM - m. gastrocnemius medialis

lat. - lateralis

LCL - ligamentum collaterale laterale (fibulare); zevní postranní vaz

MCL - ligamentum collaterale mediale (tibiale); vnitřní postranní vaz

m. - musculus; sval

med. - medialis

mm. - muscoli; svaly

MPa - megapascal

MRI - vyšetření magnetickou resonancí

ms - milisekunda

N - Newton (jednotka síly)

n. - nervus; nerv

NZ - nezatížené (koleno)

OKC - open kinematic chain; otevřený kinematický řetězec

PCL - ligamentum cruciatum posterius; zadní zkřížený vaz
PMC - posteromediální pouzdro (kolenního kloubu)
RF - m. rectus femoris
SE - m. semitendinosus
SIAS - spina iliaca anterior superior
SMCL - longitudinální povrchová vlákna vnitřního postranního vazy
SO - m. soleus
T-stop - jeden ze způsobů brždění na inline bruslích
TA - m. tibialis anterior
USA - United States of America, Spojené státy americké
v. - vena; žíla
VM - m. vastus medialis
VML - m. vastus medialis longus
VMO - m. vastus medialis obliquus
VO₂ max. - maximální spotřeba kyslíku
Z - zatížené (koleno)