

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI**

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**2018**

**Václav Kulich**



**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ**

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

**Václav Kulich**

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

**Stabilizační cvičení kolenního kloubu v prevenci zranění v  
alpském lyžování**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Štěpánka Rybová

PLZEŇ 2018



## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 28. 3. 2018

.....

vlastnoruční podpis

## **Poděkování**

Rád bych upřímně poděkoval Mgr. Štěpánce Rybové za odborné vedení práce, poskytování cenných rad, připomínek a materiálních podkladů a dále Ing. Liboru Lobovskému, Ph.D. za přínosné rady ohledně metodiky měření.

## Anotace

Příjmení a jméno: Kulich Václav

Katedra: Rehabilitačních oborů

Název práce: Stabilizační cvičení kolenního kloubu v prevenci zranění v alpském lyžování

Vedoucí práce: Mgr. Štěpánka Rybová

Počet stran - číslované: 38

Počet stran - nečíslované: 35

Počet příloh: 16

Počet titulů použité literatury: 39

Klíčová slova: kolenní kloub, stabilizace, alpské lyžování, neuromuskulární kontrola

Souhrn:

Cílem této práce je zjistit vliv neuromuskulárního tréninku na stabilizaci kolenního kloubu. A na základě poznatků o mechanismu poškození kolenního kloubu u sjezdových lyžařů vytvořit cvičební jednotku s cílem prevence zranění kolenního kloubu. V práci je obsažena teoretická část, ve které je popsána funkční anatomie kolenního kloubu, neuromuskulární systém, poranění kolenního kloubu a biomechanika sjezdového lyžování. Praktická část zkoumá vliv trupové stabilizace na stabilizaci kolenního kloubu. A zkoumá, zda je možno zlepšit stabilizaci kolenního kloubu neuromuskulárním tréninkem.

## Annotation

Surname and name: Kulich Václav

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: Stabilization exercises of the knee joint as a prevention of injuries in alpine skiing

Consultant: Mgr. Štěpánka Rybová

Number of pages - numbered: 38

Number of pages - unnumbered: 35

Number of appendices: 16

Number of literature items used: 39

Keywords: knee joint, stabilization, alpine skiing, neuromuscular control

### Summary:

The aim of this study is to find out the influence of neuromuscular training of the knee joint. And based on knowledge about mechanism of knee injury in alpine skiing create training protocol targeted to prevention of injuries in alpine skiing. The thesis contains a theoretical part, which describes functional anatomy of the knee joint, neuromuscular system, knee joint injury and biomechanics of skiing. The practical part examines the effect of core stabilization on the knee joint stabilization. And examines whether, knee joint stabilization can be improved by neuromuscular training.



## OBSAH

Úvod .....	12
Teoretická část .....	13
1 Kolenní kloub .....	13
1.1 Funkční anatomie kolenního kloubu.....	13
1.2 Biomechanika a kinematika kolenního kloubu.....	14
1.2.1 Funkce struktur tvořící kolenní kloub.....	14
1.2.2 Kinematika kolenního kloubu.....	15
1.2.3 Stabilita kolenního kloubu .....	16
2 Dynamická stabilizace kolenního kloubu .....	17
2.1 Neuromuskulární systém .....	17
2.1.1 Mechanoreceptory .....	17
2.2 Řízení motoriky .....	19
2.2.1 Motorické vzory.....	20
2.3 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu .....	20
2.3.1 Časování aktivace stabilizačních svalů.....	21
2.4 Neuromuskulární trénink .....	21
2.4.1 Dynamická neuromuskulární stabilizace .....	22
3 Poranění kolenního kloubu.....	25
3.1 Poranění vazivového aparátu .....	25
3.1.1 Nestability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů .....	25
3.1.2 Izolované léze zkříženého vazů .....	25
3.2 Vyšetření kolenního kloubu.....	26
4 Poranění kolenního kloubu v alpském lyžování .....	29
4.1 Kinematika poškození předního zkříženého vazů v alpském lyžování .....	29
4.1.1 Události vedoucí k poškození předního zkříženého vazů.....	29
5 Sjezdové lyžování .....	31

5.1	Biomechanika sjezdového lyžování.....	31
5.1.1	Biomechanika jízdy po spádnici a šikmo svahem .....	31
5.1.2	Biomechanika lyžařského oblouku.....	33
5.1.3	Působení sil ve fázi oblouku.....	34
	Praktická část .....	37
6	Cíle a Hypotézy.....	37
6.1	Cíle práce .....	37
6.2	Hypotézy.....	37
6.2.1	Hypotéza 1 .....	37
6.2.2	Hypotéza 2 .....	37
6.2.3	Hypotéza 3 .....	37
7	Metodika výzkumu.....	38
7.1	Charakteristika sledovaného souboru .....	38
7.2	Technika měření .....	38
7.3	Postup měření .....	38
7.4	Postup vyšetření .....	40
7.4.1	První vyšetření .....	40
7.4.2	Cvičení na neuromuskulárním základě.....	40
7.4.3	Kontrolní vyšetření .....	41
8	Výsledky.....	42
8.1	Hypotéza 1 .....	42
8.2	Hypotéza 2 .....	43
8.3	Hypotéza 3 .....	44
9	Diskuze.....	45
	Závěr .....	49
	Seznam literatury .....	50
	Seznam zkratk.....	55

Seznam obrázků.....	56
Seznam tabulek.....	57
Seznam Příloh.....	58

## ÚVOD

Sjezdové lyžování se řadí mezi poměrně rizikové sporty. Incidence zranění ve světovém poháru ve sjezdovém lyžování je 9,8 zranění na 1000 jízd. (Bere, 2011). V tomto sportu dochází nejčastěji k poranění kolenního kloubu. Jak uvádí ve své studii Flørenes (2009), nejčastěji poškozená část těla je kolenní kloub (35,6 % všech úrazů ze sledovaného vzorku). Stejný autor dále uvádí, že nejčastějším typem zranění je poškození vazů s tím, že nejčastější zranění je ruptura předního zkříženého vazů. Mechanismus vzniku tohoto zranění je trojí. Nejčastěji ke zranění dochází vlivem tzv. slip – catch mechanismu (Bere, 2013). Tyto mechanismy budou dále podrobněji popsány. Tématem této práce je stabilizace kolenního kloubu v prevenci zranění kolenního kloubu. Mnoho autorů ve svých studiích uvádí, že víceméně jedinou možností dynamické stabilizace je neuromuskulární trénink a s ním i související stabilizace středu těla (Fischer 2006, Williams 2001, Willson 2014).

Cílem této práce je na základech 2D kinematické analýzy dřepu zjistit, zda vlivem neuromuskulárního tréninku dojde ke zlepšení stabilizace kolenního kloubu. Tento motorický vzor byl vybrán, kvůli podobnosti s pohybem v alpském lyžování. Cílem této práce je na základě poznatků o poranění kolenního kloubu, zjistit, zda je možné snížit riziko zranění. Námi prováděný výzkum je zaměřen na vliv neuromuskulárního řízení lidského těla na stabilizaci kolenního kloubu. Tato práce se věnuje problematice neuromuskulárního řízení, bude zde popsána biomechanika kolenního kloubu a úvod do biomechaniky sjezdového lyžování.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 KOLENNÍ KLOUB

Kolenní kloub je nejsložitějším kloubem lidského těla a tomu odpovídá i jeho stavba. Kloubně jsou zde spojeny femur, tibie a patella, tím je možné rozdělit kloub na femorotibiální a femoropatelní skloubení. Další součástí je articuatio tibiofibularis a syndesmosis tibiofibularis, které ovšem nemají ke kolennímu kloubu přímý kineziologický vztah (Živčák, 2004; Dylevský, 2009).

### 1.1 Funkční anatomie kolenního kloubu

Proximální část kloubu tvoří condyli femoris. Vpředu je spojuje facies patellaris a vzadu jsou odděleny fossa intercondylaris femoris. Kondyly nejsou symetrické. Laterální kondyl stojí téměř sagitálně. Mediální kondyl se k němu stáčí svou přední částí a tvoří tak charakteristické zakřivení. Konvexní kondyly artikulují s téměř plochými kondyly tibie. Pro vyrovnání inkongruence styčných ploch slouží chrupavčité menisky (meniscus medialis et lateralis). Mediální meniscus je větší a má poloměsíčitý tvar. Fixován je ve třech bodech a je tedy méně pohyblivý než meniscus lateralis, což vede k jeho častějšímu poškození. Meniscus lateralis je menší a má kruhový tvar, jelikož se jeho cípy vlivem tvaru téměř dotýkají, je velmi pohyblivý. Na rozdíl od laterálního menisku, který nechává ve středu tibiálního kondylu malou plošku, pokrývá téměř celou plochu laterálního kondylu tibie. „ *Menisky jsou vystaveny značné zátěži. V extendovaném kolenním kloubu (ve stoji) absorbují asi 50% tlaku působícího na kloub, při flexi stoupá tato hodnota až 90%*“ (Dylevský, 2009, s. 149). V určitých polohách slouží jako stabilizátory kloubu. Na funkci kloubu se velkým podílem účastní i patella, jelikož zlepšuje funkci extenzorů.

Pouzdro kolenního kloubu je na ventrální straně velmi slabé a zesiluje až v oblasti postranních vazů. Pouzdro je zesíleno řadou vazů – ligamentum collaterale mediale et laterale. Vnitřní postranní vaz odstupuje od mediálního epikondylu a upíná se na holenní kost. Je nejvýznamnějším vazivovým stabilizátorem na mediální straně kloubu. Zevní postranní vaz odstupuje od laterálního epikondylu a upíná se na hlavičku fibuli. Při extenzi kolene jsou vazy zcela napjaty a tím ho stabilizují. Při ohnutí kolene povolí a umožňují rotaci.

Zvláštností kolenního kloubu, jsou dva zkřížené vnitřní vazy (lig. cruciatum anterius et. posterius). Přední zkřížený vaz je hlavním intraartikulárním stabilizátorem, omezuje posun tibie dopředu a zajišťuje vnitřní rotaci bérce. Nejvíce je zatížen při vnitřní rotaci. Zadní zkřížený vaz je asi o třetinu silnější a brání posunu tibie dozadu. Společně s postranními vazy redukuje rotační pohyby v kolenním kloubu (Dylevský, 2009; Živčák, 2004).

## **1.2 Biomechanika a kinematika kolenního kloubu**

Jako nosný kloub plní dvě hlavní funkce – přizpůsobuje délku končetiny potřebám lokomoce a současně zajišťuje stabilitu a optimální přenos tlakových sil vznikajících činnostmi svalů a hmotnosti těla (Véle, 2006; Živčák, 2004).

Obor zabývající se studiem těchto funkcí se nazývá biomechanika, která se dále dělí na kinematiku (vědní disciplína zkoumající pohyb hmotných těles) a tribologii (vědní disciplína zabývající se třením, opotřebením a mazáním povrchů). Dále se biomechanika zabývá působením statických a dynamických tlakových sil kloubu (Živčák, 2004).

### **1.2.1 Funkce struktur tvořící kolenní kloub**

**Kost a kloubní chrupavka** – tvarem a stavbou mají velký vliv na kinematiku kloubu. Kromě toho sponginózní část kosti a hyalinní chrupavka jsou schopné elastické deformace.

**Vazy a menisky** – svým průběhem též ovlivňují kinematiku kloubu a zároveň slouží jako pasivní stabilizátory kloubu. Díky své senzitivní inervaci tvoří percepční složku kinetického řetězce. Funkce menisků je popsána výše.

**Svaly** – tvoří výkonnou složku kinetického řetězce a jsou zároveň dynamickými stabilizátory.

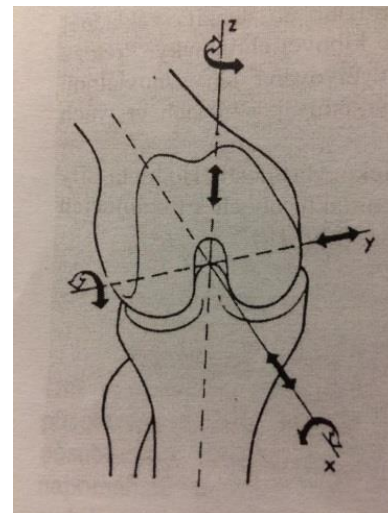
**Nervové receptory a vlákna** – Propojují kinetický řetězec kloubu. Informují CNS o poloze a napětí vazů (propriocepci) a registrují bolestivé podněty.

**Synoviální tekutina** – zabezpečuje výživu kloubu, a tím zvyšuje a udržuje pružnost chrupavek a díky kyselině hyaluronové snižuje tření kloubních ploch (Živčák, 2004; Dylevský, 2009).

### 1.2.2 Kinematika kolenního kloubu

V kolenním kloubu je možné provést pohyb ve všech třech rovinách (frontální, sagitální, transverzální). V sagitální jde o flexi a extenzi. V rovině transverzální jde o vnitřní a zevní rotaci a v rovině frontální o abdukci a addukci. Protnutí těchto tří rovin vytvoří tři základní osy (X, Y, Z), kolem kterých je možno provést výše uvedené pohyby. Dále se posuvný pohyb kolem osy X nazývá přední a zadní zásuvkový příznak. K posunu kolem osy Z (komprese a distrakce) dochází působením tlakových sil. Posuvný pohyb kolem osy Y není za normálních okolností možný, dochází k němu jen při poranění vazivového aparátu.

Obrázek 1: Kineziologie kolenního kloubu



Zdroj: Živčák, 2004

#### Kinematika flexe – extenze

Flexe kolenního kloubu má několik fází. V prvních 5 stupních dochází k počáteční rotaci (při punctum fixum na noze se femur otáčí zevně). Laterální kondyl se otáčí, mediální se posouvá. Mluvíme o tzv. odemknutí kolene. Flexe pokračuje valivým pohybem femuru po tibia a meniscích. V konečné fázi se neustále zmenšuje kontakt mezi femurem a tibia a menisky se posouvají dozadu po tibia (klouzavý pohyb). Flexe je dokončena v meniskotibiálním skloubení. Extenze probíhá opačně, kdy při extenzi kloubu dojde opět k napnutí vazů a koleno se uzamkne. Flexe a extenze je dále úzce spjata s nastavením kyčelního kloubu. Při flektované kyčli je rozsah pohybu okolo  $140^\circ$  oproti  $120^\circ$  při extendované. Extenze je naopak lépe dosaženo při extenzi v kyčli, jelikož při extenzi kyčle se zvyšuje aktivita musculus rectus femoris (Kolář, 2009; Dylevský, 2009; Kapandji, 1987).

#### Kinematika rotačních pohybů

Rozlišujeme vnitřní a zevní rotaci. Oba pohyby jsou do jisté míry závislé na flexi kolenního kloubu, jelikož stupeň flexe ovlivňuje rozsah rotace. Nejvyšších hodnot se dosahuje při flexi v rozmezích  $45^\circ - 90^\circ$ . Rozsah rotace velmi málo ovlivňuje tvar kloubních ploch. Rozhodující význam má uspořádání vazů, které můžeme rozdělit na tři pilíře. Centrální (tvořený zkříženým vazy), mediální (lig. colaterale mediale) a laterální

(lig. Colaterale laterale). Rozsah pohybů je 15° až 30° do zevní rotace a maximálně 40 stupňů do rotace vnitřní (Živčák, 2004; Věle, 2006).

### **1.2.3 Stabilita kolenního kloubu**

Stabilitu kolenního kloubu zajišťují dva systémy. Systém pasivních stabilizátorů a systém aktivních stabilizátorů.

#### **Pasivní stabilizátory**

Tento systém je tvořen vazivovým aparátem kloubu. Dělí se na primární a sekundární. Primární stabilizátory mají hlavní stabilizační účinek pro pohyb v daném směru a dále chrání sekundární stabilizátory před poškozením. Sekundární stabilizátory mají menší stabilizační účinek a účastní se převážně na celkové stabilizaci kloubu. Stabilizační schopnost vazivového aparátu je dána pouze pevností vazů, které ovšem nejsou schopny přizpůsobit se zvýšeným nárokům, jako svalový systém. Kolenní kloub má mnoho vazů, mezi čtyři hlavní řadíme přední a zadní zkřížený vaz a mediální a laterální kolaterální vaz (Živčák, 2004; Williams, 2001).

#### **Dynamické stabilizátory**

Tento systém je tvořen svaly obklopujícími kolenní kloub. Z biomechanického hlediska zastávají dvě funkce. Provádějí aktivní pohyb v kloubu a zajišťují stabilitu kloubu v klidu a v pohybu. Jejich přímý stabilizační účinek se projevuje kontrakcí antagonistických svalů daného pohybu. Nepřímo zvyšují velikost tlakových a tahových sil působících na kloubní plochy. Pohyb v kloubu vede ke změně napětí jednotlivých vazů a to vede ke zvýšení jejich stabilizačního účinku. Dynamickou stabilizaci kloubu jsou schopny zajistit pouze svaly svou aktivní činností (Živčák, 2004).



## **2 DYNAMICKÁ STABILIZACE KOLENNÍHO KLOUBU**

Dynamická stabilizace kolenního kloubu je výsledek několika stabilizačních složek. Podílí se na ní anatomická struktura kloubu a přítomnost menisků, které vyrovnávají inkongrenci mezi tibií a femurem. Dále se na ní podílí svou stavbou a orientací vazy a kloubní pouzdro. Vazy kolenního kloubu doprovází při pohybu kostěné struktury a brání jejich translaci na konci pohybu. Dále máme čtyři hlavní stabilizační vazy (viz. výše), které pracují jako synergisté, i když jeden z nich většinou nese větší zátěž. Přesto, že kolenní kloub disponuje těmito strukturami, míra zátěže často překročí jejich limity (rychlá změna směru, zabrzdění pohybu). Z tohoto důvodu se největší mírou na stabilizaci kloubu podílejí svaly. Stabilizační funkce svalu je řízená aktivitou nervového systému a je to jediná složka dynamické stabilizace, která může být terapeuticky ovlivněná. (Williams, 2001).

### **2.1 Neuromuskulární systém**

Schopnost vykonat cílený koordinovaný pohyb se obecně nazývá neuromuskulární kontrola. Neuromuskulární kontrola je výsledek vzájemné interakce mezi nervovým systémem a svaly, (respektive motorickou jednotkou). Neuromuskulární systém můžeme rozdělit na tři části – smyslové orgány, nervové dráhy a svaly. Systém využívá ke kontrole řízení „feed – back“ a „feed – forward“ kontroly. Systém zpětné vazby cyklicky porovnává informace z periferie o skutečně probíhajícím pohybu s pohybovým záměrem. První cyklus opraví odchylku částečně, další ji opraví přesněji atd. Feed – forward mechanismus naopak zjišťuje potenciální poruchy v systému. Když takovou poruchu zjistí, odešle informaci do CNS, která vyšle příkaz působit proti předpokládané poruše (Véle, 2006; Williams, 2001).

#### **2.1.1 Mechanoreceptory**

Somatosenzorický systém zahrnuje receptory pro kožní čítí a propiocepci. Dělí se na kožní mechanoreceptory, kožní termoceptory, kožní nociceptory a propioceptory. Když jsou tyto receptory podrážděny, vyšlou aferentní drahou do nervového systému signál. Aferentní signál je zpracováván na třech úrovních – spinální, subkortikální, kortikální. CNS tento signál zpracuje a eferentní drahou vyšle impuls s motorickou odpovědí, která přizpůsobí svalovou aktivitu. I když se většinou popisují tyto receptory odděleně, CNS zpracovává informace ze všech receptorů najednou. Toto umožňuje nervovému systému získat velmi dobrý přehled o stavu periferie. Tento nadbytek informací umožňuje CNS řídit pohyb koordinovaně, navzdory chybám nebo nedostatku zpětné vazby, které mohou

nastat při neočekávaných okolnostech, jako třeba při úrazu. Proprioceptory lokalizované v kloubech jsou ruffiniformní a paciniformní. Ruffiniformní tělíška informují o extrémní pozici v kloubu a vyvolávají obranné reflexy, které brání poškození kloubu. Paciniformní informují o pohybu v kloubu. Ovšem o vnímání polohy kloubu nás nejvíce informují proprioceptory ve svalech - Golgiho šlachové tělíško a Svalové vřetenko (Williams, 2001; Vele, 2006; Králíček, 2011).

### **Svalové vřetenko**

Svalové vřetenko tvoří svalová intrafuzální vlákna, která jsou vazivově připojena k vlastním kosterním svalům. Svalové vřetenko má dvě kontraktlní pólové oblasti, odděleny středovým receptorem, který reaguje na změnu napětí při změně délky vřetenka. V pólových oblastech končí gama vlákna jdoucí z míchy. Intrafuzální vlákna probíhají paralelně s vlastními svalovými vlákny a jsou drážděna při natahování svalu. Tyto vlákna mají vlastní motorickou inervaci. Při protažení svalu dojde k protažení intrafuzálních vláken vřetenka a ty proudem vzruchů zpětnou vazbou dráždí alfa motoneurony kontrahovaného svalu. Vřetenko neustále porovnává délku extrafuzálních a intrafuzálních vláken. Intrafuzální vlákna, inervované systémem gama, nastavují vřetenko na určité napětí. Tento systém se označuje jako gama klíčka. Gama klíčka nastavuje stupeň dráždivosti vřetenka prostřednictvím gama vláken, vycházejících z gama motoneuronů v předních rozích míšních. Část aferentních vláken vycházejících z vřetenka se zapojuje na alfa-motoneurony antagonistů. Tím při kontrakci dochází k jejich inhibici. Bez této inhibice by nemohlo dojít ke koordinovanému pohybu. Toto řízení se nazývá reciproční inervace (Dylevský, 2009; Kott, 2013).

### **Golgiho šlachové tělíško**

Golgiho šlachové tělíško je uloženo ve šlachách svalů a informuje o protažení šlachy. Tělíško je drážděno protažením šlachy, ke kterému dojde při kontrakci nebo zvýšeném svalovém napětí. Práh dráždivosti tělíška je vyšší než u vřetenka a nelze ho měnit. Činnost šlachového tělíška se šíří po podobných cestách jako u svalového vřetenka. Šlachové tělíško zabraňuje přetažení pohybu a poškození kloubu tím, že vlastní sval inhibuje a antagonistu facilituje. Na druhé straně facilituje agonistu a inhibuje antagonistu. Šlachové tělíško brání překročení meze svalové aktivity, která by mohla systém poškodit.

Svalové vřeténko a Golgiho šlachové tělísko tvoří automatický ochranný míšní servomechanismus (Véle, 2006; Dylevský, 2009; Kott, 2013).

## 2.2 Řízení motoriky

Informace z mechanoreceptorů jsou zpracovávány na třech úrovních – spinální, subkortikální a kortikální.

Spinální úroveň řídí výkonné orgány motoriky (motoneurony). Neurony v šedé hmotě míšni jsou propojeny do spinální neuronové sítě. Do této sítě jsou již pevně zakódovány zárodky primitivních pohybových vzorů (krokový mechanismus, úchop). Tato síť je obousměrně spojena se subkortikálními a kortikálními oblastmi a také s receptory ze svalů, šlach, kloubů, pokožky. Na této úrovni dochází nejčastěji k řízení pomocí míšních reflexů. Tyto reflexy jsou stereotypní a jejich odpověď je závislá na intenzitě podráždění aferentních drah. Základní míšní reflexy jsou monosynaptické s rychlostí odpovědi 30 – 50 ms. Tyto reflexy jsou nejrychlejší neuromuskulární odpovědi organismu.

Subkortikální úroveň je nadřizena spinální úrovni. Subkortikální regulační systémy nastavují a korigují excitabilitu motoneuronů a snaží se ji přizpůsobit probíhajícímu pohybu. Dále tlumí hrubé působení spinálního servomechanismu, vyhlazují průběh pohybu a tím pohyb stabilizují. Subkortikální oblast zásadně ovlivňuje posturální funkce i pohybové vzory. Centra subkortikální úrovně řízení jsou retikulární formace, mozkový kmen, bazální ganglia, thalamická jádra a hypothalamus a mozeček. Motorická odpověď vedená těmito dráhami má zpoždění 50 – 80 ms. Jelikož jsou tyto odpovědi řízeny z vyšších etáží, mají větší schopnost se přizpůsobit než míšní reflexy. Relativně vysoká rychlost a adaptabilita, činí z těchto drah důležitou součást dynamické stability kloubu.

Řízení na kortikální úrovni je nejvýše postavený systém v řízení volní ideokinetické motoriky. V tomto systému dochází k tvorbě pohybových programů. Pohybový program je soubor jednoduchých pohybových vzorů, které dohromady skládají dynamickou mozaiku. Tato pohybová funkce má charakter volního pohybu a je provázená s určitým záměrem. „Protože v mysli dominuje cíl pohybu, je zapotřebí, aby jeho průběh byl řízen programem, který nevyžaduje přímou účast vědomí na řízení pohybu“ (Véle, 2006, s. 91) Tento program (spoušťová reakce) je přednastaven, a proto může obejít určitá stadia řízení pohybu, a tím pracovat větší rychlostí (Véle, 2006; Williams, 2001).

### **2.2.1 Motorické vzory**

Pohyb je složen z jednoduchých dílčích pohybových vzorů. Složením těchto pohybových vzorů (podprogramů) se vytvoří složitější pohybový program. Motorické programy jsou v podstatě sekvence příkazů uvnitř nervového systému, které produkují koordinované pohyby v případě, že jsou započaty. Zmíněné programy jsou pod centrální kontrolou a jsou v podstatě nezávislé na zpětnovazebných mechanismech z periferie. Přesto se zpětná vazba významně uplatňuje ve výběru vhodných motorických programů, k monitorování především toho, zda jsou pohyby drženy v souladu s příkazem a reflexivně modulovány v případě nutnosti. Motorický projev člověka není dán pouze volní hybností, ale je určen i geneticky. Motorické vzory probíhající po stejných drahách se objevují ve stejně podobě napříč generacemi. Jednoduché vzory se označují jako reflexy a jsou uloženy v míše, složitější pohybové vzory se formují ve vyšších etážích CNS (Véle, 2006; Williams, 2001).

### **2.3 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu**

Jak je výše uvedeno, hlavní stabilizační funkci kloubu zajišťují svaly. V oblasti kolenního kloubu rozlišujeme tři základní skupiny (extenzorovou, flexorovou a rotátorovou skupinu).

Extenzorovou skupinu tvoří m. quadriceps femoris. Je to čtyřhlavý sval, skládající se z m. rectus femoris, m. vastus intermedius, m. vastus lateralis a m. vastus medialis. Na stabilizaci kolenního kloubu se velmi výrazně podílejí mm. vasti.

Musculus vastus medialis má část proximální, která extenduje kolenní kloub a distální část, která stabilizuje patelu a brání její lateralizaci. Tento sval obsahuje velké množství fyzických vláken, proto při imobilizaci rychle atrofuje a ztrácí svou funkci.

Musculus vastus lateralis je strukturou velmi podobný svému protějšku a z toho vyplívá i zrcadlový obraz funkce (proximální část provádí extenzi, distální stabilizuje patelu). Rozdílem je ovšem převaha tonických vláken nad fázickými.

Musculus quadriceps femoris brání translačnímu posunu tibie vpřed. Z toho vyplívá, že je dynamickým synergistou zadního zkříženého vazy a tedy antagonistou předního zkříženého vazy (Dylevský, 2009).

Flexorovou supinu tvoří m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Tato skupina svalů dělá flexi i rotační pohyby v kolenním kloubu (vnitřní rotaci - m. biceps femoris, zevní rotaci – m. semitendinosus a semimembranosus). Funkčně je antagonistou druhé skupiny. Táhne tibií dorzálně a je tedy synergistou předního zkříženého vazů (Dylevský, 2009; Živčák, 2004).

### **2.3.1 Časování aktivace stabilizačních svalů**

Pro správnou stabilizaci kloubu je důležité správné časování aktivity jednotlivých svalů. Velký význam zde hraje neuromotorická kontrola (timing aktivace svalů v určitém vzorci) (Mayer, 2004; Williams, 2001).

Pro správnou dynamickou podporu kolenního kloubu musí nejdříve dojít k aktivaci hamstringů (svaly ischiokrurální – m. semitendinosus a m. semimembranosus a dále dlouhá hlav m. biceps femoris), poté mm. vasti a poslední mm. gastrocnemii. Při korekci ventrální translace tibie je výrazná preaktivace hamstringů, která tvoří přibližně 40 % stabilizační doby. Z toho vyplývá, že hamstringy jsou agonisty LCA jen v případě, že jsou zapojeny do stabilizačních vzorců a mají správný timing aktivace. Dále je nutná vyvážená aktivace mediální a laterální skupiny (semisvaly X m. biceps femoris). Musí dojít ke včasné aktivitě semisvalů. Při přesunu aktivity na m. biceps femoris je koleno destabilizováno vůči silám vnitřně rotujících femur oproti tibií. Důležitý je správný timing aktivace mm. vasti. Na stabilizaci se podílejí také mm. gastrocnemii, které táhnou femur proti tibií za současné komprese kloubu. K tomu je potřeba koaktivace s mm. vasti. Dalším rizikovým faktorem je předčasná a nadměrná aktivita m. quadriceps femoris oproti tibií. (Mayer, 2004).

## **2.4 Neuromuskulární trénink**

Jak bylo již řečeno, neuromuskulární kontrola je podvědomá aktivace dynamických stabilizátorů jako odpověď na vnější stimul. Tato kontrola probíhá na třech úrovních a každá z těchto úrovní je schopná zpracovat informace z receptorů a produkovat motorickou odpověď jako odpověď organismu na určitou situaci. Předpokládá se, že vlivem neuromuskulárního tréninku je možné zlepšit odpověď na propioceptivní stimulaci ve všech třech etážích řízení kontroly.

Griffin et. al. (2003) předpokládá, že vlivem balančního cvičení je možné zlepšit neuromuskulární kontrolu na spinální úrovni. Vlivem reflexní svalové aktivity jako odpovědi na náhlou změnu polohy kloubu, dojde ke zlepšení reflexů na spinální úrovni. Vlivem proprioceptivního a plyometrického tréninku je možné zlepšit posturální stabilitu řízenou na subkortikální úrovni.

Kortikální úroveň je nejvýše postaveným centrem řízení motoriky. Vlivem opakování určitých pohybových vzorů, s důrazem na provedení pohybu vědomě, dojde k uložení těchto vzorů. Tyto pohybové vzory mohou být následně vyvolány automaticky a tedy bez přímého vědomého řízení a tím dojde ke zrychlení odpovědi. Neustálé opakování určitých pohybových vzorů vede též ke zlepšení feed forward kontroly. Neuromuskulární trénink, který využívá pohybových vzorů podobných jako jsou využívány v daném sportu, vede ke zlepšení feed forward kontroly a následně k zlepšení neuromuskulární kontroly kolenního kloubu (Véle, 2006; Williams, 2001; Fischer, 2006).

Ke stabilizaci kloubu vlivem neuromuskulárního tréninku vede zlepšení stabilizace středu těla. Stabilní střed těla dovoluje provedení koordinovaných pohybových vzorů a tím dovoluje optimální nastavení kolenního kloubu. Rozvíjením pohybových vzorů, které jsou charakterizovány koordinovanou svalovou aktivitou, vede k provedení biomechanicky bezpečnějšího pohybu, tím dojde ke snížení zátěže působící na kloub. Snížení zátěže působící na kloub vede ke snížení incidence úrazů kolenního kloubu (Williams, 2001; Willson, 2005).

#### **2.4.1 Dynamická neuromuskulární stabilizace**

Tato metoda vychází z vývojové kineziologie. Základem vývojové kineziologie, je předpoklad, že motorický vývoj člověka v raném věku je geneticky předurčen a následuje předurčené vzory. Tyto pohybové programy se vytvářejí postupně, se zráním CNS. Vývojová kineziologie zdůrazňuje existenci vrozených centrálních pohybových vzorů.

Každý pohyb v kloubu záleží na stabilizační funkci svalů a na koordinaci funkce jak lokálních tak i vzdálených svalů, které zajišťují centrované postavení kloubu v pohybovém řetězci. K dosažení efektivního pohybu končetinami je nutné vytvořit punctum fixum, které nám zajišťuje hluboký stabilizační systém.

Hluboký stabilizační systém se skládá z vyvážené koaktivace mezi hlubokými flexory krku a vzpřimovači páteře v krční a horní hrudní krajině. Dále aktivita bránice,

pánevního dna a všech částí břišních svalů a vzpřimovačů páteře v dolní hrudní a bederní krajině. Tyto vnitřní stabilizační svaly, pracují v koordinaci s nitrobřišním tlakem a zajišťují tak dynamickou stabilizaci páteře. Tento systém pracuje podvědomě na základě „feed forward“ kontrolního mechanismu. Pro správnou stabilizaci středu těla je nezbytná správná funkce bránice. Aktivita HSS dovoluje nastavit kloub do centrované pozice. Centrovaný kloub dovoluje optimální přenos svalové zátěže přes kloub podél svalového řetězce s minimálním mechanickým namáháním pasivních struktur.

Motorické vzory, zajišťující stabilizaci mají i silový rozměr. Z toho vyplývá, že i při, za běžných podmínek, správné stabilizační funkci při působení velké vnější síly nebude realizována, nebo bude realizována jen částečně. Správně vedené cvičení posiluje pohyb i svalové souhry posturální stabilizace. Každé cvičení by tedy mělo být prováděno ve funkčně centrovaném držení. Vytvoření nových pohybových vzorů vyžaduje tisíce opakování. Opakováním se pohyb zautomatizuje a dojde ke spouštění pohybu na podkorové úrovni, s tím, že je vědomě korigován dle aktuální situace (Frank 2013; Kolář 2009).

### **DNS testy**

**Vyšetření dechového stereotypu** – Test může být prováděn v různých polohách (vleže, vsedě, ve stoje). Terapeut palpuje dolní část hrudníku a sleduje pohyb hrudníku při dýchání.

**Extenční test** – Pacient leží na břiše, ruce má volně podél těla. Test je proveden zvednutím hlavy nad podložku a mírnou extenzí páteře. Zajímá nás zapojení zádových svalů, zapojení laterálních břišních svalů, extenze krční páteře, reakce lopatek a pánve. Zapojení svalů zadní strany dolní končetiny.

**Test flexe trupu** – Pacient leží na zádech a provede pomalou flexi krku a následně i trupu. Palpací hodnotíme souhryb dolních nepravých žeber. Sledujeme pohyb hrudníku během flexe.

**Brániční test** – Pacient sedí rovně, hrudník má ve výdechovém postavení. Palpujeme pod dolními žebry dorzolaterálně. Palpací vyvíjíme mírný tlak proti břišním svalům. Pacient je vyzván, aby aktivitou bránice vytlačil terapeutovi prsty. Mělo by dojít k roztažení dolní části hrudníku.

**Test polohy na čtyřech** – pacient je ve stoji na čtyřech s oporou o dlaně, dolní končetiny jsou na šíři ramen opřeny o hlavičky prvního až pátého metatarzu. Terapeut sleduje postavení jednotlivých segmentů a způsob opory (Kolář 2009).



## **3 PORANĚNÍ KOLENNÍHO KLOUBU**

### **3.1 Poranění vazivového aparátu**

Při poranění vazivového aparátu kolene se může poškodit pouzdro, vazivový aparát nebo meniskus a to buď izolovaně, nebo ve vzájemné kombinaci včetně skeletu a chrupavek. Při poranění skeletu bývají vždy postiženy měkké tkáně. Poranění vazivového aparátu jsou velmi časté a vznikají přímým nebo nepřímým mechanismem. Až 70% traumat vzniká při sportu. Nejčastěji jsou poškozeny kolaterální vazy a to především mediální, jelikož je nejvíce namáhaný. Při poranění měkkých tkání se koleno stává značně nestabilní. Rozlišujeme nestability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů a izolované léze zkříženého vazů (Trnavský, 2006; Dungl, 2014).

#### **3.1.1 Nestability s primární lézí kapsulárních stabilizátorů**

- Mediální nestability tvoří 90% všech poranění a vznikají při působení síly ve směru abdukce a zevní rotace, nebo přímém násilí na laterální stranu kloubu. Poškozeny jsou VPV, kloubní pouzdro, menisky. Při působení dalšího násilí je poškozen ACL a při velkém násilí dochází k poškození obou vnitřních vazů.

- Laterální nestability vznikají při působení síly ve směru addukce a vnitřní rotace, nebo přímého násilí na mediální stranu kloubu. Jsou méně časté. Poškozeny jsou PCL, kloubní pouzdro, menisky. Při působení velké síly se poškodí zkřížené vazy a komplex posterolaterálních struktur. Vzácně dochází k poškození n. peroneus communis.

- Hyperextenzní nestability jsou poměrně vzácné, ale svými důsledky patří k nejzávažnějším. Vzniká při hyperextenzi. Dochází k poškození zadní části pouzdra a jednoho nebo obou zkřížených vazů (Dungl, 2014).

#### **3.1.2 Izolované léze zkříženého vazů**

- Izolované poranění ACL vzniká při působení síly ve směru valgozně rotačním.

- Izolované poranění PCL vzniká při násilném dorzálním posunu tibie. Typické při autonehodách, kdy dojde k nárazu kolen na palubní desku - dash board injury (Trnavský, 2006; Dungl, 2014).

## **Ruptura menisků**

Ruptura menisků je nejčastějším izolovaným zraněním měkkého kolene především u sportovců. Může být chronická nebo akutní, i když akutní je u mladších sportovců vzácná. Chronické ruptury jsou spjaty s dlouhodobým přetížením a častými drobnými poraněními kloubu. K ruptuře dochází obvykle rotačním násilím při určité stupni flexe. Ruptury bývají nejčastěji podélné, ale jsou také radiální, horizontální nebo tzv. flap trhlina. Poškození bývá izolované, ale může dojít k tzv. unhappy trias, kdy se poškodí ještě ACL a mediální postranní vaz (Trnavský, 2006; Dungal, 2014).

## **Ruptury kolaterálních vazů**

Časté poranění při kontaktních sportech a lyžování. Vlivem rotačně valgozního nebo varozního násilí dochází k úplné nebo částečné ruptuře vazů. Při větším násilí může dojít k ruptuře ACL a vzácně může dojít k vytržení úponu kolaterálního vazů. Poranění mediální kolaterální vazů je 15krát častější než poranění laterálního kolaterálního vazů (Trnavský, 2006; Dungal, 2014).

## **Ruptura předního zkříženého vazů**

Přední zkřížený vaz je hlavním intraartikulárním stabilizátorem, jeho poškození vede ke značné nestabilitě kolenního kloubu a může docházet k rychlé progresi degenerativních změn. Mechanismus vzniku bude popsán níže. (viz. Kapitola 4) Poranění LCA je nejčastější úraz v alpském lyžování. Ruptury LCA se převážně řeší operativně. Primární sutura a konzervativní léčba nemají dobré výsledky. Operace se provádí 6-8 týdnů po úraze. Principem operace je náhrada vazů volným štepem, který se odebírá z lig. patellae, ze šlach m. semitendinosus a m. gracilis, nebo se používají alogenní štepy. Ruptura LCA vede vlivem nestability k hypotrofii stehenního svalstva, nejvíce postižen bývá m. vastus medialis (Trnavský, 2006; Dungal, 2014).

## **3.2 Vyšetření kolenního kloubu**

### **Funkční vyšetření menisků**

- **McMurrayův test** - Pacient leží na zádech. Terapeut převede koleno do maximální flexe. Terapeut jednou rukou palpuje kloubní štěrbinu, druhou rukou drží dolní končetinu za patu. Při vyšetření vnitřního menisku terapeut převede bérce do zevní rotace

a druhá ruka palpuje mediální kloubní štěrbinu. Při vyšetření zevního menisku terapeut palpuje laterální kloubní štěrbinu a rotuje bérce vnitřně. Terapeut převádí koleno do extenze. Test se provádí v různých úhlech. Pozitivní test vyvolá bolest a přeskočení v kloubní štěrbině.

- **Apleyův test** – Tento test slouží k odlišení poranění menisků od poranění kolaterálních vazů. Pacient leží na břiše, vyšetřovaná končetina je flektována (90°). Terapeut provádí rotace bérce současně s axiální kompresí nebo distrakci. Bolestivost při distrakci se objevuje při postižení vazů, bolest při kompresi se objevuje při poranění menisků.

### **Vyšetření boční stability**

- **Abdukční a addukční test** – Tyto testy slouží k vyšetření poranění postranních vazů. Terapeut převede koleno do 30° flexe a převádí koleno do abdukce nebo addukce.

Po natažení vazů se objevuje bolestivost. Při parciální ruptuře, je bolestivost zvětšená, ale má pevný konečný bod. Při ruptuře je bolestivost zvětšená a chybí konečný bod.

### **Vyšetření předozadní stability**

- **Lachmanův test** – Pacient leží na zádech. Terapeut flektuje kolenní kloub do 20° flexe. Jednou rukou uchopí končetinu nad kolenem a stabilizuje ji, druhá ruka tlačí proximální bérce ventrálně. Při ruptuře ACL se objeví zásuvkový fenomén, který je v maximálním vysunutí ukončen měkkým odporem. Lachmanův test je nejlepší, při akutním zranění.

- **Přední zásuvkový test** – Pacient má flektované koleno (90°) a neutrální rotaci bérce. Terapeut přisedne špičku pacientovi nohy, oběma rukama uchopí proximální bérce a tlačí ho ventrálně. Zvětšený ventrální posun ukazuje na lézi ACL.

- **Zadní zásuvkový test** – Terapeut vyšetřuje dorzální posun proximálního bérce proti femuru při 90° flexi kolene. Při tomto testu je důležitá relaxace m. quadriceps femoris. Při pozitivním testu dochází k mírnému posunu tibie proti femru (Dungl, 2014; Kolář, 2009).

## **Vyšetření aktivace svalů kolenního kloubu**

Palcem a ukazovákem palpujeme m. vastus medialis a semisvaly, druhou rukou, stejným úchopem palpujeme m. vastus lateralis a m. biceps femoris. Vyšetřovaný na vyšetřované končetině poskočí, nebo na ní přeneseme váhu a plně ji zatíží. Palpací zjistíme timing aktivace svalů a částečně i chování tibie vůči femuru (Mayer, 2004).

## **4 PORANĚNÍ KOLENNÍHO KLOUBU V ALPSKÉM LYŽOVÁNÍ**

Kolenní kloub je nejčastěji poškozená část těla. Flørenes et al. (2009) udává, že incidence zranění kolenního kloubu je 35,6 % následuje zranění dolní končetiny (11,5 %) ze sledovaného vzorku. Nejčastější zranění v alpském lyžování je poškození vazivového aparátu, následují zlomeniny a únavové zlomeniny. Nejčastěji dochází k poškození ACL. Dále dochází k poškození menisků a kolaterálních vazů. Dochází k též k distorzím kolenního kloubu, ale to je nejméně závažné poranění kolenního kloubu, při kterém nedochází k poranění vazivového aparátu (Trnavský 2006; Bere 2011).

### **4.1 Kinematika poškození předního zkříženého vazů v alpském lyžování**

K poškození nejčastěji dochází při ztrátě předozadní rovnováhy. Při ztrátě předozadní rovnováhy ztrácí lyžař tlak na vnější lyži a tím dojde k vychýlení středu těla. Když se snaží vrátit zpět, extenduje dolní končetinu. Vnitřní hrana lyže se zachytí za sních, což vede koleno téměř okamžitě do flexe, valgozity a vnitřní rotace tibie, při současné kompresi. Tento mechanismus dále vede k ruptuře ACL (Bere, 2011).

#### **4.1.1 Události vedoucí k poškození předního zkříženého vazů**

Bere et. al. (2011) uvádějí tři události vedoucí k ruptuře ACL – slip – catch, dynamic snowplow, landing back – weighted. Pravděpodobnost vzniku zranění je samozřejmě s rostoucí rychlostí vyšší.

Slip – catch nastane při technické chybě lyžaře, když není schopen korigovat střed těla se sklonem svahu. Lyžař se dostává do záklonu, ztrácí předozadní rovnováhu a tím ztrácí zatížení vnější lyže. K této situaci dochází též, když lyžař příliš pozdě zahájí oblouk. Opět to vede ke ztrátě předozadní rovnováhy, ztrátě zatížení vnější lyže a k pádu.

Landing back – weighted nastane, když je lyžař při odrazu na skoku zakloněn. Záklon při odrazu vede k nekontrolovanému nebo jen částečně kontrolovanému skoku a dopadu na patky lyží při téměř extendovaných dolních končetinách.

Dynamic snowplow nastane, když lyžař zakončuje oblouk v pluhu, tím dochází k velkému zatížení na vnitřní hraně lyže a ztrátě tlaku na vnější lyži (Flørenes, 2009; Bere, 2011; Bere, 2013).

## **5 SJEZDOVÉ LYŽOVÁNÍ**

Lyžování jako pohybová aktivita je ovlivňována mnoha faktory. Faktory jsou klimatické změny, stáří, teplota a obsah vody ve sněhu, sklon tratě a mnoho dalších. Na tyto faktory musí být lyžař schopen adekvátně zareagovat. Ve sjezdovém lyžování musíme nahlížet na lyžaře jako na systém složený z vlastního těla a lyžařské výbroje. Systém lyžař - lyže. Při lyžování dochází k neustálým změnám vnějších podmínek, rychlosti lyžaře a je též potřeba neustále udržovat rovnováhu a velmi rychle reagovat na změny tratě, případně na podněty na trati (závodní branky, ostatní lyžaři). To vyžaduje velmi dobrou neuromuskulární koordinaci. Lyžař při řízeném pohybu po sjezdovce využívá fyzikálních sil. V následující části bude popsáno obecně působení fyzikálních sil ve sjezdovém lyžování a biomechanika sjezdového oblouku (Vodičková, 2010; Müller, 2009).

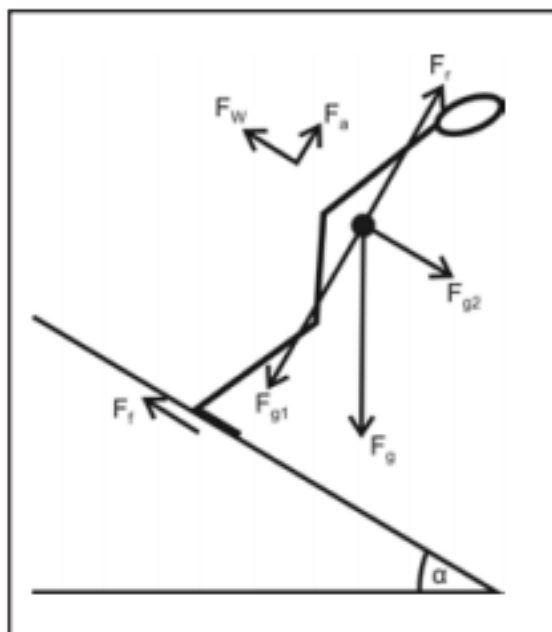
### **5.1 Biomechanika sjezdového lyžování**

Sjezdové lyžování je složitý systém synergestických pohybů na nakloněné rovině. Pro popis pohybu po sjezdovce je důležité popsat soustavu vnitřních a vnějších sil, působících na lyžaře při jízdě ze svahu. Interakci mezi vnějším okolím a samotným lyžařem jsou lyže (Müller, 2009).

#### **5.1.1 Biomechanika jízdy po spádnicí a šikmo svahem**

Z pohledu biomechaniky se pohyb lyžaře rozlišuje na sjíždění a zatáčení. Sjíždění se dále rozlišuje na sjíždění po spádnicí a sjíždění šikmo svahem. Působení vnějších sil působících na lyžaře je znázorněno na obrázku 2.

**Obrázek 2: Soustava vnějších sil působících při přímé jízdě**



**Zdroj: Vaverka, 2013**

$F_g$  – tíhová síla;  $F_{g1}$  – kolmá složka tíhové síly ke svahu;  $F_{g2}$  – rovnoběžná složka tíhové síly se svahem;  $F_w$  – odpor prostředí;  $F_a$  – aerodynamický vztlak;  $F_f$  – síla tření;  
 $F_r$  – reakční síla

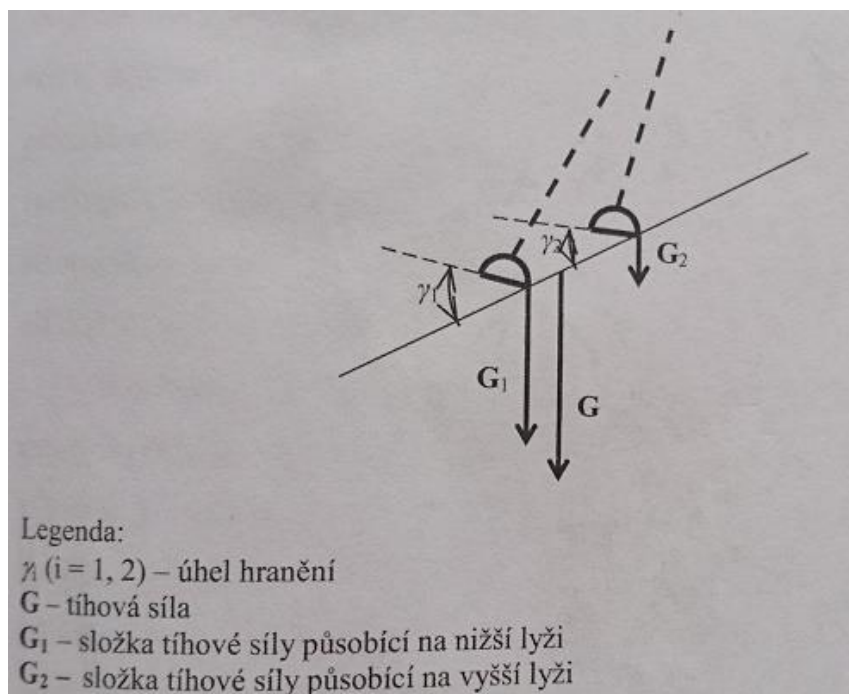
Důležitým aspektem pro zahájení pohybové činnosti je lyžařský postoj. Lyžařský postoj má zásadní vliv na udržení rovnováhy a vytváří co největší míru akceschopnosti při řešení pohybových úkolů. V závodní formě se klade důraz na aerodynamiku postoje, přičemž, s rostoucí aerodynamikou postoje se snižuje akceschopnost lyžaře. Cílem závodního lyžaře je udržení maximální rychlosti při současném udržení maximální možné stability postoje. Působení sil při jízdě šikmo svahem je podobné jako při jízdě po spádnicí. „Při jízdě šikmo hraje velmi důležitou roli tření kolmé k ose lyži (v rovině svahu), které je ovlivněno úhlem postavení lyže na hranu (úhlem hranění – což je úhel mezi přímkou ležící v ploše skluznice kolmou na podélnou osu lyže a přímkou ležící v rovině svahu také kolmou na osu lyže) a kvalitou sněhu“ (Vodičková, 2010, s. 34).

Pro jízdu šikmo svahem je specifické rozdílné zatížení vnitřní a vnější lyže (viz. obrázek 3) kdy díky anatomické stavbě lidského těla, je vnější lyže zatížena více než lyže vnitřní. Během jízdy musí lyžař kompenzovat terénní nerovnosti, které mění působení vnějších sil a narušují rovnovážný stav. Závodní lyžař, při sjíždění usiluje o zachování



rovnovážného stavu při maximální možné rychlosti. Toho docílí optimalizací působení vnitřních a vnějších sil (Vodičková 2010).

**Obrázek 3: Diferenciace zatížení nižší a vyšší lyže při jízdě šikmo podle Vaverky (1989)**



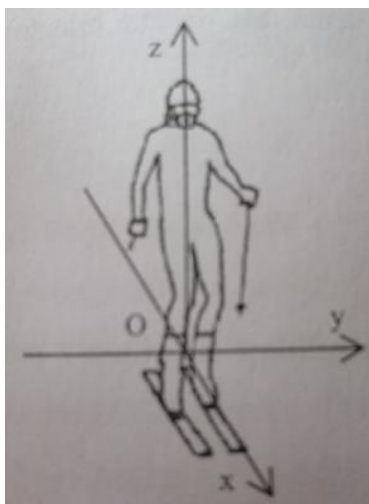
Zdroj: Vodičková, 2010

### 5.1.2 Biomechanika lyžařského oblouku

Na lyžařský oblouk se dá nahlížet ze dvou úhlů pohledu. Za prvé jako na zakřivenou část jízdy. Za druhé jako na jízdu, při které se oblouky napojují. Jízda při napojovaných obloucích tvoří převážnou část jízdy a je při ní nutno rozdělit oblouk do fází. Jandová (2013) a Vaverka (2013) rozdělují oblouk do dvou fází. Na fázi zahájení oblouku a na vedení oblouku. K zahájení oblouku lyžař využívá zahranění lyží a s tím spojený tzv. náklon do oblouku, který je proveden pohybem kolene dovnitř oblouku, který je doprovázen i rotací v kyčelním kloubu. Tento pohyb je v rámci zachování rovnováhy kompenzován náklonem trupu. Ve fázi vedení oblouku lyžař využívá podobných mechanismů jako při zahájení oblouku. Při jízdě v oblouku je ovšem větší rozdíl v zatížení vnitřní a vnější lyže. Toto zatížení se mění v průběhu celého oblouku, s tím, že k největšímu zatížení dochází ve střední části oblouku (v místě kdy je závodník u brány). Během průběhu oblouku, se zvětšujícím zatížením lyží dochází k postupnému snižování těžiště ve směru osy Z. Přejít do dalšího oblouku je uskutečněno odlehčením lyží. K odlehčení dochází při maximálně sníženém těžišti a maximální tlaku lyží do podložky.

Lyžař využívá toho, že při přejezdu spádnice působí odstředivá síla ve stejném směru jako laterální síla a tím se zvyšuje výsledná laterální síla (podrobný popis působících sil bude popsán níže). Vlivem působení těchto sil, může lyžař přejít do dalšího oblouku bez ztráty rychlosti. Tento způsob také dovoluje přechod do dalšího oblouku s využitím minimálních energetických nároků (Vodičková 2010; Jandová 2010; Vaverka 2013).

**Obrázek 4: Základní směry pohybu lyžaře**

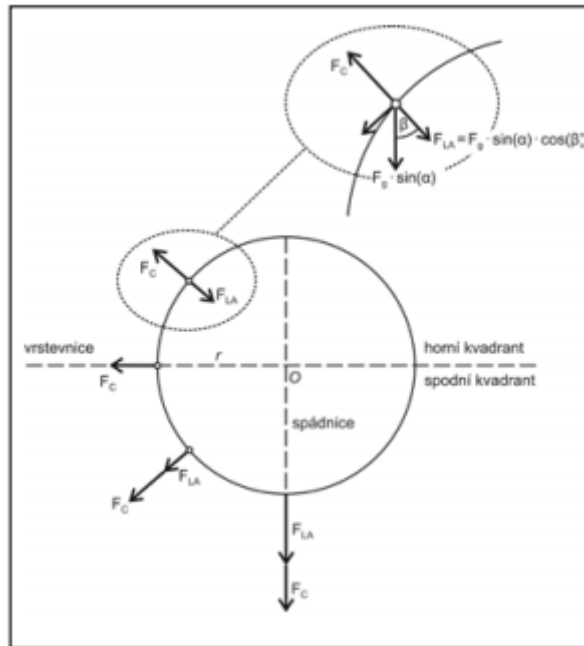


**Zdroj: Vodičková, 2010**

### **5.1.3 Působení sil ve fázi oblouku.**

Ve fázi vedení oblouku je soustava sil zobrazena na obrázku číslo 2 doplněna odstředivou silou. Velikost této síly je dána součtem hmotnosti systému lyžař – výzbroj. Výslednice působení odstředivé síly je rovnoběžně s podložkou a působí od středu oblouku. Ve stejném směru působí ještě síla označovaná jako laterální. Vektor jejího působení je závislý na poloze lyžaře v určité části oblouku. Vztah k výpočtu velikosti této síly je zobrazen obrázku číslo 5. Působení této síly se mění v závislosti na fázi oblouku. Nad úrovní vrstevnice působí proti odstředivé a po přejezdu spádnice působí ve stejném směru jako síla odstředivá.(obr.5) Spojením těchto sil vzniká celková síla laterální, která je dána součtem odstředivé a laterální síly.

**Obrázek 5: Soustava sil působící v rovině rovnoběžné se svahem**

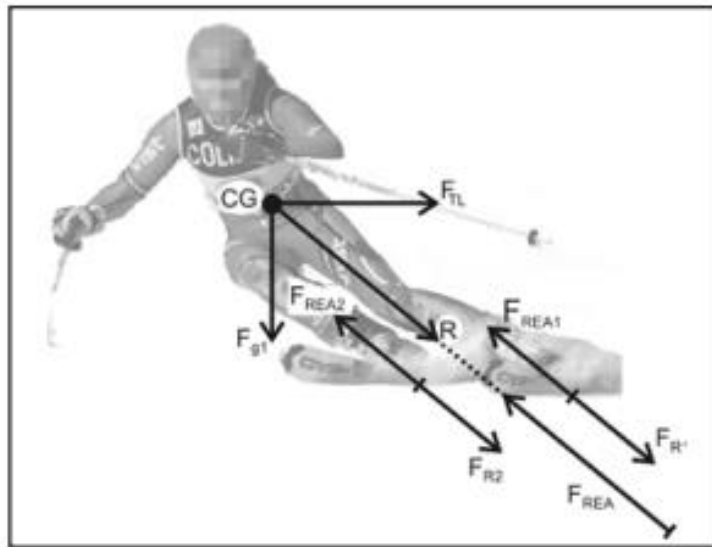


**Zdroj: Vaverka, 2013**

$F_g$  – tíhová síla;  $F_{LA}$  – laterální síla;  $F_c$  – odstředivá síla;  $\beta$  – úhel mezi laterální silou a spádnicí;  $\alpha$  – úhel sklonu svahu

Zachování rovnováhy je hlavním aspektem jízdy lyžaře. Pro její zachování musí být působení vnějších sil kompenzováno silovou aktivitou lyžaře. Velikost působení této síly je dán součtem reakčních sil působících při jízdě v oblouku. Dále, aby došlo k rovnovážnému stavu, musí se součet působících sil rovnat nule. „Změna orientace působící výsledné laterální síly  $F_{TL}$  ovlivňuje směr výsledné síly  $R$  a sehrává významnou úlohu při přechodu mezi jednotlivými oblouky z hlediska působících momentů sil. Mění se směr vektoru  $R$ , kdy probíhá překlápění těžiště z končícího oblouku do středu otáčení nového oblouku ( $F_c \leq F_{LA}$ ), lze označit jako počáteční fázi zahájení oblouku. To je krátká fáze oblouku, kdy výsledný tlak na podložku (síla  $R$ ) je menší než vertikální složka tíhové síly  $F_{g1}$ . Z hlediska pohybové činnosti to znamená, že dochází vlivem působení soustavy vnějších sil k tzv. odlehčení lyží bez silového působení lyžaře. V realitě jízdy v napojovaných obloucích se obvykle v závěrečných fázích oblouku přidává silová akce lyžaře, která zvyšuje velikost reakční síly  $F_{REA}$  a po ukončení oblouku přispívá ještě k většímu snížení tlaku na podložku, tzv. odlehčení lyží“ (Vaverka, 2013, str. 26).

**Obrázek 6: Síly působící v laterálním směru při jízdě v oblouku**



**Zdroj: Vaverka, 2013**

CG – těžiště soustavy lyžař, lyže a výstroj;  $F_{g1}$  – složka tíhové síly kolmá k povrchu;

$F_{TL}$  – výsledná laterální síla;  $F_{R1}$ ,  $F_{R2}$  – síly působící na povrch svahu při kontaktu lyží s povrchem;  $F_{REA1}$ ,  $F_{REA2}$  – reakční síly působící na jednotlivé končetiny lyžaře;  $R$  – výsledná síla působící na povrch svahu;  $F_{REA}$  – výsledná reakční síla působící na lyžaře

# PRAKTICKÁ ČÁST

## 6 CÍLE A HYPOTÉZY

### 6.1 Cíle práce

Cílem práce je zhodnotit dynamickou stabilizaci kolenního kloubu. Práce zkoumá vliv trupové stabilizace na postavení kolenního kloubu. Cílem je zjistit, zda je možné měřením valgozního postavení kolenního kloubu hodnotit úroveň trupové stabilizace. Dalším cílem bylo zjistit vliv neuromuskulárního tréninku na stabilizaci kolenního kloubu, a zda je možno neuromuskulárním tréninkem docílit zlepšení stabilizace. Posledním cílem práce bylo zjistit, asymetrii v nastavení kolenního kloubu, a zda má tato asymetrie vliv na stabilitu kloubu.

### 6.2 Hypotézy

#### 6.2.1 Hypotéza 1

Domníváme se, že úroveň stabilizace trupu resp. stabilizace DK, lze hodnotit měřením valgozního úhlu kolenního kloubu.

#### 6.2.2 Hypotéza 2

Domníváme se, že vlivem neuromuskulárního tréninku se zmenší valgozní úhel kolenního kloubu.

#### 6.2.3 Hypotéza 3

Domníváme se, že procentuální rozdíl úhlu kolenního kloubu v maximální excentrické kontrakci na nedominantní DK bude menší než 15% oproti dominantní DK.

## **7 METODIKA VÝZKUMU**

### **7.1 Charakteristika sledovaného souboru**

Do výzkumu bylo zařazeno pět probandů. Jednalo se o muže ve věku od 21 do 27 let s aktivní závodní činností ve sjezdovém lyžování. Každý z probandů je členem Svazu lyžařů České republiky s platnou licenci a FIS kódem. Výška probandů byla v rozmezí 175 – 185 cm. Dominantní končetina byla u všech zúčastněných pravá. Žádný z probandů neprodělal během kariéry těžší úraz kolenního kloubu nebo páteře. Během sledovaného období došlo ke zranění dvou probandů. Tito probandi byly vyřazeni ze sledovaného vzorku.

Souhlasy od sledovaných probandů včetně získané fotodokumentace, jsou uloženy u autora práce.

#### **Technika měření**

Měření bylo provedeno 2D kinematickou analýzou dřepu ve frontální rovině. Výzkum byl postaven na základech 2D kinematické analýzy běhu (Maykut, 2015) a na základech 2D kinematické analýzy valgozního postavení kolenního kloubu při běžných atletických vyšetřovacích testech (Munro, 2012).

Kinematická analýza byla zaznamenána pomocí fotoaparátu Nikon D 7500 s teleobjektivem s celkovou ohniskovou vzdáleností 120 mm. Analýza dřepu byla zaznamenána sekvenčním snímáním se sekvencí 3 snímky za vteřinu. Rozlišení pořízené fotografie bylo 3712 x 5568 pixelů (šířka x výška).

Výsledky měření byly zpracovány v programu Adobe photoshop, kde byla pomocí úhlooměru měřena valgozní nebo varozní výchylka. Tato výchylka byla měřena na mediální straně kolenního kloubu. Základní postavení kolenního kloubu, tedy nulová výchylka, je rovna 180°. Valgozní výchylka byla měřena, jelikož mnoho autorů uvádí, že zvýšení valgozity kolenního kloubu je jeden z prediktorů k ruptuře ACL. Zvýšení valgozity kolenního kloubu o 5° zvýší 6 krát napětí v ACL (Bendjaballah, 1997).

### **7.2 Postup měření**

Měření bylo prováděno v prostorách tělocvičny budovy Fakulty zdravotnických studií. Tělocvična má dvě propojené místnosti, v každé z nich byl pomocí úhlopříček

zjištěn střed. Úhlopříčky byly zobrazeny pomocí provázku. Oba středy byly provázkem propojeny. Na úhlopříčkách bylo dále naměřeno dvacet centimetrů na každou stranu a tyto body byly označeny. Propojením těchto bodů vznikly další dvě pomocné přímky rovnoběžné se středovou osou. Propojením bodů na těchto rovnoběžkách vznikly ve vzdálenosti 8 metrů dvě přímky kolmé na středovou osu.

Na probandech byla označena spina iliaca anterior superior (SIAS), druhá třetina ve vzdálenosti SIAS a apex patelae, apex patelae. Dále byl na holeni zvýrazněn bod na konci první třetiny vzdálenosti mezi apex patelae a koncem druhého prstu na noze. Od tohoto bodu byla naměřena vzdálenost 10 cm kaudálně a oba tyto body byly spojeny.

Vzdálenost probanda od fotoaparátu byla 8 metrů, z důvodů zmenšení zkreslení při ventrálním pohybu kolenního kloubu v dřepu. Ze stejného důvodu byla nastavena i velká ohnisková vzdálenost.

Měření bylo prováděno ve frontální rovině. Z tohoto důvodu byla každá DK snímána zvlášť. Střed objektivu byl nastaven kolmo na osu otáčení kolenního kloubu. Střed objektivu i střed otáčení kolenního kloubu byl souběžný se středovou osou místností. Vyšetřovaný proband byl nastaven tak aby splňoval výše zmíněné podmínky a byl vyzván, aby provedl volný dřep na patách.

Proband provedl dřep.

Sledovaný dřep vycházel ze vzpřímeného stoje. Dolní končetiny na šíři ramen. Osa femuru a bérce směřuje s osou druhého metatarzu. Kyčelní klouby jsou v mírně zevně rotačním postavení. Z výchozího postavení byl proveden dřep. Při excentrické kontrakci musí dojít k současné flexi v kyčelním, kolenním a hlezání kloubu a nemělo by docházet, nebo jen mírně, ke kyfotizaci lumbální páteře tzv. butwing. K náklonu trupu by mělo docházet flexí v kyčelním kloubu. Zatížení plosky nohy by mělo být rovnoměrné mezi patou a tarzo metatarzáním skloubením, prstce by měly být uvolněné. Při zvedání ze dřepu dochází k mírně většímu zatížení předonoží. Osa otáčení kolenního kloubu by neměla jít přes špičku nohy.

## **7.3 Postup vyšetření**

### **7.3.1 První vyšetření**

První měření proběhlo 5. 2. 2018 v odpoledních hodinách. Na každém probandovi byly zvýrazněny výše zmíněné body a byl vyzván k provedení dřepu. Tento motorický vzor byl vybrán, jelikož je nejbližší podobný motorickému vzoru prováděného v alpském lyžování.

Každý z probandů byl vyzván k provedení dvou dřepů. Analýza dřepu byla zvlášť zaznamenána pro pravou i levou DK. Proband provedl plynulý dřep, tak aby osa DK byla ve středu objektivu. Provedl plynulý dřep. Následně si překročil a nastavil se tak, aby osa druhé DK byla opět ve středu objektivu a opět provedl výše popsany dřep.

### **7.3.2 Cvičení na neuromuskulárním základě**

Cvičení probíhalo v období od 5. 2. 2018 do 19. 3. 2018. Cvičební jednotka byla složena z prvků DNS a propioceptivního tréninku. Cvičení probíhalo třikrát týdně. Jednou týdně pod vedením DNS trenéra. Dvakrát týdně cvičili probandi individuálně cvičební jednotku, ve které byli instruováni. Proprioceptivní trénink byl zařazen do cvičební jednotky jednou týdně. DNS a propioceptivní trénink byl cvičen pod dohledem trenéra. Cvičení probíhalo po dobu 6- ti týdnů. Období 6-ti týdnů bylo vybráno na základě poznatku o adaptaci lidského organismu, která trvá 4-6 týdnů (Neumann, 2005) a na základě studie z roku 2005 od Myera).

Cvičební jednotka byla sestavena na základech DNS a propioceptivního tréninku. Vycházelo se z poznatků mnoha autorů, že správná stabilizace trupu vede ke zlepšení stabilizace DK (např. Willson, 2005). A z poznatku že, propioceptivní trénink zlepšuje neuromuskulární kontrolu kolenního kloubu (Fischer, 2006).

Cvičební jednotka vycházela z poloh 3. měsíce na zádech, nízký šikmý sed, rytíř, medvěd, tripod, dřep. K propioceptivnímu tréninku byl využit indo board, a dva vyfouklé basketbalové míče. Na těchto pomůckách bylo následně prováděno balanční cvičení. Podrobný popis cvičební jednotky bude uveden v příloze.



### **7.3.3 Kontrolní vyšetření**

Kontrolní měření proběhlo 19.3.2019 v tělocvičně budovy Fakulty zdravotnických studií v odpoledních hodinách. Bylo provedeno stejným způsobem jako měření první.

## 8 VÝSLEDKY

### 8.1 Hypotéza 1

Domníváme se, že úroveň stabilizace trupu (resp. stabilizace DK), lze hodnotit měřením valgozního úhlu kolenního kloubu.

**Tabulka 1: Nastavení kolenního kloubu v maximální excentrické kontrakci**

	Proband A		Proband B		Proband C	
	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK
Měření 1	162°	148°	200°	196°	191°	198°
Měření 2	162°	147°	168°	158°	170°	167°

**Zdroj: vlastní**

Porovnání výsledků prvního a druhého měření ukazuje na změnu valgozního úhlu u probanda B a C, nicméně nastavení kolenního kloubu probanda A bylo při obou měřeních varozní. Hypotéza tedy nemůže být potvrzena.

Hypotézu 1 nelze potvrdit.

## 8.2 Hypotéza 2

Domníváme se, že vlivem neuromuskulárního tréninku se zmenší valgozní úhel kolenního kloubu.

**Tabulka 2: Nastavení kolenního kloubu v maximální excentrické kontrakci**

	Proband A		Proband B		Proband C	
	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK
Měření 1	162°	48°	200°	196°	191°	198°
Měření 2	162°	147°	168°	158°	170°	167°

Zdroj:vlastní

**Tabulka 3: Nastavení kolenního kloubu v maximální koncentrické kontrakci**

	Proband A		Proband B		Proband B	
	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK
Měření 1	150°	163°	199°	195°	192°	200°
Měření 2	164°	149°	160°	152°	172°	164°

Zdroj:vlastní

Porovnáním výsledků z tabulky 2 a 3 je zřejmé, že vlivem cvičení došlo ke zmenšení valgozního úhlu u probanda B a C. Proband A i po zacvičení setrval ve varozním postavení kolenního kloubu a do valgozního postavení nepřešel v žádném z měřených úseků dřepu (viz. příloha 1 a 2). Hypotéza tedy může být potvrzena.

Hypotézu 2 lze potvrdit.

### 8.3 Hypotéza 3

Domnívám se, procentuální rozdíl úhlu kolenního kloubu v maximální excentrické kontrakci na nedominantní DK bude menší než 15% oproti dominantní DK.

**Tabulka 4: Procentuální rozdíl výchylky kolenního kloubu v maximální excentrické kontrakci mezi PDK a LDK**

	Proband A		Proband B		Proband C	
	PDK	LDK	PDK	LDK	PDK	LDK
Měření 1	162°	148°	200°	196°	191°	198°
Rozdíl %	7,7%		2,2%		3,8%	

Zdroj:vlastní

Výchozí hodnotou pro měření procentuálního rozdílu bylo 180°. Od této hodnoty byla počítána výchylka. 1 % představovalo 1,8°. Z výsledku je patrné, že procentuální rozdíl u žádného z probandů nedosáhl 15%.

Hypotézu 3 lze potvrdit.

## 9 DISKUZE

Dynamická stabilizace kolenního kloubu je výsledkem mnoha faktorů. Zahrnujeme do ní anatomickou stavbu kloubu, měkké tkáně obklopující kloub, dále zátěž působící na kloub a v neposlední řadě svalovou aktivitu. Dalším významným faktorem je uložení kolenního kloubu v lidském těle. Kolenní kloub leží mezi femurem a tibií, které tvoří velkou vertikální páku. Tato práce zkoumala vliv neuromuskulárního tréninku, jež je podle mnoha autorů jedinou možností vedoucí ke zlepšení stability kloubu (Hewett, 2005; Myer, 2005; Williams, 2001; Véle, 2006).

První hypotéza ukazuje rozdíl postavení kolenního kloubu v prvním a druhém měření v maximální excentrické kontrakci. Tedy v maximální hloubce dřepu. Z výsledků je patrné, že u probandů B a C došlo ke změně postavení kolenního kloubu. Změna je patrná z faktu, že postavení kolenního kloubu v druhém měření je varozní. Předpokládáme, že k tomuto výsledku došlo nadměrným úsilím probanda udržet centrované postavení kolenního kloubu během proprioceptivního tréninku. U probanda A nedošlo k žádné výrazné změně v postavení kolenního kloubu. Tato skutečnost je vysvětlována možným neplněním daného cvičebního plánu.

U probandů B a C ke změně valgozního postavení došlo. Můžeme se tedy domnívat, že úroveň trupové stabilizace, resp. stabilizace dolní končetiny je možné měřit valgozním úhlem kolenního kloubu. Mclean (2005) uvádí, že k větší valgozitě kolenního kloubu dochází, když pohyb začíná ze zvětšené flexe a vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Stejný autor, též uvádí, že zlepšením neuromuskulární kontroly pánve se sníží pravděpodobnost úrazu ACL.

Nastavení celého pletence dolní končetiny určuje stabilizaci kolenního kloubu. Nastavení a postavení nohy se přes lýtko nese až na pánev a na druhou stranu nastavení pánve nám určuje postavení nohy. Na všechny tyto změny musí vzápětí reagovat i kolenní kloub (Véle, 2006). Správné nastavení pánve, zlepšuje rozsah pohybu v kyčelním kloubu a to opět ovlivňuje kolenní kloub a s tím i celou dolní končetinu (Kapandji, 1987). Správného nastavení pánve docílíme přes stabilizaci trupu, kdy svaly pánevního dna jsou rovnoběžné s bránicí. Při tomto nastavení je možné vytvořit a hlavně udržet nitrobrášni tlak a tím stabilizovat trup.

Nedostatečná stabilizace trupu vede ke snížení stabilizace kolenního kloubu. Kolenní kloub se vlivem insuficience trupového svalstva dostává více do addukce a vnitřní rotace. Toto postavení destabilizuje kloub (Zazulak, 2007). Na základech těchto informací předpokládáme, že je možné hodnotit míru stabilizace trupu měřením valgozního postavení kolenního kloubu, i když tato práce tento fakt nepotvrzuje. Důvodem našeho nepotvrzeného výsledku, může být měření, které bylo zatíženo chybou a též malý počet probandů.

Z druhé hypotézy vyplývá, že po zacvičení cvičební jednotky došlo u probandů B a C k zmenšení valgozního úhlu kolenního kloubu. Proband A zůstal stále ve varozním postavení a je tedy pro tuto hypotézu neprůkazný. Na základě výsledků probandů B a C se domníváme, že je možné na základě neuromuskulárního tréninku zmenšit valgozní úhel kolenního kloubu. Tento fakt může vést k tomu, že neuromuskulární trénink je možné využít v prevenci poranění ACL.

Jak je výše uvedeno, k poranění ACL dochází při působení síly ve směru valgozně rotačním. Zvýšení valgozního úhlu v kolenním kloubu je jedním z prediktorů pro budoucí poranění ACL (Hewett,2005; Myer,2005, McLean, 2005). Můžeme tedy předpokládat, že došlo ke zlepšení stabilizace kolenního kloubu. Tento předpoklad, je ovšem dokázán na velmi malém sledovaném vzorku.

Neuromuskulární trénink neovlivňuje pouze svalový aparát, ale jak je zmíněno v teoretické části, ovlivňuje CNS a to na všech třech úrovních. Proprioceptivní trénink zlepšuje neuromuskulární kontrolu na spinální úrovni (viz. Kapitola 2). Z tohoto důvodu byl do cvičební jednotky zahrnut proprioceptivní trénink.

Neuromuskulární trénink pracuje s „feed-back a feed-forward mechanismem. Tyto mechanismy spolupracují a přizpůsobují nastavení těla při nečekaných výchyčkách (Williams, 2001). Feed- forward mechanismus pracuje s tím, že když je sportovec schopen předvídat možnost úrazu, ať už vědomě či podvědomě a zná mechanismus úrazu, dojde ke koordinované svalové odpovědi. Výsledkem jsou přípravné akce, které vedou ke snížení rizika možného úrazu. Vlivem působení feed-forward mechanismu může být vyvinuta větší svalová síla v úsilí zabránit úrazu. (Williams, 2001). Můžeme tedy tvrdit, že na základě výsledků a informací z této studie, došlo ke stabilizaci trupu.

Jedním z předpokladů pro správnou stabilizační funkci kolenního kloubu je správná funkce *musculus vastus medialis*. Zlepšení funkce tohoto svalu je spojeno s neutrálním postavením segmentů a jejich dostatečnou stabilizací. Tato stabilizace je zajišťována šikmými svalovými řetězci a pro jejich funkci je nutné propojení jednotlivých svalů v řetězci. Toto propojení není možné bez správné trupové stabilizace, která je dána správnou koaktivací břišních svalů (především *musculus transversus abdominis*), extenzorů páteře a správnou funkcí bránice. Bránice při správném postavení zvyšuje a udržuje nitrobřišní tlak, a tím dochází ke stabilizaci trupu (Kolář, 2009; Frank, 2013).

Tento předpoklad vede k tomu, že došlo ke zlepšení stabilizace kolenního kloubu. Tvrdíme to na poznatcích ze studie z roku 2005, provedenou Willsonem. Další autoři uvádějí, že zlepšení stabilizace trupu vede k centrovanému nastavení kloubů. Centrované nastavení kloubu zmenšuje zátěž vedenou do kloubu, a tím přispívá ke zvýšení stabilizace (Williams 2001; Fischer, 2006). Nedostatečnost trupové stabilizace přispívá k zvýšení valgozního postavení kolenního kloubu a to přispívá k destabilizaci kolenního kloubu (Leetun, 2004). Jelikož se vlivem cvičební jednotky dosáhlo zmenšení valgozního postavení kolenního kloubu, předpokládáme, že došlo ke zlepšení stabilizace kolenního kloubu.

Rozdíl mezi prvním a druhým měřením, byl dán zmenšením valgozního úhlu u probandů B a C. Tento úhel přešel do varozního postavení kolenního kloubu (viz. příloha 1 a 2). Toto přenastavení vysvětlujeme působením propioceptivního tréninku. Proprioceptivní trénink vycházel z prvního měření, ze kterého bylo patrné valgozní postavení kolenního kloubu u probandů B a C. Následný propioceptivní trénink byl cílen tak, aby proband vědomě korigoval nastavení kolenního kloubu do centrovaného postavení (k tomuto účelu sloužilo jako feed-back zrcadlo). Domníváme se, že přechod do varozního postavení mohl být způsoben nadměrnou snahou probanda o udržení centrované pozice kloubu.

Třetí hypotéza zkoumala procentuální rozdíl výchylky kolenního kloubu mezi dominantní a nedominantní končetinou v maximální excentrické kontrakci. Vycházelo se z poznatků ze studie, která popisovala rozdíl neuromuskulárního řízení mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. (Myer, 2004) Studie uvádí, že rozdíl síly větší než 15 % procent mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou je prediktorem k budoucímu poškození kolenního kloubu (Fischer, 2006). Velké rozdíly mezi dominantní

a nedominantní dolní končetinou byly prokázány u sportovců, kteří si následně poranili kolenní kloub (Hewett, 2005). Tato hypotéza potvrdila záměr, pracovat se zdravými probandy, jelikož procentuální výchylka u žádného z probandů nepřekročila 15 %. Na základě studie (Hewett, 2005) se domníváme, že při překročení výchylky, která tvoří 15% mezi dominantní a nedominantní DK, je možné předpokládat určitou míru destabilizace kolenního kloubu. Domníváme se, že zvolené měření je možné použít jako orientační screeningový test k odhalení počáteční destabilizace kolenního kloubu a na základě výsledků začít včasnou preventivní intervencí.

Limitací této práce bylo měření, které bylo zatíženo poměrně velkou chybou. K odchylce v měření mohlo dojít při znázorňování bodů na kůži probandů. Předpokládáme, že největší odchylka, je způsobena pohybem měkkých tkání při provedení motorického vzoru dřepu. Tímto pohybem došlo k posunu kůže a tím i k posunu vyznačených bodů. Dále do měření nebyla započítána rotační komponenta kostí, což vede opět ke zvýšení odchylky. Při práci podobného typu, by bylo lepší využít 3D kinematickou analýzu nebo využít metodu digital image correlation.



## ZÁVĚR

Práce zkoumala vliv cvičení na neuromuskulárním podkladě na stabilizaci kolenního kloubu u sjezdových lyžařů. Kolenní kloub je nejčastěji poraněná část těla u sjezdových lyžařů. Na základě vytvořené cvičební jednotky jsme zkoumali, zda je možné neuromuskulárním tréninkem zvýšit stabilitu kolenního kloubu. Výzkum vycházel ze dvou měření, které dělilo šest týdnů, v průběhu kterých probíhalo výše zmíněné cvičení. Měření zjišťovalo postavení kolenního kloubu v průběhu motorického vzoru dřepu. Z výsledků práce vyplývá, že měření valgózního úhlu nelze využít k hodnocení stability trupu. Tento výsledek je zatížen chybou v měření a malým počtem probandů. Na základě poznatků výše zmíněných studií se domníváme, že hodnota valgózního úhlu může být hodnotícím ukazatelem stabilizace trupu, jelikož jak vyplývá z diskuze, existuje vztah mezi stabilizací trupu a stabilizací dolních končetin.

V této práci se potvrdil předpoklad, že neuromuskulární trénink má vliv na stabilizaci kolenního kloubu a je tedy využitelný v terapii a tréninku. Cvičební jednotka byla zaměřena na správnou aktivaci svalů obklopující kolenní kloub a na zlepšení jejich funkce. Správnou koaktivací těchto svalů je možné snížit riziko úrazů kolenního kloubu při sjezdovém lyžování.

Náš výzkum probíhal šest týdnů a účastnilo se ho pět probandů, ze kterých dokončili výzkum pouze tři. Myslíme si, že zvolené téma by bylo zajímavé prozkoumat podrobněji s větším množstvím probandů a s větší časovou dotací. Domníváme se, že pro další výzkum by bylo vhodné využít přesnější měřicí metody např. 3D analýzu, která by zohlednila více parametrů provázejících pohyb v kolenním kloubu.

## SEZNAM LITERATURY

BENDJABALLAH, MZ, A SHIRAZI-ADL a DJ ZUKOR. Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clinical Biomechanics*[online]. 1997, **12**(3), 139-148 [cit. 2018-03-25]. DOI: 10.1016/S0268-0033(97)00072-7. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003397000727>

BERE, T., T. W. FLORENES, T. KROSSHAUG, L. NORDSLETTEN, R. BAHR a Roald BAHR. Events leading to anterior cruciate ligament injury in World Cup Alpine Skiing: a systematic video analysis of 20 cases. *British Journal of Sports Medicine*. 2011, **45**(16), 1294-1302. DOI: 10.1136/bjsports-2011-090517. ISSN 0306-3674. Dostupné také z: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjsports-2011-090517>

BERE, Tone, Kam-Ming MOK, Hideyuki KOGA, Tron KROSSHAUG, Lars NORDSLETTEN a Roald BAHR. Kinematics of Anterior Cruciate Ligament Ruptures in World Cup Alpine Skiing. *The American Journal of Sports Medicine*. 2013, **41**(5), 1067-1073. DOI: 10.1177/0363546513479341. ISSN 0363-5465. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546513479341>

ČIHÁK, Radomír, GRIM, Miloš, ed. a FEJFAR, Oldřich, ed. *Anatomie I*. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011- . sv. ISBN 978-80-247-3817-8.

DUNGL, Pavel a kol. *Ortopedie*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2014. xxiv, 1168 strany. ISBN 978-80-247-4357-8.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2009. 235 s. ISBN 978-80-7387-324-0.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009. 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.

ETTY GRIFFIN, Letha Y. Neuromuscular Training and Injury Prevention in Sports. *Clinical Orthopaedics and Related Research* [online]. 2003, **409**, 53-60 [cit. 2018-03-18]. DOI: 10.1097/01.blo.0000057788.10364.aa. ISSN 0009-921X. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00003086-200304000-00008>

FISCHER, Donald V. Neuromuscular training to prevent anterior cruciate ligament injury in the female athlete. *Strength and conditioning journal*, 2006, 28.5: 44.

FLORENES, T W, T BERE, L NORDSLETTEN, S HEIR a R BAHR. Injuries among male and female World Cup alpine skiers. *British Journal of Sports Medicine*. 2009, **43**(13), 973-978. DOI: 10.1136/bjism.2009.068759. ISSN 0306-3674. Dostupné také z: <http://bjism.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.2009.068759>

FRANK, Clare; KOBESOVA, Alena; KOLAR, Pavel. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*, 2013, 8.1: 62. **8**(1), 62-73.

HEWETT, Timothy E.; MYER, Gregory D.; FORD, Kevin R. Prevention of anterior cruciate ligament injuries. *Current women's health reports*, 2001, 1.3: 218-224.

HEWETT, Timothy E., et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 2005, 33.4: 492-501.

HÜBSCHER, MARKUS, ASTRID ZECH, KLAUS PFEIFER, FRANK HÄNSEL, LUTZ VOGT a WINFRIED BANZER. Neuromuscular Training for Sports Injury Prevention: a systematic video analysis of 20 cases. *British Journal of Sports Medicine*. 2010, **42**(3), 413-421. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181b88d37. ISSN 0195-9131. Dostupné také z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-201003000-00001>

JANDOVÁ, Soňa a František VAVERKA. Dynamická analýza lyžařského oblouku. *Česká kinantropologie*. 2013, **17**(2), 54-61.

JANDOVÁ, Soňa, František VAVERKA a Štefan SEGLA. *Biomechanika lyžařského oblouku - fáze oblouku*. Liberec: Technická univerzita v Liberci, 2010. ISBN 978-80-7372-653-9.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Eng. ed. of the 5th ed. New York: Churchill Livingstone, 1987. ISBN 0443036187.

KOLÁŘ, Pavel et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ©2009. xxxi, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOTT, Otto. *Předpoklady pohybu*. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2013. 43 s. ISBN 978-80-261-0215-1.

KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, ©2011. x, 235 s. ISBN 978-80-7262-618-2.

LEETUN, Darin T., et al. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 2004, 36.6: 926-934.

MAYKUT, Jennifer N., TAYLOR-HAAS, Jeffery A., PATERNO, Mark V a DiCESARE, Christopher A. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *International journal of sports physical therapy*. 2015, 10(2), s. 136-146. ISSN 2159-2896

MCLEAN, Scott G.; HUANG, Xuemei; VAN DEN BOGERT, Antonie J. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20.8: 863-870.

MUNRO, Allan; HERRINGTON, Lee; CAROLAN, Michael. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *Journal of sport rehabilitation*, 2012, 21.1: 7-11.

MAYER, M., Smékal, D.: Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 3, 2004, s.111-117

MYER, Gregory D.; FORD, Kevin R.; HEWETT, Timothy E. Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention among female athletes. *Journal of athletic training*, 2004, 39.4: 352.

MYER, Gregory D., et al. Neuromuscular training improves performance and lower-extremity biomechanics in female athletes. *Journal of Strength and conditioning Research*, 2005, 19.1: 51.

MYER, Gregory D, Kevin R FORD, Jensen L BRENT a Timothy E HEWETT. Differential neuromuscular training effects on ACL injury risk factors in "high-risk" versus "low-risk" athletes. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2007, 8(1), -. DOI: 10.1186/1471-2474-8-39. ISSN 1471-2474. Dostupné také z: <http://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-8-39>

MYER, Gregory D., Kevin R. FORD, Scott G. MCLEAN a Timothy E. HEWETT. The Effects of Plyometric versus Dynamic Stabilization and Balance Training on Lower

Extremity Biomechanics. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017, **34**(3), 445-455. DOI: 10.1177/0363546505281241. ISSN 0363-5465. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546505281241>

EDITED BY ERICH MÜLLER, Stefan LINDINGER a Thomas STÖGGL. *Science and skiing IV [proceedings]*. Maidenhead, [UK]: Meyer & Meyer Sport, 2009. ISBN 9781841262550.

NEUMANN, Georg, Arndt PFÜTZNER a Kuno HOTTENROTT. *Trénink pod kontrolou: metody, kontrola a vyhodnocení vytrvalostního tréninku*. Praha: Grada, 2005. Fitness, síla, kondice. ISBN 80-247-0947-3.

TRNAVSKÝ, Karel et al. *Syndrom bolestivého kolena*. 1. vyd. Praha: Galén, 2006. 225 s. ISBN 80-7262-391-5.

VAVERKA, František a Soňa JANDOVÁ. K biomechanice lyžařského oblouku. *Česká kinantropologie*. 2013, **17**(1), 21-29.

VAVERKA, František, ed. a PŘÍBRAMSKÝ, Miloš, ed. *Plán výuky základního lyžování Svazu lyžařů České republiky. Část 3, Biomechanika sjezdového lyžování*. Praha: Olympiapress, 1990. 112 s

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

WILLIAMS, Glenn N., Terese CHMIELEWSKI, Katherine S. RUDOLPH, Thomas S. BUCHANAN a Lynn SNYDER-MACKLER. Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for Clinicians and Scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2001, **31**(10), 546-566 [cit. 2018-03-19]. DOI: 10.2519/jospt.2001.31.10.546. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2001.31.10.546>

WILLSON, John D., Christopher P. DOUGHERTY, Mary Lloyd IRELAND a Irene McClay DAVIS. Core Stability and Its Relationship to Lower Extremity Function and Injury. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 2005, **13**(5), 316-325 [cit. 2018-03-18]. DOI: 10.5435/00124635-200509000-00005. ISSN 1067-151X.

Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124635-200509000-00005>

ZAZULAK, Bohdanna T., Timothy E. HEWETT, N. Peter REEVES, Barry GOLDBERG a Jacek CHOLEWICKI. Deficits in Neuromuscular Control of the Trunk Predict Knee Injury Risk. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, **35**(7), 1123-1130 [cit. 2018-03-27]. DOI: 10.1177/0363546507301585. ISSN 0363-5465.

Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546507301585>

ŽIVČÁK, Jozef. *Biomechanika človeka: kolenný kĺb*. Vyd. 1. Prešov: ManaCon, 2004. 103 s. Edícia študijnej literatúry. ISBN 80-89040-24-1.

## **SEZNAM ZKRATEK**

ACL: přední zkřížený vaz (anterior cruciate ligament)

CNS: centrální nervová soustava

DK: dolní končetina

HK: horní končetina

lig.: ligamentum (vaz)

m.: musculus (sval)

mm.: muscoli (svaly)

PCL: zadní zkřížený vaz (posterior cruciate ligament)

n.: nervus (nerv)

VPV: vnitřní postranní vaz

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Kineziologie kolenního kloubu.....	15
Obrázek 2: Soustava vnějších sil působících při přímé jízdě .....	32
Obrázek 3: Diferenciace zatížení nižší a vyšší lyže při jízdě šikmo podle Vaverky (1989)	33
Obrázek 4: Základní směry pohybu lyžaře.....	34
Obrázek 5: Soustava sil působící v rovině rovnoběžné se svahem .....	35
Obrázek 6: Síly působící v laterálním směru při jízdě v oblouku .....	36



## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1: Nastavení kolenního kloubu v maximální excentrické kontrakci .....	42
Tabulka 2: Nastavení kolenního kloubu v maximální excentrické kontrakci .....	43
Tabulka 3: Nastavení kolenního kloubu v maximální koncentrické kontrakci .....	43
Tabulka 4: Procentuální rozdíl výchylky kolenního kloubu v maximální excentrické kontrakci mezi PDK a LDK .....	44

## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Valgozní/varozní úhel koleního kloubu při excentrické kontrakci.....	59
Příloha 2: Valgozní/varozní postavení kolenního kloubu při koncentrické kontrakci .....	60
Příloha 3: Provedení cviku 1 .....	61
Příloha 4: Provedení cviku 2 .....	62
Příloha 5: Provedení cviku 3 .....	63
Příloha 6: Provedení cviku 4 .....	64
Příloha 7: Provedení cviku 5 .....	65
Příloha 8: Provedení cviku 5 .....	65
Příloha 9: Provedení cviku 6 .....	66
Příloha 10: Provedení cviku 7 - tripod.....	67
Příloha 11: Provedení cviku - dřep7 .....	68
Příloha 12: Stabilita na míčích.....	69
Příloha 13: indo-board .....	70
Příloha 14: Grafické znázornění dřepu - proband A (1.měření).....	71
Příloha 15: Grafické znázornění dřepu - proband B (1. měření).....	72
Příloha 16: Grafické znázornění dřepu - proband C (1.měření).....	73

# PŘÍLOHY

Příloha 1: Valgozní/varozní úhel koleního kloubu při excentrické kontrakci

	Proband A		Proband B		Proband C	
Měření 1	Pravá DK	Levá DK	Pravá DK	Levá DK	Pravá DK	Levá DK
1	175°	170°	176°	176°	183°	190°
2	173°	165°	179°	184°	184°	191°
3	171°	160°	180°	187°	185°	192°
4	169°	154°	185°	192°	186°	193°
5	168°	152°	190°	194°	188°	195°
6	167°	151°	197°	194°	190°	196°
7	164°	149°	197°	195°	191°	197°
8	162°	148°	200°	196°	191°	198°
Měření 2	Pravá DK	Levá DK	Pravá DK	Levá DK	Pravá DK	Levá DK
1	174°	172°	185°	182°	183°	183°
2	171°	168°	182°	180°	182°	181°
3	168°	159°	176°	173°	180°	178°
4	166°	156°	173°	167°	177°	175°
5	164°	155°	170°	164°	176°	173°
6	163°	152°	167°	161°	174°	171°
7	163°	149°	169°	159°	173°	169°
8	162°	147°	168°	158°	170°	167°

Zdroj: vlastní

**Příloha 2: Valgozní/varozní postavení kolenního kloubu při koncentrické kontrakci**

	Proband A		Proband B		Proband C	
Měření 1	Pravá DK	Levá DK	Pravá DK	Levá DK	Pravá DK	Levá DK
1	163°	150°	199°	195°	192°	200°
2	167°	151°	197°	195°	191°	199°
3	168°	155°	196°	193°	188°	197°
4	169°	160°	190°	190°	186°	195°
5	171°	166°	187°	191°	185°	193°
6	173°	168°	185°	184°	184°	192°
7	175°	170°	180°	179°	183°	190°
8	175°	171°	177°	176°	183°	190°
Měření 2	Pravá DK	Levá DK	Pravá DK	Levá DK	Pravá DK	Levá DK
1	164°	149°	160°	152°	172°	164°
2	165°	150°	161°	154°	174°	166°
3	166°	153°	163°	156°	174°	169°
4	168°	154°	170°	159°	175°	172°
5	170°	157°	172°	162°	175°	174°
6	172°	164°	177°	166°	178°	177°
7	174°	171°	179°	176°	180°	180°
8	174°	173°	185°	181°	182°	183°

**Zdroj: vlastní**

## **Příklad cvičební jednotky**

### **Cvik 1:**

Cvik vychází z polohy 6. měsíce na zádech. V této poloze chytíme plosky nohy z palcové strany. Neustále se snažíme udržet hrudník dole, aby se nám nerozpojil trup. Dýcháme do břicha. Začneme tlačit DK proti rukám. Směr vyvinuté síly je kolmo vzhůru. Při tomto cviku dbáme na správný dechový stereotyp. Vyvinutým tlakem docílíme lepšího donadechnutí a prodýchnutí spodního břicha. Zvýšením nitrobřišního tlaku docílíme uvolnění svalů pánevního dna. Při cvičení se dá využít overball, který vložíme pod sacrum. Podložením sacra zjednodušíme nádech do spodního břicha.

### **Příloha 3: Provedení cviku 1**



**Zdroj: vlastní**

## Cvik 2:

Tento cvik vychází z polohy 3. měsíce, z této polohy přejdeme do polohy na boku. Spodní HK je ve flexi 90° v ramenním a loketním kloubu. Spodní DK je v 90° flexi v kyčelním a kolenním kloubu. Dbáme na správné centrované postavení ramenního kloubu. Z polohy na boku plynule přetáčíme celý trup současně směrem dorzálním. Při tomto pohybu tlačíme loktem i kolenem do podložky. Musculus pectoralis major by měl být při pohybu v tomto směru neaktivní. Dostáváme se do maximální udržitelné zevní rotace v obou kloubech. Dojdeme do maximální námi udržitelné pozice. Vrchní HK je ve flexi, abdukci a pronaci. Vrchní DK je v abdukci, flexi a zevní rotaci. V této pozici cvičíme izolovaný pohyb DK nebo izolovaný pohyb obou končetin. Z této pozice se přetáčíme směrem ventrálním. Opět dbáme na to, aby celý trup rotoval současně. V tomto cviku se snažíme docílit koncentrické a následně excentrické kontrakce zevních rotátorů a tím docílit jejich uvolnění. Při cvičení můžeme využít overballu, který vložíme pod záda.

### Příloha 4: Provedení cviku 2



Zdroj: vlastní

### Cvik 3:

Z polohy nízkého šikmého sedu se tlakem do kolene vzepřeme. Důležité je hned ze začátku dbát na laterální stabilitu trupu. Celý trup je mírně rotován dopředu z důvodu jednodušší stabilizace. V tomto nastavení je opět neaktivní m. pectoralis major. Celým trupem rotujeme dopředu, aby se přenesla váha na koleno a zatlačením do kolena se vzepřeme. Horní DK je ve flexi 90°, abdukce a zevní rotace. Opět nesmí dojít k propadnutí trupu. Cvik spočívá v rotaci dopředu a dozadu. Nebo můžeme rotovat dopředu a zpětným pohybem se nastavovat pánev dozadu. Další modifikací je fázické cvičení např. s kettle ballem v ipsilaterálním vzoru.

#### Příloha 5: Provedení cviku 3



Zdroj: vlastní

#### Cvik 4:

Vychází z polohy rytíře, ze které se snažíme postavit. Při tomto cviku dbáme na správné postavení nákročné končetiny. Důležitá je aktivace HSS a správné nastavení pánve. Pánev směřuje souběžně s osou opěrné DK a je v rovině. Z tohoto postavení se snažíme postavit. Při tomto cviku můžeme využít např. židle k opoře o HK.

Modifikací tohoto cviku je přechod z rytíře do sedu. Vychází ze stejného nastavení. Při tomto cviku docílíme excentrické kontrakce musculus gluteus medius. Můžeme využít gumu, kterou zachytíme za kotník kročné končetiny, druhý konec je držen v opačné ruce. Při pohybu do sedu, táhneme ruku společně s gumou dopředu ve směru těla z důvodu aproximace. Můžeme využít i bosu, na které si dosedáme.

#### **Příloha 6: Provedení cviku 4**



**Zdroj: vlastní**



## Cvik 5:

Vychází z polohy vysokého šikmého sedu, která je modifikována. Obě DK jsou ve flexi v kolenním i kyčelním kloubu. Vrchní DK je ve vnitřní rotaci, spodní je ve vnější. Vzepřením o spodní koleno se snažíme plynule zvednout do určité modifikace kleku. Směr pohybu jde souběžně s osou opěrné DK.

### Příloha 7: Provedení cviku 5



Zdroj: vlastní

### Příloha 8: Provedení cviku 5



Zdroj: vlastní

## Cvik 6:

Vychází z polohy medvěda. Loketní, ramenní klouby a lopatky jsou v centrovaném postavení. Opora je o celou dlaň. Lopatky jsou kaudálně postaveny a fixovány k hrudníku. Páteř je napřimená a hlava je v prodloužení páteře. Hlezenní, kolenní a kyčelní klouby jsou v centrovaném postavení. Opora je rozložena o hlavičky metatarzů. Z tohoto postavení se snažíme oddálit pánev, aniž by se uskutečnil jakýkoli pohyb v kolenním kloub. Tlačíme paty směrem k zemi, aniž by došlo k jakémukoliv posunu paty a pánev vynášíme nahoru.

### Příloha 9: Provedení cviku 6



**Zdroj:** vlastní

### Cvik 7:

Vychází opět z polohy medvěda. Z této polohy přecházíme do tripodu a následně do squatu. Ze dřepu se zvedáme šikmo na jednu či druhou stranu. Poté opět přejdeme do dřepu a následně do medvěda. Opakujeme na druhou stranu. Poloha tripoda- z medvěda jedna noha nakročí k akru jedné HK. Trénujeme rotační složku pohybu.

#### **Příloha 10: Provedení cviku 7 - tripod**



**Zdroj: vlastní**

**Příloha 11: Provedení cviku - dřep7**



**Zdroj: vlastní**

## Proprioceptivní trénink

### Příloha 12: Stabilita na míčích



Zdroj: vlastní



**Příloha 13: indo-board**



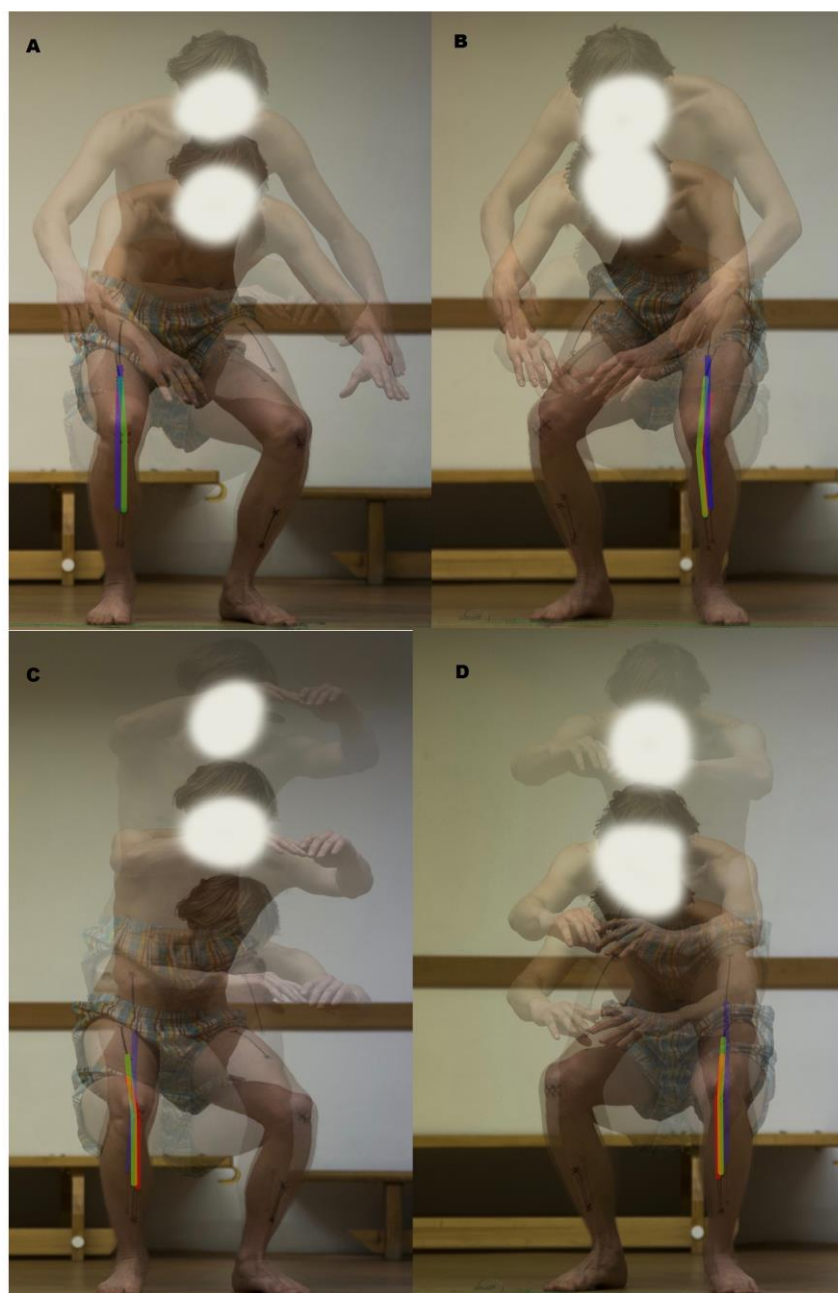
**Zdroj 1:vlastní**

**Příloha 14: Grafické znázornění dřepu - proband A (1.měření)**



**Zdroj vlastní**

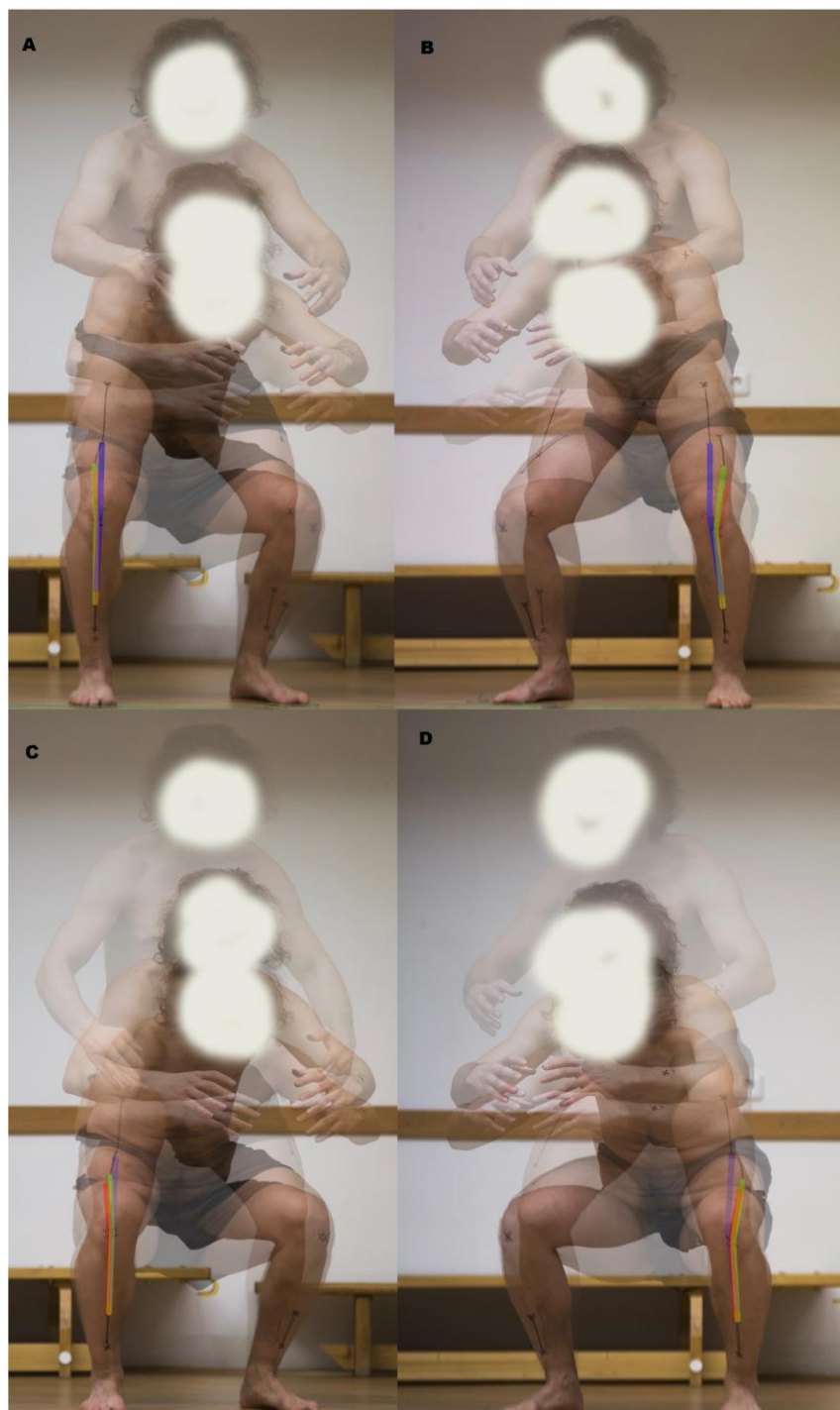
**Příloha 15: Grafické znázornění dřepu - proband B (1. měření)**



**Zdroj: vlastní**



**Příloha 16: Grafické znázornění dřepu - proband C (1.měření)**



**Zdroj vlastní**