

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

Katedra fyzioterapie

**Posturální stabilizace u osob s poraněním  
předního zkříženého vazů**

*Postural stability in subjects  
with anterior cruciate ligament injury*

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:  
PhDr. Aleš Kaplan, PhD.

Vypracoval:  
Mgr. Bc. Miroslav Kolář

Konzultant:  
MUDr. Eugen Rašev

Praha, duben 2011

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 4. dubna 2011

.....

Miroslav Kolář

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovateli, kteří musí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení

Datum

Podpis

Děkuji PhDr. Aleši Kaplanovi za pedagogické vedení, MUDr. Eugenu Raševovi za odborné rady a poskytnutí technického vybavení pro provedení testování, Prof. Ing. Stanislavu Otáhalovi, za věcné konzultace, PhDr. Milanu Korbelovi za korekci překladů, Mgr. Marcele Lajnerové a Ing. Romanovi Meleckému za ochotu ke spolupráci.

## ***Abstrakt***

- Název:** Posturální stabilizace u osob s poraněním předního zkříženého vazů.
- Cíl:** Zjištění, zda je úroveň schopnosti posturální stabilizace u osob s poraněním předního zkříženého vazů při provokačním testu „4 kroky – stoj na jedné noze“ na posturomedu odlišná od ostatních osob.
- Metody:** Diplomová práce byla zpracována formou analyticko-komparativní studie, jednalo se o klinické testování v rámci dvou skupin s dostupným výběrem jedinců při použití provokačního testu „4 kroky – stoj na jedné noze“.
- Výsledky:** Měření na plošině posturomedu naznačují, že schopnost posturální stabilizace je u osob po plastice předního zkříženého vazů odlišná ve srovnání s kontrolní skupinou, a to jak při stožení na operované dolní končetině, tak při stožení na končetině druhostranné. Dále jsme našli rozdíly ve schopnosti posturální stabilizace ve stožení na operované a na druhostranné dolní končetině.
- Klíčová slova:** posturální stabilizace, zranění, přední zkřížený vaz, posturomed

## *Abstract*

**Title:** Postural stability in subjects with anterior cruciate ligament injury.

**Objectives:** The aim of this thesis was to find out if the postural stability is differed in subjects with anterior cruciate ligament injury and in the control group after the “4 steps – one leg stance” test had been performed.

**Methods:** This study compared a group with anterior cruciate ligament injury and a control group on the basis of the “4 steps – one leg stance” test. Methods of comparison and analysis were used.

**Results:** The test and all measurements revealed differences in postural stability between subjects with anterior cruciate ligament injury and the control group while they were standing both on operated and non-operated limb. There were also differences in postural stability concerning the one leg stance on the operated and the non-operated limb.

**Keywords:** postural stability, injury, ACL, posturomed

## **OBSAH**

1 Úvod .....	10
2 Posturální stabilizace .....	12
2.1 Vysvětlení pojmu posturální stabilizace .....	12
2.2 Řízení posturální stabilizace .....	13
2.3 Stabilizační funkce svalů .....	15
2.4 Možnosti ovlivnění posturální stabilizace .....	16
2.5 Diagnostika posturální stabilizace .....	17
2.5.1 Klinické testy .....	17
2.5.2 Klinické testy zaměřené na stabilizátory bederní páteře .....	17
2.5.3 Posturografie .....	19
2.5.4 Posturomed a posturomed commander .....	22
3 Poranění předního zkříženého vazů .....	27
3.1 Přední zkřížený vaz .....	27
3.2 Mechanismus poranění předního zkříženého vazů .....	29
3.3 Vliv poranění ACL na kontralaterální končetinu .....	29
3.4 Vliv poranění předního zkříženého vazů na posturální stabilizaci .....	32
4 Cíle práce .....	36
4.1 Cíl práce .....	36
4.2 Úkoly práce .....	36
4.3 Hypotézy práce .....	36
5 Metodika práce .....	37
5.1 Metodologický princip .....	37
5.2 Výzkumný soubor .....	37

5.2.1	Vstupní kritéria.....	38
5.3	Měřené proměnné, použité techniky .....	38
5.4	Technické vybavení pro výzkum.....	39
5.5	Provedení testování .....	39
5.6	Zpracování a analýza dat .....	40
6	Výsledky.....	41
6.1	Průměrný koeficient útlumu .....	42
6.2	Průměrný koeficient utlumené energie Q .....	43
6.3	Průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě.....	44
6.4	Průměrný stupeň stability .....	45
6.5	Průměrný počet ustálení pod hranici 10% .....	46
6.6	Počet ustálení nad hranici 15%.....	47
6.7	Průměrné diference proti ideální obálce .....	48
6.8	Souhrn výsledků .....	49
6.9	Korelace jednotlivých parametrů .....	50
7	Diskuse .....	52
7.1	Doporučení pro praxi .....	54
8	Závěr.....	56



## ***Seznam použitých zkratek***

$A_0$	-	první maximum obálky
$A_1, A_2$	-	amplitudy následující po maximu
ACL	-	anterior cruciate ligament, přední zkřížený vaz
AIDlow-	-	amplituda dolní ideální obálky
AIDup-	-	amplituda horní ideální obálky
Alow	-	amplituda dolní obálky signálu
Aup	-	amplituda horní obálky signálu
COG	-	centre of gravity, průmět těžiště těla do roviny oporné báze
COM	-	centre of mass, těžiště
COP	-	centre of pressure, působíště vektoru reakční síly podložky
DK	-	dolní končetina
DKK	-	dolní končetiny
FAI	-	functional ankle instability, funkční instabilita hlezna
FEL	-	Fakulta elektrotechnická
I-EMG-	-	integrováný elektromyogram
MVC	-	maximální volní kontrakce
Nlow	-	počet hodnot dolní obálky
Nup	-	počet hodnot horní obálky
Q	-	Průměrný koeficient utlumené energie
T	-	průměrná perioda
$\Omega_0$	-	frekvence netlumených kmitů

# 1 ÚVOD

Incidence ruptury předního zkříženého vazů v populaci je poměrně vysoká, v USA a ve Skandinávii se vyskytuje pět až deset zranění na deset tisíc obyvatel ročně, přičemž ženy jsou postiženy až pětkrát častěji než muži. K většině zranění dochází při sportu, postiženými jsou tedy nejčastěji aktivní lidé středního věku. Přední zkřížený vaz funguje jako primární mechanická brzda proti anteriorní translaci tibie, vaz navíc obsahuje množství mechanoreceptorů, které přispívají k neuromuskulární kontrole svalového tonu v okolí kolenního kloubu a tudíž i k jeho stabilizaci. Při poškození vazů má centrální nervový systém snížené množství senzoryckých informací z oblasti kolenního kloubu a snižuje se tedy schopnost adekvátně stabilizovat celou dolní končetinu. Informace z předního zkříženého vazů mají zpětnovazební povahu (feedback) a jsou tedy podkladem pro řízení jak stabilizace polohy, tak i korekce pohybu. Pokud tedy tyto informace chybí, můžeme předpokládat změny ve schopnosti posturální stabilizace. Navíc ani zbylá propriocepce z oblasti kolenního kloubu není fyziologická.

Vymezení pojmu posturální stabilita je v literatuře nejednoznačné. Pojem „stabilita“ evokuje statický fenomén, alternativní pojem „stabilizace“ se může shodovat s označením chirurgického řešení instability. V této práci chápeme posturální stabilitu jako schopnost zajistit držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlené nebo neřízené změně polohy. Stabilita výchozí polohy a tvar těla je v základní vzpřímené poloze přirozeně instabilní, tato nestabilita je sice nevýhodou, je-li však trvale korigována, umožňuje značnou flexibilní mobilitu organismu řízenou CNS, který dokáže polohu těla účelově měnit a změnu polohy stabilizovat.

Posturální stabilita je často hodnocena během periody klidného stoje. Tento přístup může být v hodnocení deficitů posturální stability neúspěšný z důvodu relativní snadnosti testovací procedury. Dále pak hodnocení posturální stabilizace během periody klidného stoje považují za nepřilíš relevantní pro potřeby sportu – ať již vrcholového, nebo rekreačního, jelikož požadavky na klidný stoj jsou ve sportu kladeny pouze ve specifických disciplínách (sportovní střelba, lukostřelba), ve kterých však není předpoklad častého poranění předního zkříženého vazů. Naopak velká množina sportů (především sportovní

hry) klade značné nároky na posturální stabilizace na jedné dolní končetině v návaznosti na dokončení dynamického pohybu.

Přestože na dané téma vzniklo v posledních 15 letech mnoho vědeckých prací, jejich výsledky nejsou koherentní a nedovolují odvození jednoznačného závěru. Tato práce má být příspěvkem k tomuto aktuálnímu problému, zejména vzhledem k tomu, že v žádné z předchozích prací (pokud je nám známo) nebylo použito k testování posturální stabilizace ve vztahu k ruptuře předního zkříženého vazy měření na posturomedu. Stoj na jedné dolní končetině na posturomedu klade na posturální stabilizaci vysoké nároky a jeví se nám tedy pro diskriminaci obtíží v oblasti sportu mnohem vhodnější než stoj na pevné plošině (posturografie). Navíc je v rámci rehabilitace posturomed zařízením specificky cíleným na oblast kolenního kloubu.

## 2 POSTURÁLNÍ STABILIZACE

### 2.1 Vysvětlení pojmu posturální stabilizace

Člověk je tvor bipední a je pro něj typická lokomoce po zemském povrchu v kontaktu s podložkou jednou nohou (chůze a běh), oběma nohama (chůze a stoj) nebo bez využití opory (letová fáze běhu). Jelikož jsou ve vzpřímené poloze dvě třetiny naší hmotnosti umístěny ve dvou třetinách výšky nad opornou bází, jsme přirozeně nestabilní (Winter, 1995) Tyto skutečnosti vytváří výzvu pro náš posturální systém, především pak jeho řídicí složku. Dynamický proces posturální stabilizace je tak součástí všech pohybů, a to i když se jedná pouze o pohyb dolních nebo horních končetin. Při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení (zvednutí nebo držení břemene, působení končetiny proti odporu i jejím pohybu bez odporu, odrazovém úsilí apod.) je vždy generována kontrakční svalová síla, která je potřebná pro překonání odporu. Ta je pak převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Biologickým účelem této reakce je zpevnění jednotlivých segmentů (kloubů), aby bylo získáno co nejstabilnější „punctum fixum“ a aby kloubní segmenty odolávaly účinkům zevních sil. Tím vznikají vnitřní síly působící na pohybové segmenty (Véle, et al., 2001; Kolář, 2006). Zatímco teleologický pohyb volně kontrolujeme, reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky a mimovolně. Posturální vzor stabilizace je zřejmě ve svém kineziologickém obsahu uložený v mozku jako centrální program (Véle, 2006; Lewit, 2000; Kolář, 2006).

Z biomechanického úhlu pohledu je zároveň dobré si uvědomit, že živé tělo je souborem hmotných součástí v pevném, kapalném i plynném stavu. Tyto vůči sobě pohyblivé součásti tvoří vnitřní prostředí těla oddělené od zevního prostředí pružným a pevným kožním obalem. Tvar těla je vzhledem k pohyblivému obsahu vnitřního prostředí proměnlivý a v jeho základní vzpřímené poloze nestabilní. Tato nestabilita je sice nevýhodou, je-li však trvale korigována, umožňuje značnou flexibilní mobilitu organismu řízenou CNS, který dokáže polohu těla účelově měnit a změnu polohy stabilizovat. Termín stabilita je vhodný při popisu chování pevných těles na podložce vzhledem k působení zevní síly (Véle, 2006). V oblasti pohybového aparátu však tento pojem nemusí být

dostačující, zvláště je-li používán bez bližšího vysvětlení (Suchomel, 2006). Tělo totiž nemá přesně definované tvarové vlastnosti pevného tělesa, protože jeho tvar je proměnlivý. Je-li zapotřebí zaujmout pevnou výchozí polohu těla, musí tato pevnost polotekutého tělesného obsahu být udržována činností svalů řízených CNS. Proto se u lidského těla nedá mluvit o stabilitě, ale o aktivní stabilizaci polohy těla nebo o udržení dané konfigurace pohyblivých částí (Véle, 2006). Posturální stabilizaci tedy chápeme jako proces zajištění vzpřímeného držení těla a schopnost reakce na změny vnitřního a zevního prostředí tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pohybu. Posturální stabilizace není synonymem pro bipedální postoj, působí nejen proti tíhové síle, ale je součástí všech pohybů, a to i když se jedná pouze o pohyb horních nebo dolních končetin (Kolář, 2006). Tuto aktivitu je nutné uvažovat nejen ve stoji, ale v jakékoliv poloze, kdy je nutné odolávat tíhové síle nebo silám vnitřním.

## 2.2 Řízení posturální stabilizace

Centrální program posturální stabilizace je nadřazen spinální kmenové úrovni řízení, je druhově specifický a nelze jej experimentálně sledovat na zvířatech. Jeho realizace probíhá teprve v průběhu posturální ontogeneze jako součást zrání CNS a jeho účelová podstata spočívá v automatickém ovládní polohy těla (Kolář, 1998).

Tento uvažovaný program má tyto základní atributy:

- a) Je nadřazen spinální a kmenové úrovni řízení.
- b) Je druhově specifický.
- c) Je realizován teprve v průběhu ontogeneze jako důsledek zrání centrální nervové soustavy a není tedy výsledkem učení
- d) Jeho účel spočívá v automatickém ovládní polohy těla.

Každý pohyb i udržování polohy těla v labilní vertikální poloze provází aktivita smyslových receptorů. Pro zajištění posturální stability mají zásadní význam tři složky: zraková, vestibulární a proprioceptivní (Véle, 2006). Experimentální práce potvrzují rozhodující podíl proprioceptivní složky při udržení posturální stability stoje (Lajnerová, 2010). Informace o měnících se podmínkách vnitřního i zevního prostředí přicházejí do CNS a ovlivňují stabilizační proces. Tyto informace se porovnávají s informacemi

obsaženými v paměti a používají se k řízení stabilizace. Pro vzpřímené držení těla jsou důležité informace jak z hlavy, kde jsou soustředěny hlavní informační orgány pro orientaci v zevním prostředí (vestibulární aparát, zrak, sluch), tak i z páteře, pánve a dolních končetin (Véle, 2006). Pokud má centrální nervový systém snížené množství senzorických informací z oblasti kolenního kloubu, snižuje se schopnost adekvátně stabilizovat celou dolní končetinu (Hoffman, et al., 1999). Pokud tedy tyto informace chybí, můžeme předpokládat změny ve schopnosti posturální stabilizace, a to tím spíše, že ani zbylá propriocepce z oblasti kolenního kloubu není fyziologická (Barret, 1991).

Při dysfunkci řídicích mechanismů dochází téměř vždy k známkám funkční patologie. To znamená, že svalový tonus je v určitých svalových řetězcích řízen neekonomicky a dochází k neekonomickému průběhu pohybů, které se uskutečňují typickým způsobem. Přitom mohou vznikat poruchy motoriky, které minimálně určitý čas existují bez diagnostikovatelných organických změn. Vzniklá nocicepce pak mění pohybový program a tato změna programování vede ke změně svalového napětí v jednotlivých svalových skupinách. Takto změněný pohybový program pak přetrvává i v případě, že prvotní nociceptivní podnět již vymizel. Následkem změny řídicích mechanismů jsou mimo jiné i změněné posturální reakce (Rašev, 1999). Jeví se nám jako zřejmé, že diagnostika změněných pohybových programů a posturálních reakcí je možná pouze při funkčních vyšetřeních. Toto funkční vyšetření by mělo být tím náročnější (pro pacienta), čím diskrétnější je změna pohybového programu nebo posturální reakce.

Dle Vařeky (2002) lze strategie k zajištění posturální stability rozdělit na anticipatorní a reaktivní, přičemž druhou jmenovanou lze ještě rozdělit na statickou strategii, zahrnující např. rovnovážné reakce a dynamickou strategii, kdy dochází k částečnému přemístění opěrné plochy (úrokem, chycením se opory). S prvním rozdělením nelze než souhlasit, druhé uvedené však dle mého názoru není dělením strategie zajištění posturální stability, ale rozdělením strategií prevence pádu, a do zajištění posturální stability tak spadá pouze první oblast.

### 2.3 Stabilizační funkce svalů

Udržování vzpřímeného držení těla závisí nejen na fyzikálních parametrech (gravitační síle, výšce těla, struktuře segmentů, vlastnostech oporné plochy), ale především na svalové aktivitě (Véle, 2006). Zároveň žádný cílený pohyb není možné provést bez úponové stabilizace svalu, který daný pohyb vykonává (Kolář, 2006). Aktivita svalů, které stabilizují, vyvolává aktivitu dalších svalů, s jejichž úpony souvisí. Každý pohyb v segmentu je tak převáděn do celé postury, jinými slovy, každý pohybový manévr má převod stabilizace do úponově provázaných oblastí a potažmo do celého těla. Neexistuje proto například pohyb končetinou bez stabilizace trupu jako celku (Lewit, 1999). Zároveň si musíme uvědomit, že kontrakční sílu svalů není možné udržet konstantní (Vařeka, 2002). Okamžité momenty sil se tedy neustále mění, přičemž dochází k větším či menším vzájemným pohybům segmentů a spolu s tím jsou kladeny vysoké nároky na centrální řízení a změnu aktivace ostatních svalů.

Udržení zaujaté polohy proti vlivu zevní síly vyžaduje současnou izometrickou aktivitu agonistů i antagonistů – koaktivaci bránící fáziickému pohybu. Střídání pracovních režimů reciproční inhibice s koaktivací se začíná postupně uplatňovat v průběhu posturální ontogeneze, proto je batole na počátku posturální ontogeneze nestabilní a často padá, ale postupně se stabilizuje (Véle, 2006). Pokud je tato koaktivace agonistů a antagonistů narušena (např. změnou řídicích programů, poškozením efektorů pohybu – svalů samotných, poškozením zpětné vazby), můžeme předpokládat souběžné změny v procesu posturální stabilizace. Suchomel (2006) uvádí, že z terapeutického hlediska je za stabilizační systém většinou považován tzv. hluboký stabilizační systém. Z jeho pohledu je však stabilizační systém, jako aktivní prostředek CNS pro zachování stability, označení pro svalový systém jako celek. S tímto názorem plně souhlasíme a doplňujeme, že se o stabilizačním systému často hovoří pouze v souvislosti s hlubokými lokálními stabilizátory bederní oblasti, někdy i bez jejich dobré znalosti. Tímto nechceme nijak popírat důležitost těchto lokálních stabilizátorů, upozorňujeme jen na nutnost holistického pohledu. Přijímáme názor Osborna (2007), že lokální stabilizace jako aktivita klíčové skupiny svalů (většinou v bederním či krčním regionu) má za cíl zajistit dobrou lokální stabilitu předtím, než oslovíme celý svalový aparát s cílem zlepšit stabilitu globální.

Komplexní zapojení svalů do posturálního systému a zároveň citlivost tohoto systému na změnu v některé z jeho součástí (v tomto případě především senzorycké) dobře ilustruje práce Tecco (2006), která uvádí, že zapojení svalů m. temporalis (pars anterior), m. masseter, m. sternocleidomastoideus a m. trapezius (pars ascendens) pravé strany je ve stoji výrazně vyšší u osob s poraněním předního zkříženého vazů levé strany než u kontrolních subjektů.

## 2.4 Možnosti ovlivnění posturální stabilizace

Chceme-li terapeuticky dosáhnout pružné stability osového orgánu (stabilizace), lze k tomu použít jak posturální funkce, tak i funkce respirační. Nestačí se soustředit pouze na sílu svalů, ale je nutno působit především na jejich koordinaci programově řízenou z centrální nervové soustavy (Véle, et al., 2001). Obdobně negativní stanovisko k orientaci na svalovou sílu v terapii posturální instability zaujímá i Rašev (1999), který tvrdí, že optimalizací aferentních informací musí dojít k aktivaci ideálních posturálních reakcí ve stoji a v průběhu vertikální lokomoce. Toto tvrzení považují v zásadě za správné a opodstatněné. Bylo by však nutné definovat „optimalizaci aferentních informací“. Lze se ale plně ztotožnit s tím, že zvýšený aferentní tok z oblasti, která byla dříve zdrojem nocicepce, je předpokladem pro úpravu změněných pohybových programů a posturálních reakcí. Tohoto je možné dosáhnout dávkovanou stimulací proprioreceptorů.

Ideální terapeutická plocha musí mít dle Raševa (1999) následující vlastnosti:

- a) Musí nejdříve destabilizovat a v následujícím okamžiku pomoci posturálnímu systému vrátit se do (labilní) rovnovážné polohy.
- b) Amplituda a frekvence výchylek terapeutické plochy musí být přizpůsobena aktuálnímu stavu pacienta, což znamená, že stupeň stability dané plochy musí být dávkovatelný.

Ačkoliv těchto vlastností lze dosáhnout například i u balančních úsečí (kombinací různých úsečí o různé hmotnosti a různém poloměru), jeví se nám z tohoto pohledu posturomed jako terapeutická plocha velmi vhodná.



## **2.5 Diagnostika posturální stabilizace**

System vzpřímeného držení těla má stejně jako ostatní tělesné systémy velké kompenzační a substituční možnosti (Vařeka, 2002). Mírná dysfunkce se tedy nemusí nutně projevit okamžitě, ale až v okamžiku, kdy jsou na daný systém kladen vyšší nároky. Z tohoto pohledu se nejvíce vyšetření kvality posturální stabilizace v klidném stoji jako vhodné. Tento přístup může být v hodnocení deficitů posturální stability neúspěšný z důvodu relativní snadnosti testovací procedury (Reinmann, et al., 1999). Proto považujeme za výhodnou diagnostiku během náročnějších posturálních úloh (ideálně stupňovatelných), při dodržení požadavku, aby se daná úloha co nejvíce blížila situacím běžného života.

### **2.5.1 Klinické testy**

V literatuře (Vařeka, 2002; Věle, 2006) najdeme několik uznávaných klinických testů schopnosti posturální stabilizace, které můžeme rozdělit na statické a dynamické:

- a) statické: volný bipedální stoj, Rombergův test, Věleho test, stoj na jedné dolní končetině – single leg stance
- b) dynamické: vyšetření chůze a jejích modifikací, maximální volní výchylky ve stoji bez změny oporné báze, skok na jedné dolní končetině - single-leg hop test horizontálně a vertikálně, skok souňoř vertikálně

Přestože se jedná o testy hojně využívané a z diagnostického hlediska cenné, jejich zřejmou nevýhodou je subjektivita a s ní související obtížná objektivizace (některé z uvedených testů mají měřitelné hodnoty, ty se však netýkají kvality posturální stabilizace).

### **2.5.2 Klinické testy zaměřené na stabilizátory bederní páteře**

Další kapitolu v této oblasti tvoří vyšetření posturální stabilizace bederní páteře, které samozřejmě plně nevypovídá o celkové schopnosti posturální stabilizace, je však cíleno na oblast častých obtíží. Přehled tohoto vyšetření nám předkládá Kolář (2006), přičemž dle našeho názoru alespoň částečně vychází z pohybových stereotypů popsaných Jandou, i kdy jej přímo necituje.

### *Extenční test*

Tento test je prováděn z výchozí polohy v lehu na břicho s pažemi podél těla. Testovaný zvedne hlavu nad podložku, přičemž sledujeme koordinaci v zapojení zádových svalů a laterální skupiny břišních svalů, stranovou vyváženost mezi extenzory páteře, zapojení ischiokrurálního svalstva a m. triceps surae.

### *Test flexe trupu*

Výchozí polohou je leh na zádech, testovaný provede postupnou pomalou flexi krku a trupu. Při provedení sledujeme aktivitu břišních svalů, postavení hlavy a hrudníku. Mezi projevy funkční patologie patří především kranialní pohyb klíčních kostí, vyklenutí břišní stěny a nádechové postavení hrudníku.

### *Brániční test*

Výchozí polohou je sed s napřimým držením páteře a kaudálním (výdechovým) postavením hrudníku. Testovaný provádí protitlak s roztažením dolní části hrudníku proti našim palpujícím prstům, uloženými laterálně pod dolními žebry (ve střední axilární čáře). Sledujeme schopnost provedení protitlaku, stranovou souměrnost a případné souhyby trupu do flexe či kranialní posun žeber.

### *Test extenze v kyčelním kloubu*

Testovaný leží na břicho, horní končetiny podél těla a následně provede extenzi v kyčelním kloubu proti střednímu manuálnímu odporu. Sledujeme podíl svalové aktivity na provedeném pohybu mezi gluteálními svaly, extenzory páteře, ischiokrurálními svaly a laterálními skupinami břišních svalů. Mezi hlavní projevy funkční patologie patří zvýšení bederní lordózy, antevertze pánve a hyperaktivita vzpřimovačů thorakolumbálního přechodu.

### *Test flexe v kyčelním kloubu, varianta vsedě*

Výchozí polohou je tedy sed na okraji stolu, horní končetiny volně opřeny o plochu stolu, plošky nohou na zemi. Naše horní končetiny opřeny o stehna pacienta tak, abychom mohli dát odpor flexi a zároveň mohli prsty palповat laterální část břišní stěny. Testovaný flektuje

střídavě dolní končetiny proti odporu, přičemž sledujeme aktivaci břišních svalů, změnu postavení páteře a pohyb pánve.

#### *Test nitrobřišního tlaku*

Poloha testovaného je stejná jako u předchozího testu, nyní palpujeme v tříselné krajině, mediálně od předních horních trnů kyčelních, nad hlavicemi kyčelních kloubů. Požadujeme aktivaci břišní stěny směrem proti našim prstům. Testovaný by měl být schopen vytvořit tlak proti našim prstům, s vyklenutím podbřišku a aktivací břišních svalů, přičemž by nemělo dojít k vtahování břišní stěny a pohybu pupku kraniálně.

Upozorňujeme, že jelikož testování stabilizačních schopností v oblasti bederní páteře jako takových není předmětem této práce, není tento přehled testů úplný. Má sloužit spíše jako ukázka toho, jakým způsobem jsou tyto testy prováděny a hodnoceny.

### **2.5.3 Posturografie**

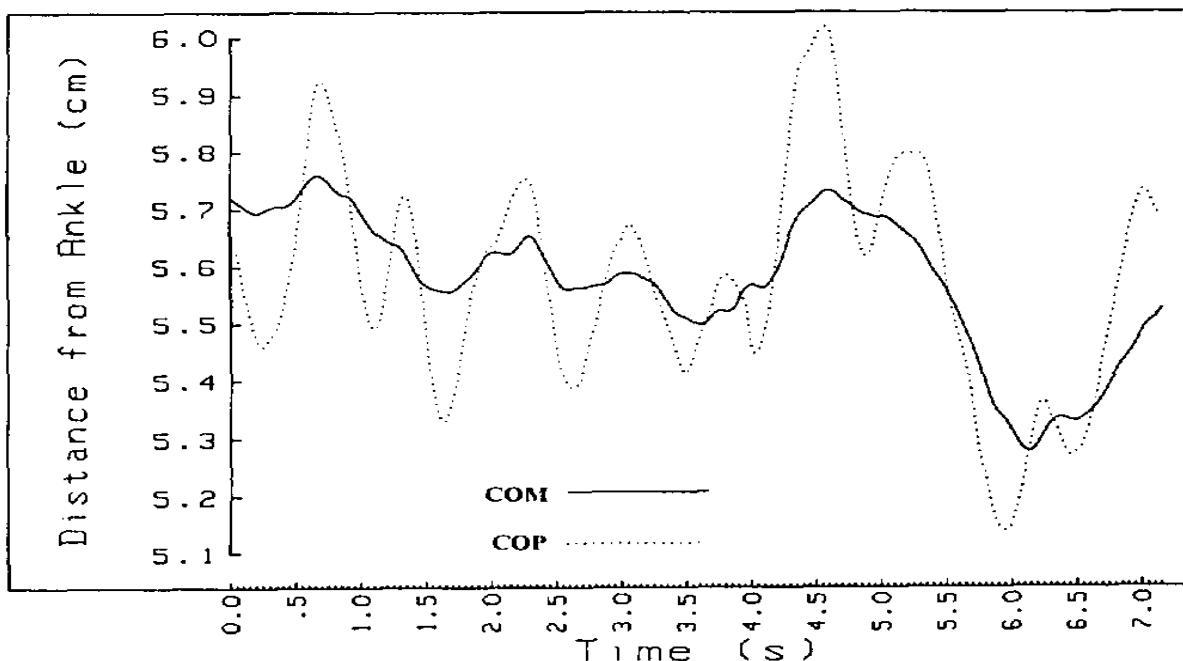
V úvodu je nutné definovat několik pojmů, které budou v další textu použity. **COM** (centre of mass) je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla ve vztažném systému. Těžiště lze stanovit pomocí různých experimentálních, grafických nebo matematických metod jako vážený průměr COM všech segmentů. Z hlediska kineziologie je možné mluvit o společném těžišti těla pouze při zaujetí postury. **COG** (centre of gravity) je průmět společného těžiště těla do roviny oporné báze (Vařeka, et al., 2009). **COP** (centre of pressure) definuje Winter (1995) jako působíště vektoru reakční síly podložky. COP je shodné s COG pouze v případě dokonale tuhého tělesa. Tím lidské tělo tvořené řadou segmentů rozhodně není. Je proto omylem ztotožňovat COP s COM či COG (Winter, 1995).

Posturografie se běžně dělí na statickou, při které je zkoumán klidný vzpřímený stoj, a dynamickou, která se zabývá odpovědí organismu na změnu sil působících na testovaný subjekt. Při hodnocení posturální stabilizace je nejčastěji používanou posturografickou proměnou je COP (Duarte, et al., 2010). Měření parametru COP má však své limity, stejně tak jako koncepce dynamické a statické posturografie, viz dále.

Posturografie je metoda využívající měření reakčních sil podložky. Silová plošina pracuje na principu piezoelektrickém nebo tenzometrickém a zaznamenává působíště reakční síly - COP. COP se zaznamenává v čase, a podle testu, který se na plošinách

realizuje, se s tímto parametrem dále pracuje (Míková, 2009). Tento parametr, po matematickém přepočtu, koreluje s projekcí těžiště do opěrné báze, COG – center of gravity. Pokud jsme uvedli, že COP koreluje po přepočtu s COG, musíme k tomu dodat, že tato korelace není zcela těsná ani v klidném stoji. Výchyly COP jsou vždy vyšší než výchyly COG a zároveň signál COP osciluje oproti COG oběma směry (má tedy i vyšší frekvenci). Korelace COP a COM je ještě nižší (ve stoji při tom jde o udržení COM nad opornou bází). Winter (1995) dokonce uvádí, že COP je na COM zcela nezávislé. Pro odhad COM pomocí COP je potřeba znát je další nezávisle proměnnou, a to horizontální zrychlení COM. Jelikož při vyšetření klidného stoje se s touto proměnnou nepočítá, mohla by se tato proměnná nazvat i rušivou. I přes tato omezení je posturografie cenným nástrojem v hodnocení klidného stoje, ale jak už bylo uvedeno, tento přístup může být v hodnocení deficitů posturální stability neúspěšný z důvodu relativní snadnosti provedení testovací procedury ze strany vyšetřované osoby.

Na následujícím obrázku 1 je záznam výchylek COP a COG během periody klidného stoje. Tento obrázek poukazuje na neúplnou korelaci mezi COG a COP. Je však naší povinností upozornit na malé měřítko osy y a zároveň na to, že pokud bychom uvažovali dlouhý časový úsek, pak se průměrná hodnota COG bude rovnat průměrné hodnotě COP (Winter, 1995). V obrázku je místo COG chybně napsáno COM, navíc v článku není uvedena metoda zaznamenávání COG.



Obrázek 1 Záznam zobrazující výchylky COP a COG (Winter, 1995)

Další oblastí testování v posturografii je vyšetření automatických balančních reakcí na vychýlení těžiště. Tyto výchylky mohou mít původ vnitřní či vnější. Vnitřní výchylky jsou způsobeny pohyby těla nebo jeho částí (především volními). Příkladem může být zvednutí paží či předklon trupu (Winter, 1995). V tomto případě je odpověď organismu proaktivní a můžeme hodnotit nejen reakci na výchylku, ale také anticipační reakci k ochraně před instabilitou.

V druhém případě je výchylka aplikována bez vědomí subjektu s cílem zjistit jeho reaktivní odpověď. Takovým podnětem může být např. translační nebo rotační pohyb plošiny (Míková, 2009). Vynalézavost výzkumníků je však v této oblasti mnohem širší a vyzkoušeno bylo téměř vše, od uvedených příkladů přes zvedání a naklápění plošiny až k nejrůznějším mechanismům, které měly za úkol postrčit, zatáhnout či udeřit probanda. Dle Raševa (2010) by se však destabilizace, alespoň pokud jde o pohyb plošiny, neměla vyvolávat zevními podněty – není to přirozené, k citelnému zemětřesení dochází v našich podmínkách zřídka. Pohyb podložky např. v dopravních prostředcích nebo různé postrky tamtéž jsou již častější, avšak s počtem vnitřních destabilizací (např. při každém kroku, otáčení, ohýbání, manipulaci s předměty) se stále srovnávat nedají.

#### ***2.5.4 Posturomed a posturomed commander***

Posturomed je diagnostická i terapeutická labilní plošina s nastavitelným stupněm instability (resp. stability) cvičební plochy, což umožňuje dávkování stupně obtížnosti cvičení. Instabilita plošiny zajišťuje zapojování posturální stabilizační motoriky při použití výše zmíněného centrálního programu. Při změně těžiště osoby stojící na posturomedu dojde k rozkmitání plošiny s tendencí k jejímu ustálení. Plošina osciluje ve všech směrech, i když svislá složka oscilace je málo patrná (Rašev, 1999; Lajnerová, 2010). Program Posturomed Commander pro zpracování dat při měření na posturomedu byl vytvořen v rámci diplomové práce na katedře kybernetiky ČVUT FEL (Melecký, 2008), později byl přepracován do současné verze Posturomed Commander for Windows. Program je určen specificky pro provedení testu, při kterém proband provede několik kroků na plošině posturomedu a poté se snaží o stabilizovaný stoj na jedné dolní končetině. Posturomed Commander je nástroj pro vizualizaci, analýzu, rozpoznávání a klasifikaci posturálních dat. Slouží ke zpracování dat z rehabilitačních přístrojů Posturomed a Propriomed (Melecký, et al., 2011) zaznamenaných v programu Microswing 5.0 pomocí akcelerometru.

Melecký (2008) za svůj nejvýznamnější přínos v této práci považuje navržení metody pro diagnostiku posturálních poruch. Píše, že jeho algoritmus je schopen nalézt velké množství parametrů analyzovaných signálů a extrahovat z těchto mnoha parametrů jen takové, které mají vypovídající hodnotou o charakteru vstupních dat a tyto příznaky následně použít k analýze úspěšnosti terapie či ke klasifikaci celkové schopnosti posturální stabilizace probanda. Ke zkoumání jednotlivých parametrů použil Melecký statistickou metodu analýzy rozptylů - Analysis of Variance. Pomocí ANOVA je možné z extrahovaných parametrů a jejich rozdělení do tříd spočítat jejich střední hodnoty a rozptyly a tím stanovit jejich závislost nebo nezávislost. Z původních 355 hodnot parametrů bylo nejprve vybráno 16 parametrů s předpokládanou vypovídající hodnotou, později byla tato skupina omezena na 7 finálních parametrů:

- Průměrný koeficient útlumu
- Průměrný koeficient utlumené energie Q
- Průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě
- Průměrný stupeň stability

- Počet ustálení pod hranici 10%
- Počet ustálení nad hranici 15%
- Průměrné diference proti ideální obálce

Na základě jejich hodnot je možné hodnotit schopnost posturální stabilizace probanda. Aby toto bylo možné, je použit klasifikátor, který k jednotlivým naměřeným hodnotám přiřazuje třídy. Podle charakteru signálu rozeznáváme čtyři třídy, podle kterých bychom mohli být schopni usuzovat, zda je proband:

- 1) stabilní (celkový stupeň stability 1)
- 2) mírně nestabilní (celkový stupeň stability 2)
- 3) silně nestabilní (celkový stupeň stability 3)

Čtvrtou třídou je hodnota 0 – neznámá hodnota. Program dále z uvedených tříd počítá jednu výslednou hodnotu v rozmezí 1-3. Hranice pro klasifikaci do tříd u jednotlivých parametrů jsou uvedeny v tabulce 1.

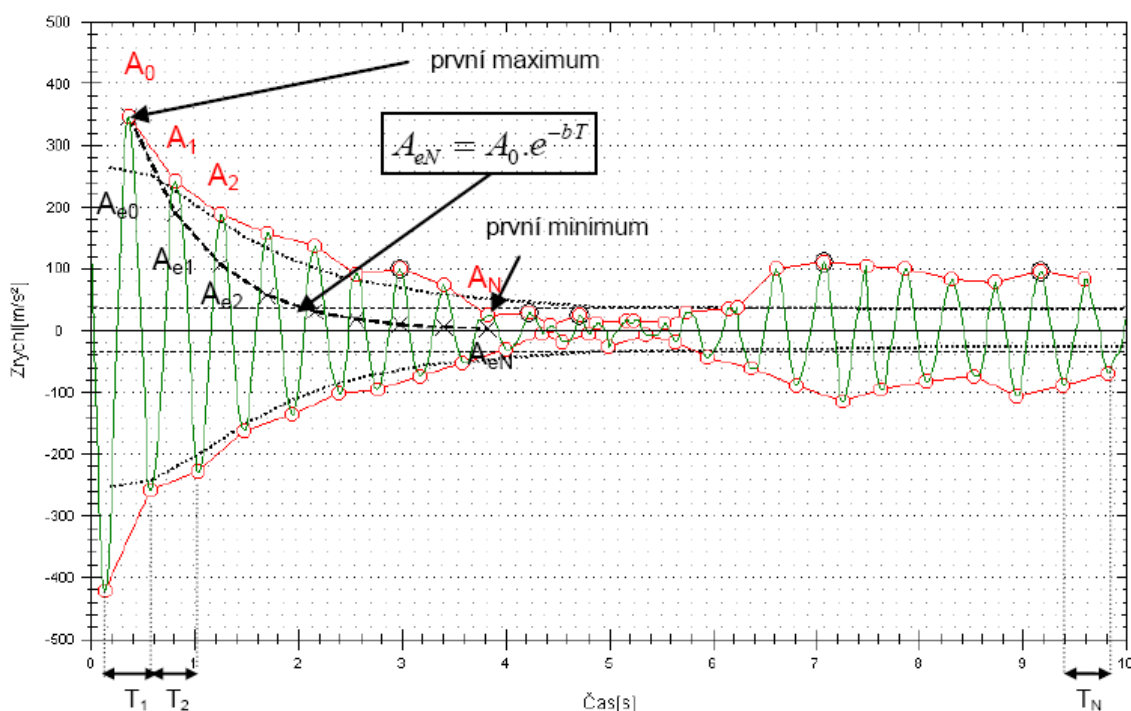
**Tabulka 1 Hranice pro klasifikaci do tříd u jednotlivých parametrů (Melecký, et al., 2011)**

Parametr	Hranice pro klasifikaci do tříd		
	1	2	3
Průměrný koeficient útlumu [ $s^{-1}$ ]	<1.0 a více)	<0.6 - 1.0)	(0.6 a méně)
Průměrný koeficient utlumené energie [-]	<10.52 a méně)	(10.52 - 16.6>	(16.6 a více)
Průměrné procento ustálení [%]	<13 a méně)	(13 - 21>	(21 a více)
Průměrný stupeň stability [-]	<1.55 a méně)	(1.55 - 1.95>	(1.95 a více)
Počet ustálení pod hranici 10% [-]	<10 a více)	<5 - 10)	(5 a méně)
Počet ustálení nad hranici 15% [-]	<2 a méně)	(2 - 6>	(6 a více)
Průměrné diference proti ideální obálce [-]	(0 - 44>	(44 - 75>	(75 a více)

Melecký (2008) konstatuje, že pro data měřená na zabrzděné plošině posturomedu nemají extrahované příznaky potřebnou vypovídající hodnotu, a proto se tato data pomocí Posturomed Commander for Windows nedají vyhodnotit. Lze hodnotit jen data naměřená na zcela odbrzděné plošině posturomedu. Melecký také uvádí, že na základě nalezených příznaků není možné klasifikovat data probandů podle jejich patologií. O diagnózách probandů tyto příznaky nemohou mít žádnou vypovídající hodnotu (Lajnerová, 2010).

Prvním finálním parametrem je koeficient útlumu, který je definován jako logaritmus podílu dvou po sobě následujících amplitud dělených průměrnou periodou. Vzhledem k velké variabilitě dat s převážně častým výskytem odchylek od ideálního tlumeného průběhu signálů je tento koeficient logaritmického poklesu útlumu pro účely nově vzniklého programu předdefinován jako podíl první amplitudy a aritmetického průměru druhé a třetí. Čím vyšších hodnot parametr nabývá, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace.

$$b = \frac{1}{T} \cdot \ln \frac{A_0}{0,5 \cdot (A_1 + A_2)} \text{ [s}^{-1}\text{]}$$



Obrázek 2 Znázornění výpočtu koeficientu útlumu (Melecký, et al., 2011)

Dalším parametrem je Průměrný koeficient utlumené energie Q, který udává poměr energie oscilátoru vůči průměrné hodnotě energie ztracené během jedné periody. Hodnota Q určuje, jak rychle plošina Posturomedu ztrácí svou energii - tedy jak rychle se kmity zcela utlumí (Melecký, et al., 2011). Čím nižších hodnot parametr nabývá, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace.



$$Q = 2\pi \cdot \frac{\omega_0}{2b} [-]$$

Dále Melecký počítal přesné hodnoty v procentech nejmenších dosažených amplitud vůči maximální amplitudě pro každý signál. Jejich střední hodnotu pro každý datový soubor o dvaceti signálech (deset signálů v ose x, deset signálů v ose y) nazval parametrem průměrné procento ustálení k maximální amplitudě. Čím nižších hodnot parametr nabývá, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace.

$$P = 100 \cdot \frac{A_{\min}}{A_{\max}} [\%]$$

Melecký (2008) dále uvádí, že při pozorování dat zjistil, že u zdravých jedinců docházelo ke stabilizaci na plošině Posturomedu zpravidla při dosažení 10% nebo menší amplitudy vůči amplitudě počáteční. Z toho předpokladu vznikl parametr „počet dosažených ustálení pod hranicí 10%“. Čím větší je počet ustálení pod 10%, tím se předpokládá lepší schopnost posturální stabilizace. Maximální hodnota tohoto parametru je 20 (deset měření na ose X, deset měření na ose Y). Navazujícím parametrem je parametr „počet dosažených ustálení nad hranicí 15%“. Hodnocení tohoto parametru je přesně opačné než parametru předcházejícího - totiž čím menší je počet ustálení nad hranicí 15% amplitudy vůči amplitudě počáteční, tím se předpokládá lepší schopnost posturální stabilizace (Melecký, 2008). Samotné hranice 10 a 15% jsou ale pochopitelně silně závislé na míře rozkmitání plošiny během tří kroků mezi měřeními, což ovlivňuje více faktorů než měřená schopnost, a to např. mírná tolerance variability chůze probandů - především její rychlost (Lajnerová, 2010).

Dalším parametrem je průměr z ohodnocení každého signálu tzv. stupněm stability ve škále od 1 do 3. Za překonání hranice 10% je signál ohodnocen stupněm 1, za překonání hranice 15% je signál ohodnocen stupněm 2, za nedosažení hranice ani 15% je signál ohodnocen stupněm 3. Čím nižších hodnot parametr nabývá, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace.

Dle Lajnerové (2010) má největší výpovědní hodnotu o samotné schopnosti posturální stabilizace poslední z finálních parametrů, průměrná diference proti ideální

obálce. Jedná se o extrahovanou a průměrovanou obálku z dat referenčních probandů, jejichž průběhy jsou uvažovány jako ideální. Parametr je počítán jako absolutní hodnota rozdílů obálky signálů a ideální obálky. Čím nižších hodnot parametr nabývá, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace.

$$D = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{N_{up}} \sum_{i=0}^{N_{up}} |A_{IDupi} - A_{upi}| + \frac{1}{N_{low}} \sum_{j=0}^{N_{low}} |A_{IDlowj} - A_{lowj}| \right)$$

## 3 PORANĚNÍ PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU

### 3.1 Přední zkřížený vaz

Zkřížené vazy jsou jednou ze zvláštností kolenního kloubu a současně i jeho nejvýznamnějšími vazivovými stabilizátory (Bartoníček, et al., 2004). Regulují zároveň předozadní a rotační pohyb v kloubu (Hamill, et al., 2009). Jsou uloženy ve fossa intercondylaris femoris mezi dvěma listy synoviální membrány, které se na přední ploše předního zkříženého vazy spojují. Každý z vazů tvoří řada snopců různého začátku, úponu i délky. Jsou odděleny řídkým vazivem, ve kterém probíhají cévy a nervy. Označení přední a zadní není přesné, neboť je odvozeno pouze od tibiálního úponu obou vazů. Jejich femorální začátky jsou orientovány obráceně. Uspořádání vazů se během pohybu mění, základní popis vychází z nulového postavení - plné extenze (Bartoníček, et al., 2004).

Ligamentum cruciatum anterius začíná na polokruhovitém políčku ležícím v oblasti dorzální části mediální plochy zevního kondylu femuru. Zadní konvexní okraj začátku vazy těsně lemuje okraj kloubní chrupavky kondylu. Vaz směřuje šikmo dolů, vpřed a lehce mediálně. Upíná se na oválné, značně protáhlé políčko v area intercondylaris anterior. Vaz lze rozdělit na dvě části. Delší anteromediální část tvoří v plné extenzi přední a horní okraj vazy. Kratší, silnější část posterolaterální formuje v plné extenzi dorzální a spodní okraj vazy (Bartoníček, et al., 2004). Ligamentum cruciatum anterius stabilizuje koleno a zabraňuje ventrální posunu tibie proti femuru. Při vnitřní rotaci tibie proti femuru se přední zkřížený vaz obtáčí kolem zadního zkříženého vazy a více se napíná, čímž také brání nadměrné vnitřní rotaci bérce (Gross, et al., 2005). Přední zkřížený vaz v menší míře brání i silám abdukčním. Jednotlivá vlákna předního zkříženého vazy jsou zatěžována v odlišných stupních flexe, resp. extenze. Nejdůležitějším faktorem ovlivňujícím tuto vlastnost předního zkříženého vazy je typická lokalizace jeho úponů na femuru i tibií (Hart, et al., 2007). Vaz se v 90 stupňové flexi prodlouží oproti plné extenzi o 7% a jeho délka se již s další flexí nemění (Hamill, et al., 2009). Ligamentum cruciatum anterius je ve své proximální části vyživováno z arteria genus media, jejíž větvičky, probíhající jak subsynoviálně, tak v řídkém vazivu, směřují distálně a vzájemně spolu anastomozují.

Distální část vazů je živena drobnými cévami, které přicházejí k tibiálnímu úponu subsynoviálně z Hoffova tělesa. Kritické je cévní zásobení v střední části vazů u dospělých, u nichž na rozdíl od dětí lze anastomózy mezi oběma systémy jen velmi obtížně prokázat (Bartoníček, et al., 2004). Toto je zřejmě také jeden z důvodů, proč je poranění předního zkříženého vazů mnohem častější v dospělosti než v dětství a pubertě.

Tento vaz navíc obsahuje množství mechanoreceptorů, které přispívají k neuromuskulární kontrole svalového tonu v okolí kolenního kloubu a tudíž i k jeho stabilizaci (Shiraishi, et al., 1996). Přední zkřížený vaz je inervován z n. tibialis, konkrétně vlákny, které pronikají zadní částí kloubního pouzdra a běží podél drobných cév oklopujících přední zkřížený vaz (Kennedy, et al., 1982). Většina těchto nervových vláken má vazomotorickou funkci, některá z nich však obsahují následující receptory:

- a) Ruffiniho tělíska - jsou uložena na povrchu ligamenta, především v jeho femorální části, kde jsou deformace nejvýraznější.
- b) Vater-Paciniho tělíska – tato jsou uložena na tibiálním i femorálním konci předního zkříženého vazů (Haus, et al., 1990).
- c) Receptory podobné Golgiho šlachovému tělísku – nacházejí se jak u úponů vazů, tak na jeho povrchu pod synoviální membránou (Kennedy, et al., 1982).
- d) Volná nervová zakončení – jejich funkce není zcela jasná, mohou fungovat jako nociceptory, ale také mohou mít funkci lokálních efektorů s vazoaktivní funkcí (uvolňování neuropeptidů). Mohou tak hrát roli v udržování tkáňové homeostáze a případně i v remodelaci transplantátu (Haus, et al., 1990).

Aference z těchto mechanoreceptorů v předním zkříženém vazů ovlivňuje aktivitu svalů v okolí kolenního kloubu; vzniká tak fenomén, který je v anglické literatuře nazýván „ACL reflex“. Minimální čas od podráždění receptorů k produkci síly je však 110 milisekund (Krogsgaard, et al., 2002). Vezmeme-li v úvahu tuto latenci, je jasné, že tento „reflex“ nemůže sloužit jako automatický protektivní mechanismus předního zkříženého vazů (síly působící na vaz by jej během této doby s největší pravděpodobností již poškodily). Tato aference je však nezbytnou součástí optimální funkce kolenního kloubu a je zahrnuta v aktualizaci pohybového programu. U pacientů s poškozením předního zkříženého vazů vede ztráta propriocepce z receptorů uvnitř vazů k oslabení (či spíše

inhibici) čtyřhlavého stehenního svalu (Konishi, et al., 2002). Zpětná vazba z těchto proprioceptorů tedy má významný vliv na velikost maximální volní kontrakce tohoto svalu (Konishi, et al., 2003).

### **3.2 Mechanismus poranění předního zkříženého vazů**

K většině zranění dochází při sportu, postiženými jsou tedy nejčastěji aktivní lidé středního věku (Bahr, et al., 2004). Studium mechanismu zranění předního zkříženého vazů je založeno na mnoha metodologických přístupech: rozhovoru s pacienty, videoanalýze, na klinickém výzkumu (zahrnujícím zkoumání vlastního poškozeného kloubu), in vivo studiích (měření napětí nebo sil působících na ligamentum), pitvách, matematickém modelování nebo simulaci situací vedoucích k poranění nebo zkoumání „situací blízkých zranění“ (Krosshaug, et al., 2006). K přetržení předního zkříženého vazů dochází nejčastěji při sportu v situacích, které nezahrnují kontakt s další osobou (protihráčem či spoluhráčem). Tímto mechanismem dochází k 70 až 84 procentům všech zranění, a to bez ohledu na pohlaví (Boden, et al., 2000). Vlastnímu zranění často předchází změna směru pohybu spojená s decelací, výskok nebo dopad na téměř extendovanou dolní končetinu (Feagin, et al., 1985). Tyto situace často zahrnují valgózní, varózní, vnitřně či zevně rotační a posuvné síly (Boden, et al., 2000). Především posuvná síla, a to konkrétně anteriorní translace tibie se současnou flexí kolenní 20-30 stupňů, je zřejmě nejškodlivějším faktorem přispívajícím k ruptuře předního zkříženého vazů (McNair, et al., 1990).

### **3.3 Vliv poranění ACL na kontralaterální končetinu**

Značná část autorů (Ageberg, et al., 2008; Gauffin, et al., 1990; Johansson, et al., 1991; Lysholm, et al., 1998; Zatterstrom, et al., 1994) věnujících se klinickému vyšetření po poranění předního zkříženého vazů udává ovlivnění funkcí druhostranné končetiny. Dle Ageberg (2008) je neporaněná dolní končetina často používána jako kontrolní ve studiích týkajících se neuromuskulárních funkcí po poranění předního zkříženého vazů. Různé metody hodnocení těchto funkcí však ukázaly, že po poranění předního zkříženého vazů jsou postiženy obě dolní končetiny (Konishi, et al., 2007; Roberts, et al., 2000; Ageberg, 2002). Jako možné mechanismy udává Ageberg (2008) fyzickou inaktivitu, porušenou zpětnou senzoryckou vazbu z poraněného kloubu s efektem na druhostrannou končetinu

a změnu centrálních motorických programů následkem ztráty mechanoreceptorů po zranění. V následujících třech odstavcích budou popsány tyto tři navrhované mechanismy ovlivnění kontralaterální končetiny (změny propiocepce, změna centrálních programů, fyzická inaktivita).

Při poranění předního zkříženého vazů mohou být změnami propiocepce postiženy obě dolní končetiny (Gauffin, et al., 1990; Zatterstrom, et al., 1994; Lysholm, et al., 1998). Johansson (1991) jako možné důvody změny propiocepce z neporaněné dolní končetiny udává fyzickou inaktivitu po zranění (bohužel bez bližšího popisu principu) a změněnou senzickou informaci z kontralaterální končetiny. V podstatě známe dva mechanismy, jak může nastat změna somatosenzorické informace z kloubu – přímé poškození mechanoreceptorů a otok kloubu. Jelikož většina uvedených studií testovala probandy 6 a více měsíců po zranění (případně provedené plastice předního zkříženého vazů), nedá se u větší části probandů předpokládat otok kloubu, ačkoliv to v žádné z těchto prací nebylo klinickým vyšetřením vyloučeno. Roberts (2000) testoval propiocepci 2 roky po plastice předního zkříženého vazů. Nalezl snížený práh detekce pohybu do flexe z výchozích dvaceti a čtyřiceti stupňů flexe v kolenním kloubu u operované dolní končetiny, i u končetiny kontralaterální. Tato studie nijak dále nevyšetřovala funkční významnost těchto změn, přesto dobře svědčí o změněné aferentní signalizaci z neporaněné dolní končetiny, a to i v poměrně velké časové vzdálenosti (2 roky) po provedené plastice.

Konishi (2007) zkoumal efekt ruptury předního zkříženého vazů na gama smyčku čtyřhlavého stehenního svalu obou dolních končetin. Zaznamenával maximální volní kontrakci (MVC) a integrovaný elektromyogram (I-EMG) z m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. rectus femoris u osmnácti pacientů a deseti kontrolních subjektů před a po dvacetiminutové vibraci aplikované na šlachy m. quadriceps femoris. Výsledky ukázaly signifikantně odlišné MVC a I-EMG po aplikované vibraci na zraněné i nezraněné dolní končetině v porovnání s kontrolními subjekty. Jelikož vibrace této délky snižuje aferentní signály z důvodu deplece neurotransmiterů (vyšší práh dráždivosti, presynaptická inhibice) je u osob s intaktní gama smyčkou fyziologickou odpovědí snižena MVC i I-EMG. U osob, po poranění předního zkříženého vazů se však projevila na obou dolních končetinách vyšší MVC a přibližně stejná I-EMG v porovnání se stavem před aplikací vibrace, což svědčí pro změnu gama smyčky m. quadriceps femoris bilaterálně. Valeriani (1996) studoval

propriocepci a somatosenzorické evokované potenciály (SEP) po stimulaci nervus peroneus communis v oblasti kolene nad odstupem sensorických větví pro přední zkřížený vaz u devatenácti pacientů s lézí předního zkříženého vaz. Sedm z deseti pacientů, kteří měli porušenou propriocepci mělo zároveň snížený signál P27 z kortexu, zatímco mělo zachovaný signál lemniskový (P20) a spinální (N14). Zároveň měli tito pacienti fyziologickou odpověď na stimulaci tibiálního nervu v různých etážích. Tyto výsledky dle Valeriani (1996) ukazují na dysfunkci centrálního vedení signálu pro signál z nervus peroneus communis lokalizovaný nad úrovní mediálního lemnisku. S etáží změn lze jen souhlasit, dle mého názoru jsou však mnohem složitější a nejde jen o poruchu vedení signálu. Ještě upozorňujeme, že přední zkřížený vaz je inervován z n. tibialis. O tom, že poranění předního zkříženého vazu působí změny v CNS (a potažmo tedy i v tvorbě motorických programů) nás přesvědčuje i Kapreli (2009), který na základě měření funkční magnetické rezonance uvádí, že pacienti po poranění předního zkříženého vazu mají sníženou aktivaci v několika sensorimotorických oblastech a zvýšenou aktivaci ve třech odlišných oblastech mozkové kůry v porovnání s kontrolní skupinou. Přesný popis zkoumaných oblastí bohužel v práci chybí.

Přestože Johansson (1991) a Ageberg (2008) udávají jako možný důvod změny neuromuskulárních funkcí neporaněné dolní končetiny fyzickou inaktivitu, ani jedna z těchto prací tento vliv nezkoumá a ani neodkazuje na žádnou práci, která by se touto hypotézou zabývala. Ačkoliv zřejmě existují velmi racionální důvody pro její odvození, je nutné provést odpovídající studie tak, aby mohla být potvrzena.

Dle Ageberg (2008) je z těchto důvodů důležité srovnávat pacienty s kontrolní skupinou nezraněných jedinců, aby byla zajištěna přesná detekce změn po poranění předního zkříženého vaz. Dle mého názoru je vhodné tyto postupy kombinovat a v takto zaměřených studiích srovnávat tři skupiny – poraněné dolní končetiny, neporaněné dolní končetiny pacientů a dolní končetiny kontrolních subjektů. Vycházím přitom z předpokladu Wikstrom (2006) a Harrisona (1994), že dominance dolních končetin nemá na kvalitu posturální stabilizace ve stoji na jedné dolní končetině žádný vliv.

### 3.4 Vliv poranění předního zkříženého vazů na posturální stabilizaci

Poranění předního zkříženého vazů je spojeno s mechanickou instabilitou a poškozenou nervosvalovou funkcí, tudíž může vést k dalším zraněním, zvýšenému zatížení kloubu a osteoartróze. Pacienti s tímto poraněním zřejmě mají změněnou posturální stabilizaci, která se projevuje pozorovatelnými „substitučními vzory“, ale zatím nebyla nalezena klinicky použitelná metoda k jejímu testování (Trulsson, et al., 2010). Jelikož je o posturální stabilizaci i poranění předního vazů jednotlivě k dispozici nespočet publikací a vědeckých článků, budu se zde věnovat pouze článkům, které se specificky týkají tématu posturální stabilizace ve vztahu k ruptuře předního zkříženého vazů. Tyto články jsou zde řazeny dle chronologického principu.

První nám známá práce provedená Harrisonem (1994) testovala u vzorku 17 pacientů a 78 kontrolních subjektů vztahy mezi posturální stabilizací, dominancí dolních končetin a stavem po rekonstrukci předního zkříženého vazů. Výsledky neukázaly žádné signifikantní rozdíly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou u kontrolních subjektů ani mezi operovanou a neoperovanou dolní končetinou u pacientů, a to jak při testování se zrakovou kontrolou, tak s jejím vyloučením (Harrison, et al., 1994). Práce bohužel vůbec neporovnává posturální stabilizaci u operovaných a neoperovaných probandů (podle tabulek zveřejněných v článku se lze domnívat, že rozdíly by nebyly statisticky významné). V závěru autoři pokládají zásadní otázku, zda je testování statické rovnováhy vhodným indikátorem funkčních limitů po provedené plastice předního zkříženého vazů.

O'Connell (1998) v provedl výzkum u skupiny patnácti pacientů s rupturou předního zkříženého vazů bez provedené plastiky a skupiny patnácti kontrolních subjektů posturální stabilizaci v různých podmínkách (stoj na obou či jedné dolní končetině, zavřené či otevřené oči). Ve výsledku se autoři shodovali s výše uvedenou prací. Výzkum však doplnili o testování posturální stabilizace na balanční plošině tvaru kulové úseče (přesný popis lze v práci najít), která se osvědčila při testování u funkční instability hlezna (FAI). Ani v tomto případě však nenalezli mezi testovanými skupinami významné rozdíly, a proto v diskusní části naznačují, že buď v organismu existují dostatečné kompenzační mechanismy pro chybějící propriocepci z předního zkříženého vazů, nebo jsou dané změny



natolik diskrétní, že se je provedeným měřením nepodařilo rozpoznat (O'Connell, et al., 1998). Dle mého názoru je nešťastné použití stejné metody pro testování po zranění hlezenního a kolenního kloubu. Zatímco u funkční instability hlezna je tato metoda cílená na oblast postižení, v případě ruptury předního zkříženého vazy nejsou na místo poranění kladeny vysoké nároky.

Lysholm v roce 1998 provedl výzkum s 22 pacienty, kteří byli v průměru 5 let po zranění předního zkříženého vazy. Tyto srovnával v testu posturální stabilizace na válcové úseči s 20 dobrovolníky. Pohyb na válcové úseči byl umožněn pouze v sagitální ose. Při fixované úseči byly patrné rozdíly mezi zraněnou a druhostrannou končetinou uvnitř skupiny pacientů, ale pouze při testování se zrakovou kontrolou. Výrazné rozdíly byly rovněž mezi zraněnou DK pacientů a DKK kontrolní skupiny. Rozdílně se jevil i stoj na nepostižené DK pacientů a DKK kontrolní skupiny, avšak pouze při testování bez zrakové kontroly. V testování s volnou úsečí se bohužel práce omezila jen na testování stoje na dvou nohách, při kterém autoři našli rozdíly mezi skupinami při provedení se zrakovou kontrolou, nikoliv však s jejím vyloučením (Lysholm, et al., 1998). Tato práce dobře ilustruje inkoherenci výsledků – některé testy jsou pozitivní jen se zrakovou kontrolou a nikoliv bez ní, jiné naopak jen bez zrakové kontroly. Takové výsledky neumožnily Lysholmovi formulování jasného závěru. Jelikož se práce zabývala testováním v různých podmínkách (stoj na jedné – na dvou dolních končetinách, zraková kontrola – vyloučení zrakové kontroly, fixovaná úseč – volná úseč), je s podivem, že nezahmuje testování na volné úseči ve stoji na jedné dolní končetině, kde by se nechali předpokládat nejvýraznější rozdíly mezi skupinami.

Hoffman (1999) se zaměřil na rozdíly v dynamické rovnováze mezi pacienty po plastice předního zkříženého vazy a kontrolní skupinou. Nejdříve probandi absolvovali stoj na jedné noze na stabilometrické plošině ve statických podmínkách, kde byla stabilizace u obou skupin obdobná. Pro měření dynamické rovnováhy byla procedura následující: Účastník stál ve stejné poloze, po 8-12 vteřinách mu byl elektricky stimulován n. tibialis, což mělo za následek kontrakci m. triceps surae a posun těžiště těla posteriorně. Pacienti pro opětovné získání rovnovážné polohy potřebovali delší časový úsek než jedinci z kontrolní skupiny. Mezi operovanou/neoperovanou končetinou žádné rozdíly zjištěny nebyly (Hoffman, et al., 1999). Na tomto výzkumu je pozitivní to, že se výše uvedení autoři

snažili o vytvoření obtížnější posturální úlohy. Zvolená stimulace n. tibialis se však z dnešního pohledu jeví velmi nevhodně jednak proto, že jde o metodu invazivní, a také proto, že dobře nesimuluje podmínky běžného života.

Rozdíly mezi zraněnou a nezraněnou dolní končetinou při stožení na jedné noze s vyloučením zrakové kontroly našel také Okuda (2005). Tato diference však nebyla patrná při otevřených očích. V této práci byla použita jako rozhodná hladina významnosti  $P=0,0001$ . Při použití hladiny významnosti  $P=0,05$  (kterou používaly ostatní zde zmiňované studie) by odvozené závěry byly odlišné a ukazovaly by diferenci mezi zraněnou a nezraněnou dolní končetinou v podmínkách se zrakovou kontrolou i s jejím vyloučením.

O využití nových rehabilitačních přístrojů v diagnostice posturální stabilizace se snažila také Alonso (2009), konkrétně šlo o využití Biodex Balance System (popis zařízení je v dané práci k dispozici). Srovnávali v něm tři skupiny – fotbalisty s předchozím poraněním předního zkříženého vazy, zdravé fotbalisty a skupinu nesportujících. Tito autoři zjistili menší výchylky těžiště (a tedy lepší posturální stabilizaci) u operované dolní končetiny než u neoperované (Alonso, et al., 2009). Dle mého názoru toto zjištění ukazuje, že Biodex Balance System je zařízení specificky zaměřené na oblast hlezenních kloubů (i když je s oblibou používáno k rehabilitaci po ruptuře předního zkříženého vazy). Testuje tedy spíše kvalitu náhradních stereotypů posturální stabilizace v této oblasti než funkční omezení kolenního kloubu. Souhrn výše popsaných studií přinášíme pro přehlednost v následující tabulce 2.

**Tabulka 2 Vliv poranění předního zkříženého vazů na stabilizaci stoji**

Autor	Rozdíly mezi ACL skupinou a kontrolní skupinou			
	2 ZK	2 BZK	Postižená DK/kontrolní sk.	
			1 ZK	1 BZK
Alonso <sup>2</sup> (2009)	0	0	A*	0
Harrison (1994)	0	0	0	0
Hoffman (1999)	0	0	N	0
Hoffman <sup>1</sup> (1999)	0	0	A	0
<i>Lysholm (1998)</i>	N	N	A	A
<i>Lysholm<sup>2</sup>(1998)</i>	A	N	0	0
<i>O`Connel (1998)</i>	0	0	N	N
<i>O`Conne<sup>2</sup>(1998)</i>	N	N	A	A
Okuda (2005)	N	A	N	A
Shiraishi (1996)	0	0	A	0
	Nepostižená DK/kontrolní sk.		Rozdíly mezi DK uvnitř ACL skupiny	
	1 ZK	1 BZK	1 ZK	1 BZK
Alonso <sup>2</sup> (2009)	0	0	A*	0
Harrison (1994)	0	0	N	N
Hoffman (1999)	N	0	N	0
Hoffman <sup>1</sup> (1999)	A	0	N	0
<i>Lysholm (1998)</i>	N	A	A	N
<i>Lysholm<sup>2</sup>(1998)</i>	0	0	0	0
<i>O`Connel (1998)</i>	N	N	N	N
<i>O`Conne<sup>2</sup>(1998)</i>	N	A	A	A
Okuda (2005)	N	N	N	A
Shiraishi (1996)	0	0	0	0

Legenda: 1 – stoj na jedné dolní končetině, 2 – stoj na dvou dolních končetinách, ZK – stoj se zrakovou kontrolou, BZK – stoj bez zrakové kontroly, 0 = netestováno, A – statisticky signifikantní rozdíly, N – nejsou statisticky signifikantní rozdíly, \* - větší stabilita na postižené DK, <sup>1</sup> – testování s pertubací, <sup>2</sup> – testování na balanční úseči. Kurzívou jsou značeny práce, u kterých byl proveden výzkum u pacientů bez provedené plastiky předního zkříženého vazů.

## **4 CÍLE PRÁCE**

### **4.1 Cíl práce**

Cílem práce je zjištění, zda je úroveň schopnosti posturální stabilizace u osob s poraněním předního zkříženého vazů v anamnéze při provokačním testu „4 kroky – stoj na jedné noze“ na posturomedu odlišná od ostatních osob. Otázka, na kterou jsem se v této práci snažil odpovědět, je: „Je schopnost posturální stabilizace změněna u osob s rupturou předního zkříženého vazů?“.

### **4.2 Úkoly práce**

1. Provést literární rešerši
2. Stanovit metodický postup
3. Provést měření a sebrat data
4. Analyzovat data
5. Vyhodnotit a následně interpretovat data

### **4.3 Hypotézy práce**

Na základě studia odborné literatury a vlastních zkušeností jsem formuloval tři hypotézy (nenulové):

H1: Schopnost stabilizace při stožení na jedné noze je horší na postižené dolní končetině ve srovnání s osobami bez ruptury předního zkříženého vazů.

H2: Schopnost posturální stabilizace na „nepostižené“ dolní končetině je horší ve srovnání s osobami bez ruptury předního zkříženého vazů.

H3: Schopnost stabilizace při stožení na jedné noze je horší na postižené dolní končetině ve srovnání s druhostrannou dolní končetinou.

## **5 METODIKA PRÁCE**

### **5.1 Metodologický princip**

Diplomová práce byla zpracována formou analyticko-komparativní studie, jednalo se o klinické testování v rámci dvou skupin s dostupným výběrem jedinců. V teoretické části jsou shrnuty poznatky o poranění předního zkříženého vazů, posturální stabilizaci a vlivu poranění předního zkříženého vazů na schopnost posturální stabilizace, získané především z článků v odborných periodících. K získání těchto článků jsem použil online databáze PubMed, Ovid a EBSCO prostřednictvím online informační brány Univerzity Karlovy v Praze.

Ve výzkumné části práce bylo provedeno měření na posturomedu při testu „čtyři kroky – stoj na jedné noze“. Naměřené hodnoty byly rozděleny do tří skupin – posturální stabilizace na dolní končetině s rupturou předního zkříženého vazů, posturální stabilizace na druhostranné končetině u probandů s rupturou předního zkříženého vazů a posturální stabilizace na dolních končetinách u osob bez ruptury předního zkříženého vazů. Následně byla provedena komparace jednotlivých skupin.

### **5.2 Výzkumný soubor**

Výzkumu se zúčastnilo 20 osob, z tohoto počtu jich bylo pět vyřazeno, jelikož nesplňovali vstupní kritéria. Testování se zúčastnilo zbylých 15 probandů z řad studentů fyzioterapie na UK FTVS ve věku 21-30 let. Z tohoto počtu bylo 10 osob s rupturou předního zkříženého vazů. Do výzkumu byly zahrnuty jen osoby 12 a více měsíců po provedené plastice předního zkříženého vazů (průměrná doba od provedené operace byla 30 měsíců). Zbytek probandů tvořil kontrolní skupinu (jelikož jsme testovali každou dolní končetinu zvlášť, je počet osob v kontrolní skupině poloviční). Do studie byli zahrnuti účastníci bez ohledu na pohlaví, průměrný věk byl 24,4 roku, průměrná váha 73,3 kg, průměrná výška 176 cm a průměrný body mass index 23,37. Účast v testování byla dobrovolná, všichni probandi před vstupem do studie podepsali informovaný souhlas. Žádný z probandů neměl v době měření aktuální onemocnění. Všichni účastníci měli předchozí praktické zkušenosti s chůzí a stojem na posturomedu (z praktických lekcí během

studia s MUDr. Raševem, z rehabilitace po poranění předního zkříženého vazů, z individuálního cvičení ve fitness zařízeních). Dle anamnézy žádný účastník neměl předchozí poranění páteře, interní či neurologické onemocnění, subjektivní potíže s rovnováhou a netrpěl bolestivou poruchou pohybového aparátu. Anamnestické vyšetření odhalilo v jednom případě zlomeninu zevního kotníku s poraněním ligamentózního aparátu s následnými epizodami givng way, což vedlo k nezahnutí do studie. U všech probandů byl proveden anterior drawer test, Rombergův stoj III. a Fukuda-Unterberger test. První dva jmenované testy byly ve všech případech negativní, Fukuda-Unterberger test byl pozitivní ve dvou případech, což vedlo k vyloučení ze studie pro nesplnění vstupních kritérií. Vyšetření stoje aspekci odhalilo hrubou odchylku v konfiguraci segmentů v jednom případě, jednalo se o výraznou valgozitu kolenních kloubů, která při bližším vyšetření byla spojena s bilaterálním plochonožím a silným hypertonem mm. gastrocnemii. Tento proband byl ze studie vyřazen. Jedna osoba nebyla do studie zahrnuta pro oboustranné postižení předního zkříženého vazů a současnou pozitivitu Fukuda-Unterberger testu.

### **5.2.1 Vstupní kritéria**

Vstupní kritéria studie byla následující:

1. negativní anterior drawer test
2. negativní zkouška Rombergova stoje III.
3. negativní Fukuda-Unterberger test
4. žádné hrubé odchylky v konfiguraci segmentů těla
5. žádné akutní onemocnění
6. žádná akutní či chronická bolest
7. žádné neurologické onemocnění
8. žádné interní onemocnění
9. žádné vážné poranění páteře či jiné poranění dolních končetin v anamnéze

### **5.3 Měřené proměnné, použité techniky**

Všem účastníkům byla odebrána anamnéza, abychom vyloučili další stavy, které by mohli ovlivnit výsledek testování (např. funkční instabilita hlezna, diabetes mellitus, vertigo, blokáda atlantookcipitálního skloubení, chronické degenerativní bolesti zad, stavy

po poranění hlavy, stav po CMP, mozečkové poruchy, vestibulární deficity, periferní neuropatie, amputace atd.). V procesu odebírání anamnézy jsem rovněž zjišťoval dobu od úrazu a dobu od provedené rekonstrukce předního zkříženého vazů. Dále pak všichni probandi absolvovali provokační test „4 kroky – stoj na jedné noze“ na posturomedu.

#### **5.4 Technické vybavení pro výzkum**

Měření zaznamenával mikroelektromechanický akcelerometr typu A dodávaný firmou Haider Booswing, jenž byl umístěn na spodní straně plošiny posturomedu, a to přímo uprostřed tak, aby výchylky v anterioposteriorním směru znázorňovala osa Y a výchylky v mediolaterálním směru osa X. Tento akcelerometr byl přes Messbox 120 připojen k počítači pomocí univerzální sériové sběrnice. Záznam měření byl zpracován v programu Microswing v modu „Stand-Schritt-Stand Messung“ od firmy Haider Bioswing.

#### **5.5 Provedení testování**

Provokační test byl proveden na katedře fyzioterapie UK FTVS. Každý proband absolvoval test samostatně, bez možnosti sledovat provedení testu u jiné testované osoby. Test byl před začátkem měření předveden, poté všichni probandi absolvovali vlastní test, na každou dolní končetinu 10×.

Jedná se o diagnostický test na plošině posturomedu, kdy se probandi snaží ustálit rozkmitanou plošinu posturomedu po provedení čtyř kroků na plošině pod dobu 10 vteřin, tento postup se opakuje 10krát. Vždy jsme jako první testovali levou dolní končetinu. Pozice při stožení na jedné noze je standardní - nohy na plošině jsou od sebe vzdáleny na poloviční vzdálenost délky chodidla, stojná dolní končetina je v plné extenzi, druhostranná dolní končetina je 10-15 cm nad plošinou, v hlezenním kloubu je držena dorzální flexe a je dodrženo osové postavení všech segmentů této dolní končetiny. Horizontální osy ve výšce boků a ramen by po celou dobu tlumení kmitání plošiny probandem měly být rovnoběžné, hlava je držena zpříma a proband hledí v úrovni očí před sebe. MUDr. Rašev běžně k diagnostice používá test „tři kroky stoj“, který však pro naše účely nebyl použitelný, jelikož hodnotí posturální stabilitu probanda jak celek bez možnosti odlišit od sebe levou a pravou dolní končetinu (důvodem je program, ve kterém se test zaznamenává). K testování

byl použit posturomed od firmy Haider Bioswing, na kterém byl nastaven maximální stupeň volnosti. Jelikož je tento test poměrně náročný, hrozí zvýšené riziko pádů. V případě takové hrozby bylo dovoleno opřít se na krátký okamžik (maximálně jednu vteřinu) horní končetinou o zábradlí posturomedu, aniž by se test přerušil. V případě pádu nebo opakovaného či delšího nežádoucího kontaktu s posturomedem byl test přerušen a opakován. Mým úkolem při testování bylo sledovat provedení testu, v případě nutnosti slovně korigovat probandy a při druhé, třetí a čtvrté změně vždy zmáčknout tlačítko tak, aby při třetím stisku začal akcelerometr zaznamenávat provedení testu.

## 5.6 Zpracování a analýza dat

Během provedených měření byl pohyb plošiny posturomedu zaznamenán v programu Microswing 5.0 v módu Stand-Schritt-Messung a analyzován v programu Posturomed Commander for Windows, konkrétně se jedná o 2D akcelerometrická data – 10 měření na ose X a 10 měření na ose Y, jeden soubor tedy obsahuje 20 signálů a 7 vypočítaných hodnot, jednu pro každý parametr. Takto získaná data byla uložena do tabulkového procesoru Microsoft Excel a dále statisticky zpracovány v programu Statgraphics plus for Windows a v české trialové verzi programu Statistica 9. Pro grafické zobrazení dat jsme použili krabicové grafy s anténami s vyznačením případných odlehlých a extrémních hodnot, pro porovnání posturální stabilizace na operované dolní končetině, neoperované dolní končetině a dolních končetinách jsem použil párový t-test (tento test tedy byl proveden tři dvojice skupin). V tomto případě by se dala využít i analýza rozptylu, jelikož nám však jde o srovnání jednotlivých dvojic populací, použili jsme dvouvýběrový t-test. Jelikož provedení t-testu předpokládá stejný rozptyl obou výběrů, byl tento předpoklad ověřen provedením F-testu, pokud F-test odhalil odlišnosti v rozptylu, byl proveden modifikovaný t-test pro dva výběry s nesterjým rozptylem (tuto operaci a výběr vhodného t-testu provádí program Statgraphics plus for Windows automaticky). V práci jsme použili konvenční hladinu významnosti  $\alpha = 0,05$ .



## 6 VÝSLEDKY

Jak již bylo uvedeno výše, na základě studia odborné literatury byly vysloveny tři hypotézy:

H1: Schopnost stabilizace při stožení na jedné noze je horší na postižené dolní končetině ve srovnání s osobami bez ruptury předního zkříženého vazy.

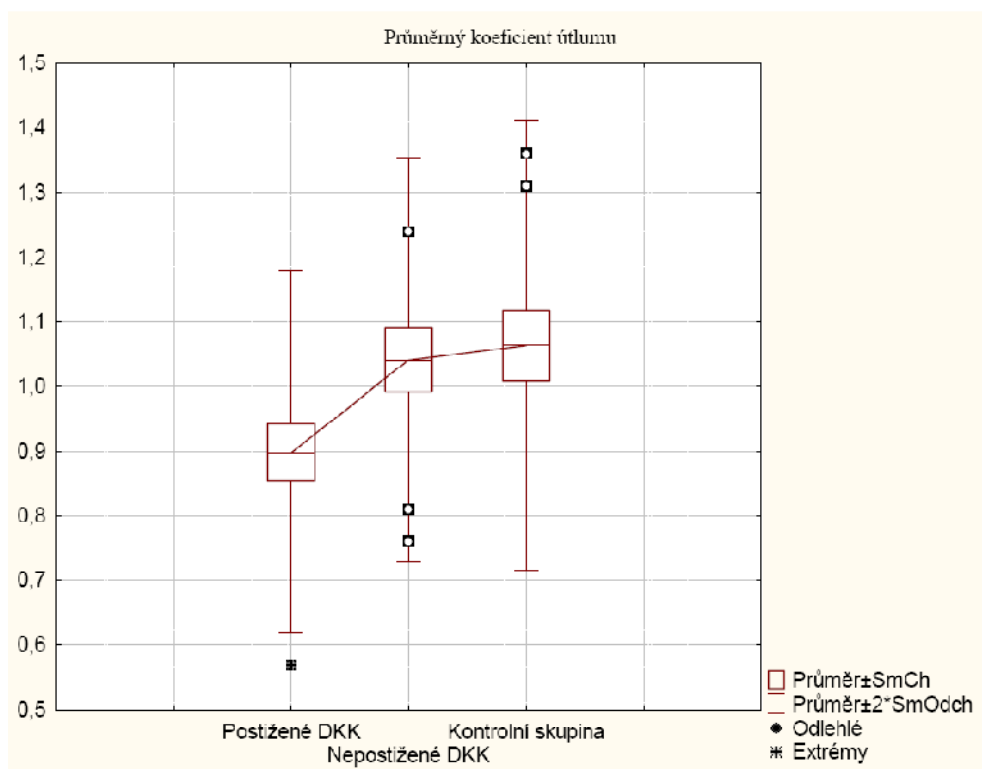
H2: Schopnost posturální stabilizace na „nepostižené“ dolní končetině je horší ve srovnání s osobami bez ruptury předního zkříženého vazy.

H3: Schopnost stabilizace při stožení na jedné noze je horší na postižené dolní končetině ve srovnání s druhostrannou dolní končetinou.

Každou z těchto hypotéz jsme pomocí t-testu ověřovali pro všech sedm parametrů získaných při měření na plošině posturomedu v programu, pokud se hypotéza nepotvrdila, přistoupili jsme k testování hypotézy alternativní (opačné). K vizualizaci dat jsme použili krabicové grafy s anténami, v nichž jsou zároveň vyznačeny případné odlehlé a extrémní hodnoty. Přesný popis parametrů je v kapitole 2.5.4, v následujícím textu pro přehlednost uvedeme, jaký je způsob hodnocení daného parametru, jelikož někdy nižší hodnota znamená lepší předpokládanou posturální stabilizaci a jindy je hodnocení parametru opačné.

## 6.1 Průměrný koeficient útlumu

Čím vyšších hodnot parametr nabývá, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace. Z následujícího grafu můžeme vyčíst, že nejvyšší průměrné hodnoty parametr nabývá u kontrolní skupiny a nejnižší u skupiny postižených DKK. V grafu je zobrazena jedna extrémní hodnota u probanda ze skupiny postižené DKK, jedná se o hodnotu 0,57, po kontrole průběhu signálů tuto hodnotu ponecháváme jako fakticky správnou.

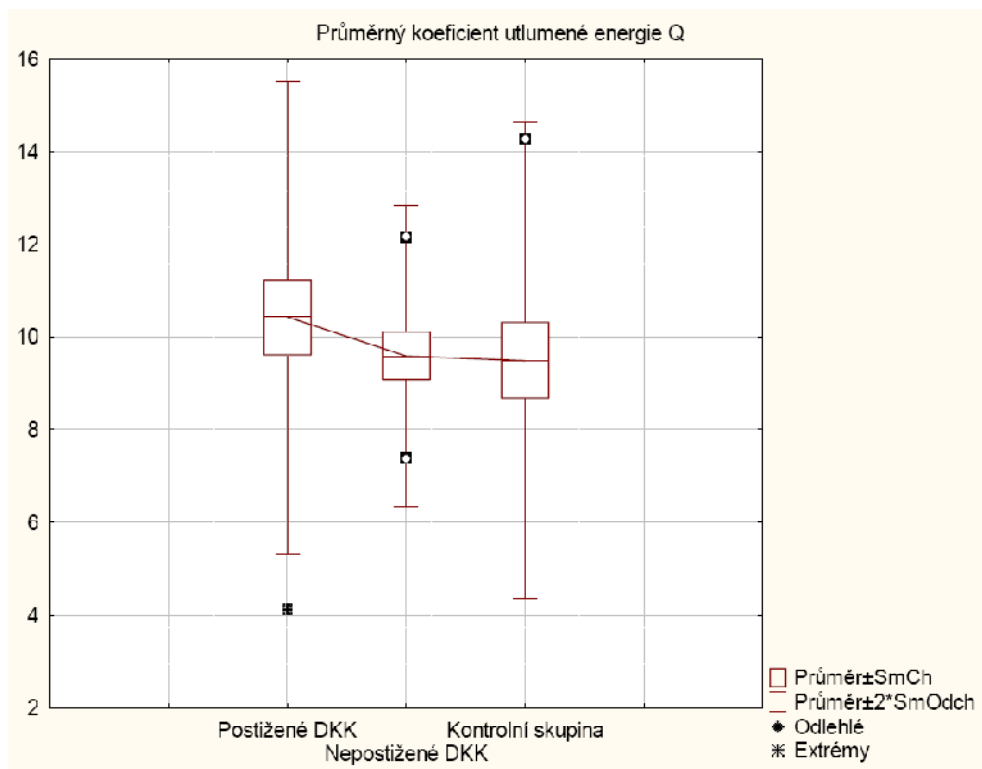


Obrázek 3 Srovnání průměrného koeficientu útlumu

Dané hypotézy jsme testovali pomocí t-testu, pro hypotézu, že průměrný koeficient útlumu nabývá vyšších hodnot u kontrolní skupiny než u skupiny s plastikou předního zkříženého vazy je  $t = -2,331$ , interval spolehlivosti je  $-0,314$  až  $-0,016$ , což svědčí pro přijetí hypotézy při hladině pravděpodobnosti  $P = 0,016$ . Pro hypotézu nepostižené DKK > kontrolní skupina je  $t = -0,297$ , interval spolehlivosti je  $-0,178$  až  $0,134$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu nepostižené DKK > postižené DKK je  $t = -2,156$ , interval spolehlivosti je  $-0,282$  až  $-0,004$ , což svědčí pro přijetí hypotézy při hladině pravděpodobnosti  $P = 0,023$ .

## 6.2 Průměrný koeficient utlumené energie Q

Nižší hodnoty tohoto parametru ukazují na lepší předpokládanou schopnost posturální stabilizace. Nejvyšší průměrná hodnota je u skupiny postižených DKK, nejnižší u kontrolní skupiny. Opět můžeme vidět jednu extrémní hodnotu u probanda ze skupiny postižené DKK (jedná se o jinou osobu, než u které byla zjištěna extrémní hodnota u předchozího parametru). Při použití vzorce pro výpočet (kapitola 2.5.4) tohoto parametru jsme zjistili, že při průměrném koeficientu útlumu musí tato hodnota být způsobena nižší frekvencí kmitů a tedy delším trváním periody. Při vizuální kontrole signálů z provedeného měření jsme odhalili, že program neidentifikoval několik velmi nízkých lokálních minim a maxim, což vedlo k výpočtu delší doby periody.



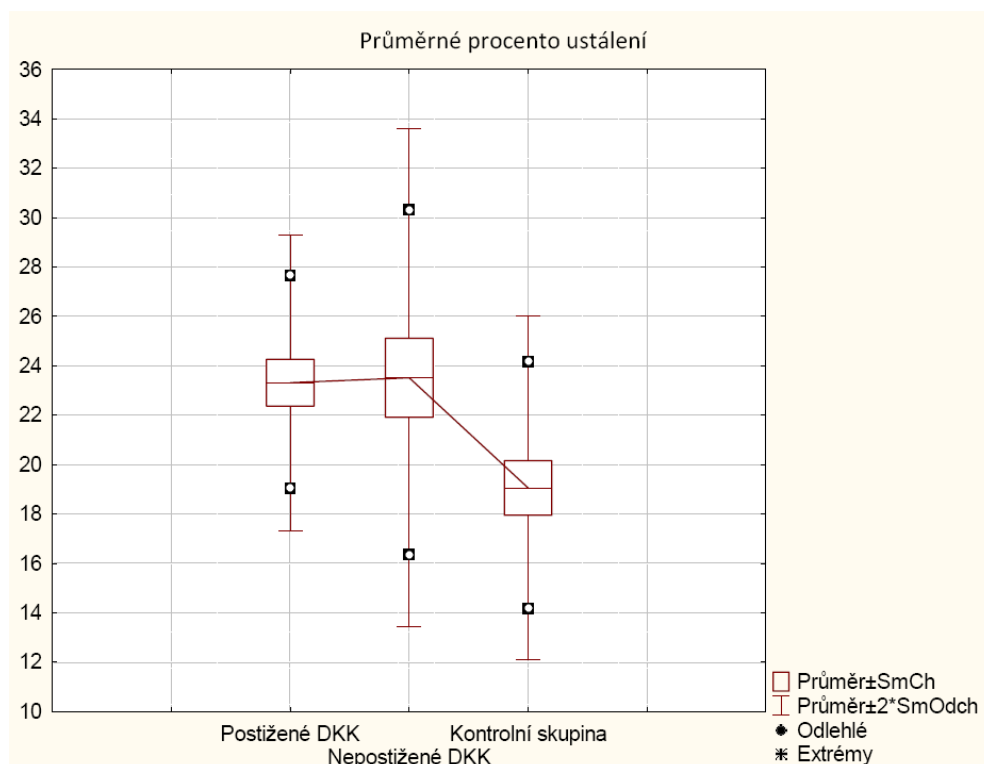
Obrázek 4 Srovnání průměrného koeficientu utlumené energie Q

Tuto hodnotu jsme tedy považovali za chybnou a pro další analýzu jsme ji nahradili průměrnou hodnotou dané subpopulace, tedy průměrnou hodnotou průměrného koeficientu Q u skupiny postižených DKK. Pro hypotézu, že průměrný koeficient utlumené energie nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u postižených DKK, je  $t = 1,804$ , interval spolehlivosti je  $-0,321$  až  $3,585$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami

signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrný koeficient utlumené energie nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u nepostižených DKK, je  $t = -0,102$ , interval spolehlivosti je  $-2,117$  až  $1,921$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrný koeficient utlumené energie nabývá nižších hodnot u nepostižených DKK než u postižených DKK, je  $t = 2,358$ , interval spolehlivosti je  $0,168$  až  $2,900$ , což svědčí pro přijetí hypotézy při hladině pravděpodobnosti  $P = 0,015$ . Pro úplnost uvádíme, že při ponechání extrémní hodnoty probanda ze skupiny postižených DKK by pro hypotéza H1 ani hypotéz H3 nebyla potvrzena.

### 6.3 Průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě

Nižší hodnoty tohoto parametru ukazují na lepší předpokládanou schopnost posturální stabilizace. Z následujícího grafu můžeme vyčíst, že nejvyšší průměrné hodnoty parametr nabývá u skupiny nepostižených DKK a nejnižší u kontrolní skupiny. Graf neobsahuje žádné extrémní hodnoty, obsahuje šest odlehlých hodnot, které jsou vždy symetricky vzdáleny od průměru dané skupiny.

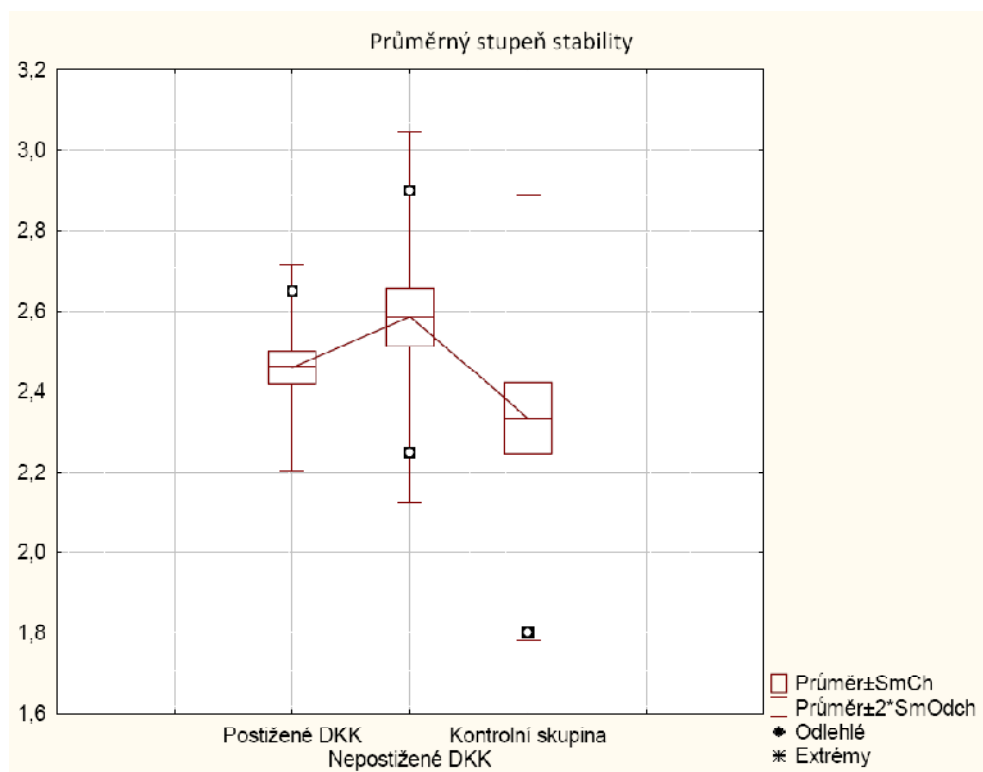


Obrázek 5 Srovnání průměrného procenta ustálení

Pro hypotézu, že průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u postižených DKK, je  $t = 2,932$ , interval spolehlivosti je 1,208 až 7,312, což svědčí pro přijetí hypotézy na hladině pravděpodobnosti  $P = 0,004$ . Pro hypotézu, že procento ustálení vůči maximální amplitudě nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u nepostižených DKK, je  $t = 2,299$ , interval spolehlivosti je 0,386 až 8,536, což svědčí pro přijetí hypotézy na hladině pravděpodobnosti  $P = 0,017$ . Pro hypotézu, že průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě nabývá nižších hodnot u nepostižených DKK než u postižených DKK, je  $t = -0,108$ , interval spolehlivosti je  $-4,101$  až  $3,699$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl.

#### 6.4 Průměrný stupeň stability

Čím nižších hodnot parametr nabývá, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace. Na následujícím grafu vidíme, že nejvyšší průměrné hodnoty parametr nabývá u skupiny nepostižených DKK a nejnižší u kontrolní skupiny. Nejsou zobrazeny žádné extrémní hodnoty.

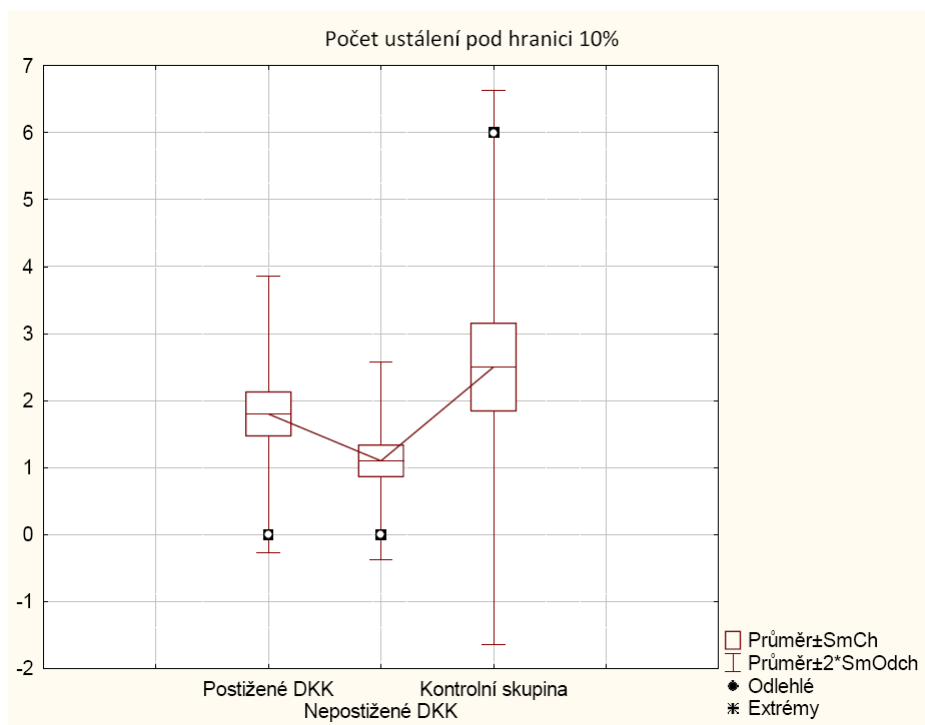


Obrázek 6 Srovnání průměrného stupně stability

Pro hypotézu, že průměrný stupeň stability nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u postižených DKK, je  $t = 1,294$ , interval spolehlivosti je  $-0,084$  až  $0,334$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrný stupeň stability nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u nepostižených DKK, je  $t = 2,197$ , interval spolehlivosti je  $0,011$  až  $0,490$ , což svědčí pro přijetí hypotézy na hladině významnosti  $P = 0,020$ . Pro hypotézu, že průměrný stupeň stability nabývá nižších hodnot u nepostižených DKK než u postižených DKK, je  $t = -1,501$ , interval spolehlivosti je  $-0,299$  až  $0,049$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl.

## 6.5 Průměrný počet ustálení pod hranici 10%

Vyšší hodnoty tohoto parametru ukazují na lepší předpokládanou schopnost posturální stabilizace. Při srovnání průměrů zjistíme, že nejvyšších hodnot nabývá parametr u kontrolní skupiny, nejnižší pak u skupiny nepostižených DKK. Upozorňujeme na výrazně vyšší směrodatnou odchylku (a tedy i rozptyl) u kontrolní skupiny, což vedlo k použití t-testu pro dva výběry s nesterjým rozptylem.

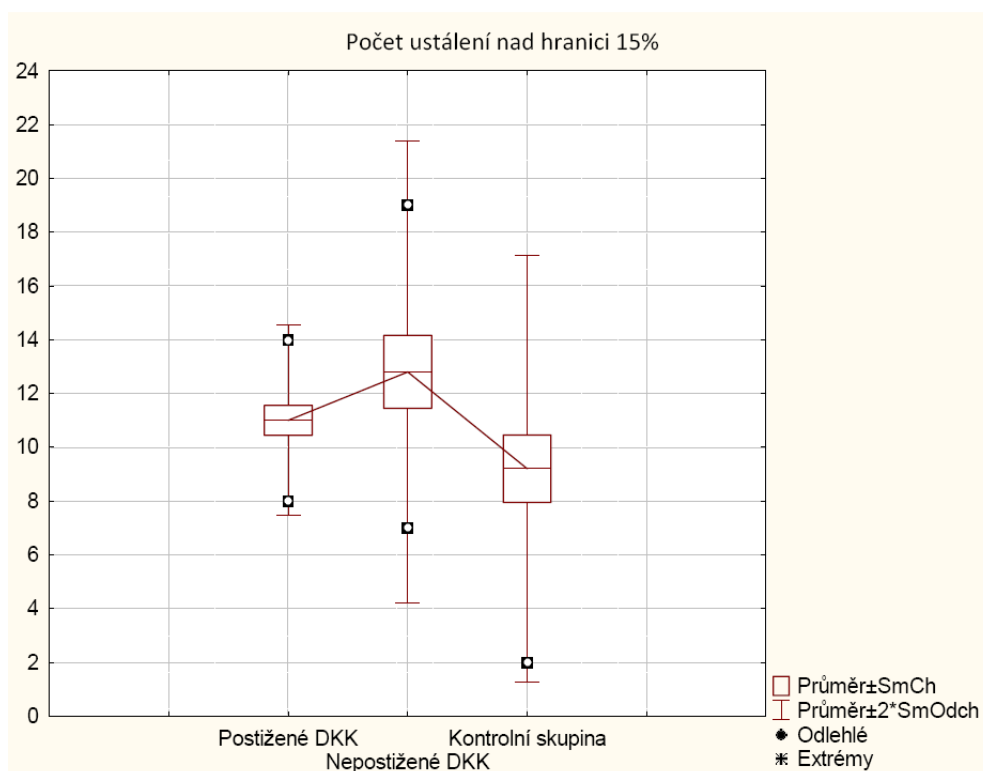


Obrázek 7 Srovnání průměrného počtu ustálení pod 10%

Pro hypotézu, že průměrný počet ustálení pod 10% nabývá vyšších hodnot u kontrolní skupiny než u postižených DKK, je  $t = -0,958$ , interval spolehlivosti je  $-2,235$  až  $0,836$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrný počet ustálení pod 10% nabývá vyšších hodnot u kontrolní skupiny než u nepostižených DKK, je  $t = -2,016$ , interval spolehlivosti je  $-2,924$  až  $0,124$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrný počet ustálení pod 10% nabývá vyšších hodnot u nepostižených DKK než u postižených DKK, je  $t = 1,744$ , interval spolehlivosti je  $-0,143$  až  $1,543$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl.

## 6.6 Počet ustálení nad hranici 15%

Čím nižších hodnot parametr nabývá, tím lepší se předpokládá schopnost posturální stabilizace. Při srovnání průměrů zjistíme, že nejvyšších hodnot nabývá parametr u nepostižených DKK, nejnižší pak u kontrolní skupiny. Směrodatná odchylka je u kontrolní skupiny a skupiny nepostižených DKK vyšší než u skupiny postižených DKK.

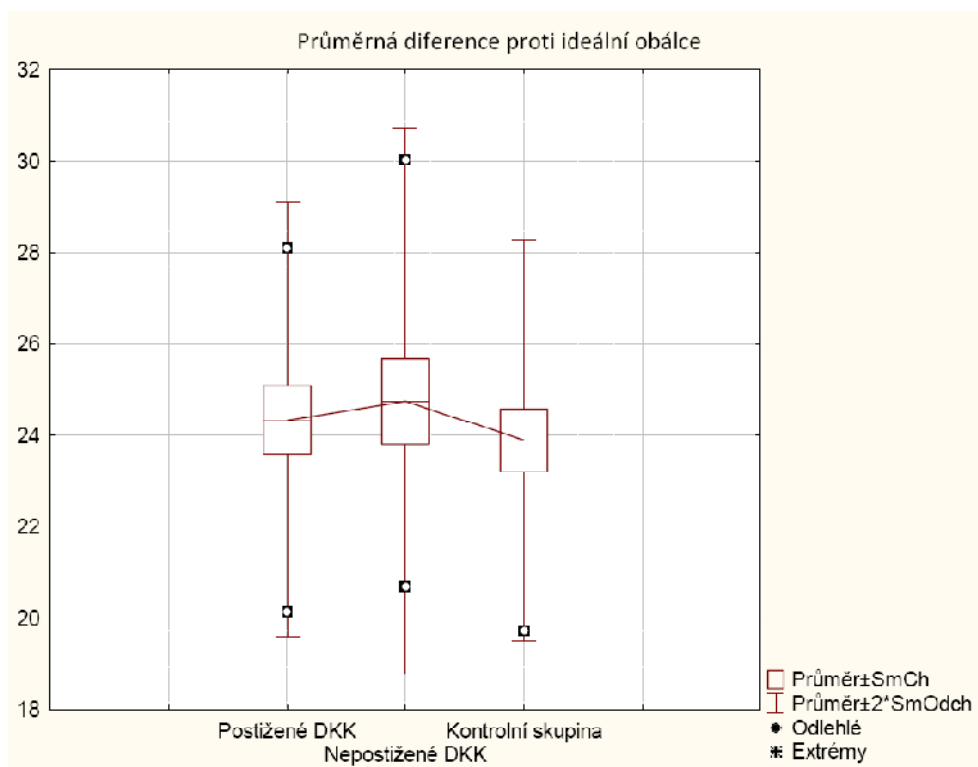


Obrázek 8 Srovnání průměrného počtu ustálení nad 15%

Pro hypotézu, že průměrný počet ustálení nad 15% nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u postižených DKK, je  $t = 1,311$ , interval spolehlivosti je  $-1,179$  až  $4,779$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrný počet ustálení nad 15% nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u nepostižených DKK, je  $t = 1,949$ , interval spolehlivosti je  $-0,282$  až  $7,482$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrný počet ustálení nad 15% nabývá nižších hodnot u nepostižených DKK než u postižených DKK, je  $t = -1,227$ , interval spolehlivosti je  $-4,99$  až  $1,397$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl.

## 6.7 Průměrné difference proti ideální obálce

Nižší hodnoty tohoto parametru ukazují na lepší předpokládanou schopnost posturální stabilizace. Z následujícího grafu vidíme, že tento parametr nabývá u všech třech skupin téměř shodných průměrných hodnot, jednotlivé skupiny navíc mají i podobné směrodatné odchylky.



Obrázek 9 Srovnání průměrné difference proti ideální obálce



Pro hypotézu, že průměrná diference proti ideální obálce nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u postižených DKK, je  $t = 0,435$ , interval spolehlivosti je  $-1,705$  až  $2,595$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrná diference proti ideální obálce nabývá nižších hodnot u kontrolní skupiny než u nepostižených DKK, je  $t = 0,734$ , interval spolehlivosti je  $-1,598$  až  $3,314$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl. Pro hypotézu, že průměrná diference proti ideální obálce nižších hodnot u nepostižených DKK než u postižených DKK, je  $t = -0,342$ , interval spolehlivosti je  $-2,947$  až  $2,121$ , jelikož interval obsahuje nulu, není mezi těmito skupinami signifikantní rozdíl.

## 6.8 Souhrn výsledků

Hypotéza, že schopnost stabilizace při stožení na jedné noze je horší na postižené dolní končetině ve srovnání s osobami bez ruptury předního zkříženého vazy, se potvrdila u parametrů „průměrný koeficient útlumu“ a „průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě“. Hypotéza, že schopnost posturální stabilizace na „nepostižené“ dolní končetině je horší ve srovnání s osobami bez ruptury předního zkříženého vazy, se potvrdila u parametrů „průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě“ a „průměrný stupeň stability“. Hypotéza, že schopnost stabilizace při stožení na jedné noze je horší na postižené dolní končetině ve srovnání s druhostrannou dolní končetinou, se potvrdila u parametrů „průměrný koeficient útlumu“ a „průměrný koeficient utlumené energie Q“.

V ostatních případech nejsou rozdíly v daných parametrech mezi jednotlivými skupinami signifikantní, z alternativních (opačných) hypotéz se tedy nepotvrdila žádná.

**Tabulka 3 Výsledky t-testů pro přijetí jednotlivých hypotéz**, kurzívou jsou označeny parametry, které navrhuje vyloučit (viz. kapitola 6.9)

	Hypotéza 1	Hypotéza 2	Hypotéza 3
Průměrný koeficient útlumu	ANO	–	ANO
Průměrný koeficient utlumené energie Q	–	–	ANO
Průměrné procento ustálení vůči max. a.	ANO	ANO	–
Průměrný stupeň stability	–	ANO	–
<i>Počet ustálení pod hranici 10%</i>	–	–	–
<i>Počet ustálení nad hranici 15%</i>	–	–	–
Průměrné diference proti ideální obálce	–	–	–


## 6.9 Korelace jednotlivých parametrů

Při studiu teoretických základů a definic jednotlivých parametrů jsme nabyli přesvědčení, že některé dvojice parametrů jsou podobně definovány a mohou tedy nést o probandech podobnou informaci. Rozhodli jsme se tedy vytvořit korelační matici jednotlivých parametrů, abychom dostali představu, nakolik jsou na sobě jednotlivé parametry závislé. Tato korelační matice byla počítána pro všechny tři skupiny probandů dohromady, tedy pro třicet párových hodnot pomocí Pearsonova korelačního koeficientu. Korelační koeficient nabývá hodnot z intervalu  $[-1;1]$ . Jestliže má hodnotu jedna nebo mínus jedna, pak  $y$ -souřadnici bodu lze přesně spočítat pomocí lineárního vztahu z jeho  $x$ -souřadnice.

Tabulka 4 Korelační matice jednotlivých parametrů

Průměrný koeficient útlumu	X	-0,57	-0,29	-0,17	0,11	-0,18	0,13
Průměrný koeficient utlumené energie Q	-0,57	X	0,20	0,29	-0,43	0,21	0,41
Průměrné procento ustálení vůči max. a.	-0,29	0,20	X	0,73	-0,42	0,76	0,41
Průměrný stupeň stability	-0,17	0,29	0,73	X	<b>-0,78</b>	<b>0,97</b>	0,33
Počet ustálení pod hranici 10%	0,11	-0,43	-0,42	<b>-0,78</b>	X	-0,59	-0,12
Počet ustálení nad hranici 15%	-0,18	0,21	0,76	<b>0,97</b>	-0,59	X	0,37
Průměrné difference proti ideální obálce	0,13	0,41	0,41	0,33	-0,12	0,37	X

	Průměrný koeficient útlumu
	Průměrný koeficient utlumené energie Q
	Průměrné procento ustálení vůči max. a.
	Průměrný stupeň stability
	Počet ustálení pod hranici 10%
	Počet ustálení nad hranici 15%
	Průměrné difference proti ideální obálce

Naše domněnka se potvrdila, síla vztahu mezi parametry „počet ustálení nad 15%“ a „průměrný stupeň stability“ je při  $r = 0,97$ . Hodnota  $r = -0,78$  pro parametry „počet ustálení pod 10%“ a průměrný stupeň stability je také poměrně vysoká. Námi naměřená

data jsme srovnali s daty pocházejícími z diplomové práce Mgr. Lajnerové (n = 20) a daty pacientů MUDr. Raševa (n=29). Vypočítané hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu pro sedmdesát devět párových hodnot jsou  $r = -0,83$  pro vztah mezi „počet ustálení nad 15%“ a „počet ustálení nad 10%“,  $r = 0,95$  pro vztah mezi „průměrný stupeň stability“ a „počet ustálení nad 10%“,  $r = 0,96$  pro „počet ustálení nad 15%“ a „průměrný stupeň stability“.

## 7 DISKUSE

Cílem mé práce bylo zjištění, zda je úroveň schopnosti posturální stabilizace u osob s poraněním předního zkříženého vazů v anamnéze při provokačním testu „4 kroky – stoj na jedné noze“ na posturomedu odlišná od ostatních osob. Výsledky této práce naznačují, že schopnost posturální stabilizace je u osob po plastice předního zkříženého vazů odlišná ve srovnání s kontrolní skupinou při stoji na operované dolní končetině, v čemž se shodujeme s řadou autorů (Hoffman, et al., 1999; Lysholm, et al., 1998; O'Connell, et al., 1998; Okuda, et al., 2005; Shiraishi, et al., 1996), tyto rozdíly se projevily u parametrů „průměrný koeficient útlumu“ a „průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě“. Zároveň výsledky ukazují, že schopnost posturální stabilizace je u osob po plastice předního zkříženého vazů odlišná ve srovnání s kontrolní skupinou i při stoji na druhostranné dolní končetině, k tomuto závěru se přiklání i část výše zmíněných autorů (Hoffman, et al., 1999; Lysholm, et al., 1998; O'Connell, et al., 1998; Okuda, et al., 2005). Tato diference se projevila u parametrů „průměrné procento ustálení vůči maximální amplitudě“ a „průměrný stupeň stability“. Naše výsledky dále podporují tvrzení, že existují rozdíly ve schopnosti posturální stabilizace při stoji na postižené dolní končetině ve srovnání s druhostrannou dolní končetinou, čímž se přidáváme k stanovisku Ageberg (2008), že neporaněná dolní končetina je často chybně používána jako kontrolní ve studiích týkajících se neuromuskulárních funkcí po poranění předního zkříženého vazů, jelikož jsou tímto typem poranění postiženy obě dolní končetiny, jak uvádí i další výzkumy (Konishi, et al., 2007; Roberts, et al., 2000; Ageberg, 2002). Současně udáváme, že se výše zmíněné rozdíly neprojevily ve všech zkoumaných parametrech, což ukazuje na jejich jemnost, a může nám být vysvětlitelným, proč jiní autoři (Harrison, et al., 1994; Hoffman, et al., 1999) tyto rozdíly nenalezli. Nenalezli jsme však žádné důkazy, které by se shodovali s nálezy Alonso (2009), která uvádí, že operovaná dolní končetina je stabilnější ve srovnání s druhostrannou končetinou a zároveň že operovaná dolní končetina je stabilnější ve srovnání s kontrolní skupinou.

Je vhodné naši práci srovnat s prací Lajnerové (2010), která se věnovala tématu posturální stabilizace u hypermobility za použití měření na posturomedu, a to především v hodnocení jednotlivých parametrů. U prvních dvou parametrů (průměrný koeficient útlumu a průměrný koeficient utlumené energie Q) autorka uvádí, že se v její skupině

zřejmě vyskytla chyba měření (analýzy) a po jejím vyloučení nemají tyto parametry žádnou vypovídající hodnotu. My však tyto dva parametry hodnotíme jako velmi přínosné, jelikož se u nich projevíly signifikantní rozdíly mezi zkoumanými skupinami. Lajnerová (2010) dále naznačuje možnou podobnost parametrů „počet ustálení nad 15%“, „počet ustálení nad 10%“, a „průměrný stupeň stability“, v tomto se shodujeme a této otázce jsme se hlouběji věnovali v kapitole 6.9 a na základě provedené analýzy jsme navrhli vyloučení parametrů „počet ustálení nad 15%“ a „počet ustálení nad 10%“. Jako v podstatě jediný parametr s vypovídající hodnotou Lajnerová (2010) označuje „průměrný rozdíl proti ideální obálce“, ve kterém jsme v naší práci nenalezli žádné rozdíly mezi jednotlivými skupinami, což je však zřejmě dáno tím, že pro distinkci pomocí tohoto parametru je nutným předpokladem dosažení absolutní hodnoty maximální amplitudy přibližně v intervalu 150–300 m.s<sup>-2</sup>. Námi testované osoby však dosahovali průměrné absolutní hodnoty maximální amplitudy okolo 50-100 m.s<sup>-2</sup>. Toto zjištění nás nasměrovalo ke srovnání absolutní hodnoty maximálních amplitud probandů z naší studie s probandy Lajnerové (2010), které se pohybují v rozmezí 50-500 m.s<sup>-2</sup> s běžnými hodnotami 200-500 m.s<sup>-2</sup>. Jelikož v uvedené práci se jednalo o testování osob bez zkušeností s chůzí či stojem na posturomedu a námi testovaní jedinci měli všichni s chůzí či stojem na posturomedu předchozí zkušenosti, připisujeme tyto rozdíly efektu učení, s kterým jsme od začátku počítali, ale jehož přesné projevy jsme nedokázali dopředu odhadnout. Je zřejmé, že velikost první amplitudy alespoň zčásti ovlivňuje hodnotu všech parametrů, a proto upozorňujeme, že i v dalších případných výzkumech je potřeba pracovat s vzorkem populace z hlediska zkušeností s posturomedem homogenním (pokud nepůjde o práci zkoumající vliv efektu učení).

Práce je omezena malým počtem probandů, kteří jsou navíc v určité věkové kategorii a všichni mají předchozí zkušenosti se chůzí a stojem na posturomedu (do kontrolní skupiny jsme museli probandy s těmito zkušenostmi vybrat cíleně, protože při oblibě posturomedu v rehabilitaci po plastice předního zkříženého vazů mají tyto zkušenosti i všechny osoby po této operaci zahmuté v naší studii), výsledky práce proto neleze zobecňovat.

## 7.1 Doporučení pro praxi

V kapitole 6.9 jsme zmínili vysokou korelaci mezi parametry „počet ustálení nad 10%“, „počet ustálení nad 15%“ a „průměrný stupeň stability“. Jelikož průměrný stupeň stability velmi těsně koreluje s dalšími dvěma parametry, nabízí se tedy parametry „počet ustálení nad 10%“ a „počet ustálení nad 15%“ do příštích analýz nezahrnovat, jelikož tak dosáhneme zjednodušení procesu bez ztráty podstatného množství informací. Jelikož je hodnocení parametru „průměrný stupeň stability“ stejně jako některé další závislé na absolutní velikosti první amplitudy, navrhujeme tento parametr pozměnit, a to tak, aby byl schopen ohodnotit i absolutní minimum signálu, tedy hodnotit signál stupněm jedna při překonání hraniční meze 10% nebo určené absolutní hodnoty, stupněm dva při překonání hraniční meze 15% nebo jiné určené absolutní hodnoty a stupněm tři při nedosažení ani jedné z těchto hranic. Po vizuálním zhodnocení průběhů signálů usuzuji, že by se obě dané absolutní hodnoty mohly pohybovat v rozmezí 10-30 m.s<sup>-2</sup> (při zachovaném poměru dvě ku třem), k jejich přesnému určení však bude zapotřebí dalších měření a analýz.

Další doporučení směřuje do oblasti vyšší objektivizace měření, jelikož v současné době je nutné při posledním kroku probanda zmáčknout tlačítko, aby akcelerometr začal zaznamenávat pohyb plošiny, je nasnadě, že ani při nejlepší snaze výzkumníka se nevyhne mírným nepřesnostem. Proto se nabízí využití snímačů tlaku na plošině posturomedu tak, aby po požadovaném počtu kroků začal záznam z akcelerometru automaticky. Další možností objektivizace je nahrazení testu „4 kroky – stoj na jedné noze“ použitím takzvané provokační jednotky, která by při stožení probanda na jedné dolní končetině vychýlila plošinu posturomedu přesně určenou silou. Tuto alternativu jsme zvažovali již v začátku naší práce. Tento princip by však směřoval proti našemu požadavku přirozeného pohybu a navíc by bylo nutné vyřešit složitou otázku směru vychýlení plošiny. Použití provokační jednotky by zcela určitě vedlo k získání objektivnějších informací, které by však dle našeho názoru byly méně validní.

Během práce jsme se potýkali s nestejnorodým hodnocením parametrů, někdy nižší hodnota znamená lepší předpokládanou posturální stabilizaci, jindy je hodnocení parametru opačné. Částečně je to vyřešeno zařazením hodnoty daného parametru do třídy jedna až tři, což však vede k podstatné ztrátě informace. Toto zařazení do tříd považujeme za užitečné

pro rychlou orientaci v klinickém měření, pro výzkumné účely je však simplifikující, a proto jsme jej v naší práci nepoužili. Navrhujeme zvážit převod všech parametrů na škálu jedna až sto nebo jedna až tisíc se stejným směrem hodnocení. Uvědomujeme si, že nejde o úkol jednoduchý, mohl by však být řešen v rámci závěrečné práce například na ČVUT.

Poslední doporučení se týkají použitého programu Posturomed Commander for Windows, který celkově považujeme za velmi zdařilý a uživatelsky příjemný. Pro potřeby naší práce jsme však museli modifikovat provokační test „tři kroky – stoj na jedné noze“ na „čtyři kroky – stoj na jedné noze“, abychom mohli hodnotit každou dolní končetinu zvlášť. Uvědomujeme si, že se jedná o specifický požadavek, přesto navrhujeme modifikaci programu tak, aby z testu „tři kroky – stoj na jedné noze“ bylo možné jak celkové hodnocení testované osoby, tak oddělené hodnocení pro levou a pravou dolní končetinu.

## 8 ZÁVĚR

Tato práce přinesla dílčí výsledky na podporu uvedených hypotéz a je tak příspěvkem do diskuze k tomuto aktuálnímu tématu. Dále práce přinesla mnoho námětů jak objektivizovat, zjednodušit a zpřesnit diagnostiku na posturomedu.

Otázka, na kterou jsem se v této práci snažil odpovědět je: „Je schopnost posturální stabilizace změněna u osob s rupturou předního zkříženého vazů?“. Uvedené výsledky naznačují, že schopnost posturální stabilizace je u osob po plastice předního zkříženého vazů odlišná ve srovnání s kontrolní skupinou, a to jak při stoji na operované dolní končetině, tak při stoji na končetině druhostranné. Výsledky dále naznačují rozdíly v posturální stabilizaci mezi stojem na operované a na druhostranné dolní končetině. Jelikož je práce omezena poměrně malým počtem probandů, kteří jsou navíc v určité věkové kategorii a všichni mají předchozí zkušenosti se chůzí a stojem na posturomedu, nelze výsledky práce zobecňovat.

Další práci v této oblasti navrhuji směřovat k zdokonalení technického vybavení pro měření na posturomedu, tedy k využití tlakových snímačů k zahájení snímání z akcelerometru, zajímavým námětem je i úprava sledovaných parametrů, tedy snížení jejich počtu a převod výsledných hodnot na jednotnou škálu. V oblasti rehabilitace po plastice předního zkříženého vazů se nabízí využití měření na posturomedu k hodnocení terapeutických intervencí

Využití výsledku předpokládám v rehabilitační praxi – pro indikaci terapie pro zlepšení posturální stabilizace a pro proces rozhodování o návratu ke sportovní činnosti po poranění ACL.



## Seznam tabulek a obrázků

### Seznam obrázků

Obrázek 1 Záznam zobrazující výchylky COP a COG .....	21
Obrázek 2 znázornění výpočtu koeficientu útlumu .....	24
Obrázek 3 Srovnání průměrného koeficientu útlumu .....	42
Obrázek 4 Srovnání průměrného koeficientu utlumené energie Q .....	43
Obrázek 5 Srovnání průměrného procenta ustálení .....	44
Obrázek 6 Srovnání průměrného stupně stability .....	45
Obrázek 7 Srovnání průměrného počtu ustálení pod 10% .....	46
Obrázek 8 Srovnání průměrného počtu ustálení nad 15% .....	47
Obrázek 9 Srovnání průměrné difference proti ideální obálce .....	48

### Seznam tabulek

Tabulka 1 Hranice pro klasifikaci do tříd u jednotlivých parametrů .....	26
Tabulka 2 Vliv poranění předního zkříženého vazů na stabilizaci stoje .....	35
Tabulka 3 Výsledky t-testů pro přijetí jednotlivých hypotéz .....	49
Tabulka 4 Korelační matice jednotlivých parametrů .....	50

## Literatura

AGEBERG, E. Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation - using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2002, roč. 12, č. 3, s. 205-212.

AGEBERG, E., FRIDÉN, T. Normalized motor function but impaired sensory function after unilateral non-reconstructed ACL injury: patients compared with uninjured controls. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2008, roč. 16, č. 5, s. 449-456.

ALONSO, A.C., GREVE, J.M.D., CAMANHO, G.L. Evaluating the center of gravity of dislocations in soccer players with and without reconstruction of the anterior cruciate ligament using a balance platform. *Clinics*. 2009, roč. 64, č. 3, s. 163-170.

BAHR, R., MÆHLUM, S. *Clinical guide to sport injuries*. Champaign: Human Kinetics, 2004. ISBN 0-7360-4117-6.

BARRET, D.S. Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1991, roč. 73, č. 5, s. 833-837.

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. ISBN 80-7345-017-8.

BODEN, B.P., et al. Mechanism of anterior cruciate ligament injury. *Orthopaedics*. 2000, roč. 23, č. 6, s. 573-578.

DUARTE, M., FREITAS, S.M.S.F. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2010, roč. 14, č. 3, s. 183-192.

FEAGIN, J.A., LAMBERT, K.L. Mechanism of injury and pathology of anterior cruciate ligament injuries. *The Orthopedic clinics of North America*. 1985, roč. 16, č. 1, s. 41-45.

GAUFFIN, H., et al. Function testing in patients with old rupture of the anterior cruciate ligament. *International Journal of Sports Medicine*. 1990, roč. 11, č. 1, s. 73-77

GROSS, J. M., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.

- HAMILL, J., KNUTZEN, K.M. *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2009. ISBN 978-0-7817-9128-1.
- HARRISON, E.L., et al. Evaluation of Single-Leg Standing Following Anterior Cruciate Ligament Surgery and Rehabilitation. *Physical Therapy*. 1994, roč. 74, č. 3, s. 245-252.
- HART, R., KREJZLA, J., ŠVÁB, P. Přesnost cílení kostních kanálů při plastice předního zkříženého vazů - přínos počítačové navigace. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslov.* 2007, roč. 74, č. 2, s. 118-125.
- HAUS, J., HALATA, Z. Innervation of the anterior cruciate ligament. *International Orthopaedics*. 1990, roč. 14, č. 3, s. 293-296.
- HENDL, J. *Přehled statistických metod zpracování dat*. Praha : Portál, 2006. ISBN 80-7367-123-9.
- HOFFMAN, M., SCHRADER, J., KOCEJA, D. An Investigation of Postural Control in Postoperative Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Patients. *Journal of Athletic Training*. 1999, roč. 34, č. 2, s. 130-136.
- JOHANSSON, R., MAGNUSSON, M. Human postural dynamics. *Critical reviews in biomedical engineering*. 1991, roč. 18, č. 6, s. 41-437.
- KAPRELI, E., et al. Anterior cruciate ligament deficiency causes brain plasticity: a functional MRI study. *The American journal of sports medicine*. 2009, roč. 37, č.12 s. 2419-2426.
- KENNEDY, J.C., ALEXANDER, I.J., HAYES, K.C. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *American Journal of Sports Medicine*. 1982, roč.10, č. 6, s. 329-335.
- KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, roč. 5, č. 4., s. 142-147.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170.
- KONISHI, Y. et al. Effects of lidocaine into knee on QF strength and EMG in patients with ACL lesion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2003, roč. 35, č. 11, s. 1805-1808.

- KONISHI, Y. et al. Gamma loop dysfunction in the quadriceps femoris of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction remains bilaterally. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2007, Vol. 4, 17, s. 393-399.
- KONISHI, Y., FUKUBAYASHI, T., TAKESHITA, D. Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2002, roč. 34, č. 9, s. 1414-1418.
- KROGSGAARD, M.R., DYHRE-POULSEN, P., FISCHER-RASMUSSEN, T. Cruciate ligament reflexes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2002, roč. 12, č. 3, s. 177-182.
- KROSSHAUG, T. et al. Research approaches to describe the mechanism of injury in sport: limitations and possibilities. *British Journal of Sports Medicine*. 2006, roč. 39, č. 6, s. 330-339.
- LAJNEROVÁ, M. *Srovnání posturální stabilizace opakovaným provokačním testem „tři kroky – stoj na jedné noze“ na posturomedu u hypermobilních osob a osob bez hypermobility*. Praha, 2010. 91 s. Diplomová práce na FTVS UK. Vedoucí práce Eugen Rašev.
- LEWIT, K. Stabilizační systém bederní páteře a pánevní dno. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1999, roč.6, č. 2, s. 46-48.
- LEWIT, K. Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, roč. 7., č. 3, s. 99-101.
- LYSHOLM, M. et al. Postural control - a comparison between patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency and healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1998, roč. 8, č. 6, s. 432-438.
- MCNAIR, P., MARSHALL, R., MATHESON, J. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *The New Zealand Medical Journal*. 1990, roč. 103, č. 901, s. 537-539.
- MELECKÝ, R. *Diagnostika posturálních poruch*. Praha, 2008. 68 s. : Diplomová práce na FEL ČVUT. Vedoucí práce Daniel Novák.

- MELECKÝ, R., NOVÁK, D. *PosturomedCommaderManual-CZ*. Praha: Medali s.r.o., 2011.
- MÍKOVÁ, M. *Klinická a přístrojová diagnostika v rehabilitaci*. [online] 2009. [cit. 2010-09-13]. Dostupné z [krtvl.upol.cz/download.php?idf=241](http://krtvl.upol.cz/download.php?idf=241).
- O'CONNELL, M., GEORGE, K., STOCK, D. Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. *Gait and Posture*. 1998, roč. 8, č. 2, s. 136-142.
- OKUDA, K. et al. Effect of vision on postural sway in anterior cruciate ligament injured knees. *Journal of Orthopaedic Science*. 2005, roč. 10, č. 3, s. 277-283.
- OSBORNE, N., COOK, J. Global Muscle Stabilization Training- Isotonic Protocols. In LIEBENSON, C. (ed.) *Rehabilitation of the spine*. Baltimore : Lippincott Williams & Wilkins, 2007. ISBN 978-0-7817-2997-0
- RAŠEV, E. Koordinačné cvičenie v liečbe segmentálnej instability chrbtice. *Rehabilitácia*. 1999, roč.32, č. 1, s. 14-25.
- RAŠEV, E., HAIDER, E. *Posturomed: Terapeutický návod pro posturální terapii podle dr. Eugena Raševa*. Pullenreuth: Haider Bioswing, 2010.
- REINMANN, B.L., CAGGIANO, N.A., LEPHART, S.M. Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1999, roč. 8, č. 3, s. 171-183
- ROBERTS, D. et al. Bilateral proprioceptive defects in patients with a unilateral anterior cruciate ligament reconstruction: a comparison between patients and healthy individuals. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*. 2000, roč. 18, č. 4, s. 565-571.
- SHIARISHI, M. et al. Stabilometric Assessment in the Anterior Cruciate Ligament. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 1996, roč. 6, č. 1, s. 32-39.
- SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém - podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, roč. 13, č. 3, s. 112-125.

- TECCO, S. et al. Effects of anterior cruciate ligament (ACL) injury on postural control and muscle activity of head, neck and trunk muscles. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2006, roč.33, č. 8, s. 576-587.
- TRULSSON, A., GARWICZ, M., AGEBERG, E. Postural orientation in subjects with anterior cruciate ligament injury: development and first evaluation of a new observational test battery. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2010, roč. 18, č. 6, s. 814-823.
- VALERIANI, M. et al. Central nervous system modifications in patients with lesion of the anterior cruciate ligament of the knee. *Brain : a journal of neurology*. 1996, roč. 119, č. 5, s. 1751-1762.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. Část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115-121.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. Část): Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 122-129.
- VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. 80-7254-837-9.
- VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 3, s. 103-105.
- WIKSTROM, EA, et al. Gender and limb differences in dynamic postural stability during landing. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2006, roč. 16, č. 4, s. 311-315.
- WINTER, D.A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, roč. 5, č. 3, s. 193-214.
- ZATTERSTROM, R., et al. The effect of physiotherapy on standing balance in chronic anterior cruciate ligament insufficiency. *American Journal of Sports Medicine*. 1994, roč. 22, č.4, s. 531-536.