

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav fyzioterapie

Bc. Martin Hradský

**Vliv traumatické léze diafýzy tibie na stabilitu kolenního  
kloubu**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Věra Jančíková

Olomouc 2010

# ANOTACE

## DIPLOMOVÁ PRÁCE

<b>Název práce:</b>	Vliv traumatické léze diafýzy tibie na stabilitu kolenního kloubu
<b>Název práce v AJ:</b>	Influence of traumatic lesion of tibial diaphysis on knee joint stabilization
<b>Datum zadání:</b>	2009-01-05
<b>Datum odevzdání:</b>	2010-05-07
<b>Vysoká škola, fakulta, ústav:</b>	Ústav fyzioterapie FZV UP Olomouc
<b>Autor práce:</b>	Bc. Martin Hradský
<b>Vedoucí práce:</b>	Mgr. Věra Jančíková
<b>Oponent práce:</b>	MUDr. Petr Kolář
<b>Abstrakt v ČJ:</b>	

Diplomová práce hodnotí vliv zlomeniny diafýzy tibie na stabilitu kolenního kloubu. Diplomová práce zjišťuje míru změny svalové aktivity testovaných svalů kolenního kloubu, efektivitu reakce na zevní podnět a symetrii rozložení tělesné hmotnosti u souboru pacientů a zdravých jedinců. Pro zjištění výsledků výzkumu jsme použili posturografické a polyelektromyografické vyšetření. Naměřené parametry, byly následně použity k statistickému zpracování. Výsledky posturografického měření neprokázaly změnu latence na zevní podnět, ale prokázaly asymetrické zatížení dolní končetiny. Výsledky některých polyelektromyografických vyšetření ukázaly rozdíl svalové aktivity mezi experimentální a kontrolní skupinou při námi zvolených testech.

### Abstrakt v AJ:

The graduation thesis evaluates influence of traumatic lesion of diaphysis tibia on knee joint stabilization. Thesis finds out the extend of alternation in knee joint muscle activity, effectiveness of reaction on external stimulus and symmetry of body weight distribution within group of patients as well as healthy patients. Posturographic and polyelectromyographic examinations were used to search the results of the research. The measured parameters were consequently used for statistical work. The

results of posturographic examinations did not prove the change in latency resulting from external stimulus, but it proved the asymmetrical load of lower limbs. Findings in some polyelectromyographic examinations demonstrate the difference in muscle activity between experimental and control group in selected tests.

**Klíčová slova v ČJ:**

zlomenina diafýzy tibie, nitrodřeňový tibiální hřeb, stabilita, posturografie, povrchová elektromyografie

**Klíčová slova v AJ:**

fracture of tibial diaphysis, unreamed tibial nail, stability, posturography, surface electromyography

**Rozsah:** 110 s., 7 příl.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně s odbornou pomocí  
Mgr. Věry Jančíkové a použil jen uvedené informační zdroje.

Olomouc 7. května 2010

.....

Děkuji Mgr. Věře Jančíkové za věnovaný čas, cenné rady a připomínky při odborném vedení této diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Janě Zapletalové Dr. za pomoc při statistickém vyhodnocení naměřených dat.

# OBSAH

ANOTACE .....	5
OBSAH.....	6
1 TEORETICKÉ POZNATKY .....	11
1.1 Funkční anatomie bérce .....	11
1.1.1 Tibie .....	11
1.1.2 Fibula.....	12
1.1.3 Patela .....	12
1.2 Funkční anatomie kolenního kloubu.....	13
1.2.1 Statické stabilizátory kolenního kloubu .....	13
1.2.1.1 Styčné plochy kolenního kloubu .....	13
1.2.1.2 Vazivový aparát .....	14
1.2.2 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu .....	16
1.2.2.1 Extenzní aparát .....	16
1.2.2.2 Flexory .....	17
1.2.3 Cévní a nervové zásobení.....	19
1.2.4 Biomechanika kolenního kloubu.....	19
1.2.4.1 Kinematika kolenního kloubu .....	19
1.2.5 Neuromotorická kontrola a propriocepce kolenního kloubu .....	22
1.3 Kloubní stabilita.....	23
1.3.1 Kloubní receptory.....	24
1.3.2 Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce .....	25
1.4 Traumatické léze .....	25
1.4.1 Traumatické poranění z pohledu biomechaniky .....	26
1.4.2 Hojení zlomenin .....	26
1.4.2.1 Sekundární způsob hojení .....	26
1.4.2.2 Primární způsob hojení .....	27
1.4.3 Klasifikace diafýzárních zlomenin.....	27
1.4.4 Léčba zlomenin diafýzy bérce .....	28
1.4.4.1 Konzervativní terapie .....	29
1.4.4.2 Operační terapie .....	30

1.4.5	Komplikace léčby diafyzárních zlomenin.....	32
1.4.5.1	Časné komplikace .....	32
1.4.5.2	Pozdní komplikace .....	33
1.5	Vyšetřovací metody .....	33
1.5.1	Povrchová elektromyografie .....	33
1.5.1.1	Sledování velikosti aktivace svalů .....	34
1.5.2	Posturografie .....	34
1.5.2.1	Motor Control Test.....	35
1.5.2.2	Weight Bearing Squot .....	36
2	CÍLE A HYPOTÉZY .....	38
2.1	Cíle diplomové práce .....	38
2.2	Hypotézy diplomové práce .....	38
2.2.1	Hypotézy k posturografickému vyšetření .....	38
2.2.2	Hypotézy k povrchovému EMG vyšetření.....	39
3	METODIKA PRÁCE .....	40
3.1	Charakteristika souborů pacientů.....	40
3.1.1	Experimentální skupina.....	40
3.1.2	Kontrolní skupina.....	41
3.2	Příprava na měření .....	41
3.3	Průběh měření .....	41
3.3.1	Zpracování a vyhodnocení naměřených posturografických dat.....	42
3.3.2	Zpracování a vyhodnocení polyelektromyografického signálu .....	42
3.4	Statistické zpracování získaných dat .....	43
4	VÝSLEDKY PRÁCE .....	44
4.1	Ověření hypotéz posturografického vyšetření .....	44
4.2	Ověření hypotéz elektromyografického vyšetření.....	52
5	DISKUZE.....	65
5.1	Diskuze k metodice práce a kineziologickému rozboru .....	66
5.2	Diskuze k výsledkům hypotéz .....	69
5.2.1	Diskuze k hypotéze $H_{01}$ a $H_{02}$ .....	69
5.2.2	Diskuze k hypotéze $H_{03}$ a $H_{04}$ .....	70
5.2.3	Diskuze k hypotéze $H_{05}$ a $H_{06}$ .....	71
5.2.4	Diskuze k hypotéze $H_{07}$ a $H_{08}$ .....	72

5.2.5 Diskuze k hypotéze $H_{09}$ a $H_{010}$ .....	73
ZÁVĚR .....	74
LITERATURA A PRAMENY .....	76
SEZNAM ZKRATEK .....	81
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	82
SEZNAM TABULEK .....	83
SEZNAM GRAFŮ .....	85
SEZNAM PŘÍLOH.....	86



# ÚVOD

Vlivem způsobu života společnosti se změnil nejen charakter a počet zlomenin, ale i nároky pacientů na komfort při ošetřování i na konečný výsledek léčby. Tzv. zlomeniny z vysokoenergetického násilí postihují většinou mladší jedince. Působící energie výrazně poškozuje nejen kost, ale i měkké tkáně (Bartoníček, 2006). Mezi nejčastější zlomeniny dlouhých kostí, vyskytující se v rámci monotraumat i polytraumat, jsou diafyzární zlomeniny tibie. Tvoří 20% všech zavřených a 60% všech otevřených diafyzárních zlomenin (Hucko aj. 2003). Trendem posledních let je operační řešení zlomenin diafýzy tibie nepředvrtaným tibiálním hřebem. Nepředvrtaný tibiální hřeb zajišťuje dobrou repozici, spolehlivou retenci fragmentů a včasnou funkční léčbu (Holubář, 2003). Přestože jsou v současné době zažehnány některé komplikace, spojené s léčbou diafyzárních zlomenin, nadále jsou pacienti ohroženi závažnými komplikacemi, které mohou vést k omezení funkce dolní končetiny (Závitkovský, Malkus, 2002).

Dolní končetiny zajišťují lokomoci, posturální aktivitu a oporu pohybové soustavy při přijímání nebo udílení kinetické energie a v případě poruch horních končetin mohou nahradit i jejich funkci v manipulačních pohybech. Kolenní kloub je jeden ze tří hlavních kloubů dolní končetiny. Kolenní kloub je složitý a komplikovaný kloub, neboť plní dva protichůdné požadavky, umožňuje stabilitu při současné mobilitě. I když je funkce a uspořádání svalů kolenního kloubu podstatně jednodušší než svaly kyčelního kloubu, je kolenní kloub funkčně složitější. Kolenní kloub také zahrnuje kloubní spojení mezi tibií a fibulou. Kolenní kloub umožňuje přizpůsobit délku končetin potřebám lokomoce a měnit vzdálenost trupu od terénu (Véle, 2006). Podmínkou optimální funkce kolenního kloubu je dostatečná kloubní stabilita.

Stabilita kloubu je definována jako stav, kdy je nejméně namáháno kloubní pouzdro a periartikulární svaly, pracují v co nejlepší koaktivaci (Suchomel, 2006). Funkční dynamická stabilita kloubu je zajištěna vzájemným působením pasivní limitace pohybu, kloubní geometrií, vlastnosti tření, kompresí a aferencí v kloubu. Všechny tyto faktory určují počet stupňů volnosti v kloubu (Lephart, Fu, 2000). Přiměřenou kloubní stabilitu lze získat převážně v uzavřeném kinematickém řetězci.

Názor je opřen o to, že dolní končetiny jako orgán lokomoce fungují v zátěži převážně v rámci uzavřeného řetězce. Návik aktivit v otevřeném kinematickém řetězci má přesto smysl zejména u pacientů, u kterých lze předpokládat větší a náročnější zátěž. Z vývojového hlediska je fáze vytvoření posturálních synergií v uzavřeném kinematickém řetězci podmínkou pro další motorický rozvoj obecně, nikoliv jen pro část těla sloužící převážně statickým funkcím (Dvořák, 2005).

Teoretická část diplomové práce se zaměřuje na popis funkční anatomie bérce a kolenního kloubu, definice a faktory ovlivňující kloubní stabilitu. V diplomové práci jsou dále popsány klasifikace, léčba a komplikace diafyzárních zlomenin tibie a v neposlední řadě použité metody potřebné k výzkumné části. Výzkumná část práce zjišťuje míru změny ve svalové aktivitě svalů ovlivňujících funkci kolenního kloubu, efektivitu reakce na zevní podnět a symetrii rozložení tělesné hmotnosti. Z tohoto důvodu byly vybrány posturografické testy, které v kombinaci s povrchovou polyelektromyografií mají prokázat změnu svalové aktivity sledovaných svalů. Sledované parametry jednotlivých testů byly vyhodnoceny a statisticky zpracovány.

# 1 TEORETICKÉ POZNATKY

## 1.1 Funkční anatomie bérce

Bérec tvoří dvě paralelně uložené kosti - kost holenní a kost lýtková - a nepárová patela (Dylevský, 2009). Bérec přenáší zátěž z kolenního kloubu (dále jen KOK) na nohu (Véle, 1995).

### 1.1.1 Tibie

Tibie je hlavní, mohutná nosná kost bérce. Tibie je uložena na palcové straně bérce tak, že osa jejího těla leží na přímce spojující středy kyčelního, kolenního a horního hlezenního kloubu. Proximální konec tibie je rozšířený ve dva dozadu skloněné kloubní hrboly, condylus medialis et lateralis, nesoucí kloubní plochy. Obě kloubní plochy tibie jsou vzhledem k ose kosti skloněny o 10° dorzálně. Vnitřní kloubní plocha je oválná a lehce konkávní. Zevní kloubní plocha je kruhová, téměř rovná a v sagitální rovině až lehce konvexní. Mezi oběma kloubními plochami je eminentia intercondylaris, vybíhající v mediální a laterální hrbolek. Před a za eminentia intercondylaris jsou malé plochy, do nichž se upínají rohy menisků a část vláken zkřížených vazů. Na zevní straně vnějšího condylu je kloubní plocha pro spojení s hlavicí lýtkové kosti. Boční plochy obou kloubních hrbolů vybíhají v tuberositas tibiae (Dylevský, 2009).

Tělo tibie je ve své horní třetině silné, distálně mu ubývá na mohutnosti a nejslabší je v místě přechodu do distální části. Za horní hranici těla tibie je považována rovina proložená dolním okrajem tuberositas tibiae. Dolní hranice probíhá asi čtyři prsty nad hrotem vnitřního kotníku. Tělo tibie má v celém rozsahu trojúhelníkový průřez. Distální část tibie vybíhá ve vnitřní kotník - malleolus medialis, za kterým je poměrně hluboký zářez - sulcus malleolaris. Na malíkovém okraji tibie je zářez - incisura fibularis, kde se klade lýtková kost. Distální plocha tibie nese i nepravidelně čtyřúhelníkovou kloubní plochu pro spojení s hlezenní kostí (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

### 1.1.2 Fibula

Fibula je štíhlá, dozadu mírně konvexní kost, uložená na zevním okraji bérce. Fibula je přibližně stejně dlouhá jako tibia. Proximální část fibuly má poměrně mohutnou zakulacenou až jehlancovitou hlavici - caput fibulae. Na přední a vnitřní straně hlavice je kloubní plocha pro spojení s tibií. Pod hlavičkou se kost zužuje v nepřesně ohraničený krček (Dylevský, 2009).

Tělo fibuly je na průřezu nepravidelně trojúhelníkovité. Začíná krčkem a přechází nezřetelně do distálního konce. Z palcové plochy kosti vyčnívá margo interosseus, protilehlé místo úponu membrány rozepjaté mezi tibií a fibulou. Distální konec fibuly přechází v masivní malleolus lateralis, který vybíhá distálněji než malleolus medialis. Na vnitřní straně kotníku je malá ploška pro spojení s tibií a pod ní je trojúhelníková kloubní plocha pro spojení s hlezenní kostí (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

Mezi tibií a fibulou je rozepjatá velmi tuhá membrána interossea, která brání rozestupu obou kostí a slouží jako plocha pro začátky bérce svalů (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000).

### 1.1.3 Patela

Patela je sezamská kost v úponové šlase musculus (dále jen m.) quadriceps femoris. Patela má přibližně srdčitý nebo trojúhelníkový tvar. Na širší horní okraj kosti se upíná hlavní část šlachy m. quadriceps femoris, která po přední drsné ploše pately přechází do ligamentum (dále jen lig.) patellae. Zadní plocha pately přiléhá hladkou oválnou plochou na přední plochu femuru. Dolní okraj kosti vybíhá v hrotnatý vrchol pately (Dylevský, 2009).

Patela je velmi dynamizujícím prvkem extenzorového aparátu KOK. M. quadriceps femoris bez pately vyvine v místě úponu podstatně menší sílu, než sval „podepřený a zahnutý“ kladkou pately (Dylevský, 2009). Patela zlepšuje funkční podmínky m. quadriceps femoris (Véle, 1995).

## **1.2 Funkční anatomie kolenního kloubu**

KOK je největší a nejsložitější synoviální kloub lidského těla. KOK se skládá ze tří kostí, které v něm artikulují (femur, tibie a patela). KOK vytváří dva klouby tibiofemorální a patelofemorální (Gross, Fetto, Rosen, 2005). Tibiofemorální kloub lze dále rozdělit na mediální a laterální kloub (Palastanga et al., 1998). I když má KOK jednodušší uspořádání svalů než kloub kyčelní, je funkčně složitější, neboť zahrnuje kloubní spojení s tibií a fibulou (Véle, 2006). Kloubní stabilita, na které se podílí statické a dynamické stabilizátory, je nezbytným předpokladem pro funkci zdravého KOK. Stabilita KOK je zajištěna především mohutným vazivovým aparátem a svaly KOK. Tvar styčných ploch se na udržení stability KOK podílí minimálně (Bartoníček, Heřt, 2004).

### **1.2.1 Statické stabilizátory kolenního kloubu**

Mezi statické stabilizátory řadíme tvar kloubních ploch, vazivový aparát a menisky (Bartoníček, Heřt, 2004).

#### **1.2.1.1 Styčné plochy kolenního kloubu**

Condylly femuru jsou v obou směrech, předozadním a příčném, složitě zakřiveny. Laterální condyl femuru je menší, stojí téměř sagitálně a vyčnívá více dopředu. Mediální condyl se k vnějšímu condylu svým předním okrajem stáčí a přibližuje. Přední plocha femuru komunikuje s oválnou zadní plochou pately (Dylevský, 2009).

Mediální tibiální condyl je bikonkávní, laterální tibiální condyl je konkávní v příčném a konvexní v předozadním směru. Vzhledem k tomu, že kontaktní plochy obou kostí si tvarem ani velikostí neodpovídají, je inkongruence styčných ploch vyrovnána menisky (Manske, 2006).

Meniscus medialis et lateralis jsou lamely složené na obvodu z hustého vaziva, které přechází ve vazivovou chrupavku. Menisky se liší tvarem i velikostí (Dylevský, 2009). Menisky rozdělují kloub na část femoromeniskální a meniskotibiální (Školníková, 2000).

Menisky zvyšují tibiofemorální kongruenci kloubních ploch, působí jako tlumič, napomáhají kloubní lubrikaci a mají propioceptivní funkci (Manske, 2006). Také se podílí na rovnoměrné distribuci tlakových sil, na stabilizaci kloubu, napínají kloubní pouzdro a brání jeho uskřinutí (Bartoníček, Heřt, 2004).

### **1.2.1.2 Vazivový aparát**

KOK má nejkomplicovanější a zároveň nejmohutnější vazivový aparát ze všech kloubů lidského těla. Kloubní dutina KOK je největším synoviálním prostorem v lidském těle, které lze z hlediska chirurgického rozdělit na velkou část přední a dvě menší části dorzální. Kloubní pouzdro KOK je značně členité a nemá takovou schopnost zpevňovat kloub jako kloub kyčelní. Zpevňující funkci má především ligamentózní aparát (Véle, 2006). Kloubní pouzdro KOK má velké, nepravidelně tvarované pouzdro s četnými výchlípkami (Véle, 1995).

#### **Intraartikulární ligamenta**

V kloubním pouzdru KOK se nachází nitrokloubní struktury, menisky a zkřížené vazy, které plní z anatomického a mechanického hlediska důležitou úlohu pro funkci kloubu (Palastanga aj., 1998). Zvláštností KOK jsou nejvýznamnější vazivové stabilizátory, které jsou lokalizované ve fossa intercondylaris femoris mezi dvěma listy synoviální membrány. Každý z vazů tvoří řada snopců různého začátku, úponu i délky. Struktury jsou odděleny řídkým vazivem, ve kterém probíhají cévy a nervy (Bartoníček, Heřt, 2004).

**Ligamentum cruciatum anterius** (dále jen LCA) začíná na tibiai, v area intercondylaris anterior směřuje šikmo nahoru a dozadu a upíná se na zadní část mediální plochy laterálního femorálního condylu. LCA je složen ze 3 svazků anteromediálního, posterolaterálního a intermediálního. Anteriorní tibiální vlákna se upínají na femur anteriorně a inferiorně a posteriorní tibiální vlákna se upínají na femur superiorně (Kapandji, 1991). Průměrná délka LCA je 31 mm a šířka 10 mm (Griffin aj., 1995).

**Ligamentum cruciatum posterius** (dále jen LCP) začíná na tibiai, v area intercondylaris posterior. Směřuje nahoru, dopředu a dovnitř a upíná se na laterální plochu mediálního femorálního condylu. LCP průměrně dosahuje délky 38 mm a šířky 13 mm (Griffin aj., 1995). Podle Kapandjiho (1991) se LCP skládá ze čtyř svazků: posterolaterálního, anteromediálního, předního svazku a meniskofemorálního vazů.

Funkce zkřížených vazů spočívá v omezení posunu tibie vpřed (LCA) a vzad (LCP), zabezpečuje vnitřní rotaci bérce (LCA) a omezuje zevní rotaci bérce (LCP). Oba zkřížené vazy jsou zdrojem proprioceptivní signalizace (Griffin aj., 1995).

### **Extraartikulární ligamenta**

Kloubní pouzdro je na svém povrchu zesíleno řadou vazů, které lze rozdělit do skupin podle lokalizace.

Přední pouzdro KOK zesiluje především **lig. patellae**, které je terminálním zakončením extenzního komplexu. Anteriorní pouzdro leží mediálně a laterálně od lig. patellae (Lephart, Fu, 2000).

Mediální stabilitu KOK zajišťuje **ligamentum collaterale mediale** (dále jen LCM). LCM je složený z předních vertikálních a zadních šikmých vazivových vláken, která začínají na mediálním femorálním condylu. LCM se upíná 6-9 cm pod kloubní štěrbinu KOK. LCM je široký a plochý vaz, který komunikuje s kloubním pouzdrem a mediálním meniskem (Dylevský, 2009). Dalším vazem, podílejícím se na udržení mediální stability, je **šikmý kapsulární vaz**. Vaz probíhá od mediálního epikondylu femuru dorzodistálně a upíná se na mediální meniskus a na mediální condyl tibie. Vaz zesiluje femoromeniskální vlákna dorzální třetiny pouzdra (Bartoníček, Heřt, 2004).

Laterální stabilitu KOK zabezpečuje **ligamentum collaterale laterale** (dále jen LCL). LCL je oblý až lehce oválný provazec, začínající na laterálním epikondylu femuru a upínající se na hlavičku fibuly. V extenzi má LCL obrácený průběh než LCM, neboť směřuje z femorálního úponu distálně a mírně dorzálně (Griffin aj., 1995). Další strukturou, podílejícím se na laterální stabilitě KOK, je **iliotibiální trakt** (dále jen ITB). ITB je silný pruh fascie, který začíná na hřebenu kyčelním. Zahrnuje m. tensor fasciae latae a inzeruje do něj velká část m. gluteus maximus. Úpon v oblasti KOK je komplikovaný, přičemž střední část traktu se upíná pod kloubní štěrbinu na laterální condyl tibie (Gross, Fetto, Rosen, 2005).

Posteriorní stabilitu KOK zabezpečuje **ligamentum popliteum obliquum**, který je jednou z úponových částí m. semimembranosus. Vaz probíhá z úponového místa svalů na posteromedialní tibií směrem šikmo, proximálně a laterálně na posterolaterální femur (Lephart, Fu, 2000). **Ligamentum popliteum arcuatum** má přibližně trojúhelníkový tvar, který retikulem začíná na apexu fibuly. Lig. popliteum arcuatum se dělí na přední (laterální) a zadní (mediální) raménko (Bartoníček, Heřt, 2004).

## 1.2.2 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu

Dynamické stabilizátory KOK lze rozdělit podle funkce na extenzory a flexory. Většina flexorů má současně i rotační účinky (Bartoníček, Heřt, 2004).

### 1.2.2.1 Extenzní aparát

Součástí extenzního aparátu KOK je kromě m. quadriceps femoris také patela, její retinakula a lig. patellae (Bartoníček, Heřt, 2004).

**M. quadriceps femoris** zahrnuje čtyři samostatné svaly, které vytváří silnou distální šlachu připojující se na horní stranu pately. **M. vastus medialis** lze funkčně rozdělit na dvě části. Funkce m. vastus medialis longus je pomocná extenze KOK. Na stabilizaci pately se podílí m. vastus medialis obliquus. **M. vastus lateralis** lze stejně jako sval předchozí funkčně rozdělit na m. vastus lateralis longus et m. vastus lateralis obliquus (Bartoníček, Heřt, 2004). **M. rectus femoris** přechází nad KOK v úzkou plochou šlachu, probíhající po přední ploše m. vastus intermedius ve žlábkou, tvořeném okrajovými hlavami. Šlacha se upíná na bázi pately. Pouze povrchové snopce přechází do lig. patellae. **M. vastus intermedius** je nejmohutnější a nejhluběji uložený sval z komplexu m. quadriceps femoris. Z dorzální plochy svalu odstupují 2-4 snopce, které se upínají do vrcholu a na dorzální plochu recessus suprapatellaris (Bartoníček, Heřt, 2004).

Z uvedeného vyplývá, že m. rectus femoris a m. vastus intermedius mají převážně funkci extenční, zatímco m. vastus lateralis et medialis také funkci stabilizační (Školníková, 2000).

**Retinakula pately** - na patelu působí při pohybu v kloubu více silových vektorů. Proto je kloubní pouzdro zesíleno systémem vazivových pruhů. Retinakula pately lze



rozdělit do tří vrstev: povrchovou, longitudinální a transverzální (Bartoníček, Heřt, 2004).

**Lig. patellae** - je úponem m. quadriceps femoris, který se připojuje na tuberositas tibiae a vykonává tak extenzi KOK. Lig. patellae je dlouhý 4-7 cm a široký maximálně 3 cm. Pouze povrchová vrstva je skutečnou úponovou šlachou m. quadriceps femoris. Většina vláken vazů začíná až od apexu pately (Dylevský, 2009).

Značný význam pro stabilizaci pately a tím i pro biomechaniku patelofemorálního kloubu má osové uspořádání extenzního aparátu. Je to dáno vzájemným vztahem m. quadriceps femoris, pately a lig. patellae. Osa tahu m. quadriceps femoris směřuje distálně a lehce mediálně, zatímco osa lig. patellae distálně a mírně laterálně (Bartoníček, Heřt, 2004). Obě osy tak svírají poměrně ostrý úhel, tzv. Q-úhel, který lze měřit pomocí tří hmatných bodů: spina iliaca anterior inferior, středu pately a tuberositas tibiae. Q-úhel má rozsah do 10-15°. Patela má při kontrakci m. quadriceps femoris tendenci k laterálnímu posunu. Laterálnímu posunu zabraňují popsané struktury fixující patelu. Je-li Q-úhel větší než 20°, je patela tažena silou překračující možnost stabilizátoru pately a dochází k subluxaci ve patelofemorálním skloubení (Dylevský, 2009). U mužů je fyziologická hodnota Q-úhlu do 10°, u žen je tato hodnota do 15° (Bartoníček, Heřt, 2004).

### 1.2.2.2 Flexory

Mezi flexory KOK patří m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. gracilis, m. sartorius, m. popliteus, m. gastrocnemius a m. plantaris.

**M. biceps femoris** je hlavní posterolaterální strukturou KOK. Dlouhá hlava svalu začíná na tuber ischiadicum, zatímco krátká odstupuje od střední třetiny linea aspera. Krátká a dlouhá hlava svalů přechází v silnou šlachu, upínající se na hlavičku fibuly (Griffin aj., 1995).

**M. semimembranosus**, který začíná na tuber ischiadicum, se za mediálním condylem femuru rozpadá na tři části. Přední část svalu se upíná na mediální condyl tibie, střední část do kloubního pouzdra KOK a zadní část přechází do facie m. popliteus (Dylevský, 2009).

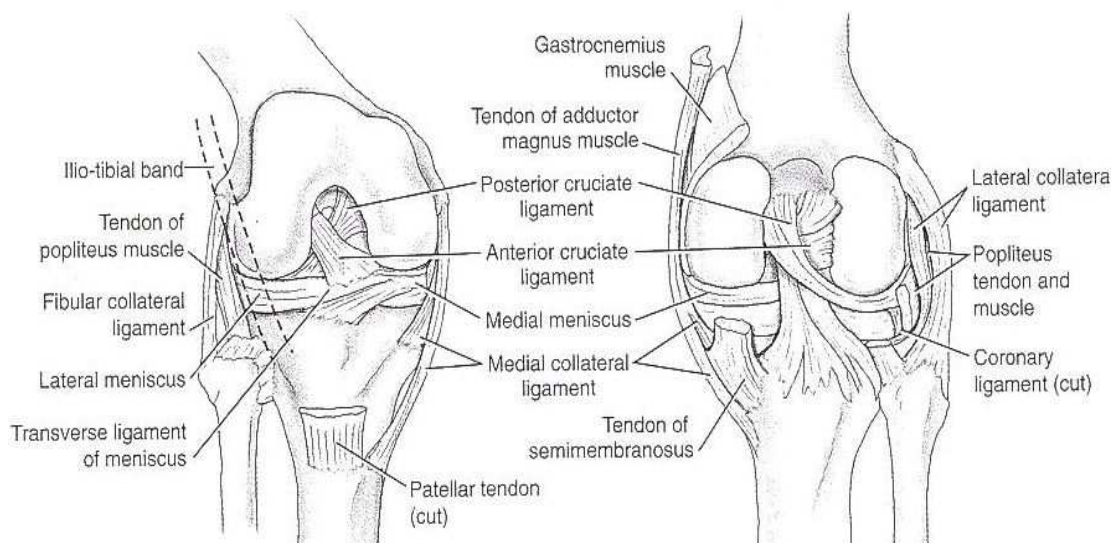
**M. semitendinosus**, **m. gracilis** a **m. sartorius** se upínají na posteromediální stranu KOK jako společná úponová šlacha pes anserinus na mediální plochu tibie asi 5-7 cm distálně pod kloubní štěrbinu (Gross, Fetto, Rosen, 2005). Z těchto svalů je **m. semitendinosus** nejvýraznějším flexorem KOK (Hamil, Kuntzen, 1995).

„Hamstrings“ je slangový výraz pro flexory KOK (**m. biceps femoris**, **m. semimembranosus** a **m. semitendinosus**).

**M. popliteus** odstupuje od laterálního condylu femuru, proniká do kloubního pouzdra a vynořuje se z něj pod **lig. cruciatum**. **M. popliteus** se upíná na zadní straně horního okraje tibie. Funguje jako mediální rotátor bérce a působí při odemknutí kolenního zámku (Véle, 2006)

**M. gastrocnemius** je tvořen mediální a laterální hlavou, začínající na condylech femuru. Společně s **m. soleus** vytváří mohutný **m. triceps surae** (Bartoníček, Heřt, 2004). **M. gastrocnemius** je slabým flexorem KOK, ale přesto má výrazný vliv na stabilitu KOK (Kapandji, 1991).

**M. plantaris** je pomocný flexor KOK a slabý plantární flexor akra (Lephart, Fu, 2000).



Obr. 1 - Struktury kolenního kloubu z předního a zadního pohledu

(Manske, 2006, s. 321).

### 1.2.3 Cévní a nervové zásobení

Mezi hlavní artérie (dále jen a.) zásobující KOK patří a. genus descendens, a. genus superiores medialis, a. genus superiores lateralis, a. genus media, a. genus inferiores medialis, a. genus inferiores lateralis, a. recurrens tibialis anterior. Většina uvedených artérií, zásobujících KOK, odstupuje z a. poplitea (Lephart, Fu, 2000).

Motorická inervace KOK je zajištěna především z nervi (dále jen n.) femoralis, n. tibialis, n. peroneus communis. Na senzitivní inervaci KOK se podílejí n. femoralis, n. obturatorius, n. tibialis, n. peroneus communis a n. saphenous (Lephart, Fu, 2000).

Dlouhá kost je zásobena třemi systémy. Systém nutritivních artérií vstupuje do kosti převážně na rozhraní horní a střední třetiny. Tento systém zásobuje  $\frac{3}{4}$  tloušťky kortikální kosti. Systém metaepifyzárních cév perforuje kortikalis při úponu kloubních pouzder a svalových skupin. Systém periostálních cév zásobuje pouze zevní  $\frac{1}{4}$  kortikalis. Systém nabývá na významu při poškození výživy ze systému nutritivní artérie (Trnovský, 2002).

### 1.2.4 Biomechanika kolenního kloubu

KOK umožňuje potřebný rozsah pohybu mezi femurem a tibií a současně zabezpečuje optimální přenos tlakových sil, které vznikají svalovou aktivitou a hmotností těla (Školníková, 2000). Aktivně lze v KOK vyšetřit flexi, extenzi, vnitřní a zevní rotaci bérce. Ostatní pohyby lze provést pouze pasivně, ale i když jsou jejich rozsahy velmi malé, mají svůj praktický význam (Bartoníček, Heřt, 2004).

#### 1.2.4.1 Kinematika kolenního kloubu

V tibiofemorálním kloubu dochází k pohybu ve třech rovinách. Aktivní flexe je podle Bartoníčka (2004) možná do  $140^\circ$  a pasivní flexe v rozsahu do  $160^\circ$ . Ze základního postavení lze provést hyperextenzi v rozsahu  $5^\circ$ , u jedinců s větší laxitou vazů bývá větší, nepřekročí však  $15^\circ$  (Bartoníček, Heřt, 2004). Kapandji (1991) uvádí, že aktivní flexe v KOK lze dosáhnout do  $140^\circ$ , ovšem za

podmínky, kdy je kyčelní kloub flektován. A pouze 120° s extendovaným kyčelním kloubem. Pasivní pohyb v KOK je možný do 160° (Kapandji, 1991).

Pohyby v tranzverzální rovině, vnitřní a zevní rotaci, jsou ovlivněny pozicí kloubu v sagitální rovině. V plné extenzi KOK je rotace téměř úplně omezena statickými stabilizátory KOK. Rozsah rotace vzrůstá s flexí KOK. V 90° flexi KOK je zevní rotace 0°-45° a vnitřní rotace 0°-30° (Nordin, Frankel, 2001; Kapandji, 1991). Dylevský (2009) prohlašuje, že často udávané hodnoty pro vnitřní rotaci 5°-10° a 30°-50° pro zevní rotaci v KOK se nepodařilo prokázat. Ve své publikaci uvádí rozsah pohybu 5°-7° pro rotaci vnitřní a 21° pro zevní rotaci. Dále upozorňuje na vliv tlaku, který může výrazně omezit pohyby v tranzverzální rovině (Dylevský, 2009). Rotace v KOK jsou spojeny s pohyby v tibiofibulárním kloubu. Při vnitřní rotaci KOK fibula klouže po tibií směrem dopředu a během zevní rotace směrem dozadu. Při blokádách v tibiofibulárním kloubu dochází i k omezení rotace v KOK (Rychlíková, 1994).

Pohyby ve frontální rovině, abdukce a addukce, jsou opět závislé na stupni flexe v KOK. Plná extenze KOK omezuje téměř všechny pohyby ve frontální rovině. Pasivní abdukce a addukce vzrůstá s flexí KOK do 30° s maximem jen několik stupňů. Flexe KOK nad 30° způsobí snížení rozsahu pohybu v rovině frontální (Nordin, Frankel, 2001).

### **Průběh flexe a extenze kolenního kloubu**

Během pohybů v sagitální rovině se kombinují tři pohyby: iniciální rotace, valivý pohyb a klouzavý pohyb. Příčinou těchto odlišných pohybů je tvar kloubních ploch, průběh a uspořádání hlavních vazů KOK. Postranní vazy s interkondylickou eminencí tibie stabilizují artikulující kosti tak, aby flexně - extenzní pohyb probíhal především v sagitální rovině. Hlavní význam pro vzájemnou koordinaci všech tří pohybů, a to především valivého a klouzavého, mají zkřížené vazy. Během pohybů v KOK se totiž mění jejich napětí, respektive napětí jednotlivých jejich částí. Koordinace všech tří pohybů je, při rozdílné velikosti kloubních ploch condylů femuru a tibie, pro plynulý pohyb v kloubu nezbytná (Bartoníček, Heřt, 2004).

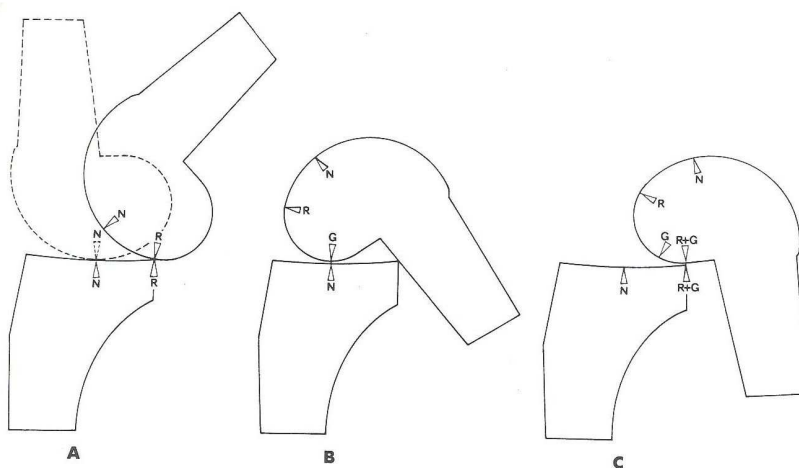
Počáteční flexe KOK (prvních 5°) je provázena tzv. počáteční rotací, kdy dochází k otočení laterálního condylu femuru a posunutí mediálního condylu femuru. Touto počáteční rotací se uvolní postranní vazy a LCA, kloub se „odemkne“.

Následuje valivý pohyb condylů femuru po tibií a meniscích. V konečné fázi flexe se zmenšuje kontakt femuru s tibií a menisky se posunují po tibií dorzálně, jedná se o tzv. klouzavý pohyb. Flexe KOK se tudíž dokončuje v meniskotibiálním spojení (Dylevský, 2009).

Při extenzi probíhá celý proces opačně až k závěrečné rotaci opačného směru, který kloub uzamkne. Postranní a všechny vazy na zadní straně kloubního pouzdra jsou napnuty, KOK je ve stabilní poloze (Dylevský, 2009).

### Průběh rotace kolenního kloubu

Rotační pohyb je závislý na uspořádání vazivového aparátu a jeho vztahu ke kostním strukturám. Centrum rotace dnes většina autorů popisuje v oblasti zevního okraje tuberculum mediale eminentiae intercondylaris těsně před úpon LCP. Rotační pohyby se odehrávají ve femoromeniskální a meniskotibiální části kloubu. Při zevní rotaci bérce se mediální condyl tibie posouvá dopředu a laterálně, zatímco laterální condyl femuru dozadu a mediálně. Tímto pohybem se mediální condyl femuru dostává do kontaktu se zadním rohem mediálního menisku a laterální condyl do kontaktu s předním rohem laterálního menisku. Současně se mediální meniskus pohybuje po tibiálním plató dorzálně a laterálně a laterální meniskus naopak dopředu a mediálně. Během vnitřní rotace bérce je tomu obráceně (Bartoníček, Heřt, 2004).



Obr. 2 - Kombinace valivého a klouzavého pohybu při flexi v kolenním kloubu (Griffin aj., 1995, s. 9).

### 1.2.5 Neuromotorická kontrola a propriocepce kolenního kloubu

Vývojovým přechodem z kvadrupedální lokomoce na vzpřímenou bipedální chůzi se KOK ocitl mezi dvěma dlouhými pákami, femurem a tibií, a měkké tkáně musí odolávat extrémním momentům sil. Navíc se mnohonásobila složitost neuromuskulárních mechanismů, které KOK kontrolují a současně z něj vycházejí. Jedním z aspektů poruch neuromotorické kontroly u poruch měkkých tkání KOK je porucha propriocepce. Mezi stavem měkkých tkání KOK a propriocepcí je těsný obousměrný vztah. Narušení měkkých struktur se projeví v poruše propriocepce, a to nadále zhoršuje kontrolu dynamické stabilizace kloubu. Poruchy senzorky mají za následek zhoršenou signalizaci přetížení kloubu, a tak zhoršují zranitelnost KOK (Mayer, Smékal, 2004).

Propriocepce je významnou složkou senzorké aference, která má velký vliv na průběh a řízení motoriky sloužící k průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy. Přispívá k motorickému programování neuromuskulární kontroly požadované pro přesné, koordinované provedení pohybu a podílí se tak na vzniku reflexní svalové činnosti. V propriocepci KOK má významnou funkci LCA. Senzorické receptory se nacházejí nejen ve vazy samotném, ale rovněž v oblasti jeho femorálního a tibiálního úponu a také v synoviální vrstvě, která tento vaz zahrnuje (Pavlů, Novosádová, 2001).

Ligamenta představují kromě své mechanické funkce také důležitý senzorký aparát. Tato neuroreceptorová funkce LCA byla ověřena i použitím elektrofyziologické techniky. Payr (in Pavlů, Novosádová, 2001) poprvé definoval tzv. kinetický řetězec, který zajišťuje vzájemnou koordinaci mezi vazivovým a svalovým aparátem. LCA společně s kloubním pouzdrem v něm představují první článek vedoucí bohatou aferencí. LCA a další anatomické struktury KOK mají významnou funkci v proprioceptivním zpětnovazebném mechanismu, který zajišťuje stabilitu a dynamickou rovnováhu KOK. Správná distribuce svalového napětí ve funkční skupině a dobrá pohybová koordinace je klíčem k udržení stability KOK (Pavlů, Novosádová, 2001).

### 1.3 Kloubní stabilita

Stabilita kloubu je stav, kdy je nejméně namáháno kloubní pouzdro a periartikulární svaly, pracují v co nejlepší koaktivaci a pohyb v kloubu je vykonáván s co nejmenšími energetickými nároky (Suchomel, 2006). Z pohledu posturální ontogeneze hovoří Kolář (2001) o funkční centraci kloubu, která umožňuje optimální statické zatížení kloubu. Jedná se o funkční postavení, kdy je v kloubu při dané poloze maximální rozložení tlaku na kloubních plochách. Kloubní plochy jsou nastaveny do polohy, ve které je kloub nejlépe schopen snášet zatížení a má maximální možnou stabilitu pro dané úhlové postavení (Kolář, 2001). Enoka (2002) definuje kloubní stabilitu jako schopnost kloubu udržet přiměřené funkční postavení během celého rozsahu pohybu.

Janda (in Suchomel, 2006) uvádí, že udržením nebo dosažením optimálních statických a dynamických poměrů v pohybovém aparátu je zachováno ideální rozložení tlaků na jednotlivé kloubní plochy tak, jak to odpovídá kostní architektice. To je předpokladem co nejfyziologičtějšího zatížení kloubů a tím i prevence poruch funkce, bolestivých a pozdějších degenerativních stavů. Toto tvrzení je možné pokládat za jednu z definic centrace. Centrované postavení neodpovídá pouze určité statické pozici segmentů, ale je dáno vyváženou svalovou aktivitou, která k tomuto držení z každého postavení během pohybu směřuje. Je třeba uvažovat v kontextu celkové posturální situace s primární řídicí funkcí centrální nervové soustavy (Suchomel, 2006).

Stabilita kloubu je zajištěna třemi subsystémy. Pasivním (kostěné a chrupavčité faktory, ligamenta), aktivním (aktivita svalů) a neurálním subsystémem, který ovlivňuje stabilitu prostřednictvím řízení aktivní složky (Suchomel, 2006). Obecně existuje závislost mezi mobilitou v kloubu a jeho stabilitou; nepohyblivější klouby mají tendenci k nejmenší kloubní stabilitě. Kloubní stabilita je závislá na třech faktorech: za prvé na tvaru kloubních ploch a jejich vzájemném geometrickém ovlivnění, za druhé na omezení pohybu ligamenty, kloubním pouzdrem a ostatními periartikulárními strukturami a za třetí činností svalů procházející přes kloub. Tyto faktory podmiňují počet stupňů volnosti v kloubu (Enoka, 2002).

V případě porušené funkce struktur KOK nastává instabilita KOK. Přestože jsou ligamenta považována za pasivní elementy limitující pohyby v kloubu, jsou také

odpovědné za funkční stabilitu kloubu. Funkční kloubní stabilita je zajištěna interakcí několika faktorů: pasivní limitací pohybu, kloubní geometrií, vlastnostmi tření, aferencí, kompresí vyplívající z gravitace a svalové aktivity v kloubu. Ze všech těchto aspektů má nejdůležitější vliv na udržení funkční dynamické stability KOK zátěž působící na kloub. Současná antagonická aktivita m. quadriceps femoris a hamstringů způsobí zvýšení tuhosti kloubu a rovnoměrné rozložení tlaku na kloubní plochy. Současná kontrakce agonistů a antagonistů zvyšuje zatížení a stabilitu KOK a zdůrazňuje tím důležitost svalové koordinace pro funkční dynamickou stabilitu kloubu (Lephart, Fu, 2000).

### 1.3.1 Kloubní receptory

Podobně, jako svalová vřetenka a šlachová tělíska, tak i kloubní receptory mohou fungovat jako mechanoreceptory, které poskytují informace o kloubu tak nezbytné pro kontrolu pohybu. Kloubní receptory informují o pozici, posunu, rychlosti a zrychlení pohybu stejně, jako o škodlivých podnětech působících v kloubu (Enoka, 2002).

Rozlišujeme čtyři primární typy kloubních receptorů.

**1. Ruffiniho zakončení** se vyznačují nízkým prahem dráždivosti na mechanický podnět, pomalou adaptací na statickou pozici v kloubu, intraartikulární kompresí a podávají signály o úhlu a pohybu ve středním postavení kloubu (Lephart, Fu, 2000).

**2. Pacciniho korpuscula** jsou charakteristická nízkým prahem dráždivosti na mechanické napětí, ovšem velmi rychle se adaptují. Jsou tiché za statických podmínek nebo pohybu o konstantní rychlosti, ale velmi citlivé na akceleraci a deceleraci pohybu (Lephart, Fu, 2000).

**3. Golgiho zakončení** se vyznačují vysokým prahem dráždivosti, pomalou adaptací a jsou zcela inaktivní v immobilních kloubech. Golgiho zakončení upozorňují na extrémní pozice normálního rozsahu pohybu (Lephart, Fu, 2000).

**4. Volná nervová zakončení** jsou tichá za normálních podmínek, aktivují se při mechanických deformacích a chemických podrážděních (Lephart, Fu, 2000).



### 1.3.2 Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce

Otevřený kinematický řetězec (dále jen OKC) představuje takový řetězec, ve kterém se terminální článek setká s tak malým odporem, že to má na ostatní segmenty zanedbatelný vliv. Za OKC je považován ten, který má jeden konec, označovaný jako distální (ve smyslu terminální) volný, a druhý, proximální je pevně fixován. Uzavřený kinematický řetězec (dále jen CKC) vzniká při existenci tak velkého odporu na obou koncích řetězce, že není možný pohyb terminálních článků a silové působení uvnitř řetězce bude postavení jednotlivých vnitřních článků vzájemně zcela závisle měnit. CKC má pevně fixovány oba konce (Dvořák, 2005). Z kinematického hlediska Vařeka (in Dvořák, 2005) definuje OKC jako takový, kde je možné změnit postavení v jednom kloubu bez změny postavení v ostatních. CKC je definován jako změna postavení v jednom kloubu, která je možná pouze za současné změny postavení v dalších kloubech (Dvořák, 2005).

Jako hlavní typ cvičení pro rehabilitaci po úrazech a operacích dolních končetin (dále jen DKK) se v současné době upřednostňuje cvičení v CKC. Přestože DKK jako orgán lokomoce fungují v zátěži převážně v rámci CKC, je vhodné terapeutický program doplnit i o prvky OKC. V rehabilitačním programu má nácvik aktivity v OKC smysl zejména u pacientů, u kterých lze očekávat náročnější zátěž (Dvořák, 2005).

Přiměřenou kloubní stabilitu efektivního pohybu lze získat převážně v CKC. Zvládnutí cvičení v CKC je univerzálně nezbytné pro to, aby příslušný segment mohl být součástí fungujících i OKC. Terapie bez zvládnutí statické a dynamické stabilizace kloubu jakékoliv části těla bude přinejmenším málo efektivní, ne-li vysloveně rizikové (Dvořák, 2005).

## 1.4 Traumatické léze

Zlomeninu lze definovat jako porušení kontinuity kosti, která je způsobena ohybovými, kompresními, torzními aj. silami, které přesahují pevnost a pružnost kosti (Višňa aj., 2004). Zlomeniny kostí jsou vždy spojeny s přerušением cévního zásobení a s různým stupněm poškození měkkých tkání (Dungl, 2005).

### **1.4.1 Traumatické poranění z pohledu biomechaniky**

Při pohybu, ale také za statických situací, jsou kosti namáhány. Mechanická zátěž, působící na kosti, vyvolává odezvu prostřednictvím silového vlivu vnějšího prostředí. Její charakter souvisí především s velikostí a směrem působící síly a s tvarem a velikostí průřezu kosti. Mezi základní způsoby namáhání kostí patří tah, tlak, ohyb, smyk a krut. Současným působením více typů zátěže vzniká kombinované a cyklické namáhání kostí. K poškození kosti může dojít opakovaným zatížením v zóně únavy nebo jednorázovým zatížením v zóně přetížení. Mikrodeformace se mohou vyskytovat v zóně únavy, elastických a plastických deformací. Kostí jsou většinou odolnější proti působení zátěže ve směru podélné osy než ve směru radiálním nebo tangenciálním (Janura, 2004).

Změna vykonávání pohybových aktivit vede k přestavbě vnitřní architektoniky kosti. Vztah vlivu vnějšího prostředí na strukturu a funkci kostní tkáně vyjadřuje Wolffův zákon:

Každá změna ve funkci kosti je doprovázena určitými nevratnými změnami ve vnitřní architektuře kosti s přihlédnutím k vnějším faktorům. Tyto změny vedou k obnově souladu mezi tvarem, strukturou a funkčním zatížením kosti (Janura, 2004).

### **1.4.2 Hojení zlomenin**

Kostní hojení je ovlivněno řadou fyzikálních a humorálních faktorů, působících lokálně a celkově. Hojení zlomenin je v mnohém podobné hojení měkkých tkání. Ovšem schopnost zhojení zlomeniny bez vytvoření jizvy je pro kostní tkáň jedinečná. Způsob hojení zlomenin závisí na kontaktu mezi fragmenty a pohyblivostí mezi nimi (Bartoníček, Heřt, 2004).

#### **1.4.2.1 Sekundární způsob hojení**

Sekundární, přirozený, způsob hojení je charakteristický pro konzervativní terapii a relativně stabilní osteosyntézy. Pro sekundární způsob hojení je charakteristická tvorba periostálního svalku. Mezi fragmenty se nejprve vytvoří hematoma, jehož velikost částečně určuje velikost budoucího svalku. Následuje fáze proliferace, diferenciací, osifikace a modelace s remodelací (Dunzl, 2005).

Mechanické faktory se významně uplatňují při tvorbě svalku. Pravděpodobně největší vliv má fáze diferenciacce, neboť z nediferencovaného mezenchymového blastému vzniká vazivo, chrupavka a kost (Bartoníček, Heřt, 2004).

V současné době je velice diskutovanou otázkou možnost urychlení hojení svalku pomocí dynamické, intermitentní komprese fragmentů. Goodship a Kenwright (in Bartoníček, Heřt, 2002) uvádějí, že vyvolané mikropohyby mohou stimulovat proliferaci buněk ve svalku během prvních dvou až tří týdnů po zlomenině. Sarmiento (in Bartoníček, Heřt, 2002) prokázal, že i v modelační fázi 2-4 měsíce po traumatu lze konzervativní léčbu zlomenin urychlit.

Princip dynamizace se využívá k urychlení hojení u diafyzárních zlomenin řešených zajištěným nitrodřeňovým hřebem (Bartoníček, Heřt, 2004).

#### **1.4.2.2 Primární způsob hojení**

K primárnímu, přímému způsobu kostního hojení, dochází při absolutní stabilitě fragmentů. Při dokonalé stabilizaci a adaptaci fragmentů, např. kompresivní dlahou se na jejich periostálním povrchu tvoří malý a nevýznamný svalek. Na hranici živé a nekrotické kosti se aktivují cévní pupeny, které mohou rekanalizovat a částečně resorbovat původní osteony. Tento proces postupně vede k revitalizaci nekrotické kostní tkáně (Bartoníček, Heřt, 2002).

Na rozdíl od sekundárního hojení, kde krevní zásobení vychází z periostu, endostu a cév Haverských kanálů, je v případě primárního hojení nejdůležitější cévní zásobení pouze z Haverských kanálů (Višňa aj., 2004). Pro možnost primárního hojení musí být splněny základní podmínky: stabilita osteosyntézy po celou dobu hojení a fragmenty musí být v principu vitální. Je tolerována částečná devitalizace okolí. Primární hojení lze rozdělit na kontaktní a štěrbinové (Dunzl, 2005).

#### **1.4.3 Klasifikace diafyzárních zlomenin**

Klasifikace zlomenin má poskytnout informace o závažnosti kostní léze, následné terapeutické intervenci a má umožnit srovnatelné hodnocení výsledků léčby (Pokorný aj., 2002). Klasifikace by měla být jednoznačná, slovně i obrazně popsána (Dunzl, 2005).

Nejpoužívanější klasifikací pro hodnocení zlomenin kostí je klasifikace společnosti AO (viz příl. 1, s. 88), známá jako systém CCF („Comprehensive Classification of Fractures“). Typ zlomeniny je vyjádřený kódem, složeným z číslic a písmen - nejjednodušší zlomenina je v dané lokalitě zlomenina typu A1 a nejzávažnější poranění typu C3. V určování závažnosti zlomeniny má klíčovou úlohu kromě typu zlomeniny také rozsah poranění měkkých tkání. Systém CCF hodnotí prakticky jen rtg obraz (viz. příl. 2, s. 89), ale nikoliv stav měkkých tkání (Višňa aj., 2004).

V Evropě je nejčastěji akceptována klasifikace podle Tscherneho, která rozděluje zlomeniny na otevřené a zavřené (viz příl. 3, s. 90). Systém Tscherneho považuje za rozhodující pro osud končetiny stupeň poškození měkkých tkání a teprve na druhém místě zlomeninu skeletu. Profesor Tscherne (in Závitkovský, Malkus, 2002) stanovil bodové skóre, které slouží jako vodítko při stanovení závažnosti a prognózy poranění. Vycházel z rozsahu poškození cévních a nervových struktur, délky trvání ischémie, přidružených poranění aj. Další rozšířenou klasifikací otevřených zlomenin je klasifikace dle Gustila a Anderssona (Závitkovský, Malkus, 2002).

#### **1.4.4 Léčba zlomenin diafýzy bérce**

Stanovení přesné a včasné diagnostiky, typu a druhu zlomeniny a určení adekvátní terapeutické intervence jsou nutnou podmínkou pro optimální léčení zlomenin dlouhých kostí. Neodkladné a definitivní ošetření zlomeniny umožní rychlou mobilizaci a rehabilitaci pacienta (Nestrojil, 2001).

Dřívější postupy, které měly za úkol dokonalé zhojení v přijatelném osovém postavení pomocí repozice s přiložením povrchových dlah, následně vedly k omezení funkce kloubů a prodlužovaly dobu rehabilitace. Z důvodů včasného návratu funkce končetiny a podpoření hojení byla vytvořena tzv. biologická vnitřní fixace. Biologická vnitřní fixace vede k časnému a bezpečnému hojení s plnou obnovou funkce a minimalizaci rizika biologických komplikací (Perren, 2008).

Způsob léčení zlomenin dlouhých kostí závisí na celkovém stavu poraněného, závažnosti poranění, typu, lokalizaci a druhu zlomeniny (Nestrojil, 2001).

#### 1.4.4.1 Konzervativní terapie

Nekrvavá repozice se zevní imobilizací je indikována u stabilních a nedislokovaných zlomenin a u dislokovaných zlomenin, které umožňují nekrvavou repozici do anatomického postavení s dobrou retencí fragmentů a přijatelnou fixací. V souvislosti s konzervativní terapií lze zmínit postupy dle Böhlera a funkčně - konzervativní léčení dle Sarmienta (Dungl, 2005).

**Böhlerova klasická konzervativní škola** indikuje k primárnímu ošetření (podle principů repozice, retence, rehabilitace) minimálně dislokované a stabilní zlomeniny. V první fázi léčby se aplikuje vysoká podložená sádra, která zabraňuje rotačním odchylkám a ekvinóznímu postavení nohy. Po odeznění otoku (10-15 den) je obvaz vyměněn za definitivní sádru. V definitivní sádře je končetina podle typu zlomeniny zatěžována po 3 týdnech. Fixace je ponechána do zhojení podle rtg obrazu (Holubář, 2003).

Nevýhodou takto vedené léčby je vznik kloubní ztuhlosti, odvápnění, svalové atrofie a časté Sudeckovy dystrofie (Holubář, 2003).

**Funkční konzervativní škola podle Sarmienta** vychází z poznatků, že přímý kontakt kostní, konec ke konci či jinak, není pro kostní hojení nezbytný. Pevná imobilizace fragmentů a kloubů nad a pod zlomeninou je pro kostní hojení nevýhodná (Holubář, 2003).

Při funkčním léčení se imobilizují stabilní zaklíněné zlomeniny pomocí ortéz a brejsů, které se přikládají jako objímka na postiženou část končetiny. Obvaz je přesně modelován kolem condylů hlavice tibie, obkružuje patelu, ale nezasahuje do popliteální jamky a tím umožňuje pohyb v KOK. Princip léčení spočívá v tom, že obvazy umožňují sousedním kloubům limitovaný pohyb. Úlomky nejsou plně fixovány. Při pohybech vyvíjí v obvazu svalová manžeta hydrodynamický tlak na místo zlomeniny. Tak se má urychlit tvorba svalku (Pokorný aj., 2002).

Při primárním ošetření se aplikuje vysoká sádra. Funkční sádra se přikládá druhý až šestý týden v závislosti na typu zlomeniny a podle bolestivosti při zatížení. Sarmiento (in Holubář, 2003) považuje stav měkkých tkání v poraněném segmentu

za rozhodující pro léčbu zlomeniny. Pro léčbu dle Sarmienta nejsou indikovány zlomeniny s velkou primární dislokací (Holubář, 2003).

Tato imobilizace umožňuje časnou rehabilitaci okolních kloubů, ale vyžaduje dobrou spolupráci ze strany pacienta (Nestrojil, 2001).

#### **1.4.4.2 Operační terapie**

Operační léčba zlomenin doznala v posledních dvaceti letech řadu změn. Vlivem způsobu života společnosti se změnil nejen charakter a počet zlomenin, ale i nároky pacientů na komfort při ošetřování i na konečný výsledek léčby. Tzv. zlomeniny z vysokoenergetického násilí postihují většinou mladší jedince. Působící energie výrazně poškozují nejen kost, ale i měkké tkáně. Výsledkem úrazu mohou být ztrátová poranění nejen kůže a podkoží, ale i cév a nervů (Bartoníček, 2006).

Operativní řešení má v současnosti dominantní postavení v léčbě zlomenin diafýzy tibie. Mezi hlavní výhody operativní léčby patří zajištění dobré repozice, spolehlivé retence fragmentů a včasná funkční léčba (Holubář, 2003). Na zhojení zlomeniny se v rozhodující míře podílí velikost násilí, stupeň poranění měkkých tkání, velikost a znečištění kožní rány a typ zlomeniny (Závitkovský, Malkus, 2002).

Pro operativní ošetření diafyzárních zlomenin se využívají vnitřní a zevní osteosyntézy (Nestrojil, 2001). Nejdůležitějším kritériem pro optimální hojení diafyzárních zlomenin je obnova délky kosti bez osové a rotační odchylky. Pro tyto podmínky je nejvíce využívanou metodou nepředvrtaný tibiální hřeb. Zavedením nepředvrtaného tibiálního hřebu do traumatologie se výrazně snížilo riziko vzniku infikovaného pakloubu. U stupňů III B a III C podle Gustila a Anderssona je indikována zevní fixace. Ovšem jen za předpokladu, kdy nelze primárně zakrýt místo zlomeniny měkkými tkáněmi (Holubář, 2003).

**Nepředvrtaný tibiální hřeb** (unreamed tibial nail, dále jen UTN) patří mezi zajištěné hřeby nitrodřeňové osteosyntézy, sloužící k léčbě zlomenin převážně dlouhých kostí. Výhodou většiny intramedulárních osteosyntéz je okamžité, částečné zatížení končetiny a minimalizace dalšího poškození cévního zásobení fragmentů (Trnovský, 2002).

UTN je v posledních letech nejpoužívanějších metodou k léčbě zavřených i otevřených zlomenin. U otevřených zlomenin lze použít UTN až do stupně III C klasifikace podle Gustila a Anderssona, pokud lze místo zlomeniny zakrýt měkkými tkáněmi (Holubář, 2003). Dalšími indikacemi k aplikaci UTN jsou stavy s velkou deperiostací fragmentů, stavy po trombembolické nemoci, plicní embolizaci aj. Po repozici a zavedení UTN se musí vždy zajistit hřeb v distálním i proximálním fragmentu dvěma šrouby, které zabezpečují rotační stabilitu fragmentů. Kost se tak nemůže zkrátit a hřeb migrovat (Višňa aj., 2004). Výhodou UTN je menší poškození intramedulárního zásobení kortikalis, zkrácení doby operace a nižší riziko infekce (Bartoníček, 2006). Nevýhodou UTN je menší stabilita osteosyntézy a možnost selhání hřebu nebo šroubů (Dungl, 2005). Nitrodřeňová fixace splňuje současné principy AO a to: správnou repozici, náležitou stabilizaci, zachování cévního zásobení a bezbolestnou časnou mobilizaci (Hohaus, Bula, Bonnaire, 2008).

Zatěžování dolní končetiny (dále jen DK) je možné dozovat až po dynamizaci hřebu kolem šestého až osmého týdne po operaci dle typu zlomeniny a průběhu hojení (Holubář, 2003). Trnovský (2002) uvádí plné zatěžování DK po šesti týdnech od operace a dobu tří měsíců za dostačující pro plné zhojení zlomeniny. Pokorný (2002) zastává názor, že dobu pro optimální zhojení bérce je čtyři až šest měsíců.

**Zevní fixace** (dále jen ZF) je metoda, umožňující stabilizaci fragmentů vnější konstrukcí se zavedením minimálního množství cizorodého materiálu do tkání (Dungl, 2005). Jak bylo uvedeno, je ZF jedna z metod léčby otevřených zlomenin s defekty měkkých tkání a infikovaných paklobů (Holubář, 2003). Aplikací ZF se vlastně blížíme funkční konzervativní léčbě. Nedochozí k zásahu do oblasti zlomeniny, a tudíž je minimalizováno poškození cévního zásobení a vznik kostního infektu (Holubář, 2003). ZF je z řady důvodů používána převážně jako stabilizace dočasná. Po zlepšení stavu měkkých tkání je ZF konvertována na vnitřní osteosyntézu (Bartoníček, 2006). Pokud se však měkké tkáně do tří až čtyř týdnů nezhojí, je výhodnější ZF ponechat (Závitkovský, Malkus, 2002).

Přes své nevýhody, např. dyskomfort pacienta je ZF jedna z metod volby řešící nejen diafyzární zlomeniny. ZF je využívána pro jednoduchost operační metody, minimalizaci poškození měkkých tkání a skeletu končetin (Pleva, 2002). Výsledky prospektivních studií ukazují, že není rozdíl v ošetření otevřených zlomenin

vyššího stupně ZF nebo UTN. O výsledku rozhoduje kvalita měkkých tkání (Holubář, 2003).

#### **1.4.5 Komplikace léčby diafyzárních zlomenin**

Komplikace lze rozdělit na obtíže spojené s konzervativní a operativní terapií nebo na komplikace časně a pozdní.

##### **1.4.5.1 Časně komplikace**

**1. Kompartment syndrom** (dále jen KS) je stav, kdy zvýšený intrafasciální tlak způsobí útlak měkkých tkání v uzavřeném fasciálním prostoru. Ischemizace svalů a nervů se projeví souborem klinických příznaků. Ke KS dochází v prostoru, který je vymezen skeletem a fasciálními obaly nebo fasciálními septy svalů. V popsaném prostoru jsou uloženy svaly, cévní a nervové svazky. KS nastává při zvýšení intrafasciálního tlaku na 30-40 mm Hg. Způsobuje útlak měkkých tkání v uzavřeném fasciálním prostoru (Fraňková, 2006). KS je závažný problém rozhodující o osudu končetiny (Holubář, 2003).

**2. Kostní infekce** - při podezření na tuto komplikaci se doporučuje nespolehat na antibiotika, ale aktivně a časně revidovat rány a hematomy (Pokorný aj., 2002). Ošetření otevřené zlomeniny do šesti až osmi hodin od úrazu výrazně snižuje riziko infektu. Ponechání nekrotické tkáně je zdrojem, v němž může dojít k pomnožení mikrobů (Závitkovský, Malkus, 2002).

**3. Redislokace** zlomeniny s mírnou dislokací se často zhojí se stejným funkčním výsledkem jako zlomeniny anatomicky zreponovatelné. Tendenci k redislokaci mají především nestabilní zlomeniny (Holubář, 2003).

**4. Nervově - cévní léze**, nejčastěji bývá poraněn peroneální nerv, a to jak úrazově, tak i iatrogeně (Holubář, 2003).

**5. Povrchová tromboflebitis** se může projevit spontánní bolestí, zduřením a zarudnutím v místě zánětlivě změněného žilního provazce (Holubář, 2003).

**6. Hluboká flebotrombóza** se projeví pocitem tíhy, napětím pod sádkou, edémem prstů, změnou barvy prstů, ale také subfebrilií a tachykardií (Holubář, 2003).



### 1.4.5.2 Pozdní komplikace

**1. Sudeckova kostní dystrofie** je neurocirkulační onemocnění s poúrazovými projevy na končetinách. Důležitá je především prevence vzniku s přesnou repozicí fragmentů, adekvátní fixací a časnou rehabilitací. Zanedbaná léčba vždy řeší komplikace spojené s poruchou mobility (Holubář, 2003).

**2. Pakloub** je označení pro nedokonalé zhojení zlomeniny vazivem, bez přeměny v kost. Při definování pakloubu je třeba rozlišit hojení opožděné a hojení porušené (pakloub). Hojení diafyzární zlomeniny cca 20 týdnů je považováno za opožděné hojení. Mezi příčiny, způsobující opožděné hojení a vznik pakloubu, patří typ zlomeniny, nesprávný postup při ošetření, nevhodná fixace u osteosyntézy, devitalizace fragmentů, infekce, nespokupracující pacient aj. (Holubář, 2003).

**3. Bolesti KOK**, někteří pacienti ošetření UTN, jsou ovlivněni bolestmi na přední straně KOK v místě inserce implantátu. Bolesti KOK provázejí pacienty i po letech od operačního výkonu a dokonce i po extrakci hřebu. Příčina obtíží je pravděpodobně multifaktoriální (Dráč, 2005).

**4. Refractura** je označení pro traumatické porušení kontinuity kosti v místě původně adekvátně ošetřené zlomeniny. Refractury lze rozdělit na fokální a parafokální (Holubář, 2003).

**5. Selhání osteosyntézy**, selhání hřebu se pohybuje ve 2-16% a šroubů v 11- 13% (Holubář, 2003).

## 1.5 Vyšetřovací metody

Pro potřeby výzkumné části diplomové práce byly vybrány dvě metody: povrchová elektromyografie a posturografie. Proto budou tyto metody v následujících oddílech podrobněji popsány.

### 1.5.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (dále jen SEMG) umožňuje pomocí povrchových elektrod registrovat elektrické projevy činnosti svalového aparátu. Zdrojem elektromyografického signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy. Jedná se o elektrický ekvivalent iontové výměny na membráně při svalové kontrakci.

Záznam, elektromyogram, má podobu více či méně vyjádřeného interferenčního vzorce, který je vytvořen překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek. Hodnota jednotlivých parametrů elektromyografického signálu je ovlivněna fyziologickými faktory (např. počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken) a faktory metodického postupu detekce a zpracování signálu (např. velikost, tvar, lokalizace a vzdálenost elektrod) (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

SEMG poskytuje jednoduchý přístup k fyziologickým dějům, souvisejícím se vznikem pohybu a produkovaní síly. Výhodou je neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení detekce. Nevýhodou je možnost ovlivnění velikosti elektromyografického signálu v důsledku nerespektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu. Kineziologická SEMG se například zaměřuje na vyšetření svalové funkce během selektivního i komplexního pohybu, sleduje koordinaci svalové činnosti a efekt tréninkových metod (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

#### **1.5.1.1 Sledování velikosti aktivace svalů**

Studie, sledující míru aktivace svalů, hodnotí elektromyogram zejména pomocí kvantifikace amplitudy signálu. Velikost amplitudy je odrazem nejen množství aktivovaných motorických jednotek a synchronizace „pálení“, ale také řadou vnitřních a vnějších faktorů. Elektromyografický signál umožňuje objasnit, zda je sval aktivní méně či více. Při komparaci elektromyografického signálu se silou je vztah pouze kvalitativní, i když byl u některých svalů zjištěn vztah linearitě blízký. Se stoupající rychlostí kontrakce a velikostí síly dochází ke zvýšení amplitudy elektromyografického signálu. Velikost výsledné síly je dána nejen silou detekovaného aktivního svalu, ale také velikostí pasivních sil (tření v kloubu, odporových sil vazů, kloubního pouzdra aj.) (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

#### **1.5.2 Posturografie**

Společnost NeuroCom zpočátku vyvinula EquiTest®, Computerized Dynamic Posturography (CDP) ve spolupráci s NASA (National Advisory Committee for Aeronautics). Dnes NeuroCom podporuje zdravotní péči v oblasti chronických poruch

rovnováhy, závratí, vestibulárních poruch, mobility, procesu stárnutí a poranění (dostupné z WWW: <http://resourcesonbalance.com/>).

Posturografie je dynamická vyšetřovací metoda, při které se snímá reakční síla ve třech rovinách na tenzometrické plošině. Hlavní silou působící na plošinu je síla tíhová a plošina na ni reaguje stejně velkou silou opačné orientace. Sekundárními reakčními silami se nazývají reakční síly svalů přenášené na plošinu, které reagují na neustálé oscilace těžiště. Jednotlivé složky reakční síly a jejich momenty jsou snímány tenzometry, umístěnými v rozích plošiny. Ze snímaných hodnot lze matematickou úpravou získaných veličin vypočítat center of pressure (dále jen COP), který představuje vážený průměr všech tlaků, působících na opěrnou plochu. COP koreluje po matematickém přepočtu s projekcí těžiště do opěrné báze (COG – center of gravity). Tenzometrická plošina registruje polohu COP v čase a podle zvoleného testu se s tímto parametrem dále pracuje (dostupné z WWW: <http://www.onbalance.com/program/role/cdp/index.aspx>).

Verze „Balance Master System“ slouží k hodnocení a léčbě pacientů s poruchou rovnováhy a motorických dovedností. Využívá se u ortopedických, neurologických, vestibulárních a geriatrických diagnóz. Verze „Smart EquiTest System“ informuje o zpracování vestibulárních, somatosenzorických a zrakových vstupů tak důležitých pro udržení rovnováhy, koordinaci automatických motorických odpovědí a strategií atd. (dostupné z WWW: <http://www.resourcesonbalance.com/>).

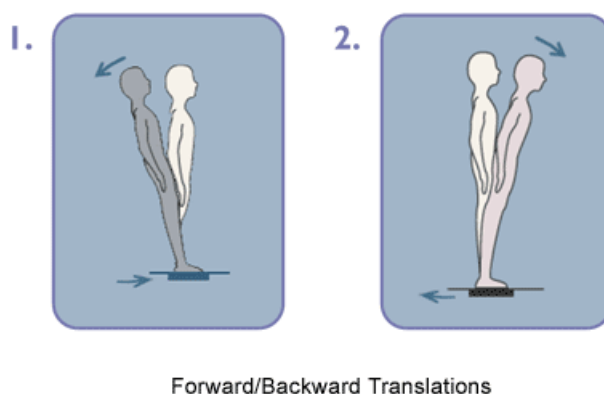
Pro posturografické měření byly vybrány dva testy Motor Control Test (dále jen MCT) a Weight Bearing Squat (dále jen WBS).

### **1.5.2.1 Motor Control Test**

MCT posuzuje efektivitu automatického motorického systému rychle reagovat na neočekávané vnější podněty, narušující rovnovážné reakce pacienta. Hodnotí automatické motorické reakce pacienta v závislosti na rychlosti, tj. malé, střední a velké translaci plošiny a směru, tj. dopředu a dozadu. Velikost translací plošiny je normována k tělesné výšce pacienta (dostupné z WWW: <http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>).

Test MCT poukazuje na průměrné rozložení tělesné hmotnosti v průběhu jednotlivých translací (Weight Symmetry). Pokud jsou obě DKK zatěžovány

stejněměrně, výsledný vzorec bude 100, jestliže je více zatížená levá dolní končetina (dále jen LDK), bude výsledný vzorec větší než 100 a jestliže je více zatížena pravá dolní končetina (dále jen PDK), bude menší než 100. Efektivita reakce na zevní podnět (latency) je vyjádřena jako čas v milisekundách mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí pacienta. Vyšší hodnoty poukazují na nižší efektivitu reakce. MCT také kvantifikuje amplitudu silové odpovědi na translaci plošiny pro každou DK (Amplitude scaling) (dostupné z WWW: <http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>).



Obr. 3 - Translace plošiny vpřed a vzad při testu MCT (dostupné na WWW: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>)

### 1.5.2.2 Weight Bearing Squot

Test distribuce hmotnosti slouží k hodnocení symetrie rozložení zátěže v průběhu volního snižování těžiště těla mezi DKK. Symetrie tělesné hmotnosti se posuzuje ve vzpřímeném stoji, 30°, 60° a 90° flexi v KOK. Ve vzpřímené pozici je relativně menší zatížení kolenních a kyčelních kloubů. Se zvyšující se flexí v KOK pak vzrůstá tlak na kolenní a kyčelní klouby a lze tak detekovat rozdíly v rozložení tělesné hmotnosti v těchto kloubech (dostupné z WWW: <http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/wbs.aspx>).

WBS znázorňuje procentuální zatížení PDK a LDK v testovaných pozicích. Nerovnoměrné rozložení sil může odrážet poruchu propiocepce, omezení svalové síly, omezení rozsahu pohybu v kloubu nebo bolest. U zdravých jedinců je tolerován rozdíl v zatížení do sedmi procent tělesné hmotnosti. Pacienti s postiženou jednou DK mohou

ve vzpřímeném stoji vykazovat stejné výsledky jako jedinci „zdraví“, ale se zvyšující se náročností úkolu se potíže zvyrazňují (dostupné z WWW: <http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/wbs.aspx>).



Obr. 4 - Test WBS na Balance Master System (Dostupné z WWW: <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/wbs.aspx>)

## **2 CÍLE A HYPOTÉZY**

### **2.1 Cíle diplomové práce**

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda má zlomenina diafýzy tibie vliv na stabilitu KOK a zanechá u jedinců funkční následky, vyjádřené poruchou svalové aktivace. Za tímto účelem byly vybrány posturografické testy (MCT, WBS a SUO), během kterých byly testované svaly současně snímány SEMG.

#### **DÍLČÍ CÍLE:**

- Posoudit efektivitu automatických posturálních reakcí při translacích plošiny vpřed i vzad mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci
- Porovnat symetrii rozložení tělesné hmotnosti ve vzpřímeném stoji a flexi 30° v KOK mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.

### **2.2 Hypotézy diplomové práce**

#### **2.2.1 Hypotézy k posturografickému vyšetření**

H<sub>01</sub>: Při MCT - Backward Translation - není rozdíl v efektivitě reakce na zevní podnět mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.

H<sub>02</sub>: Při MCT - Forward Translation - není rozdíl v efektivitě reakce na zevní podnět mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.

H<sub>03</sub>: Při testu WBS není rozdíl v symetrii rozložení tělesné hmotnosti ve vzpřímeném stoji mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.

H<sub>04</sub>: Při testu WBS není rozdíl v symetrii rozložení tělesné hmotnosti při flexi 30° v kolenních kloubech mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.

### 2.2.2 Hypotézy k povrchovému EMG vyšetření

H<sub>05</sub>: Při testu WBS není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů ve 30° flexi KOK mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.

H<sub>06</sub>: Při testu WBS není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v 60° flexi KOK mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.

H<sub>07</sub>: Při testu SUO není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v momentě výstupu na schod mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.

H<sub>08</sub>: Při testu SUO není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v momentě výstupu na schod mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.

H<sub>09</sub>: Při přechodu přes molitan není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v momentě došlapu na molitan mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.

H<sub>010</sub>: Při přechodu přes molitan není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v momentě došlapu na molitan mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.

## **3 METODIKA PRÁCE**

### **3.1 Charakteristika souborů pacientů**

Do výzkumu bylo zařazeno 16 osob, které byly rozděleny do dvou skupin. První (experimentální) skupinu tvořilo 8 pacientů se zlomeninou v oblasti diafýzy tibie. Do druhé (kontrolní) skupiny bylo zařazeno 8 zdravých jedinců. V experimentální i kontrolní skupině byla zastoupena obě pohlaví.

Podmínkou k zařazení do experimentální skupiny bylo: zlomenina tibie řešená UTN, druhostranná končetina bez předešlého traumatického postižení, nekomplikovaný průběh hojení a možnost plného zatížení atakované DK. Do kontrolní skupiny byli zařazeni pouze jedinci bez předešlých traumat na DKK. Pro experimentální i kontrolní skupinu platily podmínky: stejné délky DKK a nepoškozené měkké struktury KOK.

#### **3.1.1 Experimentální skupina**

Do experimentální skupiny bylo zařazeno 8 pacientů po zlomenině diafýzy tibie, z toho bylo 5 mužů a 3 ženy ve věku od 22 do 65 let s průměrným věkem 43,2 let (SD  $\pm$  15,1 let). Průměrná tělesná výška pacientů byla 177,8 cm (SD  $\pm$  7,6 cm) a průměrná tělesná hmotnost 77,2 kg (SD  $\pm$  9,8 kg).

Zlomenina diafýzy tibie se vyskytovala u tří pacientů na LDK u zbylých pěti pacientů na PDK. Sedm pacientů uvedlo jako svou preferovanou končetinu PDK, jeden pacient LDK. U čtyř pacientů byly poraněné obě bércové kosti.

Po dynamizaci hřebu pacienti podstoupili různě dlouhou rehabilitační péči, která probíhala 2x až 3x týdně po dobu 4-6 týdnů. Frekvence a délka rehabilitace byla vedena individuálně dle možnosti pacienta a rehabilitačního centra. Měření bylo provedeno u všech pacientů nejpozději do čtyř měsíců od úrazu. Konkrétně u tří pacientů 10 týden, u dvou 11 a 13 týden a u jednoho 12 týden.

Žádný ze zkoumaných pacientů neuváděl jiná zranění nebo prodělané operace pohybového aparátu na DKK a ani přidružené nemoci ovlivňující léčbu.



### **3.1.2 Kontrolní skupina**

Kontrolní skupinu tvořilo 8 zdravých probandů obou pohlaví. Skupina byla složena ze 4 mužů a 4 žen ve věku od 25 do 54 let s průměrným věkem 38,5 let ( $SD \pm 13,5$  let). Průměrná tělesná výška probandů byla 175,7 cm ( $SD \pm 6,5$  cm) a průměrná tělesná hmotnost 74,7 kg ( $SD \pm 6,6$  kg). Nikdo z uvedených probandů neuvedl závažné poranění v oblasti DKK. Všichni probandi uvedli jako svou preferovanou končetinu - PDK.

## **3.2 Příprava na měření**

Před vlastním měřením byl každý účastník informován o průběhu, podstatě a cíli studie. Poté podepsal každý účastník informovaný souhlas (viz příl. 4, s. 91) o měření, anonymním zpracováním a interpretaci získaných dat. Následně byl zahájen kineziologický rozbor (viz příl. 5, s. 92), který byl zaměřený na získání anamnestických údajů o úraze a následném průběhu terapie. Kineziologický rozbor byl zaměřený na vyšetření konfigurace DKK, přítomnost otoků, trofiku, svalový tonus, kvality exterocepce a propiocepce, vyšetření pately, aktivní a pasivní hybnost a orientační vyšetření svalové síly vždy na atakované i neatakované DK. Pro vyšetření flexibility a stability KOK byly použity ortopedické - manuální testy doplněné o vyšetření menisků. Orientačně byly vyšetřeny také horní končetiny a trup.

## **3.3 Průběh měření**

Vlastní posturografické a SEMG měření probíhalo v kineziologické laboratoři FN Olomouc. V rámci posturografického měření Smart Equitest systém účastníci výzkumu absolvovali dva testy. V pořadí prvním testem u všech vyšetřovaných byl MCT. Pacient stál vzpřímeně s HKK podél těla na tenzometrické plošině s chodidly umístěnými na vyznačených značkách. Následně byl upozorněn na translaci plošiny vzad (3x) a vpřed (3x) o malé, střední a velké rychlosti. Druhým testem byl WBS, při kterém pacient nebo proband v průběhu testu postupně snižoval těžiště těla. Ve všech pozicích testu (vzpřímený stoj, 30°, 60° a 90° flexi v KOK) byly snímány rozdíly v zatížení mezi DKK. Po absolvování těchto testů se vyšetřovaní přesunuli

na Balance Master System. Zde absolvovali test SUO a přechod přes molitan. Při testu SUO měli za úkol nejprve vykročit LDK (PDK) na schod o výšce 20 cm, PDK (LDK) schod překročit a jako poslední LDK (PDK) přinožit k PDK (LDK). Test byl vykonán třikrát pro každou DK. Posledním úkolem byl přechod přes molitan o výšce 10 cm, který je umístěn ve střední části plošiny. Test probíhal stejně jako předešlý. Současně s jednotlivými testy v kabině a na chodníku bylo prováděno snímání jednotlivých svalů. Testované svaly byly snímány vždy bilaterálně. Pro elektromyografické měření byly vybrány tyto svaly: m. gastrocnemius caput laterale (dále jen m. GA), m. rectus femoris (dále jen m. RF), m. vastus medialis (dále jen m. VM) a m. biceps femoris (dále jen m. BF). Před aplikací elektrod na vyšetřované svaly byla kůže řádně ošetřena abrazivní pastou, následně setřena a vysušena z důvodu lepšího kontaktu elektrod s povrchem kůže. Po nalepení jednorázových elektrod byla zkontrolována svalová aktivita vyšetřovaných svalů. Každé SEMG testování začínalo 20-ti sekundovým měřením klidové aktivity snímaných svalů v klidném bipedálním stoji. SEMG signál byl zaznamenáván pomocí programu MyoVideo 1.4, který umožnil synchronizovaný záznam SEMG s tenzometrickou plošinou posturografu. Jednotlivé testy byly nahrávány digitální kamerou z důvodu snadnějšího zpracování SEMG záznamu.

### **3.3.1 Zpracování a vyhodnocení naměřených posturografických dat**

Následně byla naměřená posturografická data zpracována a vyhodnocena. Ke statistickému zpracování a interpretaci výsledků však byla použita jen některá naměřená data. V tomto výzkumu byly použity tyto posturografické parametry:

MCT - Latency (msec) při první velké translaci plošiny směrem vzad i vpřed

WBS - Percentage Weight Bearing (%) ve vzpřímeném stoji a 30° flexi KOK

Z naměřených dat byly v programu Microsoft Office Excel vytvořeny tabulky ke statistickému zpracování.

### **3.3.2 Zpracování a vyhodnocení polyelektromyografického signálu**

Při hodnocení SEMG signálu, vyšetřovaného v kabině modul Smart EquiTest Systém, testu MCT jsme hodnotili nárůst svalové aktivity sledovaných svalů během první největší translace plošiny vzad i vpřed. U testu WBS jsme k zhodnocení nárůstu

svalové aktivity vybrali dvě pozice, 30° a 60° flexi v KOK. Při testu SUO a přechodu přes molitan byl hodnocen nárůst svalové aktivity DK během prvního výstupu na schod (molitan). Hodnocení bylo zahájeno úderem paty o schod (molitan) a skončilo v momentě, kdy druhostranná DK byla ve fázi midswing.

V programu MyoVideo 1.4 jsme vytvořili potřebné markery nutné k dalšímu zpracování v programu MyoResearch 1.4. V programu MyoResearch 1.4 jsme signál nejprve rektifikovali a následně vyhladili parametrem RMS. Po vyhodnocení dat v programu MyoResearch 1.4 jsme získaná data převedli do programu Microsoft Office Excel. V tomto programu jsme vypočítali průměrnou klidovou amplitudu svalů a směrodatnou odchylku. Pomocí těchto hodnot jsme získali aktivační hodnotu svalů (průměr klidové hodnoty + 2x směrodatná odchylka). Poměrem průměru mean amplitudy svalové aktivity a aktivační hodnoty vyšel násobek. Výsledná hodnota prozrazuje, kolikrát se zvýšila svalová aktivita proti hodnotám naměřených v klidném bipedálním stoji. Pro statistické zpracování jsme použili průměrné hodnoty posledního 100 ms intervalu.

### **3.4 Statistické zpracování získaných dat**

K ověření posturografických a elektromyografických hypotéz byly použity **neparametrický test Mann-Whitney, Wilcoxonův párový test a Studentův párový test**. Testy byly vyhodnoceny vždy na 5% ( $p = 0,05$ ) hladině statistické signifikance. Hodnoty  $p < 0,05$  byly považovány za statisticky signifikantní výsledky. Nulovou hypotézu jsme proto zamítli. Uvedené hodnoty byly v textu i tabulce tučně zvýrazněny.

## 4 VÝSLEDKY PRÁCE

**Tab. 1** - Anamnestické údaje a kineziologický rozbor

Pacient	Pohlaví	aDK	pDK	Dynamizace hřebu	Plná Zátěž	SFTR KOK	SFTR hlezno
1.	žena	L	P	7 t.	11 t.	S: 10-0-130	S:20-0-40
2.	muž	L	P	6 t.	10 t.	S: 0-0-125	S: 10-0-30
3.	muž	P	P	9 t.	13 t.	S: 0-0-120	S:15-0-30
4.	žena	P	L	8 t.	11 t.	S: 5-0-130	S:20-0-30
5.	muž	P	P	6 t.	10 t.	S: 0-0-120	S:15-0-25
6.	muž	L	P	7 t.	10 t.	S: 0-0-125	S:10-0-20
7.	žena	P	P	9 t.	13 t.	S: 0-0-135	S: 25:0-40
8.	muž	P	P	8 t.	12 t.	S: 0-0-120	S:15-0-30

### Legenda k Tab. 1

aDK - atakovaná dolní končetina, pDK - preferovaná dolní končetina

L - levá, P- pravá, t. - týden

S - rovina sagitální, SFTR - standartní mezinárodní metoda měření

### 4.1 Ověření hypotéz posturografického vyšetření

Nulové hypotézy  $H_{01}$  -  $H_{02}$  jsme ověřili pomocí neparametrického Mann - Whitneyova U testu. Testem byla porovnána doba reakce (v ms) naměřená u pacientů pro atakovanou končetinu s dobou reakce u kontrolní skupiny pro preferovanou končetinu (pDK), resp. pro nepreferovanou končetinu (nDK).

K ověření platnosti nulové hypotézy  $H_{03}$  -  $H_{04}$  byl použit Studentův párový t-test. Testem bylo porovnáno rozložení tělesné hmotnosti (v %) mezi atakovanou a neatakovanou končetinu.

Z důvodu menšího počtu jedinců účastnících se výzkumu byly naměřené hodnoty uváděny v mediánech.

## Ověření hypotézy $H_{01}$

**$H_{01}$ : Při testu MCT - Backward Translation - není rozdíl v efektivitě reakce na zevní podnět mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.**

V souboru pacientů se zlomeninou tibie a v kontrolním souboru zdravých osob byla změřena doba reakce (latence) v testu MTC při podtržení plošiny dozadu o velké rychlosti. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit neparametrický test Mann-Whitney. Testem byla porovnána doba reakce v ms (latence) naměřená mezi atakovanou končetinou u pacientů a pDK i nDK.

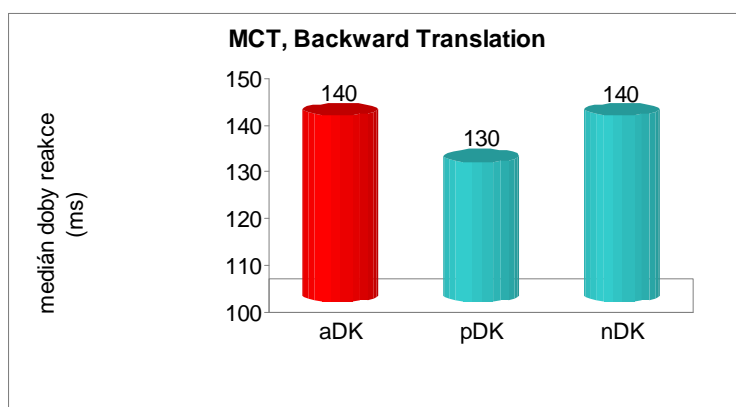
### **Závěr:**

**Hypotézu nelze zamítnout.**

Test Mann-Whitney neprokázal signifikantní rozdíl mezi pacienty a kontrolní skupinou v latenci měřené testem MCT při podtržení plošiny dozadu o velké translaci.

Medián doby reakce pro atakovanou končetinu u pacientů byl 140 ms, medián doby reakce pro pDK u kontrolního souboru byl 130 ms a medián doby reakce pro nDK u kontrolního souboru byl 140 ms. Rozdíl mezi atakovanou končetinou u pacientů a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru, není statisticky významný, hladina signifikance testu  $p = 0,141$ , resp.  $p = 0,704 (> 0,05)$ .

**Graf 1** - Znárodnění výsledných rozdílů parametru latence při MCT Backward Translation mezi pacienty a zdravými jedinci



**Legenda ke grafu 1.**

aDK - atakovaná dolní končetiny

pDK - preferovaná dolní končetina

nDK - nepreferovaná dolní končetina

**Tab. 2** - Hodnota testovaného kritéria a signifikance Mann-Whitney testu mezi atakovanou DK a pDK pro MCT Backward Translation

	doxa reakce
Mann-Whitneyho U	18,500
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,141

**Tab. 3** - Hodnota testovaného kritéria a signifikance Mann-Whitney testu mezi atakovanou DK a nDK pro MCT Backward Translation

	doxa reakce
Mann-Whitneyho U	28,500
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,704

## Ověření hypotézy $H_02$

**$H_02$ : Při testu MCT - Forward Translation - není rozdíl v efektivitě reakce na zevní podnět mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.**

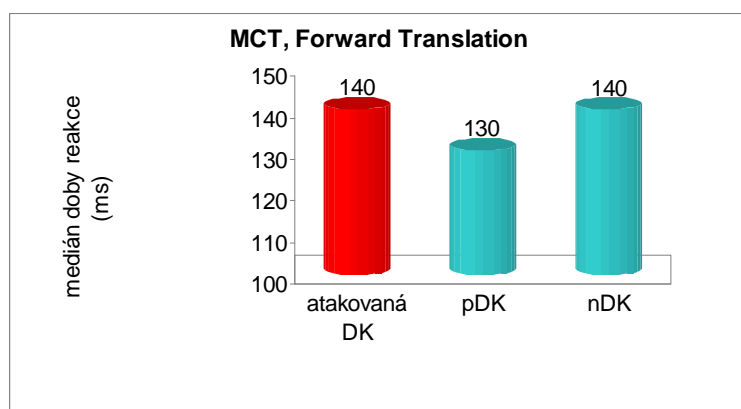
K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit neparametrický test Mann-Whitney. Testem byla porovnána doba reakce v ms naměřená u pacientů pro atakovanou končetinu s dobou reakce zjištěnou u kontrolní skupiny pro pDK, resp. pro nDK.

### Závěr:

**Hypotézu nelze zamítnout.**

Test Mann-Whitney neprokázal signifikantní rozdíl mezi pacienty a kontrolní skupinou v latenci měřené testem MCT při podržení plošiny dopředu o velké translaci. Medián doby reakce pro atakovanou končetinu u pacientů byl 140 ms, medián doby reakce pro pDK u kontrolního souboru byl 130 ms a medián doby reakce pro nDK u kontrolního souboru byl 140 ms. Rozdíl mezi atakovanou končetinou u pacientů a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru není statisticky významný, hladina signifikance testu  $p = 0,161$ , resp.  $p = 0,867 (> 0,05)$ .

**Graf 2** - Znázornění výsledných rozdílů parametru latence při MCT Forward Translation mezi pacienty a zdravými jedinci



**Legenda ke grafu 2** - viz graf 1.

**Tab. 4** - Hodnota testovaného kritéria a signifikance Mann-Whitney testu mezi atakovanou DK a pDK pro MCT Forward Translation

	doba reakce, FT
Mann-Whitneyho U	19,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,161

**Tab. 5** - Hodnota testovaného kritéria a signifikance Mann-Whitney testu mezi atakovanou DK a nDK pro MCT Forward Translation

	doba reakce, FT
Mann-Whitneyho U	30,500
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,867



### Ověření hypotézy H<sub>03</sub>

**H<sub>03</sub>: Při testu WBS není rozdíl v symetrii rozložení tělesné hmotnosti ve vzpřímeném stoji mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.**

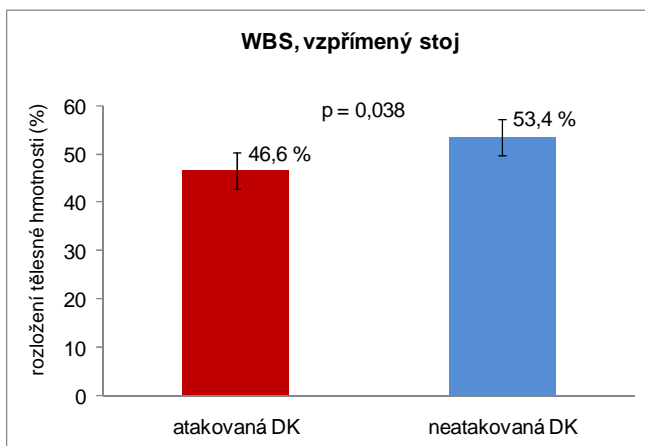
V testu WBS, při vzpřímeném stoji, byla u sledované skupiny pacientů zjištěna symetrie rozložení tělesné hmotnosti mezi atakovanou a neatakovanou končetinou. K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Studentův párový t-test. Testem bylo porovnáno rozložení tělesné hmotnosti (v %) mezi atakovanou a neatakovanou končetinou u pacientů po zlomenině tibie.

#### Závěr:

##### **Hypotézu zamítáme.**

Studentův párový t-test prokázal statisticky významně nižší zatížení atakované končetiny (průměrná hodnota 46,6 %) ve srovnání s neatakovanou končetinou (průměr 53,4 %). Hladina signifikance testu **p = 0,038 (< 0,05)**.

**Graf 3** - Porovnání zatížení při testu WBS v pozici vzpřímeného stoje mezi atakovanou a neatakovanou DK



#### **Legenda ke grafu 3.**

p - hladina signifikance testu

DK - dolní končetina

svorka znázorňuje interval  $\pm$  jedna směrodatná odchylka od průměru (tj. vyjadřuje variabilitu dat).

**Tab. 6** - Hodnota testového kritéria a signifikance Studentova párového t-testu u testu WBS ve vzpřímeném stoji

	Párové rozdíly			t	Stupně volnosti	Oboustranná signifikance
	Průměr	Směrodatná odchylka	Standardní chyba průměru			
atakovaná DK vs neatakovaná DK	-6,75	7,48	2,64	-2,553	7	<b>,038</b>

**Legenda k tab. 6**

t - hodnota testového kritéria Studentova t-testu

DK - dolní končetiny

**tučně** - hodnota na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$

## Ověření hypotézy $H_{04}$

**$H_{04}$ : Při testu WBS není rozdíl v symetrii rozložení tělesné hmotnosti při flexi  $30^\circ$  v kolenních kloubech mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.**

V testu WBS, při flexi  $30^\circ$  v KOK, byla u sledované skupiny pacientů zjištěna symetrie rozložení tělesné hmotnosti mezi atakovanou a neatakovanou končetinou.

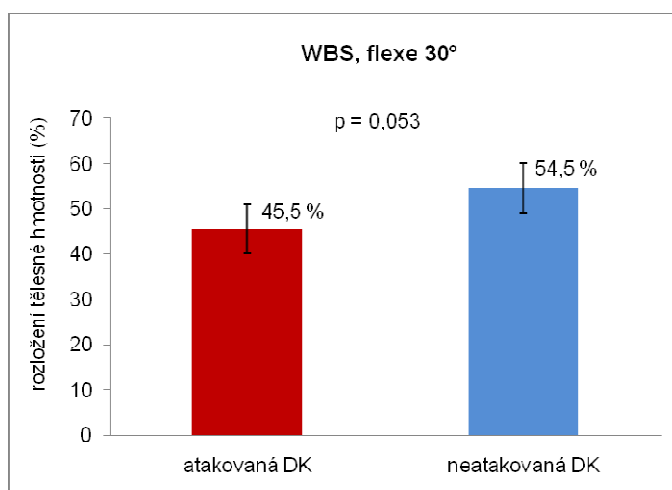
K ověření platnosti nulové hypotézy byl použit Studentův párový t-test. Testem bylo porovnání rozložení tělesné hmotnosti (v %) mezi atakovanou a neatakovanou končetinou.

### Závěr:

**Hypotézu nelze zamítnout.**

Při flexi  $30^\circ$  v kolenních kloubech bylo zatížení atakované končetiny menší (průměr 45,5 %) než zatížení neatakované končetiny (průměr 54,5 %). Studentův párový t-test však neprokázal statisticky významný rozdíl v zatížení atakované a neatakované končetiny, hladina signifikance testu  $p = 0,053 (> 0,05)$ .

**Graf 4** - Porovnání zatížení při testu WBS ve  $30^\circ$  flexi v kolenních kloubech mezi atakovanou a neatakovanou DK



**Legenda ke grafu 4** - viz. graf 3.

**Tab. 7 -** Hodnota testového kritéria a signifikance Studentova párového t-testu u testu WBS v 30 ° flexi v kolenních kloubech

	Párové rozdíly			t	Stupně volnosti	Oboustranná signifikance
	Průměr	Směrodatná odchylka	Standardní chyba průměru			
atakovaná DK vs. neatakovaná DK	-9,00	10,95	3,87	-2,324	7	,053

**Legenda k tab. 7 -** viz tab. 6

## 4.2 Ověření hypotéz elektromyografického vyšetření

Pro ověření platnosti nulových hypotéz  $H_{05}$ - $H_{07}$  a  $H_{09}$  byl použit neparametrický test Mann-Whitney. Srovnávali jsme rozdíl v průměrné svalové aktivitě všech testovaných svalů, vždy bilaterálně. Porovnání průměrné svalové aktivity pro atakovanou končetinu u pacientů a preferované dolní končetiny (pDK), resp. nepreferované dolní končetiny (nDK) u kontrolního souboru, bylo vyhodnoceno pro každý z testovaných svalů.

Pro ověření platnosti nulových hypotéz  $H_{08}$  a  $H_{10}$  byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test. Průměrná svalová aktivita testovaných svalů byla měřena bilaterálně, tzn. na atakované končetině i neatakované DK u pacientů po zlomenině tibie.

## Ověření hypotézy H<sub>05</sub>

**H<sub>05</sub>: Při testu WBS není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů ve 30° flexi KOK mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.**

V testu WBS, při flexi 30° v KOK, byla změřena svalová aktivita čtyř svalů. U skupiny pacientů byla měřena aktivita svalů u atakované končetiny, u osob z kontrolního souboru byla měřena aktivita svalů u pDK a nDK.

Pro ověření platnosti nulové hypotézy byl použit neparametrický test Mann-Whitney. Porovnání aktivity pro atakovanou končetinu u pacientů a pDK, resp. nDK končetinu u kontrolního souboru, bylo vyhodnoceno pro každý z vyšetřovaných svalů.

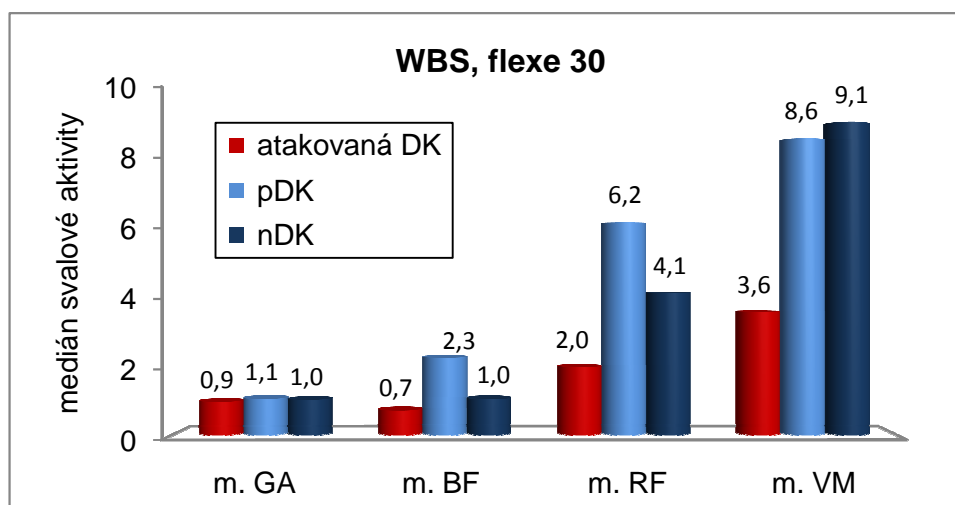
### **Závěr:**

**Hypotézu zamítáme.**

Mann-Whitney test prokázal u svalu m. BF statisticky významně nižší aktivitu u atakované končetiny (medián 0,71) ve srovnání s preferovanou končetinou u kontrolního souboru (medián 2,25). Hladina signifikance testu **p = 0,014 (< 0,05)**.

Pro ostatní testované svaly nebyl prokázán statisticky významný rozdíl.

**Graf 5** - Porovnání průměrné svalové aktivity při testu WBS s 30° flexí v kolenních kloubech mezi atakovanou DK a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru



**Legenda ke grafu 5.**

m. GA - musculus gastrocnemius caput laterále, m BF - musculus biceps femoris,

m. RF - musculus rectus femoris, m. VM - musculus vastus medialis,

pDK - preferovaná dolní končetina, nDK- nepreferovaná dolní končetina

**Tab. 8** - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a pDK kontrolního souboru u testu WBS 30° flexe v kolenních kloubech

	m. GA	m. BF	m. RF	m. VM
Mann-Whitneyho U	25,500	8,500	22,000	19,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,494	<b>,014</b>	,294	,172

**Legenda k tab. 8**

m. GA - musculus gastrocnemius, m. BF - musculus biceps femoris

m. RF - musculus rectus femoris, m. VM - vastus medialis

**tučně** - hodnota na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$

**Tab. 9** - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a nDK kontrolního souboru u testu WBS 30° flexe v kolenních kloubech

	m. GA	m. BF	m. RF	m. VM
Mann-Whitneyho U	27,500	22,500	17,000	19,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,636	,318	,115	,172

**Legenda k tab. 9** - viz tab. 8

## Ověření hypotézy $H_{06}$

**$H_{06}$ : Při testu WBS není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů při 60° flexi KOK mezi a pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.**

V testu WBS, při flexi 60° v KOK, byla změřena svalová aktivita čtyř svalů. U skupiny pacientů byla měřena průměrná svalová aktivita u atakované končetiny, u osob z kontrolního souboru byla průměrná svalová aktivita měřena u pDK a nDK.

Pro ověření platnosti nulové hypotézy byl použit neparametrický test Mann-Whitney. Porovnání aktivity pro atakovanou končetinu u pacientů a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru, bylo vyhodnoceno pro každý z vyšetřovaných svalů.

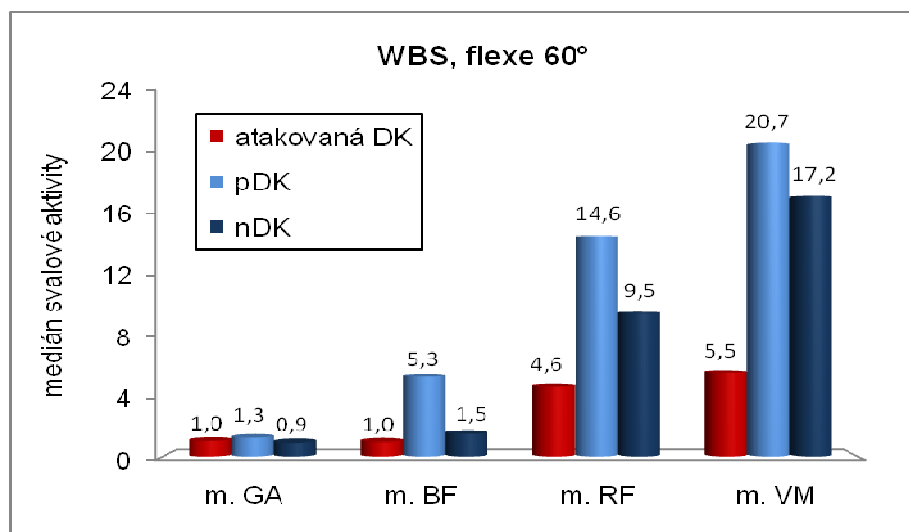
### **Závěr:**

**Hypotézu zamítáme.**

Mann-Whitney test prokázal u svalu m. BF statisticky významně nižší aktivitu u atakované končetiny (medián 0,97) ve srovnání s preferovanou končetinou u kontrolního souboru (medián 5,30). Hladina signifikance testu  **$p = 0,010 (< 0,05)$** .

Pro ostatní svaly nebyl prokázán statisticky významný rozdíl v aktivitě při porovnání atakované končetiny a pDK, resp. nDK.

**Graf 6** - Porovnání průměrné svalové aktivity při testu WBS s 60° flexi v kolenních kloubech mezi atakovanou DK a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru



Legenda ke grafu 6 - viz graf 5.

**Tab. 10** - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a pDK kontrolního souboru u testu WBS 60° flexe v kolenních kloubech

	m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Mann-Whitneyho U	7,500	23,000	19,000	17,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	<b>,010</b>	,345	,172	,115

Legenda k tab. 10 - viz tab. 8.

**tučně** - hodnota na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$

**Tab. 11** - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a nDK kontrolního souboru u testu WBS 60° flexe v kolenních kloubech

	m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Mann-Whitneyho U	19,000	26,500	19,000	15,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,172	,563	,172	,074

Legenda k tab. 11 - viz tab. 8



## Ověření hypotézy $H_07$

**$H_07$ : Při testu SUO není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v momentě výstupu na schod mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.**

V testu SUO, v momentě výstupu na schod, byla změřena průměrná svalová aktivita u čtyř svalů. U skupiny pacientů byla měřena průměrná svalová aktivita u atakované končetiny, u osob kontrolního souboru byla měřena aktivita svalů u pDK a nDK.

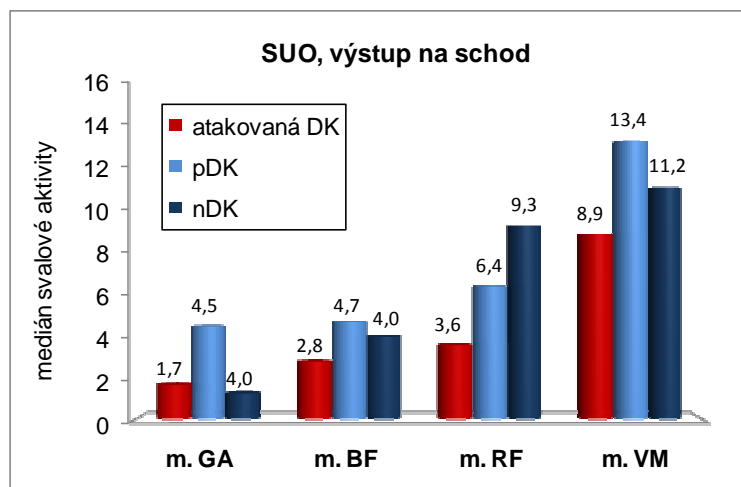
Pro ověření platnosti nulové hypotézy byl použit neparametrický test Mann-Whitney. Porovnání průměrné svalové aktivity pro atakovanou končetinu u pacientů a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru, bylo vyhodnoceno pro každý z vyšetřovaných svalů zvlášť.

### **Závěr:**

**Hypotézu nelze zamítnout.**

Mann-Whitney test neprokázal statisticky významný rozdíl v aktivitě sledovaných svalů při porovnání atakované končetiny u pacientů a pDK u kontrolního souboru, resp. při porovnání atakované končetiny u pacientů a nDK u kontrolního souboru.

**Graf 7** - Porovnání průměrné svalové aktivity při výstupu na schod mezi atakovanou DK a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru



Legenda ke grafu 7 - viz graf 5.

**Tab. 12** - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a pDK kontrolního souboru u testu SUO výstup na schod

	m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Mann-Whitneyho U	20,000	16,000	25,500	27,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,208	,093	,495	,600

Legenda k tab. 12 - viz tab. 8

**Tab. 13** - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a nDK kontrolního souboru u testu SUO výstup na schod

	m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Mann-Whitneyho U	24,000	27,000	18,000	27,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,401	,600	,141	,600

Legenda k tab. 13 - viz tab. 8

## Ověření hypotézy $H_{08}$

**$H_{08}$ : Při testu SUO není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v momentě výstupu na schod mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.**

U pacientů po zlomenině diafýzy tibie byla v testu SUO, v momentě výstupu na schod, změřena svalová aktivita u čtyř svalů. Aktivita svalů byla měřena u atakované i neatakované DK.

Pro ověření platnosti nulové hypotézy byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test.

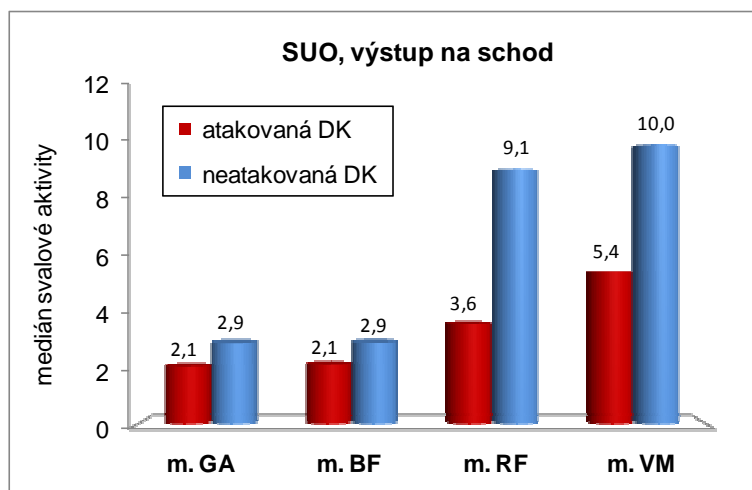
### Závěr:

#### **Hypotézu zamítáme.**

Wilcoxonův párový test prokázal u svalu m. VM statisticky významně nižší aktivitu u atakované končetiny (medián 5,42) ve srovnání s neatakovanou končetinou (medián 9,99). Hladina signifikance testu  $p = 0,018 (< 0,05)$ .

U ostatních svalů nebyl statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů prokázán.

**Graf 8** - Porovnání průměrné svalové aktivity mezi atakovanou a neatakovanou DK při výstupu na schod u pacientů



**Legenda ke grafu 8** - viz. graf 5

DK - dolní končetiny

**Tab. 14** - Hodnota testového kritéria a signifikance Wilcoxonův párovým testem u atakované a neatakované DK u testu SUO výstup na schod

	m. BF (neatakovaná vs. atakovaná DK)	m. GA (neatakovaná vs. atakovaná DK)	m. RF (neatakovaná vs. atakovaná DK)	m. VM (neatakovaná vs. atakovaná DK)
Z	-,420	-,840	-1,680	-2,366
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,674	,401	,093	<b>,018</b>

**Legenda k tab. 14** - viz tab. 8

DK - dolní končetina

**tučně** - hodnota na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$

## Ověření hypotézy $H_0$

**$H_0$ : Při přechodu přes molitan není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v momentě došlapu na molitanu mezi pacienty po zlomenině tibie a zdravými jedinci.**

Při přechodu přes molitan byla změřena svalová aktivita u čtyř svalů. U skupiny pacientů byla aktivita svalů měřena u atakované končetiny, u osob kontrolního souboru byla měřena u pDK a nDK.

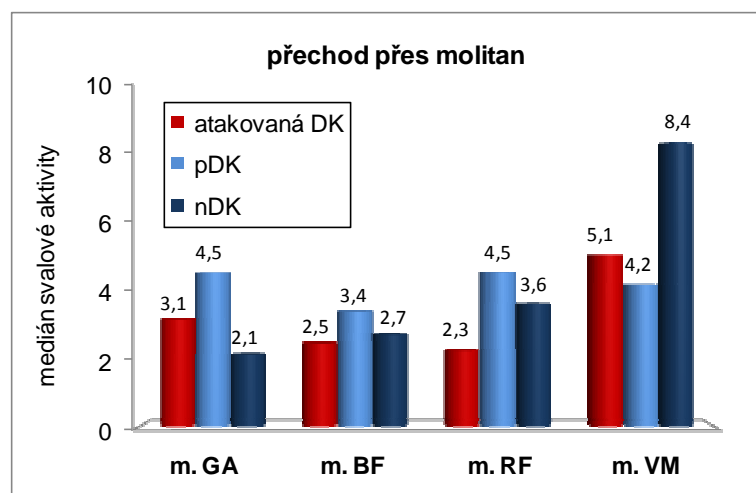
Pro ověření platnosti nulové hypotézy byl použit neparametrický test Mann-Whitney. Porovnání aktivity pro atakovanou končetinu u pacientů a pDKu kontrolního souboru, resp. nDK u kontrolního souboru bylo uděláno pro každý z vyšetřovaných svalů.

### Závěr:

**Hypotézu nelze zamítnout.**

Mann-Whitney test neprokázal statisticky významný rozdíl v aktivitě sledovaných svalů při porovnání atakované končetiny u pacientů a pDK u kontrolního souboru ani při porovnání atakované končetiny u pacientů a nDK u kontrolního souboru.

**Graf 9** - Porovnání průměrné svalové aktivity při přechodu přes molitan mezi atakovanou DK a pDK resp. nDK u kontrolní skupiny



Legenda ke grafu 9 - viz graf 5.

**Tab. 15** - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a pDK kontrolního souboru při přechodu přes molitan

	m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Mann-Whitneyho U	22,000	20,000	21,000	31,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,294	,208	,248	,916

Legenda k tab. 15 - viz tab. 8

**Tab. 16** - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a nDK kontrolního souboru při přechodu přes molitan

	m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Mann-Whitneyho U	31,000	21,000	19,500	25,000
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,916	,248	,189	,462

Legenda k tab. 16 - viz tab. 8.

## Ověření hypotézy $H_{010}$

**$H_{010}$ : Při přechodu přes molitan není rozdíl v průměrných hodnotách svalové aktivity vyšetřovaných svalů v momentě došlapu na molitanu mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou u pacientů po zlomenině tibie.**

U pacientů po zlomenině diafýzy tibie byla při testu přechod přes molitan změřena svalová aktivita u čtyř svalů u atakované i neatakované dolní končetiny.

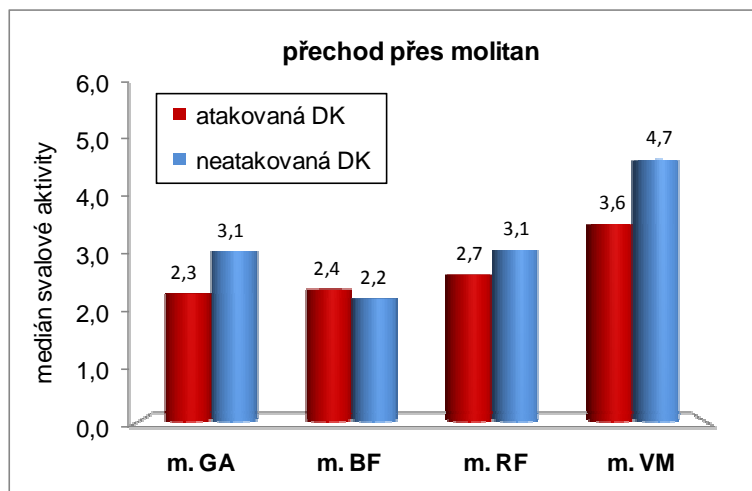
Pro ověření platnosti nulové hypotézy byl použit neparametrický Wilcoxonův párový test.

Závěr:

**Hypotézu nelze zamítnout.**

Wilcoxonův párový test neprokázal statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi atakovanou a neatakovanou končetinou pro žádný z testovaných svalů.

**Graf 10** - Porovnání průměrné svalové aktivity při přechodu přes molitan mezi atakovanou a neatakovanou DK u pacientů



Legenda ke grafu 10 - viz graf 8.

**Tab. 17** - Hodnota testového kritéria a signifikance Wilcoxonův párovým testem u atakované a neatakované DK při přechodu přes molitan

	m. GA (neatakovaná vs. atakovaná DK)	m. RF (neatakovaná vs. atakovaná DK)	m. BF (neatakovaná vs. atakovaná DK)	m. VM (neatakovaná vs. atakovaná DK)
Z	-,980	-1,540	-,280	-,420
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,327	,123	,779	,674

**Legenda k tab. 17** - viz tab. 8



## 5 DISKUZE

Zlomeniny diafýzy tibie se často vyskytují jako monotrauma i jako součást polytraumat (sport, dopravní nehody aj.). Holubář (2003) uvádí, že diafyzární zlomeniny tvoří asi 40% všech zlomenin na bérce. Při působení vysokoenergetického násilí většinou dochází k zlomeninám obou kostí bérce. Zlomeniny diafýzy tibie mají prakticky stejné zastoupení u obou pohlaví (Višňa aj., 2004).

V posledních letech bylo dosaženo významných pokroků při léčbě poranění diafýzy tibie, přesto jsou pacienti ohroženi závažnými komplikacemi narušující funkci DK. Pro úspěšnou léčbu je nezbytná správná a včasná diagnostika a následná optimální interdisciplinární intervence. Výrazný posun v dostupnosti implantátů a kvalitě ošetření zlepšil prognózu a výsledky léčby diafyzálních zlomenin tibie. Z operačních technik je třeba ocenit přínos metody zavřeného nitrodřeňového hřebování. Nejen v současné době lze čerpat z velkého množství odborných článků a publikací věnující se výhodám a nevýhodám nitrodřeňových osteosyntéz. Nepředvrtaný tibiální hřeb se vyznačuje jednoduchým zavedením hřebu do dutiny s minimálním poškozením endostálního zásobení, možnosti urychlení hojení pomocí dynamizace a menším rizikem komplikací. Nitrodřeňová osteosyntéza zaznamenala výrazný rozvoj při léčbě zlomenin dlouhých kostí a nahradila proto dříve preferované metody (Holubář, 2003). Při operativním přístupu UTN (viz. příl. 6, s. 95) leží pacient na extenčním stole, atakovaná DK je podepřena trojhrannou podložkou, tak aby končetina v KOK svírala přibližně pravý úhel. Po přípravě operačního pole je veden podélný řez nad středem lig. proprium patellae. Vaz je rozpolcen a obě poloviny od sebe odtaženy a udržovány raspatorii. Nad horním okrajem tuberositas tibiae je otevřená dřeňová dutina příslušnými perforátorem. Trepanační otvor je možné vzhledem k ose tibie lokalizovat také lehce mediálně. Kožní řez je pak veden při mediálním okraji lig. proprium patellae. Vaz je následně laterálně odtažen (Dostupné z WWW: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=111&productsID=43>). Po repozici a zavedení hřebu je nutné zajištění v distálním i proximálním fragmentu dvěma šrouby, které zabezpečují rotační stabilitu fragmentů (Višňa aj., 2004).

## 5.1 Diskuze k metodice práce a kineziologickému rozboru

Při posuzování výsledků měření je nutné brát v úvahu variabilitu souboru. Snahou bylo vytvořit homogenní skupinu dle kriterií stejného věku, somatických parametrů a stejného zastoupení obou pohlaví v experimentální i kontrolní skupině. Z důvodu homogenity byly vytvořeny skupiny o stejném počtu jedinců. Přes maximální snahu se nám nepodařilo zajistit dostatečně velký soubor pacientů, který by zvýšil statistickou významnost výzkumu. Každý soubor byl složený z 8 jedinců. Experimentální skupina vykazuje některé znaky nehomogenity: věkový rozdíl pacientů (22-65 let), dobu měření od úrazů (10-13 týden) a stupeň poranění (uzavřené a otevřené zlomeniny). Experimentální i kontrolní soubor jsme měli v úmyslu rozdělit na podskupiny zastoupené mladšími a staršími pacienty. Bohužel z důvodu malého počtu pacientů nebylo vhodné toto dělení uskutečnit. Myslíme si, že věkové rozdělení by pozitivně obohatilo výzkumnou část práce. I když doba měření od úrazu nebyla u všech pacientů stejně dlouhá, bylo naším cílem provádět posturografické a SEMG měření ihned po povolení plné zátěže. Kontrolní skupina byla složena ze zdravých jedinců, kteří neudávali závažné úrazy na DKK. Z důvodu komplikací museli být z výzkumu vyřazeni dva pacienti. První pacient, mužského pohlaví, prodělal krátce po zavedení UTN kompartment syndrom, u druhého pacienta, ženského pohlaví, se rozvinul pakloub.

Po dynamizaci hřebu, která byla u pacientů provedena ambulantně 6-9 týden, začali pacienti docházet na rehabilitaci. Přestože byl pacientům doporučen rehabilitační plán, lze i v tomto případě pozorovat známky nehomogenity. Pacienti docházeli na rehabilitaci v místě bydliště, a nebylo proto možné zajistit, aby byla rehabilitace vedena jedním terapeutem. Dle našeho názoru může pouze vedení jedním terapeutem zajistit dostatečnou homogenitu skupiny. Rehabilitační plán byl zaměřený na techniky redukce otoku a bolesti, měkké a mobilizační techniky na atakované i neatakované DK, techniky na zvýšení rozsahu pohybu, stabilizaci a kokontrakci KOK, senzomotorické cvičení a techniky na zvýšení svalové síly.

Pro výzkumnou část práce byly vybrány posturografické testy MCT, WBS, SUO, Unilateral Stance (dále jen US) a Forward Lunge (dále jen FL). Z časových důvodů, nadbytku dat a nedostatečného provedení některých testů, byly postupně vyřazeny testy US a FL. Z velkého množství naměřených dat jsme pro vyhodnocení vlivu

zlomeniny na funkci KOK zvolili parametry latency (MCT) a percentage weight bearing (WBS). Pro splnění hlavního cíle práce jsme zvolili šest svalů ovlivňujících funkci KOK. Z technických důvodů jsme byli donuceni zredukovat počet snímaných svalů na čtyři. Z důvodů minimální svalové aktivity, při námi zvolených testech, byly vyloučeny m. semitendinosus a m. tibialis anterior. Z metodického hlediska by bylo přínosné, aby pacienti i probandi absolvovali měření vícekrát a opakovaně. To však z časových důvodů této práce nešlo provést.

Před vlastním měřením byl u všech pacientů proveden kineziologický rozbor, který měl za úkol upozornit na některé patologie, které by mohly ovlivnit stabilitu KOK. Lewit (2003) pokládá chodidlo za klíčovou oblast pohybové soustavy, která svou bohatou aferencí ovlivňuje statiku těla mechanicky a reflexně. Proto jsme aspekci hodnotili podélnou a příčnou plochou nohu, halux valgus a zatížení paty. Také jsme se zaměřili na vyšetření exterocepce a propiocepce. Domníváme se, že některé z uvedených patologií se při dlouhodobém přetěžování mohou projevit nociceptivním drážděním a tím ovlivňovat stabilitu při stoji a chůzi. Lewit (2003) uvádí, že chodidlo je stejně jako ruka nebo obličej oblastí s nejhustší aferentní inervací. Chodidla jsou však „chráněna“ před zevními podněty obuví, která omezuje a zkresluje pohyb. Proto se může ztráta aference podílet na častých funkčních poruchách chodidla. Při vyšetření byl u čtyř pacientů zjištěn edém na akru DK, i tento faktor se může dle našeho názoru podílet na neadekvátní aferenci z periferie a ovlivnit tak výsledky testů. Z uvedených poznatků lze usuzovat, že měkké a mobilizační techniky před měřením by se mohli pozitivně podepsat ve výsledcích testů.

Z řady odborných publikací vyplývá, že decentrované postavení v jednom z kloubů se projeví decentrovaným postavením v jiných kloubech. Proto si myslíme, že např. instabilita v hlezenním kloubu by mohla vést k ovlivnění stability KOK. Kineziologický rozbor neprokázal distorzi v hlezenním kloubu u žádného z pacientů. V rámci kineziologického rozboru nás u pacientů zajímala problematika radikulárních a pseudoradikulárních syndromů a bolesti zad obecně. Horáček (2002) uvádí, že u radikulárních syndromů L5 a S1 lze diagnostikovat oslabení v typických svalových skupinách, které se následně mohou projevit na stabilitě stoje a chůze. Podle jeho zkušeností i lehké oslabení svalů vede k narušení mechanismů regulujících posturální stabilitu na úrovni DKK. Véle (2006) uvádí, že chůze je ovlivněna např. bolestivou aferencí, poruchami propioceptivní aference, vertebrogenními

syndromy. Lze tedy předpokládat, že bolestivá aference KOK, která se vyskytovala u pacientů po zlomenině diafýzy tibie, se projeví v konečných výsledcích jednotlivých testů. Bolestivost KOK v místě inserce hřebu byla prokázána u šesti z osmi pacientů. Dráč (2005) uvádí, že v jeho studii trpělo 56 ze 118 pacientů bolestí KOK.

Již bylo uvedeno, že v experimentálním i kontrolním souboru byly zastoupeny obě pohlaví, z tohoto důvodu musíme zmínit vliv pohlaví na stabilitu KOK. Výsledky studie dle Rozzi aj. (1999) prokázala větší laxicitu ženského KOK a delší dobu k detekování pohybu v kloubu. U žen se nadměrná kloubní laxicita KOK projevuje snížením kloubní propriocepce a tudíž představuje vyšší riziko poškození než KOK muže. Nedostatečná funkce vazivových struktur KOK zvyšuje svalovou aktivitu laterálních hamstringů s cílem zajištění optimální funkční kloubní stability (Rozzi aj. 1999). Mayer a Smékal (2004) považují za hlavní příčiny poškození měkkých struktur KOK faktory anatomické a biomechanické, hormonální a neuromotorické.

Antropometrickým vyšetřením nebyly zjištěny žádné rozdíly v délce DKK. Rozdílná délka jedné DK by výrazně ovlivnila výsledky některých testů, proto jsme se snažili o důkladné délkové vyšetření DKK. Obvodové rozměry DKK prokázali hypotrofii svalstva u čtyř pacientů 10 cm nad a 10 cm pod KOK. K vyšetření kloubního rozsahu v kolenním a hlezenním kloubu jsme využili goniometrické měření. Goniometrickým měřením jsme vyšetřovali aktivní i pasivní pohyby. Součástí hodnocení aktivního pohybu bylo vyšetření svalové síly dle Jandova svalového testu. Hodnoty získané z goniometrického vyšetření a vyšetření svalové síly neprokázali poruchu funkce v KOK.

Vyšetření stability KOK neprokázalo poruchu funkce měkkých struktur KOK. Vycházíme-li z předpokladu, že funkční dynamická stabilita KOK je zajištěna vzájemným působením pasivní limitace pohybu, kloubní geometrií, vlastností tření, kompresí a aferencí v kloubu lze předpokládat, že zlomenina diafýzy tibie se výrazně neprojeví na stabilitě KOK. Z naměřených výsledků SEMG měření je patrná odlišná průměrná svalová aktivita mezi experimentální a kontrolní skupinou resp., atakovanou a neatakovanou DK. I když došlo k zamítnutí některých hypotéz je pravděpodobné, že se zlomenina tibie výrazně neprojeví na stabilitě KOK vyjádřené poruchou svalové aktivity.

Měření a zpracování SEMG záznamu vyžaduje potřebné zkušenosti, které zvyšují výpovědní hodnotu naměřených dat. Proto je pravděpodobné, že během našeho zpracování svalové aktivity mohlo dojít k určitým chybám. Také je nutné si uvědomit, že z experimentálního souboru, tvořeného 8 jedinci, není možné, i přes signifikaci některých výsledků, vyvozovat obecně platné závěry. Pro větší statistickou významnost výzkumu by bylo potřeba vytvořit experimentální skupinu o větším počtu pacientů.

## **5.2 Diskuze k výsledkům hypotéz**

### **5.2.1 Diskuze k hypotéze $H_{01}$ a $H_{02}$**

Testem MCT jsme se snažili ověřit, zda zlomenina tibie na atakované DK zanechá u pacientů odchylky v rychlosti reakce na neočekávaný podnět. Z tohoto důvodu jsme se při testu MCT zabývali pouze parametrem latency. Přestože výsledky posturografického testu neprokázaly signifikantní rozdíl ve vybraném parametru při podtrhu plošiny vzad a vpřed, lze pozorovat rozdíl v době reakce na translaci plošiny. Uvedený rozdíl není však příliš významný (viz graf. 1 a 2) a je patrný pouze ve vztahu mezi atakovanou končetinou a pDK. Latence mezi atakovanou končetinou a nDK je stejná. Hodnoty udávané v mediánech jsou identické pro translaci plošiny vzad i vpřed.

Předpokládali jsme, že se atakovaná DK projeví pomalejší reakcí na translaci plošiny než pDK a nDK. Mimo jiné jsme očekávali, že se porucha aference a bolest na atakované končetině projeví opožděnou reakcí ve vztahu ke kontrolní skupině. Proto nás výsledky MCT překvapili. Dle získaných výsledků lze proto předpokládat, že se zlomenina tibie v tomto případě významně neprojeví na funkci DK. Pacient je schopen i po zlomenině tibie reagovat tak, aby se doba reakce významně nelišila od zdravé populace. Hypotéza se zabývala pouze srovnáním experimentální s kontrolní skupinou. Je pravděpodobné, že by se zpožděná reakce atakované DK více projevila ve vztahu k neatakované DK.

Při translaci plošiny dopředu i dozadu u testu MCT byly zpracovány data z první translace. Lze se proto domnívat, že vyhodnocení poslední, třetí, translace by

prokázalo rychlejší reakci na zevní podnět. Jako příčinu rozdílných ukazatelů zde uvedeme adaptaci, která může výrazně ovlivnit konečné výsledky testu MCT.

Pro větší statistickou významnost hypotéz je bezesporu výhodnější sledovat a zpracovávat údaje o větším počtu pacientů, než je námi vytvořený experimentální i kontrolní soubor. Tato podmínka samozřejmě platí pro všechny nulové hypotézy. Otázkou však zůstává, zda by se při větším počtu jedinců ve skupinách projevíly výraznější rozdíly mezi uvedenými skupinami.

### 5.2.2 Diskuze k hypotéze $H_{03}$ a $H_{04}$

Test WBS byl zvolen pro možnost detekovat rozdíly v zatížení DKK a to v různých pozicích. Proto jsme při testu WBS pracovali pouze s parametrem Percentage Weight Bearing. Výsledky prokázaly, že se symetrie zatížení mezi atakované a neatakované DK liší. Statisticky bylo prokázáno významně nižší zatížení atakované končetiny ve vzpřímeném stoji. Hladina signifikance testu  $p = 0,038$  ( $< 0,05$ ). Zatížení atakované končetiny ve  $30^\circ$  flexi v KOK bylo opět nižší než zatížení neatakované DK. Nedosahovalo však hodnoty, potřebné k zamítnutí hypotézy. Z uvedených hodnot (viz. graf 3 a 4) vyplývá, se zvýšenou náročností testů se zatížení na neatakované DK zvýraznilo. Lze proto předpokládat, že se zvyšující flexí v KOK dojde k většímu zatížení neatakované DK, a to ve všech možných pozicích, které test WBS nabízí.

Je však otázkou jestli je příčinou asymetrickém zatížení DKK opravdu zlomenina tibie. Po dobu několika měsíců jsou pacienti upozorňováni na to, aby atakovanou DK plně nezatěžovali. Lze proto předpokládat, že v období krátce po povolení plné zátěže nebude rozložení tělesné hmotnosti na DKK symetrické. Při měření mohou být pacienti stále ovlivněni faktory (nocicepcí, poruchou čítí, edémem nebo psychickým faktorem), které mohou ovlivnit výsledek testu.

Je také otázkou, zda bylo zatížení DKK u pacientů před úrazem ale i probandů symetrické. I v tomto případě je samozřejmě mnoho faktorů, které vedou k asymetrickému zatěžování (rozdílná délka DK, bolesti v pohybovém aparátu aj.). Myslíme si, že zatížení pDK bude vždy vyšší než zatížení nDK. Dle Nortona (in Véle, 2006) je zátěž chodidel ve stoji teoreticky téměř symetrická. Véle (2006) uvádí, že zatížení DKK je při stoji asymetrické a střídá se podle toho, zda jedinec stojí

větší vahou na jedné či druhé končetině. Véle také uvádí, že naprosto symetrické zatížení obou DKK je spíše výjimkou než pravidlem.

Z uvedených poznatků a množství okolností působící na pacienta při testování nelze naměřené výsledky přeceňovat. Výsledky testu jsou celkem logické a byly předvídatelné. Před měřením jsme však očekávali zřetelnější rozdíl mezi atakovanou a neatakovanou DK.

### 5.2.3 Diskuze k hypotéze $H_{05}$ a $H_{06}$

Během přechodu ze vzpřímeného stoje do dřepu dochází k odemknutí KOK, při kterém dochází k vnitřní rotaci tibie oproti femuru a posunu menisku dorzálně po tibiálním plateau. K pohybu dochází působením m. popliteus a tahu spojení m. semimembranosus s mediálním meniskem (Griffin aj., 1995). Největší statická stabilita KOK je v extrémní extenzi. S postupující flexí v KOK se statická stabilita KOK snižuje a začíná se více uplatňovat stabilita dynamická (Véle, 1995).

Při testech WBS ve 30° a 60° flexi v KOK byla prokázána statistická významnost v rozdílu svalové aktivity u svalu m. BF atakované končetiny ve srovnání s pDK. Lze tedy předpokládat, že se zlomenina podílí na poruše svalové aktivity této posterolaterální struktury KOK. Pro ostatní testované svaly (m. GA, m. RF a m. VM) nebyla hladina signifikance významná, i když lze vysledovat výrazně vyšší průměrnou svalovou aktivitu pro m. RF a m. VM kontrolní skupiny.

Průměrná svalová aktivita m. GA u atakované DK, pDK a nDK výrazně nepřesáhla hranici mediánu 1. I když má m. GA vliv na stabilitu KOK nelze očekávat výraznou svalovou aktivaci svalu při testu WBS, neboť uvedený sval je především výrazným plantárním flexorem nohy. Véle (2006) uvádí, že udržení stability ve vzpřímeném stoji je záležitostí distálních svalů. Teprve v případě, kdy je aktivita těchto svalů nedostatečná, vstupují do „akce“ svaly stehenní. Se zvyšující se flexí v KOK se svalová aktivita všech stehenních svalů postupně zvyšovala. Nemůžeme však vyloučit, že výsledky testů WBS nejsou ovlivněny chybami, ke kterým mohlo dojít v procesu měření a vyhodnocení SEMG záznamu. Všechny čtyři testované svaly na atakované DK vykazují nižší svalovou aktivitu udávanou v mediánech než svaly na pDK a nDK. Kineziologické vyšetření prokázalo u většiny pacientů hypotrofii m. VM, proto nás překvapila relativně vysoká svalová aktivita tohoto svalu oproti

jiným testovaným svalům. Při obou testech byl m. VM svaem, který vykazoval největší svalovou aktivitu. Některé faktory jako (nocicepce, edém, porucha čítí a omezení hybnosti v kloubech) mohou negativně ovlivnit zapojení svalů podílející se na funkci KOK a tím se podílet na snížení koaktivace a stability v KOK.

Sledování průměrné svalové aktivity při testech WBS 30 ° a 60° flexe v KOK lze potvrdit Véleho (1995) tvrzení, že s postupující flexí se zvyšuje potřeba dynamické stability na zachování funkce KOK. Z uvedených grafů (viz. graf 5 a 6) je patrný stoupající nárůst svalové aktivity u m. RF, m. VM a m. BF pouze u m. GA nebylo patrné navýšení svalové aktivity.

#### 5.2.4 Diskuze k hypotéze $H_{07}$ a $H_{08}$

Test SUO hodnotí charakteristiku řízení pohybu pomocí přechodu přes schod. Jedná se o dynamický test motorické kontroly. Proband nejprve vystoupí jednou DK na schod, zvedne tělo do vzpřímené polohy nad schodem, provede švih druhou DK přes schod, snižuje těžiště, aby mohl švihovou DK položit na podložku, a nakonec přiloží i druhou DK Dostupné z WWW (<http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionalLimitation/suo.aspx>).

Při testu SUO byl vyhodnocen pouze výstup na schod. Jedná se o situaci zcela přirozenou a u většiny populace běžnou. Vyhodnocení svalové aktivity mezi experimentální a kontrolní skupinou neprokázal statisticky významný rozdíl u žádného z testovaných svalů. Při porovnání atakované a neatakované DK byla prokázána statisticky významně nižší svalová aktivita na atakované DK pro m. VM. Véle (2006) uvádí, že při nocicepci v KOK nejdříve ochabuje m. VM. Dále uvádí, že funkce stehenní svalové skupiny je velmi variabilní zejména ve stoji a při chůzi. Závisí to pravděpodobně na tom, jaký si vytvořil jedinec typický pohybový program při vzpřimování, stoji a chůzi během svého pohybového vývoje. Je nutné uvést, že u šesti pacientů byla přítomna bolest KOK. Proto nás překvapila relativně vysoká svalová aktivita m. VM.

Pro vyhodnocení výsledku je nutné počítat se skutečnostmi, které mohou výsledky ovlivnit. Kromě již zmíněných faktorů, bych zde uvedl vliv psychiky. Psychický faktor může mít u starších jedinců podstatný dopad na ovlivnění výsledků tohoto testu. Jelikož došlo k vyhodnocení prvního výstupu na schod nelze počítat



s adaptací na provedení úkolu a proto opět k jiným výsledkům než by patrně nastalo při vyhodnocení třetího přechodu přes schod. Jako poslední faktor bych uvedl vyšší věkový rozdíl obou souborů. Myslíme si, že u mladších jedinců dojde k lepším výsledkům, neboť u starších jedinců byla zřetelná obava z přechodu přes 20 cm schod.

### 5.2.5 Diskuze k hypotéze $H_{09}$ a $H_{010}$

Cílem úkolu přechod přes molitan je zjistit zda změna aference a vytvoření labilní a tudíž obtížnější situace povede k změně svalové aktivity ovlivňující funkci KOK. Informace ze zevního a vnitřního prostředí směřují do CNS z receptorů. Tyto informace jsou porovnány s informacemi obsaženými v paměti a jsou následně použity k řízení stabilizace (Véle, 2006). Pavlů a Novosádová (2001) uvádějí, že propiocepce je významnou složkou senzorické aference, která má velký vliv na průběh a řízení motoriky sloužící k průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy. Dle Vařeky (2002) má vyřazení propiocepce v klidném stoji stejný vliv na posturální stabilitu jako vyřazení zraku nebo vestibulárního aparátu. V KOK mají významnou propioceptivní funkci zkřížené vazy. Aference je důležitou podmínkou optimální funkční dynamické stability kloubu. Provedením ortopedických manuálních testů neprokázalo poruchu měkkých tkání KOK. Proto by se zlomenina tibie neměla projevit na změně stability KOK, projevující se změnou svalové aktivity testovaných svalů.

Statistické testy při přechodu přes molitan neprokázali statistickou významnost v rozdílu svalové aktivity mezi experimentální a kontrolní skupinou, resp. atakovanou a neatakovanou DK. Při přechodu přes molitan lze pozorovat (viz. graf 9 a 10) navýšení svalové aktivity u všech čtyř testovaných svalů. Výrazně se při přechodu přes molitan zapojil do funkce KOK také m. GA. Stejně jako při přechodu přes schod tak i v tomto případě byl vyhodnocen první pokus. Důvodem proč jsme vyhodnotili první pokusy, bylo zamezení adaptační schopnosti na test.

Samozřejmě i přechod přes molitan může být ovlivněn psychickými vlivy. Vařeka (2002) uvádí, že obava nebo strach z nezvládnutí situace může vést k nadměrnému svalovému napětí a tudíž k ovlivnění koordinace pohybu.

## ZÁVĚR

Nitrodřeňové hřebování tibie je metoda s velkým přínosem pro ošetření zlomenin diafýzy bérce. Z odborných publikací a článků vyplývá, že technika zavřeného zajištěného hřebování bez předvrtání poskytuje relativní stabilní fixaci zlomenin při minimálním poškození krevního zásobení a poskytuje příznivé podmínky pro kostní hojení.

Teoretická část diplomové práce se zabývá současnými poznatky souvisejícími se zadaným tématem. Výzkumná část je zaměřena na pacienty, u kterých byla diagnostikována zlomenina diafýzy tibie. Cílem práce bylo prokázat, jestli se zlomenina diafýzy tibie může podílet na změně svalové aktivity testovaných svalů kolenního kloubu v námi zvolených testech. Dílčími cíly bylo zjistit, zda se zlomenina tibie projeví změnou latence na vnější podnět a zda se podílí na asymetrickém zatížení dolních končetin. Naměřené parametry jsme se snažili porovnat mezi experimentální a kontrolní skupinou a také mezi atakovanou a neatakovanou dolní končetinou.

Výzkum jsme provedli na souboru pacientů a probandů, kteří podstoupili posturografické (Smart EquiTest a Balance Master) a polyelektromyografické měření. Všechny naměřené parametry byly následně zpracovány statistickými testy (neparametrický test Mann-Whitney, Wilcoxonův párový test a Studentův párový test).

V posturografickém testu Motor Control Test jsme nezjistili statisticky významné hodnoty pro parametr latency. Pro test Weight Bearing Squot - parametr Percentage Weight Bearing - bylo prokázáno vyšší zatížení neatakované dolní končetiny v obou testovaných situacích. Zásluhou polyelektromyografického měření byla zjištěna změna svalové aktivity u jednotlivých svalů v námi zvolených testech. Ve statických oporách byla zjištěna odlišná svalová aktivita m. biceps femoris mezi atakovanou a preferovanou končetinou. Mezi uvedenými skupinami došlo i při další aktivitě v opoře končetiny - výstup na schod - k výrazné změně svalové aktivity. Při vystupování na schod byla zaznamenána signifikantně nižší svalová aktivita pro m. vastus medialis. Snímání testovaných svalů na labilní ploše nezanechala v uvedených skupinách významné rozdíly v průměrných hodnotách svalové aktivity. Pomocí povrchové elektromyografie lze jednoznačně pozorovat sníženou aktivitu testovaných svalů na atakované končetině ve srovnání s končetinou neatakovanou,

resp. kontrolní skupinou. Ze získaných výsledků této diplomové práce vyplývá, že existují signifikantní rozdíly v uvedených parametrech posturografického a elektromyografického měření.

V dostupné literatuře jsme nenašli podobný výzkum, který by se zabýval uvedenou problematikou, proto jsme nemohli porovnat naše výsledky s výsledky jiných autorů. Pro větší objektivní hodnotu výzkumu by bylo potřeba sledovat větší počet pacientů. Zajímavé by mohlo být opakované měření všech pacientů v různých obdobích od provedení operačního zákroku a sledování vlivu úrazu na posloupnost zapojení vybraných svalů v dané činnosti. Tímto způsobem by šlo významněji a objektivně hodnotit postupné upravování stavu pacienta.

Přestože nám výsledky jednotlivých testů umožnily zamítnout některé hypotézy, je na tomto místě nutné uvést, že jednotlivá měření jsou ovlivněna mnoha faktory. Proto připouštím, že námi naměřené výsledky mohly být ovlivněny chybami, ke kterým mohlo dojít během způsobu měření a zpracování svalové aktivity. Je proto pravděpodobné, že se zlomenina diafýzy tibie nemusí významně projevit na funkci kolenního kloubu.

## LITERATURA A PRAMENY

Balance Disorders: a common, complex problem. [on – line] 2009. [cit. 2010-01-14].

Dostupný z WWW: <http://www.onbalance.com/index.php>

BARTONÍČEK, J. Pokroky v operační léčbě zlomeniny. *Sanquis*. Praha. ISSN 1212-6535. 2006. č. 46, s. 16-23.

BARTONÍČEK, J. a HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. 229 s. ISBN 80-244-0349-8.

DRÁČ, P. Chronická bolest kolenního kloubu po osteosyntéze nepředvrtaným tibiálním hřebem a faktory, které ji ovlivňují. *Úrazová chirurgie*. Ostrava. ISSN 1211-7080. 2005, roč. 13, č. 1, s. 24-27.

DVOŘÁK, R. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha. ISSN 1211-2658. 2005, roč. 12, č. 1, s. 12-17.

DVOŘÁK, R. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha. ISSN 1211-2658. 2005, roč. 12, č. 1, s. 18-22.

DUNGL, P., aj. *Ortopedie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishong, 2009. 180 s. ISBN 9788024716480.

DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R. a MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. 664 s. ISBN 8071696811.

ENOKA, M. R. *Neuromechanics of human movement*. 3. ed. Champaign: Human Kinetics, 2002. 556 s. ISBN 978-0-7360-0251-6.

Expert Tibia Nail [on – line] 2010 [cit. 2010-04-20] Dostupný z WWW: [http://www.synthes.com/html/fileadmin/Shared/shop/CH\\_Marketing/Promo/Printed\\_Materials/Trauma/036.000.380.pdf](http://www.synthes.com/html/fileadmin/Shared/shop/CH_Marketing/Promo/Printed_Materials/Trauma/036.000.380.pdf).

FRAŇKOVÁ, Š., aj. Kompartment syndrom a poranění bérce. *Úrazová chirurgie*. Ostrava. ISSN 1211-7080. 2006, roč. 14, č. 2, s. 47-50.

GRIFFIN, Y. L., aj. *Rehabilitation of the injured knee*. 2. ed. St. Louis: Mosby, 1995. 341 s. ISBN 0-8016-7556-1.

GROSS, M. J., FETTO, J. a ROSEN, E. *Vyšetřování pohybového aparátu*. Praha: Triton, 2005. 599 s. ISBN 8072547208.

HAMIL, J. a KNUTZEN, M. K. *Biomechanical basis of human movement*. Batlimore : Williams & Wilkins, 1995. 532 s. ISBN 068303863X.

HOHAUS, Th., BULA, Ph. a BONNAIRE, F. Intramedullary Osteosynthesis in the treatment of lower extremity fractures. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae čechoslovaca*. Praha. ISSN 0001-5415. 2008, roč. 75, s. 52-60.

HOLUBÁŘ, J. Zlomeniny diafýzy bérce - klasifikace, léčení, komplikace. *Sanquis*, Praha. ISSN 1212-6535. 2003, č. 25, s. 25-27.

HOLUBÁŘ, J. Operační léčba zlomenin. *Sanquis*, Praha. ISSN 1212-6535. 2003, č. 25, s. 33-37.

HORÁČEK, O. Svalové oslabení u radikulárního syndromu a poruchy stability. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha. ISSN 1211-2658. 2002, č. 2, s. 52-55.

Hřeby tibiální. [on – line] 2007. [cit. 2010-04-4]. Dostupný z WWW: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=115&productsID=43>

HUCKO, J., aj. Operačná liečba a následná rehabilitácia zlomenín tíbie. *Rehabilitácia*. Bratislava. ISSN 0375-0922. 2003, roč. 40, č. 3, s. 156-163.

JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému človeka*. 1. vyd. Olomouc: Univ. Palackého, 2004. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints. Volume 2. Lower Limb*. 5th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1991. 242 s. ISBN 0-443-03618-7.

LEPHART, M. S. a FU, H. F. *Proprioception and neuromuscular Control in Joint Stability*. Champaign: Human Kinetics, 2000. 438 s. ISBN 0-88011-864-4.

LEWIT, K. *Manipulační léčba*. 5. prep. vyd. Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

MANSKE, C. R. *Postsurgical orthopedic sports rehabilitation: knee and shoulder*. St.Louis, Miss.: Mosby Elsevier, 2006. 714 s. ISBN 0-323-02702-4.

MAYER, M. a SMÉKAL, D. Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: ISSN 1211-2658. 2004, roč. 11, č. 3, s. 111-117.

McRAE, R. a ESSER, M. *Practical fracture treatment*. 4th ed. London: Churchill Livingstone, 2002. 431 s. ISBN 0443-07038-5.

Motor Control Test (MCT). [on – line] 2009. [cit. 2008-01-14]. Dostupný z WWW: <http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>

NESTROJIL, P. Léčení zlomenin dlouhých kostí. *Lékařské listy*. Praha. ISSN 0044-1996. 2001, roč. 50, č. 40, s. 22-24.

NeuroCom. International, Inc. [on – line] 2009. [cit. 2010-01-14]. Dostupný z WWW: <http://www.resourcesonbalance.com>

NORDIN, M. a FRANKEL, H. V. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. 3th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2001. ISBN 0-683-683-30247-7

PALASTANGA, N., FIELD, D. a SOAMES, R. *Anatomy & Human movement: structure & function*. 3th ed. Oxford: Butterworth - Heinemann, 1998. 870 s. ISBN 0-7506-3268-2.

PAVLŮ, D. a NOVOSADOVÁ, K. Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based praktice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: ISSN 1211-2658. 2001, roč. 8, č. 4, s. 178-181.

PLEVA, L. Zevní fixace v traumatologii. *Lékařské listy*. Praha. ISSN 0044-1996. 2001, roč. 50, č. 40, s. 25.

PERREN, M. S. Fracture Healing - The Evolution of Our Understanding. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae czechoslovaca*. Praha. ISSN 0001-5415. 2008, roč. 75, 241-246 s.

POKORNÝ, V., aj. *Traumatologie*. 1. vyd. Praha: Triton, 2002. 307 s. ISBN 80-7254-277-X.

RODOVÁ, D., MAYER, M. a JANURA M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: ISSN 1211-2658. 2001, roč. 8, č. 4, s. 173-177.

ROZZI, L. S., aj. Knee Joint Laxity and Neuromuscular Characteristics of Male and female Soccer and Basketball Players. *The American journal of sports medicine*, Thousand Oaks: Sage Publications: ISSN 0363-5465. 1999, Vol. 27, No. 3. p. 312-319.

RYCHLÍKOVÁ, E. *Poruchy funkce kloubů končetin a jejich terapie*. 1. vyd. Praha: Triton, 1994. 175 s. ISBN 8085875012.

SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém-podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: ISSN 1211-2658. 2006, roč. 13, č. 3, s. 112-124.

ŠKOLNÍKOVÁ, B. Komplexná rehabilitačná liečba po úrazoch mäkkého kolena v NRC Kováčová. *Rehabilitácia*. Bratislava. ISSN 0375-0922. 2000, roč. 33, č. 1, s. 28-42.

TRNOVSKÝ, M. Nitrodřeňové hřebování zlomenin. *Lékařské listy*. Praha. ISSN 0044-1996. 2002, roč. 51, č. 30, s. 13-15.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II.část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: ISSN 1211-2658. 2002, č. 4, s. 122-129

VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995, s. 85. ISBN 80-7184-100-5.

VIŠŇA, P., aj. *Traumatologie dospělých: učebnice pro lékařské fakulty*. Praha: Maxdorf, 2004. 157 s. ISBN 80-7345-034-8.

Weight Bering squat (WBS). [on – line] 2009. [cit. 2010-01-14]. Dostupný z WWW: <http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/wbs.aspx>

ZÁVITKOVSKÝ, P. a MALKUS, T. Otevřené zlomeniny. *Lékařské listy*. Praha. ISSN 0044-1996. 2002, roč. 51, č. 30, s. 10-12.



## SEZNAM ZKRATEK

a.	artérie
CKC	closed kinetic chains (uzavřený kinetický řetězec)
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
FL	Forward Lunge
ITB	iliotibiální trakt
KOK	kolenní kloub
KS	kompartment syndrom
Lig.	ligamentum
LCA	ligamentum cruciatum anterior
LCP	ligamentum cruciatum posterior
LCM	ligamentum cruciatum mediale
LCL	ligamentum cruciatum laterale
m. BF	musculus biceps femoris
m. GA	musculus gastrocnemius caput laterale
m. RF	musculus rectus femoris
m. VM	musculus vastus medialis
MCT	Motor Control Test
n.	nerví
nDK	nepreferovaná dolní končetina
NASA	National Advisory Committee for Aeronautics
OKC	open kinetic chains (otevřený kinetický řetězec)
pDK	preferovaná dolní končetina
SEMG	povrchová elektromyografie
SUO	Step/Up Over
US	Unilateral Stance
UTN	nitrodřeňový tibiální hřeb
ZF	zevní fixátor
WBS	Weight Bearing Squot

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 - Struktury kolenního kloubu z předního a zadního pohledu.....	18
Obr. 2 - Kombinace valivého a klouzavého pohybu při flexi v kolenním kloubu .....	21
Obr. 3 - Translace plošiny vpřed a vzad při testu MCT.....	36
Obr. 4 - Test WBS na Balance Master Systém.....	37

## SEZNAM TABULEK

<b>Tab. 1</b> - Anamnestické údaje a kineziologický popis.....	44
<b>Tab. 2</b> - Hodnota testovaného kritéria a signifikance Mann-Whitney testu mezi atakovanou DK a pDK pro MCT Backward Translation.....	46
<b>Tab. 3</b> - Hodnota testovaného kritéria a signifikance Mann-Whitney testu mezi atakovanou DK a nDK pro MCT Backward Translation.....	46
<b>Tab. 4</b> - Hodnota testovaného kritéria a signifikance Mann-Whitney testu mezi atakovanou DK a pDK pro MCT Forward Translation.....	48
<b>Tab. 5</b> - Hodnota testovaného kritéria a signifikance Mann-Whitney testu mezi atakovanou DK a nDK pro MCT Forward Translation.....	48
<b>Tab. 6</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Studentova párového t-testu u testu WBS ve vzpřímeném stoji.....	50
<b>Tab. 7</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Studentova párového t- testu u testu WBS v 30° flexi v kolenních kloubech.....	52
<b>Tab. 8</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a pDK kontrolního souboru u testu WBS 30° flexe v kolenních kloubech.....	54
<b>Tab. 9</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a nDK kontrolního souboru u testu WBS 30° flexe v kolenních kloubech.....	54
<b>Tab. 10</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a pDK kontrolního souboru u testu WBS 60° flexe v kolenních kloubech.....	56

<b>Tab. 11</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a nDK kontrolního souboru u testu WBS 60° flexe v kolenních kloubech.....	56
<b>Tab. 12</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a pDK kontrolního souboru u testu SUO výstup na schod.....	58
<b>Tab. 13</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a nDK kontrolního souboru u testu SUO výstup na schod.....	58
<b>Tab. 14</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Wilcoxonův párovým testem u atakované a neatakované DK u testu SUO výstup na schod.....	60
<b>Tab. 15</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a pDK kontrolního souboru při přechodu přes molitan.....	62
<b>Tab. 16</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Mann-Whitney testu u atakované DK a nDK kontrolního souboru při přechodu přes molitan.....	62
<b>Tab. 17</b> - Hodnota testového kritéria a signifikance Wilcoxonův párovým testem u atakované a neatakované DK při přechodu přes molitan.....	64

## SEZNAM GRAFŮ

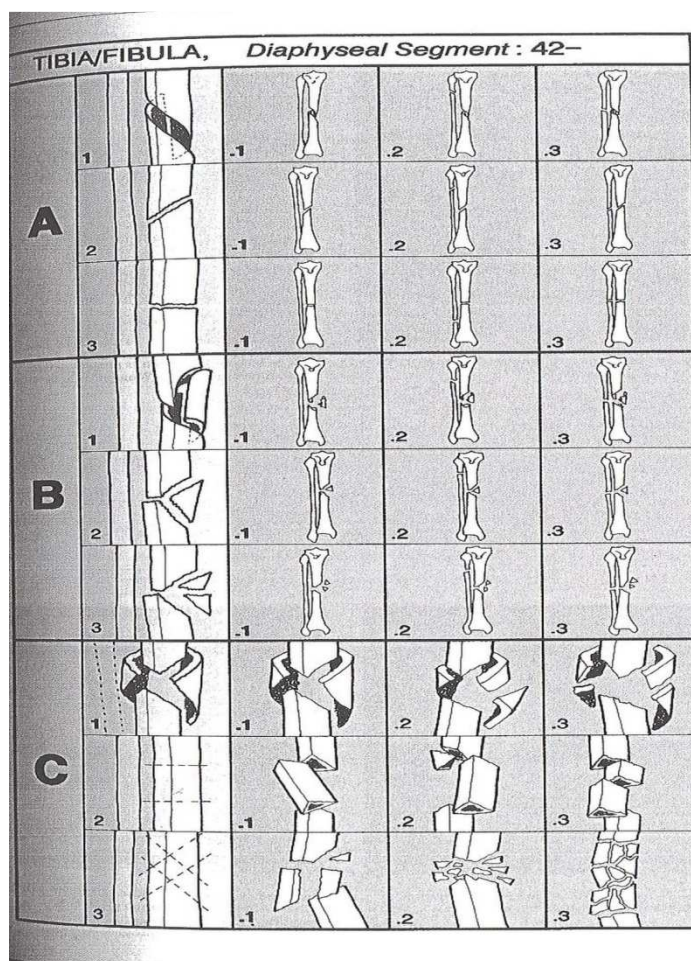
<b>Graf 1</b> - Znázornění výsledných rozdílů parametru latence při MCT Backward Translation mezi pacienty a zdravými jedinci.....	46
<b>Graf 2</b> - Znázornění výsledných rozdílů parametru latence při MCT Forward Translation mezi pacienty a zdravými jedinci.....	47
<b>Graf 3</b> - Porovnání zatížení při testu WBS v pozici vzpřímeného stoje mezi atakovanou a neatakovanou DK.....	49
<b>Graf 4</b> - Porovnání zatížení při testu WBS ve 30° flexi v kolenních kloubech mezi atakovanou a neatakovanou DK.....	51
<b>Graf 5</b> - Porovnání průměrné svalové aktivity při testu WBS s 30° flexí v kolenních kloubech mezi atakovanou DK a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru.....	54
<b>Graf 6</b> - Porovnání průměrné svalové aktivity při testu WBS s 60° flexi v kolenních kloubech mezi atakovanou DK a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru.....	56
<b>Graf 7</b> - Porovnání průměrné svalové aktivity při výstupu na schod mezi atakovanou DK a pDK, resp. nDK u kontrolního souboru.....	58
<b>Graf 8</b> - Porovnání průměrné svalové aktivity mezi atakovanou a neatakovanou DK při výstupu na schod u pacientů.....	59
<b>Graf 9</b> - Porovnání průměrné svalové aktivity při přechodu přes molitan mezi atakovanou DK a pDK resp. nDK u kontrolní skupiny.....	62
<b>Graf 10</b> - Porovnání průměrné svalové aktivity při přechodu přes molitan mezi atakovanou a neatakovanou DK u pacientů.....	63

## SEZNAM PŘÍLOH

Příl. 1 - AO Klasifikace.....	88
Příl. 2 - RTG snímek.....	89
Příl. 3 - Klasifikace zavřených a otevřených zlomenin dle Tscherneho.....	90
Příl. 4 - Informovaný souhlas pacienta.....	91
Příl. 5 - Kineziologický rozbor.....	92
Příl. 6 - Operační přístup zavedení UTN.....	95
Příl. 7 - Popisná statistika hypotéz.....	96

# **PŘÍLOHY**

**Příl. 1.** AO klasifikace zlomenin tibie a fibuly (McRae, Esser, 2002, s. 359).



**Typ A - jednoduché zlomeniny**

- A1 - spirální
- A2 - zlomeniny šikmé více než 30°
- A3 - zlomeniny příčné méně než 30°

**Typ B - zlomeniny s mezifragmenty**

- B1 - spirální
- B2 - klínovité
- B3 - fragmentové

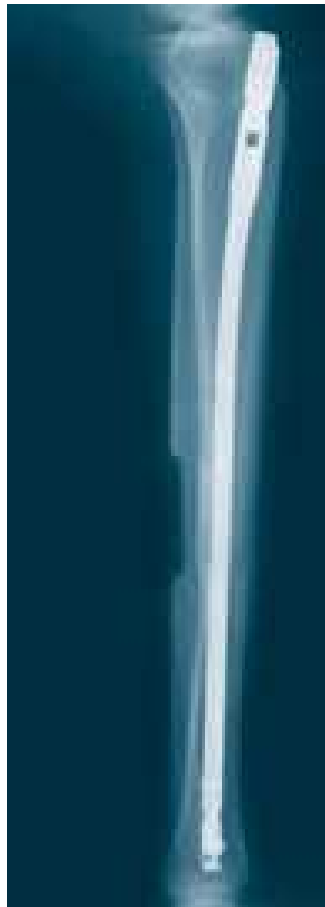
Číslicemi jsou označené jednotlivé typy zlomenin.

**Typ C - komplexní zlomeniny**

- C1 - spirální
- C2 - segmentové
- C3 - nepravidelné



**Příl. 2 - RTG snímky UTN (Dostupné z WWW:  
<http://www.synthes.com/html/uploads/media/126.000.380.pdf>)**



**Příl. 3.** Klasifikace zavřených a otevřených zlomenin dle Tscherneho (Višňa aj., 2004).

<b>Tscherneho klasifikace zavřených zlomenin</b>	
<b>Stupeň G0</b>	žádné nebo nepodstatné poškození měkkých tkání
<b>Stupeň G1</b>	zhmoždění kůže přímým tlakem kostního fragmentu zevnitř
<b>Stupeň G2</b>	těžké zhmoždění podkoží i svalů, hrozící rozvoj kompartment syndrom
<b>Stupeň G3</b>	rozsáhlé pohmoždění měkkých tkání, decollement kůže, manifestní kompartment syndrom

<b>Tscherneho klasifikace otevřených zlomenin</b>	
<b>Stupeň I</b>	poškození kožního krytu má charakter bodové perforace, rána má rozsah do 5 cm, devastace měkkých tkání je malá, výskyt infekce je nízký
<b>Stupeň II</b>	rána vzniká působením vnějších sil, rána má rozsah nad 5 cm, okolí rány je pohmožděné, vysoké riziko infekce
<b>Stupeň III</b>	patří do skupiny vysokoenergetických poranění, kromě poškození kůže, podkoží a svalů jsou postiženy i nervy a větší cévy, kontaminace bývá značná
<b>Stupeň IV</b>	jde prakticky o subtotální amputaci, s poraněním magistrálních cév a nervů, kontaminace je pravidlem

**Příl. 4. Informovaný souhlas pacienta**

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD  
Ústav fyzioterapie**

**Vliv traumatické léze diafýzy tibie na stabilitu  
kolenního kloubu**

Souhlasím s provedením diagnostického vyšetření a s vyšetřením v kineziologické laboratoři ve Fakultní nemocnici v Olomouci pomocí posturografie a povrchové polyelektromyografie pro diplomovou práci: „**Vliv traumatické léze diafýzy tibie na stabilitu kolenního kloubu**“ vypracovanou Bc. Martinem Hradským pod odborným vedením Mgr. Věry Jančíkové.

Prohlašuji, že jsem byl/a od výše uvedené osoby informován/a o průběhu a cíli studijního projektu. Souhlasím s nahlížením do mé zdravotní dokumentace v rozsahu nezbytně nutném pro potřeby této diplomové práce a s anonymním využitím získaných dat s respektováním pravidel na ochranu osobních dat. Potvrzuji, že moje účast na této spolupráci je dobrovolná.

Jméno pacienta.....

Podpis pacienta.....

V Olomouci dne.....

Podpis vyšetřujícího.....

**Příl. 5 - Kineziologický rozbor**

Datum vyšetření:

Jméno a příjmení:

Pohlaví:

Věk:

Tělesná výška:

Hmotnost:

Datum operace:

**ANAMNÉZA**

**NO:**

**PA:**

**SA:**

**OA:**

**Orientační celková aspekce:**

**Vyšetření trupu:**

**Vyšetření dolních končetin:**

## Příl. 5 - pokračování

### Antropometrie:

ataková	Délka DK v cm	neataková
	spina iliaca ant.sup-mal.med.	
	trochanter major - mal.lat	
	Obvody DK v cm	
	nad kolenem 10 cm	
	přes koleno	
	pod kolenem 10 cm	

### Goniometrie:

	<b>A</b>	<b>N</b>
Kolenní kloub:		
	S:	S:
Hlezenní kloub	S:	S:

### Svalový test:

	<b>A</b>	<b>N</b>
Kolenní kloub:		
	FL:	FL::
	EX:	EX:
Hlezenní kloub:	PF:	PF:
	DF:	DF:

<b>Bolest kolenního kloubu</b>	Ano	Ne
--------------------------------	-----	----

## **Příl. 5 - pokračování**

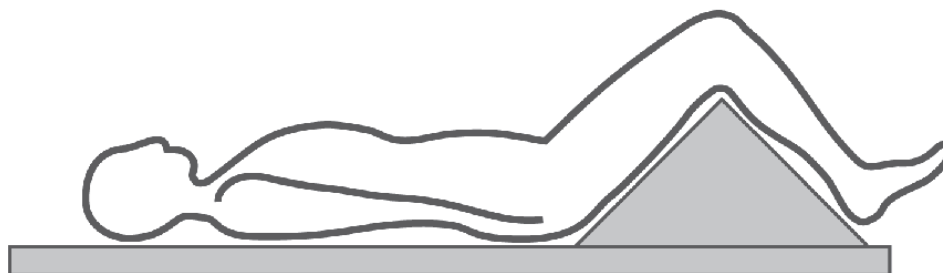
### **Ortopedické-manuální testy:**

- 1) Vyšetření flexibility
  - M.quadriceps femoris
  - Flexory kolenního kloubu
- 2) Vyšetření stability a strukturální integrity
  - Přední zásuvkový test
  - Zadní zásuvkový test
  - Lachmanův test a „obrácený“ Lachmanův test
- 3) Vyšetření menisků
  - McMurrayův test
  - Apleyův test

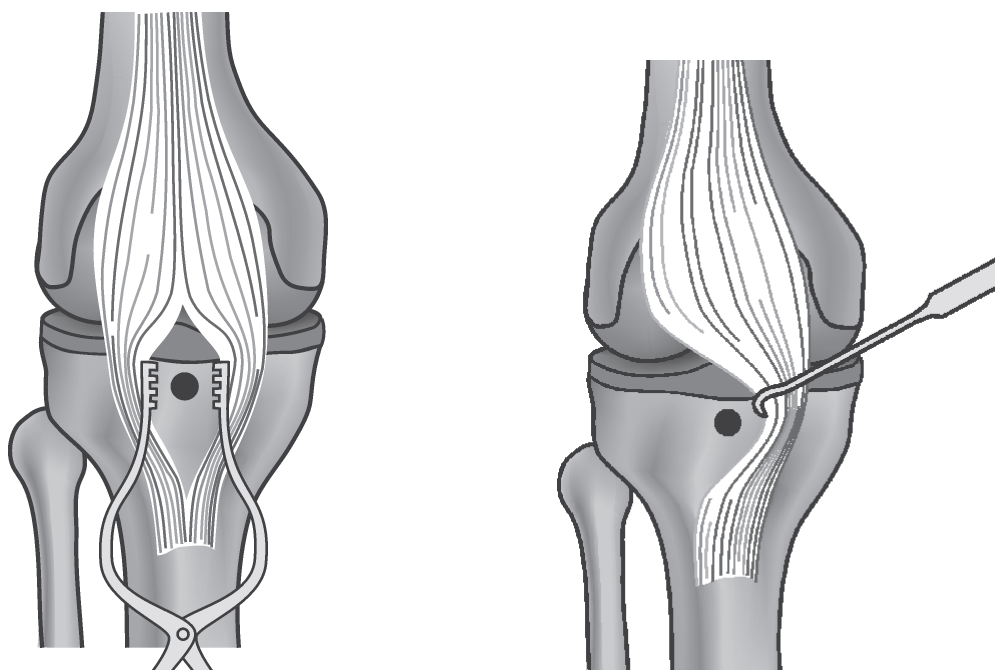
### **Doplňující dotazník na zjištění preference dolní končetiny:**

- Kterou nohou kopete do míče?
- Kterou nohou vycházíte jako první na schod?
- Kterou nohou vytřukáte rytmus písničky?
- Na kterou stranu se při výskoku otočíte?

**Příl. 6** - Operační přístup zavedení UTN (Dostupné z WWW: <http://www.medin.cz/cz/produkty/produkty.html?cat=115&productsID=43>).



Poloha pacienta při zavedení UTN



Podélný řez nad lig. proprium patellae,  
rozpolcení a odtažení vazu

Laterální odtažení lig. proprium patellae

## Příl. 7 - Popisná statistika k hypotézám

### Popisná statistika k hypotéze $H_{01}$

**Tab. 1** - Statistické veličiny k testu MCT Backward Translation mezi pacienty a zdravými jedinci

SOUB	N	Minimum	Maximum	Medián	Průměr	Směrodatná odchylka
Pacienti, atakovaná DK	8	130	160	140,0	141,3	11,3
Kontrola, pDK	8	120	150	130,0	132,5	10,4
Kontrola, nDK	8	120	160	140,0	138,8	12,5

#### Legenda k tab. 1

SOUB - soubor

N - soubor probandů v testovaném souboru

pDK - preferovaná dolní končetina

nDK - nepreferovaná dolní končetina

**Tab. 2** - Průměrné pořadí a součet pořadí naměřených hodnot při testu MCT Backward Translation mezi atakovanou DK a pDK

	SOUB	N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
doba reakce (ms), MCT - Backward Translation	Pacienti, atakovaná DK	8	10,19	81,50
	Kontrola, pDK	8	6,81	54,50
	Celkem	16		

Legenda k tab. 2 - viz tab. 1

**Tab. 3** - Průměrné pořadí a součet pořadí naměřených hodnot při testu MCT Backward Translation mezi atakovanou DK a nDK

	SOUB	N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
doba reakce (ms), MCT - Backward Translation	Pacienti, atakovaná DK	8	8,94	71,50
	Kontrola, nDK	8	8,06	64,50
	Celkem	16		

Legenda k tab. 3 - viz. tab. 1



## Popisná statistika k hypotéze H<sub>02</sub>

**Tab. 4** - Statistické veličiny k testu MCT Forward Translation mezi pacienty a zdravými jedinci

SOUB	N	Minimum	Maximum	Medián	Průměr	Směrodatná odchylka
Pacienti, atakovaná DK	8	120	160	140,0	138,8	12,5
Kontrola, pDK	8	110	160	130,0	130,0	15,1
Kontrola, nDK	8	130	150	140,0	137,5	7,1

**Legenda k tab. 4** - viz tab. 1

**Tab. 5** - Průměrné pořadí a součet pořadí naměřených hodnot při testu MCT Forward Translation mezi atakovanou DK a pDK

	SOUB	N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
doba reakce (ms), MCT - Forward Translation	Pacienti, atakovaná DK	8	10,13	81,00
	Kontrola, pDK	8	6,88	55,00
	Celkem	16		

**Legenda k tab. 5** - viz tab. 1

**Tab. 6** - Průměrné pořadí a součet pořadí naměřených hodnot při testu MCT Forward Translation mezi atakovanou DK a nDK

	SOUB	N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
doba reakce (ms), MCT - Forward Translation	Pacienti, atakovaná DK	8	8,69	69,50
	Kontrola, nDK	8	8,31	66,50
	Celkem	16		

**Legenda k tab. 6** - viz tab. 1

### Popisná statistika k hypotéze H<sub>03</sub>

**Tab. 7** - Statistické veličiny k testu WBS v pozici vzpřímeného stoje mezi atakovanou a neatakovanou DK

	atakovaná DK	neatakovaná DK
N	8	8
Minimum	40	47
Maximum	53	60
Median	46,50	53,50
Průměr	46,63	53,38
Směrodatná odchylka	3,74	3,74

Legenda k tab. 7 - viz. tab. 1

### Popisná statistika k hypotéze H<sub>04</sub>

**Tab. 8** - Statistické veličiny k testu WBS v pozici 30° flexi v KOK mezi atakovanou a neatakovanou DK

	atakovaná DK	neatakovaná DK
N	8	8
Minimum	36	45
Maximum	55	64
Median	45,50	54,50
Průměr	45,50	54,50
Směrodatná odchylka	5,48	5,48

Legenda k tab. 8 - viz tab. 1

## Popisná statistika k hypotéze H<sub>05</sub>

**Tab. 9** - Statistické veličiny svalové aktivity k testu WBS 30° flexe v KOK mezi pacienty a zdravými jedinci

SOUB		m. GA	m. BF	m. RF	m. VM
Pacienti, atakovaná DK	N	8	8	8	8
	Minimum	,62	,14	1,11	,91
	Maximum	1,61	30,59	10,08	16,30
	Medián	,96	,71	1,98	3,58
	Průměr	1,01	4,35	3,49	5,10
	Směrodatná odchylka	,31	10,61	3,20	4,84
Kontrola, pDK	N	8	8	8	8
	Minimum	,56	,98	1,04	,96
	Maximum	2,01	5,23	33,58	21,63
	Medián	1,05	2,25	6,18	8,63
	Průměr	1,13	2,63	8,43	9,86
	Směrodatná odchylka	,43	1,63	10,54	7,75
Kontrola, nDK	N	8	8	8	8
	Minimum	,30	,21	2,04	1,26
	Maximum	1,60	6,40	12,97	18,89
	Medián	1,02	1,04	4,14	9,11
	Průměr	1,00	1,67	5,30	9,66
	Směrodatná odchylka	,36	2,02	3,81	6,91

### Legenda k tab. 9.

m. GA - musculus gastrocnemii, m. BF - musculus biceps femoris, m. RF - musculus rectus femoris,

m. VM - musculus vastus medialis

N - soubor probandů v testovaném souboru

pDK - preferovaná dolní končetina

nDK - nepreferovaná dolní končetina

**Tab. 10** - Průměrné pořadí a součet pořadí svalové aktivity při testu WBS ve 30° flexi v KOK mezi atakovanou a pDK

SOUB		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. GA	Pacienti, atakovaná DK	8	7,69	61,50
	Kontrola, pDK	8	9,31	74,50
	Celkem	16		
m. BF	Pacienti, atakovaná DK	8	5,56	44,50
	Kontrola, pDK	8	11,44	91,50
	Celkem	16		
m. RF	Pacienti, atakovaná DK	8	7,25	58,00
	Kontrola, pDK	8	9,75	78,00
	Celkem	16		
m. VM	Pacienti, atakovaná DK	8	6,88	55,00
	Kontrola, pDK	8	10,13	81,00
	Celkem	16		

Legenda k tab. 10. - viz tab. 9

**Tab. 11** - Průměrné pořadí a součet pořadí průměrných hodnot svalové aktivity při testu WBS v 30° flexi v KOK mezi atakovanou DK a nDK

SOUB		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. GA	Pacienti, atakovaná DK	8	7,94	63,50
	Kontrola, nDK	8	9,06	72,50
	Celkem	16		
m. BF	Pacienti, atakovaná DK	8	7,31	58,50
	Kontrola, nDK	8	9,69	77,50
	Celkem	16		
m. RF	Pacienti, atakovaná DK	8	6,63	53,00
	Kontrola, nDK	8	10,38	83,00
	Celkem	16		
m. VM	Pacienti, atakovaná DK	8	6,88	55,00
	Kontrola, nDK	8	10,13	81,00
	Celkem	16		

Legenda k tab. 11 - viz tab. 9

## Popisná statistika k hypotéze H<sub>06</sub>

**Tab. 12** - Statistické veličiny svalové aktivity k testu WBS 60° flexe v KOK mezi pacienty a zdravými jedinci

SOUB		m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Pacienti, atakovaná DK	N	8	8	8	8
	Minimum	,15	,32	1,78	,80
	Maximum	1,56	4,65	15,70	19,73
	Medián	,97	1,02	4,61	5,54
	Průměr	,89	1,39	6,20	8,13
	Směrodatná odchylka	,53	1,37	4,65	6,58
Kontrola, pDK	N	8	8	8	8
	Minimum	,98	,60	1,17	,95
	Maximum	34,87	4,97	192,15	60,79
	Medián	5,30	1,25	14,58	20,71
	Průměr	8,27	1,92	33,94	26,28
	Směrodatná odchylka	11,06	1,43	64,29	23,53
Kontrola, nDK	N	8	8	8	8
	Minimum	,33	,57	2,48	1,42
	Maximum	6,22	1,29	28,46	47,52
	Medián	1,52	,93	9,48	17,16
	Průměr	2,31	,93	11,58	22,23
	Směrodatná odchylka	2,14	,26	8,96	17,92

Legenda k tab.12 - viz tab. 9

**Tab. 13** - Průměrné pořadí a součet pořadí svalové aktivity při testu WBS ve 60° flexi v KOK mezi atakovanou a pDK

SOUB		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. BF	Pacienti, atakovaná DK	8	5,44	43,50
	Kontrola, pDK	8	11,56	92,50
	Celkem	16		
m. GA	Pacienti, atakovaná DK	8	7,38	59,00
	Kontrola, pDK	8	9,63	77,00
	Celkem	16		
m. RF	Pacienti, atakovaná DK	8	6,88	55,00
	Kontrola, pDK	8	10,13	81,00
	Celkem	16		
m. VM	Pacienti, atakovaná DK	8	6,63	53,00
	Kontrola, pDK	8	10,38	83,00
	Celkem	16		

Legenda k tab. 13 - viz. tab. 9

**Tab. 14** - Průměrné pořadí a součet pořadí svalové aktivity při testu WBS ve 60° flexi v KOK mezi atakovanou a nDK

SOUB		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. BF	Pacienti, atakovaná DK	8	6,88	55,00
	Kontrola, nDK	8	10,13	81,00
	Celkem	16		
m. GA	Pacienti, atakovaná DK	8	9,19	73,50
	Kontrola, nDK	8	7,81	62,50
	Celkem	16		
m. RF	Pacienti, atakovaná DK	8	6,88	55,00
	Kontrola, nDK	8	10,13	81,00
	Celkem	16		
m. VM	Pacienti, atakovaná DK	8	6,38	51,00
	Kontrola, nDK	8	10,63	85,00
	Celkem	16		

**Legenda k tab. 14** - viz. tab. 9

## Popisná statistika k hypotéze H<sub>07</sub>

**Tab. 15** - Statistické veličiny svalové aktivity k testu SUO výstup na schod mezi pacienty a zdravými jedinci

SOUB		m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Pacienti, atakovaná DK	N	8	8	8	8
	Minimum	,14	,74	1,51	5,78
	Maximum	17,95	4,17	9,40	27,11
	Medián	2,78	1,70	3,60	8,93
	Průměr	4,62	1,85	4,82	11,46
	Směrodatná odchylka	5,74	1,06	2,99	6,81
Kontrola, pDK	N	8	8	8	8
	Minimum	,96	1,02	1,08	1,09
	Maximum	19,58	10,80	89,66	48,49
	Medián	4,69	4,53	6,39	13,43
	Průměr	6,95	4,90	17,46	17,27
	Směrodatná odchylka	6,11	3,65	29,79	16,55
Kontrola, nDK	N	8	8	8	8
	Minimum	,32	,45	1,90	1,24
	Maximum	26,00	6,49	22,08	43,07
	Medián	4,02	1,23	9,30	11,17
	Průměr	9,10	2,10	9,20	16,44
	Směrodatná odchylka	9,49	2,05	6,57	14,80

**Legenda k tab. 15** - viz. tab. 9

**Tab. 16** - Průměrné pořadí a součet pořadí svalové aktivity při testu SUO výstup na schod mezi atakovanou a pDK

SOUB		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. BF	Pacienti, atakovaná DK	8	7,00	56,00
	Kontrola, pDK	8	10,00	80,00
	Celkem	16		
m. GA	Pacienti, atakovaná DK	8	6,50	52,00
	Kontrola, pDK	8	10,50	84,00
	Celkem	16		
m. RF	Pacienti, atakovaná DK	8	7,69	61,50
	Kontrola, pDK	8	9,31	74,50
	Celkem	16		
m. VM	Pacienti, atakovaná DK	8	7,88	63,00
	Kontrola, pDK	8	9,13	73,00
	Celkem	16		

**Legenda k tab. 16** - viz. tab. 9

**Tab. 17** - Průměrné pořadí a součet pořadí svalové aktivity při testu SUO výstup na schod mezi atakovanou a nDK

SOUB		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. BF	Pacienti, atakovaná DK	8	7,50	60,00
	Kontrola, nDK	8	9,50	76,00
	Celkem	16		
m. GA	Pacienti, atakovaná DK	8	9,13	73,00
	Kontrola, nDK	8	7,88	63,00
	Celkem	16		
m. RF	Pacienti, atakovaná DK	8	6,75	54,00
	Kontrola, nDK	8	10,25	82,00
	Celkem	16		
m. VM	Pacienti, atakovaná DK	8	7,88	63,00
	Kontrola, nDK	8	9,13	73,00
	Celkem	16		

**Legenda k tab. 17** - viz. tab. 9



## Popisná statistika k hypotéze $H_{08}$

**Tab. 18** - Statistické veličiny svalové aktivity mezi atakovanou a neatakovanou DK při testu SUO výstup na schod pro svaly m. BF a m. GA

	m. BF, atakovaná DK	m. BF, neatakovaná DK	m. GA, atakovaná DK	m. GA, neatakovaná DK
N	8	8	8	8
Minimum	,14	,85	,74	1,26
Maximum	17,95	19,80	4,44	9,51
Medián	2,14	2,92	2,08	2,91
Průměr	4,33	6,03	2,51	3,50
Směrodatná odchylka	5,91	6,73	1,39	2,57

**Legenda k tab. 18-** viz tab. 9

**Tab. 19** - Statistické veličiny svalové aktivity mezi atakovanou a neatakovanou DK při testu SUO výstup na schod pro svaly m. RF a m. VM

	m. RF, atakovaná DK	m. RF, neatakovaná DK	m. VM, atakovaná DK	m. VM, neatakovaná DK
N	8	8	8	7
Minimum	2,40	2,23	2,48	7,14
Maximum	11,96	31,29	13,33	27,11
Medián	3,56	9,11	5,42	9,99
Průměr	5,40	12,67	6,70	13,35
Směrodatná odchylka	3,61	10,43	3,49	7,86

**Legenda k tab. 19.** - viz tab. 9

**Tab. 20** - Výsledky Wilcoxonova párového testu při výstupu na schod mezi atakovanou a neatakovanou DK

		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. BF (neatakovaná vs. atakovaná DK)	Kladné pořadí (menší aktivita neatakovaná)	4	3,75	15,00
	Záporné pořadí (menší aktivita atakovaná)	4	5,25	21,00
	Počet shod (stejná aktivita)	0		
	Celkem	8		
m. GA (neatakovaná vs. atakovaná DK)	Kladné pořadí (menší aktivita neatakovaná)	3	4,00	12,00
	Záporné pořadí (menší aktivita atakovaná)	5	4,80	24,00
	Počet shod (stejná aktivita)	0		
	Celkem	8		
m. RF (neatakovaná vs. atakovaná DK)	Kladné pořadí (menší aktivita neatakovaná)	2	3,00	6,00
	Záporné pořadí (menší aktivita atakovaná)	6	5,00	30,00
	Počet shod (stejná aktivita)	0		
	Celkem	8		
m. VM (neatakovaná vs. atakovaná DK)	Kladné pořadí (menší aktivita neatakovaná)	0	,00	,00
	Záporné pořadí (menší aktivita atakovaná)	7	4,00	28,00
	Počet shod (stejná aktivita)	0		
	Celkem	7		

**Legenda k tab. 20** - viz. tab. 8

## Popisná statistika k hypotéze H<sub>09</sub>

**Tab. 21** - Statistické veličiny svalové aktivity při přechodu přes molitan mezi pacienty a zdravými jedinci

SOUB		m. BF	m. GA	m. RF	m. VM
Pacienti, atakovaná DK	N	8	8	8	8
	Minimum	,81	,99	1,07	1,61
	Maximum	6,84	5,75	8,83	18,45
	Medián	2,45	3,13	2,25	5,06
	Průměr	3,02	3,20	3,16	6,71
	Směrodatná odchylka	2,00	1,60	2,57	5,91
Kontrola, pDK	N	8	8	8	8
	Minimum	,99	1,38	,96	2,05
	Maximum	25,63	8,92	21,15	18,59
	Medián	3,37	4,52	4,54	4,17
	Průměr	8,22	4,85	6,22	6,20
	Směrodatná odchylka	9,61	2,56	6,53	5,53
Kontrola, nDK	N	8	8	8	8
	Minimum	,34	,83	1,25	2,00
	Maximum	22,15	5,02	9,24	12,47
	Medián	2,68	2,13	3,59	8,40
	Průměr	5,62	2,36	4,58	7,59
	Směrodatná odchylka	7,57	1,35	2,75	3,31

Legenda k tab. 21 - viz. tab. 9

**Tab. 22** - Průměrné pořadí a součet pořadí svalové aktivity při přechodu přes molitan mezi atakovanou DK a pDK

SOUB		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. BF	Pacienti, atakovaná DK	8	7,25	58,00
	Kontrola, pDK	8	9,75	78,00
	Celkem	16		
m. GA	Pacienti, atakovaná DK	8	7,00	56,00
	Kontrola, pDK	8	10,00	80,00
	Celkem	16		
m. RF	Pacienti, atakovaná DK	8	7,13	57,00
	Kontrola, pDK	8	9,88	79,00
	Celkem	16		
m. VM	Pacienti, atakovaná DK	8	8,63	69,00
	Kontrola, pDK	8	8,38	67,00
	Celkem	16		

Legenda k tab. 22 - viz. tab. 9

**Tab. 23** - Průměrné pořadí a součet pořadí svalové aktivity při přechodu přes molitan mezi atakovanou DK a nDK

SOUB		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. BF	Pacienti, atakovaná DK	8	8,63	69,00
	Kontrola, nDK	8	8,38	67,00
	Celkem	16		
m. GA	Pacienti, atakovaná DK	8	9,88	79,00
	Kontrola, nDK	8	7,13	57,00
	Celkem	16		
m. RF	Pacienti, atakovaná DK	8	6,94	55,50
	Kontrola, nDK	8	10,06	80,50
	Celkem	16		
m. VM	Pacienti, atakovaná DK	8	7,63	61,00
	Kontrola, nDK	8	9,38	75,00
	Celkem	16		

**Legenda k tab. 23** - viz. tab. 9

## Popisná statistika k hypotéze $H_{010}$

**Tab. 24** - Statistické veličiny svalové aktivity mezi atakovanou a neatakovanou DK při přechodu přes molitan pro svaly m. BF a m. GA

	m. GA, atakovaná DK	m. GA, neatakovaná DK	m. RF, atakovaná DK	m. RF, neatakovaná DK
N	8	8	8	8
Minimum	,99	2,06	1,29	1,39
Maximum	5,24	5,75	8,83	10,62
Medián	2,31	3,07	2,65	3,10
Průměr	2,72	3,53	3,46	4,80
Směrodatná odchylka	1,47	1,37	2,58	3,35

Legenda k tab. 24 - viz. tab. 9

**Tab. 25** - Statistické veličiny svalové aktivity mezi atakovanou a neatakovanou DK při přechodu přes molitan pro svaly m. RF a m. VM

	m. BF, atakovaná	m. BF, neatakovaná DK	m. VM, atakovaná DK	m. VM, neatakovaná DK
N	8	8	8	8
Minimum	,81	,94	1,09	2,33
Maximum	6,84	23,12	12,73	12,09
Medián	2,38	2,22	3,56	4,72
Průměr	2,82	4,95	5,16	5,87
Směrodatná odchylka	1,93	7,50	4,51	3,60

Legenda k tab. 25 - viz. tab. 9

**Tab. 26** - Výsledky Wilcoxonova párového testu při přechodu přes molitan mezi atakovanou a neatakovanou DK

		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
m. GA (neatakovaná vs. atakovaná DK)	Kladné pořadí (menší aktivita neatakovaná)	3	3,67	11,00
	Záporné pořadí (menší aktivita atakovaná)	5	5,00	25,00
	Počet shod (stejná aktivita)	0		
	Celkem	8		
m. RF (neatakovaná vs. atakovaná DK)	Kladné pořadí (menší aktivita neatakovaná)	2	3,50	7,00
	Záporné pořadí (menší aktivita atakovaná)	6	4,83	29,00
	Počet shod (stejná aktivita)	0		
	Celkem	8		
m. BF (neatakovaná vs. atakovaná DK)	Kladné pořadí (menší aktivita neatakovaná)	4	4,00	16,00
	Záporné pořadí (menší aktivita atakovaná)	4	5,00	20,00
	Počet shod (stejná aktivita)	0		
	Celkem	8		
m. VM (neatakovaná vs. atakovaná DK)	Kladné pořadí (menší aktivita neatakovaná)	3	5,00	15,00
	Záporné pořadí (menší aktivita atakovaná)	5	4,20	21,00
	Počet shod (stejná aktivita)	0		
	Celkem	8		

**Legenda k tab. 26** - viz. tab. 9