



# **FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ**

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B 5345

**Tomáš Votík**

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

## **SLEDOVÁNÍ ZAPOJENÍ SVALŮ V OBLASTI KOLENNÍHO KLOUBU POMOCÍ EMG PŘI DŘEPU A JEHO MODIFIKACÍCH**

**Bakalářská práce**

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2018

**Prohlášení:**

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

V Plzni dne 20. 3. 2018

.....

vlastnoruční podpis

**Poděkování:**

Děkuji Mgr. Lukáši Rybovi, vedoucímu práce, za odborné vedení práce, poskytování rad, svého volného času při konzultacích a materiálních podkladů. Martinu Feiferlíkovi za poskytnuté vybavení.

## ANOTACE

Tomáš Votík

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Sledování zapojení svalů v oblasti kolenního kloubu pomocí EMG při dřepu a jeho modifikacích.

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran: číslované: 45; nečíslované: 50

Počet příloh: 60

Počet titulů použité literatury: 80

Klíčová slova: dřep, elektromyografie, frontsquats, m. vastus medialis, m. vastus lateralis

### Souhrn

Práce popisuje rozdíly ve svalovém zapojení v oblasti kolenního kloubu při modifikacích, pro nás přirozeného pohybu, dřepu. Pozorovány byly tři druhy dřepů: Základní volný dřep, dřep se zátěží činící 80% hmotnosti probanda a patologický dřep, kdy pomocí elektromyografie sledujeme aktivitu m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Ze získaných vstupních dat bylo následovně vytvořeno porovnání. Z porovnání vyplynulo, že se zatížením 80% tělesné hmotnosti při dřepu se svalové napětí m. vastus medialis při excentrické fázi zvýší o více než 80%. Při patologickém dřepu je celková aktivita m. vastus medialis snižena v porovnání s dřepem základním volným. Z našeho pozorování také plyne, že při excentrické fázi základního volného dřepu i dřepu se zátěží je napětí v m. vastus medialis nižší v porovnání s fází koncentrickou při stejných modifikacích dřepu. Přínosem této práce do praxe by měla být optimalizace učení pohybového vzoru dřepu, dokázání přínosu vhodného zatížení v rehabilitaci a tréninku, optimalizace a konkretizace tréninkových a cvičebních jednotek zahrnující dřep.

## ANNOTATION

Surname and name: Tomáš Votík

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: EMG observation of involvement of muscles surrounding a knee joint when implementing squat or its modifications.

Consultant Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages: 95

Number of appendices: 60

Number of literature items used: 80

Key words: squat, electromyography, front squat, vastus medialis, vastus lateralis

Summary:

This thesis describes differences of muscles involvement around knee joint during squat. In this thesis are observed three squats: Basic deep squat, squat with weight and pathological squat. We observe m. vastus medialis and m. vastus lateralis with electromyography and then we compared achieved data between each modification of squat. According to achieved data, we can say, that during 80% bodyweight squat, there is more than 80% increase of muscle activity in observed muscle during eccentric contraction compared to basic squat. Next confirmed statement is, that during pathologic squat, there is lower muscle activity in m. vastus medialis during eccentric part of squat compared to basic squat. According to our observation we can say, that during eccentric part of both basic and 80% bodyweight squat, there is lower muscle activity in m. vastus medialis compared to concentric part of squat during same squat modification. The benefit of this study into the rehabilitation practice is the fact, that we can optimize learning of movement pattern of squat and with this thesis we prove the benefit of optimal load during rehabilitation practice and training. We can optimize and concretize training and rehabilitation units, where is appearance of squat.

.

## Obsah

Úvod .....	11
Teoretická část .....	13
1 Dřep .....	13
1.1 Dřep jako součást kultury .....	14
1.2 Druhy dřepu .....	15
1.3 Test dřepu .....	19
1.4 Význam stabilizačních komponent kolenního kloubu během dřepu .....	21
1.5 Fyziologie svalu a elektrický potenciál .....	26
1.6 Hierarchie řízení pohybu .....	27
1.7 Svaly podílející se na dřepu .....	27
1.8 Svalové řetězení na dolní končetině .....	28
1.9 M. vastus medialis a m. vastus lateralis jako součást svalových řetězců .....	29
2 EMG .....	31
2.1 Přenos snímaného signálu .....	31
2.2 Snímaný signál .....	31
2.3 Zpracování signálu .....	33
2.4 Vyšetřované hodnoty EMG .....	34
Praktická část .....	36
3 Cíl a úkoly práce .....	36
4 Hypotézy .....	37
4.1 Hypotéza 1 .....	37
4.2 Hypotéza 2 .....	37
4.3 Hypotéza 3 .....	37
5 Charakteristika sledovaného souboru .....	38
6 Metodologie .....	39
7 Zpracování dat .....	43

8	Výsledky.....	44
8.1	Hypotéza 1.....	44
8.2	Hypotéza 2.....	44
8.3	Hypotéza 3.....	46
9	Diskuze.....	48
	Závěr.....	55
	Seznam použité literatury.....	57
	Seznam zkratk.....	68
	Seznam obrázků.....	69
	Seznam tabulek.....	70
	Seznam grafů.....	71
	Seznam příloh.....	72
	Přílohy.....	74



## ÚVOD

Dřep je základním pohybovým vzorem a vývojovým stupněm v ontogenetickém vývoji jedince a jednou z potřebných přirozených posturálních pozic. Ve sportovní přípravě je často využíván pro svůj velký potenciál rozvoje síly a pro svou neuromuskulární a biomechanickou podobnost s mnoha pohyby ať při sportu, či běžném životě (Escamilla et al., 2001). Důvodem využití dřepu při tréninkových jednotkách a při rehabilitaci, nejen kolenního kloubu, je to, že jako přirozený pohybový vzor zlepšuje motorické učení a snižuje nestabilitu kolenního kloubu (Horschig, 2017). Bohužel vzhledem k tendenci naší společnosti tíhnout většinou k sezení, k žádnému, nebo chybnému cvičení, k moderní obuvi a k dalšímu pohodlí, se děje to, že mnoho lidí má potíže dřepu dosáhnout. Plný nebo hluboký dřep se vztahuje na situace, kdy jsou kolena ohnutá do té míry, že zadní část stehna se téměř dotýká lýtek, paty zůstávají na podlaze a páteř je narovnána v neutrální poloze (Snášel, 2016). Malé děti do věku čtyř let jdou přirozeně do dřepu, pokud chtějí dosáhnout na předmět na zemi nebo si běžně v této pozici hrají, jak uvádí Keiner (2012). Až postupem času, kdy na jedince začnou působit vnější vlivy a z důvodu snížení posturální aktivity, funkčních nebo strukturálních změn v pohybovém aparátu, může o schopnost provést dřep přijít (Yanai et al. 2016). Kolenní kloub slouží, stejně jako při chůzi, tak i při dřepu ke zkrácení dolní končetiny. Během fáze zkracování končetiny (excentrické fáze) i během fáze opětovného prodloužení končetiny (koncentrické fáze) dochází k zapojení svalů v různé intenzitě (Bryanton, 2012). Naším cílem bylo sledování intenzity zapojení svalů. Pro pozorování byly vybrány m. vastus medialis a m. vastus lateralis pro jejich důležitou funkci stabilizátorů kolenního kloubu (Pollet et al. 2005). Sledovány byly obě fáze u tří modifikací dřepu. Prvním druhem dřepu byl dřep základní volný, druhým druhem byl dřep se zátěží – front squat a třetím druhem dřepu byl dřep patologický. Přínosem této práce do praxe by měla být optimalizace učení pohybového vzoru dřepu, dokázání přínosu vhodného zatížení v rehabilitaci a tréninku, optimalizace a konkretizace tréninkových a cvičebních jednotek zahrnující dřep. Někteří autoři (Escamilla 2001; Hung 1999; Signorila 1995; Boyden 2000; a jiní) se již problematikou zapojení svalů stehna při dřepu zabývali, ale vždy pozorovali jiné faktory, které by napětí ve svalech mohly měnit. V těchto studiích se využívá metody elektromyografie, kterou se vyšetřuje funkce příčně pruhovaného svalstva nebo vodivost periferního nervového systému. Její výhodou je možnost porozumění lidské motoriky a

zaznamenání údajů, které vypovídají o individuální pohybové strategii a senzomotorické funkci jedince (Krobot 2011). Elektromyografie se využívá již dlouhou dobu, ale postupným vývojem a zvýšením dostupnosti technologií se nyní již často odstupuje od jehlové a kontaktní elektromyografie a více se využívá bezkontaktní povrchová elektromyografie, kdy již není nutné spojení elektrod se snímacím zařízením pomocí kabelu, odpadá omezení pohybu a nedochází k častému rušení signálu pohybem kabelů (Hargrove et al. 2007).

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 Dřep

Dřep je základní pohybový vzor, avšak překvapivě velké množství mužů a žen se velmi obtížně dostane do dřepu hýžděmi pod paralelu, aby zůstali stabilní a udrželi správné držení těla. Nevhodné pohybové a životní návyky, které jsou zmíněné v úvodu, nám přináší množství svalových dysbalancí a snížení flexibility a schopnosti adaptovat se na výkon či zátěž. Protože nejprve jedeme autem, poté sedíme v práci za počítačem, opět jedeme autem, jdeme se projít a opět sedíme nebo ležíme, jsme se zkrátka odnaučili některé pohyby používat. Na otázku, co nám dřep přináší, je zde hned několik odpovědí. Jako první můžeme zmínit budování muskulatury, se kterou hned úzce souvisí síla. Z logiky věci víme, že dřep posiluje nohy, ale již nemusí být tak jasné, že pokud se dřep provádí v plném rozsahu a technicky správně, tak se v určité intenzitě posiluje také celé tělo (Bogla, 2015) a hlavně svalstvo spodní části trupu. (Vahdat, 2016) Dalším ziskem správně provedeného dřepu je flexibilita. Hluboký dřep je důkazem, že silový trénink nemusí za každou cenu dělat z cvičenců nepružné lidi. Pro správné provedení hlubokého dřepu je flexibilita v kyčelním kloubu a hlezenním kloubu klíčová. Pozice hlubokého dřepu je těžko udržitelná, obzvlášť pak u osob s výše zmíněným stylem života. (Heatham, 2017)

Ač je kolem tohoto tématu mnoho kontroverzí a vedou se kolem něho diskuze, tak dle aktuálních výzkumů (Hartmann, 2013) můžeme říci, že hluboký dřep neznamena nutně zranění vazů či jiné poškození kolenního kloubu, ba naopak můžeme říct, že při správné edukaci je velice užitečný, jak doložil například Steiner et. al. (2016) nebo studie kterou prováděl Panariello et. al. (2016), kdy zjistili, že i při vysoké zátěži, jako je 130-200% tělesné hmotnosti, nedochází k významnému přetížení kolenního kloubu. Ovšem při takto vysoké zátěži už můžeme diskutovat, zda nejsou případná rizika již příliš velká. (Schoenfeld, 2012)

V rozporu s populárními mýty, které podporují staré studie, jako například studie Dr. Kleina (1961), nám aktuálnější výzkumy ukazují, že správně provedený hluboký dřep u sportovců, či u dobře edukované zdravé populace nezvyšují kolenní volnost/nestabilitu, ale může zvýšit nabírání svalové síly a hmoty a tím pádem dále vést ke zlepšení kvality života, či ke zlepšení sportovního výkonu. (Bryanton, 2012)

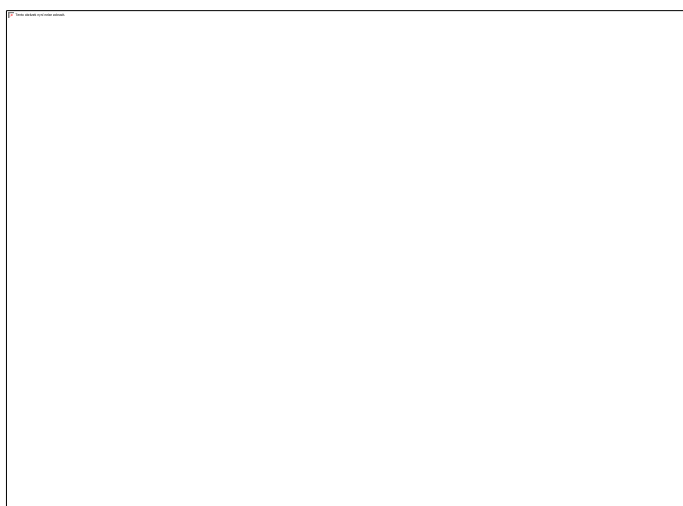
Na rozdíl od hypotézy Dr. Kleina, který tvrdil/tvrdí, že vzpěrači, kteří často provádí hluboký dřep, mají volnější kolenní vazy a došel k závěru, že dřep pod paralelu 90° má negativní vliv na stabilitu kolenních kloubů a proto by těmto dřepům mělo být zabráněno, bylo aktuálnějšími studiemi (např Hartmann et. al. 2013) prokázáno, že zatížení předních a zadních vazů v koleni se snižuje při vyšších stupních v kolenní flexi. V této studii také tvrdí, že největší pravděpodobnost poranění kolenního kloubu vyplývající z největšího zatížení kloubu je při dřepu v paralele a logicky tedy dřep do plné hloubky zvyšuje toleranci vůči zátěži a slouží jako účinná prehabilitace a jako prevence možného zranění. Jednou z nevýhod hlubokého dřepu je náchylnost k patelofemorální degeneraci vzhledem k stresu, který vzniká ze styku dorsální strany pately a femuru při velké flexi. Avšak, existuje málo důkazů, které by prokazovaly dřep jako příčinu poranění těchto struktur jak uvádí studie, kterou publikoval Schoenfeld (2012). Studie (Harmann et. al. 2013) uvádí, že není jasné proč, bychom měli předpokládat vyšší poranění pasivních tkání u hlubokých dřepů. Ve srovnání s polovičními a čtvrt dřepu, v hlubokém dřepu lze očekávat větší stres pro kolenní kloub. Za předpokladu, že byla naučena dobrá technika provedení cviku, s odborným dohledem a progresivním tréninkem, hluboký dřep představuje účinnou formu cvičení pro ochranu proti zranění a posílení dolních končetin.(Harmann et. al. 2013)

### **1.1 Dřep jako součást kultury**

Stejně jako je dřep prvkem vývoje ontogenetického, tak je i prvkem ve vývoji fylogenetickém, kdy jsme se z primátů vyvinuli a napřímili do současné podoby homo sapiens sapiens (Vančata, 2003). Během tohoto vývoje, jak se zvyšovalo naše zorné pole, jsme ale stále měli potřebu, dostat se zpět do nižších pozic, například k rozdělení ohně. (Obrázek 1 Homo sapiens sapiens v dřepu). K tomu sloužil hluboký dřep. (Gray Cook et al., 2011)Dřep jako takový byl součástí rozličných kultur po celém světě a v některých kulturách je i v současnosti sezení nahrazováno dřepem. Tento obraz je vidět hlavně v asijské, východoevropské a středoevropské populaci, kdy se schopnost provést dřep snižuje s geografickým postupem západně (Thambyah, 2008). Naopak schopnost navýšení síly prostřednictvím dřepu jako silového cviku se na západ zvyšuje a u asijské populace je nižší. (Knox et al., 2017). V některých kulturách se pozice ve dřepu využívá také na toaletě. Výhodou této pozice je zvýšení nitrobrišního tlaku a výhodné nastavení konečnicku, při flektovaných kyčelních kloubech. (Rane a Corstiaans, 2009). Mezi důvody proč je populace ve zmíněných kulturách i v dnešní době stále schopna provést hluboký dřep je, že provádí mnoho úkonů v běžném životě v pozici dřepu, klečení nebo v pozici tureckého

sedu a pouze minimálně v sedu (Mulholland a Wyss, 2001). Dalším důvodem proč si zmíněné rasy či kultury zanechali schopnost dřepu, je dlouhá tradice jógy, například v případě Jnaja jógy, kterou je dřep nedílnou součástí, činí tisíce let. Stejně je tak tomu u jeho využití v silovém tréninku. Historici našli známky vypovídající o silových soutěžích, nebo o soutěžích, podobajících se dnešnímu vzpírání, které se měli konat 3600 let před Kristem (Siff, 2000). V Číně, v dynastii Chou (1122 – 249 před Kristem), bylo po rekrutech požadováno, aby prošli specifickými silovými testy předtím, než byli přijati (Taneja, 2009). Například Gray Cook et al. (2011), tvrdí, že i vojáci se nejprve učili střílet z pozice dřepu a až později, kdy se tato schopnost po generace vytrácela, přešli k učení střelby z pokleku.

### **Obrázek 1 Homo sapiens sapiens v dřepu**



Zdroj: <http://www.knack.be/nieuws/wetenschap/homo-sapiens-kwam-vroeger-naar-europa-dan-aangenomen/article-normal-31014.html>

## **1.2 Druhy dřepu**

Dřep je prvkem ontogenetického vývoje člověka, který se objevuje zpravidla v 10. až 12. měsíci života. Dítě do dřepu přechází mnoha způsoby, podle stupně vývoje motoriky. Jedním ze způsobů je plynulý přechod přes šikmý sed, tripod, kdy se dítě dostane do šikmého dřepu. V této verzi vertikalizační řady je nutná rotační komponenta v transverzální rovině, která je důležitá pro následný ekonomický pohyb. Dalším způsobem vertikalizace do stoje přes dřep je z kvadrupedálního lezení přes pozici medvěda, odkud se diferenciovaně pomocí flexe v kyčelním kloubu dostane opět do tripodu, ale s minimální vložkou rotační komponenty. Z tripodu se poté dostane flexí i

v druhém kyčelním kloubu do hlubokého volného dřepu. Tento druh vertikalizace je snadnější, protože vzpřímení do dřepu je v sagitální rovině, takže není nutno stabilizovat právě rotační složku pohybu, ale nesmí dojít k lateroflexi. Vzpřímení z dřepu do stoje je nediferenciovaný pohyb. Horní končetiny by neměly vykonávat stabilizační funkci trupu, měly by být volné pro fázický pohyb na základě opory na stabilizovaném trupu souhrou excentrických a koncentrických kontrakcí diagonálních svalových řetězců. (Suzan, 2018; Kolář, 2009)

**Základní volný dřep** by měl mít následující parametry. Při vzpřímení ze spodní pozice dřepu by mělo docházet k souměrné extenzi v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu a při excentrické fázi pohybu, by mělo docházet k souměrné flexi kyčelních, kolenních i hlezenních kloubů a náklon trupu by neměl probíhat flexí páteře, ale kyčelním ohybem, tedy kontrolovanou flexí kyčelního kloubu. Vhodný pohyb dolních končetin závisí na dostatečně silné sagitální stabilizaci trupu a stejně tak stabilizace trupu je závislá na vhodném postavení periferie – dolních končetin. Paty by tedy měly být na šíři ramen nebo mírně přes šíři ramen, centrovaným postavením v kyčelním kloubu, by mělo být dosaženo, aby podélná osa chodidel byla v prodloužení osy femuru. Zatížení by mělo být rovnoměrné mezi tibiálním i fibulárním záprstím a patou a prstce by měly být uvolněné. Zatížení plosek nohou je jiné v dětském období, než by mělo být u dospělých. U dětí je zatížení více na mediálních stranách. Trojbodovou oporu jak ji popisujeme, o pátý metatars, první metatars a tuber calcanei, vidíme až v období tří let, kdy mizí bederní hyperlordóza (Skaličková-Kováčiková 2017). Pohyb v kyčlích by měl být do maximální flexe, bez kyfotizace lumbální páteře (butwing) (Trunc, 2017). Osa otáčení kolene, by měla být nejdále na úrovni přední části nohy. (Kolář. 2009) Tento fakt se u různých autorů liší. Klein (1961) uvádí, že by koleno nemělo vůbec přesahovat přes špičku nohy, ale například Hartmann et. al. (2013) u problematiky pozice špičky nohy (akropodium) a kolenního kloubu uvádí, že pokud kolenní kloub omezíme a přes akropodium nepůjde, omezí se mírně zatížení kolenního kloubu, ale zároveň jsou síly ve velké míře nevhodně přeneseny na kyčle a oblast spodní části trupu. Ze studie (Bolgla et. al., 2016) víme, že v porovnání se svaly v oblasti kolenního kloubu, svaly v oblasti spodního trupu pracují při dřepu signifikantně méně. Z toho můžeme vyvodit, že je více výhodné nechat koleno jít přirozeně přes špičku nohy, kdy osa otáčení kolenního kloubu bude nad akropodiem. Na základě tohoto dogma budeme také postupovat při instruktáži našich probandů. (Harmann et. al., 2013). Od tohoto výše popsaného dřepu vzniklo mnoho různých modifikací ať už se zátěží,

nebo bez ní. Nejblíže k tomuto základnímu dřepu je tzv. goblet squat, kdy člověk drží závaží v obou rukou, při flexi  $90^\circ$  v ramenních kloubech a semiflexi v loktech. Tento druh dřepu je velice výhodný pro výuku dřepu, protože posunutím těžiště ventrálně dochází ke kyfotizaci lumbální páteře (butwing) později a je možno dosáhnout větší hloubky dřepu (Trunc, 2017). Tento druh dřepu lze modifikovat, kdy lze pohybovat například závažím fázickým pohybem horních končetin, a tím i regulovat své těžiště, kdy nejlehčí varianta je při výše zmíněné pozici a nejtěžší je při flexi  $170 - 180^\circ$  v ramenním kloubu a extendovaných loketních kloubech, kdy se těžiště přesune ve ventrodorzální ose na úroveň dřepujícího člověka a v kraniokaudální ose nad jeho úroveň a tím jsou dány zvýšené nároky na sagitální stabilizaci. Podobný goblet squatu je námi sledovaný dřep se zátěží - **přední dřep** (frontsquat), kdy je těžiště také přesunuto vlivem závaží ventrálně, ale závažím je velká osa (činka), kterou dřepující drží buď stiskem podhmatem, nebo je svou vahou položena na ramena zpředu a dlaněmi pouze přitiskována. Výhody jsou stejné jako u gobletsquatu, i s možností přesunu těžiště nad hlavu, kdy se opět zvětšují nároky na stabilizaci trupu. Nohy jsou u tohoto dřepu na šíři pánve a rotované zevně v úhlu  $20^\circ$ . Ostatní charakteristika tohoto dřepu je stejná jako u dřepu základního volného bez závaží (Suzan 2018). Další modifikací dřepu je dřep se závažím umístěným za hlavou. Zde musíme rozlišovat dva poddruhy tohoto dřepu. Dřep, kdy je zátěž uložena v oblasti m. trapezius – tzv. highbar squat a dřep, kdy je zátěž uložena na zadních vláknech m. deltoideus – tzv. lowbar squat. Velkou chybou je u těchto dvou dřepů rozlišovat pouze umístění činky a neměnit celkovou mechaniku dřepu. Výše zmíněnému základnímu dřepu je více podobný highbarsquat, kdy by mechanika pohybu měla být stejná, tzn. paty na šíři ramen, nebo mírně přes, centrované postavení v kyčelních kloubech a souměrná flexe v kyčelních, kolenních i hlezenních kloubech při excentrické fázi pohybu a stejně tak extenze při koncentrické fázi pohybu. Už více odlišným druhem dřepu je tzv. – lowbar, který byl vyvinut, a hlavně se používá, v prostředí silového trojboje. Je zde výrazně širší stojná báze a excentrická fáze probíhá nesouměrnou flexí v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech. Flektuje se hlavně kyčelní kloub, kdy se subjekt snaží pánev co nejvíce sunout dorzálně a až postupně dochází k flektování kolenních kloubů. Jsou zde velmi vysoké nároky na stabilizaci spodní části trupu a na excentrickou funkci extenzorů kyčelního kloubu, aby nedocházelo ke zranění lumbální části páteře, vlivem extenčního držení v lumbální části páteře. Při správné technice je u tohoto dřepu smykové zatížení na bederní oblast stejné jako u highbar dřepu, goblet squatu, nebo frontsquatu (Gullett, 2009). Při obou těchto stylech dřepu, jsou vysoké nároky na stabilizaci trupu. Tuto funkci musí

zastávat bránice s dalšími svaly trupu (viz kapitola *Test dřepu*). Bránice se tedy při provádění těchto stylů dřepu musí zapojit hlavně svou posturální funkcí a krátce již tedy není schopna zachovat funkci respirační a dochází k apnoické pauze v momentě největšího zatížení. Ale stejně tak může docházet k apnoické pauze i při dřepu bez zatížení, pokud jedinec není dostatečně stabilizačně trénován (Kolář, 2009).

Dále existuje mnoho dalších modifikací dřepů, které mohou sloužit jako výukové, či konkrétně zaměřené na slabiny při provádění dřepu, zaměřené na funkční nedostatky při sportu, nebo v životě, nebo specializované jako součást soutěžní disciplíny. Jednou z těchto více okrajových modifikací dřepu je dřep s výskokem, který může být performován se zátěží, nebo bez zátěže obě tyto varianty skýtají své výhody, jak uvádí Wisloff (2004). Jako výukový prostředek se dále využívá tzv. chairsquat, kdy je postavena židle, či jiná překážka na úroveň kritické fáze dřepu, často do úrovně, kdy se začíná kyfotizovat bederní páteř a jedinec má tedy možnost se více soustředit na stabilitu spodní části trupu. Dřep se dále využívá u izometrického cviku zvaného wallsquat. Při tomto cviku je jedinec opřený zády o zeď. Tento druh dřepu je v porovnání s ostatními lehčí, protože zde chybí stěžejní dynamická složka pohybu. Dřep je také nedílnou součástí vzpírání, kdy se provádí během nadhozu i trhu. Při nadhozu se provádí excentrická část dřepu s velkými setrvačnými silami působící proti vzpěrači, kdy činka je ve stejné pozici jako při frontsquatu a poté se provádí dynamická koncentrická fáze dřepu, pro získání kinetické energie k samotnému nadhozu nad hlavu. Při trhu se provádí opět náročná excentrická fáze dřepu, kdy je navíc činka držena s flektovanými rameny do 180° a plně extendovanými lokty a vzpěrač se plynule dostává ze spodní pozice dřepu do stoje s těžištěm velmi vysoko. Jak trh, tak nadhoz je velice posturálně náročný komplexní cvik kdy bránice musí pracovat stabilizačně na velmi vysoké úrovni a většinou musí dojít k apnoické pauze pro zvýšení stability trupu. Zároveň tyto dřepy jsou nejtěžší také na technické provedení a při špatně zvolené technice zde dochází často ke zranění, protože atlet se pohybuje v krajních polohách rozsahů pohybů. Další velmi náročnou modifikací je pistolsquat, dřep na jedné noze, kdy druhá dolní končetina je maximálně flektována v kyčelním kloubu a maximálně extendována v kolenním kloubu. Tato modifikace je náročná z důvodu nutnosti excentrické kontrakce dorzálních svalových skupin na náročné dolní končetině a na straně stejné dolní končetiny jsou zvýšené nároky na udržení stability ve frontální rovině (Bolgla et. al., 2016).



Nejen u základního, ale i u dalších zmíněných modifikací jsou časté chyby. Mezi nejfrekventovanější chyby jak u dřepu bez zátěže, tak se zátěží, patří nedostatečná pohybová příprava na dřep, včetně té dlouhodobé, kam spadá získání posturální stability a kontrolované mobility. Z toho plyne popis námi sledovaného **patologického dřepu**, kdy plošky nohou jsou na šíři pánve a vlivem výše uvedených chyb dochází i při dřepu bez zátěže ke kolapsu kotníků mediálním směrem a vlivem toho zároveň dochází k valgoznímu postavení kolenních kloubů, kyfotizaci celého trupu a kyčle nejsou v neutrálním postavení – stejně jako většina segmentů osového skeletu. Dalším důsledkem z toho plynoucím je zvedání pat. Kromě toho, mezi nejvíce podceňovaný nedostatek při dřepu se zátěží je nevhodně zvolená mechanika dřepu, kdy se často míchají dohromady dva druhy dřepu (lowbar a highbar), špatná pozice ruky na čince, nebo případy, kdy je ruka pouze položena, namísto silného úchopu. Další častou chybou je nevhodné vyjmutí činky ze stojanu. Činku by měl cvičenec odebírat mírným podřepem, ale často dochází k odebrání v asymetrickém postoji, čímž cvičenec zvyšuje riziko úrazu (McGill, 2016).

Z výše uvedených dřepů bylo měření prováděno na, jak bylo uvedeno, dřepu patologickém, na dřepu základním volném a na předním dřepu – frontsquatu.

Každý dřep má několik fází. Počínaje odebráním závaží ze stojanu, nebo přípravou na dřep bez zátěže, až po odložení závaží do stojanu a uvolnění. V rámci našeho měření byly pozorovány fáze excentrické – tedy fáze, kdy proband snižuje těžiště kaudálně ze vzpřímeného stoje do dřepu a fáze koncentrické – fáze kdy proband přesouvá těžiště kraniálně zpět to vzpřímeného stoje (Hartmann 2013).

### **1.3 Test dřepu**

Stejně jako je více variant provedení dřepu, tak může být více cílů, proč dřep chceme provést. Cílem může být silová soutěž, terapie funkčních poruch pohybového aparátu, terapie v určité fázi rekonvalescence po zranění nebo také diagnostika a vyšetření (Horschig, 2017).

Jedním z cílů je vyšetření posturální stabilizace a reaktibility. Pokud chceme hodnotit posturální stabilizační funkci svalu, nelze si vystačit pouze se svalovým testem dle Jandy. Pokud vyšetřujeme svaly dle svalového testu, vyšetřujeme jejich anatomickou funkci, dle znalostí začátku a úponu svalu. Při vyšetření tohoto typu může mít sval maximální sílu, ale při zapojení do funkční svalové souhry nemá sval dostatečnou stabilizační funkci a jeho zapojení nemusí být dostatečné. Posturální funkci je nutné

vyšetřovat pomocí testů, při kterých hodnotíme funkci svalů, během pohybu, kdy musí sval vykonávat stabilizační funkci. Při těchto testech hodnotíme pohyb kloubu, kdy se zaměřujeme na to, zda kloub zůstává v neutrální poloze, nebo se vychyluje. Aspekčně hodnotíme, v jakém poměru se na stabilizační funkci podílí povrchové a hluboké svaly a zda aktivita odpovídá náročnosti úkonu a zda se neaktivují i svaly, které s prováděným úkonem fyziologicky nesouvisí a zda se stabilizační funkce nerozšiřuje i do jiných segmentů, ve kterých je stabilizační funkce nežádoucí. Dále hodnotíme případnou asymetrii zapojení a načasování svalového zapojení (timing). Hodnocení svalové souhry, je základním vyšetřením k posouzení stabilizace těla jako základu, na kterém se pohybují končetiny. Při stabilizaci páteře se vždy zapojují extenzory páteře. Nejdříve by se měly zapojovat extenzory hluboké a při větších silových nárocích, by se měly aktivovat extenzory povrchové. Funkce extenzorů je doplňována funkcí flexorů krku, souhrou mezi svaly pánevního dna, břišními svaly a bránicí – flekční synergií. Pokud chceme stabilizovat páteř, musí se kontrahovat bránice, která se tím oploští. Takto nastavená bránice tlačí na obsah nitrobřišní dutiny, který funguje jako viskoelastický barel, tím se tlak uvnitř dutiny zvětšuje a dolní hrudní apertura a břišní dutina se rozpíná. Důležité je již počáteční postavení bránice během kontrakce, která je fyziologicky téměř horizontálně a tak vektor sil jde téměř kolmo kaudálně a jejich rozkladem nedochází k silovým ztrátám. Pokud je osa bránice v sagitální rovině šikmá a nedochází k dostatečnému rozpínání dolní hrudní apertury, dochází ke zvýšené aktivitě extenzorů páteře. K udržení kaudálního postavení hrudního koše během kontrakce bránice musí být zachována vyváženost aktivity břišních svalů, s mm. pectorales, mm. scalenii a m. sternocleidomastoideus. Ke zvýšení nitrobřišního tlaku při aktivitě bránice dopomáhá současná aktivita svalů pánevního dna a pro výsledný součet vektorů je důležitý také sklon pánve. Břišní svaly mají za úkol omezit působení zevních sil na hrudník, udržet ho v konstantní poloze v transverzální rovině (udržet neutrální polohu) a zamezit kraniálnímu posunu hrudníku. Za ideálních podmínek tvoří hrudní koš punctum fixum pro bránici, umožňující vhodnou kontrakci bránice. Jednou z patologií může být nedostatečná fixace na hrudním koši, kdy se kostální část bránice kontrahuje k centrum tendineum, což vede ke vtahování žeber. V lumbální části se bránice oplošťuje více a aby byla její úponová oblast dostatečně fixována, je často přítomný zvýšený tonus paravertebrálních svalů v odpovídající oblasti. Po tom, co dojde k oploštění bránice, se břišní svaly svou koncentrickou nebo izometrickou kontrakcí podílí na zvýšení intraabdominálního tlaku. Tím dojde ke stabilizační fázi. Následuje průběhová část, kdy je naprosto zásadní koaktivace bránice a břišního svalstva, které při zvýšeném

napětí svou excentrickou kontrakcí ustupují nádechové kontrakci bránice a narůstajícímu intraabdominálnímu tlaku. (Suzan, 2018) Pokud je tato koaktivace narušena, zapojují se do průběhové fáze respiračně mm. pectorales, mm. scalenii a m. sternocleidomastoideus a tím nedochází k dostatečné přední stabilizaci páteře a dochází k nadměrné aktivitě a přetížení extenzorů páteře. Pokud je porušená iradiace svalů, při jejich reakcích na podněty působící z vnějšího prostředí, dojde k posturální nestabilitě na základě dlouhodobého přetěžování. Takto destruovaná funkce, se poté díky souvislému přetěžování stane příčinou obtíží (Kolář, 2009).

Výchozí poloha testu hlubokého dřepu je s dolními končetinami na šíři ramen a testovaný subjekt provede ze stoje pomalu hluboký dřep. Ramena a kolena by neměla při provedení přesáhnout rovinu špičky nohy. Při provedení by měla zůstat páteř v neutrální pozici, nesmí docházet k její kyfotizaci, ani lordotizaci. Přejechod lumbální páteře a sakra je také v neutrální pozici a neklopí se do antevertze ani retrovertze. Koleno směřuje nad podélnou osou třetího metatarzu po celou dobu provádění dřepu. Opora nohy by měla být na celém chodidlu a prstech (Kolář, 2009).

Při významné insuficienci není subjekt vůbec schopen hluboký dřep dle výše popsaných podmínek udělat. Dle výše uvedených podmínek provedení dále popisujeme další insuficience: Lordotizace, nebo kyfotizace páteře, překlápění pánve do retrovertze nebo antevertze, extenze v krční páteři a napětí v extenzorech krční páteře, elevace ramen a zvýšené napětí v horních vláknech m. trapezius vlivem iradiace stabilizace do dalších segmentů. Kolenní klouby se nesmí vychýlit mediálně od třetího metatarzu a opora se nesmí přenášet na mediální část nohy (Kolář, 2009).

#### **1.4 Význam stabilizačních komponent kolenního kloubu během dřepu**

Kolenní kloub patří mezi takzvané klouby složené, protože se v něm stýkají patella, femur a tibia, kdy rozdíl ve tvaru mezi femurem a tibií je kompenzovaná dvěma menisky. Dvě silně konvexní kloubní hlavice – condyli femoris, dvě ploché kloubní jamky holenní kosti – facies articulares (dále art.) condyli tibiae a zadní plocha patelly – facies art. – se dvěma fasetami, které nasedají k prohnuté facies patellaris femoris tvoří styčné plochy kolenního kloubu (Karas, 1991).

Kolenní kloub má jako nosný kloub dolní končetiny (dále DK) dvě hlavní funkce: Umožňuje nutný rozsah pro pohyb mezi stehnem a bércelem zároveň také zajišťuje stabilitu

a také potřebný přenos tlakových sil, vznikajících činností svalů a hmotností těla (Živčák, 2004).

Obecně lze říci, že adaptace na zátěž záleží na schopnosti běhat, skákat a obecně měnit směr pohybu v rychlých pohybech a za měnících se podmínek. Kolenní kloub je vystavován vysokým silovým hodnotám a točivým momentům díky svému charakteru, kdy leží mezi dvěma nejdelšími pákami na těle a je obklopen jejími nejsilnějšími svaly. Schopností kolenního kloubu je zůstat stabilní, během toho, co na něj působí rychle se měnící síly. Z těchto vlastností vyplývají velmi vysoké nároky na dynamickou stabilitu kolenního kloubu (Williams et al., 2001).

Pro normální fungování kolenního kloubu je nutná stabilita, kterou zajišťuje působení statických i dynamických sil (Živčák, 2004).

#### **1.4.1 Funkce struktur tvořící kolenní kloub**

**Kost a kloubní chrupavka** tvoří vlastní skelet kloubu. Na kinematiku, a tedy i na druh pohybu v kloubu, má zásadní vliv tvar kloubních ploch popsany výše. Důležitou vlastností kloubu je schopnost elasticity díky spongiozní kosti a hyalinní chrupavce (Živčák, 2004).

**Vazy** svým tvarem a průběhem společně s tvarem kloubních ploch zajišťují pasivní stabilitu kloubu a zároveň rozhodují o kinematice kloubu. Jejich senzitivní inervace tvoří percepční složku kinematického řetězce (Živčák, 2004).

**Menisky** jsou schopné větší elastické deformace než chrupavka a kosti, čímž vyrovnávají inkongruenci styčných ploch, podílejí se na přenosu působící tlakové síly na celou tibialní plochu a slouží jako pružící systém společně s chrupavkou (Živčák, 2004).

**Svaly** zajišťují aktivní pohyb a svým tonusem se podílejí na aktivní stabilizaci – tvoří výkonnou složku kinetického řetězce (Živčák, 2004).

**Nervové receptory a vlákna** jsou informační systém, který vysílá do centrální nervové soustavy (dále CNS) informace o poloze kloubu, propioceptivní informace (informace o napětí vazů) a současně nociceptivní informace (informace o bolestivých podnětech). Prostřednictvím receptorů a vláken je propojen kinetický řetězec kloubu (Williams et al., 2001; Živčák, 2004).

**Synoviální tekutina**, která dodává pružnost hyalinní chrupavce a prodlužuje její životnost a svými visko-elastickými vlastnostmi je schopna zachytit i určité napětí (hodnoty tlakové síly) (Živčák, 2004).

Stavba kloubní chrupavky umožňuje difuzi synovie z kloubní dutiny a do povrchových vrstev chrupavky. Při zatížení dochází k elastické kompresi chrupavky a tím k zvýšení hustoty povrchu chrupavky a tím k omezení difuze. Zároveň je kompresí synovie vytlačena ze všech vrstev kloubní chrupavky do kloubní dutiny. V momentě kdy dojde k dekompresi, tak se snižuje denzita povrchové hmoty chrupavky a tím je synovie nasáta zpět do chrupavky. Toto je mechanismem látkové výměny v chrupavce i v hlubších vrstvách, protože nemá vlastní cévní zásobení a je vyživovaná pouze synoviální tekutinou (Živčák, 2004; Dylevský, 2009).

#### **1.4.2 Dynamická stabilita kolenního kloubu**

Dynamická stabilita kolenního kloubu je výsledek propojení geometrických vlastností kloubu, vlastností měkkých tkání a zatížení působícího na kolenní kloub, plynoucí ze zatížení, které je tvořeno tahem svalů. Kostěný aparát kolenního kloubu zajišťuje kloubu pouze malou stabilitu kvůli nekongruenci kondylů tibie a femuru. Ačkoli tvar, orientace a funkční vlastnosti menisků zlepšují kloubní kongruenci, stabilita kloubu je stále malá vzhledem k velkým silám, které na kloub působí a prochází jím (Williams et al., 2001).

Kolenní vazy, které přiléhají ke kostěnému aparátu, jsou hlavním omezením kolenního kloubu během pohybu. I když má kolenní kloub mnoho vazů, zde vyjmenujeme čtyři primární vazy. Ligamentum cruciate anterior (LCA), ligamentum cruciate posterior (LCP), ligamentum collaterale mediale (LCM) a ligamentum collaterale lateralis (LCL). Zapojení těchto jednotlivých vazů záleží na úhlu v kolenním kloubu a na zátěži, která na koleno působí. Následně ve většině případů existuje několik vazů, které synergicky přispívají na stabilitu kolena, ačkoli jeden z nich obvykle nese významnou část zatížení (Grabiner et al., 1989). Pokud za kombinovaného přispění všech vazů a ostatních měkkých tkání dochází k dostatečné stabilizaci kolenního kloubu, tak zatížení na kolenní kloub je při zvýšené zátěži průměrné. Síly působící na tyto tkáně během agresivních činností, jako jsou rychlé změny směru, ale často převyšují vrozenou schopnost adaptace (Colby et al., 2017). Z těchto důvodů je nutný přídatný stabilizační systém, který udrží kolenní kloub ve vhodné pozici, kdy na vazy působí síly v rozsahu, který dokáže přenést. Kompresivní síly působící na kloub, které vznikají z váhy, která na kloubu náleží vlivem zátěže a vznikající

tahem svalu navyšují stabilizaci kloubu. Stabilizační síly, zapříčiněné svalovou aktivitou, která je ovládána nervovým systémem je pro nás nejvíce podstatná, protože to je jediná část dynamické stability kolenního kloubu, kterou je možné ovlivnit naším terapeutickým vstupem (Williams et al., 2001).

#### **1.4.2.1 Neuromuskulární systém řízení**

Schopnost tvořit kontrolovaný pohyb skrze koordinovanou svalovou aktivitu je shrnuta jako neuromuskulární řízení. Neuromuskulární řízení je výsledkem interakce mezi nervovým a svalovým systémem. Pokud problematiku velmi zjednodušíme, můžeme ji shrnout do tří komponent. Senzorické orgány, nervové dráhy a efekторы – v našem případě svaly. Popisujeme teorii feedback a feed-forward. V případě kdy využíváme řízení způsobem feedback, tak senzory neustále sledují specifický parametr a posílá informace do CNS, kde se porovnávají informace z efektoru s informacemi ze sensorů. Pokud je hodnota na senzoru odlišná od hodnoty na efektoru, CNS to vyhodnotí jako chybu. Tento chybový signál slouží ke spuštění korekční a kompenzační odezvy, která uvede regulovaný parametr zpět do rovnováhy. Opačným případem je teorie feed-forward. V této teorii pracujeme se senzory, které vyhodnocují potencionální poruchy dopředu, vysílají signál do CNS, který připraví regulovaný efektor na změnu podmínek. Příkazy vyslané CNS jsou vybrány na základě zkušeností s minulými nerovnováhami, což například demonstruje Pavlovův experiment. Ačkoli musí být v tomto ohledu ještě hodně zjištěno, současné dogma je takové, že systémy feed-forward a feedback navzájem kooperují (Brooks, 1986).

Senzory, které jsou součástí neuromuskulárního řízení, se nazývají mechanoceptory. Jsou uloženy v měkkých pojivých tkáních a reagují na různé formy mechanické deformace.(hodnota zátěže, napětí, stlačení). Mechanoceptory můžeme rozdělit do tří skupin dle toho, kde jsou uloženy – kloubní receptory, povrchové kožní a svalové. Pokud jsou tyto senzory dostatečně stimulovány, tak generují impulzy, které tvoří aferenci a ta je následně propagována do CNS. CNS je rozdělená na různé úrovně a dle druhu aference se na určité úrovni signál zpracuje a vyšle eferentní podnět k efektoru. Viz kapitola hierarchie řízení pohybu (Brooks, 1986).

Mezi receptory v kloubu popisujeme čtyři druhy receptorů. Ruffiniho tělísko, Paciniho, Golgiho šlachový aparát a volná nervová zakončení (Williams et al., 2001).

Hlavní funkcí kožních receptorů je iniciace reflexní reakce jako odezvy na hrubý mechanický nebo termický stimul (Williams et al., 2001).

Mezi svalové receptory popisujeme dva primární typy. Golgiho svalový aparát a nervosvalové vřetenko. Golgiho svalový aparát je uložen v musculetendinozním přechodu, kde se šlachová vlákna sériově připojují k extrafusálním vláknům. Druhým typem svalového receptoru je nervosvalové vřetenko, které leží paralelně s extrafusálními svalovými vlákny (Williams et al., 2001).

Senzorické signály produkované mechanoceptory jsou zprostředkované na třech úrovních nervového systému. Segmentálně na míšní úrovni, na mozkovém kmeni a mozečku a úrovní korové. Viz kapitola Hierarchie řízení pohybu (Williams et al., 2001).

Z pohledu aktivního pohybu vyvolaného svaly, je můžeme rozdělit do tří skupin, kdy zmiňovat budeme pouze svaly hlavní a vynecháme svaly pomocné. Mezi hlavní svaly extenzorové skupiny kolenního kloubu patří m. quadriceps femoris. Anatomicky je složen z m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris a m. vastus intermedialis. Z pohledu stabilizace kolenního kloubu jsou nejdůležitější m. vastus lateralis a m. vastus medialis (Dylevský, 2009).

Mediální hlava m. quadriceps femoris - m. vastus medialis – je funkčně rozdělena na dvě části. Část, která je proximálně se podílí na extenzi kolenního kloubu, distálnější část stabilizuje kolenní klub a čezku a brání její lateralizaci. Při rehabilitaci, prehabilitaci, či tréninku, je třeba brát zřetel na sílu a funkčnost tohoto svalu z důvodu, které vyplývají z faktů výše zmíněných a také z toho důvodu, že je v tomto svalu nezanedbatelné množství fázických svalových vláken a dochází tedy k jeho rychlé atrofii a ztrátě jeho funkce, při případné imobilizaci (Dylevský, 2009; Laine, 2015).

Funkce laterální hlavy m. quadriceps femoris - m. vastus lateralis.- je zrcadlově obrácená funkce m. vastus med. Proximální část se podílí na extenzi a distální úsek svalu tedy také stabilizuje patelu, ovšem směrem laterálním. Dalším rozdílem je převaha tonických svalových vláken (Dylevský, 2009).

M. quadriceps femoris zabraňuje také při translačním pohybu dorzálnímu posunu proximální části tibie. M. quadriceps femoris táhne tibií vpřed a současně s tím patela táhne oba kondyly femuru vzad. Z toho tedy vyplývá, že tato skupina je synergistou zadního zkříženého vazy a antagonistou předního zkříženého vazy (Živčák, 2004).

Svalová skupina flexorů má přesně opačnou funkci. Hlavními svaly této skupiny, které se podílí na flexi kolenního kloubu, jsou m. biceps femoris, m. semitendinosus a m.

semimembranosus. Tyto svaly provádějí při flexi v kolenním kloubu také zároveň rotaci, a to m. biceps fem. rotaci vnitřní a m. semitendinosus et membranosus rotaci zevní. Tyto svaly táhnou tibii směrem dozadu a jsou tedy synergistou předního zkříženého vazů a je opět vhodné na tento fakt dbát a zaměřit se na jejich kvalitní funkci při rehabilitaci, prehabilitaci, či tréninkové jednotce u sportovců, pacientů nebo klientů s predispozicí k poranění předního zkříženého vazů (Živčák, 2004; Sherry 2004; Williams et al., 2001).

### **1.5 Fyziologie svalu a elektrický potenciál**

V této práci je sledováno zapojení svalů – kontrakce a relaxace, a proto je nutné znát fyziologii těchto procesů. Funkcí kosterního svalstva je pohyb, který je uskutečňován kontraktilními buňkami. Kontrakce kontraktilních buněk je dána změnou napětí na povrchových membránách a způsobeným posunem bílkovinných vláken uvnitř buňky. Následné ochabnutí svalu se nazývá relaxace (Trojan et al, 1996).

Vlákna kosterního, příčně pruhovaného svalu jsou řízena nervovým systémem, kdy axony míšních motoneuronů vytvoří společně se sarkolemou nervosvalovou ploténku. Na nervosvalové ploténce se uvolňuje acetylcholin, který funguje jako neurotransmitter a jeho prostřednictvím je přenesen signál pro vytvoření akčního potenciálu. Nikotinovými receptory, které řídí kanály pro přenos sodíku, vzniká ploténkový potenciál. Elektrické projevy aktivace jednotlivých buněk svalu se postupně sčítají a je možné je zaznamenat jako změny potenciálového pole svalu a na tomto principu funguje a je využíváno EMG (Trojan et al. 1996; Rokyta, 2000).

Dnes je všeobecně uznávaná teorie klouzavých filament, aktinu a myozinu, dle Huxleye a Hansona z roku 1954. (Hitchcock-Degregor, 2014). Tato teorie vychází z faktů, že funkční jednotkou svalové buňky je sarkomera, která je ohraničena takzvanými z-linemi, do kterých je jsou zakotvena aktinová vlákna. Uvnitř sarkomery jsou s podélnou osou paralelně orientovaná aktinová vlákna, mezi kterými jsou stejně orientovaná vlákna myozinu. Jejich středy jsou příčně spojeny a částečně se překrývají a na mikroskopickém obraze je vidíme jako příčně pruhovaný obraz. Při kontrakci se jednotlivá filamenta zasunují mezi sebe, což vede ke změně délky sarkomery. Takto více kontrahovaných sarkomer tvoří změnu délky svalového vlákna (Trojan, 1996).

Pro kvalitní činnost svalu je nutné vhodné překrytí aktinových a myozinových vláken. Pokud je sarkomera příliš protažená, dochází k malému překrytí aktinových a myozinových vláken a vytvoří se málo můstků, pro kvalitní svalovou činnost. Pokud je



překrytí vláken naopak příliš velké, interakce myozinu a aktinu se omezí a celková vyvinutá síla se snižuje (Trojan, 1996).

Zdrojem energie pro sval je adenosintrifosfát (ATP). Zdrojem ATP pro dlouhodobou svalovou činnost je aerobní oxidativní fosforylace. Pouze krátkodobé výkony je možné podávat anaerobně. Při práci svalu vzniká psychická i fyzická únava. Únava, která je fyzická souvisí s nahromaděním metabolitů v buňkách svalu. Při velmi náročných a intenzivních výkonech dochází také k synaptické únavě, kdy dochází k dočasnému vyčerpání transmitterů (Rokyta, 2000).

**Elektrický potenciál** je potenciál na membráně každého svalového vlákna, který je vytvořen rozdílnou polarizací na stranách buňky. Klidový potenciál je dán nerovnováhou iontů sodíku, vápníku a vápníku na buněčné membráně. Tento klidový potenciál se po stimulaci mění na potenciál akční, který se poté šíří po svalovém vláknu a vyvolává kontrakci. Akční potenciál vzniká díky změnám v propustnosti membrány pro ionty sodíku, draslíku a někdy vápníku. Klidový potenciál příčně pruhovaného svalu se pohybuje kolem hodnoty -80 až -90mV dle autora a akční potenciál dosahuje hodnot +20 až +30mV – výsledná hodnota akčního potenciálu na příčně pruhovaném svalu se tedy pohybuje kolem 120mV. Akční potenciál vzniká vlivem depolarizace a repolarizace membrán vlivem impulzu z CNS. (Rokyta, 2000) Pomocí elektrod jehlových je možno sledovat činnost i jen několika svalových vláken, což je výhodné a využívá se u neurologického vyšetření paretického svalu (Rokyta, 2000).

## **1.6 Hierarchie řízení pohybu**

Vývoj homo sapiens sapiens vedl k nutnosti rozlišení motoriky, která vyžadovala vyvinutí složitějších řídicích úrovní. Takto vyvinuté úrovně můžeme dělit na autonomní úroveň, která řídí základní funkce, na spinální úroveň pro základní ovládání svalů jako zdroje síly. Dále dělíme na úroveň subkortikální, která slouží k ovládání posturální a lokomoční motoriky a na úroveň kortikální, která slouží k účelnému chtěnému pohybu. (Véle 2006)

## **1.7 Svaly podílející se na dřepu**

Výhodou komplexního cviku dřepu je, že se při něm zapojují svaly celého těla (Strength & Conditioning Journal, 1981). Nejvíce se u něho zapojují svaly m. quadriceps femoris, extenzory kyčelního kloubu (m. gluteus maximus a hamstringy) a extenzory trupu. Ovšem extenzorové svalové skupiny musí být v koaktivaci se svaly flexorové

svalové skupiny. (Viz. *Test dřepu*) Podrobněji se zaměříme na dva svaly ze skupiny flexorů kolenního kloubu a to na m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Funkci těchto svalů nelze chápat jen čerpáním znalostí anatomie, kdy víme začátek a úpon svalu, ale musíme přijmout fakt, že jsou ovlivněny funkčně integrovanou komplexní fasciální sítí. ve svalových řetězcích s různou polohou punctum fixum a punctum mobile (Myers, 2009). Svalový řetězec se tvoří v pohybu, který je ucelený. Svalové řetězce jsou podmíněny koordinovanou činností, kdy se v nervové síti zapojují motorické neurony, které excitují svaly v přesně daném pořadí a sumaci a recipročně inhibují antagonistické skupiny svalů v takovém poměru, aby došlo ke svalové synergii. (Kovařík a Langer, 1994). Tato svalová synergie dána koaktivací svalových řetězců se vyvíjí v období prvního roku života (Kolář, 2009) a je řízena na subkortikální úrovni. Pokud jedinec této synergie během vývoje nedosáhne nebo ji ztratí, musí ji znovu vybudovat na kortikální úrovni učení a poté přeučit na úrovni subkortikální. Řízení na subkortikální úrovni má na starost ovládání posturální a lokomoční motoriky (Véle, 2006).

Dle pozice punctum fixum a punctum mobile můžeme rozlišovat otevřený a uzavřený kinematický řetězec. Při otevřeném kinematickém řetězci je punctum fixum a tah svalů proximálně a poslední pohybový segment je volný. Při uzavřeném kinematickém řetězci je punctum fixum distálně a také tah svalových vláken je směrem distálním a není tedy volného konce. Z popisu uzavřeného a otevřeného řetězce výše vyplývá, že dřep je pohyb v uzavřeném kinematickém řetězci (Kovařík a Langer, 1994).

### **1.8 Svalové řetězení na dolní končetině**

Podle Véleho (2006) se při stoji dotýká noha s podložkou ve třibodové opoře, kdy popisujeme rozložení zatížení mezi tři body – patu, pátý metatarz a první metatarz. Mediální plocha nohy je většinou bez kontaktu, protože ploska je klenuta vzhůru a tvoří mediální klenbu nohy. Femur společně s tibií tvoří páku, proti které je talus. Fyziologická rotace femuru při stoji (neutrální pozice) se poté přenáší na nohy a naopak postavení nohy se přenáší na pánev skrze svaly lýtky. Pokud je femur ve vnitřní rotaci, tak patella směřuje k palci a takto rotovaný femur přenáší svou rotaci na nohy skrze bérec. Nohy poté stáčí do pronace. V opačném případě, kdy by byl femur rotován zevně, směřuje patela fibulárním směrem a noha má tendenci k supinaci a varóznímu postavení.

Dolní končetina tvoří funkční svalový řetězec. Tento řetězec lze ovlivňovat z kaudálních segmentů skrze nohu a její plosku a ze segmentů kraniálních – z pánve a

jejího nastavení. Proto je při dřepu důležité již výchozí nastavení, protože případné patologické výchozí nastavení se se stupňující zátěží ještě více akcentuje (Bryanton, 2012).

### **1.9 M. vastus medialis a m. vastus lateralis jako součást svalových řetězců**

Podle Jonckheera a Pattyna (1998) m. vastus medialis primárně asociuje s m. vastus lateralis a m. rectus femoris. kdy m. vastus medialis má hlavně funkci stabilizační a m. vastus lateralis a m. rectus femoris mají hlavně funkci silovou. Jonckheere a Pattyn (1998) dále popisují primární svalové řetězení. Dvě svalová řetězení na stehnu anteriorně, kdy u prvního m. vastus medialis asociuje s m. vastus intermedius, m. iliopsoas, m. sartorius a u druhého asociuje s m. sartorius, m. adductor magnus a s m. vastus medialis. Jonckheere a Pattyn (1998) dále popisují řetězec na stehni mediálně, kdy asociuje s m. sartorius, m. adductor magnus a m. gracillis. Poté popisují ještě čtyři svalové řetězce přes koleno anteriorně, ve kterých vždy m. vastus medialis asociuje buď s adductorem longus, nebo brevis, s m. vastus lateralis, nebo s m. rectus femoris. U m. vastus lateralis popisují laterální kyčelní řetězení, kdy se asociuje s m. gluteus minimus, m. piriformis, m. gluteus maximus et medius, s m. tensor fascia latae, poté řetězec stehenní laterálně, kdy asociuje s m. gluteus minimus, m. tensor fasciae latae, řetězec kolenní posteriorně, kdy se asociuje s m. vastus lateralis, m. biceps femoris a m. gastrocnemius. Dále popisuje dva svalové řetězce přes koleno anteriorně, u prvního m. vastus lateralis asociuje s m. rectus femoris a druhého se účastní i m. vastus medialis a je zmíněn již výše (Jonckheere a Pattyn, 1998).

Podle Koláře popisujeme mimo jiné dva šikmé břišní řetězce. Pro jejich správné pochopení je nutné pochopit princip ipsilaterálního a kontralaterálního pohybového vzoru. U ipsilaterálního globálního vzoru vykonávají stejnostranné končetiny identickou funkci – a to náročnou nebo opěrnou. Z toho vyplývá, že horizontální osa trupu a pánve rotuje ve stejném směru. V případě kontralaterálního pohybového vzoru vykonávají kontralaterální končetiny stejnou funkci ve stejný okamžik. Horizontální osy trupu a pánve rotují opačným směrem (Kolář, 2009).

Funkce prvního svalového řetězce je rotace pánve ve směru opěrné horní končetiny. Dochází ke kontrakci m. vastus medialis, m. iliopsoas, m. obliquus abdominis internus na jedné straně, na straně druhé se kontrahuje m. transversus abdominis, m. obliquus abdominis externus, m. seratus posterior inferior, m. seratus anterior a m. pectoralis major et minor. Antagonistickou synergii zajišťují svaly dorzální svalové skupiny. Funkce druhého břišního řetězce je rotace horní poloviny trupu. Oba tyto řetězce fungují principem

recipročním principem nároku a opory, podle stran náročné a opěrné končetiny. Každý z těchto řetězců má opačný směr tahu svalu. Tah svalů svalového řetězce se mění podle pozice punctum fixum a punctum mobile – podle druhu pohybové vzoru. (kontraletarální nebo ipsilaterální) (Trunc, 2017; Kolář, 2009).

## 2 EMG

Elektromyografie (EMG) je experimentální vyšetřovací metoda na elektrofyzilogickém principu, která umožňuje sledovat aktivitu kosterního svalstva a jeho nervové řízení snímáním bioelektrických signálů (Krobot, 2011). Principem je sledování elektrických projevů svalové tkáně elektrodami. EMG můžeme rozdělit jako **povrchové**, které se snímá povrchovými elektrodami, nebo jako **detekční** EMG, kde jsou elektrody umístěny do svalu, nejčastěji jehlami. Elektrody povrchové snímají elektrický potenciál a umožňují sledování většího počtu svalových vláken pod nimi a poskytují tak celkovou informaci o činnosti svalu, nebo jen určité části. (Kolář, 2009)

**Povrchovými elektrodami** lze měřit jak hodnoty užitečné v oblasti biomechaniky (viz kapitola 2.4), tak je lze využít u vyšetření vedení motorického nervu. Při vyšetření vedení motorického nervu je nutné použít dvě elektrody, a to jednu aktivní snímací elektrodu, která je uložena nad svalovým bříškem co nejbližší motorickému bodu a druhou referenční snímací elektrodu, která je uložena nad šlachou svalu (Kadaňka, 1994).

**Jehlové elektrody** se využívají ke snímání motorického potenciál jen zřídka, a to u atrofovaných svalů nebo v případě, kdy se při použití povrchové elektrody nelze vyvarovat stimulace axonů okolních svalů (Kadaňka, 1994).

U biomechanického rozboru se více využívají povrchové elektrody kvůli nižšímu zatížení svalu a měkkých tkání a také kvůli faktu, že povrchová elektroda je svým signálem schopna lépe popsat funkci svalu celkově oproti elektrodě jehlové (Kolář, 2009).

### 2.1 Přenos snímaného signálu

Povrchové elektrody bývají s telemetrickým přenosem signálu přes Wi-Fi nebo Blue-tooth, nebo kabelem. Se zvětšující se dostupností nových technologií se již více využívá přenos telemetrický, kde nejsme limitováni kabelem (Krobot, 2011). Elektromyografy bývají vybaveny více kanály, takže je možno snímat více svalů najednou (Kolář, 2009).

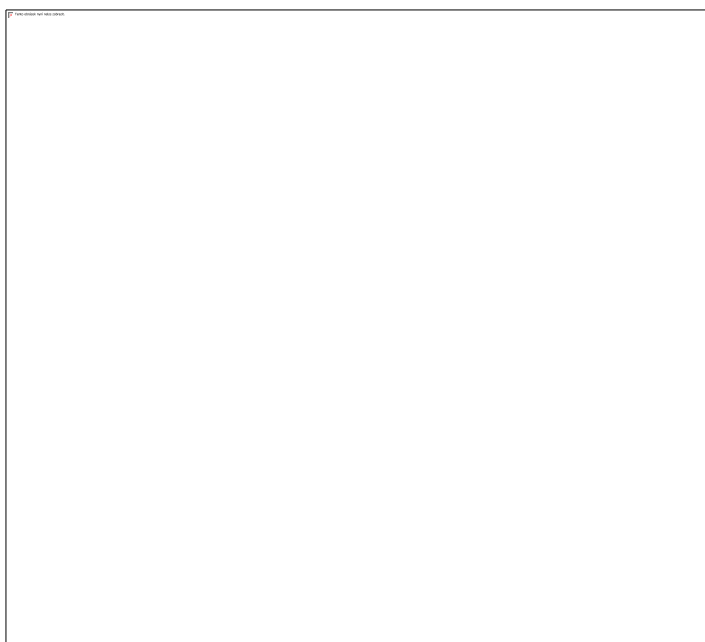
### 2.2 Snímaný signál

Snímaný signál je vždy ovlivněn mnoha faktory, které upraveně dle Basmajiana a DeLuca, 1985; De Luca 1985 popisuje Krobot (2011). Faktory rozděluje na vnitřní a vnější (Krobot, 2011).

**Faktory vnitřní** jsou ty, které nemůžeme ovlivnit a vycházejí z fyziologických, anatomických a biomechanických vlastností svalu a kontrakce. Řadíme mezi ně svalovou aktivitu pozorovaného svalu, kdy kvalitu měření mohou ovlivnit vlastnosti aktivních motorických jednotek (předurčení amplitudy akčního potenciálu typem svalových vláken), počet aktivních motorických jednotek (počet aktivních motorických jednotek se se zvyšujícími nároky na kontrakci zvětšuje) a umístění aktivních svalových vláken proti elektrodě, kdy závisí na umístění a hloubce svalových vláken. Dalším vnitřním faktorem ovlivňující snímaný signál je míra aktivity okolních svalů. To vychází z faktu, že pohyb nelze provést jen jedním svalem a do určitého pohybového vzoru se vždy zapojí sumací větší množství svalů dle pohybového stereotypu daného jedince. Elektromyografická aktivita může být dále ovlivněna fyziologickou elektrickou aktivitou vzrušivých tkání orgánu v lidském těle (Konrad, 2004).

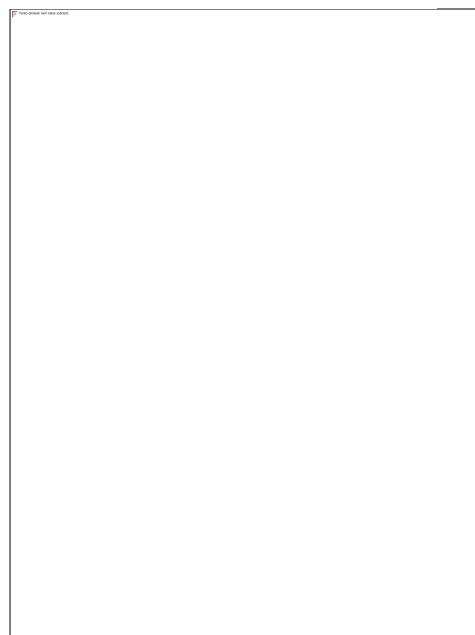
Mezi **vnější faktory** řadíme ty, které můžeme naším snímáním a kvalitou provedení ovlivnit. Pro zvýšení kvality signálu EMG je důležité správné umístění elektrod (Obrázek 3 Změna amplitudy a frekvence signálu podle umístění . Upřednostňované umístění elektrod je na střed svalového břicha, kdy je nejvyšší amplituda, díky největšímu poloměru a amplituda je přímo úměrná s poloměrem svalových vláken. Elektrody by se neměly nacházet v místě šlachy, na kraji svalu, nebo

**Obrázek 2 Porovnání tří vyhlazovacích algoritmů a jejich efektu na tvar amplitudy**



Zdroj: Konrad (2004)

**Obrázek 3 Změna amplitudy a frekvence signálu podle umístění elektrod**



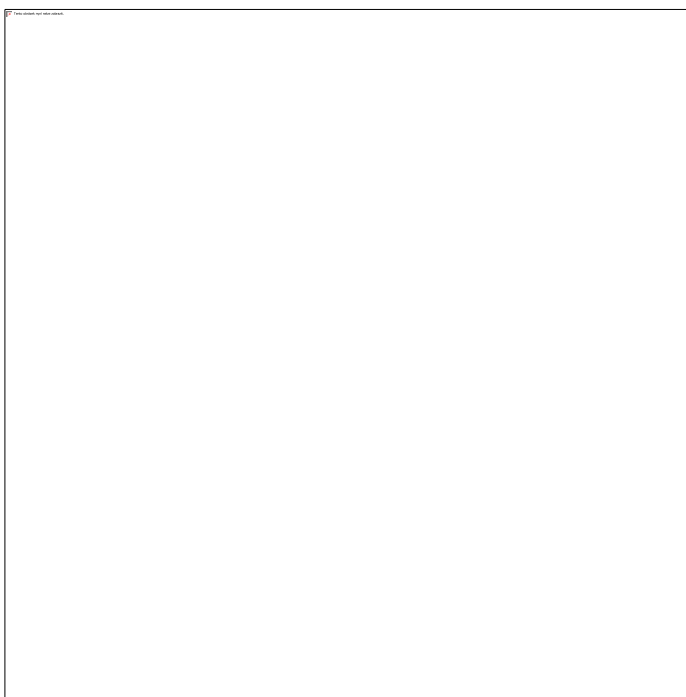
Zdroj: De Luca (1997)

v místě motorického bodu svalu. Dalším faktorem je důkladné očistění kůže, viz. dále. Důležité je se maximálně vyvarovat externímu šumu, který vzniká narušením elektromagnetického pole snímaného objektu zapříčiněné externím přístrojem nebo pohybovým artefaktem (Krobot, 2011).

### 2.3 Zpracování signálu

Signál z elektrod je vždy nutné zesílit a upravit. Obvykle se používá frekvenční filtrace, kdy horní propustnost je 10-20Hz a dolní 400-500Hz. Cílem je odstranit signál, který nepochází od námi sledovaného svalu, ale vzniká jako pohybový artefakt při dynamických pohybech zapříčiněný například úderem patou o zem při chůzi (Krobot, 2011) (obrázek 4).

**Obrázek 4 Modrá křivka bez filtrace při snímání m. tibialis anterior se zřejmými artefakty u základní osy. Červená křivka po filtraci s horní propustností 20Hz**



Pohybový artefakt můžeme ovlivnit zkrácením měření, nastavením frekvenční propustnosti, viz výše, nebo ošetřením pokožky, která vede ke snížení impedance. Impedanci – odpor pokožky snížíme

vysušením a odmaštěním pokožky, Zdroj: Konrad (2004)

nejlépe tukovým rozpouštědlem, používat se může éter, aceton, etylalkohol, přípravky na bázi benzínu nebo propylalkohol. Pokud ani tak nedochází ke snížení impedance, je vhodné kůži ošetřit jemným smirkovým papírem, nebo abrazivní pastou (Kadaňka, 1994).

Dalším krokem úpravy je rektifikace signálu. Rektifikace je matematická úprava elektromyografického signálu, kdy jsou negativní hodnoty amplitudy převedeny do pozitivních a to umožní například následný výpočet průměrných hodnot amplitudy. Signál dále upravujeme vyhlazením (smoothing). Užívají se algoritmy ARV (average rectified value), kdy dochází k vypočítání průměrných hodnot ve vybraném časovém pásmu, nebo se využívá vhodnějšího algoritmu RMS (root mean square), kdy se vyhodnocuje střední

kvadratická hodnota (Krobot, 2011), nebo také Movag (Moving average) a Butterworth low pass filter (Konrad, 2004). Účinky různých způsobů vyhlazení můžeme vidět na Obrázek 2 Porovnání tří vyhlazovacích algoritmů a jejich efektu na tvar amplitudy. Dále se provádí amplitudová analýza, kdy se určuje průměrná a maximální amplituda a frekvenční analýza, kdy se může zjišťovat průměrná a střední frekvence a poměrné zastoupení frekvence (Krobot 2011).

**Obrázek 5 Závislost velikosti amplitudy a svalové síly**

## 2.4 Vyšetřované hodnoty EMG

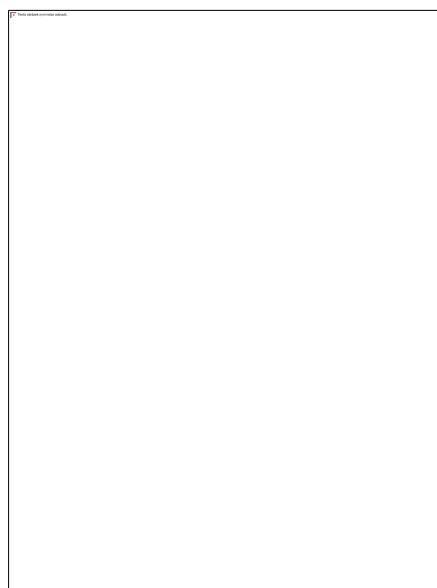
V rehabilitaci je povrchová elektromyografie využívána z hlediska biomechanického rozboru motoriky, kdy se hodnotí svalová koordinace, svalová síla vyvinutá kontrakcí svalu a svalová únava (Kolář, 2009).

**Svalovou koordinaci** hodnotíme procentuálním zastoupením svalové aktivity. To znamená, že hodnotíme, jakou mírou se sval aktivoval při odlišných pohybech, pozicích a jinak se lišících situacích. Dále

hodnotíme symetrii svalového zapojení. Například symetrii svalové aktivity v oblasti kloubu zdravého a

kloubu po zranění. Dalším hodnoceným aspektem je načasování svalového zapojení (timing), kdy hodnotíme časový sled kontrakce mezi jednotlivými svaly. Při vyšetření svalové koordinace také můžeme využívat zpětnovazebního motorického učení (feedback), kdy požadujeme určitou aktivaci, nebo relaxaci svalu a pacient se určeného cíle snaží dosáhnout. Jako příklad lze uvést snahu pacienta uvést paži do abdukce, kdy elektrody jsou uloženy na horních vláknech m. trapezius a pacient sleduje aktuální aktivitu, nebo relaxaci na monitoru (Konrad, 2004; Kolář, 2009).

Povrchovým EMG lze s přesností, pomocí amplitudové analýzy, určit **svalovou sílu**, vyvolanou stahem. (obrázek 5) Tento fakt pramení z poznatků, že amplituda EMG je přímo úměrná síle měřeného svalu, kdy lze určit poměr zapojení svalů k pohybovému moment síly mezi dvěma segmenty (torque) (Krobot, 2011).



Zdroj: Kolář 2009



EMG lze také posoudit **svalovou únavu**. Svalová únava je fyziologický proces, při kterém sval již není schopen vyvinout požadovanou sílu. Nastává jako obranný mechanismus proti poškození svalu a je řízený CNS. (Wan, 2017) Nevýhodou tohoto popisu svalové únavy je, že dle něj, nedokážeme sledovat svalovou únavu před momentem, kdy sval není schopen vyvinout sílu, navzdory tomu, že rozpoznat přicházející vyčerpání svalu je výhodné. Proto se také pracuje s teorií, která tvrdí, že svalová únava je postupným procesem ve zkoumaném vláknu. Na základě této teorie se pracuje s vlastnostmi EMG signálu trvale kontrahovaného svalu, kdy se mění výkonové spektrum (power spectrum) (Kolář, 2009). Stupeň svalové únavy je dán snížením zásob glykogenu a zvýšením hladiny kyseliny mléčné, snížením pH a změnou prokrvení. Svalová únava je signál pro přerušeni práce, než dojde k úplnému vyčerpání svalu, či případnému poškození. Tento signál má ale značnou rezervu, takže pokud sval bude pokračovat ve své činnosti, únava se bude zvyšovat, ale sval se hned nepoškodí. Nástup svalové únavy lze oddálit tréninkem, nebo vlivem změny nastavení CNS skrze motivaci (Rokyta, 2000).

Propojením hodnot z povrchového EMG s kinematickými hodnotami, například zrychlením, získáme kompletní informace o aktivitě svalu v závislosti na pohybu segmentu (Konrad, 2004; Kolář, 2009).

V této práci jsme sledovali svalovou sílu v kombinaci s akcelerometrem. Kombinace povrchového EMG a akcelerometrie je výhodná, protože přečtením zrychlení v čase, můžeme vyhodnotit, který pohyb vyvolal konkrétní svalové napětí (Roy et al., 2009).

## **PRAKTICKÁ ČÁST**

### **3 Cíl a úkoly práce**

Cílem této práce je pomocí případové studie sledovat zapojení svalů v oblasti kolenního kloubu v různých modifikacích dřepu ve skupině silových sportovců. Dle dosažených výsledků lze v budoucnu optimalizovat a konkretizovat tréninkové jednotky.

Pro splnění cíle je zapotřebí:

- Vybrat objekty sledování.
- Načerpat teoretické znalosti kineziologie a dynamické stabilizace kolenního kloubu, znalosti mechaniky dřepu a načerpat znalosti manipulace s EMG.
- Vyhodnotit údaje měření a učinit závěry.

## **4 Hypotézy**

### **4.1 Hypotéza 1**

Předpokládáme, že při dřepu se zátěží bude o více než 80% vyšší průměrné maximální napětí v m. vastus medialis při excentrické fázi dřepu než u základního volného dřepu ve stejné fázi.

### **4.2 Hypotéza 2**

Předpokládáme, že při patologickém dřepu bude celková aktivita m. vastus medialis a m. vastus lateralis stejná jako u dřepu základního volného.

### **4.3 Hypotéza 3**

Předpokládáme, že při excentrické fázi základního volného dřepu a dřepu se zátěží, bude u m. vastus medialis napětí nižší, v porovnání s fází koncentrickou při stejném druhu dřepu.

## **5 Charakteristika sledovaného souboru**

Ke zjištění zapojení svalstva v oblasti kolenního kloubu jsme vybrali skupinu čtyř zdravých osob, kde jsou dvě ženy a dva muži, a to ve věku od 22 do 25 let, kteří se dlouhodobě věnují silovému tréninku. Proband musí již alespoň 24 měsíců absolvovat silově kondiční trénink v rozsahu alespoň tří tréninkových jednotek za týden a jejich zdatnost jim dovoluje provést přední dřep s 80% své tělesné váhy. Při měření jsou probandi bez bot a v pohodlném oblečení. Probandi byli informováni a informovaný souhlas je možné najít v příloze (viz příloha 50), vyplnění a podepsaný je k dostání u autora práce.

## 6 Metodologie

Měření proběhlo v Centru zdraví Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni v čase od 13.00 do 19.00.

Místnost pro měření je o půdorysu 30m<sup>2</sup>

s podlahou krytou zátěžovým kobercem, který je očištěn od hrubých nečistot. Sledovaný soubor byl obeznámen s průběhem měření a s účelem prováděného měření a souhlasil s využitím dat získaných během měření v bakalářské práci. Před tím, než přistoupíme k měření,

přivítáme probandy, stručně jim popíšeme podstatu práce a vysvětlíme postup samotného měření a podmínky měření.

Před samotným započítím využívání programu EMGworks Acquisitionmusel být vytvořen algoritmus pro zaznamenávání signálu ze svalu. (obrázek 7) Tento

algoritmus má pět částí. Během první části se provede kontrolní měření pro kontrolu

přenášeného signálu. Druhá část se skládá ze tří kol měření, při kterých se měří dřep X, druhá část se skládá ze tří kol měření, při kterých se měří dřep Y a třetí část se také skládá ze tří kol, během kterých se měří dřep Z. Pořadí těchto částí bylo možné změnit dle požadavků daných hodem kostkou, viz. dále. Poslední, pátá část, je analýza, během které se data přenesou do vyhodnocovacího programu EMGworks Analysis.

Vytvořili jsme tři stanoviště pro měření.(obrázek 6) Na prvním je vytvořen stojan pro odebrání činky pro dřep X a umístěna samotná činka. Druhé a třetí stanoviště je určeno pro dřepy Y a Z (viz dále).

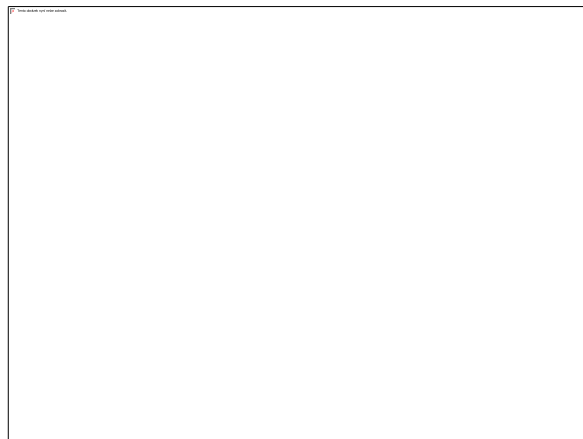
Jednotlivým druhům dřepu jsme přiřadili písmena (x – dřep se zátěží 80% tělesné váhy (Příloha 57), y –základní volný dřep (Příloha 58) , z – patologický dřep (Příloha 59)).

**Obrázek 7** Algoritmus pro zaznamenávání signálu a následnou analýzu



Zdroj: Vlastní

**Obrázek 6** Stanoviště pro dřep se zátěží - X



Zdroj: Vlastní

Poté jsme ke každému druhu dřepu přiřadili čísla. K X náleží čísla 1 - 2, k Y náleží 3 - 4 a k Z 5 - 6. Dle pořadí čísel vrhnutých kostkou jsme určili pořadí prováděných dřepů a upravily algoritmus měření.

Dále bylo přistoupeno k palpaci svalových bříšek. Proband si lehl na lehátko a byla započata palpace m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Palpace byla prováděna v leže na zádech plošnou palpací kolmo na svalová vlákna, kdy byla palpována svalová bříška každého jednotlivého svalu. Nejvíce mediálně byl palpován m. vastus medialis, který byl palpován od úrovně lineae asperae v celém jeho rozsahu po jeho přechod v ligamentum patellae a označili jsme si místo oblasti nejširšího svalového bříška. Laterálně bylo palpováno svalové bříško m. vastus lateralis. Průběh byl palpován od úrovně lineae asperae až k přechodu v ligamentum patellae a laterálně jde až za úroveň tractus iliotibialis. Nejširší část svalového bříška byla opět označena. Průběh všech palpovaných svalů jsme si ozřejmili provedením extenze v kolenním kloubu a jednotlivé svaly jsme od sebe ještě více ozřejmili zevní nebo vnitřní rotací v kyčelním kloubu a následnou extenzí v kloubu kolenním, kdy zevní rotací ozřejmíme m. vastus medialis a vnitřní rotací m. vastus lateralis.

Následně byla provedena příprava kožního krytu ke snížení impedance, kdy při výskytu ochlupení by byla oholena oblast svalu. Kůže byla očištěna alkoholovým přípravkem na bázi benzínu a poté jsme vyčkali, než přípravek na pokožce oschne.

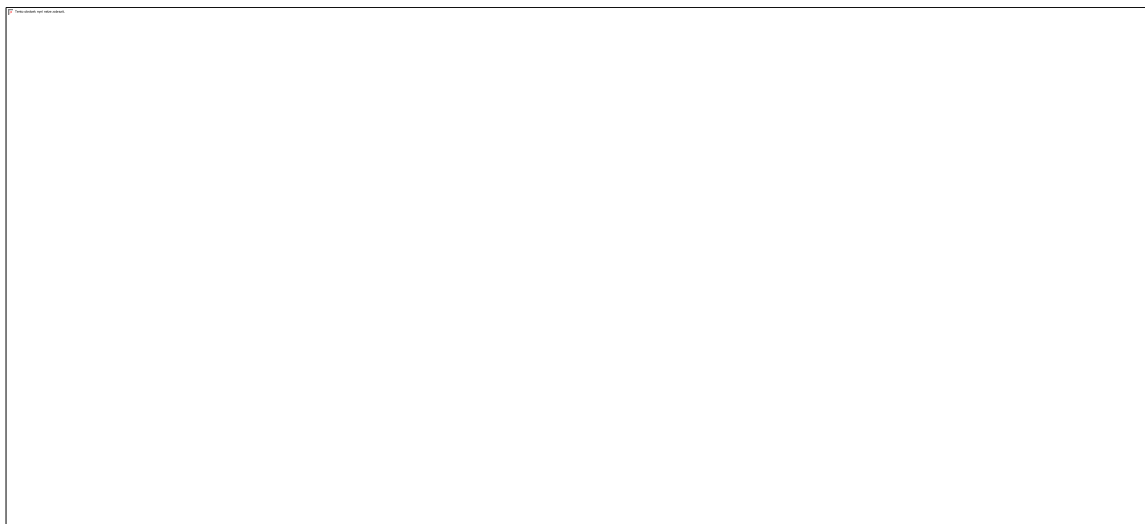
Poté bylo přistoupeno k nalepení oboustranné lepicí pásky DELSYS Adhesive Interfaces for Trigno Sensors na obdelníkové elektrody Trigno IM sensors o vodivé ploše 9mm, které jsou součástí EMG Delsys Trigno wirelessEMG systém na nejširší část svalového bříška dle předešlého označení. Tento postup aplikace elektrod a přípravy pokožky byl proveden u všech sledovaných svalů.

Když byl proband připraven pro měření, byl zapnut program EMGworks Acquisition, na notebooku Acer Aspire V 17 Nitro. Poté byl proband vyzván, aby se připravil, rozcvičil se a následně mu byl předveden úkon dřepu a proband poté provedl úkony dřepů nanečisto pro kontrolu signálu z elektrod a kontrolu provedení požadovaného úkonu. Poté jsme přešli k samotnému měření jednotlivých úkonů v pořadí daném hodem kostkou a následnému uložení hodnot získaných měření. Dřep se vždy skládal ze složky excentrické, která trvala 2-3 sekundy, z krátké pauzy ve dřepu, která trvala od 0,5 do 1 sekundy a ze složky koncentrické, který trval 1 - 2 sekundy. Mezi jednotlivými

opakováními jednoho druhu dřepu byla vždy pauza 5 – 10 sekund, vždy alespoň dvojnásobek doby provádění dřepu a pauza mezi druhy dřepu je 120 sekund, nebo dvojnásobek času provádění série dřepů. Postup ošetření kožního krytu, aplikace elektrod, předvedení úkonu dřepu, provedení dřepu nanečisto a samotného měření opakujeme u každého probanda v pořadí daném hodem kostkou.

Výsledky měření byly dále filtrovány funkcí Remove Mean Output, dále funkcí Filter IIR (Butterworth low pass filter) a následně bylo přikročeno k rektifikaci a vyhlazení prostřednictvím funkce Root Mean Square. (Kompletní získaná data, před zpracováním jsou na vyžádání u autora práce). U zpracovaných dat byla vždy vyhodnocována střední hodnota měření u každé modifikace dřepu a každého probanda, kdy střední hodnota se vždy od ostatních hodnot lišila nejvíce o 0,00001 V. Poté byla odečtena data z grafu gram/čas (příloha 60), který zaznamenával čas pohybu elektrod z akcelerometru, který je součástí každé elektrody. Na základě odečtených údajů z akcelerometru poté bylo možné z grafu napětí/čas (obrázek 8) odečíst amplitudu excentrické i koncentrické fáze. Hodnoty byly převedeny z hodnot V na hodnoty mV pro snazší orientaci.

**Obrázek 8 Příklad grafu střední hodnoty napětí/čas u probanda A při provádění dřepu Z**



Zdroj: Vlastní

Maximální amplituda (napětí) excentrické i koncentrické fáze obou svalů vpravo i vlevo u každé modifikace dřepu každého probanda, poté byla zaznamenána do tabulky. Z těchto dat byl poté vytvořen průměr maximálního napětí sledovaných svalů vpravo i

vlevo všech testovaných probandů při fázi excentrické a při fázi koncentrické u každé modifikace dřepu. Z této tabulky byly zpracovány grafy a výsledky.



## 7 Zpracování dat

Hodnoty jsou zpracovány metodami výše popsány a zaznamenány jsou v tabulce 1, ve které můžeme vidět průměrné maximální napětí při jednotlivých modifikacích dřepu, s odlišením svalů, fáze dřepu, strany a probanda a poté průměrné maximální napětí při modifikaci dřepu. Z těchto hodnot jsme tvořili porovnávání, viz kapitola *Výsledky*.

**Tabulka 1** Souhrnná tabulka průměrného maximálního napětí ve svazech

A large empty rectangular box with a thin black border, intended for the content of Table 1.

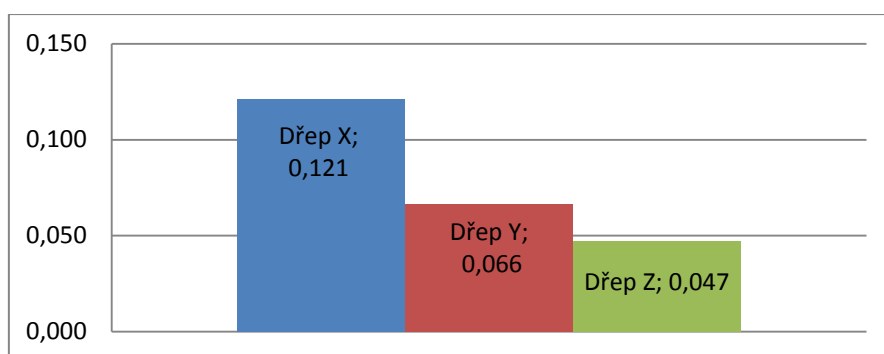
Zdroj: Vlastní

## 8 Výsledky

### 8.1 Hypotéza 1

Předpokládáme, že při dřepu se zátěží (X) bude o více než 80% vyšší průměrné maximální napětí v m. vastus medialis při excentrické fázi dřepu, než u základního volného dřepu ve stejné fázi (Y).

**Graf 1 Průměrné maximální napětí v m. vastus medialis při excentrické fázi dřepu (mV)**



Zdroj: Vlastní

**Tabulka 2 Maximální napětí v m. vastus medialis při excentrické fázi dřepu**

MODIFIKACE DŘEPU	PRŮMĚRNÉ MAX NAPĚTÍ (mV)
Dřep X	0,121
Dřep Y	0,066
Dřep Z	0,047

Zdroj: Vlastní

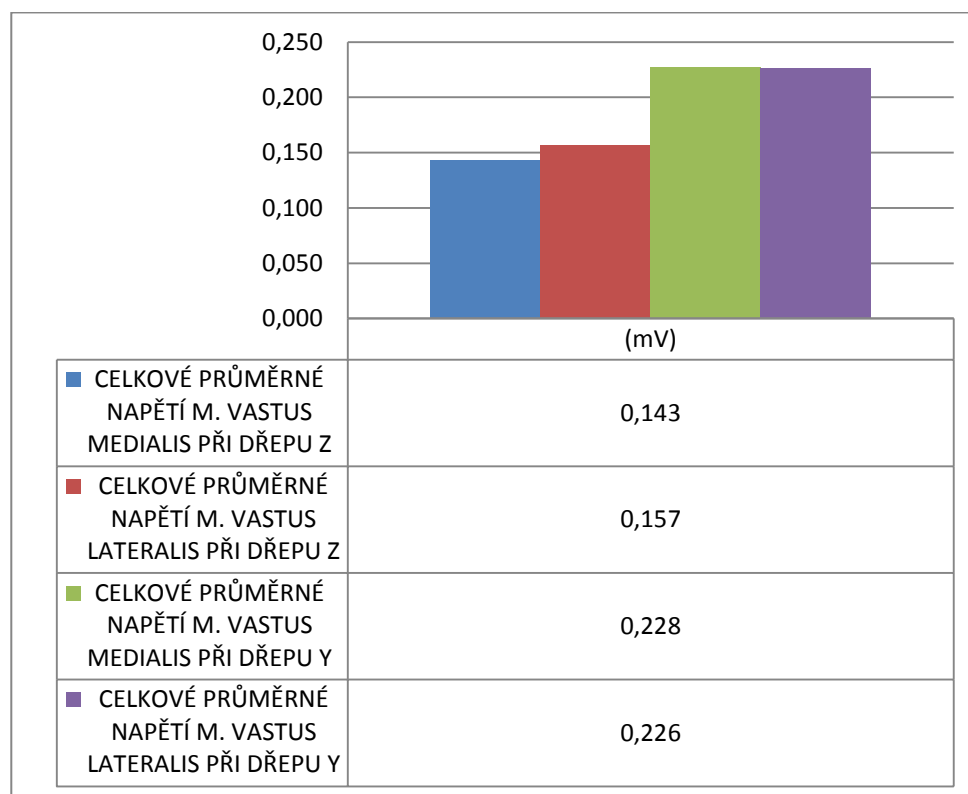
**Odpověď:** Hypotézu nelze vyvrátit

Při dřepu se zátěží, která činí 80% tělesné hmotnosti se v m. vastus medialis při excentrické fázi zvýšilo napětí o více než 80% v porovnání se stejným svalem při stejné fázi ve dřepu volném základním.

### 8.2 Hypotéza 2

Předpokládáme, že při patologickém dřepu bude celková aktivita m. vastus medialis a m. vastus lateralis stejná jako u dřepu základního volného.

**Graf 2 Porovnání průměrného celkového maximálního napětí při dřepu patologickém (Z) a základním volném (Y)**



Zdroj: Vlastní

**Tabulka 3 Průměrné celkové maximální napětí při dřepu Z a Y**

CELKOVÉ PRŮMĚRNÉ MAXIMÁLNÍ NAPĚTÍ M. VASTUS LATERALIS PŘI DŘEPU Z (mV)	0,157
CELKOVÉ PRŮMĚRNÉ MAXIMÁLNÍ NAPĚTÍ M. VASTUS MEDIALIS PŘI DŘEPU Z (mV)	0,143
CELKOVÉ PRŮMĚRNÉ MAXIMÁLNÍ NAPĚTÍ M. VASTUS MEDIALIS PŘI DŘEPU Y (mV)	0,228
CELKOVÉ PRŮMĚRNÉ MAXIMÁLNÍ NAPĚTÍ M. VASTUS LATERALIS PŘI DŘEPU Y (mV)	0,226

Zdroj: Vlastní

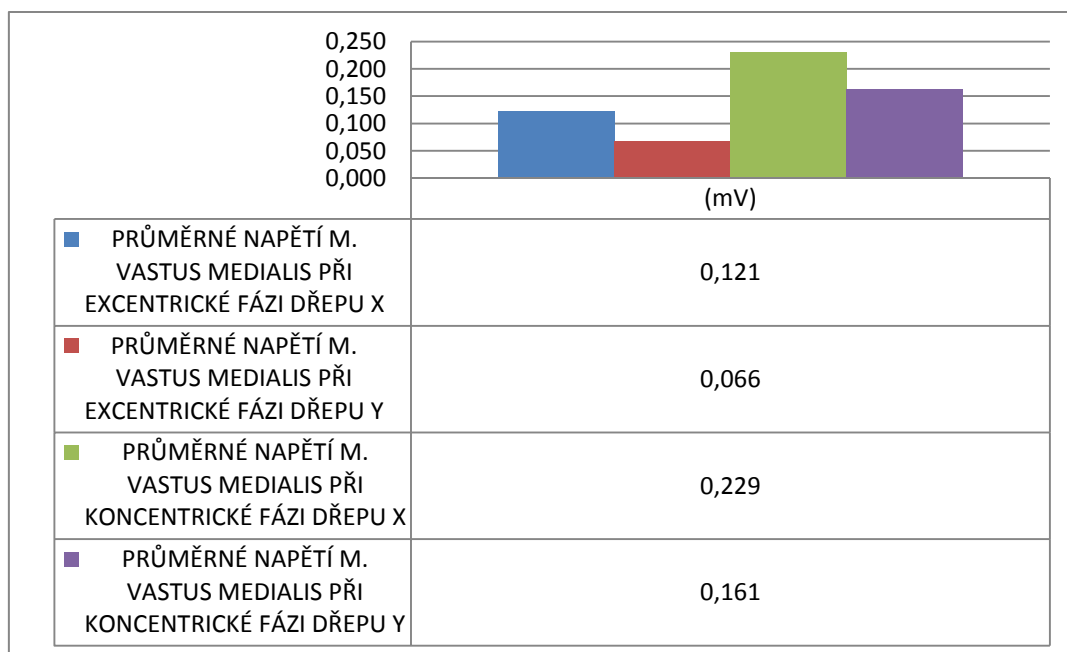
**Odpověď:** Hypotézu lze vyvrátit

Při patologickém dřepu je celkové zapojení m. vastus medialis i m. vastus lateralis nižší, oproti dřepu základnímu volnému. Rozdíl činí u m. vastus medialis 0,085 mV a u m. vastus lateralis 0,069 mV.

### 8.3 Hypotéza 3

Předpokládáme, že při excentrické fázi základního volného dřepu a dřepu se zátěží bude u m. vastus medialis napětí nižší, v porovnání s fází koncentrickou při stejném druhu dřepu.

**Graf 3 Porovnání průměrného maximálního napětí v m. vastus medialis při fázích dřepu X a Y**



Zdroj: Vlastní

**Tabulka 4 Průměrné maximální napětí v m. vastus medialis při fázích dřepů X a Y**

PRŮMĚRNÉ MAXIMÁLNÍ NAPĚTÍ M. VASTUS MEDIALIS PŘI EXCENTRICKÉ FÁZI DŘEPU X (mV)	0,121
PRŮMĚRNÉ MAXIMÁLNÍ NAPĚTÍ M. VASTUS MEDIALIS PŘI EXCENTRICKÉ FÁZI DŘEPU Y(mV)	0,066
PRŮMĚRNÉ MAXIMÁLNÍ NAPĚTÍ M. VASTUS MEDIALIS PŘI KONCENTRICKÉ FÁZI DŘEPU X (mV)	0,229
PRŮMĚRNÉ MAXIMÁLNÍ NAPĚTÍ M. VASTUS MEDIALIS PŘI KONCENTRICKÉ FÁZI DŘEPU Y (mV)	0,161

Zdroj: Vlastní

**Odpověď:** Hypotéza nelze vyvrátit

Při dřepích se zátěží (X) i základním volným (Y) je napětí při excentrické fázi nižší v porovnání s fází koncentrickou při stejných modifikacích dřepů. V m. vastus medialis při

dřepu X je rozdíl napětí mezi fázemi dřepů 0,108. Při dřepu Y je rozdíl v napětí m. vastus medialis mezi jednotlivými fázemi 0,095 mV.

## 9 Diskuze

Pro naši práci jsme čerpali informace hlavně z elektronických databází vypracovaných studií a článků skrze databáze, ke kterým má přístup ZČU, nebo které mají volný přístup. Významné pro nás byly zejména databáze PubMed, ScienceDirect, ProQuest, ResearchGate a přes portál vydavatelství Springer. Z klasických webových stránek byly využity, stránky výrobce EMG *Delsys.com*. Tyto stránky byly využity proto, že na nich výrobce udává přesné parametry snímacích elektrod a ostatní charakteristiky EMG, kromě oficiálních stránek výrobce EMG jsme využili stránky *coretraining.cz*, jen z důvodu výskytu odkazů na kvalitní a užitečné studie k námi probírané problematice a kvůli odbornosti Martina Snášela, který má mimo jiné i certifikáty DNS ve sportu 1, 2, 3, FMS Level 1 a 2, CFSC level 1 a 2, NCSC phase 1 a 2 a je autorem těchto stránek. Pro naši práci a následnou diskuzi jsme získali mnoho informací z článků a studií. Zdrojem podstatných informací bylo slovní sdělení od Trunce (2017) a Suzan (2018), kteří jsou kvalifikovanými trenéry Dynamické neuromuskulární stabilizace a na jimi vedených kurzech, nám byly sděleny některé souvislosti, které v papírových, ani elektronických zdrojích nejsou dohledatelné kvůli specifickému zaměření naší problematiky. Pro naši práci a následnou diskuzi jsme získali mnoho informací z článků a studií. Z *Journal of Strength and Conditioning Research*, *Journal of Sport Rehabilitation*, *Journal of Neuroscience*, *The American Journal of Sports Medicine*, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therap.* Hlavně díky těmto zdrojům informací jsme mohli v diskuzi tuto práci konfrontovat a porovnávat.

Z výsledků, ke kterým jsme dospěli, můžeme vidět, že napětí v m. vastus medialis je při excentrické fázi dřepu zvýšené o více než 80%, což byla hodnota navýšení zátěže u každého probanda v poměru s jeho tělesnou hmotností. Pokud by došlo ke zvýšení napětí ve svalech pouze o 80%, hypotézu by bylo možné vyvrátit, protože v poměru se zatížením by nedošlo k žádnému navýšení napětí ve svalu. Důvody proč došlo k navýšení napětí o více než 80% uvedeme dva.

První důvod vychází z faktu, že jednou z funkcí m. vastus medialis, dle globálních šikmých svalových řetězců, je zajišťování stability kolenního kloubu (Cowan et al. 2001; Suzan, 2018). Zvýšení funkce tohoto svalu je závislé na neutrálním postavení jednotlivých pohybových segmentů a jejich dostatečné stabilizaci (Williams, 2001). Tuto stabilizaci zajišťují právě šikmé svalové řetězce, jejichž funkce je závislá na propojení jednotlivých svalů v řetězci. Toto propojení je možné, pouze pokud je dostatečná stabilizace trupu, které

je dosahováno při udržení nitrobrišního tlaku. Zvýšení a udržení nitrobrišního tlaku se dosáhne díky oploštění bránice v koaktivaci s břišním svalstvem, svaly pánevního dna a zádovými svaly (Kolář, 2009; Kolář a Lewit, 2005), kdy bránice plní svou posturální funkci. Vlivem zátěže, která slouží jako facilitace (Comerford a Mottram, 2001), je dosaženo zvýšení posturální funkce bránice, díky čemuž se navýší nitrobrišní tlak a dochází k lepšímu propojení šikmých svalových řetězců, i ke zvýšení stabilizační funkce m. vastus medialis (Suzan, 2018). Druhým důvodem výrazného zvýšení aktivity m. vastus medialis může být jeho facilitace zátěží na stejném principu, jako je tomu u bránice, kdy sval reaguje na zvýšené požadavky na jeho funkci (Comerford a Mottram, 2001).

Při patologickém dřepu dle našeho popisu dochází při excentrické fázi dřepu mimo jiné k valgóznímu postavení v kolenních kloubech a dochází k natažení svalů na mediální straně stehna, a to i m. vastus medialis (Yanai, 2016). Při natažení dochází k facilitaci svalu (Young a Elliott, 2001) a při následné koncentrické fázi, dochází ke zvýšení aktivity m. vastus medialis právě vlivem předešlé facilitace natažením. Zvýšené napětí u m. vastus lateralis je možno vysvětlit jeho funkcí, kdy substituuje m. vastus medialis a na m. vastus lateralis dochází ke zvýšeným nárokům kvůli snížené stabilizační funkci m. vastus medialis vlivem nevhodné pozice kyčelního kloubu, tím pádem i kloubu hlezenního a kolenního (Véle, 2006) a následnou segmentální nestabilitou (Kolář a Lewit, 2005). Ke stejným výsledkům dospěli autoři studie Boyden et al. (2000), kteří sledovali zapojení m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris při odlišných stupních rotace nohou.

Z našich výsledků vidíme, že pokles průměrného maximálního napětí ve sledovaných svalech není, při patologickém dřepu v porovnání s dřepem základním volným, výrazný, jak by se dalo čekat. Takže i když při patologickém dřepu není pokles napětí příliš velký, a mohli bychom říct, že patologický dřep lze využít při tréninkové jednotce, tak tomu tak není. Protože jak tvrdí Williams et al. (2001), stejně jako dochází k vyššímu napětí ve svaly, tak dochází k působení vyšších silových hodnot na klouby, které v případě patologického dřepu nejsou biomechanicky ve vhodné poloze, ale i na klouby, které anatomicky nejsou přímo spojeny se sledovanými svaly a může také docházet k funkčním změnám v ostatních svalech, podílejících se na patologickém pohybovém vzoru (Bryanton, 2012; Yanai, 2016). Kyčelní kloub není při dřepu v neutrální pozici a vlivem řetězení (Véle, 2006) je kolenní kloub zatížen více mediálně a stejně tak ploska nohy, což může vést ke zraněním (Egger a Berkowitz, 2017).

Jak u dřepu se zátěží (X), tak u dřepu základního volného (Y), dochází při excentrické kontrakci k natažení m. vastus medialis, na základě kterého, je sval facilitován jak uvádějí Young a Elliott (2001). Na základě této facilitace je aktivita m. vastus medialis při následné koncentrické fázi vyšší. Ke stejným výsledkům došla i studie Yayuze a Erdgara (2017), kde byly sledovány kinematické a elektromyografická aktivita sedmi svalů (m. vastus medialis et lateralis, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. gluteus maximus a m. erector spinae) během dřepu s různou zátěží při submaximální a maximální zátěži (80%, 90% a 100% maximální váhy, kterou je jedinec jednou schopen zvednout, kdy maximální váha tvořila v průměru 150% váhy tělesné) uloženou za zády (dřep stylem highbar). Mimo to také přišli na to, že signifikantní růst rozdílu ve svalovém zapojení se s přibývajícím zátěží objevuje u m. vastus medialis, m. gluteus maximus a m. erector spinae. Ze studie od Caterisana a spol. (2002), ve které byla primárně sledována souvislost hloubky dřepu a elektromyografické aktivity povrchových svalů kyčle a stehna, vychází také to, že při dřepu s maximální možnou vahou bylo průměrné i maximální napětí v m. vastus medialis vyšší při fázi excentrické a nižší při fázi koncentrické. Tento jev si můžeme vysvětlit zvýšenou aktivitou m. gluteus maximus při koncentrické fázi dřepu s maximální možnou zátěží. Je, že procentuální zastoupení m. vastus medialis při koncentrické fázi dřepu přebíral m. gluteus maximus byl vidět také u studie Yayuze a Erdgara (2017), v případech, kdy byla snížena zátěž na 80% maxima (což většinou tvořilo 120% tělesné váhy). Ale v této studii intenzita zapojení m. vastus medialis při excentrické kontrakci nikdy nepřesáhla intenzitu m. vastus medialis při fázi koncentrické. Tento rozdíl ve výsledcích může být dán rozdílnou metodikou postupu měření, ve které se lišily délky pauz mezi jednotlivými pokusy i celkový počet pokusů, ale také rozdílnou zátěží při dřepu, kdy ve studii Yayuze a Erdgara (2017) bylo 100% maxima v průměru 150% tělesné váhy, tak u studie Caterisana a spol. bylo 100% maxima v průměru 120% tělesné váhy. Dle mého názoru bude tento rozdíl dán také rozdílným vyhodnocováním, kdy studie Yayuze a Erdgara (2017) pracovala s hodnotami v mV a neporovnávala procentuální zapojení ostatních svalů oproti studii Caterisana a spol. (2002) kdy výsledky byly dány procentuálním zastoupením a navíc tato studie hodnotila pouze čtyři svaly, takže toto procentuální hodnocení můžeme jen těžko porovnávat se studií Yayuze a Erdgara (2017).

V tabulce 1 můžeme vidět průměrné maximální napětí v jednotlivých svalech i s rozlišením strany, kdy dle výsledků není signifikantní rozdíl ve svalovém zapojení mezi



končetinou na dominantní a nedominantní straně během jednotlivých modifikací dřepu. Toto tvrzení se potvrzuje při porovnání tabulky 1 a přílohy 56

Důvodem, proč jsme vůbec zařadili variantu dřepu se zátěží do měření je ten, že zátěž, slouží jako facilitace (Young a Elliott, 2001). Při zvažování, zda zvolíme pro měření dřep se zátěží vpředu (frontsquat), nebo dřep se zátěží na horních vláknech m. trapezius jsme vzali v potaz nevýhodu dřepu highbar, kterou je pozice horních končetin, jež je velmi podobná pozici horních končetin u novorozence (Trunc, 2017), kdy má dítě, stejně jako subjekt při dřepu, horní končetiny ve vnitřní rotaci v ramenních kloubech, loketní klouby ve flexi a pronaci a ruce v ulnární dukci s flexí prstů (Kolář, 2009) a tuto pozici jsme nechtěli podporovat. Naopak výhodou dřepu typu frontsquat je podobnost s hlubokým dřepem dle vývojové kineziologie, kdy pozici ještě podporujeme přenesením těžiště ventrálně. Další výhodou dřepu typu frontsquat je lepší aplikovatelnost do tréninkových jednotek (Russel a Phillips, 2013), také kvůli vyšší reakci pohybového aparátu na tento dřep, kdy dochází ke zvýšení výkonu, například sprintu, v porovnání s dřepem typu highbar, jak uvádí Yetter a Moir (2008).

Při zvažování vhodné hmotnosti zátěže jsme přistoupili k hodnotě 80% tělesné hmotnosti. Při tom jsme brali v potaz výsledky výzkumů, které zkoumaly vhodnou zátěž pro zvýšení síly a vhodnou facilitaci svalu v různém věku. Například studie De Vos et al. (2005), která zkoumala optimální zátěž pro zvýšení svalové síly u starších osob, zjistila, že nejvhodnější je zátěž 80% maximální hmotnosti, kterou subjekty byly schopné zvednout jednou (průměrně 70% tělesné hmotnosti). Další studie (Cormie et al. 2007), která zkoumala vhodnou tréninkovou zátěž pro maximální nárůst síly u dolních končetin při dřepu, dřepu s výskokem a při přemístění, zjistila mimo jiné, že pro zvýšení síly dolních končetin při dřepu je nejvhodnější 56% maximální váhy, kterou subjekt zvládne zvednout, což odpovídalo v průměru 80% jeho tělesné hmotnosti. K podobným výsledkům dospěla také studie Boyden et al. (2000). Z hodnot, které jsme získali rešeršemi studií, jsme určili, že měření bude probíhat s váhou 80% tělesné hmotnosti. Vyšší z možných hodnot byla vybrána z důvodu trénovanosti našich probandů. Výhodou této hmotnosti je, že stačí poměrně krátké období, aby jakákoli osoba byla schopna dřep s touto hmotností provést, jak zjistili Sanborn et al.(2000)

Abychom co nejvíce zamezili působení předešlého zatížení svalu na aktuální měření a hodnoty byly co nejvíce objektivní, každému dřepu jsme přiřadili číslo. Dle

náhodného pořadí, daného hodem kostkou, což je dle Diettricha (2000) účinná metoda pro stanovení náhodného pořadí, se poté určilo pořadí měření jednotlivých dřepů. Zmíněnou tezi určení náhodného pořadí potvrzuje například také Blair (2015)

Pauzy mezi jednotlivými opakováními jsme prováděli 5-10 sekund – to znamená alespoň dvojnásobek času stráveného zátěží, což by dle Scherrera (1995) mělo stačit k obnovení ATP u trénovaných osob. Mezi jednotlivými sériemi jsme dělali pauzu vždy alespoň tři minuty, aby došlo k úplnému obnovení zásob ATP, na čemž se shoduje jak Scherrer (1995), tak i McArdle et al (2015)

V tomto odstavci bychom rádi řešili problematiku postavení kolen, která byla již zmíněna v kapitole *Druhy dřepu*: „Klein (1961) uvádí, že by koleno nemělo vůbec přesahovat přes špičku nohy, ale například Hartmann et. al. (2013) u problematiky pozice špičky nohy (akropodium) a kolenního kloubu uvádí, že pokud kolenní kloub omezíme a přes akropodium nepůjde, omezí se mírně zatížení kolenního kloubu, ale zároveň jsou síly ve velké míře nevhodně přeneseny na kyčle a oblast spodní části trupu. Ze studie (Bolglia et. al., 2016) víme, že v porovnání se svaly v oblasti kolenního kloubu, svaly v oblasti spodního trupu pracují při dřepu signifikantně méně. Z toho můžeme vyvodit, že je více výhodné nechat koleno jít přirozeně přes špičku nohy, kdy osa otáčení kolenního kloubu bude nad akropodiem.“

Touto problematikou se také zabýval Fry a spol. (2003) ve své studii. V této studii zjistili, že pokud omezíme postup kolen před špičku, sníží se točivý moment produkovaný na kolenní kloub v porovnání s případem, kdy postup špiček před kolena neomezíme. Toto autoři studie vysvětlují zvýšenou pákou, skrz kterou působí vyšší síly na kloub kyčelní. Zvýšení páky je vysvětleno zvýšeným předklonem trupu, kdy je úhel trupu s paralelou nižší. Toto je způsobeno přesunem COM (Center of mass) více nad opěrnou bazi. Dále zjistili, že vnitřní úhel v hlezenním kloubu je výrazně vyšší při dřepu s omezeným postupem kolenního kloubu přes špičku v porovnání s postupem neomezeným. Ve studii je dále zmíněno, že úhel v hlezenním kloubu se v případě dřepu s omezeným postupem kolene přes špičku naopak zmenšuje u jedinců, kteří jsou dobře trénovaní a mají lépe zafixovanou techniku dřepu a jejich flexorově-extenční synergie je na vyšší úrovni. Z toho vyplývá, že omezení postupu kolene přes špičku nohy není vhodné u většinové populace a z tohoto faktu jsme také vycházeli my při zvolení metodiky provedení dřepu základního

volného a dřepu se zátěží, aby bylo možné metodiku aplikovat také na méně trénované jedince.

Problematika postavení plosek nohou při dřepu byla zkoumána například ve studii Boyden et al. (2000). V této studii porovnávali zapojení m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. recuts femoris při dřepu při 10° vnitřním stočení plosek, při 0°, 10° a 20° zevním stočených plosek. V této studii zjistili, že nejvyšší průměrné aktivity u všech tří svalů bylo dosaženo při dřepu, kdy byly plosky stočené o 20° zevně. Autoři uvádějí, že zvýšení průměrného zapojení, bylo dosaženo hlavně zvýšením zapojení m. vastus medialis. U ostatních stupňů rotace, kromě rotace 10° interně, nebyl zaznamenán rozdíl v zapojení svalů. U rotace 10° interně byl zaznamenán výrazný úbytek aktivity u m. vastus medialis. Další studií, která řešila tuto problematiku je studie Signorile et al. (1995). V této studii sledovali zapojení m. vastus medialis et lateralis a m. recuts femoris při zevní rotaci 50° v kyčelním kloubu, při neutrální pozici, kdy prsty jsou ve stejné ose s osou stehenní kosti a při vnitřní rotaci 30-45° a to při dřepu a poté při extenzi kolenního kloubu. Na rozdíl od studie Boyden et al. (2000) v této studii nepřišli na signifikantní rozdíl mezi jednotlivými způsoby provedení. Ke stejnému výsledku, že není signifikantní rozdíl v zapojení m. vastus medialis a m. vastus lateralis, došla studie Hung et al. (1999).

Jelikož byly v naší práci sledovány rozdíly mezi jednotlivými způsoby dřepů a ne rozdíly mezi jednotlivými probandy, tak pro náš účel nám postačil poměrně úzký objekt sledování čtyř osob. Snažili jsme se, aby mezi čtyřmi osobami byly dvě ženy a dva muži aby se co nejvíce eliminoval faktor, kdy je vlivem vrozeného charakteru svalové tkáně rozdílné napětí mezi svalovými vlákny u mužů a u žen.

Zamyslíme-li se nad limity této práce, tak mezi ně patří nezkušenost autora s obdobným druhem práce, kdy mohlo docházet k drobným niancím v přesnosti metodologie práce a z toho plynoucí fakt, že tvoření některých částí práce bylo příliš zdlouhavé a poté nebyla možnost se zaměřit na jiné části, které by mohli být více přínosné. Tímto nedostatkům by bylo možné v budoucnu zamezit včasným zpracováním problematických částí práce, aby byla následná časová dotace na více přínosné části práce větší. Jednou z dalších limitací byla absence registrovaného balíčku Microsoft Office v notebooku, na kterém byl zaznamenáván signál z elektrod, takže nebylo možné následně data zpracovat strojově, ale bylo nutné každé měření hodnotit a zpracovávat manuálně,

takže do vyhodnocování přibyl lidský faktor, díky kterému se zvětšila šance na případné nepřesnosti.

Docílit co nejvyšší kvality práce jsme se snažili hlavně dodržáním striktních pravidel provedení jednotlivých modifikací dřepu, dodržáním kvality očištění pokožky a celkově omezením rušivých elementů měření, jako jsou nechtěné kontrakce svalu, nebo špatně připevněné elektrody na svalovém břišku. Ačkoli sledujeme rozdíly mezi dřepy a ne mezi probandy, a tím pádem není nutný tak široký vzorek probandů, tak ale i přes to by kvalitu práce mohl zvýšit obsáhlejší vzorek probandů, a tím by získané hodnoty byly více vypovídající.

Rozhodně by bylo zajímavé ve zkoumání zapojení svalstva při dřepu pokračovat. Z naší práce se nabízí mnoho variant, které by bylo zajímavé sledovat. Ať už rozdíly mezi jednotlivými probandy podle toho, na jaký sport se specializují, zahrnout větší množství svalů ke sledování a sledovat jejich procentuální zastoupení, nebo zahrnout také pozorování timingu opět v porovnání mezi jednotlivými probandy s rozdílnou sportovní specializací. Dalším zajímavým objektem případného pokračování by bylo pozorování timingu náboru svalů u jedinců, kteří měli v dětství poruchu motorického vývoje a pomocí EMG bychom mohli hodnotit jejich individuální pohybovou strategii při pohybovém vzoru dřepu.

## Závěr

Výsledky pozorování potvrzují, že pokud při dřepu přidáme zátěž, tak průměrné maximální napětí se v m. vastus medialis zvýší nejen o míru zátěže, ale navíc ještě o 5-7 procent. Stejně se zvýší i průměrné celkové maximální napětí (Příloha 55) a v příloze 51 můžeme porovnat, jak se celkové průměrné napětí mění u jednotlivých svalů při různých modifikacích dřepů. Na základě těchto poznatků můžeme potvrdit, že zátěž výrazně slouží jako vhodný prvek zvýšení síly svalu při pohybovém vzoru dřepu. V diskuzi jsme dospěli k názoru, že toto navýšení svalového napětí je dáno facilitací, kterou tvoří právě zatížení. Jedním z přínosů této práce je, že z těchto poznatků můžeme postupovat při motorickém učení pohybových vzorů a při tréninkových jednotkách sportovců, kdy úměrnou zátěží můžeme výrazně zvýšit svalovou sílu a motorické dovednosti.

Jedním ze závěrů, ke kterému jsme našim pozorováním dospěli, je, že při patologickém dřepu se, v porovnání s dřepem základním volným, snižuje průměrné napětí ve sledovaných svalech. Průměrné maximální napětí m. vastus medialis se sice snižuje, ale toto snížení není tak velké jak by se dalo čekat. To, že rozdíl není příliš velký, dělá hlavně zapojení obou sledovaných svalů při koncentrické fázi dřepu. Při této fázi se zvýší napětí obou svalů, ale hlavně m. vastus lateralis, který svým zapojením substituuje m. vastus medialis, kterému je vlivem nevhodných biomechanických vlastností, daným postavením kloubů při patologickém dřepu, zabráněno ve vyšším zapojení při této fázi dřepu. V diskuzi jsme zmínili, že i když je rozdíl v napětí ve svalech mezi patologickým a základním volným dřepem nižší, než bychom mohli čekat a teoreticky bychom patologického dřepu mohli využívat při tréninkových a cvičebních jednotkách, stejně jako dřepu základního volného nebo se zátěží, tak tomu tak není, a to z důvodu nevhodných biomechanických vlastností a sil, které působí na nevhodně postavené kloubní plochy právě tahem svalů.

Dále naše pozorování potvrdilo, že při dřepu se zátěží i při dřepu základním volném dochází k vyššímu napětí v pozorovaných svalech při fázi koncentrické v porovnání s fází excentrickou. Jednotlivě můžeme porovnat v přílohách 52-54. Dospěli jsme k závěru, že důvodem této nerovnováhy zapojení svalů mezi jednotlivými fázemi je facilitace vlivem protažení svalů při excentrické fázi a následně zvýšené aktivitě při fázi koncentrické, kde se předešlá facilitace zužitkovala ve formě vyšší síly – napětí ve svalu. Z tohoto zjištění můžeme čerpat, protože pokud se z tohoto faktu bude vycházet při tréninkových a cvičebních jednotkách a budeme dbát na facilitaci svalu před kontrakcí, tak navýšení

napětí ve svalech při koncentrické fázi se v našem případě pohybuje okolo 100% hodnoty napětí při fázi excentrické. Zajímavým faktem je, že absolutně nejvyšší průměrné maximální napětí bylo v m. vastus lateralis při koncentrické fázi dřepu se zátěží (Příloha 49,51)

Přínosem této práce do praxe je optimalizace učení pohybového vzoru dřepu, dokázání přínosu vhodného zatížení v rehabilitaci a tréninku, optimalizace a konkretizace tréninkových a cvičebních jednotek zahrnující dřep. Dalším přínosem jsou nabyté zkušenosti s realizací práce tohoto druhu a zkušenosti s manipulací s EMG

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

BLAIR, G., K. IMAI a Y. ZHOU. Design and Analysis of the Randomized Response Technique. *Journal of the American Statistical Association* [online]. 2015, **110**(511), 1304-1319 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1080/01621459.2015.1050028. ISSN 0162-1459. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/01621459.2015.1050028>

BOLGLA, L. A., M. F. CRUZ, L.H. ROBERTS, A.M. BUICE a T.S. POU. Relative electromyographic activity in trunk, hip, and knee muscles during unilateral weight bearing exercises: Implications for rehabilitation. *Physiotherapy Theory and Practice* [online]. 2016, **32**(2), 130-138 [cit. 2017-12-02]. DOI: 10.3109/09593985.2015.1092059. ISSN 0959-3985. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09593985.2015.1092059>

HARGROVE, L.J., K. ENGLEHART a B. HUDGINS. A Comparison of Surface and Intramuscular Myoelectric Signal Classification. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2007, **54**(5), 847-853 [cit. 2018-03-16]. DOI: 10.1109/TBME.2006.889192. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4154997/>

BOYDEN, G., J. KINGMAN, and R. DYSON. A comparison of quadriceps electromyographic activity with the position of the foot during the parallel squat. *J. Strength Cond. Res.* 14(4):379–382. 2000.

BRYANTON, M. A., M. D. KENNEDY, J. P. CAREY a L. Z.F. CHIU. Effect of Squat Depth and Barbell Load on Relative Muscular Effort in Squatting. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2012, **26**(10), 2820-2828 [cit. 2017-11-30]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31826791a7. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124278-201210000-00028>

CATERISANO, A., R.F. MOSS, T.K. PELLINGER, K. WOODRUFF, V.C. LEWIS, W. BOOTH, and T. KHADRA. The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *Journal of Strength and Conditioning Research.* 16(3):428–432. 2002

COLBY, S., A. FRANCISCO, Y. BING, D. KIRKENDALL, M. FINCH a W. GARRETT. Electromyographic and Kinematic Analysis of Cutting Maneuvers. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2017, **28**(2), 234-240 [cit. 2018-03-08]. DOI: 10.1177/03635465000280021501. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/03635465000280021501>

COMERFORD, M.J. a S.L. MOTTRAM. Functional stability re-training: principles and strategies for managing mechanical dysfunction. *Manual Therapy* [online]. 2001, **6**(1), 3-14 [cit. 2018-03-04]. DOI: 10.1054/math.2000.0389. ISSN 1356689X. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X00903898>

COWAN, S., M., K. L. BENNELL, P. W. HODGES, K. M. CROSSLEY a J. MCCONNELL. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2001, **82**(2), 183-189 [cit. 2018-03-04]. DOI: 10.1053/apmr.2001.19022. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999301747375>

DE LUCA, C., J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, **13**(2), 135-163 [cit. 2018-02-17]. DOI: 10.1123/jab.13.2.135. ISSN 1065-8483. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.13.2.135>

DE VOS, N. J., N. A. SINGH, D. A. ROSS, T. M. STAVRINOS, R. ORR a M. A. FIATARONE SINGH. Optimal Load for Increasing Muscle Power During Explosive Resistance Training in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* [online]. 2005, **60**(5), 638-647 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1093/gerona/60.5.638. ISSN 1079-5006. Dostupné z: <https://academic.oup.com/biomedgerontology/article-lookup/doi/10.1093/gerona/60.5.638>

DIETTERICH, T. G. *Machine Learning* [online]. 2000 **40**(2), 139-157 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1023/A:1007607513941. ISSN 08856125. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/A:1007607513941>

DUFEK, J., *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. Učební texty (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 8070132086.



DYLEVSKÝ, I. Kineziologie: základy strukturální kineziologie. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-324-0.

EGGER, A., C. a M. J. BERKOWITZ. Achilles tendon injuries. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* [online]. 2017, **10**(1), 72-80 [cit. 2018-03-04]. DOI: 10.1007/s12178-017-9386-7. ISSN 1935-973X. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12178-017-9386-7>

ESCAMILLA, R. F., G., S. FLEISIG, N. ZHENG, J. E. LANDER, S. W. BARRENTINE, J. R. ANDREWS, B. W. BERGEMANN a C. T. MOORMAN. Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2001, **33**(9), 1552-1566 [cit. 2017-06-02]. DOI: 10.1097/00005768-200109000-00020. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-200109000-00020>

ESCAMILLA, R. F., G. S. FLEISIG, N. ZHENG, S., W. BARRENTINE, K. E. WILK a J. R. ANDREWS. Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 1998, **30**(4), 556-569 [cit. 2017-11-30]. DOI: 10.1097/00005768-199804000-00014. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00005768-199804000-00014>

FRY, A.C., J.C. SMITH, B.K. SCHILLING. Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J. Strength Cond. Res.* **17**(4): 629–633. 2003.

GRABINER, M. D., K. R. CAMPBELL, D. L. HAWTHORNE a D. A. HAWKINS. Electromyographic study of the anterior cruciate ligament-hamstrings synergy during isometric knee extension. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 1989, **7**(1), 152-155 [cit. 2018-03-08]. DOI: 10.1002/jor.1100070122. ISSN 0736-0266. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/jor.1100070122>

G. COOK WITH L.BURTON ... [ET AL.] a FOREWORD BY J. TORINE. *Movement: functional movement systems : screening, assessment and corrective strategies*. Chichester: Lotus, 2011. ISBN 9781905367337.

GULLETT, J. C, M.. D. TILLMAN, G. M GUTIERREZ a J. W CHOW. A Biomechanical Comparison of Back and Front Squats in Healthy Trained Individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2009, **23**(1), 284-292 [cit. 2018-02-03]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31818546bb. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124278-200901000-00041>

HARTMANN, H., K. WIRTH a M. KLUSEMANN. Analysis of the Load on the Knee Joint and Vertebral Column with Changes in Squatting Depth and Weight Load. *Sports Medicine* [online]. 2013, **43**(10), 993-1008 [cit. 2018-02-16]. DOI: 10.1007/s40279-013-0073-6. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s40279-013-0073-6>

HEATHAM, S. W., K. R. STULL, M. FANTIGRASSI a I. MONTEL. Hip Musculoskeletal Conditions and Associated Factors That Influence Squat Performance: A Systematic Review. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2017, , 1-31 [cit. 2017-06-02]. DOI: 10.1123/jsr.2016-0246. ISSN 1056-6716. Dostupné z: <http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jsr.2016-0246>

HITCHCOCK-DEGREGORI, S. E. a T. C. IRVING. H. E. Huxley: The Compleat Biophysicist. *Biophysical Journal* [online]. 2014, **107**(7), 1493-1501 [cit. 2018-03-02]. DOI: 10.1016/j.bpj.2014.07.069. ISSN 00063495. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S000634951400842X>

HORSCHIG, A.. *The Squat Bible: The Ultimate Guide to Mastering the Squat and Finding your True Strength*. 1. Kansas City, Kansas: Createspace Independent Publishing Platform, 2017. ISBN 9781540395429.

HUNG, Y. a M. T. GROSS. Effect of Foot Position on Electromyographic Activity of the Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis During Lower-Extremity Weight-Bearing Activities. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1999, **29**(2), 93-105 [cit. 2018-03-11]. DOI: 10.2519/jospt.1999.29.2.93. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.1999.29.2.93>

JONCKHEERE, P. a J. PATTYN. *Myofascial muscle chains*. Brugge, Belgium: Trigger, 1998. ISBN 9080426512.

KADAŇKA, Z., S. VOHÁŇKA a J. BEDNAŘÍK. *Praktická elektromyografie: text určen pro postgraduální vzdělávání lékařů*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994. ISBN 80-7013-181-0.

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

KARAS, V. a S. OTÁHAL. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka: Skripta pro posl. fak. těl. výchovy a sportu UK*. Praha: Karolinum, 1991. ISBN 8070665149.

KEINER, M., A. SANDER, K. WIRTH, O. CARUSO, P. IMMESBERGER a M. ZAWIEJA. Strength Performance in Youth. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2013, 27(2), 357-362 [cit. 2017-06-02]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182576fbf. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124278-201302000-00011>

KLEIN, K.. *The deep squat exercise as utilized in weight training for athletes and its effects on the ligaments of the knee..* 1. Texas: JAPMR, 1961, s. 6-11. ISBN 15.

KNOX, A., N. SCULTHORPE, J. S. BAKER a F. GRACE. Strength adaptation to squat exercise is different between Caucasian and South Asian novice exercisers. *Research in Sports Medicine*[online]. 2017, 25(3), 373-383 [cit. 2018-03-07]. DOI: 10.1080/15438627.2017.1314293. ISSN 1543-8627. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/15438627.2017.1314293>

KOLÁŘ, P., K. Lewit. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, č. 5 [cit. 2018-03-04], s. 270- 275. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>

KOLÁŘ, P.. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626571.

KONRAD, P. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [online]. 4. Scottsdale, Arizona 85254: Noraxon, 2004 [cit. 2018-02-18]. ISBN 0-9771622-1-4. Dostupné z: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

- KOTTOVÁ, J.. *Kineziologie pro fyzioterapeuty*. Plzeň: Delex, 1996. ISBN 8090069258.
- KOVAŘÍK, V. a F. LANGER. *Biomechanika tělesných cvičení I: [určeno pro posl. pedagog. fak.]*. 2. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 1994. ISBN 8021008385.
- KROBOT, A. a B. KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.
- LAINE, C. M., E. MARTINEZ-VALDES, D. FALLA, F. MAYER a D. FARINA. Motor Neuron Pools of Synergistic Thigh Muscles Share Most of Their Synaptic Input. *Journal of Neuroscience* [online]. 2015, **35**(35), 12207-12216 [cit. 2017-12-05]. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.0240-15.2015. ISSN 0270-6474. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/cgi/doi/10.1523/JNEUROSCI.0240-15.2015>
- MAQUET, P. G. J. *Biomechanics of the knee: with application to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis*. New York: Springer-Verlag, 1976. ISBN 0387078827.
- MCARDLE, W. D., F. I. KATCH a V. L. KATCH. *Exercise physiology: nutrition, energy, and human performance*. Eighth edition. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2015. ISBN 9781451191554.
- MCGILL, S.. *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. Third edition. Champaign, IL: Human Kinetics, 2016. ISBN 9781450472913.
- MULHOLLAND, S. J. a U. P. WYSS. Activities of daily living in non-Western cultures: range of motion requirements for hip and knee joint implants. *International Journal of Rehabilitation Research*[online]. 2001, **24**(3), 191-198 [cit. 2018-03-07]. DOI: 10.1097/00004356-200109000-00004. ISSN 0342-5282. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00004356-200109000-00004>
- MYERS, T. W. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. 2nd ed. New York: Elsevier, 2009. ISBN 9780443102837.
- PANARIELLO, R. A., S. I. BACKUS a J. W. PARKER. The Effect of the Squat Exercise on Anterior-posterior Knee Translation in Professional Football Players. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2016, **22**(6), 768-773 [cit. 2017-12-05]. DOI: 10.1177/036354659402200607. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659402200607>

POLLET, V., D. BARRAT, E. MEIRHAEGHE, P. VAES a F. HANDELBERG. The role of the Rolimeter in quantifying knee instability compared to the functional outcome of ACL-reconstructed versus conservatively-treated knees. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*[online]. 2005, **13**(1), 12-18 [cit. 2018-03-03]. DOI: 10.1007/s00167-004-0497-5. ISSN 0942-2056. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-004-0497-5>

POTVIN, J.R. a S.H.M BROWN. Less is more: high pass filtering, to remove up to 99% of the surface EMG signal power, improves EMG-based biceps brachii muscle force estimates. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2004, **14**(3), 389-399 [cit. 2018-02-17]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2003.10.005. ISSN 10506411. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641103001500>

Pravda o hlubokém dřepu a jeho 10 výhod | CoreTraining.cz. *CoreTraining.cz / FUNKČNÍ, ZDRAVÉ , SILNÉ TĚLO* [online]. Copyright © 2015 [cit. 28.02.2018]. Dostupné z: <http://www.coretraining.cz/2014/02/pravda-o-hlubokem-drepu-a-jeho-10-vyhod/>

RANE, A. a A. CORSTIAANS. Does micturition improve in the squatting position?. *Journal of Obstetrics and Gynaecology* [online]. 2009, **28**(3), 317-319 [cit. 2018-03-07]. DOI: 10.1080/01443610802044726. ISSN 0144-3615. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/01443610802044726>

ROKYTA, R.. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN 80-85866-45-5.

ROY, S.H., M.S. CHENG, S.-S. CHANG, J. MOORE, G. DE LUCA, S.H. NAWAB a C.J. DE LUCA. A Combined sEMG and Accelerometer System for Monitoring Functional Activity in Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2009, **17**(6), 585-594 [cit. 2018-02-26]. DOI: 10.1109/TNSRE.2009.2036615. ISSN 1534-4320. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5349073/>

RUSSELL, P. J. a S. J. PHILLIPS. A Preliminary Comparison of Front and Back Squat Exercises. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2013, **60**(3), 201-208 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1080/02701367.1989.10607441. ISSN 0270-1367. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.1989.10607441>

SANBORN, K., R. BOROS, J. HRUBY, et al. Short-Term Performance Effects of Weight Training With Multiple Sets Not to Failure vs. a Single Set to Failure in Women. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2000, **14**(3), 328-331 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1519/00124278-200008000-00014. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-200008000-00014>

SHERRY, M. A. a T. M. BEST. A Comparison of 2 Rehabilitation Programs in the Treatment of Acute Hamstring Strains. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2004, **34**(3), 116-125 [cit. 2017-12-05]. DOI: 10.2519/jospt.2004.34.3.116. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2004.34.3.116>

SCHERRER, J.. *Únava*. Praha: Victoria Publishing, 1995. Vědět víc (Victoria Publishing). ISBN 80-85865-73-4.

SCHOENFELD, B. a M. WILLIAMS. Are Deep Squats a Safe and Viable Exercise? *Strength and Conditioning Journal* [online]. 2012, **34**(2), 34-36 [cit. 2017-11-30]. DOI: 10.1519/SSC.0b013e31824695a3. ISSN 1524-1602. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00126548-201204000-00006>

Siff MC. *Supertraining*. Denver: Supertraining Institute; 2000. ISBN 9788890403804

SIGNORILA, J.F., KWIATKOWSKI, J.F. CARUSA, B ROBERTSON. Effect of foot position on the electromyographical activity of the superficial quadriceps muscles during the parallel squat and knee extension. *J.Strength and Cond. Res.* 9(3):182-187. 1995

SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, V. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o, 2017. ISBN 978-80-270-2292-2.

SNÁŠEL, M.. *CORE GYM (Silová a pohybová akademie)* [Kurz]. Praha: Dřep Prehab/Rehab 20. 3. 2016

STANISLAV T. A KOLEKTIV. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 2., přeprac. a rozš. Praha: Grada, 1996. ISBN 9788071693116.

STEINER, M.E., W.A. GRANA, K. CHILLAG a E. SCHELBERG-KARNES. The effect of exercise on anterior-posterior knee laxity. *The American Journal of Sports Medicine*

[online]. 2016, 14(1), 24-29 [cit. 2017-12-05]. DOI: 10.1177/036354658601400105. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354658601400105>

Strength & Conditioning Journal: Kinesiology Corner: Analysis of the Squat. 1981, 3(2).

SUZAN, Z.. *Centrum léčby pohybového aparátu Pavla Koláře* [Kurz]. Praha: Dynamická neuromuskulární stabilizace ve sportu II 1.2. 2018

Taneja, A. *World of sports indoor*, 2. Nové Dillí: Gyan Publishing House, 2009. ISBN 9788178357652

THAMBYAH, A. How critical are the tibiofemoral joint reaction forces during frequent squatting in Asian populations?. *The Knee* [online]. 2008, **15**(4), 286-294 [cit. 2018-03-07]. DOI: 10.1016/j.knee.2008.04.006. ISSN 09680160. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0968016008000781>

TRUNC, M. *Centrum léčby pohybového aparátu Pavla Koláře* [Kurz]. Praha: Dynamická neuromuskulární stabilizace ve sportu I 30.9. 2017

VANČATA, V.. *Primatologie*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Pedagogická fakulta, 2003. ISBN 80-7290-127-3.

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

WALKER, P.S. a J.V. HAJEK. The load-bearing area in the knee joint. *Journal of Biomechanics* [online]. 1972, **5**(6), 581-589 [cit. 2017-11-30]. DOI: 10.1016/0021-9290(72)90030-9. ISSN 00219290. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929072900309>

WALLACE, D. A., G. J. SALEM, R. SALINAS a CH. M. POWERS. Patellofemoral Joint Kinetics While Squatting with and without an External Load. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2002, **32**(4), 141-148 [cit. 2017-11-30]. DOI: 10.2519/jospt.2002.32.4.141. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2002.32.4.141>

WAN, Jing-jing, Zhen QIN, Peng-yuan WANG, Yang SUN a Xia LIU. Muscle fatigue: general understanding and treatment. *Experimental & Molecular Medicine* [online]. 2017,

**49**(10), e384- [cit. 2018-02-19]. DOI: 10.1038/emm.2017.194. ISSN 2092-6413. Dostupné z: <http://www.nature.com/doi/10.1038/emm.2017.194>

WILLIAMS, G. N., T. CHMIELEWSKI, K. S. RUDOLPH, T. S. BUCHANAN a L. SNYDER-MACKLER. Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for Clinicians and Scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2001, **31**(10), 546-566 [cit. 2018-03-08]. DOI: 10.2519/jospt.2001.31.10.546. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2001.31.10.546>

WISLOFF, U. Strong correlation of maximal squat strength with sprint performance and vertical jump height in elite soccer players. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2004, **38**(3), 285-288 [cit. 2018-02-03]. DOI: 10.1136/bjsm.2002.002071. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjsm.2002.002071>

YANAI, K., Q. AN, Y. ISHIKAWA, J. NAKAGAWA, W. WEN, H. YAMAKAWA, A. YAMASHITA a H. ASAMA. Visualization of Muscle Activity During Squat Motion for Skill Education. *Serviceology for Designing the Future* [online]. Tokyo: Springer Japan, 2016, s. 205 [cit. 2017-06-02]. DOI: 10.1007/978-4-431-55861-3\_14. ISBN 978-4-431-55859-0. Dostupné z: [http://link.springer.com/10.1007/978-4-431-55861-3\\_14](http://link.springer.com/10.1007/978-4-431-55861-3_14)

YAVUZ, H. U. a D ERDAG. Kinematic and Electromyographic Activity Changes during Back Squat with Submaximal and Maximal Loading. *Applied Bionics and Biomechanics* [online]. 2017, **2017**, 1-8 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1155/2017/9084725. ISSN 1176-2322. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/abb/2017/9084725/>

YETTER, M. a G. L MOIR. The Acute Effects of Heavy Back and Front Squats on Speed during Forty-Meter Sprint Trials. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. 2008, **22**(1), 159-165 [cit. 2018-03-09]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31815f958d. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-200801000-00024>

YOUNG, W. a S. ELLIOTT. Acute Effects of Static Stretching, Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching, and Maximum Voluntary Contractions on Explosive Force Production and Jumping Performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2001, **72**(3), 273-279 [cit. 2018-03-04]. DOI: 10.1080/02701367.2001.10608960. ISSN 0270-1367. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.2001.10608960>



ŽIVČÁK, J.. Biomechanika člověka: kolenný klb. Prešov: ManaCon, 2004. ISBN 80-89040-24-1.

## SEZNAM ZKRATEK

EMG	elektromyografie
m.	musculus
R	pravá strana
L	levá strana
DK	dolní končetina
CNS	centrální nervová soustava
LCA	přední zkřížený vaz
LCP	zadní zkřížený vaz
LCM	postranní vnitřní vaz
LCL	postranní vnější vaz
ATP	adenosintrifosfát
mV	milivolt
ARV	average rectified value
RMS	root mean square
COM	center of mass
et al.	a kolektiv
FMS	Functional Movement Screen
DNS	Dynamická neuromuskulární stabilizace
NCSC	National Certificare of Strength and Conditioning
CFSC	Certifiied Functional Strength Coach
fem.	femoris

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Homo sapiens sapiens v dřepu .....	15
Obrázek 3 Porovnání tří vyhlazovacích algoritmů a jejich efektu na tvar amplitudy .....	32
Obrázek 2 Změna amplitudy a frekvence signálu podle umístění elektrod .....	32
Obrázek 4 Modrá křivka bez filtrace při snímání m. tibialis anterior se zřejmými artefakty u základní osy. Červená křivka po filtraci s horní propustností 20Hz .....	33
Obrázek 5 Závislost velikosti amplitudy a svalové síly .....	34
Obrázek 6 Stanoviště pro dřep se zátěží - X.....	39
Obrázek 7 Algoritmus pro zaznamenávání signálu a následnou analýzu .....	39
Obrázek 8 Příklad grafu střední hodnoty napětí/čas u probanda A při provádění dřepu Z. 41	

## **SEZNAM TABULEK**

Tabulka 1 Souhrnná tabulka průměrného maximálního napětí ve svalech .....	43
Tabulka 2 Maximální napětí v m. vastus medialis při excentrické fázi dřepu .....	44
Tabulka 3 Průměrné celkové maximální napětí při dřepu Z a Y.....	45
Tabulka 4 Průměrné maximální napětí v m. vastus medialis při fázích dřepů X a Y .....	46

## SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Průměrné maximální napětí v m. vastus medialis při excentrické fázi dřepu (mV)	44
Graf 2 Porovnání průměrného celkového maximálního napětí při dřepu patologickém (Z) a základním volném (Y) .....	45
Graf 3 Porovnání průměrného maximálního napětí v m. vastus medialis při fázích dřepu X a Y .....	46

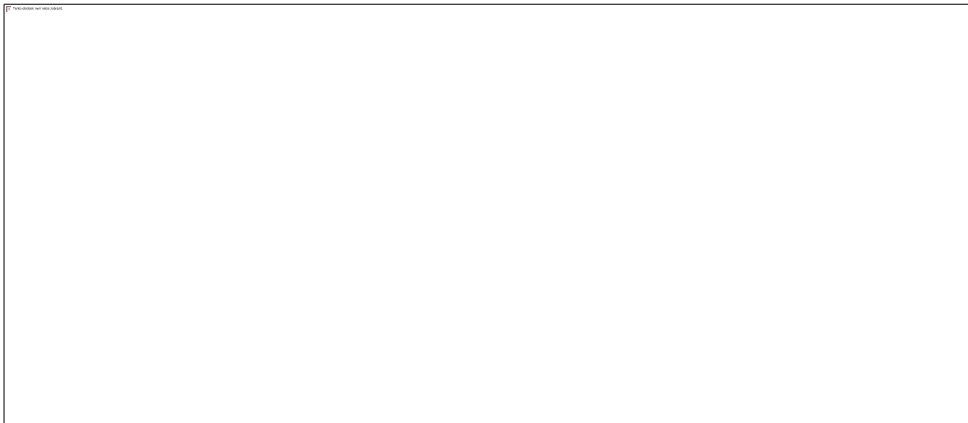
## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda A.....	74
Příloha 2 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda A.....	74
Příloha 3 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu X u probanda A .....	74
Příloha 4 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda A.....	75
Příloha 5 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Y u probanda A .....	75
Příloha 6 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda A.....	75
Příloha 7 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Y u probanda A.....	76
Příloha 8 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda A .....	76
Příloha 9 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Z u probanda A.....	76
Příloha 10 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda A.....	77
Příloha 11 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Z u probanda A .....	77
Příloha 12 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda A.....	77
Příloha 13 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda B.....	78
Příloha 14 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda B.....	78
Příloha 15 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu X u probanda B.....	78
Příloha 16 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu X u probanda B.....	79
Příloha 17 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda B.....	79
Příloha 18 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Y u probanda B.....	79
Příloha 19 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda B.....	80
Příloha 20 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Y u probanda B.....	80
Příloha 21 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Z u probanda B .....	80
Příloha 22 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda B.....	81
Příloha 23 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Z u probanda B .....	81
Příloha 24 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda B.....	81
Příloha 25 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda C.....	82
Příloha 26 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda C.....	82
Příloha 27 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu X u probanda C.....	82
Příloha 28 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda C.....	83
Příloha 29 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda C.....	83
Příloha 30 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Z u probanda C .....	83
Příloha 31 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda C .....	84

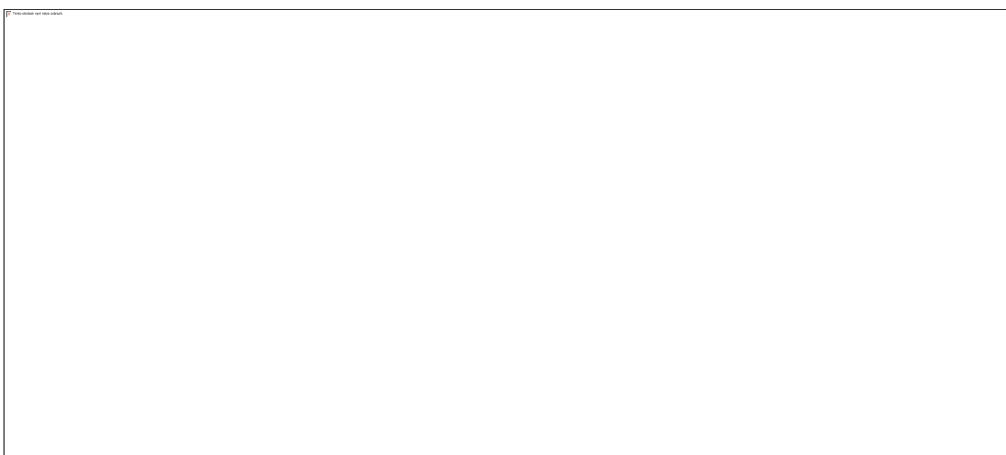
Příloha 32 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Z u probanda C .....	84
Příloha 33 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Y u probanda C.....	84
Příloha 34 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda C.....	85
Příloha 35 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Y u probanda C.....	85
Příloha 36 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda C.....	85
Příloha 37 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda D.....	86
Příloha 38 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda D.....	86
Příloha 39 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu X u probanda D .....	86
Příloha 40 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu X u probanda D .....	87
Příloha 41 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda D.....	87
Příloha 42 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Z u probanda D .....	87
Příloha 43 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda D.....	88
Příloha 44 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Z u probanda D.....	88
Příloha 45 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda D.....	88
Příloha 46 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Y u probanda D.....	89
Příloha 47 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda D .....	89
Příloha 48 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Y u probanda D .....	89
Příloha 49 Průměrné maximální napětí svalů při obou fázích všech modifikací dřepu .....	90
Příloha 50 Informovaný souhlas.....	90
Příloha 51 Průměrné celkové maximální napětí svalů při variantách dřepu .....	91
Příloha 52 Průměrné maximální napětí v m. vastus lateralis při koncentrické fázi dřepu (mV) .....	91
Příloha 53 Průměrné maximální napětí v m. vastus lateralis při excentrické fázi dřepu (mV) .....	92
Příloha 54 Průměrné maximální napětí v m. vastus medialis při koncentrické fázi dřepu (mV) .....	92
Příloha 55 Průměrné celkové maximální napětí u dřepu X a Y .....	93
Příloha 56 Dominance končetin jednotlivých probandů .....	93
Příloha 57 Dřep se zátěží (X) .....	94
Příloha 58 Základní volný dřep (Y).....	94
Příloha 59 Patologický dřep (Z) .....	95
Příloha 60 Akcelerometr – graf gram/čas.....	95

## **PŘÍLOHY**

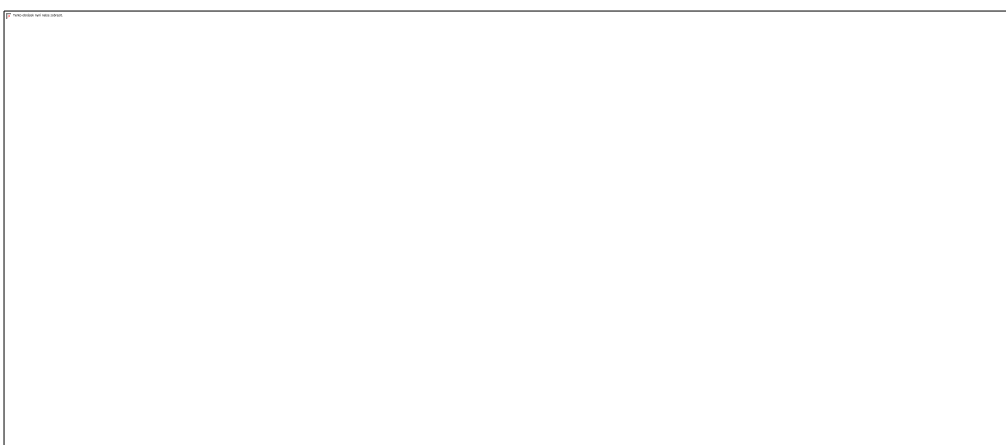
### **Příloha 1 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda A**



### **Příloha 2 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda A**

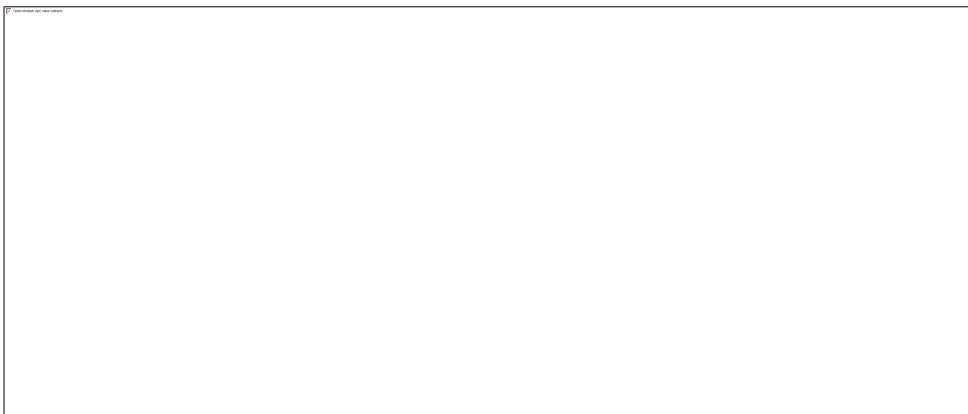


### **Příloha 3 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu X u probanda A**

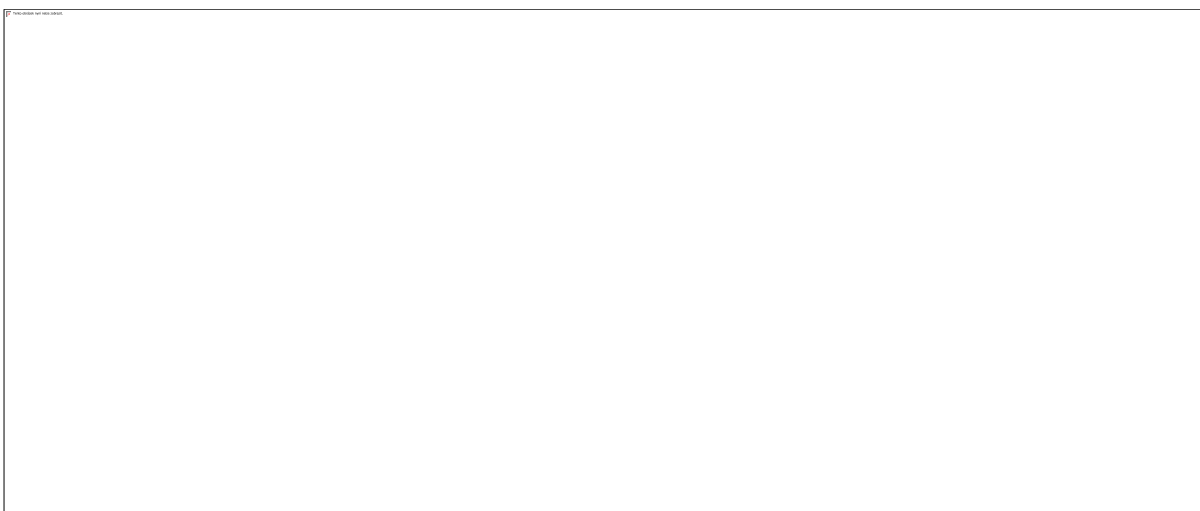




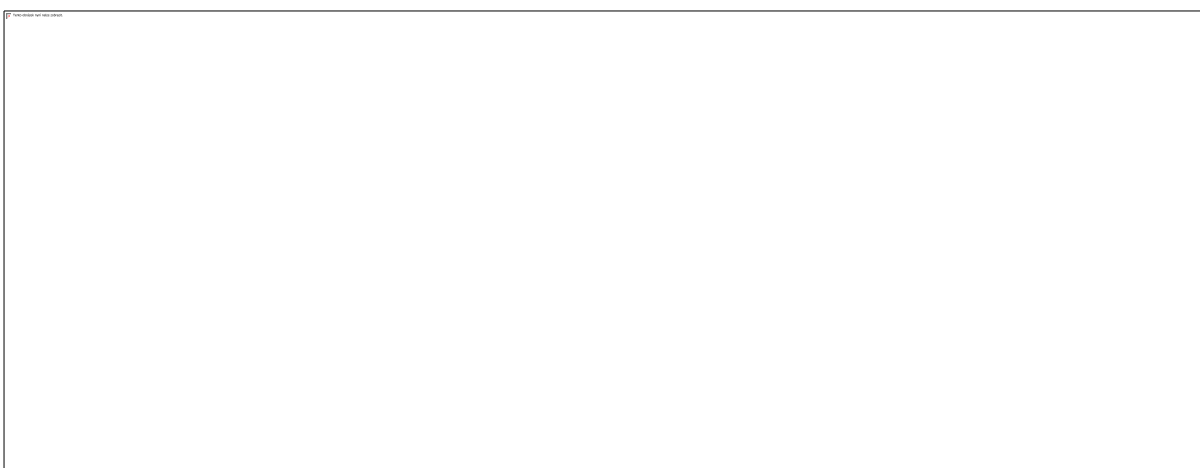
**Příloha 4 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda A**



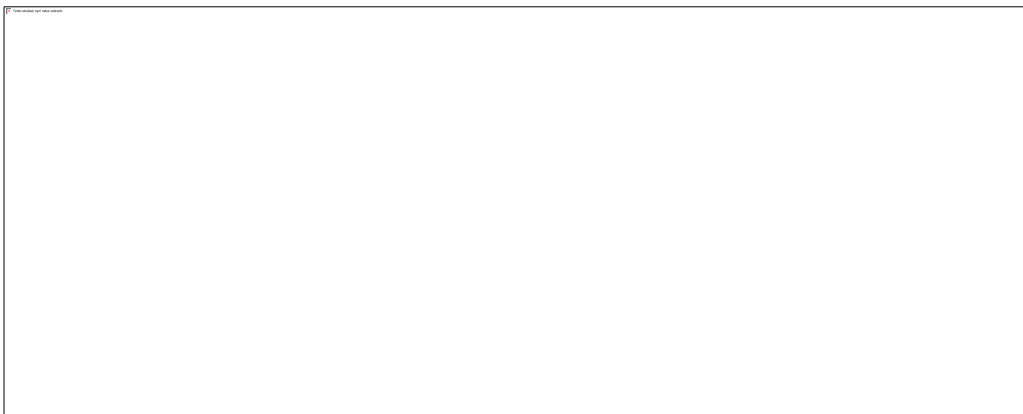
**Příloha 5 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Y u probanda A**



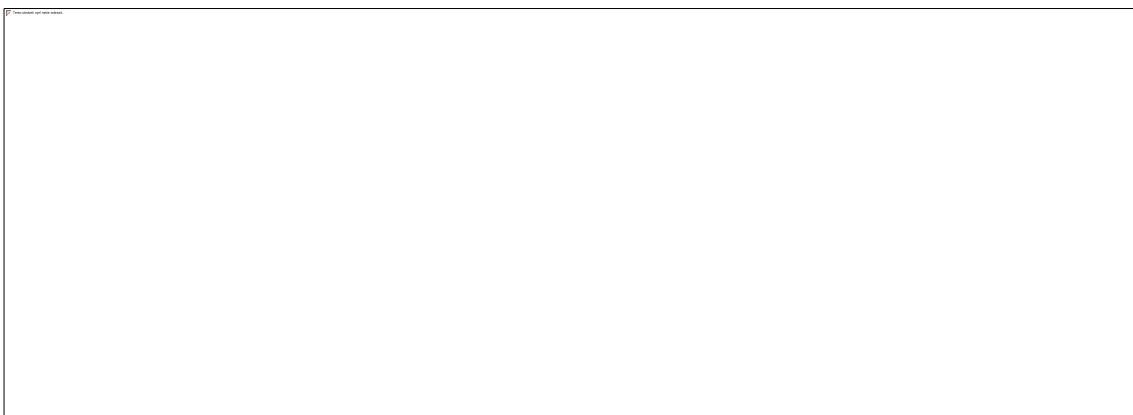
**Příloha 6 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda A**



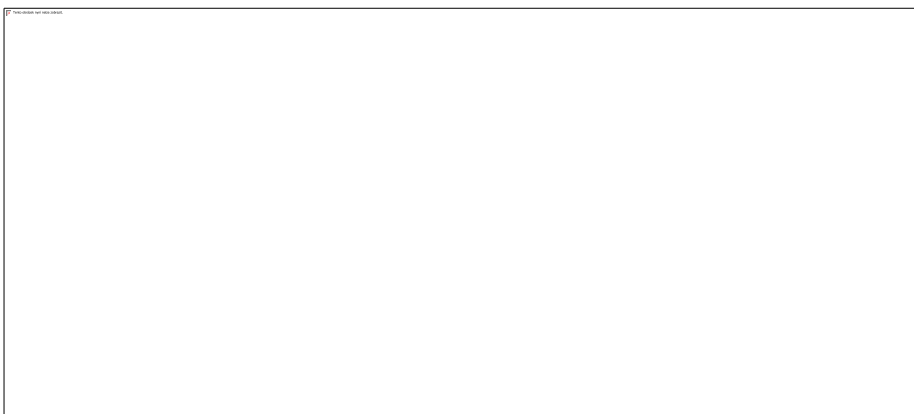
**Příloha 7 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Y u probanda A**



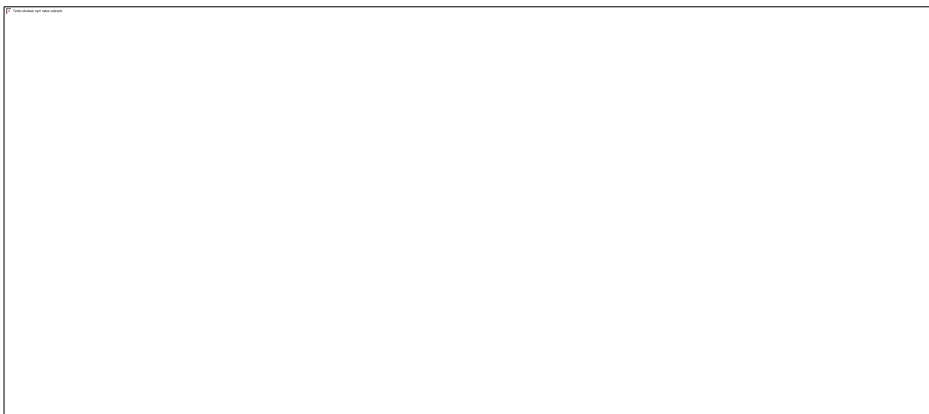
**Příloha 8 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda A**



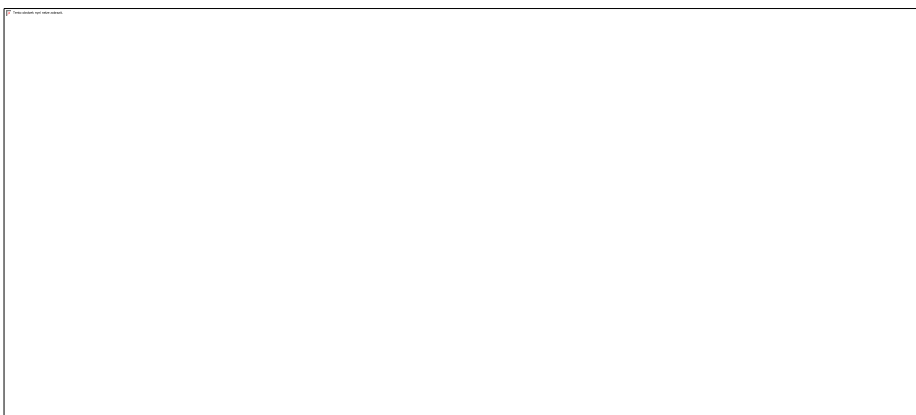
**Příloha 9 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Z u probanda A**



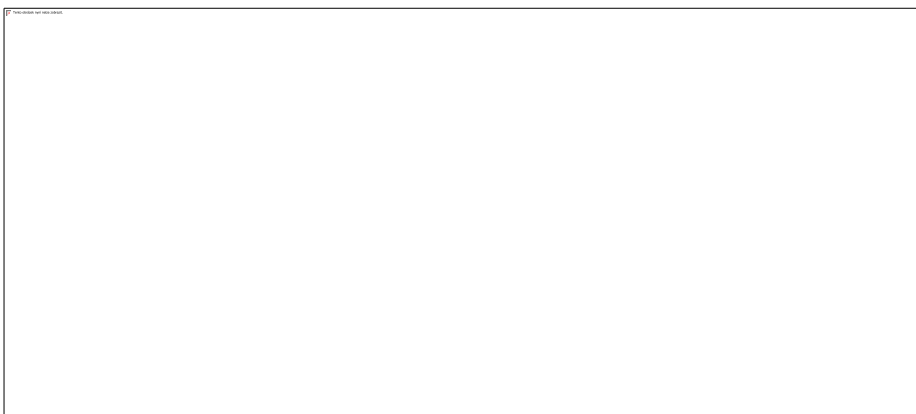
**Příloha 10 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda A**



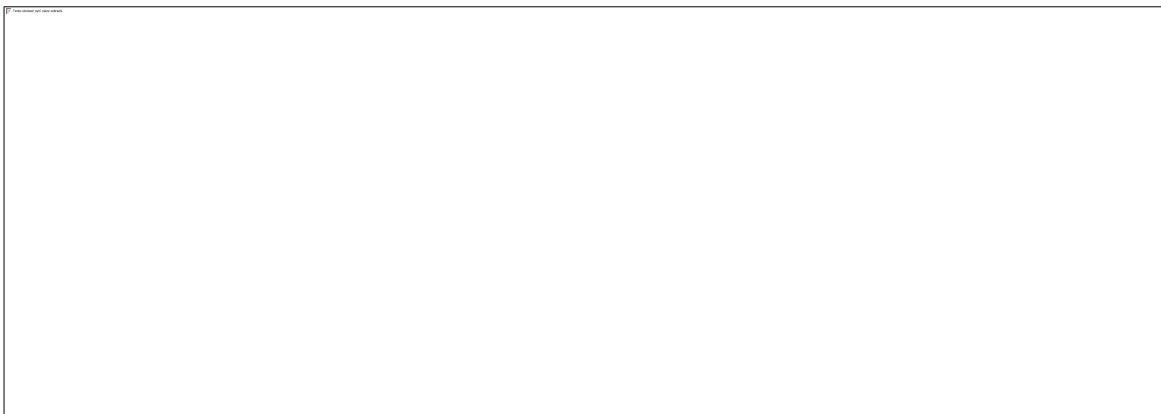
**Příloha 11 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Z u probanda A**



**Příloha 12 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda A**



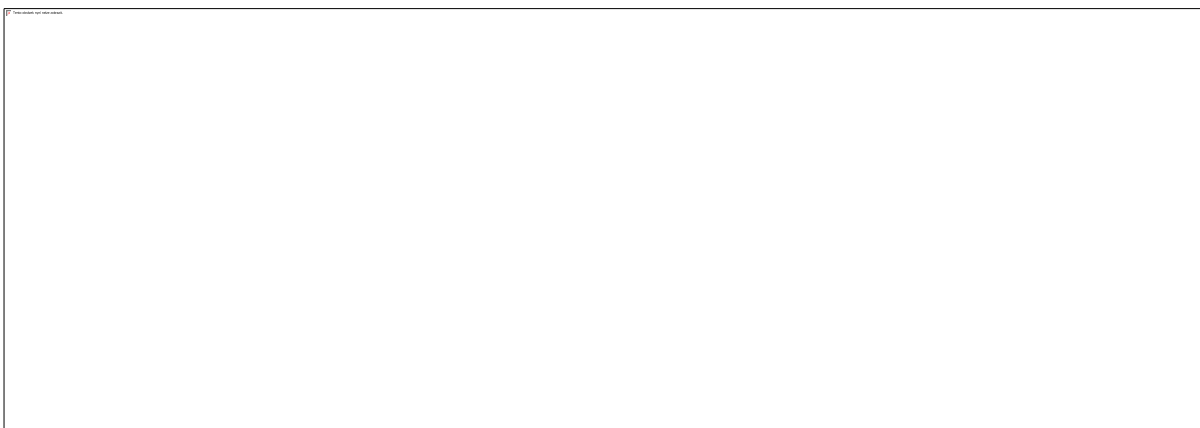
**Příloha 13 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda B**



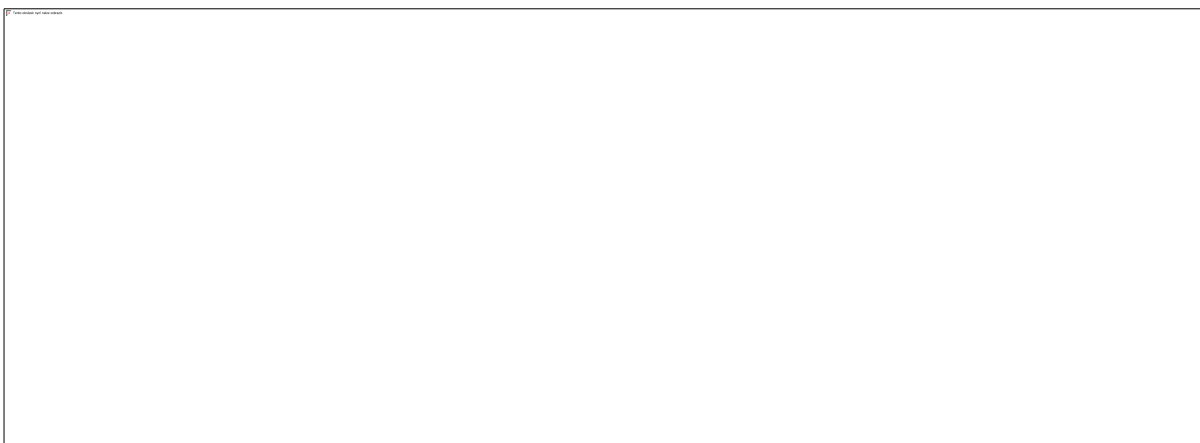
**Příloha 14 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda B**



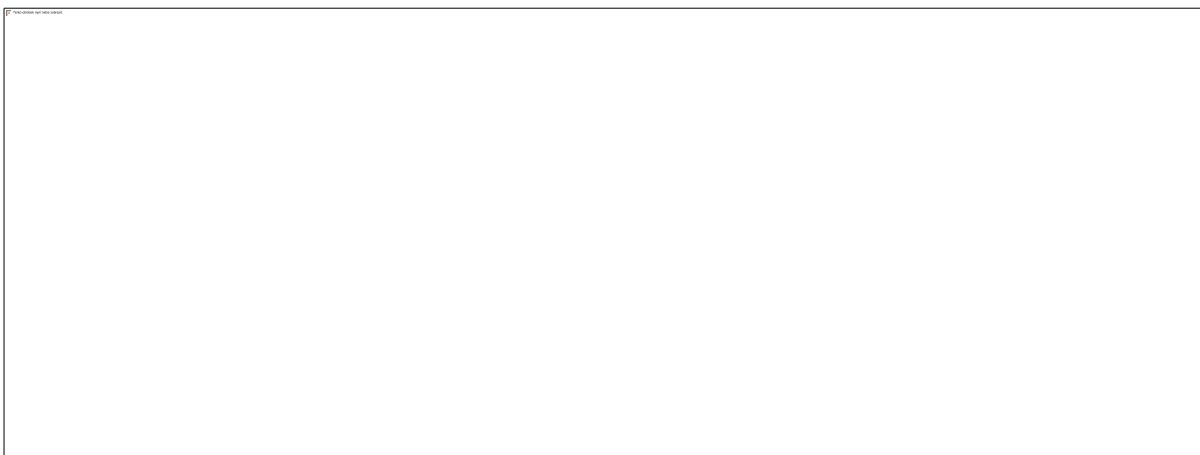
**Příloha 15 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu X u probanda B**



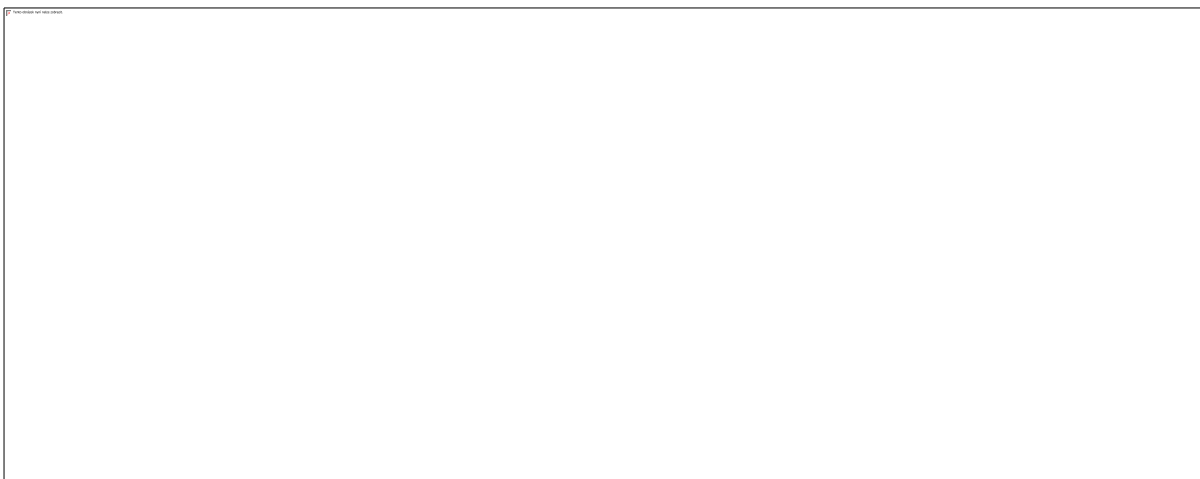
**Příloha 16 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu X u probanda B**



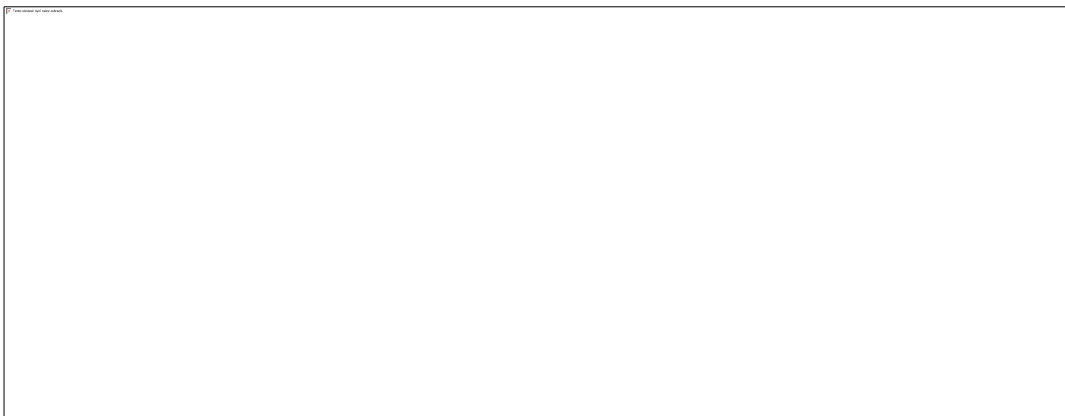
**Příloha 17 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda B**



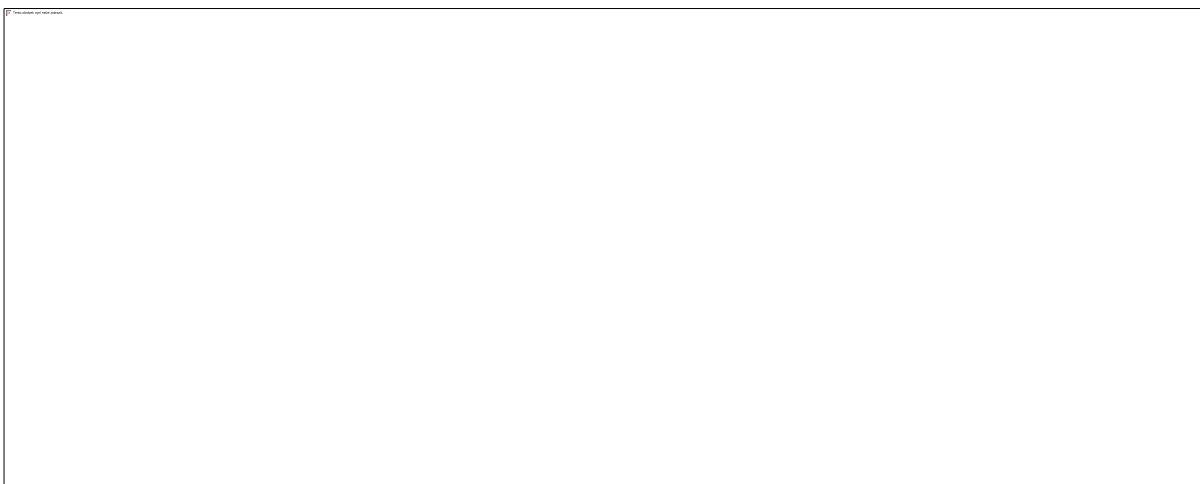
**Příloha 18 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Y u probanda B**



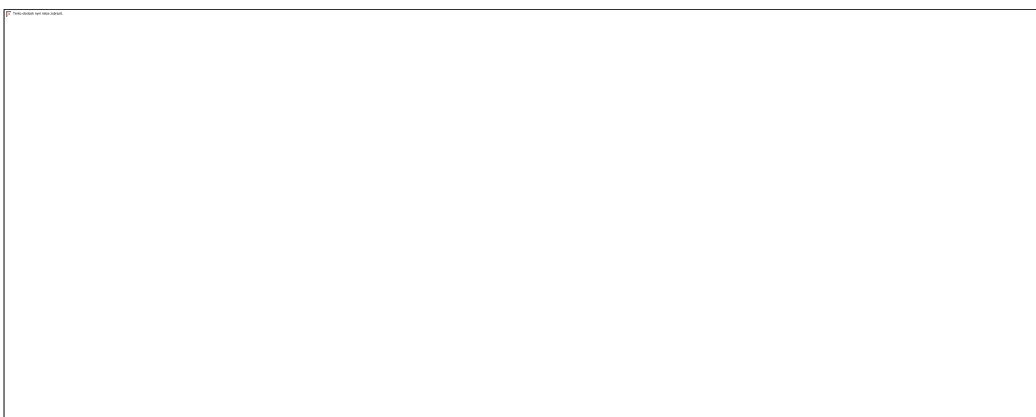
**Příloha 19 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda B**



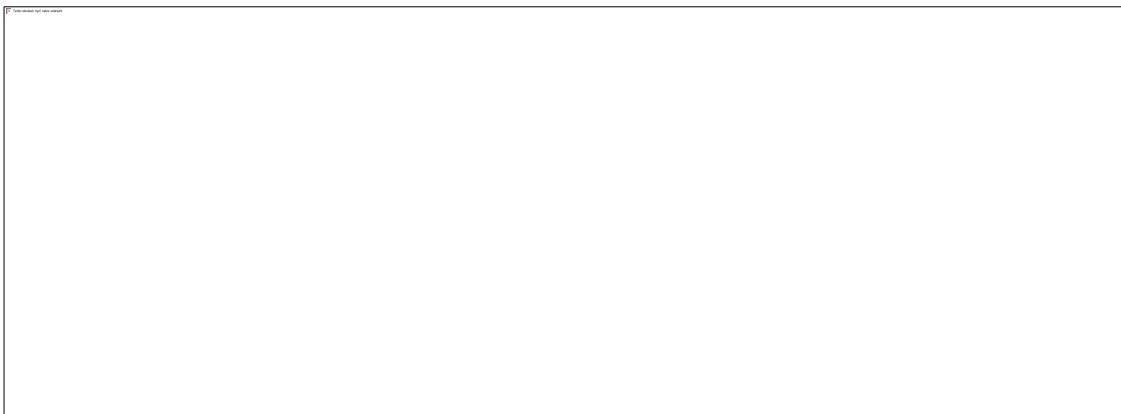
**Příloha 20 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Y u probanda B**



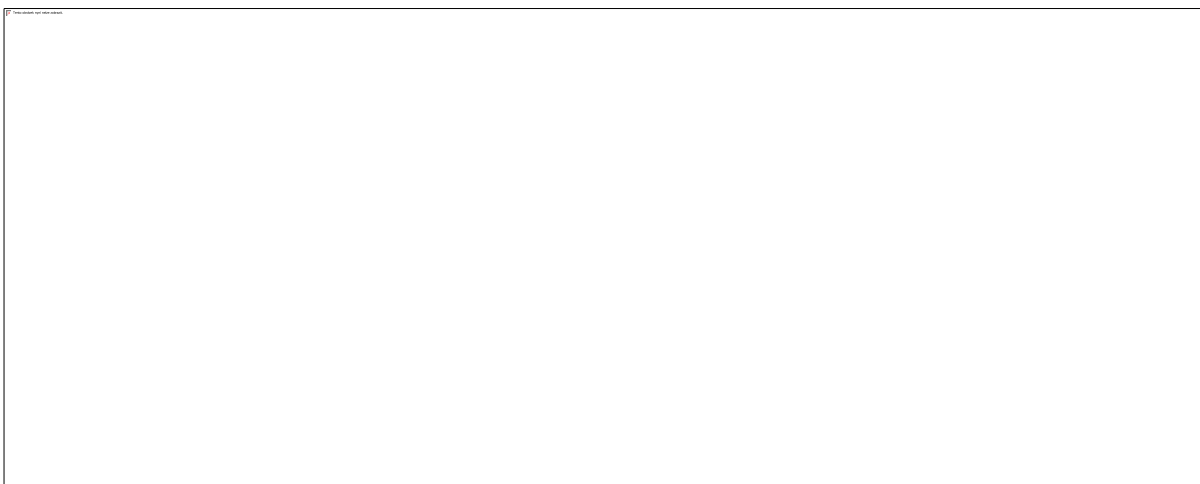
**Příloha 21 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Z u probanda B**



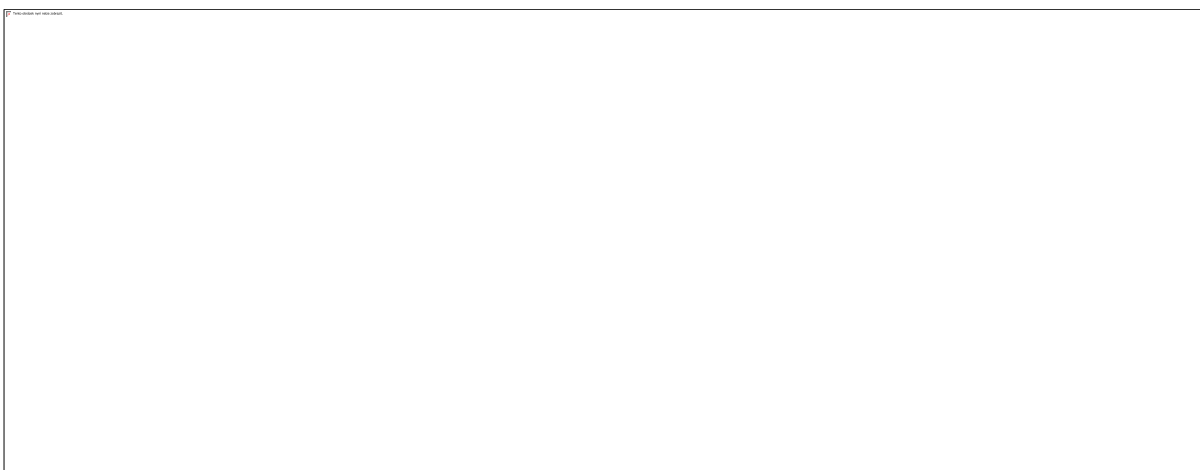
**Příloha 22 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda B**



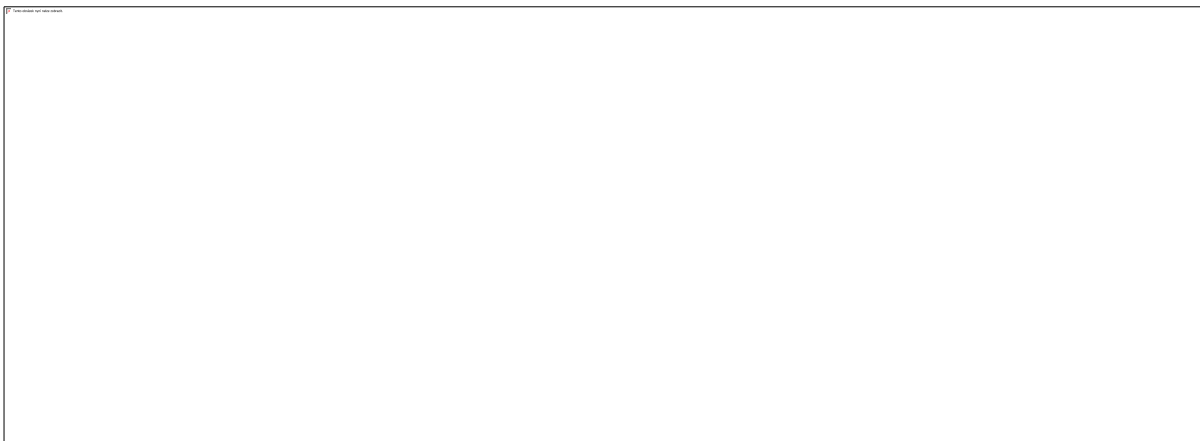
**Příloha 23 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Z u probanda B**



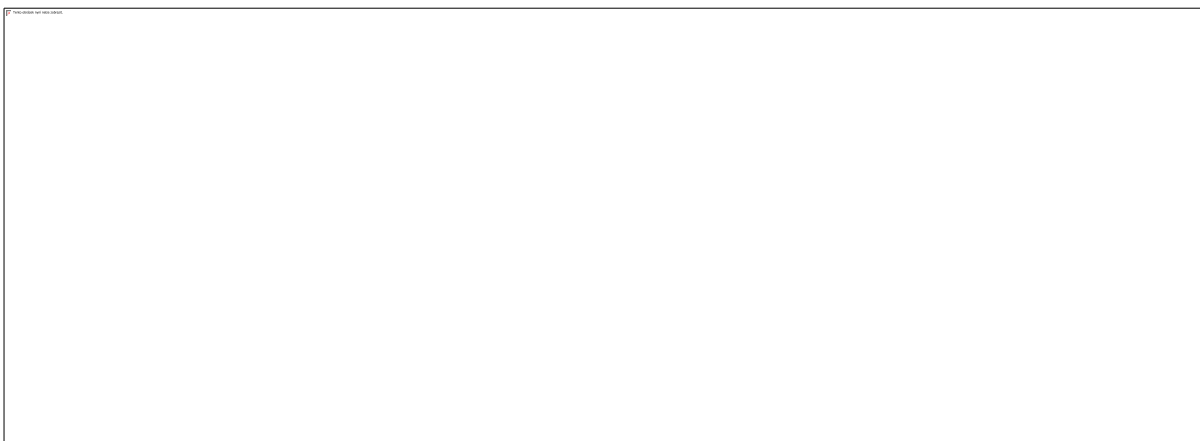
**Příloha 24 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda B**



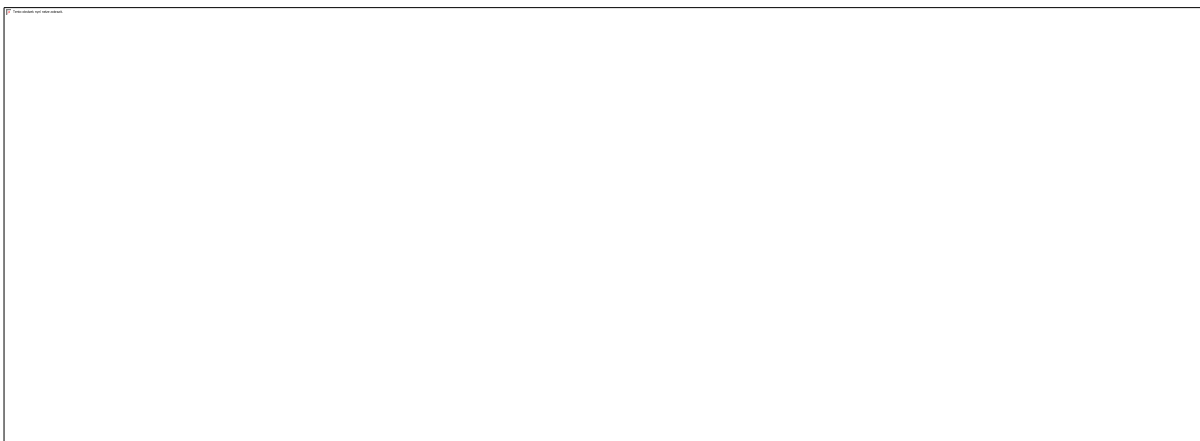
**Příloha 25 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda C**



**Příloha 26 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda C**

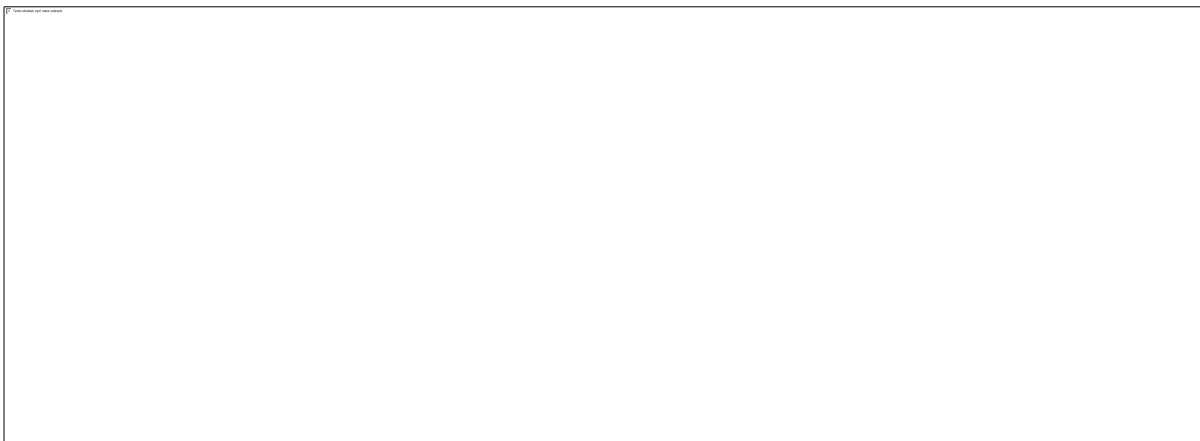


**Příloha 27 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu X u probanda C**

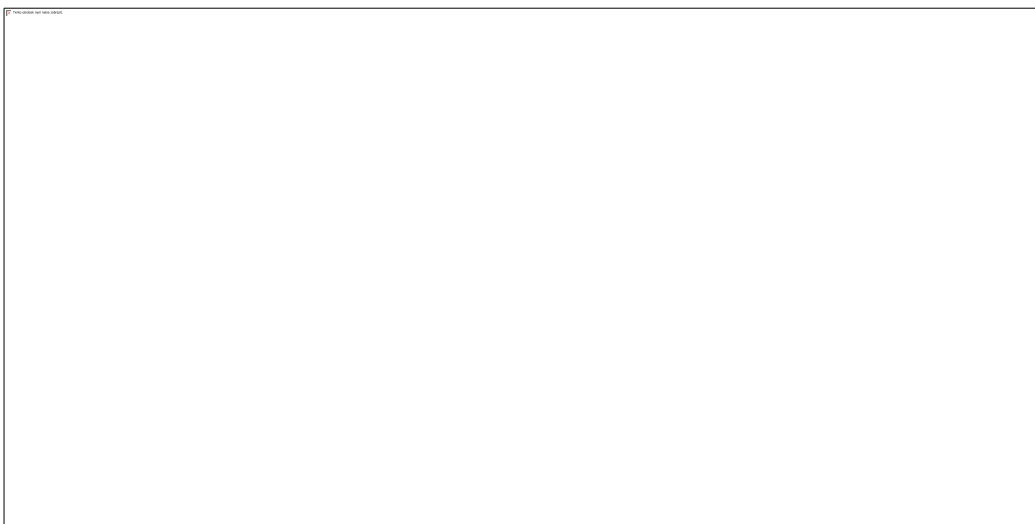




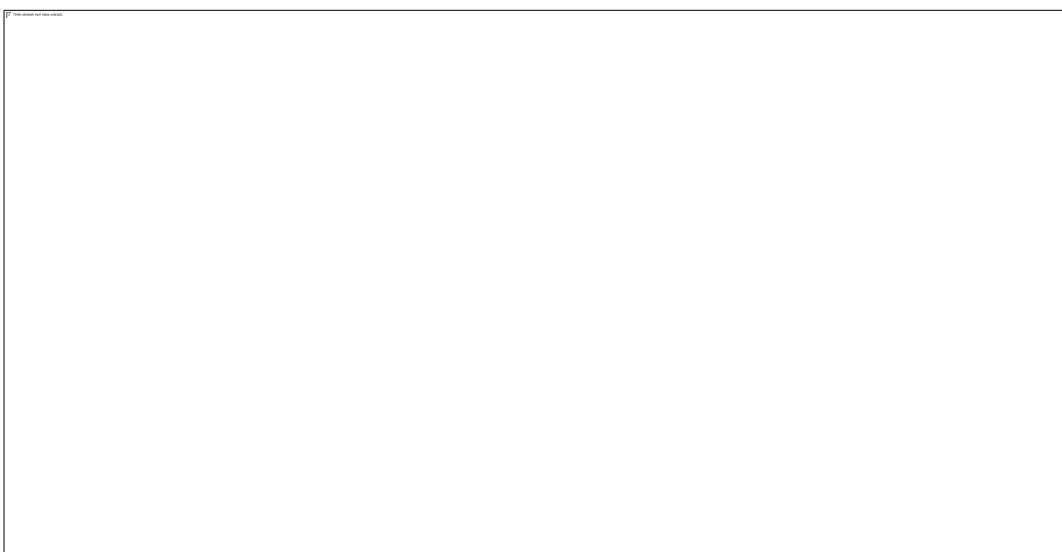
**Příloha 28 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda C**



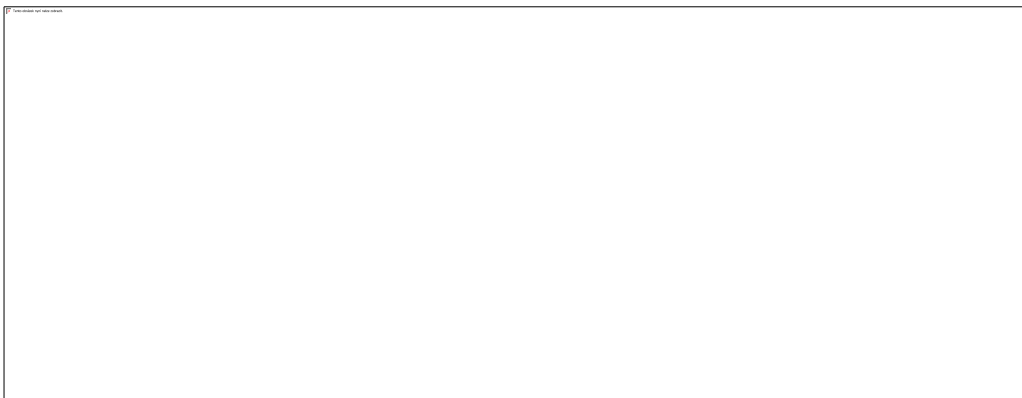
**Příloha 29 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda C**



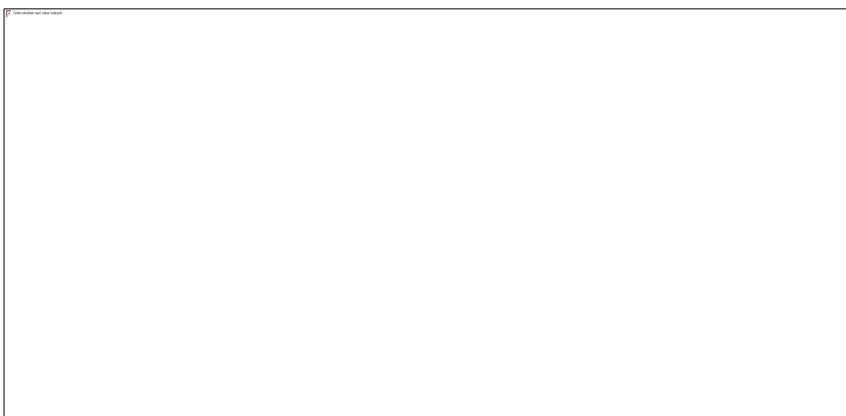
**Příloha 30 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Z u probanda C**



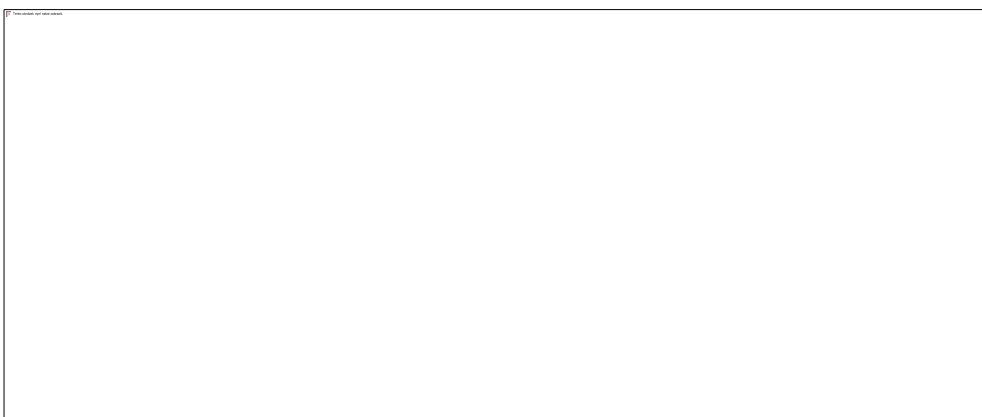
**Příloha 31 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda C**



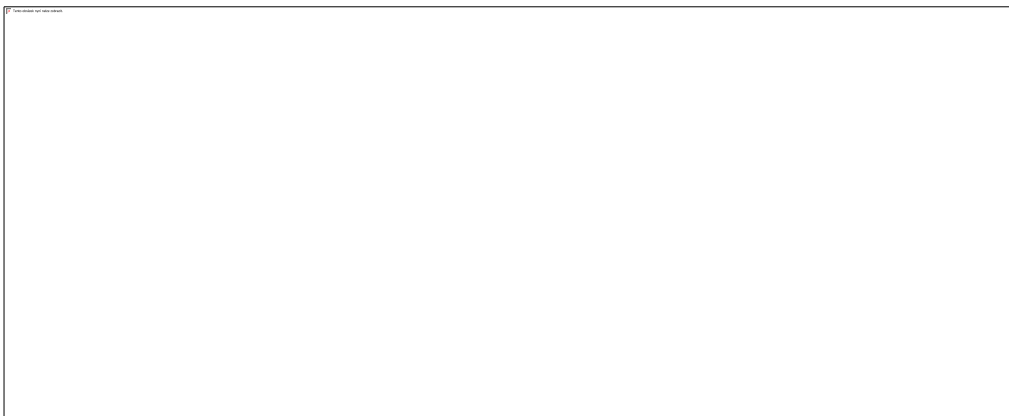
**Příloha 32 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Z u probanda C**



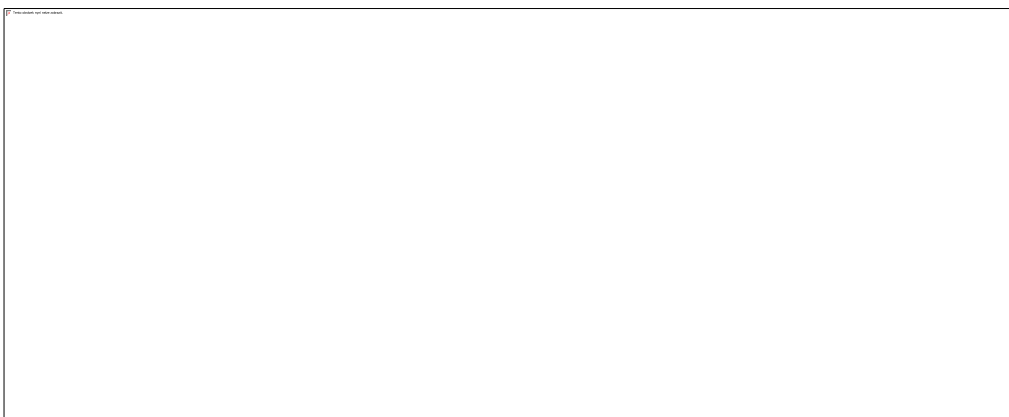
**Příloha 33 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Y u probanda C**



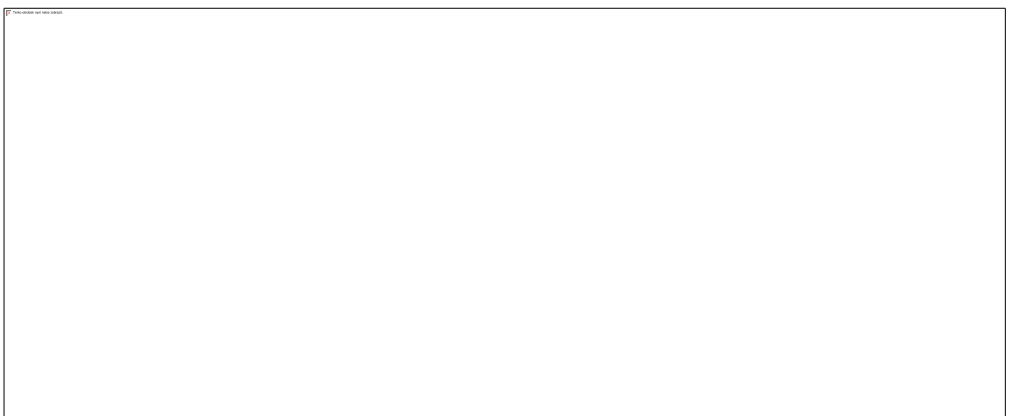
**Příloha 34 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda C**



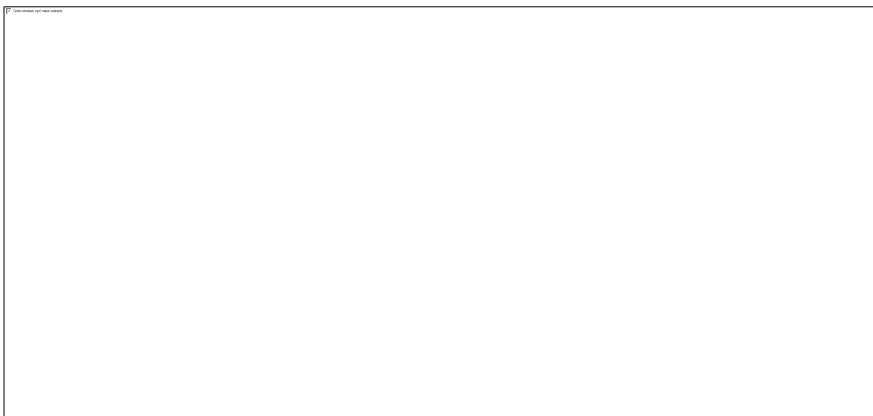
**Příloha 35 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Y u probanda C**



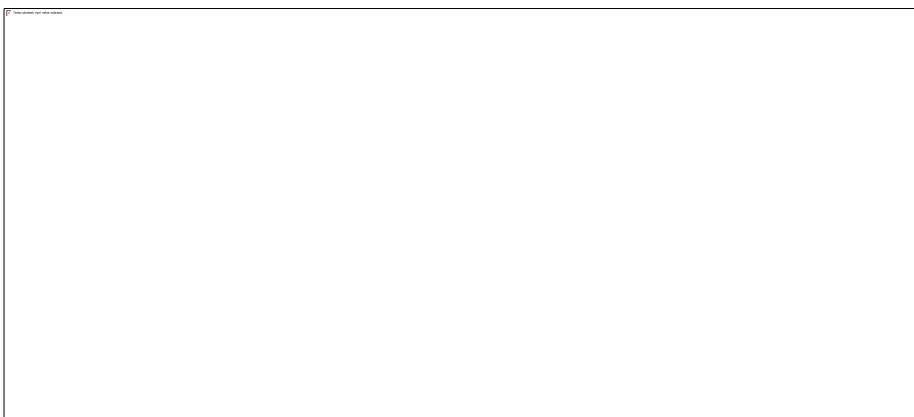
**Příloha 36 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda C**



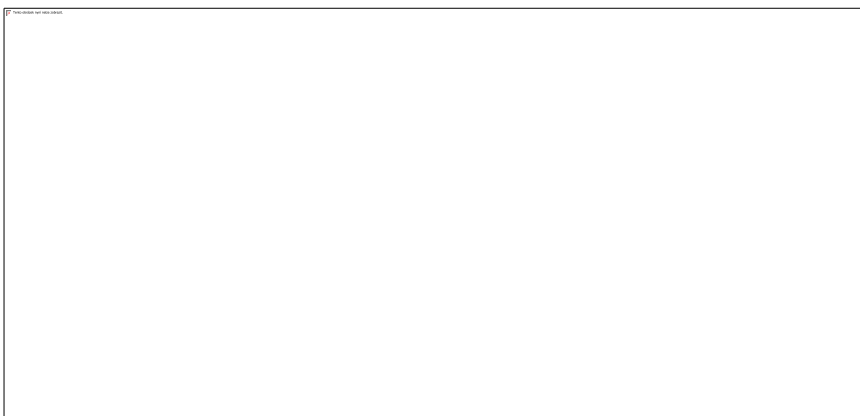
**Příloha 37 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu X u probanda D**



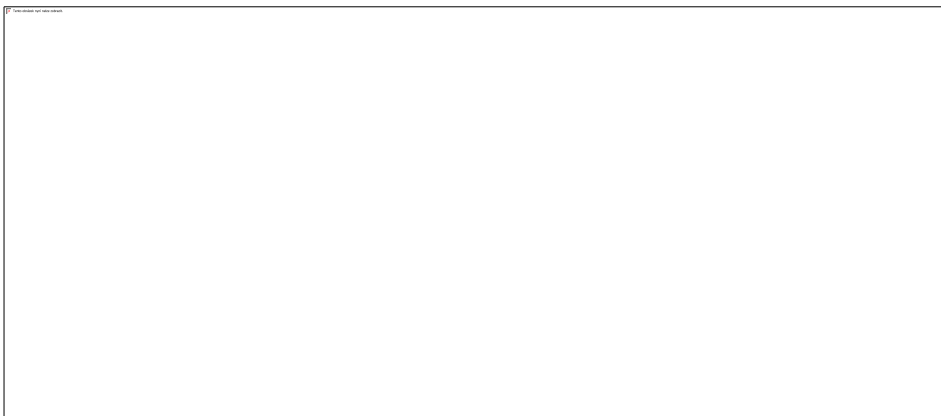
**Příloha 38 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu X u probanda D**



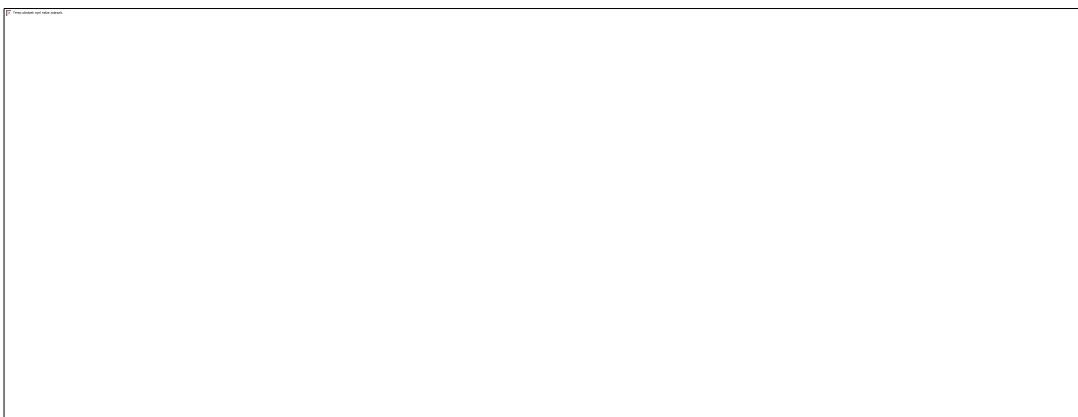
**Příloha 39 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu X u probanda D**



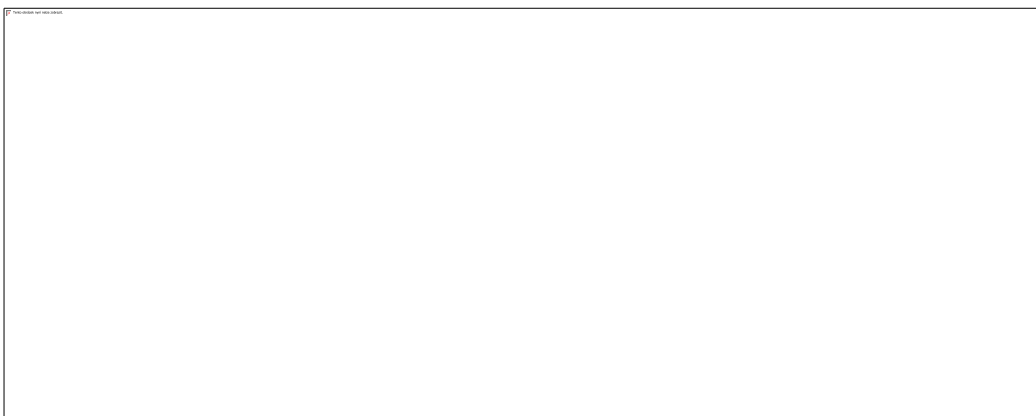
**Příloha 40 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu X u probanda D**



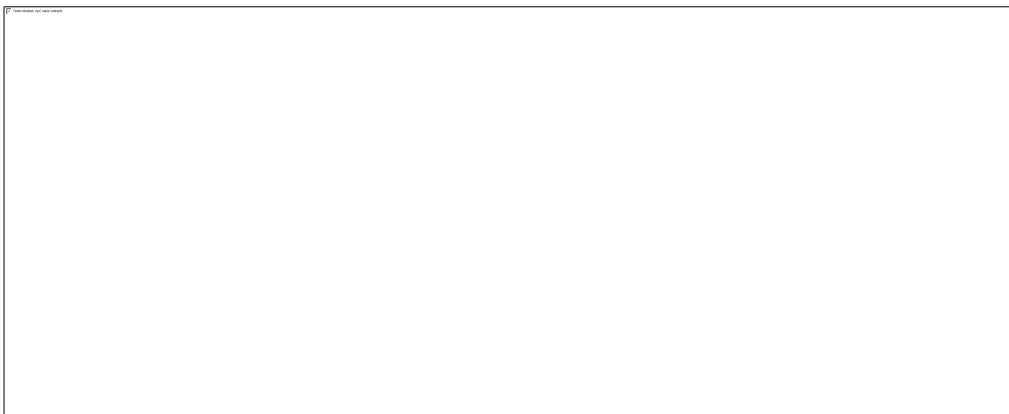
**Příloha 41 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda D**



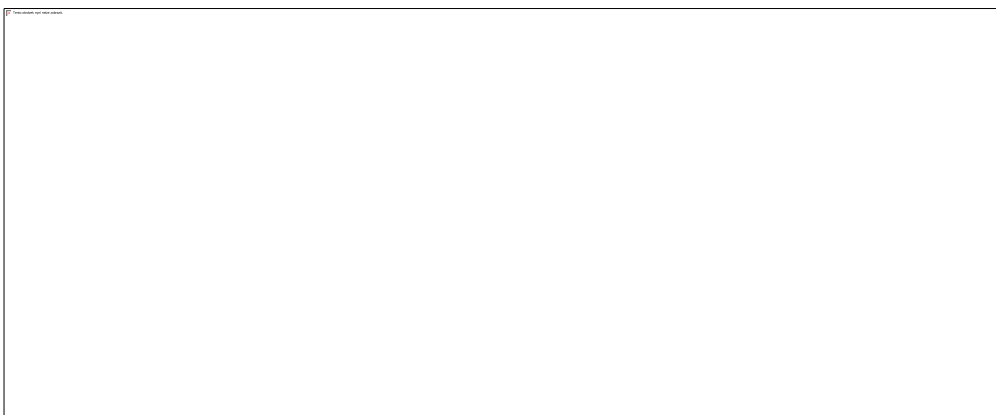
**Příloha 42 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Z u probanda D**



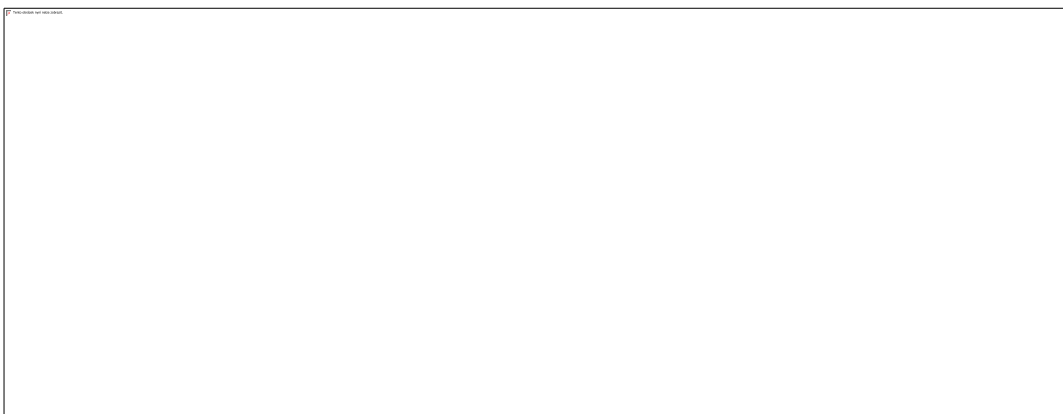
**Příloha 43 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Z u probanda D**



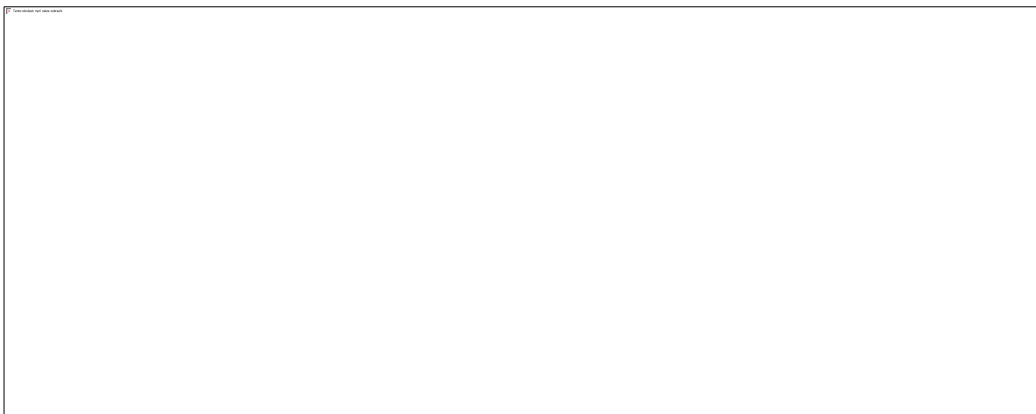
**Příloha 44 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Z u probanda D**



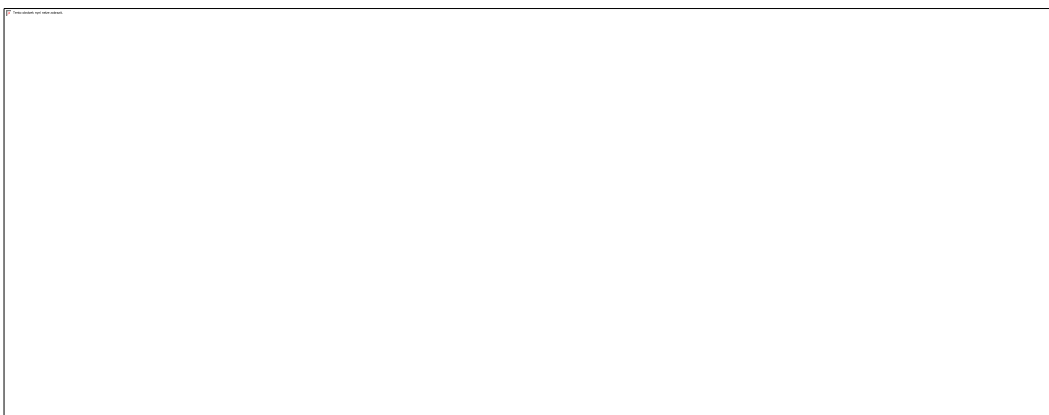
**Příloha 45 Napětí v L m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda D**



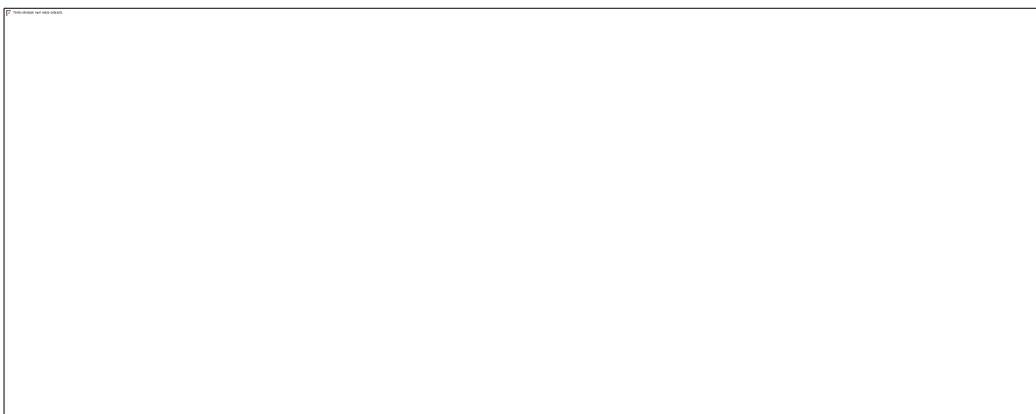
**Příloha 46 Napětí v L m. vastus medialis při dřepu Y u probanda D**



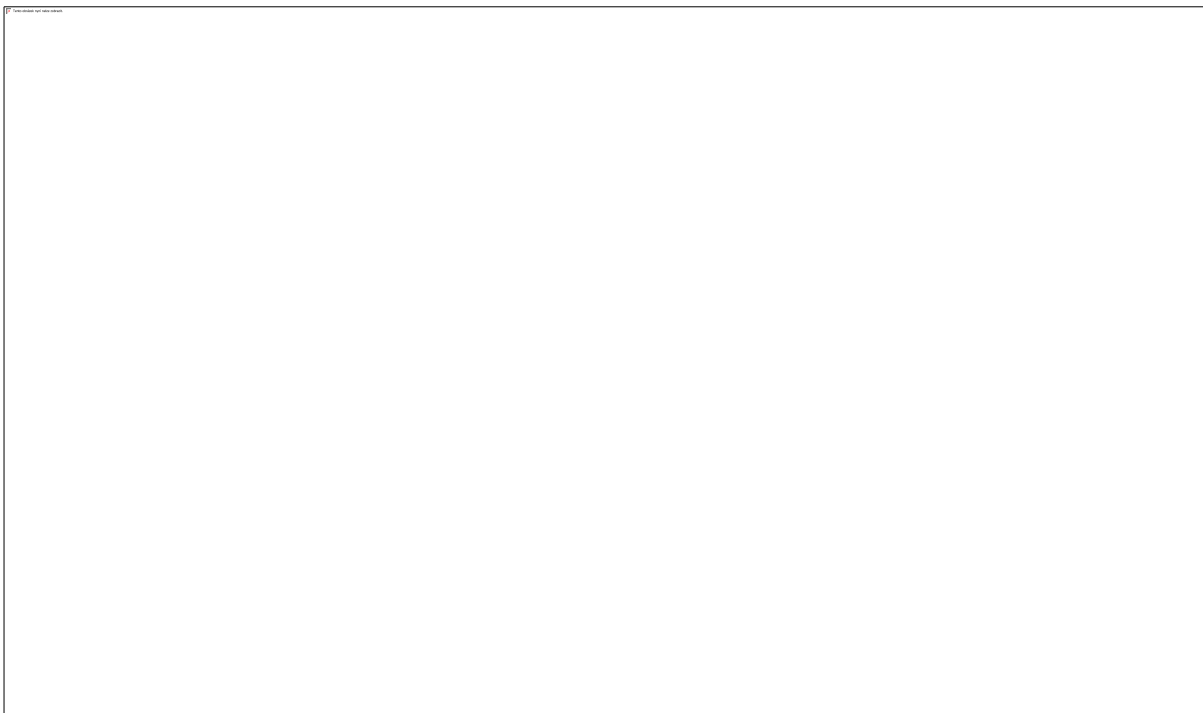
**Příloha 47 Napětí v R m. vastus lateralis při dřepu Y u probanda D**



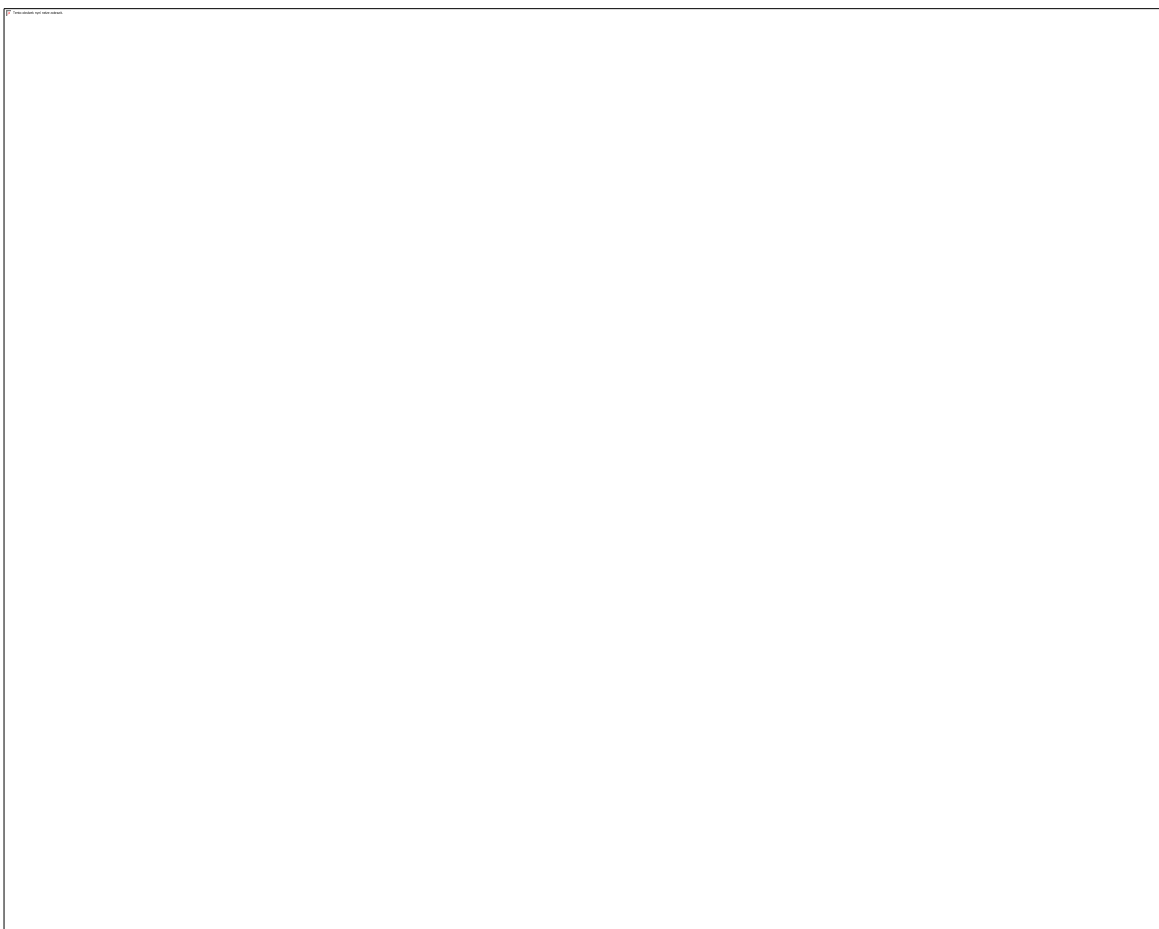
**Příloha 48 Napětí v R m. vastus medialis při dřepu Y u probanda D**



## **Příloha 49 Průměrné maximální napětí svalů při obou fázích všech modifikací dřepu**

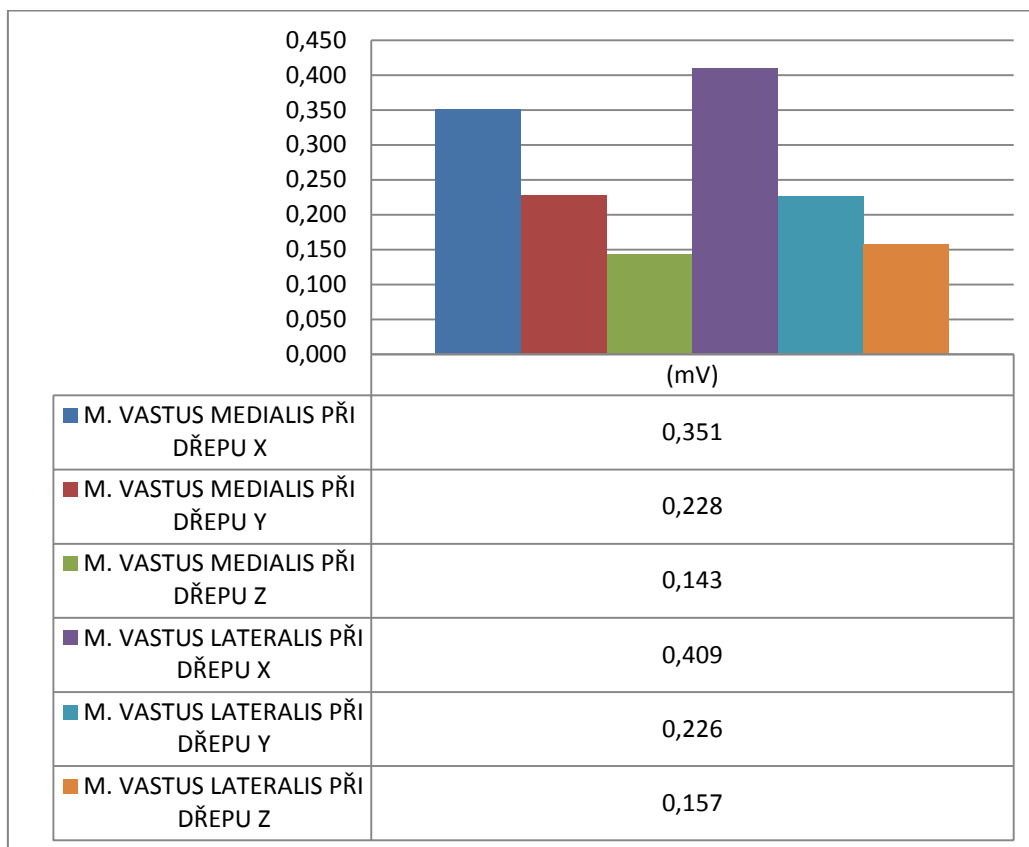


## **Příloha 50 Informovaný souhlas**

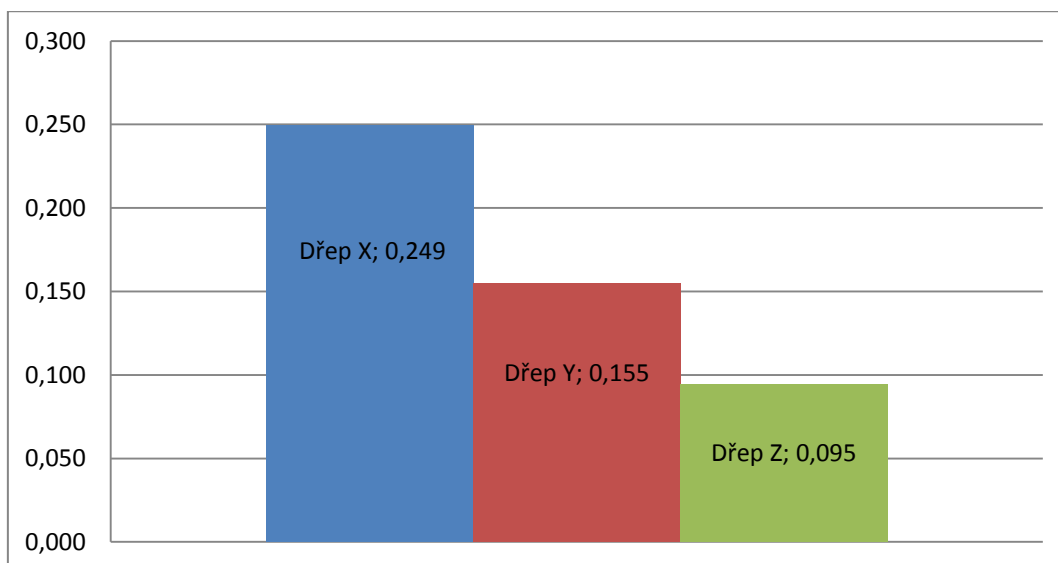




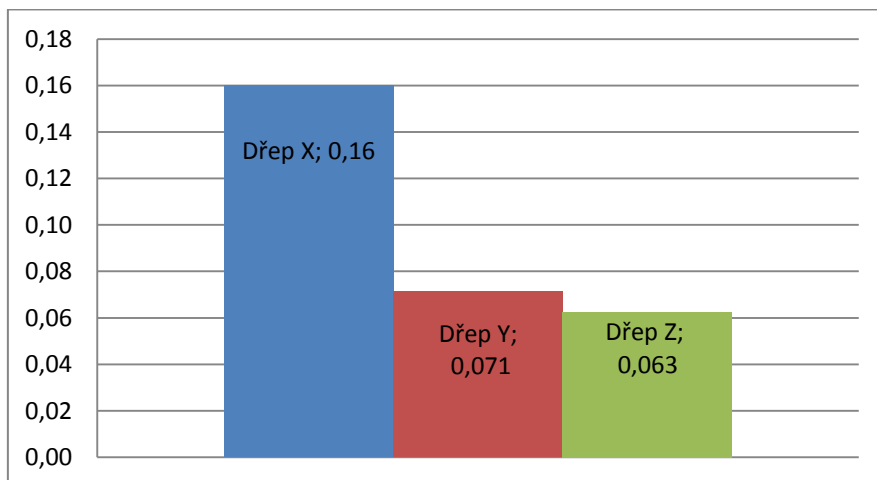
**Příloha 51 Průměrné celkové maximální napětí svalů při variantách dřepu**



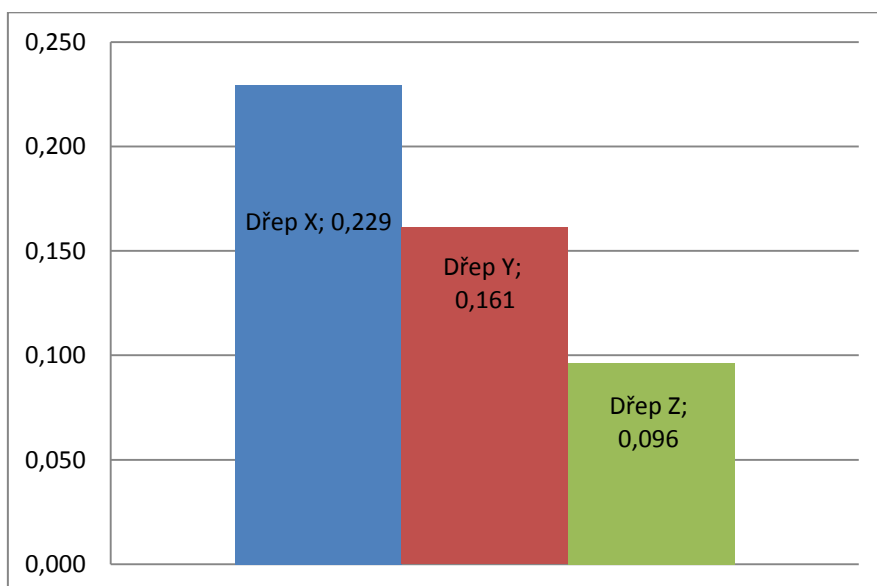
**Příloha 52 Průměrné maximální napětí v m. vastus lateralis při koncentrické fázi dřepu (mV)**



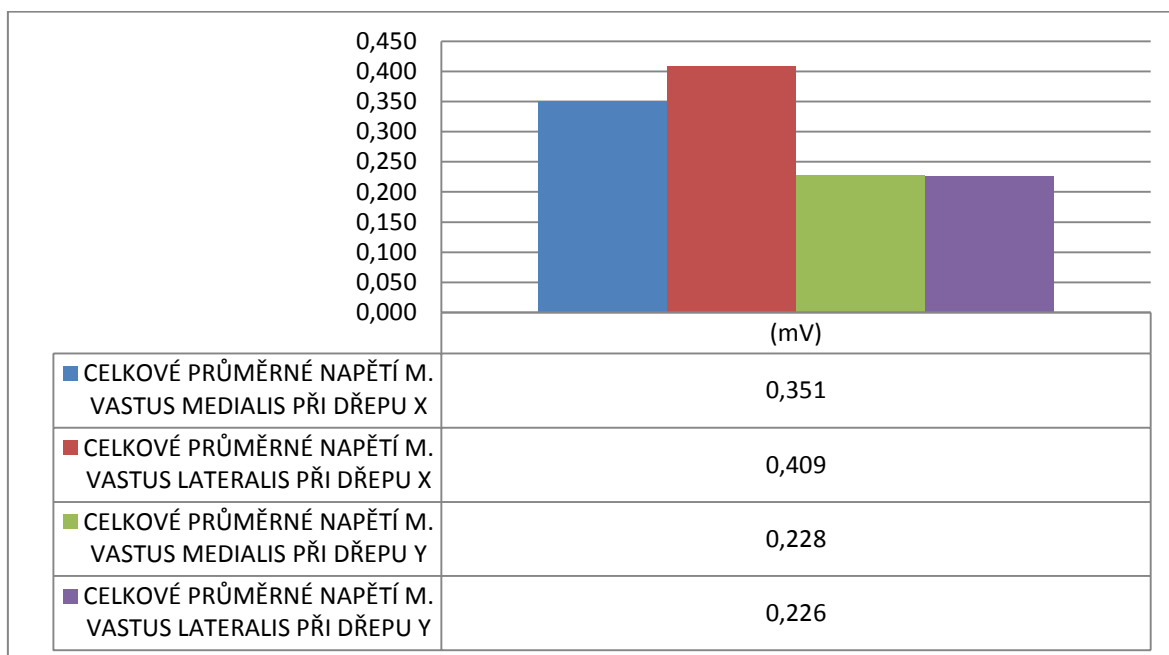
**Příloha 53 Průměrné maximální napětí v m. vastus lateralis při excentrické fázi dřepu (mV)**



**Příloha 54 Průměrné maximální napětí v m. vastus medialis při koncentrické fázi dřepu (mV)**



### Příloha 55 Průměrné celkové maximální napětí u dřepu X a Y



### Příloha 56 Dominance končetin jednotlivých probandů

		Dominantní končetina
Proband	A	R
	B	R
	C	R
	D	R

### Příloha 57 Dřep se zátěží (X)



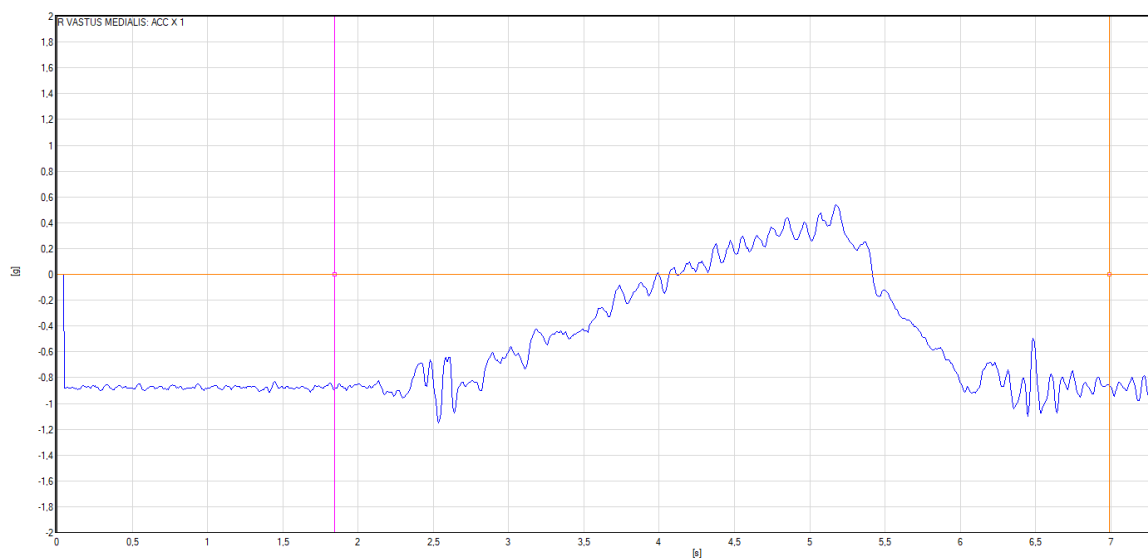
### Příloha 58 Základní volný dřep (Y)



## Příloha 59 Patologický dřep (Z)



## Příloha 60 Akcelerometr – graf gram/čas



Všechny přílohy jsou z vlastních zdrojů.