

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

**ELEKTROMYOGRAFICKÁ AKTIVITA SVALŮ DOLNÍCH  
KONČETIN PO OPERACI PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Michaela Navrátilová

Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová

Olomouc 2010

## **ANOTACE**

**Vysoká škola:** Univerzita Palackého, Olomouc, Fakulta zdravotnických věd  
**Název práce:** Elektromyografická aktivita svalů dolních končetin po operaci předního zkříženého vazů  
**Název práce v AJ:** Electromyographic activity of muscles of lower extremities after surgery of anterior cruciate ligament

**Autor práce:** Bc. Michaela Navrátilová  
**Vedoucí práce:** Mgr. Barbora Kolářová  
**Oponent práce:** Mgr. Radek Mlíka Ph.D.

**Datum zadání:** 5. 1. 2009

**Datum odevzdání:** 31. 5. 2010

**Počet stran:** 118

**Počet příloh:** 20

**Klíčová slova v ČJ:** povrchová elektromyografie, elektrogoniometr, přední zkřížený vaz, svalová koordinace

**Klíčová slova v AJ:** electromyography, elektrogoniometr, anterior cruciate ligament, muscle coordination

### **Abstrakt v ČJ:**

Práce hodnotí vliv operace předního zkříženého vazů na elektromyografickou aktivitu svalů kolenního kloubu a její vliv na změnu rozsahu v kolenním kloubu.

Testovaným úkolem byl výstup na schod a během něj byla snímána aktivita svalů: m. rectus femoris (RF), m. vastus medialis (VM) a lateralis (VL), m. biceps femoris (BF) a změna flexe v kolenním kloubu elektrogoniometrem.

Měřena byla skupina 7 pacientů po plastice předního zkříženého vazů a skupina 12 probandů. U kontrolní skupiny byl dále hodnocen rozdíl mezi dominantní a nedominantní končetinou. Dále jedna pacientka byla změřena třikrát po sobě v odstupu 14 dní.

Výsledky odhalily signifikantní změny v aktivitě VM a VL na operované končetině pacientů v porovnání s kontrolní skupinou. Také se projeví významné změny v rozsahu v kolenním kloubu operované končetiny při výstupu na schod, měněná aktivita

svalů má souvislost se změněným rozsahem v kloubu a pro normalizaci flexe v koleni je nutná dobrá svalová koaktivace.

**Abstrakt v AJ:**

Work evaluates the effect of anterior cruciate ligament surgery on electromyographic activity of muscles of the knee and its influence on the change in the scope of the knee joint.

Trial task was to step out and during the muscle activity sensed by M. rectus femoris (RF), m. vastus medialis (VM) and lateralis (VL), m. biceps femoris (BF) and change in flexion of the knee joint elektrogoniometrem. Was measured by a group of 7 patients after anterior cruciate ligament of the sculpture and the group of 12 probands. The control group was further evaluated the difference between dominant and non-dominant leg. In addition, one patient was measured three times at intervals of 14 days. Results revealed significant changes in VM and VL activity in patients operated leg compared with the control group. Also revealed significant changes in the extent of the knee joint operated leg on the exit stairs, altered muscle activity is linked to the changed extent of surgery and the standardization of the knee flexion is needed koaktivace good muscle.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Barbory Kolářové a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne.....

Podpis.....

## **Poděkování**

Děkuji Mgr. Barboře Kolářové za vstřícnost a ochotu při odborném vedení této diplomové práce, a za poskytnutí cenných rad a připomínek.

Děkuji, také pacientů a probandům, kteří se měření účastnili, za ochotu a čas, který mi věnovali.

## OBSAH

<b>ÚVOD</b> .....	<b>8</b>
<b>1 PŮVOD ELEKTROMYGRAFICKÉHO SIGNÁLU</b> .....	<b>9</b>
<b>1.1 Klidový membránový potenciál</b> .....	<b>9</b>
<b>1.2 Vznik akčního potenciálu</b> .....	<b>10</b>
<b>1.3 Vznik a šíření akčního potenciálu nervovým vláknem</b> .....	<b>11</b>
1.3.1 Nervová buňka .....	11
1.3.2 Akční potenciál nervového vlákna.....	11
1.3.3 Šíření akčního potenciálu nervovým vláknem.....	12
1.3.4 Přenos akčního potenciálu nervosvalovou ploténkou.....	14
<b>1.4 Vznik a šíření akčního potenciálu svalem</b> .....	<b>15</b>
1.4.1 Svalová buňka .....	15
1.4.2 Akční potenciál .....	15
1.4.3 Šíření akčního potenciálu svalem .....	16
1.4.4 Porovnání akčního potenciálu nervového a svalového vlákna .....	16
<b>1.5 Mechanismus svalové kontrakce</b> .....	<b>18</b>
<b>1.6 Motorická jednotka</b> .....	<b>19</b>
1.6.1 Dělení motorických jednotek.....	20
1.6.2 Typy svalových vláken .....	20
1.6.3 Typy motorických jednotek .....	22
1.6.4 Charakter akčního potenciálu v závislosti na typu MJ .....	23
<b>1.7 Vztah mezi svalovou aktivitou a svalovou silou</b> .....	<b>24</b>
<b>2 ELEKTROMYOGRAFIE</b> .....	<b>31</b>
<b>2.1 Elektromyogram</b> .....	<b>31</b>
<b>2.2 Možnosti snímání elektrického signálu</b> .....	<b>31</b>
2.2.1 Jehlová elektromyografie.....	32
2.2.2 Povrchová elektromyografie .....	32
<b>2.3 Faktory ovlivňující signál</b> .....	<b>33</b>
2.3.1 Vnitřní faktory.....	33
2.3.2 Vnější faktory.....	34
<b>2.4 Surový záznam</b> .....	<b>34</b>
<b>2.5 Zpracování signálu</b> .....	<b>34</b>

<b>2.6</b>	<b>Povrchová elektromyografie v kineziologii.....</b>	<b>35</b>
2.6.1	Vztah amplitudy a svalové síly .....	35
2.6.2	Funkce svalů v čase.....	37
2.6.3	Vztah elektromyografie a momentu svalové síly.....	37
2.6.4	Svalová únava .....	38
<b>2.7</b>	<b>Bipedální posturální lokomoce.....</b>	<b>39</b>
2.7.1	Chůze do schodů .....	40
2.7.2	Lateralita dolních končetin.....	41
<b>2.8</b>	<b>Svalová aktivita po plastice zkříženého vazů.....</b>	<b>42</b>
2.8.1	Biomechanika předního zkříženého vazů .....	43
2.8.2	Patofyziologie poškození .....	44
2.8.3	Léčba postupy .....	44
2.8.4	Časová strategie .....	44
<b>3</b>	<b>CÍLE A HYPOTÉZY.....</b>	<b>46</b>
3.1	Vědecká otázka č. 1 .....	46
3.2	Vědecká otázka č. 2 .....	47
3.3	Vědecká otázka č. 3 .....	47
<b>4</b>	<b>METODIKA .....</b>	<b>48</b>
4.1	Charakteristika skupiny .....	48
4.1.1	Experimentální skupina.....	48
4.1.2	Kontrolní skupina.....	49
4.2	Metody výzkumu .....	49
4.2.1	Dotazník .....	49
4.2.2	Kineziologický rozbor.....	49
4.2.3	Měření svalové aktivity.....	50
4.3	Statistické zpracování dat.....	52
<b>5</b>	<b>VÝSLEDKY.....</b>	<b>53</b>
5.1	Výsledky k vědecké otázce 1.....	53
5.2	Výsledky k vědecké otázce 2.....	60
5.3	Výsledky k vědecké otázce 3.....	65
<b>6</b>	<b>Diskuse .....</b>	<b>70</b>
6.1	Diskuse k vědecké otázce č. 1 .....	72
6.2	Diskuse k vědecké otázce č. 2 .....	76

6.3 Diskuse k vědecké otázce č. 3 .....	78
<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>82</b>
<b>LITERATURA</b> .....	<b>84</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK</b> .....	<b>91</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>92</b>
<b>SEZNAM TABULEK</b> .....	<b>93</b>
<b>SEZNAM GRAFŮ</b> .....	<b>94</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH</b> .....	<b>95</b>
<b>PŘÍLOHY</b> .....	<b>6</b>



## ÚVOD

Snímání elektrické aktivity svalů pomocí povrchové elektromyografie je významnou diagnostickou a výzkumnou metodou využívanou nejen v kineziologii. Výsledný elektromyografický záznam odráží schopnost svalu reagovat na nervové podněty, respektive svalovou aktivitu v průběhu pohybu a souhru hodnocených svalů.

Svalovou aktivitu charakterizuje velikost a tvar amplitudy.

Tato práce se zabývá změnou aktivity svalů kolenního kloubu po operaci předního zkříženého vazy. Přední zkřížený vaz je vnitřní stabilizátor kolenního kloubu a jeho úkolem je bránit ventrálnímu posunu tibie a vnitřní rotaci bérce.

Výsledky studií zabývající se podobnou problematikou opakovaně potvrzují, že poranění měkkých tkání kolenního kloubu, stejně jako pooperační průběh po náhradě předního zkříženého vazy vede ke svalové inkoordinaci.

Cílem této práce proto bylo zhodnotit změnu svalové aktivity po operaci předního zkříženého vazy při přechodu přes schod ve srovnání se zdravými subjekty a s ohledem na laterality dolních končetin. V práci byla současně sledována míra flexe v kolenním kloubu během přechodu přes schod. U jednoho probanda byl sledován trend změny svalové aktivity a flexe v kolenním kloubu v různých časových odstupech od operačního řešení ruptury předního zkříženého vazy.

Objektivizování dopadu operace předního zkříženého vazy na svalovou aktivitu a zjištění jakým způsobem koaktivita svalů kolenního kloubu po zásahu funguje, by nám ve fyzioterapeutické praxi mohlo pomoci k zacílení terapie pro co nejlepší obnovení stabilizační funkce kolene.

# 1 PŮVOD ELEKTROMYGRAFICKÉHO SIGNÁLU

Elektromyografický signál má podstatu ve snímání akčních potenciálů generovaných svalovými buňkami. Akční potenciál se na svalovou buňku přenáší prostřednictvím nervosvalové ploténky z motorického nervu.

Za fyziologických okolností je elektrická aktivita svalů důsledkem složitého komplexu dějů. Ty mají svůj počátek v centrální nervové soustavě a prostřednictvím motoneuronů z předních rohů míšních přenáší informace ke svalovým vláknům. Charakter centrálních příkazů k periférii pak ovlivňuje průběh svalové aktivity.

## 1.1 Klidový membránový potenciál

Buněčná membrána všech buněk je dynamická struktura tvořena lipidovou dvojvrstvou, pro jejíž funkci jsou nezbytné proteinové struktury v ní zabudované. Tyto molekuly proteinů mohou fungovat jako iontové kanály, přenašeče nebo receptory a dávají tak charakter průchodu látek membránou. Většina látek může projít jen za předpokladu existence kanálu nebo specifického přenašeče, což je jeden z důvodů, proč je rozložení iontů vně a uvnitř membrány nerovnoměrné.

Uvnitř buňky je množství bílkovin, které nemohou procházet a nesou záporný náboj. Je zde také třikrát více draslíku ( $K^+$ ) než v extracelulárním prostředí. Reakcí je velmi strmý koncentrační gradient pro draslík směrem ven z buňky. Sodíku je naopak podstatně více extracelulárně a jeho koncentrační gradient naopak směřuje do buňky. V klidu je povrchová membrána pro draslík dobře vodivá, což ale pro sodík neplatí. Pro dosažení elektroneutality se vyrovnávají toky iontů draslíku ( $K^+$ ) a chlóru ( $Cl^-$ ).

Klidové membránové napětí můžeme chápat jako výsledek rovnováhy, která se ustálí, při působení koncentračních a elektrických gradientů iontů. Tyto pochody platí pro většinu buněk v organismu (Myslivoček, 2003).

## 1.2 Vznik akčního potenciálu

Krátkou změnu klidového membránového potenciálu do oblasti pozitivních hodnot nazýváme akční potenciál.

Přiblíží-li se k membráně buňky v klidovém stavu vlna šířícího se napětí - vzruch, změní se polarita membrány a klidový membránový potenciál začne nabývat vyšších hodnot. Má-li hodnota polarity membrány spouštěcí úroveň, dojde k otevření  $\text{Na}^+$  kanálů a influxu sodíku do buňky. Původní rozdíl napětí mezi vnější a vnitřní stranou se mění – **depolarizace** (Janda, 1966; Mysliveček, 2003; Trojan, 2004).

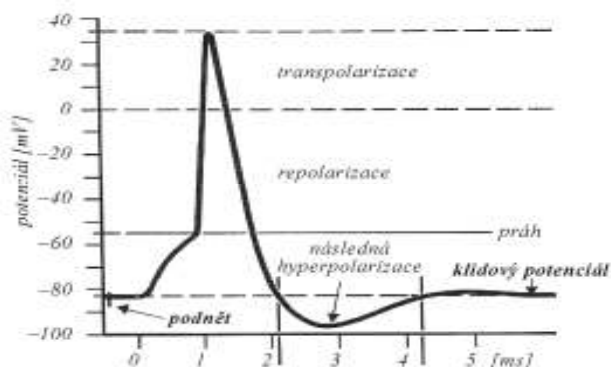
Jako první se otvírají kanály pro sodík a ten proudí do buňky. Kanály pro draslík se otvírají se zpožděním, takže v době kdy prostup  $\text{K}^+$  dosahuje vrcholu, se  $\text{Na}^+$  kanály zavírají. Proudění draslíku z buňky vrací AP k původním hodnotám – **repolarizace**.

Někdy může nastat krátkodobé prohloubení původní hodnoty polarity – **hyperpolarita**. Konečný návrat do původní hodnoty je zajištěn  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  ATP-ázou, která přečerpává ionty proti jejich koncentračnímu gradientu a akční potenciál se ustálí na úrovni klidové hodnoty (Janda, 1966; Mysliveček, 2003; Trojan, 2004).

Graf akčního potenciálu má charakteristický tvar, který je možné vidět jak u svalového tak u nervového vlákna (viz Obr 1.). Vzestupná linie odpovídá zvýšené propustnosti pro sodík. Poté co začne převažovat zvýšená propustnost pro draslík, dojde k obratu průběhu křivky v její hrotové části (spike). Nastupujícím jevem je depolarizace, která se projeví sestupnou linií (Převorovská, 1997).

Rozdíly v průběhu akčního potenciálu mezi svalovou a nervovou buňkou budou popsány v následujících kapitolách.

**Obr. 1** Průběh akčního potenciálu neuronu (převzato z Rokyta, 2000)



## 1.3 Vznik a šíření akčního potenciálu nervovým vláknem

### 1.3.1 Nervová buňka

Základní funkční jednotkou nervového systému je neuron. Jeho specifickou funkcí je tvorba a převod vzruchů povrchovou membránou a vytváření funkčních kontaktů (synapse). Vlastní vzruchová aktivita neuronu vzniká v místě přechodu těla buňky v odstředivý výběžek neurit. Z neurochemického hlediska je neuron bohatý na napěťové řízené iontové kanály, které reagují na změny potenciálu. Spouštěcím impulsem je vlna šířící se depolarizace (Janda, 1977; Rokyta, 2000).

Nervový vzruch je fyzikálně chemická změna přenášená nervovým vláknem. Je-li neuron v klidu, rozložení iontů uvnitř membrány vytváří elektronegativní prostředí, zatímco na povrch nervového vlákna je elektricky pozitivní, membrána je polarizována. Při podráždění se polarita obrátí, povrch se stává elektronegativní. Vlna depolarizace se šíří po celém povrchu membrány (Ambler, 2008; Rokyta, 2000). Rozložení iontů nervové buňky viz Tab. 1. str. 12.

### 1.3.2 Akční potenciál nervového vlákna

Při působení podnětu na nervovou buňku, vzniká vzruch, který má elektrické a chemické projevy. Tento podnět navíc musí mít prahovou úroveň, aby došlo k odezvě.

**Chemické projevy** jsou dány tokem iontů membránou. V klidu je membrána mírně prostupná pro  $K^+$  a  $Cl^-$  a nepropustná pro  $Na^+$ . Koncentrace  $K^+$  je uvnitř mnohonásobně vyšší než zevně a koncentrace  $Na^+$  a  $Cl^-$  je naopak vyšší zevně. (viz Tab. 1). Při vzniku vzruchu jako reakce na podnět, se zvýší permeabilita membrány pro  $Na^+$  a následně  $K^+$ . Následkem přeskupení iontů vzniká depolarizace. Dále probíhají procesy popsané v kapitole 1.2.

Do doby, než se koncentrace iontů navrátí do původních hodnot, nemůže nastat nové otevření kanálů, není tedy možné buňku podráždit. Tento stav se nazývá refrakterní fáze, tj. fáze kdy je buňka netečná vzhledem k podnětu. Podle úrovně refraktility hodnotíme dráždivost nervového vlákna.

**Tab. 1** Koncentrace iontů na obou stranách membrány nervové buňky  
(upraveno dle Převorovská, 1997; Enoka 2008)

Iontová částice	Koncentrace v extracelulárním prostředí ( mmol/l)	Koncentrace v sarkoplazmě ( mmol/l)
<b>Na<sup>+</sup></b>	440	50
<b>K<sup>+</sup></b>	20	400
<b>Cl<sup>-</sup></b>	560	52
<b>Ca<sup>2+</sup></b>	10	0.0001

Legenda: Na<sup>+</sup> - sodné kationty, K<sup>+</sup> - draselné kationty, Cl<sup>-</sup> chloridové anionty,  
Ca<sup>2+</sup> - vápenané kationty

**Elektrické projevy** mají velmi úzkou souvislost s projevy chemickými. Průtok iontů excitovanou membránou při působení vzruchu, je podkladem pro elektrické děje. Během prostupů iontů membránou dochází ke změně hodnot klidového potenciálu nervového vlákna z hodnot -60 až -90 mV na hodnoty akčního potenciálu +20 až +30 mV. Lze tedy říci, že akční potenciál nervového vlákna má hodnotu 110–120 mV a trvá 1–3 ms (Latash, 2008; Rokyta, 2000).

### ***1.3.3 Šíření akčního potenciálu nervovým vláknem***

Na každé podráždění odpovídá sval vznikem akčního potenciálu. Místem vzniku akčního potenciálu, jak už bylo řečeno, je iniciální segment axonu. Akční potenciál se dále šíří po nervovém vlákně jako vzruch podle zákona vše nebo nic a to bez ztráty účinku (bez dekrementu). Vedení vzruchu se liší dle typu nervového vlákna a závisí tedy na stavbě, tloušťce, myelinizaci a vlastnostech iontových kanálů.

Při šíření vzruchu po **nemyelinizovaném vlákně** je nutné, aby byla propustnost membrány neaktivního úseku změněna ještě před vlastní vzrušovací aktivitou akčního potenciálu. Na vlákně tak vznikají elektrické proudy, které navodí otvírání Na<sup>+</sup> kanálů. Propustnost membrány je tedy změna ještě před postupující depolarizační vlnou, což umožní akčnímu potenciálu šíření bez dekrementu.

Příkladem nemyelinizovaného vlákna jsou nervová vlákna typu C, mezi jejichž zástupce patří kořeny vstupující do zadních rohů míšních, vedoucí informace o mechanických tepelných a bolestivých podnětech, a synaptická postgangliová vlákna.

Vzhledem k tomu, že povrch těchto vláken není kryt myelinovou pochvou a mají menší poloměr, je i rychlost vedení akčního potenciálu nižší oproti vláknům myelinizovaným. Rychlost vedení se pohybuje okolo  $0,5\text{--}2,5\text{ ms}^{-1}$  (Myslivoček, 2003; Rokyta, 2000).

Je-li nervové vlákno izolováno myelinovou pochvou, mohou elektrické proudy depolarizovat membránu pouze v místech Ranvierových zářezů, tedy v místě kde vlákno není izolováno. Pro šíření vzruchu **myelinizovanými vlákny** se užívá termín vedení skokem - saltatorní vedení.

Vzhledem k tomu že výměna iontů probíhá jen v úsecích obnažených zářezů, dochází v krátkém časovém úseku k přenosu elektrických akčních potenciálů do značných vzdáleností od výchozího místa podráždění. Rychlost vedení vzruchu se tím značně zvýší. Po celé délce nervového vlákna mají potenciály stejnou amplitudu, ale objevují se s jistým zpožděním, které je úměrné vzdálenosti od místa podráždění (Hamil, 2009; Myslivoček, 2003; Rokyta, 2000).

Nervového vlákno se ve svém konečném úseku, navazujícím na další strukturu rozšiřuje. Tzv. terminální úsek nervu obsahuje váčky naplněné neurotransmitery. Poté co vlna depolarizace dospěje k terminálnímu úseku vlákna, dochází k vylití neurotransmiteru ze synaptických váček do extracelulárního prostoru a vzruch je přenesen na další strukturu.

Příkladem myelinizovaných vláken jsou vlákna typu A a B. Typ B představuje pregangliová autonomní vlákna a typ A se dále dělí na podskupiny lišící se poloměrem vlákna a rychlostí vedení vzruchu. Motorická vlákna vycházející z buněk předních rohů míšních jsou zástupci typu  $A\alpha$ .

Typ  $A\beta$  obsahuje vlákna proprioceptivní a vlákna vedoucí informace tlakového charakteru, typ  $A\gamma$  jsou eferentní vlákna  $\gamma$  motoneuronů předních rohů pro svalová vřeténka a nejpomalejší typ  $A\delta$  poskytuje aferenci z receptorů citlivých na bolest, dotek a teplo. Nejrychleji vedou vzruch a také největší poloměr mají vlákna typu  $A\alpha$ .

Motorickými nervovými vlákny se vzruch šíří rychlostí 70–120 ms<sup>-1</sup> a elektrická aktivita se přenáší na sval prostřednictvím nervosvalové ploténky (Janda, 1966; Mysliveček, 2003; Trojan et al., 2005).

#### ***1.3.4 Přenos akčního potenciálu nervosvalovou ploténkou***

Funkční kontakt mezi membránami dvou buněk, jehož prostřednictvím je zprostředkován přenos vzruchu, je označován jako synapse (Trojan, 2004).

Modifikovaná synapse, díky které dochází ke spojení mezi nervovým vláknem a buňkou kosterního svalu se nazývá **nervosvalová ploténka**. Ploténka je místem, kde axon míšního motoneuronu naléhá na sarkolemu svalového vlákna. Přesněji, je zde realizován přenos akčního potenciálu z nervového vlákna na vlákno svalové. Na rozdíl od buněčné membrány neuritu a svalového vlákna, kde nacházíme napět'ové řízené kanály, se v této oblasti vyskytují iontové kanály řízené chemicky.

V synaptické oblasti (viz obr. Příloha 1) rozlišujeme nervovou část ploténky – presynaptickou, svalovou část - postsynaptickou oblast a mezi nimi synaptickou štěrbinu.

V **presynaptické část** jsou nahromaděny váčky s mediátorem – pro nervosvalový přenos jím je acetylcholin. Depolarizující vlna akčního potenciálu způsobí vyplavení acetylcholinu do synaptické štěrbině a ten je následně navázán na postsynaptické receptory svalového vlákna. **Postsynaptická část** vytváří četné invaginace membrány, tato modifikace zvětšuje aktivní plochy synapse. Navázání mediátoru na nikotinové receptory způsobí otevření kanálů pro Na<sup>+</sup> a vyvolá tak vznik akčního potenciálu svalové buňky tzn. depolarizací postsynaptické membrány (Ambler, 2008; Trojan, 2004; Rokyta, 2000).

## **1.4 Vznik a šíření akčního potenciálu svalem**

### ***1.4.1 Svalová buňka***

Základní stavební jednotkou svalu je dlouhá cylindrická buňka s velkým počtem jader, řádově několik set, často označována jako svalové vlákno. Každé svalové vlákno je tvořeno velkým množstvím, řádově asi tisíce, myofibril (viz dále). Ty jsou zodpovědné za schopnost svalového vlákna reagovat na podráždění změnou délky a napětí při pohybu a udržování těla v prostoru.

Svalová vlákna jsou výkonnými orgány motoneuronů, a spolu s nimi vykazují stejné vlastnosti a řídí se podobnými zákony. Povrchová membrána svalového vlákna – sarkolema je nabitá v klidu elektrickým nábojem stejně jako membrána neuronu, ale rychlost šíření je pomalejší. Dospěje-li na vstup svalového vlákna vzruch, prostřednictvím nervosvalové ploténky, membrána svalového vlákna je podrážděna a podráždění se rozšíří po celém povrchu vlákna (Janda, 1977; Janura, 2007; Převorovská, 1997; Rokyta, 2000).

### ***1.4.2 Akční potenciál***

Hodnota klidového potenciálu svalového vlákna je přibližně -80 až -90 mV, a je dána rozložením iontů na uvnitř a vně membrány (viz Tab. 2, str. 16). Po příchodu impulzu se otvírají kanály pro vstup  $\text{Na}^+$  dovnitř buňky, mění se elektronegativita a dochází k depolarizaci. Před dosažením vrcholu se otvírají kanály pro  $\text{K}^+$ , ionty vystupují z buňky a vzniklá elektro pozitivita se vrací zpět k původním hodnotám (viz kapitola 1.2.). Akční potenciál dosahuje 20–30 mV. Celková hodnota AP je u kosterního svalu přibližně 120 mV a doba trvá přibližně 10 ms.



**Tab. 2.** Koncentrace iontů na obou stranách membrány svalové buňky  
(upraveno dle Převorovská, 1997; Schmidt, 1993; Latash, 1993)

Iontová částice	Koncentrace v extracelulárním prostředí ( mmol/l)	Koncentrace v sarcoplazmě ( mmol/l)
<b>Na<sup>+</sup></b>	150	12
<b>K<sup>+</sup></b>	5	150
<b>Cl<sup>-</sup></b>	125	5
<b>Ca<sup>2+</sup></b>	2.5	0.0001

Legenda: Na<sup>+</sup> - sodné kationty, K<sup>+</sup> - draselné kationty, Cl<sup>-</sup> chloridové anionty,  
Ca<sup>2+</sup> - vápenaté kationty

#### ***1.4.3 Šíření akčního potenciálu svalem***

Akční potenciál se po membráně svalového vlákna (sarkolema) šíří vysokou rychlostí. Sarkolema vybíhá do sarcoplazmy v podobě T-tubulů ke svalovým fibrilám. V blízkosti T-tubulů se vyskytují sarcoplazmatická retikula (SR), které jsou zásobárnou vápenatých iontů Ca<sup>2+</sup>, nezbytných pro kontrakci.

Akční potenciál šířící se membránou prostupuje pomocí T- tubulů a v SR vyvolá masivní influx vápníku do sarcoplazmy. Uvolněné molekuly Ca<sup>2+</sup> se následně navážou na molekulu troponinu. Toto spojení má odezvu ve změně prostorové orientace aktinu, a následném odkrytí vazebného místa pro myozin. Navázaný myozin umožňuje „zasunutí“ aktinových filament ke středu sarkomeru a tím zkrácení svalu. Po proběhlé kontrakci jsou vápenaté ionty aktivně pumpovány zpět do sarcoplazmatického retikula, kde jsou nachystány na příchod dalšího AP (Janura, 2007; Dylevský et al. 2000; Latash, 2008; Trojan, 2003).

#### ***1.4.4 Porovnání akčního potenciálu nervového a svalového vlákna***

Charakteristika akčních potenciálů tkání závisí na typu iontových kanálů a vlastnostech jednotlivých tkání. Vzhledem k odlišnostem ve jmenovaných položkách, hodnotíme odlišnost i v tvaru záznamové křivky (viz Obr. 2, st. 16), rychlosti šíření AP a refraktilitě u jednotlivých vodivých tkání (Myslivoček, 2003).

Existuje rozdíl ve vedení vzruchu nervovým vláknem a vláknem kosterního svalu:

(rozděleno dle Janda, 1977; Mysliveček, 2003; Trojan, 2005)

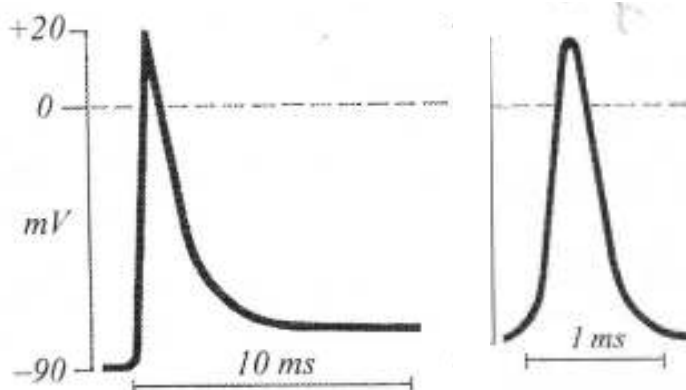
### Nervové vlákno

- Tvar záznamové křivky - krátká doba otevírání a zavírání iontových kanálů vede k tomu, že trvání AP je krátké a má tvar hrotu.
- Rychlost šíření vzruchu - myelinizovaná vlákna vedou rychleji ( $10\text{--}120\text{ ms}^{-1}$ ) ve srovnání s vlákny nemyelinizovanými ( $0,5\text{--}2,5\text{ ms}^{-1}$ ).
- Refrakterní fáze - absolutní refrakterní fáze trvá  $0,4\text{ ms}$ , trvání této fáze je krátké a umožňuje časovou a prostorovou sumaci.

### Vlákno kosterního svalu

- Tvar záznamové křivky - křivka je podobná křivce záznamu AP nervového vlákna.
- Rychlost šíření vzruchu - rychlost šíření se pohybuje ve spodních hodnotách pro nervová vlákna ( $4\text{--}5\text{ms}^{-1}$ ).
- Refrakterní fáze - doba trvání svalového stahu je delší než absolutní refrakterní fáze  $1\text{--}3\text{ ms}$ , což umožňuje vznik sumace svalového stahu.

**Obr. 2** Srovnání akčního potenciálu na příčně pruhovaném a nervovém vlákně (převzato z Rokyta, 2000)



## 1.5 Mechanismus svalové kontrakce

Podkladem svalové kontrakce je propojení excitace a kontrakce. Tento jev zaručuje, že impuls, který sarkolemě svalové buňky dospěl jako akční potenciál, bude mít odezvu, a ve svalovém vlákně dojde ke kontrakci (Rokyta, 2000; Trojan, 2005).

Základní kontraktilní jednotkou svalového vlákna je sarkomera, složená z myofibril rozdělených na jednotlivá filamenta. Ta se skládají z kontraktilních bílkovin, z nichž pro mechanismus kontrakce jsou nejdůležitější proteiny myozinu, aktinu, tropomyozinu a troponinu.

Molekulovou podstatou svalové kontrakce je klouzání myozinových hlav po aktinovém vlákně, což vede ke zkrácení svalové buňky. Dochází ke svalové kontrakci, která představuje přeměnu chemické energie v mechanickou kontrakci. Díky tomuto mechanismu sval zkracuje, čímž generuje sílu a výsledkem je pohyb (Enoka, 2008; Janura, 2007, Latash, 2008).

Aktinové vlákno je tvořeno komplexem bílkovin: aktin, tropomyozin a troponin a má vzhled spirálovitě stočeného vlákna. Tropomyozin kryje aktivní místa aktinu a k jeho molekule se váže molekula troponinu. Troponin vytváří komplex, na kterém rozlišujeme tři části: místo pro tropomyozin a místo pro vazbu vápenatých iontů a místo pro interakci aktinu s myozinem. Myozinové vlákno tvoří molekuly myozinu, které jsou do sebe navzájem zapletené. V pravidelných odstupech vydávají strukturální nakupení podobné golfové holi. Zahnutou část označujeme jako hlavu, na jejímž konci je vazebné místo pro adenosin trifosfát (ATP), energii zajišťující svalový stah. Ve struktuře sarkomery můžeme nalézt ještě další bílkoviny, které mají funkce fixační a regulační. Vzhledem ke svalové kontrakci je nutno zmínit bílkovinu, která je chápána jako třetí systém filament a má stabilizační roli při svalové kontrakci. Tímto vláknem je titin. Titin propojuje sarkomeru po celé její délce a určuje tak architektonický plán struktury sarkomery (Enoka, 2008; Dylevský, 2007; Rokyta, 2000; Trojan, 2005).

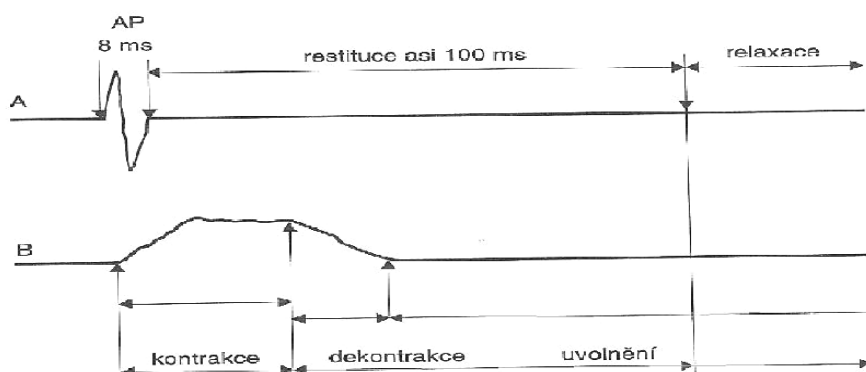
V klidu je na molekule myozinu navázán ATP. Zvýší-li se koncentrace  $\text{Ca}^{2+}$  v sarkoplasmě, je navázán na vazebné místo troponinu. Dojde ke změně konformace a tropomyozin se zanoří hlouběji do vláken aktinu. Výsledkem této prostorové změny uspořádání molekul je odkrytí vazebného místa pro myozin.

Myozinové vlákno se tak prostřednictvím své „hlavy“ váže na aktin a vytváří aktin-myozinový můstek.

Energie ATP z hlavy myozinu se přenesse do ohybu, kde je realizován pohyb a vzájemný posun vláken proti sobě. Vazebné místo myozinu je okamžitě zaplněno novým ATP a aktin-myozinový komplex se rozpojí. Celý cyklus se může znovu opakovat (Enoka, 2008; Dylevský, 2007; Rokyta, 2000; Trojan, 2005).

Vazba aktinu a myozinu trvá za normálních okolností jen několik setin sekundy, frekvence je 5–50 Hz. Souhrnná svalová kontrakce je vyvolána opakováním několika cyklu.

Obr. 3 Vztah mezi kontrakcí svalového vlákna a EMG záznamem elektrické aktivity membrány (převzato z Véle, 1997)



B – Průběh mechanické kontrakce svalu

A – průběh akčního potenciálu zaznamenaného pomocí EMG

## 1.6 Motorická jednotka

Kosterní sval je řízen motoneurony z předních rohů míšních. Nejmenší funkční část, kterou lze samostatně ovládat, a která se podílí s na procesu kontroly svalové kontrakce, je motorická jednotka (MU). Tvoří ji: jeden míšní motoneuronu, jeho axon a soubor svalových vláken inervovaných tímto motoneouronem. Odpovědí motorické jednotky na AP je záškub (Latash, 2008; Trojan, 2005; Rokyta, 2000).

### ***1.6.1 Dělení motorických jednotek***

Motorické jednotky se liší velikostí a obsahují i různý počet svalových vláken. Velikost MU závisí na velikosti motoneuronu a odpovídá také nárokům na přesnost pohybu, čím jemnější a přesnější práci sval vykonává, tím MU obsahují méně svalových vláken. Počet svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem je proměnná hodnota, do 10 u svalu kontrolujících pohyb očí nebo drobné svaly ruky, přes 1000 u velkých svalů zajišťujících posturální kontrolu (Enoka, 2008; Latash 2008).

Platí tedy funkční specifita, velké svaly posturálního systému řídí malý počet motoneuronů kontrolujících velký počet svalových vláken. Pro tyto svaly je prioritní síla. Naopak malé svaly, kde jsou velké funkční nároky na přesnost, ovládá velký počet motoneuronů, které řídí jen několik málo svalových vláken (Vele, 1997).

Vele (1997) na podkladě Gutmannových experimentů se zkříženou inervací zdůrazňuje, že vlastnosti svalových vláken určují motoneurony. Hodnotí také vztah svalu a nervu jako neuromuskulární celek vzhledem k motorické jednotce. Doporučuje proto rozlišovat motorické jednotky, na MU tonické a MU fázičné podle charakteru záškuby na místo dělení svalů na bílé fázičné a červené tonické.

### ***1.6.2 Typy svalových vláken***

Sval jako celek obsahuje ohromný počet svalových vláken, která se liší řadou fyziologických a histologických vlastností. Typ zastoupení jednotlivých svalových vláken se u každého svalu liší. Předpokládá se, že jejich zastoupení je do jisté míry ovlivněno geneticky. Rozlišujeme čtyři typy svalových vláken v závislosti na rychlosti kontrakce a metabolických vlastnostech (shrnutí viz tab. 3, str.21).

#### **1. Pomalá, červená (oxidativní) vlákna typu I**

Tato vlákna jsou enzymaticky vybavená pro činnost vytrvalostního charakteru, kdy je zapotřebí dlouhodobé, méně intenzivní práce. Jejich metabolismus je převážně oxidativní a s pomalým nárůstem kontrakce (slow oxidative fibres, odtud také zkratka SO I). Jsou odolná proti únavě a vyskytují se ve svalech zajišťujících statické,

polohové funkce a pomalý pohyb. Jsou typické velkou hustotou prokrvení. Bývají označovány také jako vlákna tonická (Dylevský, 2007; Hamil, 2009).

## 2. Rychlá červená (oxidativně glykolická) vlákna typu IIa

Vlákna typu IIa představují přechod mezi vlákny I a IIb, jsou objemnější a enzymaticky vybavená pro rychlé kontrakce (fast oxidative glycolytic - FOG II). Toho lze využít pro pohyby prováděné rychle, velkou silou ovšem po krátký čas. Vzhledem k výkonu jsou i dostatečně odolná proti únavě, ale méně než vlákna typu SO. Spadají také pod označení fázická vlákna (Dylevský, 2007).

## 3. Bílá (glykolitická) vlákna typu IIb

Vlákna typu IIb mají velký objem a vysokou aktivitu glykolytických enzymů, podíl oxidativních enzymů je menší (fast glycolytic FG II). Smršňují se 4krát rychleji než vlákna typu I a jsou charakteristická velkou rychlostí stahu. Zapojují se při vysoké intenzitě pohybu, kdy je nutná maximální síla (viz Příloha 3), ale také rychle podléhají únavě (Dylevský, 2007).

## 4. Přechodná vlákna typ III

Vývojově nediferencovaná vlákna, jsou možným zdrojem vláken popsaných výše. Předpokládá se, že z tohoto typu by se mohla diferencovat nová vlákna vlivem cvičení, popřípadě by mohly nahradit vlákna poškozená úrazem nebo metabolickým onemocněním (Dylevský, 2007).

**Tab. 3.** Přehled vlastností svalových vláken

Typ svalového vlákna	POMALÁ (SO I)	RYCHLÁ (FOG IIa)	RYCHLÁ (FB IIb)
<b>Rychlost kontrakce</b>	pomalá	rychlá	velmi rychlá
<b>Produkce síly</b>	malá	vysoká	velmi vysoká
<b>Velikost motorické jednotky</b>	malá	velká	velmi velká
<b>Odolnost vůči únavě</b>	vysoká	střední	Nízká

Při svalové práci se aktivují jednotlivé typy svalových vláken podle intenzity svalové kontrakce. Při nízkých intenzitách jsou aktivována pomalá vlákna, se vzrůstající intenzitou kontrakce se postupně aktivují i rychlá oxidativní vlákna a nakonec i vlákna rychlá glykolytická (viz Příloha 3) Jak už bylo řečeno, rozložení poměru vláken je sice předurčeno geneticky, ale výrazným vstupem je pohybová aktivita. Díky vlastnosti plasticity svalových vláken je možné pohybovou aktivitou přediferencovat svalová vlákna ve vztahu k únavě. Se zachováním individuálně podmíněných rychlostních a silových vlastností lze ovlivnit znaky vytrvalostní.

Tréninkem a specializací pohybu je možno změnit poměr zastoupení svalových vláken svalu. Příkladem je převaha vláken typu FOG a FG u sprinterů a SO u běžců na dlouhé tratě. Tento trend může mít i opačný charakter, při pohybové inaktivitě se projeví převaha vláken typu SO (Dylevský, 2007; Enoka, 2008).

I když je sval homogenní strukturou, zastoupení typů svalových vláken v něm je různé. Přes prosazování teorie rovnoměrného rozložení obou typů svalových vláken se výrazně prosazuje fenomén individuality závislý i na trénovanosti a typu opakovaného pohybu. Rozdíl v zastoupení typu vláken vzhledem k pohlaví a věku je také významný (Enoka, 2008).

### ***1.6.3 Typy motorických jednotek***

Motorické jednotky se neliší jen velikostí, ale také vlastností kontrakce. Enoka, (2008), Hamil, (2009) a Latash, (2008) hodnotí především rychlost záškubu kontrakce a unavitelnost. Jsou popisovány tři typy MU, které charakterově korespondují s popsányými typy svalových vláken.

#### **Motorické jednotky typu S (slow contracting, fatigue resistance)**

Typická je přítomnost tenkého axonu, malých motoneuronů a malý počet svalových vláken. Rychlost vedení AP je pomalá 70 m/sec, doba kontrakce 70 ms.

### **Motorické jednotky typu FR (Fast contracting, fatigue resistance)**

Jde o motorické jednotky střední velikosti s dobou průběhu svalové kontrakce 30–50 ms. Má schopnost vytvářet konstantní napětí po dlouhou dobu. Je odolná proti únavě.

### **Motorické jednotky typu FF (fast contracting, fast fatigue)**

Vyznačují se nejvyšší rychlostí vedení (100 m/sec) a dobou svalové kontrakce (30–40 ms). Velký motoneuron inervuje velká počet svalových vláken.

## ***1.6.4 Charakter akčního potenciálu v závislosti na typu MJ***

Svalová vlákna patřící jedné motorické jednotce jsou ve svalu rozložena difúzně, mají stejnou strukturu, metabolické a funkční vlastnosti. Během volní kontrakce je aktivováno velké množství motorických jednotek, které jsou nabírány v závislosti na zvětšující se velikosti kontrakce (Enoka, 2008).

Za normálních podmínek aktivuje AP motoneuronu všechna svalová vlákna, která jsou tímto nervovým vláknem zásobena. V těchto vláknech vzniká depolarizace membrány, která se šíří po celé membráně svalového vlákna – svalový akční potenciál. Potenciál, který je součtem svalových AP při aktivaci jedné motorické jednotky, je označován jako potenciál motorické jednotky (Konrad, 2005).

Ke kontrakci motorických jednotek svalu nedochází ve stejném časovém okamžiku, vzruchy z motoneuronu přicházejí k jednotlivým částem svalu fázově posunuty. Se zvýšením požadavků na velikost svalové síly se zvyšuje i počet zapojených MU – **prostorová sumace** tzv. rekrutace. Nábor motorických jednotek probíhá asynchronně. A to tak, že se výsledná síla se postupně zvyšuje na podkladě postupného náboru motorických jednotek od malých po velké, od pomalých MU k rychlým a od svalových vláken odolávajícím únavě k rychle unavitelným (Enoka 2008). Tuto závislost definuje Adrian – Bronckův zákon. Z kterého vyplývá, jak už bylo řečeno, asynchronní aktivace MU, tzn., že nově napojená MU zůstává aktivní do té doby, než dojde k poklesu síly. Inaktivace MU probíhá v opačném pořadí, než v jakém byl prováděn nábor. Asynchronní způsob aktivace MU je zodpovědný



za plynulý nárůst vyvíjené síly, ale nelze jím dosáhnout maximálního silového momentu. Další nárůst síly může být dosažen zvýšením frekvence vzruchů přicházejících k aktivovaným MU, tzv. pálení (firing) – **časová sumace**. Tímto způsobem lze dosáhnou krátkodobého zvýšení síly na úroveň maxima, za cenu rychlého nástupu únavy (Enoka, 2008; Rodová, 2001; Véle 2006).

Kombinace AP všech svalových vláken jedné motorické jednotky se nazývá akční potenciál motorické jednotky (MUAPs). MUAPs všech aktivních MU detekovaných pod elektrodou představuje překryv (superpozice), která je podkladem myoelektrického signálu (viz Příloha 4).

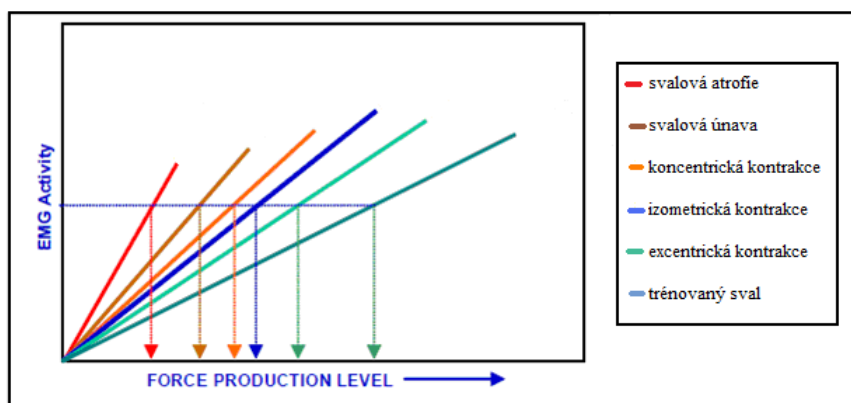
## **1.7 Vztah mezi svalovou aktivitou a svalovou silou**

Výsledkem činnosti svalu je svalový stah, jehož charakteristikou je svalová síla. Síla svalu je přenášena přes mezilehlé prvky (šlachy, vazy chrupavky) na kost a může vyvolat otáčení (pohyb) segmentů těla (Janura, 2007).

Svalová síla je definována jako maximální hmotnost, kterou sval udrží v rovnováze proti gravitaci. Výsledná elektromyografická aktivita svalu neurčuje jednoznačně, jakou sílu produkuje sval. Vztah mezi elektromyografickou aktivitou a svalovou silou ukazuje graf na Obr. 4. Je z něj patrné, že např. výstupní síla trénovaného svalu bude při nízké elektromyografické aktivitě vyvolá daleko vyšší, než výstupní síla atrofovaného svalu, který má stejnou elektrickou aktivitu. Z grafu je vidět i rozdíl v závislosti na typu kontrakce. Sval během excentrické kontrakce dosáhne větší výstupní síly, přestože úroveň elektromyografické aktivity je stejná.

Proto při hodnocení EMG záznamu, v souvislosti se svalovou silou, je nutné brát vždy v úvahu faktory, které výslednou sílu ovlivňují.

**Obr. 4** Vztah mezi silou produkovanou svaem a elektromyografickou aktivitou



Legenda: osa x – velikost svalové síly, osa y – elektromyografická aktivita (upraveno dle Konrad,2005)

Mezi faktory, které ovlivňují konečnou sílu, patří:

a) Anatomické a biomechanické aspekty

#### Vnitřní architektura svalu

Snopce svalu mohou být ve svém průběhu od začátku k úponu různě orientované: podélně, šikmo, kolmo nebo radiálně. Každý sval tak má charakteristické geometrické uspořádání svalových vláken. Úhel, který svírají vlákna svalu se šlachou, má vliv na výslednou velikost síly. Sval s paralelní úpravou vláken generuje při kontrakci za stejných podmínek menší svalovou sílu než sval zpeřený (Dylevský, 2007).

#### Rozložení svalových vláken

Janda dělí svaly na fázické a tonické. Přičemž svaly tonické - posturální jsou chápány jako ty se schopností pomalého záškubu, nízké intenzity a s tendencí ke zkrácení. Často se zapojují nadměrně do pohybových stereotypů a nahrazují práci oslabených svalů. Naopak svaly fázické - lokomoční vynikají schopností rychlého intenzivního záškubu s rychlou unavitelností. Mají sklon k únavě, a pokud se netrénují, ochabují. Účastní se pak jen malého procenta z celkové denní činnosti.

Pro fázické svaly je vztah mezi frekvencí vzruchů a svalovou silou lineární a výsledná vyvinutá síla je větší, zatímco pro svaly tonické je vztah frekvence síla nelineární a síla generovaná svalem je nižší. Každý sval obsahuje podíl jedné i druhé složky. Podle toho, která z nich převažuje, se sval chová (Enoka, 2008).

### Typ svalové kontrakce

Sval je schopen vyvinout několika násobně vyšší sílu při excentrické kontrakci, než při kontrakci koncentrické.

Výsledná svalová síla může být odrazem různého typu svalové kontrakce. Vztah mezi svalovou silou a typem kontrakce viz Obr. 4. Během kontrakce hodnotíme časový průběh změny délky, nebo časový průběh změny mechanického napětí svalového vlákna. Rozlišujeme tři typy kontrakce:

– **koncentrická kontrakce** – ke svalové kontrakci dochází, když se sval při překonávání rezistence zkracuje. Zkrácení probíhá podle klasického kontrakčního modelu, aktinová a myozinová vlákna se zasouvají mezi sebe – mění se délka celého svalu viz. kapitola 1.5. Přestože se kontrakce nazývá izotonická, napětí svalu není přísně izotonické, pro vznik kontrakce je nutné určité zvýšení napětí. Zkrácení svalu je tím rychlejší, čím menší je zátěž. Svalová síla vyvíjená svalem je větší než zatížení svalu (Hamil, 2009). Koncentrický moment svalů je výsledkem aktivity kontraktilních komponent svalu a jako proces vyžaduje velkou aktivaci MJ, z toho plyne vysoká EMG aktivita oproti kontrakci excentrické (Kellis, 1997).

– **izometrické kontrakce** – při tomto typu kontrakce se zvýší svalové napětí, ale nedochází ke kontrakci svalu, sval se nezkrátí (ve skutečnosti se zkrátí asi o 1% tak, aby se vyvolal větší tonus). Přestože se sval nezkracuje, tak dochází k tvorbě a rozpadu interakcí aktinu a myozinu a ke spotřebě energie. Síly se přenáší přes elastické komponenty svalu, které jsou zapojeny v sérii s kontraktilními jednotkami. Sval se nezkracuje, síla je vyvolána tendencí myozinových hlav k překlopení. Největší sílu sval vyvine při klidové délce (Dylevský, 2007; Hamil, 2009; Žalud, 1995).

– **excentrická kontrakce** – ke svalové kontrakci dochází v situaci, kdy se sval při překonávání rezistence prodlužuje. Kontrakce je opakem kontrakce koncentrické, sval se nezkracuje, ale prodlužuje, protahuje. Molekulová podstata realizace kontrakce je popisována na úrovni titinových spojovacích filament. Titin se během kontrakce protahuje a vyvíjí tak tenzi nutnou pro průběh kontrakce. Výsledkem je brzdící pohyb, ve směru působení gravitace.

V excentrickém režimu svaly generují velký výsledný silový moment, není však výsledkem velkého neurálního řízení, ale je přisuzován elastickým komponentám svalů (Enoka, 1996; Kellis 1997). Při tomto typu kontrakce jsou svalová vlákna schopna dosáhnout až 2krát vyššího napětí, než při koncentrickém zkrácení (Havlíčková, 1999; Žalud, 1995).

### Rychlost kontrakce

Skutečná síla svalu je závislá na rychlosti s jakou sval mění svoji délku. Během koncentrické kontrakce se svaly zkracují rychleji, ale výsledná síla je menší. S přibývajícím schopností konat velmi rychlou kontrakci, klesá schopnost produkovat maximální sílu.

Během excentrické kontrakce má změna rychlosti prodloužení také vliv na maximální sílu, kterou sval může dosáhnout. Při prodlužování vyvíjí sval větší sílu. To vyplývá z křivky charakteru svalové kontrakce v závislosti na rychlosti kontrakce (viz Příloha 3)(Enoka, 1996).

### Poloha segmentu

Z mechanického pohledu poloha segmentu určuje míru protažení svalu. Pokud je sval v protažení, jsou prodlouženy i sarkomery příslušného svalu. Pokud je protažení sarkomer a tím i celého svalu jen nepatrné, aktin a myozin na sebe naléhají tak, že není prostor pro vznik aktino – myozinových můstku.

Ve středním postavení svalu má sarkomera optimálnímu postavení pro kontrakci a sval může vyvinout maximální sílu. A při velkém protažení jsou od sebe kontraktilní bílkoviny vzdáleny natolik, že můstky může tvořit jen několik málo aktinových a myozinových vláken takže výsledná síly je velmi malá (Latash, 2008). Vztah mezi velikostí síly a délkou sarkomer je znázorněn viz Příloha 5.

Poloha a pohyb segmentu jsou kontrolovány skupinou svalů, při změně polohy segmentu je výsledný vektor síly ovlivněn velikostí otáčivého účinku – momentem síly. Je tomu i jak u jednokloubových, tak i u vícekloubových svalů. Výsledná změna síly je závislá také na změně délky ramene síly a úhlu mezi segmenty. (Janura, 2008; Enoka, 2008)

## b) Fyziologické i neurofyziologické aspekty

### Excitabilita nervového systému

Motoneurony svalu jsou přednastavovány na určitý stupeň excitability. Ten je závislý na poloze segmentu, psychickém stavu, motivaci a dechové fázi. Ve stoji, v nádechu a za emoční situace je excitabilita vyšší (Véle, 1997). Rychlost kontrakce a svalová síla se mění současně s délkou a stupněm excitace. Při zvýšení stupně excitace se síla zvětšuje, ale maximální rychlost kontrakce zůstává stejná (Enoka, 1996).

### Únava

Schopnost svalu produkovat maximální sílu fyziologicky klesá s délkou trvání aktivity. Svalovou únavu je tedy možné chápat jako snížení schopnosti svalu produkovat očekávanou sílu a vykonat tak adekvátně motorický úkol. Se vzrůstající únavou se síla svalu zmenšuje.

Příčin svalové únavy je celá řada a vzhledem k tomu, že nejčastěji vzniká působením několika mechanismů současně, je chápána jako multifaktoriální jev.

Vyvolávající mechanismy zahrnují fyziologické procesy od motivace k provedení úkolu až po sílu produkovanou kontraktilními proteiny.

Nejfyziologičtější činností svalu je krátkodobá rytmická aktivace střídaná s relaxací. Pracuje-li sval neekonomicky (izometrická činnost po dlouhou dobu nepříznivě ovlivňuje prokrvení, dlouhodobá činnost za anaerobních podmínek) dojde k hromadění metabolitů ve svalových buňkách a vzniká fyzická únava, které je fyziologická.

Enoka (1995) rozlišuje vliv centrálních faktorů, mezi které řadí: motivaci, vliv descendních drah, přenos descendních suprasegmentálních signálů, vlastnosti MU. Jmenované centrální faktory jsou závislé na charakteru úkolu, který má několik proměnných, jako je doba trvání, rychlost pohybu, typ a intenzita svalové kontrakce.

Svalová únava může být způsobena jednak vlivy centrálními, a také se na jejím vzniku účastní mechanismy samotného svalu. Únava, na které se podílí faktory nervového systému, může mít původ v poruchách na úrovni centrálního řízení pohybu, v průběhu vedení nervem, nebo v oblasti nervosvalového přenosu. Častá je také spinální adaptace, která se projeví snížením frekvence pálení motorických jednotek a porucha transmitterů v kterékoliv etáži průběhu signálu. Na úrovni svalu jsou to potíže ve fázi spřažení excitace a excitace-kontrakce, porucha kontrakčních mechanismů nebo metabolismu uvnitř sarkoplazmy (Latash, 2008; Merletti at al., 2004).

### Trénovanost

Během tréninku dochází k adaptaci neuromuskulárního systému. Nejdříve dochází k ovlivněné svalového systému změnou působení neurálního impulsu. Nervový vstup do svalu může být ovlivněn zvýšením excitability a výkonu MU, zvýšením počtu aktivních MU, změnou struktury pálení a synchronizací MU. Efektivita na neurální složce ovlivní kvalitu kontrakce a tím i zvýší aktivitu svalu. Další schopnost zvýšení síly je realizována strukturálními změnami svalu a zvýšením příčného průřezu svalového vlákna. Přeměnu a rozšíření typů svalových vláken určuje také specifická tréninku (Hamil, 2009).

Přesně opačným způsobem jak trénink svalovou sílu zvyšuje, tak imobilizace a dekontrace svalovou sílu snižují.

## Stárnutí

Stárnutí je doprovázeno poklesem schopností pohybového aparátu. Reakcí organismu na stárnutí je adaptace, která je obecně vyjádřena zvratem ve výkonu.

Celoživotní proces stárnutí má za následek zánik nervových buněk. Změna inervace svalových vláken se projeví jejich ztrátou, zmenšením plochy příčného průřezu svalového vlákna a poklesem svalové hmoty. Ztráta svalové hmoty je úzce spjata s poklesem síly. Mimo jiné dochází s věkem ke změně zastoupení svalových vláken s výraznou redukcí počtu svalových vláken typu II. Díky tomu převažuje pomalá svalová vlákna typu I (SO) a tedy i pomalá kontrakční schopnost a nižší úroveň generové síly.

Stárnutí je spojeno se svalovou atrofií a sníženou schopností udržet svalovou aktivitu na stejné úrovni svalového výkonu, ale nezvyšuje se unavitelnost svalů (Enoka, 1995; Enoka, 2008).

### c) další aspekty

Ani při jednoduchých pohybech svaly napracují izolovaně, ale ve svalových smyčkách, které se navzájem ovlivňují a potencují výslednou sílu. Během činnosti každodenního života vykonává člověk pohyby, které jsou komplexní, probíhají v několika rovinách, účastní se jich více segmentů současně a obsahuje vždy několik svalových smyček současně.

Při pohybové činnosti nevyvolává pohyb segmentu těla jen jeden sval. Na výsledné hodnotě momentu síly se podílí agonista s antagonisty a synergisty. Sval je vždy součástí svalového řetězce. Proto izolované hodnocení svalu je jen odhadem jeho funkce. Véle (2006) dále uvádí, že při aktivitě agonisty větší než 3. stupeň svalové síly dle svalového testu je v antagonistovi vždy přítomno napětí. Výsledný pohyb je tedy sumou momentů síly vyvolaných agonisty ovlivněný antagonisty.

## **2 ELEKTROMYOGRAFIE**

Elektromyografie (EMG) je výzkumná a diagnostická metoda zabývající se sběrem, zápisem a analýzou myoelektrického signálu (Konrad, 2005).

Jde o metodu měření změny napětí (potenciálu) spojeného se šířením AP elektrické aktivity svalu a nervu, který daný sval řídí.

Jako výzkumná metoda má elektromyografie široké využití nejen v oblasti fyziologických a biomechanických studií, ale i v oblastech aplikovaného výzkum při sportovní tréninku a např. ergonomie. Pro medicínu je EMG významnou diagnostickou metodou např. v neurologii, ortopedii, rehabilitaci aj. V kineziologii využíváme EMG při studiu neuromuskulární aktivace svalů v rámci dynamické činnosti.

### **2.1 Elektromyogram**

Jak už bylo řečeno v předchozí kapitole, akční potenciál, který přestoupil na sval v oblasti nervosvalové ploténky, se propaguje celým svalovým vláknem a vede ke svalové kontrakci. Elektrické pochody účastníci se celého procesu, mohou být měřeny elektrodami a výsledkem takového záznamu je elektromyogram. Elektromyogram je možno chápat jako profil elektrického signálu (akčního potenciálu sarkomery) detekovaného elektrodou na svalu.

### **2.2 Možností snímání elektrického signálu**

Měření elektrického signálu je realizováno pomocí elektrod. Pro záznam EMG signálu lze využít elektrody umístěné na povrchu kůže – povrchové EMG, elektrody umístěné pod kůží ale na povrchu svalu – podkožní EMG, anebo jehlové EMG zasahující do svalu mezi vlákna – intramuskulární EMG.



### ***2.2.1 Jehlová elektromyografie***

Během této metody je do svalu zavedena jedna jehlová elektroda o velikosti 25  $\mu\text{m}$ , která obsahuje elektricky izolovaný drát, jehož hrot snímá informace o změně akčního potenciálu.

Tato elektroda byla navržena pro snímání aktivity jednotlivých motorických jednotek a je častěji užívána v klinických testech (Latash, 2008). Další možné využití je cílená detekce signálu z hluboko uložených nebo malých svalů.

Hodnoty naměřené jehlovou EMG v daném místě, jsou vztahovány na celý sval, to ale nemusí jeho skutečnému stavu a funkci odpovídat (Vele, 2006).

### ***2.2.2 Povrchová elektromyografie***

Elektrody užívané při povrchové elektromyografii (SEMG) jsou umístěny na kůži nad svalovým bříškem a jsou určeny pro sběr sumace aktivit motorických jednotek v rámci měření povrchově uložených svalů (Latash, 2008). Elektrody mohou být umístěny v monopolárním nebo bipolárním modu.

Monopolární úprava znamená, že jedna z elektrod je přímo nad svalem a druhá v elektroneutrálním místě například nad kostní prominencí. Monopolární záznam má neselektivní charakter.

Použití bipolárních elektrod je častější. Na povrchu svalu 1,5–2 cm od sebe jsou umístěny dvě snímací elektrody a třetí je na elektricky neutrálním místě. Součástí modelu je zesilovač, který zesiluje rozdíl mezi snímacími elektrodami (Hamil, 2009).

Vzniklý elektromyografický záznam má podobu interferenčního vzorce. Výsledný signál není tedy prostorovou sumací napětí v daném místě a okamžiku, ale výsledkem interferencí v prostorovém vodiči.

Nejčastější způsob při měření je umístění dvou elektrod na kůži nad svalové bříško, s detekčním povrchem orientovaným kolmo na průběh svalových vláken (Rodová, 2001). Výběr velikosti a typu elektrody vždy záleží na dané situaci a na tom, co chceme měřit. Elektrody užívané pro SEMG mají velikost v průměru od 1 do 20 mm a vzdálenost mezi nimi se pohybuje od 5 do 50 mm, popřípadě více. Generovaný signál má velmi nízkou amplitudu od 10 do 1000 mV a proto musí být zesílen (Enoka, 1994).

Biopotenciál získaný elektrodou, může být zkreslen jinými zdroji elektrického signálu. Běžným zdrojem takového šumu může být přístroj vydávající ruch o frekvenci 60 Hz. Často jím je zdroj užívaný jako napájení laboratoře, radiosignál, nebo silný elektromagnet přítomný v blízkosti vyšetřovací místnosti (Enoka, 1994; Keller 1999).

## 2.3 Faktory ovlivňující signál

### 2.3.1 Vnitřní faktory

Vnitřní faktory jsou charakterizovány fyziologickými a anatomickými vlastnostmi svalu, tudíž jsou těžko ovlivnitelné a kontrolovatelné.

Mezi tyto zvenčí neovlivnitelné faktory patří: složení svalu z hlediska zastoupení metabolického typu svalových vláken, průměr svalových vláken, počet aktivních MU, umístění aktivních vláken uvnitř svalu, prokrvení svalu, vzdálenost mezi aktivními svalovými vlákny a elektrodou, vlastnosti tkáně pod elektrodou (De Luca 1997).

Často vyskytujícím se fenoménem, který je zvenčí ovlivnitelný, ale podklad má ve vnitřní struktuře svalů, je zásah sousedních svalů do výsledného EMG signálu, který je zachycen povrchovou elektrodou. Tento jev je označován jako **cross talk**, a je definován jako signál detekovaný nad vyšetřovaným svalem, ale vytvořený jiným svalem v blízkosti prvního. Cross talk je přítomen pouze při povrchovém záznamu a nepřesahuje 10–15% z celkového záznamu signálu, anebo k němu vůbec nedojde. Je však nutné mít tento jev na paměti, je jedním z možných zdrojů chyb při interpretaci signálu SEMG. To proto, že cross talk může být zavzat do signálu generovaného svaly, které tak mohou být považovány za aktivní. Tento problém je také důležité mít na paměti v případech, kdy zkoumáme timing jednotlivých svalů při analýze pohybu (Merletti, 2004; De Luca, 1997).

Mezi vnitřní faktory řadíme **charakter tkáně pod elektrodou**. Lidské tělo je dobrý elektrický vodič, ale bohužel elektrická vodivost se liší podle typu tkáně, tloušťky, fyziologických změny a teploty. Tyto podmínky mohou výrazně se lišit a vždy ovlivní přímé kvantitativní srovnání amplitudy (Konrád, 2005).

### **2.3.2 Vnější faktory**

Na ovlivnění signálu vnějšími faktory mají největší podíl vlastností elektrody, zejména velikost, tvar a umístění elektrod. Povrchové elektrody zaznamenávají jen část všech akčních potenciálů motorických jednotek, je totiž nemožné kompletní snímání MU uvnitř svalu (Enoka, 1994). Mezi další faktory patří vlivy fyzikální, zahrnují vliv působení prostorové filtrace, ovlivnění signálu aktivitou svalů v bezprostřední blízkosti, superpozici a rychlost vedení AP a vliv softwarové filtrace. Uvedené faktory ovlivňují především amplitudu, tvar, velikost, trvání, stabilitu náboru MU a účast na sumaci a rychlost pálení MU.

## **2.4 Surový záznam**

Záznam signálu vzniklý jako produkt měření je výsledkem interferencí v prostorovém vodiči.

Na nefiltrovaném a nezpracovaném záznamu signálu se akční potenciály motorických jednotek překrývají, jde o surový záznam EMG signálu. Základní linie EMG záznamu může být ovlivněna šumy (z předzesilovače, nebo signály elektrických přístrojů z okolí) a náhodnými vrcholy (vznikají jako následek superpozice, pokud dvě a více MU blízko sebe produkuje výboje ve stejnou dobu).

Surový EMG záznam se může pohybovat v rozmezí  $\pm 5000$  mV, obvykle s frekvencí 6–500 Hz (20–150 Hz).

Zdravé, uvolněné svaly nevykazují žádné významné EMG aktivity kvůli nedostatku depolarizace a akčních potenciálů (Konrad 2005).

## **2.5 Zpracování signálu**

Metodami zpracování surového signálu jsou: filtrace, rektifikace, vyhlazení a integrace. Frekvenční filtrace slouží k odstranění šumů a zkreslení v signálu. Signál získaný pomocí SEMG má maximální rozložení ve frekvenčním pásmu 50–150 Hz. Ostatní zkreslující frekvence je nutné odfiltrovat. Zkreslující informace vznikají i pohybem elektrod (Rodová, 2001; De Luca 1997).

Rektifikace je matematická úprava signálu, která spočívá v převedení hodnot signálu do hodnot absolutních, čímž dojde k přesunu hodnot pod bazální linii do pozitivní fáze (Rodová, 2001; Hamill, 2009).

Při vyhlazení je vytvořena obalová křivka signálu, kterou lze nastavit v rozmezí hodnot od 20 do 1000 ms (Rodová, 2001). Integrace je proces upravující EMG signál, při kterém dojde k vypuštění hrotu z ostré křivky, které by značily náhodné vysoké frekvence (Enoka, 1994). Úpravu EMG signálu je ukázána v Příloze 6. Takto upravený EMG signál lze dále kvantifikovat pomocí některých parametrů (vzdálenost maximálních vrcholů, průměrná amplituda, efektivní hodnota signálu a aj.) (Rodová, 2001).

## **2.6 Povrchová elektromyografie v kineziologii**

Kineziologická SEMG se zabývá především hodnocením svalové funkce během selektivního či komplexního pohybu. Sleduje koordinaci činnosti svalů, vliv tréninkových a terapeutických metod. Hodnotí také vztah velikosti elektromyografického signálu k síle svalů, únavě a jiné interakce například vliv zátěže, cvičebního nástroje či testovaného úkolu na svalové funkce.

Z elektromyografického signálu můžeme odečíst zde je sval aktivní či ne. Dále klasifikovat klidovou aktivitu svalů, odhadnout svalovou sílu, porovnat naměřené hodnoty souhlasných svalů končetin či trupu, nebo stejných svalů více osob, kde se pak můžeme vyjádřit o větší, či menší aktivitě jednotlivých osob ve vztahu k různým ovlivňujícím činitelům (Rodová et al., 2001; Hamil, 2009). Pro porovnání můžeme zvolit různé parametry svalové aktivity. Nejčastěji je využito možnosti hodnotit posloupnost zapojení vybraných svalů „timing“ u konkrétní pohybové aktivity a často je zmiňován i vztah EMG signálu a síly svalů, či sledování únavy.

### ***2.6.1 Vztah amplitudy a svalové síly***

Síla produkovaná svalem, stejně jako amplituda EMG signálu, je regulována dvěma mechanismy: nábor MU a zvýšení pálení již aktivní MU. Vzhledem k tomu, že k zvýšení EMG amplitudy i síly dochází za stejných podmínek, usuzuje se, že svalová síla lze odhadnout z analýzy amplitudy SEMG. Výsledná amplituda je

projevem aktivity MU pod elektrodou, synchronizace pálení a také vnitřních a vnějších faktorů viz výše. Amplituda může být ovšem zkreslená a to z těchto důvodů:

- Počet aktivních MU zaznamenaných elektrodou je nižší než celkový počet aktivních pálicích MU.
- Pokud se nově zapojené motorické jednotky nachází v blízkosti elektrody, absolutní hodnota amplitudy signálu EMG bude vyšší, než skutečný nárůst síly.
- Je-li motorická jednotka příliš daleko od elektrody, amplituda se nezmění, ale síla se zvýší.

Amplituda EMG signálu se zvyšuje s rostoucí silou a rychlostí kontrakce. Merletti (2004) uvádí, že u některých svalů, byl vztah mezi silou a EMG amplitudou zjištěn lineární, zatímco u jiných má křivka vztahu parabolický tvar.

Rodová (2001) konstatuje, že vztah závislosti EMG a amplitudy neplatí obecně, řada studií dokazuje, že za izometrických podmínek je vztah sice téměř lineární, ovšem při rostoucí intenzitě koncentrické a izometrické kontrakce dochází k nelineárnímu růstu.

I když se amplituda během svalové činnosti zvyšuje, stejně jako intenzita svalové kontrakce, tak to neznamena, že mezi EMG a svalovou silou je lineární vztah, zvyšující se hodnoty EMG aktivity nemusí nutně znamenat zvýšení svalové síly (Hamil, 2009).

Při izometrické kontrakci má elektrická aktivita svalu blízkou spojitost se svalovou silou. Vztah svalová síla – EMG má lineární tendence (Hamil, 2009).

Závislost excentrické a koncentrické kontrakce a EMG hodnotí ve své práci Enoka (1996). Excentrická kontrakce je kontrakcí střední rychlosti s malou amplitudou, ale větší produkcí síly. Na koncentrické kontrakci se podílí vysoká rychlost zkrácení svalu, amplituda nabývá vysokých hodnot, ale maximální hodnoty svalové síly nedosahují hodnot excentrické kontrakce. Záznam maximálních hodnot excentrické kontrakce je často mnohem nižší než EMG záznam maximální koncentrické kontrakce.

### ***2.6.2 Funkce svalů v čase***

Pozorujeme-li posloupnost zapojování testovaných svalů v čase, označujeme tuto funkci jako timing. Jde o sledování obvyklé synergie, posloupnosti zapojení svalů v čase během konkrétní posturální situace, jakou může být pracovní aktivita, sport nebo činnost každodenního života. Významné a hodně využívané je hodnocení stereotypu cyklických aktivit například chůze (Rodova, 2001). Toto zapojení se může lišit při srovnání zdravé populace s populací s pohybovou patologií. Porovnávat je možno začátek, průběh i konec svalové aktivity (De Luca 1995).

### ***2.6.3 Vztah elektromyografie a momentu svalové síly***

Moment síly je měřítkem schopnosti svalů produkovat reakční sílu působící na daný kloub přes segment. Je roven součtu všech sil generovaných jednotlivými svaly. Při jakékoliv aktivitě, je celková síla výsledkem rozdílu aktivit agonisty a antagonisty. Moment síly je tedy závislý na úhlu mezi segmenty, síle působících svalů a jejich vzdálenosti od osy otáčení.

Velikost momentu svalové síly se liší v závislosti na typu kontrakce, při excentrické kontrakci jsou pozorovány obecně vyšší hodnoty. Vztah velikosti úhlu v kloubu a momentu svalové síly je proměnný vzhledem k faktorům ovlivňujícím výsledný moment sil. Platí však předpoklad že největší aktivita bude pozorována kolem střední hodnoty rozsahu v kloubu (Ghori et al. 1995).

Nárůst velikosti otáčivého momentu je předpokládán také při nutnosti větší stabilizace kloubu a patologických změnách protažitelnosti svalů (Powers et al 1997).

Solomonov (1991) charakterizuje závislost EMG a úhlu v kolením kloubu, jako lineární, závislou na délce/protažení svalů, přičemž maximum sil je generováno přibližně uprostřed rozsahu pohybu a výsledkem svalové síly působící.

Každá změna pozice v kloubu znamená změnu modelu zapojení motorických jednotek. Pořadí od malých MU k velkým MU zůstává zachováno, ale aktivované motorické jednotky se střídají, dílčí zvýšení síly je konstantní (Hamil, 2009).

### ***2.6.4 Svalová únava***

Svalová únava může být způsobena řadou různých mechanismů, proto je velmi obtížné určit faktory únavy, které přímo či nepřímo ovlivňují EMG signál.

Svalová únava vede ke snížení svalové síly, tedy snížení rychlosti vedení akčního potenciálu, což se na EMG projeví nárůstem amplitudy EMG signálu a také poklesem frekvenčního spektra k nižším hodnotám (De Luca, 1997).

Změnu EMG křivky při nástupu únavy svalů zobrazuje Příloha 7.

## 2.7 Bipedální posturální lokomoce

Základní bipedální lokomocí je chůze. Chůze je definovaná jako řízený pád, při kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, zajištěné stojnou dolní končetinou, na druhostrannou dolní končetinu. Je základním lokomočním stereotypem vybudovaným v ontogenezi, který je individuálním projevem každého člověka.

Základní jednotkou chůze je krokový cyklus, který se cyklicky opakuje a skládá se ze dvou fází, fáze stoje a švihů. Fáze stoje je fáze statická, končetina je v kontaktu s podložkou a přenáší hmotnost těla. Fáze švihu představuje dynamickou fázi, končetina je ve vzduchu a hmotnost těla spočívá na kontralaterální končetině.

Krokový cyklus je zahájen kontaktem jednoho chodidla (úder paty) a dvojkrok končí opětovným úderem paty stejné končetiny (viz Příloha 10). Rozdělení krokového cyklu se podle autorů liší, v současnosti nejužívanější je dle Perry 1992.

Vzhledem k tomu, že jde o cyklický pohyb, dochází během něj i k cyklickému zapojování svalů ve stejné časové posloupnosti – timingu. Přehled aktivace jednotlivých svalů při chůzi viz Příloha 10.

Vybrané svaly během chůze nepracují jen v jednom režimu kontrakce, m. quadriceps pracuje od začátku fáze iniciálního kontaktu až do středního stojné fáze excentricky, a od počátku terminálního přechází do koncentrického režimu. Hamstringy začínají taktéž ve fázi iniciálního stoje excentricky, postupně se jejich činnost mění na koncentrii při terminálním stoji, a během terminální švihové fázi působí opět excentricky (Hamil, 2009; Vaughan 1999).

Během chůze dochází také k periodicky se opakujícím změnám v jednotlivých kloubech zejména dolní končetiny. Průběh změny úhlu v kloubu během chůze viz Příloha 8.



### ***2.7.1 Chůze do schodů***

Chůze po schodech představuje každodenní aktivitu a náročnější modifikaci chůze. Kinematické studie Andriacchi (1980) a Protopapadaki (2006) ukázaly, že ve srovnání s běžnou chůzí, je pro chůzi po schodech potřebný větší rozsah v kolenním kloubu (v průměru o 12° větší rozsah oproti potřebnému rozsahu při chůzi) a schopnost generovat vyšší moment síly. Maximální úroveň momentu svalové síly v koleni je o 12 – 25% vyšší než při chůzi (Andriacchi, 1980).

Během výstupu na schod, dochází v kolenním kloubu ke stresovým situacím. Kontinuální zatížení jedné končetiny během přenosu váhy celého těla, se současně probíhající změnou úhlu v kolenním kloubu, má vliv na zvýšení třecích a reakčních sil v kloubu. Při chůzi do schodů vykazují extenzory kolenního kloubu, především m. quadriceps femoris (QF) (m. vastus medialis (VM), m. rectus femoris (RF) a m. vastus medialis (VL)) a hamstringy, hlavně m. biceps femoris (BF) vyšší aktivitu než jaké by bylo dosaženo při chůzi třeba i s vyšší intenzitou (Costigan, 2002; Sung, 2009). Aktivita flexorů kolenního kloubu je v porovnání s aktivitou extenzorů velmi malá (Andriacchi, 1980).

Stojná fáze dolní končetiny začíná položením chodidla na schod (foot strike) Od toho to okamžiku, po celou dobu fáze středního stoje (mid - stance) jsou aktivní extenzory kolenního kloubu, především VM a RF. BF má funkci stabilizační a vyvažuje flekční moment kolene. Hlavní funkci BF přebírá v okamžiku odlepení palce od schodu a následně po celou dobu středního švihů (mid – swing), čímž dochází k přechodu dolní končetiny do švihové fáze krokového cyklu (Andriacchi, 1980).

Biomechanicky náročnější úkol se ukázal být pro zdravé mladé jedince, výstup na schod ve srovnání se scházením ze schodu (Protopapadaki, 2006).

### ***2.7.2 Lateralita dolních končetin***

Chůze, chůze do schodu a dolů, běh to všechno jsou činnosti, při kterých se cyklicky opakuje určitá posturálně lokomoční činnost dolních i horních končetin. Tato činnost je symetrická, obě končetiny vykonávají tentýž pohyb fázově posunutý. Ve volných činnostech fungují končetiny více nesouměrně. Nesouměrná činnost končetin se projeví funkční specializací (Véle, 2006; Trnková 1991).

Přednostní užívání jednoho z párových orgánu, který pracuje rychleji, lépe, kvalitněji, označujeme jako motorickou lateralitu. Nejčastěji mluvíme o pravorukosti či levorukosti, ale stranovost lze přisoudit kterémukoliv párovému orgánu. Posuzujeme-li různé párové orgány (respektive končetiny), zjišťujeme, že se lateralita nemusí vždy shodovat, např. pravá ruka a levá noha. V těchto případech hovoříme o zkřížené lateralitě.

Preference pravé horní končetiny (dextrie) je v přirozených podmínkách (bez přeučování) vlastní 70 % procentům populace a preference levé končetiny (sinistrie) je v populaci zastoupena méně. Přibližně 12% populace označujeme pojmem ambidextr. Jde o jedince, kteří nemají vyhraněnou lateralitou, ale vlivem prostředí jsou tito jedinci často „přeučeni“ na praváky (Švajgl, 2000).

U dolních končetin je tendence k dextrií či sinistrií mnohem méně patrná. Důvodem je horší kvalita jemné motoriky dolních končetin a fakt, že v 25% nesouvisí lateralita dolní končetiny s lateralitou horní končetiny. Nemůže tedy v žádném případě automaticky přisuzovat dolní končetině stejnou lateralitu, jako má končetina horní.

Přestože hodnotíme lateralitu končetin, a pojem dominance vyjadřuje převahu jedné mozkové polokoule nad druhou, často se setkáváme s ustáleným výrazem dominantní končetina pro končetinu, kterou jedinec preferuje.

Vařeka (2001) se zabýval otázkou laterality ve vztahu k posturálním situacím a dělí dolní končetiny dle jejich funkce vzhledem k lokomoci. Jedné dolní končetině přisuzuje funkci stabilizační/brzdící a druhé dynamickou/zrychlující. Vařeka (2001) dále specifikuje pojem preference končetiny, která vzniká už v ontogenezi na podkladě využívání jedné dolní končetiny častěji pro cíleny pohyb a druhé pro stabilní stoj. Je-li základní podmínkou optimálního provedení pohybu zajištění postury, potom v situaci kdy je proveden např. kop do míče pravou nohou, zůstává otázkou, která dolní končetina je dominantní.

Vařeka (2001) konstatuje, že v této modelové situaci by jako dominantní měla být chápána levá končetina, tedy ta zajišťující posturální funkci.

Častější a zažitý způsob ovšem je, označit jako dominantní tu nohu co do míče kope. Dominance dolní končetiny tedy více určujeme podle nohy obratnější – švihové, nikoli podle dolní končetiny, kterou se odrážíme, stojné.

#### **Příklad testování dominance dolních končetin (dle Švajgl, 2000)**

1. Testovaného necháme vyskočit a ve výskoku otočit čelem vzad. Testovaný se otáčí za dominantní končetinou (dominantní končetina opisuje menší oblouk).
2. Testovaného necháme vyťukat rytmus do podlahy. Proveďte to dominantní končetinou.
3. Testovaného necháme kopnout přesně do určitého bodu. Proveďte to dominantní končetinou.
4. Testovaného necháme vsedě přehodit nohu přes nohu. Dominantní je nahoře.

## **2.8 Svalová aktivita po plastice zkříženého vazů**

Operace předního zkříženého vazů (LCA) představuje zásah do složitého stabilizačního systému kolenního kloubu. Pokud není zajištěná adekvátní stabilizace statickými stabilizátory, mezi které LCA bezesporu patří, jsou kladeny větší nároky a stabilizátory dynamické, mezi které patří svaly kolenního kloubu. Hlavním synergistou předního zkříženého vazů který přebírá a nahazuje jeho funkci je m. biceps femoris.

Studie Bulgheroni (1997) a Knoll et al (2004) prokazují, že rekonstrukce předního zkříženého vazů má za následek změny ve vzoru chůze. Při pozorování změn, které by mohly mít vliv na chůzi, bylo odhaleno, že během krokového cyklu dochází k odchýlkám od fyziologie chůze na podkladě omezené hybnosti v kloubu a snížené boční stabilizace kloubu mm. vasti.

Kinematická a EMG analýza ozřejmila sníženou aktivitu m. quadriceps femoris a m.adduktor a zvýšenou aktivitu m. biceps femoris oboustranně, jako následek nutné stabilizace kolenního kloubu. Tím se prokazuje, že biceps femoris je účinný synergista předního zkříženého vazy, a působí tak v zájmu zvýšení stability kolenního kloubu (Knoll at al, 2004). Změna vzoru zapojování svalů viz Příloha 11.

I přes omezení rozsahu v kolenním kloubu a patologickým změnám manifestujících se v jednotlivých fázích krokového cyklu (nedostatečná flexe na konci fáze terminálního stoje, plynoucí ze sníženého rozsahu v kloubu a šetření končetiny) nedochází k výrazné změně v křivce zaznamenávající změny úhlu v kloubu během chůze (Bulgheroni, 1997). Devita (1998) na podkladě své studie zhodnotil, že kinematika kolenního kloubu se optimalizuje do 6. měsíců od operace. Pacienti při chůzi využívají normální posturální vzory, jen tyto vzory nejsou ještě dostatečně ekonomické. Parametry chůze mají po celou dobu rehabilitace a rekonvalescence tendenci k úpravě k hodnotám fyziologického průběhu timingu svalů, studie však prokázaly, že k návratu dojde nejdříve za 8 měsíců (Knoll at al, 2004).

### ***2.8.1 Biomechanika předního zkříženého vazy***

Zkřížené vazy jsou vazivovité pruhy uloženy intraartikulárně a zabezpečující anterioposteriorní stabilitu kolenního kloubu a účastníci se pohybu v kloubu.

Přední zkřížený vaz (LCA) probíhá od zadního kondylu femuru šikmo, dolů a dopředu do interkondylární jamky. Funkcí LCA je stabilizovat koleno a zabránit ventrálnímu posunu tibie proti femuru a vnitřní rotaci (Gross at. all, 2005). LCA se napíná v extenzi a maximálně napnutý je v hyperextenzi. Při 15° flexi jeho napětí klesá a nejméně napnutý je při 30 – 40° flexi. Od této polohy napětí znovu narůstá a maxima dosahuje v 90° flexi kolenního kloubu. LCA je relaxovaný v zevní rotaci a při vnitřní rotaci, které brání v napnutí. V roli antagonistů LCA se uplatňují extenzory kolenního kloubu a flexory působí jako jeho synergisté (Bartoníček, 2004; Dylevský, 2001).

### ***2.8.2 Patofyziologie poškození***

Poranění zkřížených vazů je velmi diskutované téma v traumatologii kolene, přičemž poškození LCA je 10x častější než poranění zadního zkříženého vazů.

Nejčastějším mechanismem poranění je násilná rotace extendovaného nebo lehce flektovaném kolenním kloubu, rotace při prolomení do valgozity, dopadnutí po doskoku. Narušení vazů vede k nadměrnému pohybu ve femoropatelním kloubu a dislokaci kolene. Dislokace a subluxe takto destabilizovaného kolene vedou k poškozování ostatních struktur kolem kolenního kloubu. Zvýšený nitrokloubní tlak poškozují chrupavku a menisky (Gross et. all, 2005, Chaloupka, 2001; Pokorný, 2002).

### ***2.8.3 Léčba postupy***

Při poranění LCA je možné „nahradit“ jeho funkci zvýšením aktivity hamstringů, jakožto synergistů tohoto vazů a současně m. quadriceps femoris, protože za stabilitu kolene také zodpovídá. Další možností je omezit extenzi v kolenu, a snížit tak riziko přední subluxe. Této konzervativní terapie je možno využít při natažení nebo parciálních rupturách LCA, ale jen malé procento pacientů dokáže bez problémů obstat v každodenním životě s přetrženým LCA, proto je většina pacientů indikována k operaci. Rekonstrukce LCA štěpem je jediným kvalitním řešením k obnově stability kolenního kloubu. K náhradě LCA může být použita vlastní tkáň (autoštěp), alotransplantát (kadaverózní štěp) nebo umělý materiál. Nejčastěji používá šlacha m. semitendinosus nebo m. gracilis a štěp z ligamentum patellae (bone – tendr – bone) (Gross, 2005; Chaloupka, 2001).

### ***2.8.4 Časová strategie***

Cílem rehabilitace po plastice předního zkříženého vazů je obnovení stability kolenního kloubu s využitím a zapojením statických a dynamických stabilizátorů kolene. Rehabilitace po plastice LCA je vždy individuální, vzhledem k věku, aktivitě a celkovému stavu pacienta, existují však jisté normy, které jsou obecně platné.

Pooperační rehabilitaci lze rozdělit do čtyř fází:

– **Časná pooperační fáze** (0. - 2. pooperační týden)

Hlavním úkolem je snížení bolesti a otoku. Posílení svalů DKK, a zajištění fyziologického postavení v kloubu během všech pohybů s využitím rigidní ortézy. Dalším úkolem je postupné zvyšování aktivního rozsahu v kolením kloubu do plné extenze a přiblížení se 90° flexe. Na konci druhého týdne je ortéza nastavená na rigidních 90°.

Již od druhého dne po operaci pacient chodí o dvou francouzských holích, zpočátku „fingovaně“ jen s pokládáním operované končetiny na zem, nebo s takovým zatížením dolní končetiny, které nevyvolává bolest. Názory na zátěž se mezi autory, lékaři i pracovišti liší, ale plná zátěž na operovanou končetinu v této fázi není v žádném případě povolena. U náhrady vazy z lig. patellae je doporučeno úplně zatížit nejdříve na konci čtvrtého týdne, při náhradě z m. semitendinosus je možné postupné zatěžování končetiny již od 2. týdne (Chaloupka, 2001; Pátková, 2004, Smékal, 2006).

– **Střední pooperační fáze**

Tato fáze začíná koncem druhého týdne a trvá zhruba do šestého týdne od operace. Na konci druhého týdne je ortéza nastavená na rigidních 90° a pacient může začít zatěžovat DK při chůzi. Při rehabilitaci je kladen důraz na posilování svalstva, a vytvoření tak předpokladu pro dobrou svalovou koaktivace. Kolem 3. týdne od operace čeká pacienty kontrola a na ortéze bývá zpravidla nastaven rozsah na 120° flexi. Od 3. týdne pacient může postupně zvětšovat zátěž tak, a to tak, aby na konci 6. týdne mohl berle odložit. Limitujícím faktorem je bolest (Chaloupka, 2001; Pátková, 2004, Smékal, 2006). Kontrola po 6. týdnech od operace bývá zpravidla doprovázena doporučením ortézu postupně stále častěji odkládat a povolením plné zátěže operované končetiny, pokud se nevyskytnou nějaké komplikace.

– **Pozdní pooperační fáze**

Pozdní pooperační fází označujeme období mezi 7. a 12. týdnem. Hlavním cílem jsou obnova propriocepce, zlepšení svalové kontroly pro co nejlepší stabilizaci kolenního kloubu, návrat k původní svalové síle. Jde o období normalizace chůze, chůze do schodů a zahájení sportovních činností (Chaloupka, 2001; Smékal, 2006).

### **3 CÍLE A HYPOTÉZY**

Cílem diplomové práce je posoudit jakým způsobem se od sebe liší aktivita svalů kolenního kloubu u zdravých jedinců a jedinců po operaci předního zkříženého vazů během výstupu na 30 cm schod a dochází-li v této souvislosti i ke změně rozsahu pohybu v kloubu.

Dílčím cílem je kazuistické porovnání svalové aktivity u pacienta po operaci předního zkříženého vazů ve třech pooperačních fázích.

#### **3.1 Vědecká otázka č. 1**

**Jak se změni elektromyografická aktivita svalů dolní končetiny po operacích předního zkříženého vazů během výstupu na schod?**

- **Hypotéza 0 1**

Aktivita svalů dominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od svalové aktivity dominantní operované končetiny u pacientů po operaci předního zkříženého vazů při výstupu na schod.

- **Hypotéza 0 2**

Aktivita svalů nedominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od svalové aktivity nedominantní neoperované končetiny u pacientů po operaci předního zkříženého vazů při výstupu na schod.

- **Hypotéza 0 3**

U zdravých jedinců se aktivita svalů dominantní dolní končetiny od svalové aktivity nedominantní dolní neliší při výstupu na schod.

### **3.2 Vědecká otázka č. 2**

**Jak se změní rozsah pohybu v kolenním kloubu při přechodu přes schod u jedinců po operaci předního zkříženého vazů ve srovnání se zdravými jedinci?**

- **Hypotéza 0 4**

Rozsah pohybu kolenního kloubu dominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od rozsahu pohybu v kolenním kloubu dominantní operované končetiny u pacientů po operaci předního zkříženého vazů při výstupu na schod.

- **Hypotéza 0 5**

Rozsah pohybu kolenního kloubu nedominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od rozsahu pohybu v kolenním kloubu nedominantní neoperované končetiny u pacientů po operaci předního zkříženého vazů při výstupu na schod.

- **Hypotéza 0 6**

H06: Rozsah pohybu kolenního kloubu dominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od rozsahu pohybu v kolenním kloubu nedominantní neoperované končetiny při výstupu na schod.

### **3.3 Vědecká otázka č. 3**

**Jak se mění svalová aktivita u pacienta po operaci předního zkříženého vazů v jednotlivých pooperačních fázích?**



## 4 METODIKA

Studie je zaměřena na posouzení změny aktivity svalů stojné (dominantní i nedominantní) dolní končetiny, zdravých jedinců v porovnání s pacienty po plastice předního zkříženého vazů během výstup na schod. Hodnocena byla aktivita svalů:

- m. rectus femoris,
- m. vastus lateralis,
- m. vastus medialis
- m. biceps femoris .

V práci je dále sledována změna úhlu v kolenním kloubu a její vztah k operaci LCA.

### 4.1 Charakteristika skupiny

#### *4.1.1 Experimentální skupina*

Experimentální skupina zahrnovala 7 pacientů po plastice předního zkříženého vazů (typ bone-tendon-bone), 2 ženy a 5 mužů. Průměrný věk skupiny byl 33,17 (SD 2,14) a výška pacientů 178 cm (SD 4,88). Do studie byli zařazeni pacienti s operovanou dominantní končetinou a v době měření měli již od lékaře povolenou plnou zátěž došlapu na operované dolní končetině. Průměrná doba EMG měření od operace 99,57 dnů (SD 26,4).

Jedna účastnice studie v experimentální skupině (věk 25 let, výška 170cm) byla měřena celkem 3krát po operaci. První měření proběhlo v týdnu, kdy měla pacientka již povolenou plnou zátěž operované dolní končetiny, následující měření potom vždy v cca 14-ti denních intervalech. První měření proběhlo 42 dní po operaci, druhé 55 a třetí 70 dní od operace.

### ***4.1.2 Kontrolní skupina***

Kontrolní skupinu tvořilo 12 zdravých jedinců průměrného věku 26,92 (SD 2,68), z toho 6 žen a 6 mužů. Průměrná výška byla 173 cm (SD 8,44). Tři probandi měli dominantní LDK a 9 PDK. Probandi byli do skupiny zařazení na základně shodné sportovní anamnézy (pravidelně, 3x týdně hodina pohybové aktivity) a dotazníkově ověřené nepřítomnosti úrazu pohybového aparátu, se zaměřením na dolní končetiny.

## **4.2 Metody výzkumu**

Všem probandům byl před měřením předložen k vyplnění dotazník k doplnění anamnestických údajů. Pro pozdější objektivizaci naměřených dat vzhledem k individualitě postury pacientů a zdravých jedinců, byl u všech pacientů odebrán kineziologický rozbor.

### ***4.2.1 Dotazník***

U zdravých jedinců kontrolní skupiny byl dotazník použit k vytvoření co nejhomogennější kontrolní skupiny jedinců s blízkými si údaji o věku a výšce. Sledovanou informací byla dále sportovní anamnéza a osobní anamnéza bez pozitivní úrazové patologie v oblasti dolních končetin (viz Příloha 13). Výsledky dotazníku kontrolní skupiny jsou popsány viz Příloha 17.

Dotazník předložený při vyšetření pacientům byl vytvořen s cílem odebrání anamnestických údajů úrazu a průběhu léčby. Dále nás zajímaly jiné úrazy a patologie v oblasti dolních končetin, bolesti DK po úraze a sportovní anamnéza před úrazem (viz Příloha 13). Výsledky dotazníku pacientů jsou zhodnoceny viz Příloha 15.

### ***4.2.2 Kineziologický rozbor***

K objektivizaci postury jedince byly použity vyšetřovací testy využívané pro hodnocení pohybového aparátu. Kineziologický rozbor hodnocený v této diplomové práci (viz Příloha 14) mapuje posturu probandů se zaměřením na vztahy v oblasti dolní poloviny těla, které by mohly mít odezvu při měření aktivity kolenních svalů.

Součástí kineziologického testu byl test na rozlišení dominance končetin. Výsledky kineziologického rozboru pacientů jsou zaznamenány v Příloze 16 část A a B, přehled kineziologického rozboru probandů kontrolní skupiny viz Příloha 18 část A a B.

#### **4.2.3 Měření svalové aktivity**

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři na Rehabilitačním oddělení Fakultní nemocnice Olomouc pomocí přístroje TELEMIO 2400 T G2 a elektrického goniometru obě měření byla synchronizována. K záznamu a zpracování naměřených dat sloužil software MyoResearch XP Master Edition.

Měřena byla aktivita svalů dolních končetin bilaterálně při výstupu na 30 cm schod. Měřenými svaly byly: m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. biceps femoris. V průběhu činnosti byl hodnocen i úhel v kolenním kloubu elektrogoniometrem.

Před vlastním vyšetřením byly na svaly umístěny elektrody a z vnější strany kolenního kloubu elektrogoniometr (jedno rameno goniometru bylo připevněno z vnější strany na stehno nad střed laterální štěrbiny kolenního kloubu, druhé rameno goniometru bylo umístěno z vnější strany na střed berce, viz foto Příloha 20. Elektrody jsme aplikovali na kůži předem očištěnou abrazivní pastou. Abrazivní pasta byla omyta a oblast kůže vytřena do sucha.

Elektrody jsme ukládaly do oblasti největšího bříška svalu, paralelně se svalovými vlákny.

#### **– Průběh měření elektromyografického záznamu**

Na začátku vyšetření jsme měřili 20 sekund klidovou svalovou aktivitu, během tohoto měření proband nehybně stál ve stojci spojeném s rukama volně podél těla.

Následně byl proband poučen o průběhu měření a zkusil přejít přes schod požadovaným způsobem oběma dolními končetinami, abychom zajistili,

zda porozuměl požadovanému průběhu pohybu a zda nalepené elektrody, stabilizované lepicí páskou, nebrání probandovi v pohybu.

Úkolem probanda bylo, na povel přejít přirozenou rychlostí 30cm schod. Za začátku proband stál ve výchozí pozici - stoj spojný před schodem, který má proband za úkol překročit. Na povel vyšel proband levou DK na schod, druhá DK přešvihla přes schod a proband jí položil na zem za schod, poté přinožil i vycházející nohu. Proband stojí opět ve stoj spojném, tentokrát za schodem. Měření se opakovalo třikrát pro levou

i pravou DK. Z celého testu přechodu přes schod byla vyhodnocena pouze fáze výstupu na schod. Celý průběh byl pro pozdější lepší orientaci v naměřených datech synchronně snímán videokamerou.

Po naměření a porovnání EMG záznamů všech probandů byl k vyhodnocování zvolen vždy druhý pokus přechodu pře schod pro každou končetinu. Na druhém EMG záznamu svalové aktivity při přechodu přes schod je patrné, že na něj byla vyvinuta dostatečně velká svalová síla, bez projevu únavy a také, že, na rozdíl od prvního schodu, se již na činnost pacient tolik nesoustředí a přechod provede spontánněji.

#### **– Hodnocení EMG záznamu**

Naměřené hodnoty EMG signálu byly zaznamenány a upraveny programem Myoresearch. EMG signál byl rektifikován a vyhlazen (RMS 25ms).

Jako první byly zpracovány hodnoty klidového záznamu. Ze záznamu EMG signálu, během kterého proband klidně stál ve stoj spatném, byl vybrán 10 sekundový úsek, který byl převeden pro další zpracování do Excelu. Z vybraných hodnot během klidové aktivity byl vypočítán průměr, směrodatná odchylka a následně aktivační hodnota. Aktivační hodnota (AH) je součtem průměru (P) a směrodatné odchylky (SD) krýt dva ( $AH = P + 2*SD$ ). Aktivační hodnota je dále využita pro normalizaci naměřených dat dynamického záznamu.

Pro získání hodnot z dynamického záznamu přechodu přes schod byla vybrána pomocí markrů část, která odpovídala výstupu na schod.

Za počátek záznamu bylo u všech probandů zvoleno místo, kde proband stojí před schodem s oběma DK na podložce. Zde byl vložen první marker. Druhý marker byl

vložen do místa, kde hodnota goniometru během výstupu na schod dosáhla svého minima. V tomto okamžiku spočívá proband celou vahou na stojné končetině ne schodu o výšce 30cm, ploska nohy je celá v kontaktu s podložkou a kolenní kloub stojné končetiny je v mírné semiflexi. Švihová končetina je nad schodem ve fázi „initial swing“, před okamžikem kdy mine stojnou končetinu.

Úsek mezi markery byl počítačově analyzován a číselné hodnoty svalové aktivity poté převedeny do Excelu, kde byla data dále zpracována. Ze sledovaného úseku byla vždy vyhodnocena maxima pro testovaný sval. Maxima svalové aktivity byly převedeny na násobky aktivační hodnoty (vypočítané z klidové aktivity - viz výše).

Ve sledovaném úseku byly do Excelu převedeny i hodnoty o změně úhlu v kolenním kloubu při výstupu na schod z elektrogoniometru. Goniometr byl vždy před každým měřením kalibrován vzhledem k výchozí poloze kolenního kloubu (v prostém stoji), kdy se flexe v koleni rovnala nule.

### **4.3 Statistické zpracování dat**

Ke statistickému zpracování byly použity maximální hodnoty násobků svalových aktivit ve sledovaném úseku a maximální hodnota flexe v kolenním kloubu dominantní a nedominantní končetiny, která našlapovala na schod (viz Příloha 19 A a B).

Statistické zpracování bylo provedeno statistickým softwarem SPSS verze 15. Pro statistické porovnání dat byl použit neparametrický dvouvýběrový Mann-Whitney test a neparametrické párové Wilcoxonovy testy.

Wilcoxonův test je dvouvýběrový neparametrický test založený na hodnocení pořadí pozorovaných hodnot dvou výběry z téhož rozdělení. Ekvivalentem Wilcoxonovu testu je Mannův-Whitneyův test. Mann – Whitney test je také dvouvýběrový neparametrický test používaný pro zhodnocení dvou nezávislých vzorků stejné distribuce. Neparametrické testy byly zvoleny vzhledem k nízkému počtu jedinců v porovnávaných skupinách. V takovém případě je problematické ověřit, zda zkoumaná veličina má normální rozdělení potřebné při použití parametrických metod. Oba testy byly hodnoceny na hladině statistické významnosti,  $p = 0,05$ .

Vzhledem k malému počtu probandů, nepracujeme při statistickém zpracování dat s průměrem, ale s mediánem maximálních hodnot.

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky k vědecké otázce 1

**Jak se změní elektromyografická aktivita svalů dolní končetiny po předního zkříženého vazů během výstupu na schod?**

**Hypotézu: H<sub>01</sub>** ve znění „Aktivita svalů dominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od svalové aktivity dominantní operované končetiny u pacientů po operaci předního zkříženého vazů při výstupu na schod“ **zamítáme pro svaly VM a VL**, v tomto případě je  $p \leq 0,05$ ). U svalů RF a BF nebyly prokázány statisticky významné rozdíly, proto pro tyto svaly nejde hypotézu<sub>0</sub> zamítnout.

Hodnoty popisné statistiky znázorňuje Tab. 4 a výsledky Man - Whitneyho testu viz Tab. 5.

**Tab. 4** Popisná statistika pro hodnoty maxim násobků aktivity svalů dominantní a operované dolní končetiny pro H<sub>01</sub>

skupina		RF dominantní	VM dominantní	VL dominantní	BF dominantní
operovaná	N	7	7	7	7
	Minimum	29,50	43,36	14,06	3,12
	Maximum	91,93	111,49	131,25	92,48
	Medián	67,51	71,57	55,40	18,35
	Průměr	62,19	74,13	64,18	30,09
	SD	20,33	23,34	36,01	31,81
kontrolní	N	12	12	12	12
	Minimum	13,05	48,29	16,82	1,04
	Maximum	484,48	575,90	390,61	149,46
	Medián	113,74	152,01	154,78	27,44
	Průměr	132,94	189,43	166,47	34,04
	SD	123,70	145,39	109,16	41,42
Celkem	N	19	19	19	19
	Minimum	13,05	43,36	14,06	1,04
	Maximum	489,48	575,90	390,61	149,46
	Medián	72,04	111,50	111,57	21,15
	Průměr	106,87	146,96	128,77	32,58
	SD	103,53	127,92	101,42	37,28

Legenda: RF – m. rectus reppis, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus laterális,  
BF – m. biceps femoris, N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka

**Tab. 5** Testová statistika pro  $H_0$  1

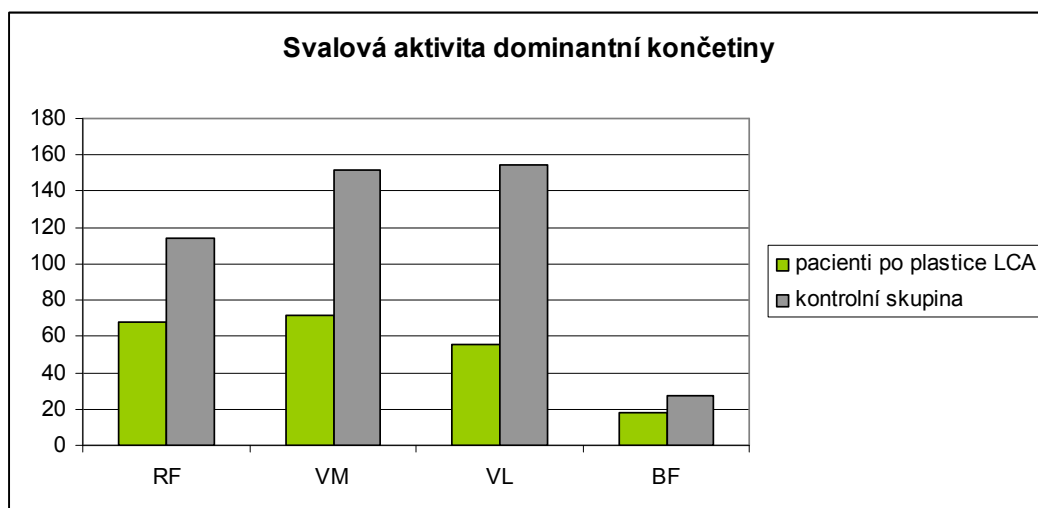
	<b>RF dominantní</b>	<b>VM dominantní</b>	<b>VL dominantní</b>	<b>BF dominantní</b>
Mann-Whitneyho U test	22	12	12	41
Z	-1,691	-2,535	2,535	-0,085
Asymptotická signifikance	0,091	0,011	0,011	0,933

Legenda: RF – m. rectus reppis, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus laterális,  
BF – m. biceps femoris, N – počet testovaných v souboru Z- hodnoty testovacího kritéria

Testem Mann-Whitney bylo prokázáno, že aktivita svalů VM a VL dominantní končtiny u zdravých jedinců je statisticky významně vyšší než svalová aktivita dominantní operované končtiny u pacientů po operaci zkříženého vazů při výstupu na schod. Hladina statistické významnosti je v obou případech stejná  $p = 0,011$ .

U svalů RF a BF nebyly prokázány statisticky významné rozdíly v maximální aktivitě svalů dominantní končtiny u zdravých jedinců a svalové aktivitě dominantní operované končtiny u pacientů po operaci zkříženého vazů při výstupu na schod. Hodnoty statistické významnosti  $p$  jsou pro RF a BF v tomto případě vyšší jak 0,05. Rozdíl mediánů maximálních hodnot měřených svalů ukazuje graf 1

**Graf. 1** Medián maximálních násobků svalové aktivity dominantní operované končtiny pacientů a dominantní končtiny probandů kontrolní skupiny



Legenda: RF – m. rectus reppis, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus laterális,  
BF – m. biceps femoris

Z grafu 1 je patrný rozdíl mediánů maximálních hodnot měřených svalů dominantní končetiny u pacientů a probandů kontrolní skupiny při výstupu na schod. Z grafu je patrné, že hodnoty mediánu maximálních jsou u pacientů nižší u všech testovaných svalů, ale signifikantní rozdíl byl pouze pro VM a VL. BF vykazuje z měřených svalů nejnižší hodnoty při výstupu na schod a je tomu tak u obou skupin.

**Hypotézu: H<sub>0</sub> 2** ve znění „Aktivita svalů nedominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od svalové aktivity nedominantní neoperované končetiny u pacientů po operaci předního zkříženého vazů při výstupu na schod“ nelze zamítnout na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$  pro žádný testovaný sval.

Hodnoty popisné statistiky znázorňuje Tab. 6 a výsledky Man - Whitney testu viz Tab. 7.

**Tab. 6** Popisná statistika pro hodnoty maxim násobků aktivity svalů nedominantní a neoperované dolní končetiny pro H<sub>0</sub> 2

skupina		nedominantní RF	nedominantní VM	nedominantní VL	nedominantní BF
operovaná	N	7	7	7	7
	Minimum	12,18	12,77	8,60	5,85
	Maximum	204,95	212,38	258,75	172,20
	Medián	127,10	123,03	55,82	71,24
	Průměr	117,84	124,08	99,33	63,87
	SD	80,59	80,78	98,95	58,39
kontrolní	N	12	12	12	12
	Minimum	22,40	25,90	43,46	2,08
	Maximum	379,94	372,93	402,79	83,60
	Medián	88,01	141,97	170,63	9,61
	Průměr	115,73	165,91	170,90	22,75
	SD	102,87	105,39	105,17	24,67
Celkem	N	19	19	19	19
	Minimum	12,18	12,76	8,60	2,08
	Maximum	379,94	372,93	402,79	172,20
	Medián	103,80	137,23	156,21	25,93
	Průměr	116,51	150,50	144,53	37,90
	SD	92,91	96,91	106,21	43,86

Legenda: RF – m. rectus reppis, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus laterális,  
BF – m. biceps femoris, N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka



**Tab. 7** Testová statistika pro hypotézu<sub>0</sub> 2

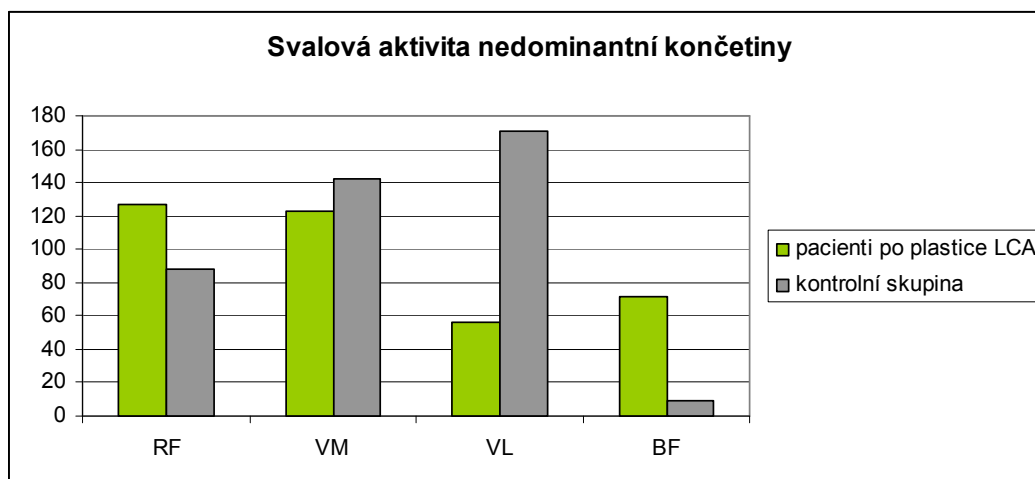
	nedominantní RF	nedominantní VM	nedominantní VL	nedominantní BF
Mann-Whitneyho U test	39	33	25	23
Z	-0,254	-0,761	-1,437	-1,606
Asymptotická signifikance	0,801	0,447	0,151	0,108

Legenda: RF – m. rectus reipris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis,  
BF – m. biceps femoris, Z- hodnoty testovacího kritéria

Mann-Whitney testy neprokázány statisticky významné rozdíly v aktivitě svalů nedominantní končetiny u zdravých jedinců a svalové aktivitě nedominantní neoperované končetiny u pacientů po operaci zkříženého vazů při výstupu na schod. Na hladině statistické významnosti  $p$  je ve všech případech vyšší než 0,05.

Rozdíl mediánů maximálních hodnot měřených svalů nedominantní končetiny u pacientů a probandů kontrolní skupiny při výstupu na schod zachycuje graf 2.

**Graf 2** Medián maximálních hodnot svalové aktivity nedominantní neoperované končetiny pacientů a nedominantní končetiny probandů kontrolní skupiny



Legenda: RF – m. rectus reipris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus laterális,  
BF – m. biceps femoris

Zatímco v předchozím případě (viz hypotéza<sub>0</sub> 1) byly patrné velké rozdíly v aktivitě VL i VM mezi pacienty a kontrolní skupinou, u nedominantní neoperované končetiny pozorujeme velký rozdíl v aktivitě pouze v případě VL. Medián VL nedominantní končetiny u kontrolní skupiny vykazuje o více jak 50 % vyšší hodnotu na rozdíl od pacientů po LCA. Střední hodnota aktivit VM je u kontrolní skupiny vyšší, ale výrazně se neliší od středních hodnot pacientů. Tyto rozdíly však nejsou signifikantní.

BF nedominantní neoperované končetiny pacientů po LCA vykazuje daleko vyšší hodnoty v porovnání s výsledky při hodnocení, operované končetiny. BF neoperované nedominantní DK pacientů má přibližně 7x větší aktivitu než BF nedominantní končetiny probandů kontrolní skupiny.

**Hypotézu: H<sub>03</sub>** ve znění „U zdravých jedinců se aktivita svalů dominantní dolní končetiny od svalové aktivity nedominantní dolní neliší při výstupu na schod“ nelze na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$  zamítnout.

Zkoumaná data mají párový charakter, proto byla hypotéza ověřena neparametrickými párovými Wilcoxonovými testy. Data byla popsána pomocí ukazatelů popisné statistiky viz Tab. 8 a Tab 9 a výsledky Wilcoxonových testů viz Tab. 10.

**Tab. 8** Popisná statistika pro hodnoty maxim násobků aktivity svalů RF a VM dominantní a nedominantní dolní končetiny kontrolní skupiny pro H<sub>03</sub>

skupina		RF dominantní	nedominantní RF	VM dominantní	nedominantní VM
kontrolní	N	12	12	12	21
	Minimum	13,05	22,40	48,29	25,90
	Maximum	489,48	379,94	575,90	372,93
	Medián	113,75	88,01	152,01	141,97
	Průměr	132,94	115,73	189,44	165,91
	SD	123,40	102,87	145,39	105,39

Legenda: RF – m. rectus reppis, VM – m. vastus medialis,  
N – počet testovaných v souboru , SD – směrodatná odchylka

**Tab. 9** Popisná statistika pro hodnoty maxim násobků aktivity svalů VL a RF dominantní a nedominantní dolní končetiny kontrolní skupiny pro H<sub>03</sub>

skupina		VL dominantní	nedominantní VL	BF dominantní	nedominantní BF
kontrolní	N	12	12	12	21
	Minimum	16,82	43,46	1,04	2,08
	Maximum	390,61	402,79	149,46	83,60
	Medián	154,78	170,63	27,44	9,61
	Průměr	166,47	170,90	34,04	22,75
	SD	109,16	105,17	41,42	24,67

Legenda: VL – m. vastus laterális, BF – m. biceps femoris, N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka

**Tab. 10** Testová statistika svalů pro H<sub>03</sub>

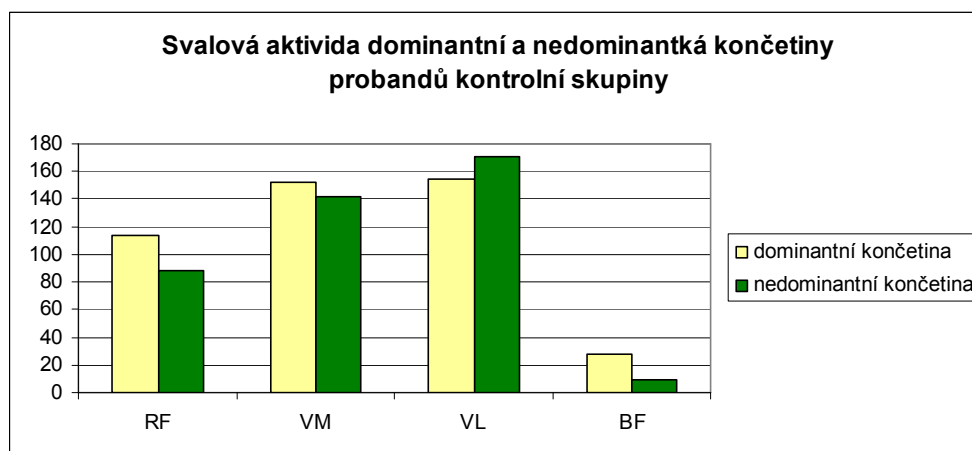
	nedominantní RF - RF dominantní	nedominantní VM - VM dominantní	nedominantní VL - VL dominantní	nedominantní BF - BF dominantní
Z	-0,078	-0,549	-0,078	-0,471
Asymptotická signifikance	0,937	0,583	0,937	0,638

Legenda: RF – m. rectus reppis, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus laterális, BF – m. biceps femoris, Z- hodnoty testovacího kritéria

Wilcoxonovým testem nebyly prokázány rozdíly mezi aktivitou svalů dominantní a nedominantní dolní končetiny zdravých jedinců.

Mediány maximálních hodnot měřených svalů dominantní a nedominantní končetiny probandů kontrolní skupiny při výstupu na schod vykazují podobný trend průběhu, viz Graf 3. Maximální aktivita svalů dominantní a nedominantní končetiny se pro svaly RF, VM a VL příliš neliší. Zatímco aktivita RF a VM je na dominantní končetině vyšší, VL vykazuje v průměru nepatrně vyšší aktivitu na nedominantní končetině. Hodnoty BF se na rozdíl od hodnot extenzorové skupiny pohybují na daleko nižší úrovni a pro dominantní končetinu je medián maximálních hodnot 3x vyšší než pro končetinu nedominantní.

**Graf 3** Medián maximálních hodnot svalové aktivity dominantní a nedominantní končetiny probandů kontrolní skupiny



Legenda: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris

## 5.2 Výsledky k vědecké otázce 2

### 2. Vědecká otázka:

**Jak se změní rozsah pohybu v kolenním kloubu při přechodu přes schod u jedinců po operaci předního zkříženého vazy ve srovnání se zdravými jedinci?**

**Hypotéza: H<sub>04</sub>** ve znění „Rozsah pohybu kolenního kloubu dominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od rozsahu pohybu v kolenním kloubu dominantní operované končetiny u pacientů po operaci předního zkříženého vazy při výstupu na schod“ **nemůžeme zamítnout** na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$ , hodnota signifikance pro tuto hypotézu je  $p = 0,076$ . Tato hodnota  $p$  se hodně blíží k hladině statistické významnosti.

Data popisné statistiky zachycuje Tab. 11 a výsledky Man - Whitney testu viz Tab. 12.

**Tab. 11.** Popisná statistika k H<sub>04</sub> pro goniometr dominantní končetiny

skupina	N	Minimum	Maximum	Medián	Průměr	SD
operovaná	7	70,00	90,90	73,30	77,74	8,51
kontrolní	12	44,13	107,25	89,03	85,17	16,57
Celkem	19	44,13	107,25	80,23	82,43	14,34

Legenda: N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka

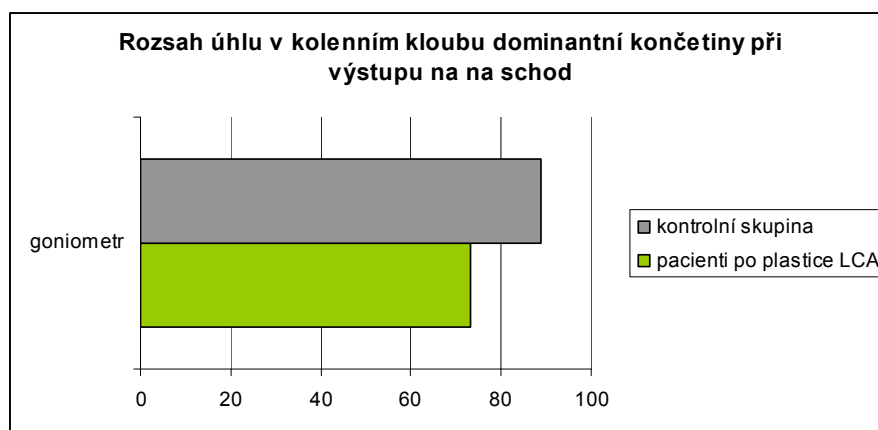
**Tab. 12.** Testová statistika goniometru dominantní končetiny pro H<sub>04</sub>

	goniometr dominantní
Mann-Whitneyho U test	21
Z	-1,775
Asymptotická signifikance	0,076

Legenda: Z- hodnoty testovacího kritéria

Hodnota p hladiny statistické významnosti zjištěná Man – Whitneyho testem pro rozdíl maximálního rozsahu úhlu v kloubu operované dominantní končetiny a dominantní končetiny probandů se blíží hladině statistické významnosti  $p = 0,05$ . Je zde patrné, že jde o trend, a pokud by vyšetřovaný soubor byl větší, pravděpodobně by bylo možné hypotézu zamítnout. Z grafu 4 je patrné, že medián maximálních hodnot úhlu v kolenním kloubu se liší pro pacienty po plastice LCA a kontrolní skupinou probandů.

Graf 4. Porovnání středních hodnot maximální flexe v kolenním kloubu operované dominantní končetiny pacientů a dominantní končetiny kontrolní skupiny



Legenda: osa x - – maximální flexe v kolenním kloubu při výstupu na schod

**Hypotézu:  $H_05$**  ve znění „Rozsah pohybu kolenního kloubu nedominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od rozsahu pohybu v kolenním kloubu nedominantní neoperované končetiny u pacientů po operaci předního zkříženého vazů při výstupu na schod“ nelze zamítnout na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$ .

Hodnoty popisné statistiky zachycuje Tab. 13 a výsledky Man - Whitney testu viz Tab. 14.

**Tab. 13.** Popisná statistika k  $H_0 5$  pro goniometr nedominantní končetiny

Skupina	N	Minimum	Maximum	Medián	Průměr	SD
operovaná	7	60,73	103,98	81,19	82,13	12,62
kontrolní	12	52,35	117,87	87,83	88,67	15,33
Celkem	19	52,35	117,87	85,40	86,26	14,39

Legenda: N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka

**Tab. 14** Testová statistika goniometru nedominantní končetiny pro  $H_0 5$

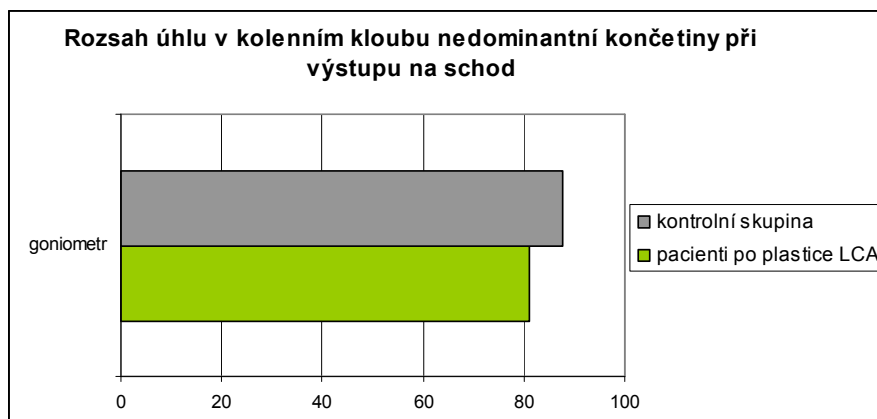
	nedominantní goniometr
Mann-Whitneyho U test	24
Z	-1,521
Asymptotická signifikance	0,128

Legenda: Z- hodnoty testovacího kritéria

Testem Mann-Whitney nebyl prokázán rozdíl v rozsahu pohybu kolenního kloubu nedominantní končetiny u zdravých jedinců a rozsahu pohybu kolenního kloubu nedominantní neoperované končetiny u pacientů po operaci zkříženého vazů při výstupu na schod, hodnota  $p > 0,05$ .

Z grafu 5 je patrné že není výrazný rozdíl mezi rozsahem pohybu kolenního kloubu neoperované nedominantní končetiny pacientů po operaci LCA a rozsahem v kloubu probandů kontrolní skupiny.

**Graf 5.** Srovnání středních hodnot goniometru neoperované nedominantní končetiny pacientů a dominantní končetiny kontrolní skupiny



Legenda: osa x - – maximální flexe v kolenním kloubu při výstupu na schod

**Hypotézu:  $H_06$**  ve znění „Rozsah pohybu kolenního kloubu dominantní dolní končetiny u zdravých jedinců se neliší od rozsahu pohybu v kolenním kloubu nedominantní končetiny při výstupu na schod“ nelze zamítnout.

Hodnoty popisné statistiky zachycuje Tab. 15 a výsledky Wilcoxonových testů viz Tab. 16.

**Tab. 15** Popisná statistika k  $H_06$  pro goniometr dominantní a nedominantní končetiny kontrolní skupiny

skupina		goniometr dominantní	nedominantní goniometr
kontrolní	N	12,00	12,00
	Minimum	44,13	52,35
	Maximum	107,25	117,87
	Medián	89,03	87,83
	Průměr	85,17	88,67
	SD	16,57	15,33

Legenda: N – počet testovaných v souboru, SD – směrodatná odchylka

**Tab. 16** Testová statistika goniometru nedominantní končetiny pro  $H_06$

	nedominantní goniometr - goniometr dominantní
Z	-1,183
Asymptotická signifikance	0,237

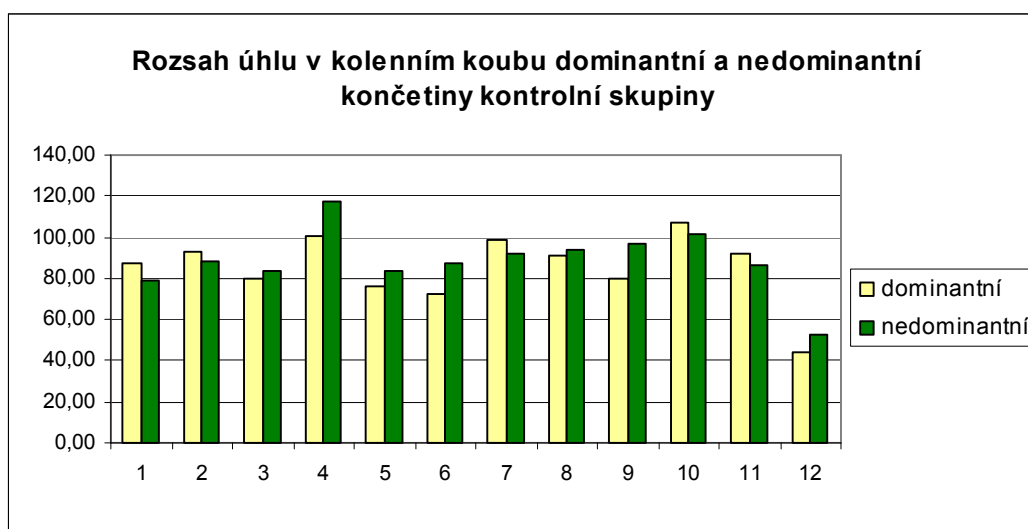
Legenda: Z- hodnoty testovacího kritéria

Wilcoxonovým testem nebyl prokázán rozdíl mezi rozsahem pohybu kolenního kloubu dominantní a nedominantní končetiny u zdravých jedinců, na hladině statistické významnosti  $p = 0,05$ .

Střední hodnoty maximálních hodnot rozsahu v kolenním kloubu kontrolní skupiny porovnává graf 6.



Graf 6 Střední hodnota rozsahu v kolenním kloubu kontrolní skupiny



Legenda: osa x – probandi, osa y – maximální flexe v kolenním kloubu při výstupu na schod

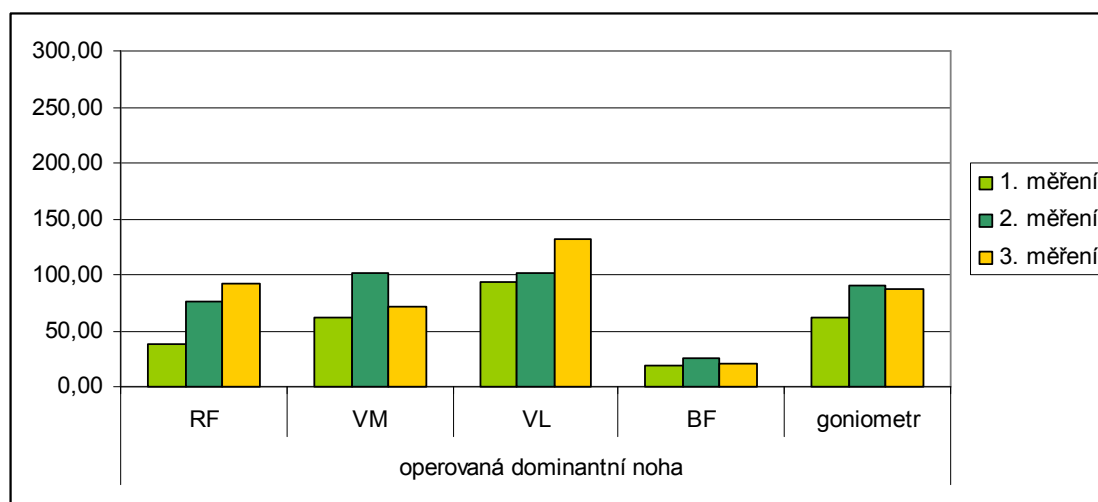
Z nulové hypotézy 6 vyplývá, že není rozdíl v rozsahu kolenního kloubu mezi dominantní a nedominantní končetinou probandu kontrolní skupiny. V grafu 6 pozorujeme, že rozdíly rozsahu v kloubu dominantní a nedominantní končetiny zdravých probandů jsou nepatrné, v průměru 8°. Při srovnávání nepozorujeme žádný společný trend. U 5 probandů je patrná vyšší hodnota u dominantní končetiny, u 7 je vyšší hodnota při přechodu nedominantní končetinou. Z výsledků není zřejmé, že by dominance končetiny měla vliv na flexi v kolenním kloubu při přechodu přes schod.

### 5.3 Výsledky k vědecké otázce 3

#### Jak se mění svalová aktivita u pacienta po operaci předního zkříženého vazů v různých pooperačních fázích?

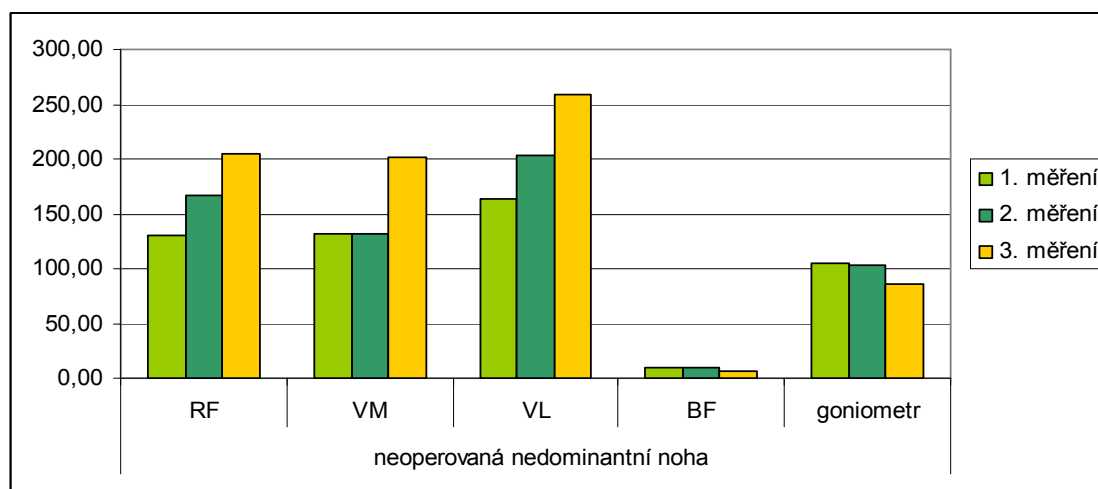
Vývoj změn svalové aktivity po operaci LCA, byl zaznamenán během opakovaného měření pacientky. Uskutečnila se tři měření, v časovém horizontu 42 dnů, 55 a 70 dní od operace. Sledovány byly stejné svaly jako u předešlých hypotéz. Časový průběh změn svalové aktivity dominantní operované končetiny zaznamenává graf 7 a vývoj svalové aktivity nedominantní neoperované končetiny graf 8.

**Graf 7** Svalová aktivita operované končetiny měřená v různých fázích po operaci



Legenda: osa x: RF – m. rectus reprimus, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis,  
BF – m. biceps femoris;  
osa y: svalová aktivita vyjádřena v  $\mu\text{V}$  a hodnoty goniometru ve stupních

**Graf 8** Svalové aktivity nedominantní neoperované končetiny



Legenda: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris; osa y: svalová aktivita vyjádřena v  $\mu\text{V}$  a hodnoty goniometru ve stupních

Svalová aktivita operované končetiny, (viz graf 7), vykazuje celkově nižší hodnoty a velikost maximální aktivity svalů ve srovnání s hodnotami neoperované končetiny a současně má v průběhu času vzestupnou tendenci. RF a VL mají stejný trend postupného nárůstu v odstupech měření. VM vykazuje vzestupnou tendenci v druhém měření, ale při třetím měření jeho aktivita opět klesá. Maximální hodnoty BF a maxima flexe v kolenním kloubu operované končetiny mají srovnatelný trend změny průběhu aktivity pro jednotlivá měření.

Největší aktivita ze všech svalů, během všech měření je patrná vždy u VL.

Při prvním měření byla zaznamenána největší aktivita VL, při druhém shodně VL a VM, a při třetím opět VL. Během všech tří pokusu měření vykazoval RF ze skupiny extenzorů kolenního kloubu nejmenší aktivitu.

Graf 8 neoperované končetiny ukazuje daleko vyšší hodnoty svalové aktivity. RF a VL má stejný průběh vzestupu stejně jak tomu bylo u operované končetiny. VM v průběhu času prezentuje také nárůst aktivity. Maximální aktivita BF neoperované končetiny a flexe v kolenním kloubu mají v průběhu opakovaného měření naopak sestupnou tendenci.

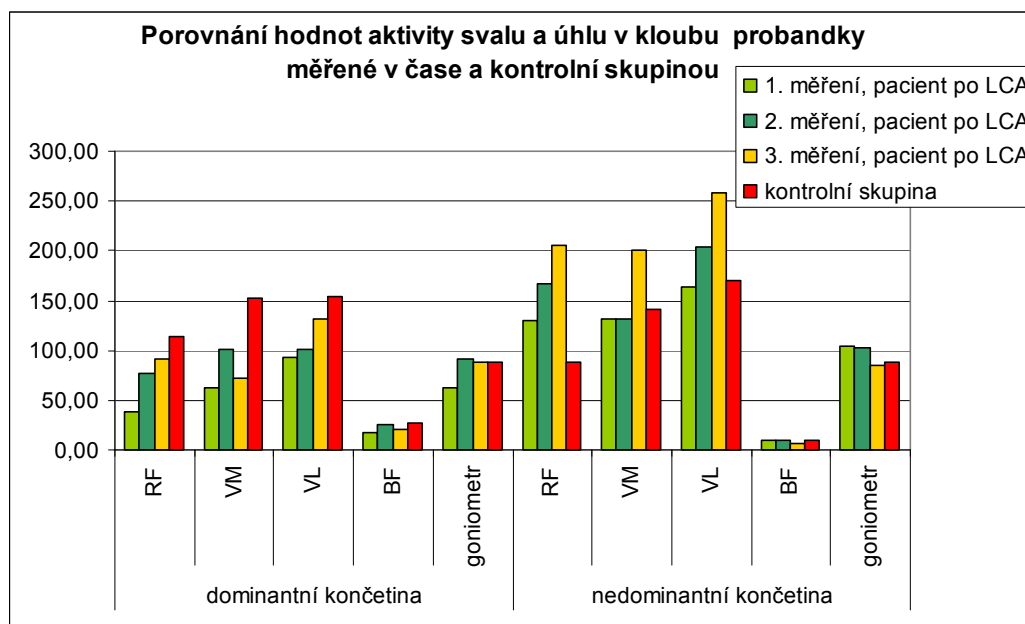
U zdravé končetiny je patrná výrazně vyšší aktivace u všech svalů mimo BF. U operované končetiny se úhel použitý pro výstup na schod s postupem času zvyšuje, u zdravé končetiny naopak klesá. Zatím co při prvním testování byl u operované končetiny úhel flexe v kloubu 62° a u neoperované 104. Při třením měření došlo k úpravě, a maximální hodnoty flexe v kloubu obou končetin se k sobě výrazně přiblížily, operovaná končetina 88° neoperovaná 85°. Měřené svaly obou končetin vykazují velice podobný trend, zvyšování aktivity zdravé a operované končetiny. Největší aktivity vykazuje VL, nejnižší naopak BF.

Srovnání hodnot získaných při opakovaném (6. - 10. týden po operaci) měření probandky při aktivitě výstup na schod, se středními hodnotami zdravé populace ukazuje Graf 9 str. 68.

Při porovnání dominantní končetiny je patrné, že svalová aktivita kontrolní skupiny je větší, než aktivita operované dominantní končetiny. Ani 3. měření operované končetiny nedosahuje hodnot kontrolní skupiny, ale je patrný trend přibližování se k těmto hodnotám. Nejnižší aktivitu vykazuje ve všech případech BF a z extenzorové skupiny dále RF, nejvyšší hodnoty vidíme u VL. Hodnoty goniometru se pohybují okolo podobných hodnot srovnatelných pro obě skupiny, nejsou patrné žádné rozdíly. Při prvním měření byl maximální úhel kolenního kloubu operované dominantní končetiny nižší vlivem přítomnosti otoku kloubu.

Nedominantní končetina probandky vykazuje naopak jiný trend svalové aktivity ve srovnání s výslednými hodnotami pro kontrolní skupinu. RF neoperované končetiny pacienty má ve všech pokusech viditelně větší aktivitu než RF kontrolní skupiny. U VM a VL jsou hodnoty kontrolní skupiny shodné s hodnotami 1. měření (6.t od operace). Hodnoty goniometru jsou pro první dvě měření vyšší, než je střední hodnoty kontrolní skupiny, u třetího měření jsou hodnoty srovnatelné s hodnotou skupiny kontrolní.

**Graf 9** Porovnání hodnot aktivity svalu a úhlu v kloubu probandky měřené v čase a kontrolní skupinou

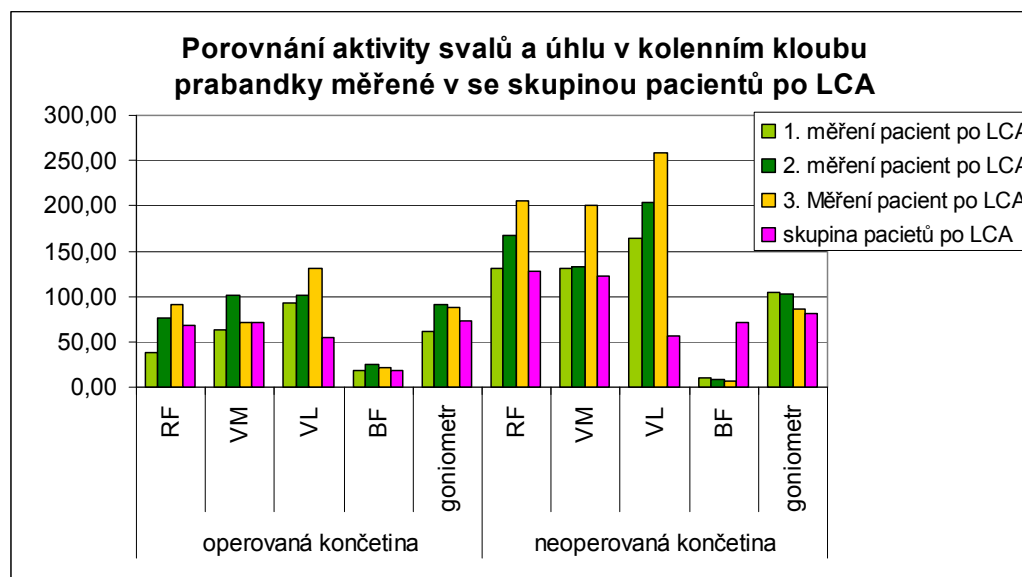


Legenda: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris; osa y: svalová aktivita a hodnoty goniometru ve stupních

Porovnání hodnot získaných při opakovaném (6. - 10. týden po operaci) měření probandky při aktivitě výstup na schod, se středními hodnotami skupiny pacientů, jejichž průměrná doba od operace byla 100 dní, ukazuje Graf 10 str. 67.

Při srovnání hodnot operované končetiny probandky měřené 42, 55 a 70 den po operaci se skupinou pacientů, kteří byli měřeni v průměru 100 den od operace, vidíme, že hodnoty liší. Hodnoty aktivit operované končetiny jsou u VM a BF podobné, ale hodnota RF u měřené skupiny pacientů je nižší než aktivita při druhém a třetím měření. Svalová aktivity VL u pacientky má naopak ještě daleko vyšší aktivitu pro všechna tři měření než střední hodnoty maximálních hodnot pacientů po LCA. Flexe v kolenním kloubu skupiny pacientů je v porovnání s měřením po 42 dnech od operace větší, ale menší než při opakovaném měření v 8. a v 10. týdnu. Neoperovaná končetina probandky vykazuje daleko větší aktivity u pacientky než je medián maximálních hodnot u skupiny pacientů po LCA. Hodnoty RF a VM jsou podobné 1. měření, zatímco aktivity VL u skupiny pacientů markantně nižší a naopak medián maximálních hodnot BF je u skupiny pacientů vyšší. Hodnota flexe v kolenním kloubu má u pacientky tendenci klesat k hodnotě skupiny pacientů.

**Graf 10** Porovnání hodnot aktivity svalu a úhlu v kloubu probandky měřené v čase a skupinou pacientů po LCA



Legenda: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis, BF – m. biceps femoris; osa y: svalová aktivita a hodnoty goniometru ve stupních

U pacientky byl proveden vždy před měřením kineziologický rozbor. Výsledky hodnot podávající informace o stavu postury, opakující se pro všechny tři měření jsou zaznamenány v Příloze 16 část A, B a C (Pacientka HR). Průběh změn v oblasti kolenního kloubu zaznamenává Tab. 17. Při prvním měření byl přítomen v oblasti kolene operované končetiny otok, což mohlo významně ovlivnit rozsah pohybu v kloubu. Při prvním testování navíc pacientka udávala občasnou bolest bodavého charakteru v kolení, při rychlém nekoordinovaném charakteru. Při druhém a třetím měření už otok nebyl přítomen, a incidence bolestivého charakteru při zatížení operované končetiny se snižovala. Pacientka navíc udávala lepší subjektivní pocit stabilizace kolene, a větší míru spolehlivosti kolene.

## 6 Diskuse

Úkolem práce je zhodnotit, má-li operace předního zkříženého vazů vliv na elektromyografickou aktivitu svalů dolní končetiny a jakým způsobem se pooperační stav na měřených svalech projeví. Operace LCA má za následek omezenou hybnost v kolenním kloubu, jejíž příčinou může být bolest, pooperační rigidní postavení v první rehabilitační fázi po operaci, otok aj., proto předpokládáme, že se tyto faktory promítnou i do průběhu pohybu.

K měření EMG aktivity byla vybrána dynamická činnost, výstup na schod, a během tohoto úkolu byla snímána aktivita svalů kolenního kloubu a zaznamenávána změna úhlu v kloubu. Chůze do schodu je běžnou denní aktivitou a člověk se s tímto úkolem setkává každý den. Nejde tedy o uměle vytvořenou aktivitu, ale je testován pohyb každodenního života. Abychom však pacientům, kteří již končetinu plně zatěžují, testovanou situaci přece jen ztížili, byl hodnocen 30 cm schod, u něhož jsme předpokládali větší ozřejmení svalové koaktivace.

Při poškození předního zkříženého vazů je výrazně narušena stabilizační složka kolene. Defekt LCA, nebo jakékoliv jiné struktury kolenního kloubu, je spojováno s narušenou propiocepcí, která se projevuje narušením vnímání polohy v kloubu a tím pádem i stability kloubu. Po operaci se k poruše propiocepce přidává navíc i složka nocicepce. Tyto skutečnosti, spolu se změnou koaktivace svalů po operaci se projeví jako narušení vzorců aktivace svalů, změna momentu výsledné svalové síly a změna rozsahu pohybu v kolenním kloubu. Stabilita kolenního kloubu také závisí na stupni flexe v kolenním kloubu. Nejstabilnější polohou kolenního je plná extenze, kdy je většina statických i dynamických stabilizátorů napnutá. Při větší flexi v kolenním kloubu táhnou flexory tibii dorzálně a chrání LCA před přetížením (Nýdrle, 1992).

Studií, které hodnotí stav kolenního kloubu po ruptuře LCA bez proběhlé operace je poměrně mnoho např. Berchuck, (1990), Brandsson, (2002), Knoll (2003) Tibone (1996).

Tibone (1996), hodnotil změny úhlu v kloubu a svalovou aktivitu svalů extenzorové a flexorové skupiny po poranění LCA při dynamických činnostech chůze, běh, odraz a chůze po schodech. Z výsledků hodnocení EMG aktivity svalů vyplývá, že zatímco extenzory při všech činnostech vykazují stejnou aktivitu, aktivita hamstringů

se zvyšuje v závislosti na náročnosti posturální situace a jev se projevil více u mediální skupiny hamstringů. Jeho práce, však neodhalila žádné signifikantní změny v rozsahu úhlu v kloubu.

Knoll (2003) porovnával aktivitu svalů kolenního a rozsah flexe kloubu před operací, a následně v různých časových obdobích po operaci. Vzhledem k tomu, že se pacienti mezi sebou lišili dobou, která od úrazu k operaci uplynula, lišila se i strategie kompenzace instability poraněného kloubu. U pacientů, kteří podstoupili operaci v průměru do jednoho měsíce, byla před operací výraznější aktivita BF, synergisty LCA. U pacientů, kteří se podrobili operaci, až po dvou letech byly zaznamenány vyšší aktivity VL a VM, což Knoll vysvětluje jako vznik kompenzační strategie pro zabránění nechtěných rotací v kolenním kloubu. Rozdíly z rozsahu flexe v kolenním kloubu před operací vzhledem ke zdravé končetině nebyly, projevovala se pouze větší tibiální translace.

Z těchto prací je patrné, že rozsah v kolenním kloubu není před operací změněn, a k omezení tedy dochází následkem operace a pooperačních vlivů působících na kolenní kloub. Zato změny v aktivaci svalů jsou patrné již před operací. Svalové mechanismy uplatňující se na kompenzaci instability kloubu, musí kloub s defektem LCA stabilizovat. Změněná aktivita svalů má navíc úzkou souvislost s časem, který od úrazu k operaci uplynul.

Stejně tak jako chůze, která je charakteristická pro každého jedince a vykazuje u každého zcela individuální stereotyp. Dá se také u výstupu na schod přepokládat, že se tento individuální charakter projeví. U zdravých jedinců je stereotyp jistě ovlivněn, stavem postury a výsledky boru, atitudou, a trénovaností jedince.

U pacientů mohou změny rozsahu v kolenním kloubu dále souviset se stavem napětí struktur okolo kolene, kompenzaci rozsahu v kolenním kloubu zvětšením rozsahu v kloubu jiném. Individuální nálezy v kineziologickém rozboru by také jistě mohly odhalit souvislosti se změněným úhlem, ale aby byly aplikovatelné na celou skupinu musel by být vyšetřovaný soubor větší.



## 6.1 Diskuse k vědecké otázce č. 1

### **Jak se změní elektromyografická aktivita svalů dolní končetiny po předního zkříženého vazů během výstupu na schod.**

Aktivita svalů dominantní operované končetiny pacientů vykazovala statisticky významnou změny v aktivaci pro VL a VM. Aktivita vastů operované končetiny se liší od aktivity dominantní končetiny probandů kontrolní skupiny.

Musculus vastus medialis a vastus lateralis jsou svaly jednokloubové a jejich funkcí je extenze v kolenním kloubu. Mimo to, jsou nesmírně důležité pro stabilizaci kolene. Úkolem VM je bránit laterálnímu posunu pately a tím instabilitě kolenního kloubu.

To potvrzuje i Pincivero (2002), který uvádí, že při dynamicky náročných situacích na stabilizaci kolene vykazuje VM zvýšenou aktivitu a při nižší silových akcí a posturálně nenáročných situacích převažuje aktivita VL. Na druhou stranu je však VM označován za nejslabší sval z komplexu m. quadriceps femoris a prvním, na kterém se projeví hypotrofie až atrofie, objeví-li se v kolenním kloubu nějaká patologie. To Smékal (2006) spojuje s nocicepcí, která v takovémto kolenu vzniká. Na stabilizaci kolene

se spolu s mediálním vastem podílí i musculus vastus lateralis, a současně také optimalizují polohu pately. Ghorí (1995) ve své studii aktivace QF neodhalil žádný specifický vzor, podle kterého by se VL při extenzi v kolenu zapojoval.

V našem měření vykazuje VM u pacientů na operované končetině větší aktivitu než VL. Můžeme z toho usuzovat, že vykonávaná testovací činnost, výstup na schod, byla pro pacienta náročná na stabilitu kolene a museli ji tedy tímto mechanismem korigovat.

Z popsaných poznatků vyplývá, že aktivita VM představuje pooperační problém, na který je nutné se zaměřit. Aktivita VM jednak vypovídá o míře nestability kolene a také představuje hrozbu komplikace, ke které by mohlo dojít, nebude-li se k svalu přistupovat dostatečně facilitačně. Navíc, není-li zajištěná dostatečná stabilita kloubu, nemůže v něm nikdy probíhat kvalitní pohyb.

Dominantní operovaná končetina pacientů po LCA vykazovala značné rozdíly v hodnotách mediánu maximálních měřených svalů oproti kontrolní skupině zdravých jedinců. Hodnoty kontrolní skupiny byly dokonce 2x vyšší oproti hodnotám naměřeným u pacientů. Tento markantní rozdíl v aktivitě svalů mezi pacienty a zdravými jedinci by mohl mít souvislost v rychlosti prováděného úkolu. Zatímco zdraví jedinci přechod přes schod prováděli přirozeně běžnou kadencí DKK, kterou potvrzoval úder paty do podložky. U pacientů byla znatelná snížená rychlost a ráznost chůze při výstupu na schod, které plynula z opatrností při pokládání a zatěžování operované končetiny. Snížená rychlost chůze má za následek nižší úroveň maximálních aktivit pro vykonávaný pohyb.

Snížení aktivity extenzorové skupiny kolenního kloubu se shoduje se studií Berchuck (1990), který nižší aktivitu QF hodnotí jako složitý neuromuskulární mechanismus. Díky tomu je redukován výsledný moment svalové síly, který by jinak vyvolal anteriorní posun tibie a vyvolal by destabilizaci kolene. Bulgheroni (1997) a Knoll (2003) uvádí, že redukce aktivity QF po operaci LCA je doprovázena zvýšením aktivity BF, což se s našimi výsledky neshoduje. Andriacchi (1980) zabývající se aktivitou flexorů kolenního kloubu v porovnání s aktivitou extenzorů při přechodu přes schod, označuje aktivitu flexoru za velmi malou ve srovnání s extenzorovou skupinou. Stejně tak Kellis (1999) zmiňuje důležitou roli svalů flexorové skupiny kolenního kloubu, hamstringů při stabilizaci kolenního kloubu. Ve své práci hodnotil vztah VM a BF při dynamicky náročných situacích a říká, že aktivita VM probíhá za podpory BF. Aktivita BF vykazuje za těchto podmínek činnost trvalého, konstantního charakteru na submaximální úrovni, což odpovídá předpokládanému stabilizačnímu synergistickému charakteru svalu. Tomu odpovídá i zjištění v naší studii. BF vykazoval z naměřených hodnot svalové aktivity dominantních končetin pacientů i probandů nejnižší hodnoty, které se od sebe v porovnání pacientů s kontrolní skupinou nijak výrazně nelišily. Tento trend však nepozorujeme u nedominantní končetiny.

Z biomechanických vztahů v kolenním kloubu vyplývá, že extenzory kolenního kloubu (QF) se uplatňují jako antagonistů LCA a flexory působí jako jeho synergisté. Dojde-li k porušení LCA je možné „nahradit“ jeho funkci zvýšením aktivity hamstringů, jakožto synergistů. Mayer (2003) vyslovil názor, že hamstringy pracují více jako agonisté předního zkříženého vazy. Jsou-li hamstringy zapojeny

do stabilizačních vzorců kolene během pohybu, musí být jejich aktivace vyvážená ve smyslu aktivace mediálních (m. semitendinosus, m. semimembranosus) a laterálních hamstringů (BF). Dojde-li k výraznému přesunu aktivace ve prospěch BF, má tento fakt destabilizující dopad na koleno. Pouze je-li koleno ve flexi, BF provádí navíc vnitřní rotaci v kolenním kloubu. (Dylevký, Ježek)

Při hodnocení aktivity svalů neoperované končetiny pacientů a probandů nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly. V aktivitě svalů mezi pacienty a probandy však nacházíme rozdíly. Zatímco u skupiny zdravých jedinců pozorujeme nejvyšší aktivitu u VL a nejnižší u BF. Neoperovaná končetina pacientů má pořadí zcela jiné. Nejvyšší medián maximálních hodnot patří RF a nejnižší překvapivě VL. Maximální hodnota aktivity VL pacientů vykazuje 3x nižší hodnotu v porovnání s kontrolní skupinou.

Neoperovaná končetina pacientu po LCA vykazuje neočekávaný trend a to ten, že střední hodnoty maximálních naměřených hodnot BF převažují hodnoty VL. V tomto případě se také nabízí souvislost s kineziologickým rozbohem pacientů, z kterého je patrné, že u 6 ze 7 pacientů neoperovaná končetina bylo zjištěno zkrácení flexorů kolenního kloubu. Na druhou straně je hodnota mediánu maximálních hodnot pravděpodobněji odrazem velkého rozptylu hodnot v daném souboru. Smékala (2006), Mayera, (2003) a Ageberg et al (2002), zastávají názor, že po poranění LCA je funkční schopnost DK ovlivněna nejen na operované končetině, ale i na končetině neoperované. Smékal (2006) a Mayer (2003) pak uvádí, že pro kvalitní stabilizaci kolenního kloubu je důležitá kvalitní koaktivace hamstringů mediální a laterální skupiny, vyvážená aktivace VL a VM a neposlední řadě spoluúčast mm. gastrocnemii. Vzhledem k tomu, že v této práci nebyla sledovaná aktivita mediálních hamstringů kolenního kloubu, nemůžeme tuto jistě říct, co mělo vliv na výrazně vysokou hodnotu mediánu maximálních hodnot pro BF.

Svalová aktivita, nedominantní neoperované končetiny, je nejvyšší aktivitu u VL a nejnižší u BF částečně odpovídá výsledkům Pincivero a Coelho (2002) o aktivaci jednotlivých částí QF během dynamické činnosti. Převaha VL a RF by tedy měla znamenat, vzhledem k převažujícímu vzoru aktivace VL nad VM, že činnost neklade žádné speciální nároky na stabilizaci kolenního kloubu a pro probandy není posturálně náročnou. Pro kvalitní stabilizaci kolenního kloubu je nutné, aby hodnota aktivity VL převažovala nad aktivitou VM, ale aby se od sebe výrazně nelišily (Kellis, 1998).

Pro zdravě jedince se tento předpoklad potvrdil, hodnota maximální aktivity VM se sice maximální hodnotě VL hodné podobá, ale v žádném případě ji nepřevyšuje. Blízké hodnoty VL a VM dominantní končetiny probandů ukazují spíše na dobrou vyrovnanou spolupráci svalů jako stabilizátorů kolenního kloubu.

Je-li podle definice Švajgla, (2000) dominantní končetinou ta, kterou jedinec preferuje a užívá přednostně, protože pracuje rychleji, lépe, kvalitněji a přesněji, budeme tuto vlastnost jen těžko přisuzovat operované končetině. Z dotazníku víme, a podle tohoto kritéria byli pacienti také vybráni, že současná operovaná končetiny byla před operací/úrazem používána k činnostem, podle kterých jsme dominanci určovali. Ale dnes by tentýž úkol provedli raději druhou dolní končetinou, protože ta je v současné době, na rozdíl od původní dominantní končetiny, tou která pohyb provede lépe a kvalitněji.

Porovnání dominantní a nedominantní končetiny probandů kontrolní skupiny nepřineslo žádné statisticky významné rozdíly. Z hodnocení grafů je patrné, že aktivity svalů dominantní a nedominantní končetiny zdravých jedinců se od sebe neliší. Výsledky odpovídají vzoru aktivace svalů při výstupu na schod, který zmiňují studie Andriacchi (1980) a Protopapadaki (2006). Projevila se větší aktivita VL a VM, která plyne ze stabilizační funkce svalů, přičemž maximální aktivita VM nepřevyšuje VL. Nižší aktivita z komplexu extenzorů kolenního kloubu vykazuje RF.

Musculus rectus femoris je dvoukloubový sval, a jeho činností je mimo extenze v kolenní i flexe v kyčli. Účinnost RF je výrazně závislá na postavení v kyčli. To potvrzuje i ve své studii Salzman (1993), který měřil aktivitu všech částí QF během extenze dolní končetiny za různého postavení v kyčelního a kolenního kloubu a z jeho studie vyplývá, že největší aktivity svalu je dosaženo při 40° flexi v kyčelním a 15° flexi v kolenním kloubu. Navíc zdůrazňuje, že žádná z pozic kyčelního ani kolenního kloubu nemůže izolovat činnost RF od vastů.

U vícekloubových svalů, kterým RF beze sporu je, sledujeme fenomén aktivní svalové insuficience. Z toho pro ekonomickou aktivaci dvoukloubového svalu plyne, že je vždy výhodnější, když během prováděného pohybu, při kterém ovlivňuje postavení v obou kloubech, pracuje v jednom kloubu excentricky a druhém koncentricky. Toto postavení je efektnější pro následný pohyb. Předpokládáme, že toto

by mohl být jeden z důvodů, proč je aktivita RF u kontrolní skupiny (dominantní i nedominantní DK) při výstupu na schod nižší ve srovnání s VL a VM.

## **6.2 Diskuse k vědecké otázce č. 2**

**Jak se změní rozsah pohybu v kolenním kloubu při přechodu přes schod u jedinců po operaci předního zkříženého vazy ve srovnání se zdravými jedinci?**

Výsledky z elektrogoniometrického měření flexe v kolenním kloubu během výstupu na schod ukázaly statisticky významné rozdíly mezi pacienty po LCA a skupinou zdravých jedinců. Rozdíl nevyšel signifikantní, ale hladině významnosti se velmi přibližuje. Lze tedy předpokládat, že pro větší vzorek testovaných jedinců by výsledek vyšel signifikantně významný. Jak už bylo uvedeno výše, na rozsah v kloubu má vliv mnoho faktorů od bolesti a otoku přes stav struktur měkkého kolena až po rigidní postavení v kloubu a rozsah je tedy u pacientů změněn. A to nejen při dynamických činnostech, kdy je nejčastěji kompenzován zvětšením rozsahu kloubů položených v distálněji nebo proximálněji, ale také v klidu, což vyplývá z kineziologického rozboru. U 4 pacientů ze 7 nebyla obnovena ještě plná extenze v kolenním kloubu a u 5 ze 7 pacientů nebyla změřená maximální flexe v kolenním kloubu shodná s hodnotou zdravé končetiny (viz Příloha 17, C). Z výsledků je tedy patrné, že u pacientů byl snížen nejen maximální aktivní rozsah pohybu v kolenním kloubu, ale byl snížen i úhel flexe při přechodu přes schod.

Základní postavení v kolenním kloubu je plná extenze. Během pohybu do flexe dochází ke kombinaci tří pohybů, jako první probíhá iniciální rotace kondylů femuru zevně na začátku flexe při zatížené DK, následuje valivý pohyb kondylů femuru po tibialním plató a nakonec probíhá klouzavý pohyb kondylů femuru společně s menisky po tibialním plató (Bartoniček, Heřt, 2004). LCA je napnutý v plné extenzi. Při 15° flexi začíná jeho tenze klesat a dosahuje minima zhruba mezi 30-40° flexe. Se vzrůstající flexí začíná opět narůstat, takže při 90° je silně napnut. LCA silně napíná také při vnitřní rotaci.

Omezení pohybu v kloubu, může vzniknout jako obranná reakce na podkladě nocicepce z kolenního kloubu. Následují reflexní děje v měkkých tkáních, které se projeví omezenou protažitelností struktur kolem kolenního kloubu. V pooperačním období je pohyb redukován ortézou indikovanou lékařem, v prvních třech týdnech po operaci je rozsah ortézy nastaven na rozsah 0-90°, po kontrole kolem 3.tydne od operace je zvětšen na 0-120°.

Bulgheroni (1997) uvádí, že po operaci LCA je pohyb tibie a femuru přímoseměrně poranění LCA, a dále uvádí, že dochází k zvýšení translačního pohybu tibie v porovnání s neoperovanou končetinou. Významným svalem, který tuto translaci tibie redukuje je BF. Berchuck(1990) popsal kompenzační vztah sníženého úhlu a snížení aktivity QF. Účinek QF je reflexně snížen, čímž dojde k zabránění anteriornímu posunu tibie. QF může tak svoji sílu využít v oblasti úponu na pánev. Během pohybu je snížená flexe v kolenním kloubu kompenzována zvětšením úhlu v kyčli.

Devita (1998) udává, že k normalizaci úhlu v kloubu dochází do 6. měsíců od operace. Tuto dobu za sebou žádný z měřených pacientů neměl, ani se jí neblížil. Pacienti byli během měření v období, během kterého stále pracují na zlepšení rozsahu kloubu a vycvičení stabilizačních složek kloubu. Ze studie Brandssona (2002), který hodnotil změny v kloubu rok od operace, však vyplývá, že i rok po operaci stále přetrvává signifikantní rozdíl v tibiální translaci oproti zdravé končetině a je zmenšená laxicita měkkých tkání kolenního kloubu. Je otázkou, jak by rozsah pohybu v kloubu u pacientů vypadal, kdybychom tutéž skupiny změřili a zhodnotili po roce od operace.

Změna rozsahu úhlu kolenního kloubu na neoperované končetině pacientů po LCA ve srovnání s probandy kontrolní skupiny se statisticky nepotvrdila. Ageberg (2002), Smékal (2001), Kellis(1998) však vyslovili ve svých studiích názor, že patologie jedné dolní končetiny má vliv na funkci druhé, ať už na podkladě změněné propriocepce, přetěžování zdravé ve prospěch stability končetiny po operaci, nebo zřetězení patologií. Přestože nevyšly signifikantní rozdíly je zřejmé, že i na neoperované končetině pozorujeme změny v rozsahu pohybu v kolenním kloubu v porovnání se zdravou kontrolní skupinou.

Při srovnávání dominantní a nedominantní končetinou u zdravých jedinců nebyl potvrzen žádný statisticky prokazatelný rozdíl mediánů maximálních naměřených hodnot. Rozdíl úhlu v kolenním kloubu mezi dominantní a nedominantní končetinou probandů byl v průměru 8° a nevykazoval žádný společný trend. U 5 probandů byl úhel flexe větší na dominantní končetiny a u 7 probandů na nedominantní končetině. Průměrná hodnota maximálního úhlu v kolenním kloubu během výstupu na schod byla u probandů 83°. Toto zjištění se shoduje se studií Andriacchi (1980), který se svým souborem zjistil průměrnou hodnotu 85°.

Nebyl nalezen vztah s žádnou, námi hodnocenou položkou kineziologického rozboru a jejím vlivem na rozsah v kolenním kloubu. Výstup na schod má u každého jedince jistě zcela individuální charakter, který může být ovlivněn stavem postury a výsledky kineziologického rozboru. Vztah by bylo možné jistě nalézt pro větší soubor probandů. Z výsledků nevyplývá, že by dominance končetiny probandů kontrolní skupiny měla vliv na flexi v kolenním kloubu při výstupu na schod.

### **6.3 Diskuse k vědecké otázce č. 3**

#### **Jak se mění svalová aktivita u pacienta po operaci předního zkříženého vazů v jednotlivých pooperačních fázích?**

U pacientky sledované v různých pooperačních stádiích bylo možné zachytit průběh změn maximální svalové aktivity a maximálního úhlu v kolenním kloubu během výstupu na schod. 1 měření bylo provedeno 42. dnů od operace. V této době již pacientka týden, dle indikace lékaře, nepoužívala při chůzi berle, ortéza byla nošena ještě občasné, na delší trasy. Docházela také již 2. týdnem na rehabilitaci. Další měření byla opakována v intervalu 14 dní, po celou dobu pacientka navštěvovala rehabilitaci

Aktivity svalů operované i neoperované končetiny se od sebe navzájem liší a vykazují odlišný trend aktivit jednotlivých svalů a zvyšování aktivity zdravé a operované končetiny. Největší aktivitu vykazuje VL, nejnižší naopak BF. U zdravé končetiny pacientky je patrná výrazně vyšší aktivace všech svalů mimo BF.

Svalová aktivita operované dominantní končetiny pacientky je nízká v porovnání s dominantní končetinou kontrolní skupiny, ale je patrný trend přibližování se k těmto hodnotám. Nedominantní končetina pacientky vykazuje naopak vyšší hodnoty svalové aktivity, než jsou střední hodnoty maximálních naměřených hodnot jednotlivých svalů kontrolní skupiny. U operované končetiny se úhel použitý pro výstup na schod s postupem času zvyšuje, u zdravé končetiny naopak klesá. Hodnoty se tedy u obou končetin v průběhu měření přibližují hodnotám flexe v kolenním kloubu kontrolní skupiny.

Svalová aktivity probandky ve srovnání s hodnoty skupiny pacientů po LCA se liší. Na operované končetině jeví BF a VM podobný trend aktivace. Jelikož jde o důležité stabilizátory kolenního kloubu je tento jev pozitivní pro stabilitu kolenního kloubu. Ovšem hodnota VL je u pacientky při všech měření daleko vyšší. Svalová aktivity neoperované končetiny pacientky vykazuje celkově větší hodnoty aktivace, než medián maximálních hodnot u skupiny pacientů. VL opět vykazuje největší rozdíly. U skupiny pacientů vykazuje VL nejnižší hodnoty, naopak BF skupiny probandů aktivaci sledovanou u pacientky převyšuje.

Z hodnot svalových aktivit je u pacientky patrné, že při opakovaných měřeních docházelo k zvyšování aktivity svalů na operované i neoperované končetině. To může být vysvětleno jednak postupně se zvyšujícími nároky na končetinu během chůze, kterým se pacientka začala přizpůsobovat, ale také probíhající rehabilitací, která byla zaměřena na obě končetiny.

Hodnota flexe v kolenním kloubu u neoperované končetiny pacientky má sestupný charakter, kterým se hodnoty přibližují o hodnotě flexe neoperované končetiny skupiny pacientů. Střední hodnota flexe v koleni je u pacientů vyšší než při prvním měření pacientky, ale zároveň nižší než hodnoty naměřené při druhém a třetím měření, z toho se dá usuzovat, že hodnoty flexe užitá pro přechod přes schod by se mohla ještě snižovat.

U této probandky se projevují zajímavé trendy aktivace RF a VL podobným způsobem s vzestupnou tendencí a navíc stejné pro obě končetiny. Postupné zvyšování aktivity RF kopíruje průběh zvyšování VL. Vyšší aktivace VL a RF je u extenzorové skupiny běžná při nízkých svalových akcích v případě že nejde o náročnou situaci.



Trend svalové aktivity BF kopíruje trend změny flexe v kolenním kloubu (viz graf 9) Během flexe v koleni dochází k různým stresovým momentům pro přední zkřížený vaz. Nejvíce je LCA napnutý při extenzi a poté při 90°flexi v kolení, šlacha BF reaguje na protažení mírou stabilizace, aby nedošlo k poškození svalu (Pincivero, 2003).

Největší aktivitu vykazuje vždy VL a nejnižší BF. BF má během všech třech měření operované dominantní končetiny nižší aktivitu, aby stabilizoval kolenní kloub, při výstupu na schod Andriacchi (1980). Pincivero, Campy (2003) konstatuje že, šlacha m. biceps femoris hraje významnou roli při udržování dynamické stability v průběhu funkčního zatížení kolena, jde o nutný mechanismus pro úspěšnou obnovu funkce kolenního kloubu po poranění. Hodnoty aktivity extenzorů kolenního kloubu mají v průběhu vzestupný charakter, Dá se usuzovat, že zvýšení je následek probíhající rehabilitace, vzhledem k tomu, že pacientka docházela na terapii pravidelně, zpočátku 3x později 2x týdně a terapie byla zacílená na aktivitu dolních končetin.

Průběh aktivity VM je odlišný od všech svalů, mezi prvním a druhým měřením je u operované nohy vidět nárůst svalové aktivity a třetí měření vedlo opět k poklesu. Tento průběh svalové aktivity si vysvětlují, také mohla být využita kompenzace druhou končetinou. Místo aby pacientka provedla extenzi kolene po došlapu na bednu, mohlo dojít k odrazu od druhostranné končetiny a tím překonání prvotní propulzní koncentrické fáze pro sval. K ovlivnění mohlo také dojít vlivem probíhající rehabilitace. Po prvním měření pacientka obdržela informace, že VL vykazuje z komplexu stehenních svalů nejvyšší aktivitu, a bylo jí doporučeno, aby se svojí terapeutkou zaměřila na utlumení VL a facilitaci VM pro lepší dosažení optimalizace stabilizační funkce kolenního kloubu. 2. měření odhalilo výrazné zvýšení aktivity VM, ale do jaké míry je výsledkem doporučené terapie na základě EMG měření, je otázkou. Při třetím měření operovaná končetiny vykazuje opět jiný vzor aktivace svalů. Maximální hodnota aktivity VM se snížila ve prospěch RF a VL vykazuje výrazné zvýšení oproti prvnímu i druhému měření.

Maximální hodnota VM z komplexu QF, která je u žen často popisovaná se zde neprojevila. (Krishnan ,2009; Smékal, 2003) Ze studií Devita(1998) a Knoll (2003) vyplývá, že nejenom rozsah v kloubu se normalizuje v době okolo 6. měsíce po operaci, ale i timing a velikost aktivity svalů se v tomto časovém horizontu normalizuje. Vzhledem k tomu, že ze studie vyplynul vztah mezi změnou svalové aktivity a rozsahem v kloubu, dá se tato společná úprava svalové aktivity a rozsahu flexe očekávat.

## ZÁVĚR

V práci jsme se zbývali hodnocením změn aktivity svalů kolenního kloubu po plastice předního zkříženého vazy. Maximální aktivita svalů (musculus rectus femoris, musculus vastus medialis a lateralis, musculus biceps femoris) byla vyšetřována pomocí povrchové elektromyografie a současně byl sledován úhel flexe v kolenním kloubu. Hodnocena byla stojná končetina, končetiny byly rozděleny na dominantní a nedominantní a porovnávány s kontrolní skupinou.

Při hodnocení aktivity svalů operované dominantní končetiny a dominantní končetiny kontrolní skupiny vyšel statisticky významný rozdíl v aktivitě VM a VL. Tato aktivita se však ukázala jako velmi nízká, a pro dobrou stabilizaci kolene je nutno ji zvýšit a dostat do vyvážené koaktivity pro oba svaly.

Neoperovaná nedominantní končetiny pacientů ve srovnání s nedominantní končetinou kontrolní skupiny, nevykazuje žádný statisticky významný rozdíl v aktivaci svalů, ale trendy aktivace svalu se od sebe liší. Lze tedy potvrdit, že funkční omezení na jedné končetině má odezvu i na končetině druhé.

Rozsah flexe v kolenním kloubu operované i neoperované končetiny vykazuje změny. Po operaci je přítomen menší úhel flexe v kolenním kloubu. Tato změna nebyla statisticky potvrzena, ale signifikance se významně blížila hladině významnosti. Změny jsou u pacientů pozorovatelné na obou končetinách.

Rozdíl v aktivaci svalů mezi dominantní a nedominantní končetinou kontrolní skupiny nebyl potvrzen, stejně tak nebyl pozorován rozdíl v rozsahu flexe v kolenu při přechodu přes schod pro dominantní a nedominantní končetinou.

Dominanci u operovaných pacientů nelze s jistotou hodnotit. Kriteřiem pro testování bylo, aby operovaná končetiny byla dominantní. Pokud však za dominantní považujeme tu končetinu, která pracuje rychleji a přesněji a jedinec ji používá přednostně. Po operaci toto kriterium operovaná končetiny nesplňuje.

Ruptura předního zkříženého vazy a následná operace měni kinematiku kolenního kloubu a pacienti při ní udávají pocit nestability v kolenním kloubu. Z výsledků vyplývá, že poškození LCA a operační zásah má vliv na aktivitu svalů kolenního kloubu, jejichž funkcí je dynamická stabilizace kolenního kloubu, a také že změna svalové aktivity má souvislost se změnou rozsahu pohybu v kloubu a naopak.

Výsledná stabilita kloubu je závislá na stavu vazů uvnitř a okolo kloubu, a především na svalové aktivitě a souhře svalů extenzorové a flexorové skupiny svalů kolenního kloubu. Nejefektivněji se na stabilitě podílí vyvážená aktivita vastů v koaktivaci s hamstringy.

## LITERATURA

ANDRIACHI, T. ANDERSSON, J. B. FERMIER, W. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery* [online].1980, č. 62, s. 749-757, [cit. 2010-02-22]. Dostupné na WWW:<http://www.sciencedirect.com>.

AMBLER, Zdeněk. *Klinická neurologie I*. Praha: Triton, 2008. ISBN:978-80-7387-157-4.

BABAULT, N. POUSSON, M. BALLAY, Y. Activation of human quadriceps femoralis during isometric, concentric and eccentric contractions. *Journal of Applied Physiology* [online].2001, č. 91, s. 2628 – 2634 [cit. 2009-11-29]. Dostupné na WWW:<http://www.jap.org>.

BARTONÍČEK, Jan a HEŘT, Jiří. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf . 2004. ISBN: 80-7345-017-8

BERCHUCK, M. ANDRIECCHI, T. BACH, P, Gait adaptations by patients who wave a deficient anterior cruciate ligament, *The Journal of Bone and Joins Surgery*. [online]. 1990. č.6. [cit. 2010-05-22]Dostupné na WWW: <http://www.ejbjs.org>

BRANDSSON, Sveinbjo, KARLSSON, Jon. SWÄRD Lei, et al. Kinematics and Laxity of the Knee Joint after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The american journal of sports medicine*, [online]. 2002. č.3. [cit. 2010-05-25] Dostupné na WWW: <http://www.phauthuatnoisoi.com>

BULGHERONI.P, BULGHERONI. M. ANDRINI, L. Walking in anterior cruciate ligament injuries, *The Knee* [online]. 1997. č. 4, s. 159-165 [cit. 2010-05-22] Dostupné na WWW:<http://www.sciencedirect.com>.

COSTIGAN, A., DELUZIO, K. J. WYSS, U.P. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait and Posture*. [online]. 2001, č. 16, s. 31 – 37, [cit. 2010-02-22]. Dostupné na WWW: [ncbi.nlm.nih.gov/pubmed](http://ncbi.nlm.nih.gov/pubmed).

DELISA, J. A. Gait Analysis. in Human walking, Rose, Jessica. Gamble, James. 1. vyd Lippincott Williams and Wilkinson. ISBN: 97- 80-7817-59-54.

DE LUCA, J. Carlo. The Use of Surface Elektromyografy in Biomechanics. *Journal of applied biomechanics*.1997, č. 13, s. 135-163.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie, kinezioterapie a fyzioterapie*. 1. vyd. Liberec: Manus, 2001. ISBN:80-902318-8-8.

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

DYLEVSKÝ Ivan a JEŽEK, Petr. Základy kineziologie. [online]. [cit. 2010-05-22]. Dostupné na WWW: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/uvod2.htm>.

DRNKOVÁ-PAVLÍKOVÁ, Zdena. SYLLABOVÁ, Růžena. *Záhada leváctví a praváctví*. Praha. Avicenum, 1991. ISBN 8020101136.

ENOKA, M. Rogers. *Neuromechanics Of Human Movement*. 1. vyd. Champaign: Human Kinetics Europe, 2008. 616 s. ISBN 9780736066792.

ENOKA, M. Rogers. Eccentric contraction repre uniqui activation strategy by the nervous system. *Journal of apply Physiology* [online]. 1996 [cit. 2010-03-22]. Dostupné na WWW: <http://www.jap.physiology.org>.

ENOKA, M. Rogert. Mechanisms of Muscle Fatigue: Central Factors and Task Dependency. *Journal of Elektromyografy and Kineziologi* [online]. 1995, roč. 5, č. 3, s 141-149, [cit. 2010-03-22]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com>.

GAGE, James. Gait analysis in cerebral palsy. 1.vyd. Oxford: Mac Keith Press, 1991. ISBN 0-5214-1277-3.

GHORI, U. M. DONNE, B. LUCKWILL, R. Relationship between torque and EMG activity of a knee extensor muscle during concentric and eccentric action. *Journal of Elektromyografy and Kineziologi* [online]. 1994 roč. 5, s 109-115, [cit. 2009-10-22]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com>.

GROSS, M. Jeffry. *Vyšetření pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha: Triton. 2005. ISBN: 80-7254-720-8.

HAVLÍČKOVÁ, L. Význam excentrické kontrakce pro posturu. *Rehabilitace a fyzilákní lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. ISSN 1211-2658. 1999, č. 1, str. 9 – 14.

CHALOUPKA, Richard. *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. 1.vyd. Brno: IDVPZ, 2001.186s. ISBN 80-7013-341-4.

JANDA, Vladimír. POLÁKOVÁ, Zdislava. VÉLE, František. *Funkce hybného systému*. 1. vyd. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966

JANDA, Vladimír. *Svalové funkční testy*. 1. vyd. Praha: Grada. 2004. ISBN 80- 247-0722-5

JANURA, Miroslav. *Fyzikální základ biomechaniky*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2007. ISBN 9788024418056.

KONRAD, Peter. *The ABC of EMG - A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [online]. 2005, [cit. 2009-10-9]. Dostupné na WWW: [http://pelvicrehab.com/download/ABC\\_of\\_%20EMG.pdf](http://pelvicrehab.com/download/ABC_of_%20EMG.pdf).

KELLIS, E. BALTZPOULOS, V. Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Medicine and Science in sports and*

*exercicie*. [online]. 1997, roč. [cit. 2010-05-01]. ]. Dostupné na WWW. <http://Googlescholar.com>

KELLIS, Elefhterios. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist aktivity. *Sports Medicine* Abstrakt [online]. 1998, roč. 25 [cit. 2009-15-11]. Dostupné na WWW. <http://www.ingentaconnect.com/content>.

KELLIS, Elefhterios. The effects of fatigue on the resultant join moment , agonist and antagonist electromyographi aktivity at different angeles during dynamic knee extensit afforts. *Jornal of elektromyografy nad Kineziology*, Abstrakt [online]. 1999. roč. 9, [cit. 2010-02-01]. ]. Dostupné na WWW. <http://www.sciencedirect.com>

KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie: Fyziologické základy a elektrofyzilogická vyšetření*. 1. vyd. Praha: Triton, 1999. ISBN 80-7254-047-5.

KNOLL, Z. KISS, R. KOCSIS, L. Gait adaptation in ACL deficient patient efore and after cruciate ligament reconstruction surgery. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*. [online] 2004. roč. 14. s. 287-294 [cit. 2010-02-15]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com>.

KRISHNAN, Ch. Sex Differences in Quadriceps and Hamstrings EMG-Moment Relationships. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Abstrakt. 2009. roč. 41, [cit. 2010-02-05]. Dostupné na WWW: <http://journals.lww.com/acsm-msse>.

LATASH, Mark L. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2 vyd. Champaign: Human Kinetics, 2008. ISBN-13: 9780736063678.

MARSHALL. P W. M. MANNION, J. MURPHY, B. The eccentric, concentric strength relationship of the hamstring muscles in chronic low back pain. *Journal of Elektromyofraphy and Kineziology* [online]. 2009, roč 20. s. 39-45, [cit. 2010-02-05]. Dostupné na WWW. <http://www.sciencedirect.com>.



MERLETTI, Roberto. *Elektromyography*. Wiley-Blackwell. New Jersey. 2004  
ISBN 0-471-67580-6.

MYSLIVEČEK, Jaromír. *Základy neurovědy*. 1. vyd. Praha: Triton, 2003. ISBN 80-7254-234-5.

NÝDRLE, Miroslav, *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu* Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1992. ISBN: 80-7013-128-4.

PÁTKOVÁ, Jana, *Fyzioterapeutické protokoly pro ortopedickou kliniku*. 2004. FN Brno.

PERRY, J. *Gait analysis : normal and pathological function*. Thorofare, N. J.: SLACK Incorporated, c1992. ISBN 1-55642-192-3.

PINCIVERO, D M. The effects of voluntary contraction effort on quadriceps femoris electromyogram median frequency in humans: a muscle and sex comparison. *European journal of applied physiology*. [online]. 2002, roč. 87, s. 448-455 , [cit. 2010-02-05]. Dostupné na WWW. <http://www.sciencedirect.com>.

PINCIVERO, D.M. CAMPY, R. M. Knee Flexor Torque and Perceived Exertion: A Gender and Reliability. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. Abstrakt. [online]. 2003, roč. 35., č. 1, s. 1720-1726, [cit. 2009-09-10]. Dostupné na WWW. <http://www.sciencedirect.com>.

PINCIVERO, D M. KATIS, A. Hamstring antagonist moment estimation using clinically applicable models: Muscle dependency and synergy effects. *Journal of Elektromyography and Kineziologie*. [online]. 2008, roč. 18, [cit. 2009-09-10]. Dostupné na WWW. <http://www.sciencedirect.com>.

POKORNÝ, Vladimír. et. al. *Traumatologie*. 1. vyd. Praha: Triton. 2002. ISBN: 80-7254-277-X.

POWERS, Christopher M. PERRY, Jacquelin. The influence of pain and quadriceps strength, *Gait & Posture*, [online]. 1997, roč. 5, s183–184,[cit. 2010-04-22]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com>.

PROTOPAPADAKI, A. DRECHSLER, W. CRAMP, M. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clinical Biomechanics*. [online]. 2007, roč. 22, s. 203–210,[cit. 2010-02-22]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com>.

PŘEVOROVSKÁ, Světlana, *Elektro-chemicko-mechanické procesy ve svalové buňce*. 1. vyd. Praha 1997, ISBN 80-85918-32-3.

RODOVÁ, D. MAYER, M. JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. ISSN 1211-2658.2001, č. 6, s. 173-177.

ROKYTA, Richard. *Fyziologi*. 1.vyd, Praha: Nakladatelství ISV, 2000. ISBN 80-85866-45-5.

SALZMAN, A. TORBURN, L. PERRY, J. Contribution of rectus femoris and vasti to knee extensit. *Clinical orthopaedics and related research*, Abstrakt. [online]. 1993, roč. 15, [cit. 2010-02-22]. Dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>.

SMÉKAL, David. Rehabilitace po artroskopických náhradách předního zkříženého vazů. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechosl* 2006, roč. 4, [cit. 2010-05-30]. Dostupné na WWW: [http://www.achot.cz/dwnld/0606\\_421.pdf](http://www.achot.cz/dwnld/0606_421.pdf)

SOLOMONOW, M. BARATTA, V. D'AMBROSIA, R. EMG – Force relations of single skeletal muscle Acting Gross a Joint: Dependence on joint angle. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*. [online]. 1991, roč. 1, s. 58-67, [cit. 2010-02-22]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com>.

SUNG, S. Paul. LEE, D. C. Gender differences in onset timing and activation of the muscles of the dominant knee during stair climbing. *The Knee*. [online]. 2009. roč. 16, s. 375-380 [cit. 2009-12-03]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com>.

TIBONE, J. E. ANTICH, J. FANTON, G. S. Functional analysis of anterior cruciate ligament instability, *American journal of Sports nad Medicine*, Abstrakt. [online]. 1996. roč. 14, [cit. 2010-05-30]. Dostupné na WWW: <http://ajsm.highwire.org/content>.

TROJAN, Stanislav. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. vyd. Praha: Grada, Avicenum, 2005 . ISBN 80-247-1296-2

VAŘEKA, Ivan. Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. č. 2, s. 92-98. ISSN 1211-2658.2001.

VAUGHAN, L. Christopher. *Dynamics of human gait*. 2. vyd, Kiboho Publisher, 1999. ISBN: 0-620-23558-6.

VÉLE, František. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

WINTER, A. Technique for Interpretation of Electromyography for Concentric and Eccentric Contractions in Gain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. [online]. 1991, roč.1, s. 263 – 269, [cit. 2010-03-25]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com>

ŽALUD, Václav. *Rozdělení elektronických aplikací v medicínských oborech*, [online]. 1995, [cit. 2010-02-18]. Dostupné na WWW: <http://www.stag.zcu.cz/fel/kae/le/elmed>.

## SEZNAM ZKRATEK

AH	aktivační hodnota
AP	akční potenciál
BF	muculus biceps femoris
Cl <sup>+</sup>	chloridový iont
EMG	elektromyografie
K <sup>+</sup>	draslíkový kationt
KMP	klidový membránový potenciál
LCA	přední zkřížený vaz
MAP	svalový akční potenciál
MUAP	potenciál motorické jednotky
MVC	maximální svalová síla
N	počet testovaných v souboru
Na <sup>+</sup>	sodíkový kation
P	průměr
p	hladina statistické významnosti
QF	mutulus quadriceps femoris
RF	muculus rektus femoris
SD	směrodatná odchylka
SR	sarkoplazmatické retikulum
SEMG	(surface) povrchová elektromyografie
VL	muculus vastus lateralis
VM	musculus vastus medialis
Z	hodnota testovacího kritéria

## **SEZNAM OBRÁZKŮ**

Obr. 1 Průběh akčního potenciálu neuronu (str. 10)

Obr. 2 Srovnání akčního potenciálu na příčně pruhoaném a nervovém vlákně (str. 17)

Obr. 3 Vztah mezi kontrakcí svalového vlákna a EMG záznamem elektrické aktivity membrány (str. 19)

Obr. 4 Vztah mezi silou produkovanou svalem a elektromyografickou aktivitou (str. 25)

## SEZNAM TABULEK

- Tab. 1.: Koncentrace iontů na obou stranách membrány nervové buňky (str. 12)
- Tab. 2. Koncentrace iontů na obou stranách membrány svalové buňky (str. 14)
- Tab. 3. Přehled vlastností třech typů svalových vláken (str. 21)
- Tab. 4 Popisná statistika pro hodnoty maxim násobků aktivity svalů dominantní a operované dolní končetiny pro  $H_0 1$  (str. 53)
- Tab. 5 Testová statistika pro hypotézu  $0 1$  (str. 53)
- Tab. 6 Popisná statistika pro hodnoty maxim násobků aktivity svalů nedominantní a neoperované dolní končetiny pro  $H_0 2$  (str. 55)
- Tab. 7 Testová statistika pro hypotézu  $0 2$  (str. 56)
- Tab. 8 Popisná statistika pro hodnoty maxim násobků aktivity svalů RF a VM dominantní a nedominantní dolní končetiny kontrolní skupiny pro  $H_0 3$  (str. 57)
- Tab. 9 Popisná statistika pro hodnoty maxim násobků aktivity svalů VL a RF dominantní a nedominantní dolní končetiny kontrolní skupiny pro  $H_0 3$  (str. 58)
- Tab. 10 Testová statistika svalů pro  $H_0 3$  (str. 58)
- Tab. 11. Popisná statistika k  $H_0 4$  pro goniometr dominantní končetiny (str. 60)
- Tab. 12. Testová statistika goniometru dominantní končetiny pro  $H_0 4$  (str. 60)
- Tab. 13. Popisná statistika k  $H_0 5$  pro goniometr nedominantní končetiny (str. 62)
- Tab. 14 Testová statistika goniometru nedominantní končetiny pro  $H_0 5$  (str. 62)
- Tab. 15 Popisná statistika k  $H_0 6$  pro goniometr dominantní a nedominantní končetiny kontrolní skupiny (str. 63)
- Tab. 16 Testová statistika goniometru nedominantní končetiny pro  $H_0 6$  (str. 63)

## SEZNAM GRAFŮ

Graf. 1 Medián maximálních násobků svalové aktivity dominantní operované končetiny pacientů a dominantní končetiny probandů kontrolní skupiny (str. 54)

Graf 2 Medián maximálních hodnot svalové aktivity nedominantní neoperované končetiny pacientů a nedominantní končetiny probandů kontrolní skupiny (str. 56)

Graf 3 Medián maximálních hodnot svalové aktivity dominantní a nedominantní končetiny probandů kontrolní skupiny (str. 59)

Graf 4. Porovnání středních hodnot maximální flexe v kolením kloubu operované dominantní končetiny pacientů a dominantní končetiny kontrolní skupiny (str. 61)

Graf 5. Srovnání středních hodnot goniometru neoperované nedominantní končetiny pacientů a dominantní končetiny kontrolní skupiny (str. 62)

Graf 6 Střední hodnota rozsahu v kolenním kloubu kontrolní skupiny (str. 64)

Graf 7 Svalová aktivita operované končetiny měřená v různých fázích po operaci (str. 65)

Graf 8 Svalové aktivita nedominantní neoperované končetiny (str. 66)

Graf 9 Porovnání hodnot aktivity svalu a úhlu v kloubu probandky měřené v čase a kontrolní skupinou (str. 68)

Graf 9 Porovnání hodnot aktivity svalu a úhlu v kloubu probandky měřené v čase a se skupinou pacientů po LCA (str. 69)

## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha 1 Nervosvalová synapse

Příloha 2 Postupná aktivace jednotlivých typů vláken v souvislosti se zvyšující se intenzitou zátěže

Příloha 3 Vztah rychlosti protažení, síly a svalové aktivace v závislosti na typu kontrakce

Příloha 4 Vznik povrchového EMG signálu pomocí superpozice

Příloha 5 Vztah mezi velikostí síly a délkou sarkomer

Příloha 6 Úprava EMG signálu

Příloha 7 Změna frekvence a amplitudy EMG během činnosti a svalové únavě

Příloha 8 Grafy znázorňující nárůst amplitudy Emg a svalové síly

Příloha 9 Fáze krokového cyklu

Příloha 10 Aktivace vybraných svalů dolní končetiny při chůzi a průběh změny úhlu v kolenním kloubu během chůze

Příloha 11 Timing svalů během chůze u zdravých a pacientů s LCA

Příloha 12 Dotazník kontrolní skupiny

Příloha 13 Dotazník pacientů pro LCA

Příloha 14 Kineziologická rozbor

Příloha 15 Vyhodnocení dotazníku pacientů

Příloha 16 A) Shrnutí kineziologického rozboru pacienů 1.část

B) Shrnutí kineziologického rozboru pacienů 2.část

Příloha 17 Vyhodnocení výsledky dotazníku probandů

Příloha 18 A) Vyhodnocení výsledků kineziologického rozboru probandů 1. část

B) vyhodnocení Výsledků kineziologického rozboru probandů 1. část

Příloha 19 A) Tabulka hodnot pacientů po LCA použitá pro statistické zpracování

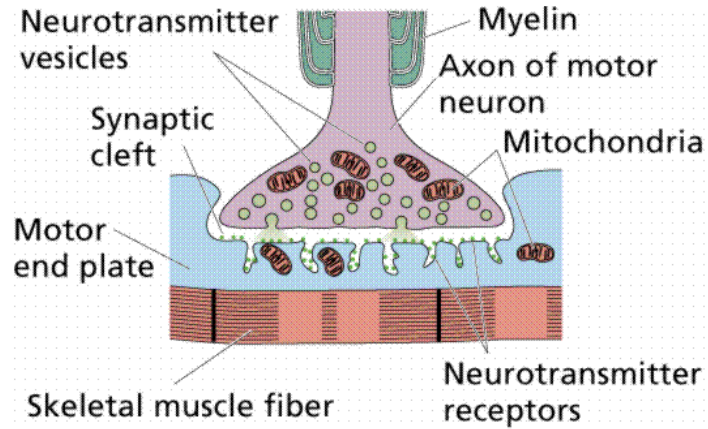
B) Tabulka hodnot probandů kontrolní skupiny použitá pro statistické zpracování

Příloha 20 Fotografická demonstrace testovaného pohybu

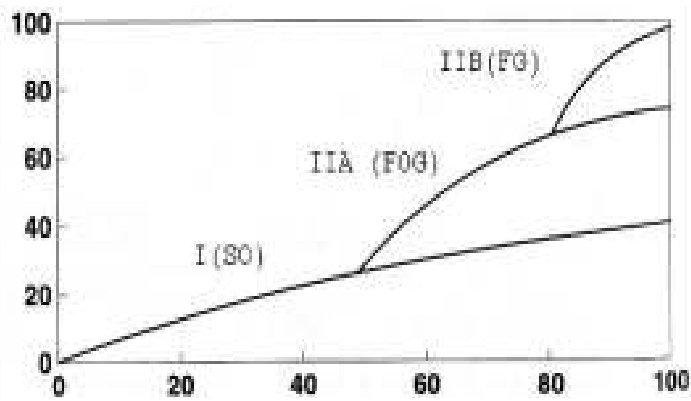


## PŘÍLOHY

**Příloha 1** Nervosvalová synapse ([www.becomehealthynow.com](http://www.becomehealthynow.com))



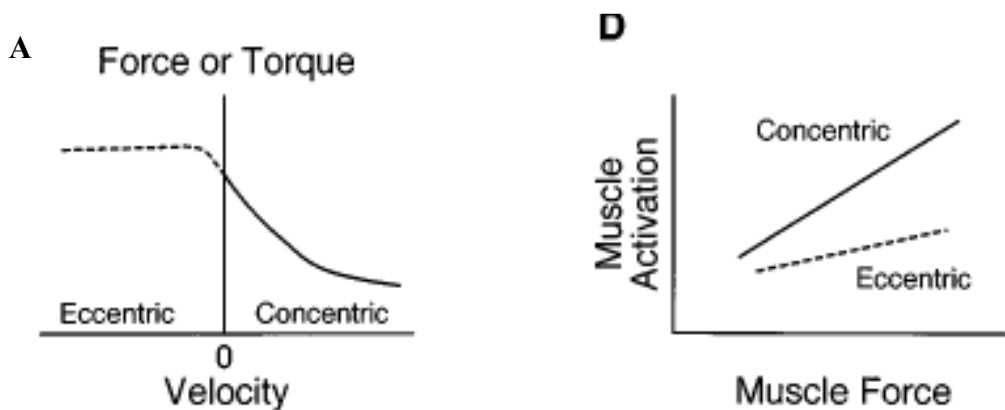
**Příloha 2** Postupná aktivace jednotlivých typů vláken v souvislosti se zvyšující se intenzitou zátěže (Hamil, 2009)



Legenda: osa x představuje intenzitu kontrakce v procentech, osa y aktivovaná vlákna v procentech

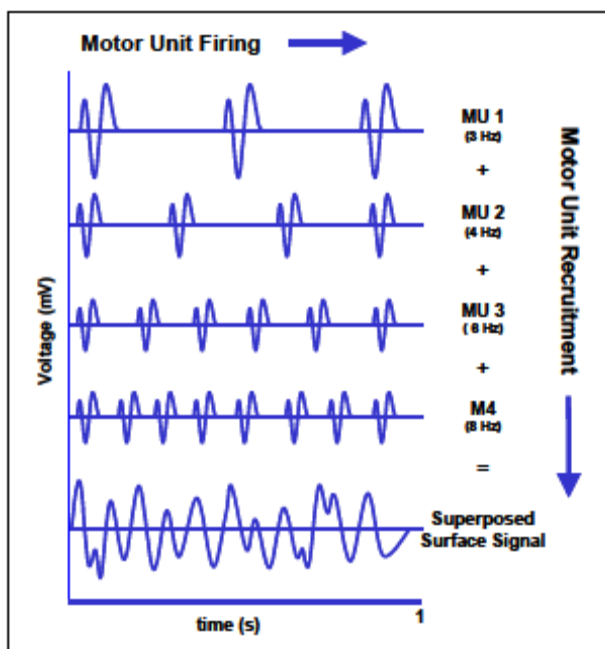
### Příloha 3

Grafy znázorňující vztah rychlosti protažení, síly a svalové aktivace v závislosti na typu kontrakce (Enoka, 1996)



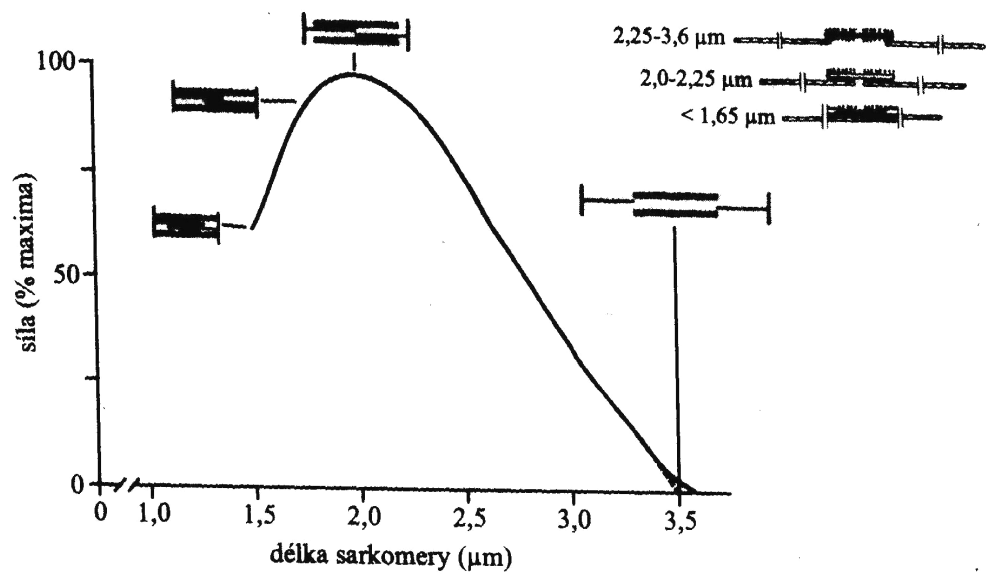
A - rozdíl v maximální svalové síly jako vzhledem k rychlosti svalové kontrakce  
D - rozdíl svalové aktivace (EMG) nutné k dosažení dané svalové síly mezi koncentrickou a excentrické kontrakcí

**Příloha 4** Vznik povrchového EMG signálu pomocí superpozice AP jednotlivých motorických jednotek (Konrád, 2005)

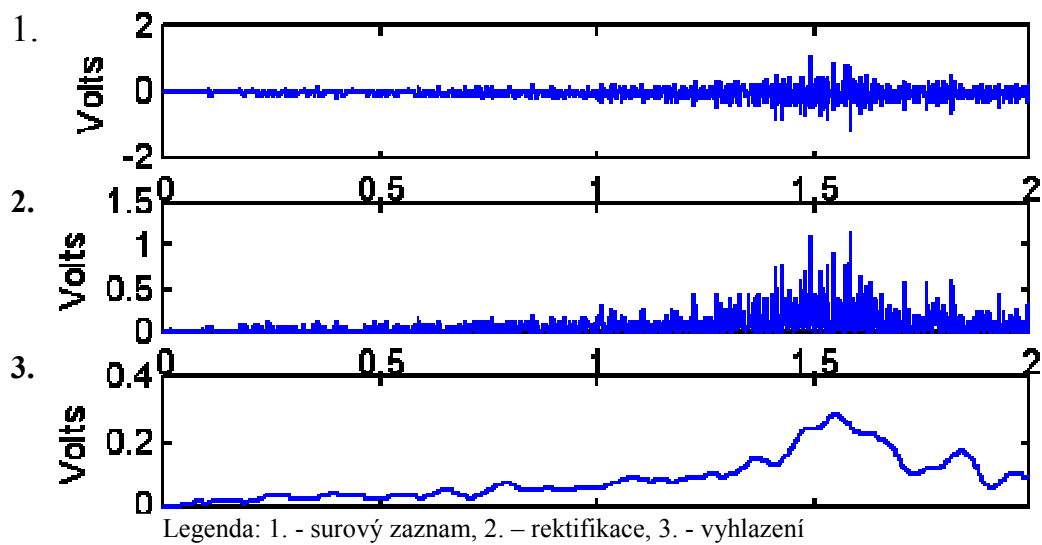


Legenda: osa x- čas (s), osa y: napětí (mV)

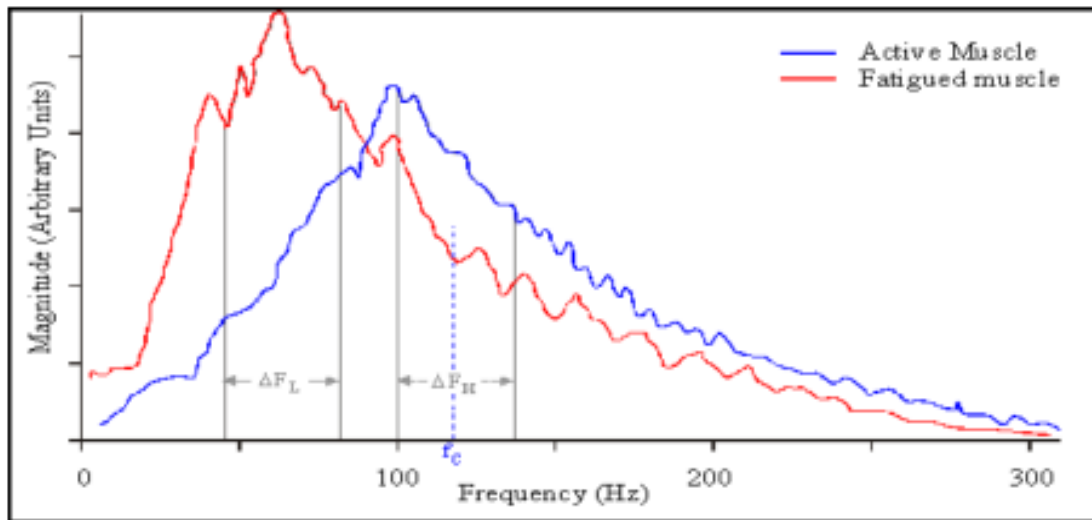
**Příloha 5** Vztah mezi svalovou silou a délkou sarkomery (Janura, 2008)



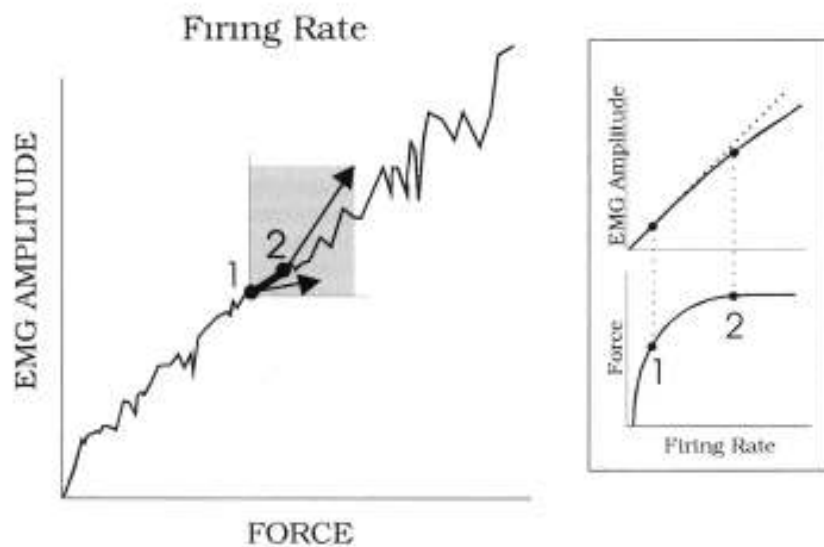
**Příloha 6** Úprava EMG signálu (www.uta.edu)



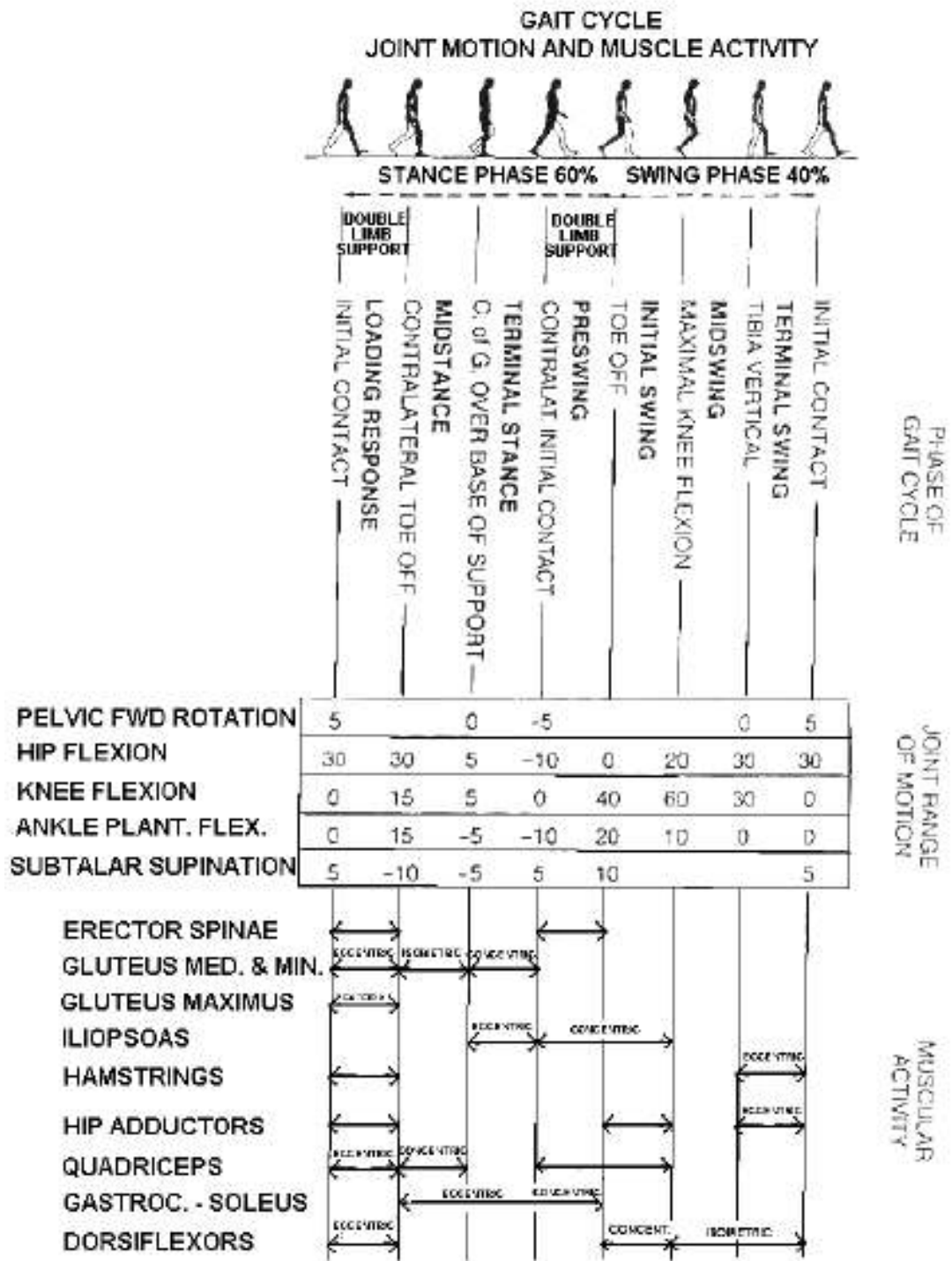
**Příloha 7** Změna frekvence a amplitudy EMG během činnosti a svalové únavě (<http://medici.ukc.ac.uk>)



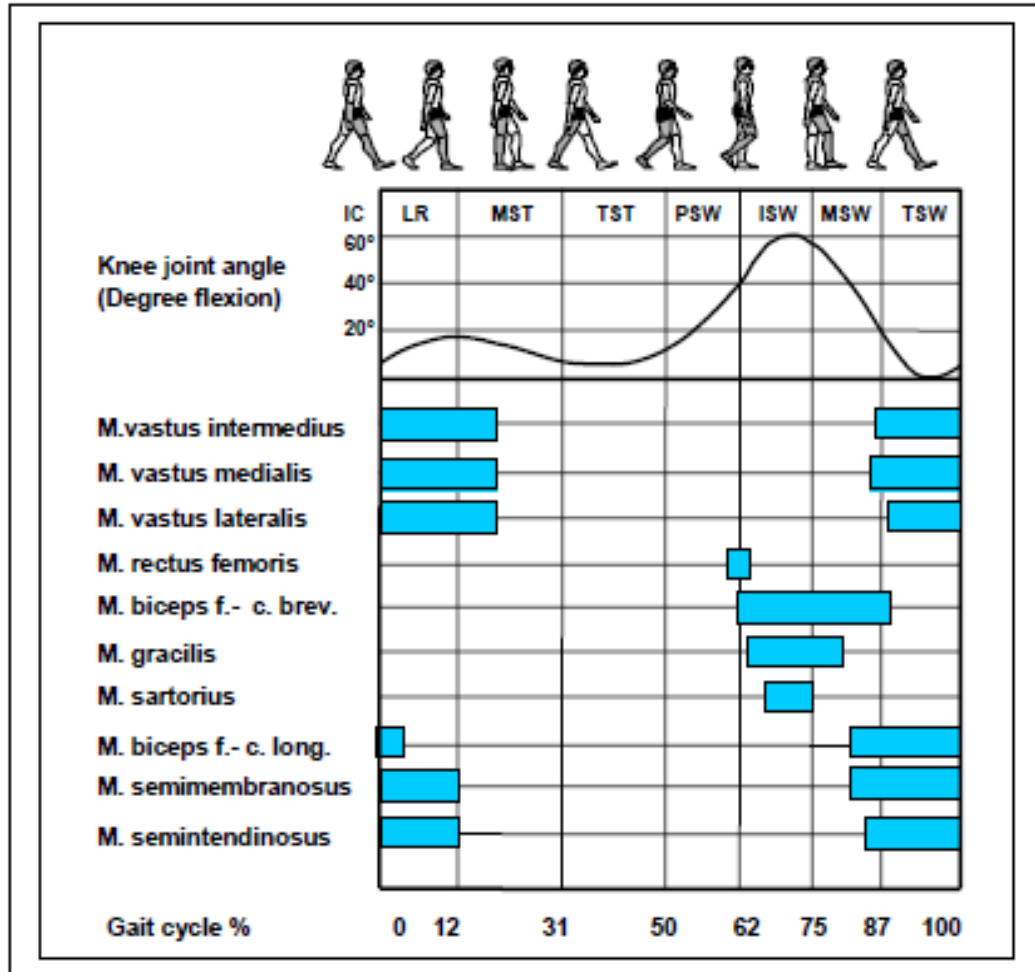
**Příloha 8** Grafy znázorňující nárůst amplitudy Emg a svalové síly ([www3.uta.edu](http://www3.uta.edu))



**Příloha 9** Fáze krokového cyklu (Joel A. Delisa, Gait Analysis, in Human Walking, Rose and Gamble, 1981)

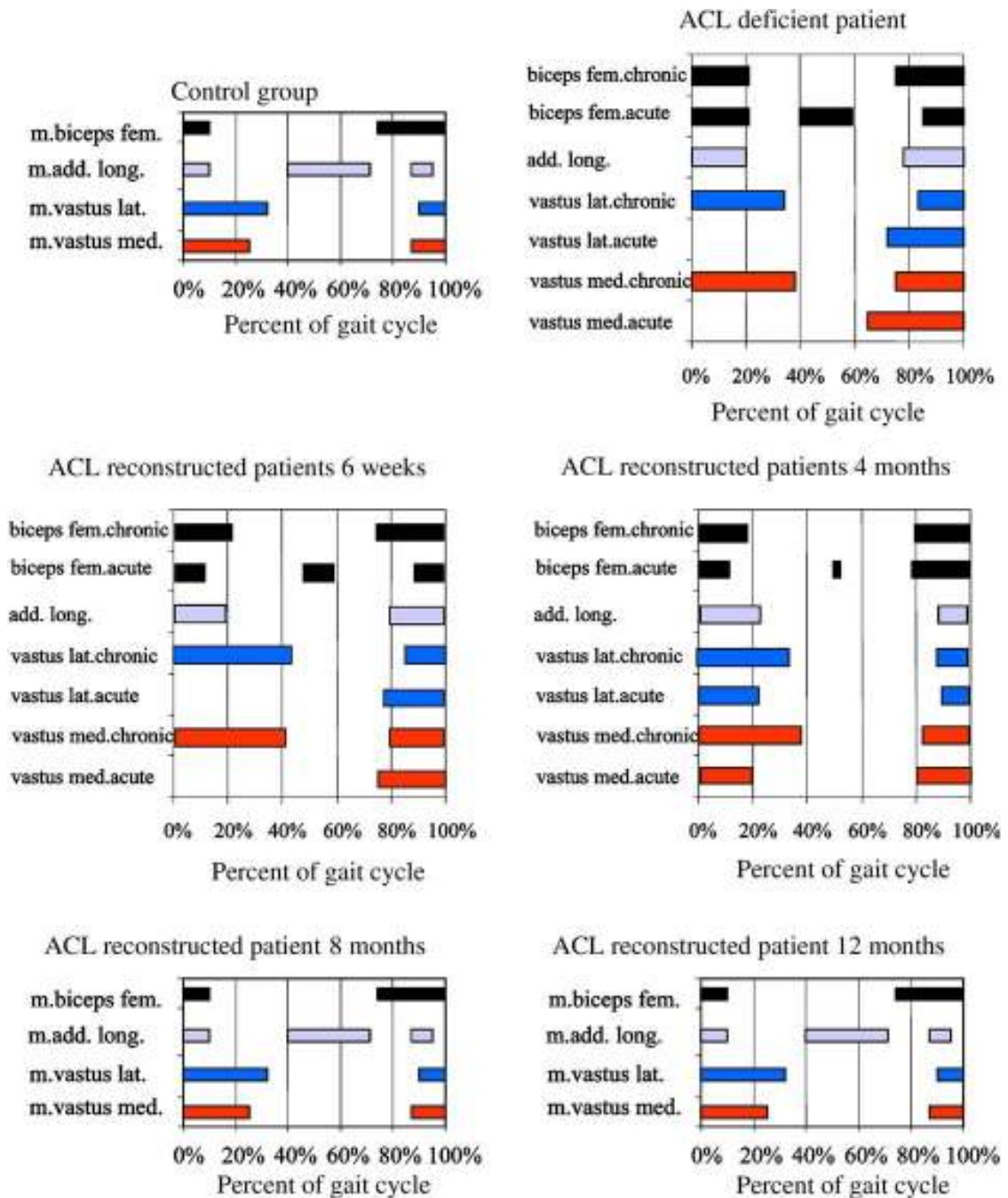


**Příloha 10** Aktivace vybraných svalů dolní končetiny při chůzi a průběh změny úhlu v kolenním kloubu během chůze (převzato z Konrád 2005)



## Příloha 11

Obr. Timing svalů během chůze u zdravých a pacientů s LCA



Legenda : chronic – aktivita svalu u pacientů operovaných po dvou letech od ruptury LCA  
 acute – aktivity svalu u pacientů operovaných do 1 měsíce od ruptury LCA

## Příloha 12

### Dotazník

Jméno:.....

Rok narození: .....

Výška .....Váha:.....

Věnujete se pravidelně nějakým sportovním aktivitám ANO / NE

Pokud se zajímáte o více sportů vypište:

Rekreačně:

Napište Jaký sport, Jak často a Kolik času mu věnujete:

.....

Aktivně a Vrcholově:

Vypište Jaký sport, Jak dlouho, Jak často a Kolik času mu věnujete:

.....

Úrazy pohybového aparátu ANO / NE

Pokud ano jaké konkrétně a jak byly léčeny:

(např. distorze kotníku, dlaha 3 týdny)

.....

Operace pohybového aparátu ANO / NE

Pokud ano jaké:.....

Vrozené vady pohybového aparátu ANO / NE

(např. dysplazie kyčlí, polydaktylie)

Konkrétně + léčba:.....

.....

Bolesti nohou a křeče ANO/NE

Jak často, Co bolest vyvolává.....

.....

Bolesti beder ANO / NE

Jak často: .....

Co bolest nejčastěji vyvolává? Vyberte jednu i více možností, popřípadě  
dopište další: dlouhodobý stoj, práce v nevhodné poloze, sedavý způsob  
života, prochlazení, předklony,.....

.....



## Příloha 13

### Dotazník

Jméno a příjmení: .....

Datum narození: .....

Výška v cm:..... Váha v kg.....

Kdy došlo k poranění.....

Datum operace:.....

Jak dlouho byla nošena ortéza.....

Jak dlouho jste používal berle:.....

Kdy byl povolen lékařem plný došlap na operovanou končetinu: .....

#### ÚRAZY POHYBOVÉHO ÚSTROJÍ:

Vypište prosím jiné prodělané úrazy, kdy k nim došlo a jakým způsobem byly léčeny:

(Př.: zlomenina pravého předloktí – zima 2006 – sádra na 6 týdnů – rehabilitace)

.....  
.....  
.....

Vypište, pokud byly, problémy pohybového aparátu, které vznikly v dětském věku a jakým způsobem byly léčeny:

(Příklad: skolióza – korzet – od 12let)

.....  
.....  
.....

#### SPORTOVNÍ AKTIVITY PŘED OPERACÍ:

Aktivně/ Závodně:

Sportovní činnost	Jak dlouho (od kolika let)	Jak často je pohybová aktivita vykonávána

Rekreačně:

Sportovní činnost	Jak často se jí věnujete

**PROBLÉMY BOLESTIVÉHO CHARAKTERU:**

Vyskytuje se bolest operované končetiny ještě v současné době: ANO / NE

*Pokud ano, co jí vyvolává:*.....  
*Pokud ano, jaký je její průběh* (vyberte jednu i více možností popřípadě dopište)  
v oblasti jizvy, uvnitř kolena, zadní strana pod kolenem, zevní strana kolene, zadní  
stana kolene, vnitřní stana lýtky, zevní strana lýtky, stehno těsně nad kolenem,  
jiné:.....

Jiné bolesti nohou a křeče ANO / NE

*Pokud ano, jak často:*.....

*Co bolest vyvolává:* .....

Bolest bederní páteře: ANO / NE

*Pokud ano, jak často:*.....

*Co bolest nejčastěji vyvolává:*  
(vyberte jednu i více možností, popřípadě dopište další)

dlouhodobý stoj, práce v nevhodné poloze, sedavý způsob života, prochlazení,  
předklony, jiné:.....

## Příloha 14

### Kineziologický rozbor

#### PÁTEŘ

Výška ramen	
Dolní úhel lopatky	
Thomayerova vzdálenost	
Linie páteře	

#### PÁNEV

	levá	pravá
Výšky lopat		
SIPS		
SIAS		
Spine sing		
Trendelengurg příznak		
Postavení pánve	anteverze - retroverze	sešikmení - rotace

#### ROZSAH V KLOUBECH DOLNÍCH KONČETIN

Dolní končetina		levá	pravá
Kyčelní kloub	Flexe – Extenze		
	Abdukce – addukce		
	Zevní - Vnitřní rotace		
Kolenní kloub	Flexe – Extenze		
Hlezenní kloub	Dorz.-Plant. flexe		

#### VYŠTŘENÍ ZKRÁCENÝCH SVALŮ:

Zevní rotátory	SIN 0 1 2	DEX 0 1 2
Flexory kyčelního kloubu	SIN 0 1 2	DEX 0 1 2
Flexory kolenního kloubu	SIN 0 1 2	DEX 0 1 2

VYŠETŘENÍ DOMINANCE: kterou končetinou vyřukat proband rytmus do podlahy, kterou kope do míče?

## Příloha 15

### Vyhodnocení dotazníku pacientů

Pacient	věk	výška	dnů od operace	operavovaná DK	dominantní končetina	jiné úrazy DKK	vývojové vady	bolesti a křeče DKK	Bolesti beder	pravidelná pohybova aktivita	pohybové aktivity (kolikrát týdně)
HR	25	170	70	Pravá	Pravá	N	VVK	A	N	A	2
RS	34	170	72	Pravá	Pravá	N	N	N	N	N	0
OH	32	182	98	Pravá	Pravá	A	N	A	A	A	3
SP	36	181	121	Pravá	Pravá	A	S	N	A	A	1
MP	31	172	119	Pravá	Pravá	N	N	N	N	A	2
MF	31	183	75	Levá	Levá	A	N	A	N	A	4
MG	35	181	142	Levá	Levá	A	N	N	A	A	1

Legenda: DK – dolní končetina, DKK – dolní končetiny, A – ano, jsou přítomny, NE –ne, nejsou přítomny;

Vývojové vady: VVK – vrozená vývojová vada kyčlí, S - skolióza

## Příloha 16

### A Výsledky kineziologického vyšetření pacienti 1. část

Pacient	PÁTEŘ			PÁNEV							
	stejná výška ramen	stejná výška dolního úhlu lopatek	Thomayerova vzdálenost (v cm)	zakřivení páteře	stejná výška lopat	stejná výška SIPS	stejná výška SIAP	spine sing	Trendelenburg příznak	postavení pánve	sešikmení pánve
HR	A	A	0	BHL	N	N	N	n	n	a	A
RS	A	A	0	BHL	N	N	N	n	n	a	A
OH	A	A	2	F	A	A	A	n	n	f	N
SP	N	N	8	S	N	N	N	p	n	f	A
MP	A	A	15	TH	A	A	A	n	n	f	N
MF	N	N	10	S	N	N	N	n	n	a	A
MG	N	N	20	TH	N	N	N	p	p	a	A

Legenda: SIPS- spina iliaca posterior superior, SIAS – spina iliaca anterior superior, A – ano ; N – NE; n – test negativní ; p – test pozitivní, a – antererze,

f – fyziologické postavení; Zakřivení páteře: F – fyziologické zakřivení; S – skoliotické zakřivení, BHL – bederní hyperlordóza; TH – oploštělí hrudní kyfózy

## B Výsledky kineziologického rozboru pacientů 2. část

	zkrácené svaly				rozsah pohybu v kloubech v sagitální rovině					
	zkrácené flexory KoK ODDK	zkrácené flexory KoK NNDK	zkrácené flexory KyK ODDK	zkrácené flexory KyK NNDK	rozsah KyK ODDK	rozsah KyK NNDK	rozsah KoK ODDK	rozsah KoK NNDK	rozsah hlezno ODDK	rozsah hlezno NNDK
HR	1	2	0	1	110-15	110-20	115-0	120-(-5)	20-40	20-40
RS	0	0	0	0	120-10	120-20	120-10	140-(-10)	30-40	30-40
OH	1	1	2	2	110-10	110-10	125-5	130-0	15-30	15-40
SP	2	2	1	1	120-25	115-20	120-0	125-0	10-55	10-45
MP	2	2	1	1	125-15	130-15	130-5	135-0	20-30	20-30
MF	2	2	1	1	120-15	115-15	110-5	130-0	10-30	10-35
MG	1	2	1	2	110-15	110-15	110-5	120-0	10-30	10-40

Legenda: ODDK – operovaná dominantní dolní končetina, NNDK – neoperovaná nedominantní dolní končetina, KyK – kyčelní kloub, KoK – kolenní kloub,

Zkrácené flexory KyK (hodnoceno dle Jandy 2004): 0 - nejde o zkrácení – možná flexe v kyčelním kloubu při extendovaném kolenním kloubu je 90°

1 - malé zkrácení – flexe v kyčelním kloubu při extendovaném kolenním kloubu v rozmění 80 – 90°

2 – velké zkrácení - možná flexe v kyčelním kloubu při extendovaném kolenním kloubu je menší než 80°

Zkrácené flexory KyK (hodnoceno dle Jandy 2004): 0 – nejde o zkrácení – stěhno v horizontální poloze, bérce kolmo k zemi

1 - malé zkrácení – v kyčelním kloubu je flekční postavení, bérce třetí vpřed

2 – velké zkrácení - výrazné flekční postavení v kyčli, bérce třetí vpřed, při tlaku na distální část bérce, dochází ke kompenzačnímu zvětšení flexe v kyčli

Rozsah pohybu v sagitální rovině kloubu, fyziologické hodnoty dle Dylevský, 2001: Kyčelní kloub sagitální rovina: FL – EX 120° - 15°

Kolenní kloub sagitální roviny: FL – EX 130 – 0

Hlezenní kloub sagitální rovina: DF – PF 20 – 40

**C** Změna rozsahů a obvodů kolenního kloubu operovaná a neoperovaná končetiny pacientky HR  
v průběhu 1. – 3. měření

	Operovaná končetina		neoperovaná končetina	
	rozsah v KoK (FL - EX)	obvod kloubu přes pře patelu (cm)	rozsah v KoK (FL - EX)	obvod kloubu přes pře patelu (cm)
1. měření	100 - 5	42	120 - (-5)	39
2. měření	110 - 0	39	120 - (-5)	38
3. měření	115 - 0	39	120 - (-5)	38
				obvod stehna 1,5cm nad patelou (cm)
				56
				56
				55

Legenda: KoK - , FL - EX

## Příloha 17

### Vyhodnocení dotazníku probandů kontrolní skupiny

proband	věk	výška (v cm)	dominantní končetina	jiné úrazy DKK	vývojové vady	bolesti a křeče DKK	bolesti beder	pravidelná pohybová aktivita	pohybové aktivity kolikrát týdně
DK	24	167	pravá	N	N	A	A	A	2
MM	24	167	pravá	N	N	N	N	A	2
OE	25	164	pravá	N	N	N	N	A	2
VV	24	165	pravá	N	N	N	N	A	3
ZA	25	167	pravá	N	N	A	A	A	2
HM	30	180	pravá	N	N	N	A	A	3
JJ	31	183	pravá	N	N	N	N	A	2
KP	30	181	pravá	N	N	A	A	A	4
KM	28	189	pravá	N	N	A	N	A	2
MM	25	166	levá	N	N	N	N	A	2
KJ	28	175	levá	N	N	A	N	A	3
RJ	29	176	levá	N	N	N	A	A	4

Legenda: DK – dolní končetina, DKK – dolní končetiny, A – ano, jsou přítomny, NE – ne, nejsou přítomny



## Příloha 18

### A ) Výsledky kineziologického probandů kontrolní skupiny

	PÁTEŘ				PÁNEV						
	stejná výška ramen	stejná výška dolního úhlu lopatek	Thomayerova vzdálenost (v cm)	fyzilogické zakřivení páteře	stejná výška lopat	stejná výška SIPS	stejná výška SIAP	spine sing	Trendelenburg příznak	postavení pánve	sešikmeni pánve
DK	A	A	0	F	A	A	A	n	n	f	N
MM	N	N	0	TH	A	A	A	n	n	a	N
OE	A	A	0	F	A	A	A	n	n	f	N
VV	A	A	0	F	A	A	A	n	n	f	N
ZA	N	N	0	BHL	N	N	N	n	n	a	A
HM	N	N	15	BHL	N	N	N	n	n	a	A
JJ	N	N	7	S	N	N	N	p	n	a	A
KP	N	N	0	TH	N	N	N	n	n	a	A
KM	N	N	0	F	N	N	N	n	n	a	A
MM	N	N	0	BHL	N	N	N	n	n	a	A
KJ	N	N	5	TH	A	A	A	n	n	a	N
RJ	A	A	10	TH	A	A	A	n	n	f	N

Legenda: SIPS- spina iliaca posterior superior, SIAS – spina iliaca anterior superior, A – ano ; N – NE; n – test negativní ; p – test pozitivní, a – antererze, Zakřivení páteře: F – fyziologické zakřivení; S – skoliotické zakřivení, BHL – bederní hyperlordóza; TH – oploštělí hrudní kyfózy

## B) Výsledky kineziologického probandů kontrolní skupiny 2. část

	zkrácené svaly			rozsah pohybu v kloubech v sagitální rovině					
	zkrácené flexory KoK DDK	zkrácené flexory KyK DDK	zkrácené flexory KyK NDK	rozsah KyK DDK	rozsah KyK NDK	rozsah KoK DDK	rozsah KoK NDK	rozsah hlezno DDK	rozsah hlezno NDK
DK	0	0	0	130 - 25	130 - 25	125 - (-5)	130 - (-5)	20 - 50	20 - 50
MM	1	0	0	130 - 25	130 - 25	120 - 0	120 - 0	20 - 40	20 - 35
OE	0	0	0	125 - 20	125 - 20	130 - (-5)	125 - (-5)	20 - 55	20 - 55
VV	0	0	0	120 - 25	120 - 25	125 - (-5)	125 - (-5)	20 - 50	20 - 50
ZA	1	1	0	115 - 25	120 - 10	120 - 0	125 - 0	15 - 35	15 - 40
HM	2	2	2	110 - 15	110 - 15	115 - 5	120 - 5	10 - 40	10 - 30
JJ	1	1	0	120 - 15	115 - 10	120 - 0	125 - 0	15 - 30	20 - 30
KP	1	1	2	125 - 20	120 - 20	130 - (-5)	130 - (-5)	25 - 40	25 - 35
KM	1	1	2	130 - 25	130 - 20	130 - 0	130 - 0	15 - 40	15 - 35
MM	1	1	0	120 - 25	125 - 20	125 - (-5)	125 - (-5)	20 - 55	20 - 50
KJ	1	1	1	130 - 20	130 - 20	120 - 0	120 - 0	25 - 50	25 - 50
RJ	2	1	2	120 - 20	120 - 20	110 - 0	115 - 0	10 - 50	10 - 45

Legenda: DDK – dominantní dolní končetina, NDK – nedominantní dolní končetina, KyK – kyčelní kloub, KoK – kolenní kloub,

Zkrácené flexory KyK (hodnoceno dle Jandy 2004): 0 - nejde o zkrácení – možná flexe v kyčelním kloubu při extenzovaném kolenním kloubu je 90°

1 - malé zkrácení – flexe v kyčelním kloubu při extenzovaném kolenním kloubu v rozměří 80 – 90°

2 – velké zkrácení - možná flexe v kyčelním kloubu při extenzovaném kolenním kloubu je menší než 80°

Zkrácené flexory KyK (hodnoceno dle Jandy 2004): 0 – nejde o zkrácení – stejně v horizontální poloze, bérce kolmo k zemi

1 - malé zkrácení – v kyčelním kloubu je flekční postavení, bérce třetí vpřed

2 – velké zkrácení - výrazné flekční postavení v kyčli, bérce třetí vpřed, při tlaku na distální část bérce, dochází ke kompenzačnímu zvětšení flexe v kyčli

Rozsah pohybu v sagitální rovině kloubu, fyziologické hodnoty dle Dylevského, 2001: Kyčelní kloub sagitální rovina: FL – EX 120° - 15°

Kolenní kloub sagitální roviny: FL – EX 130 – 0

Hlezenní kloub sagitální rovina: DF – PF 20 – 40

## Příloha 19

A) Tabulka hodnot pacientů po LCA použitá pro statistické zpracování

Pacient	operovaná dominance	<i>dominantní operovaná končetina</i>					<i>nedominantní neoperovaná končetina</i>				
		RF	VM	VL	BF	goniometr	RF	VM	VL	BF	goniometr
HR	pravá	91,92	71,57	131,25	21,15	87,45	204,95	201,02	258,75	5,85	85,40
RS	pravá	61,14	79,84	46,32	12,25	70,36	201,97	190,81	211,90	71,24	83,11
OH	pravá	69,61	92,53	55,40	3,12	90,90	178,33	212,38	8,60	25,93	103,97
SP	pravá	67,51	111,49	70,98	10,27	72,39	61,19	12,77	16,54	84,46	79,92
MP	pravá	43,59	68,79	52,74	53,00	70,00	39,20	123,03	55,82	79,93	80,59
MF	levá	29,50	51,32	14,06	92,48	79,78	12,18	37,44	38,90	172,20	81,19
MG	levá	72,04	43,36	78,15	18,35	73,30	127,10	91,15	104,78	7,46	60,72

Legenda: RF – m. rektus femoris; VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus medialis, BR – m. biceps femoris,

Hodnota goniometru je uváděna ve stupních

**B) Tabulka hodnot probandů kontrolní skupiny použitá pro statistické zpracování**

Proband	dominance	dominantní končetina				nedominantní končetina					
		RF	VM	VL	BF	goniometr	RF	VM	VL	BF	goniometr
DK	pravá	148,26	247,98	60,09	31,27	87,14	220,19	270,90	228,84	83,60	79,21
MM	pravá	91,18	145,91	153,38	17,45	93,11	38,10	103,77	218,19	3,91	88,68
OE	pravá	34,70	48,29	85,33	23,97	79,78	22,40	25,90	43,46	33,85	83,84
VV	pravá	54,22	93,49	156,18	30,90	100,56	71,04	115,60	177,72	30,27	117,87
ZA	pravá	489,48	575,90	347,25	43,60	76,57	103,80	218,53	163,55	49,13	83,88
HM	pravá	13,05	53,65	16,82	1,03	72,21	114,67	137,23	156,21	10,05	86,99
JJ	pravá	134,76	340,91	111,57	3,06	98,21	24,15	87,10	53,04	2,90	92,31
KP	pravá	112,03	134,22	211,99	2,14	90,92	72,22	372,93	402,78	2,08	94,31
KM	pravá	115,47	162,05	175,26	39,52	80,23	163,72	151,46	189,93	8,78	96,66
MM	levá	197,57	158,11	390,61	149,46	107,25	379,94	305,87	274,12	9,16	101,37
KJ	levá	69,16	170,18	171,57	1,66	91,95	40,16	146,72	48,52	5,80	86,56
RJ	levá	135,34	142,58	117,62	64,40	44,12	138,38	54,90	94,40	33,45	52,35

Legenda: RF – m. rektus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus medialis, BR – m. biceps femoris,

Hodnota goniometru je uváděna ve stupních

## **Příloha 20** Fotografická demonstrace prováděného pohybu

**Obr. 1**



**Obr. 2**



**Obr. 3**



Legenda: Obr. 1 – Výchozí postavení před výstupem na schod

Obr. 2 – Došlap stojné končetiny, začátek výstupu na schod

Obr. 3 – Konečná fáze výstupu na schod, kolenní kloub stojné končetiny vykazuje nejvyšší úhel flexe

