

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Komparace koordinačních charakteristik kroku při chůzi na běžeckém trenážeru a
v terénu**

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vedoucí práce:

doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Zpracovala:

Bc. Štěpánka Dančová

Praha, duben 2014

Souhrn

Název práce: Komparace koordinačních charakteristik kroku při chůzi na běžeckém trenažéru a v terénu.

Cíl práce: Cílem této diplomové práce bylo změřit, analyzovat a vyhodnotit údaje o aktivitě a zapojení vybraných svalů dolních končetin při chůzi na běžeckém trenažéru a v terénu a následně zjištěné charakteristiky kroků vzájemně porovnat intraindividuálně a interindividuálně.

Metoda: V této diplomové práci byla použita kineziologická analýza pohybu, k měření bylo vybráno 10 svalů dolních končetin (2 x 5 shodných svalů na levé a pravé dolní končetině) a k naměření hodnot byla použita metoda povrchové polyelektromyografie.

Výsledky: Metodou povrchové polyelektromyografie byla změřena aktivita vybraných svalů dolních končetin u 10 probandů (sportovců) při chůzi na běžeckém trenažéru a v terénu. Dle výsledků je jasné, že se vybrané svaly aktivně podílely na sledované lokomoci. Z analýzy naměřených hodnot vyplynulo, že u každého probanda nastávala aktivita svalů ve shodném pořadí bez ohledu na to, zda byla chůze prováděna na běžeckém trenažéru či v terénu. Velmi důležitým zjištěním je, že pořadí aktivity svalů dolních končetin bylo shodné u všech probandů. Ale m.gluteus.med. i max. měly určité odchylky v aktivitě při zapojení v terénu a na trenažéru.

Klíčová slova: chůze, chůze v terénu, chůze na běžeckém trenažéru, krok, svaly dolních končetin, povrchová polyelektromyografie (EMG), kineziologická analýza

Abstract

Title: Walking step coordination characteristic comparison for walking on running simulator and off-road walking.

Objectives: Goal of the thesis is to measure, analyze and evaluate data of activity and involvement of lower limb muscles for offroad walking and walking on running simulator. The measured characteristic will be intra-individually and extra-individually compared.

Method: Surface polyelectromyography method for data measurement and kineziological movement analysis method for values comparison are used in the thesis. Ten muscles of lower limb (2×5 muscles on left and right lower limb) were chosen.

Results: Ten lower limb muscles were chosen and their activity for walking on running simulator and offroad walking was measured by surface polyelectromyography method on ten sportsmen. The results indicate that chosen muscles participate on monitored movement. The analysis shows that the muscles activity follows the same order for each of tested sportsmen independently on the external condition (running simulator and offroad walking). The thesis that correlation of measured values is higher for running simulator have been confirmed. But m.gluteus.med. and m.glut.max. have variation in the activity of the involvement in the field and on the treadmill.

Key words: walking, offroad walking, running simulator walking, step, lower limb muscles, surface polyelectromyography (EMG), kineziological analysis

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité zdroje informací a literaturu. Tato diplomová práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

Bc. Štěpánka Dančová

Poděkování

Touto cestou bych ráda poděkovala za pomoc při zpracování této diplomové práce zvláště pánům doc. PaedDr. Bronislavu Kračmarovi, CSc, PhDr. Martinu Škopkovi, Ph.D., Ing. Danielu Šulákovi a slečně Mgr. Radce Bačáková Ph.D. Dále pak doktorandům Mgr. Martině Zbořilové a Mgr. Jiřímu Kostínkovi za odborné vedení, poskytnutí potřebných podkladů a cenných rad pro zpracování této diplomové práce. Mé poděkování patří též, panu PaedDr. Otovi Loukovi, CSc. a Mgr. Janu Hnízdilovi, Ph.D.

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Obsah

| | |
|---|----|
| 1. Úvod..... | 9 |
| 2. Teoretická východiska práce | 12 |
| 2.1 Hybný systém..... | 12 |
| 2.2 Chůze | 14 |
| 2.2.1 Fylogenetický vývoj | 15 |
| 2.2.2 Ontogenetický vývoj | 20 |
| 2.2.3 Chůze a krosový cyklus..... | 22 |
| 2.2.4 Pohyby dolních končetin při chůzi a zapojení svalstva této oblasti..... | 25 |
| 2.3 Popis vybraných svalů dolní končetiny | 27 |
| 2.3.1 Musculus gluteus medius..... | 28 |
| 2.3.2 Musculus gluteus maximus..... | 29 |
| 2.3.3 Musculus gastrocnemius..... | 30 |
| 2.3.4 Musculus tibialis anterior | 31 |
| 2.3.5 Musculus vastus medialis | 32 |
| 2.4 Elektromyografie (EMG)..... | 32 |
| 2.4.1 Technické vybavení EMG | 34 |
| 2.4.2 Převod EMG signálu | 36 |
| 2.4.3 Analýza a zpracování EMG signálu..... | 37 |
| 2.4.4 Doporučení při využití metody EMG..... | 40 |
| 2.5 Běžecské trenažéry..... | 41 |
| 3. Cíl a úkoly, hypotézy práce..... | 44 |
| 3.1 Cíl práce | 44 |
| 3.2 Úkoly práce | 44 |
| 3.3 Hypotézy | 44 |
| 4. Metodika práce..... | 45 |

| | |
|---|----|
| 4.1 Použité metody..... | 45 |
| 4.2 Charakteristika sledovaného souboru..... | 46 |
| 4.3 Charakteristika prostředí a zařízení..... | 46 |
| 4.4 Sběr dat..... | 48 |
| 4.5 Sledované svaly, lokalizace, stanovení MVC..... | 48 |
| 4.6 Analýza dat..... | 53 |
| 4.6.1 Analýza dat povrchové EMG..... | 54 |
| 5. Výsledky..... | 60 |
| 6. Diskuse..... | 62 |
| 6.1 Doporučení pro praxi..... | 64 |
| 7. Závěr..... | 65 |
| Seznam literatury..... | 67 |
| Přílohy..... | 72 |

1. Úvod

V přírodě existuje obrovské množství živých tvorů a jedním z charakteristických rysů živých tvorů je jejich schopnost přemísťovat svou tělesnou schránku v prostoru a čase z místa na místo – pohybovat se. Pohyb (lokomoce) je do značné míry determinován prostředím, ve kterém je prováděn. Jinak se pohybují ve vzduchu, jinak pod hladinou ve vodě, jinak na souši a jinak pod povrchem v zemi. Samotné prostředí lze popsat fyzikálními zákony (např. gravitace či termodynamika) a tělesnou schránku můžeme charakterizovat rozložením hmoty a tvarem jejího povrchu. Prováděním změn tohoto rozložení dochází k přemísťování těžiště nebo změnou tvaru povrchu nastává změna v působení fyzikálních sil na tělesnou schránku, která buď její pohyb vyvolává nebo naopak potlačuje.

Aby se živý tvor pohyboval žádoucím směrem (zejm. při lovu potravy nebo naopak při úniku do bezpečí před predátorem), musí nutně docházet k opakovaným charakteristickým změnám tělesných schránek (např. nastavení křídel a ocasu u ptáků, jednotlivých ploutví u ryb nebo končetin u suchozemců). Toto opakování bylo pro přežití živých tvorů nezbytně nutné a vedlo k vytvoření tzv. pohybových stereotypů. Pro různá prostředí v přírodě se postupně vyvinuly charakteristické pohybové stereotypy a v konečném důsledku se tomu v průběhu milionů let uzpůsobily i tělesné schránky živých tvorů (zejm. velikost, tvar, vnitřní stavba).

Každý jedinec zpravidla zvládá několik různých druhů pohybových stereotypů (např. uvést sebe do pohybu, pohyb zastavit, pohybovat se různými směry, měnit směr pohybu, pohybovat se pomalu, pohybovat se rychle, zpomalovat, zrychlovat), ale některé z nich dokáže provádět jen po omezenou dobu. Je to dáno energetickým výdajem živého tvora na udržení tohoto druhu pohybu. Pak nastává únava a vyčerpání. Druh pohybu s minimálním energetickým výdajem, který dokáže živý tvor provozovat po téměř neomezenou dobu, považujeme za základní (bazální) pohybový stereotyp.

Položme si otázku: Jak se v přírodě dokáže pohybovat člověk – *Homo sapiens sapiens*? Jednak se dokáže pohybovat jako ostatní živí tvorové – vlastní silou – a dokáže např. chodit, běhat, skákat, plazit se, válet sudy, dělat kotrmelce, přemety a salta, lézt, šplhat, plavat, ale také se dokáže přemísťovat z místa na místo pomocí technických prostředků, jako jsou např. koloběžka, kolo, motorka, auto, vlak, loď, ponorka, letadlo či raketa. U většiny z nich produkují hnací sílu motory, které jsou založeny na ovládnutí procesů chemických, elektromagnetických či jaderných. V těchto případech se člověk stává pouze pasivním cestujícím a jen minimálně využívá svých vlastních pohybových schopností a dovedností.

Tento civilizační trend „ulehčování práce a života“ se projevuje jak ve školách, tak v některých zaměstnáních i ve volnočasových aktivitách. Omezení pohybových aktivit během dne pak u lidí vyvolává postupem času zdravotní problémy a proto se jim někteří pokouší předcházet sportováním nebo kondičním cvičením.

Přirozené je pohybovat se v přírodě, již je člověk součástí, ovšem v městských aglomeracích z důvodu nedostatku jiného vhodného místa či při nepříznivém počasí se sportuje v halách, tělocvičnách, fitcentrech nebo dokonce i doma. Používají se při tom často různé protahovací či posilovací stroje nebo trenažéry. Na nich zájemci kontrolovaným způsobem po určitou dobu zatěžují a tím i aktivují různé svalové skupiny, čímž si fixují vybraný pohybový stereotyp. Příkladem může být jízda na kole trénovaná na spinneru, veslování na veslařském trenažeru či běh a chůze prováděná na běžeckém trenažeru. U něho se dá měnit úhel sklonu pásu i rychlost jeho pohybu, čímž se dosahuje změny intenzity zatížení svalů i rozsah jejich zapojení.

Odborníci se dosud neshodli, zda se má běh považovat za bazální lokomoční stereotyp, avšak u chůze taková pochybnost není a je u člověka považována za bazální lokomoční stereotyp, protože v současné podobě se dá tento druh pohybu sledovat po dobu posledních min. 2 mil. let. Protože existují vážné pochybnosti mezi výzkumy v laboratoři (in vitro) a v terénu (in vivo), byl tento bazální pohybový program, který je vytvářen denně fixovaným pohybovým stereotypem, vybrán k posouzení míry shody mezi pohybem (chůzí) na trenažeru a v terénu. Je třeba si však uvědomit výhody a nevýhody obou způsobů měření.

Při práci v laboratoři především nejsme závislí na počasí, dále máme k dispozici technologické zázemí včetně rozvodů energií, můžeme zajistit stabilní podmínky, snadněji změříme metrické hodnoty a pořídíme další data a pokud je to třeba, snadněji měření zopakujeme. Nevýhodou laboratorního měření však je skutečnost, že reálný terén je pouze simulovaný běžeckým pásem. Měření v terénu má proto jednu podstatnou výhodu – měříme to, co se skutečně děje při sledované činnosti in vivo, tj. ve skutečném životě. Jinak má toto měření všechny nevýhody opačné oproti těm, které tvoří výhody měření v laboratoři.

Důležitý záměr pro výběr tématu naší diplomové práce byla určitě snaha vyzkoušet si měření pomocí technologie EMG a získat tak v tomto oboru nové znalosti, dovednosti a zkušenosti.

Výsledkem by mělo být změření zapojení jednotlivých vybraných svalů dolních končetin při chůzi ve dvou druzích prostředí - terén a trenažér. Následná komparace a vyhodnocení.

2. Teoretická východiska práce

V teoretických východiscích této práce se nejprve zaměříme na hybný systém člověka, chůzi a její vývoj jak z pohledu ontogeneze, tak fylogeneze.

V druhé polovině této části práce popíšeme povrchovou elektromyografií, metodu, která se využívá k získání záznamu elektrických potenciálů kosterního svalstva a kterou jsme k tomuto využili i my v průběhu výzkumu provedeného v rámci této diplomové práce.

2.1 Hybný systém

Život všech organismů, bez výjimky, má tři základní charakteristiky: metabolismus (látková výměna), reaktivita (dráždivost) a reprodukční (rozmnožovací) schopnost. Společným jmenovatelem těchto tří charakteristik je však vždy pohyb, lokomoce - pohyb popřípadě tok látek, pohyb buněčných organel, buněk, orgánů, pohyb tělních článků a nakonec pohyb celých organismů. Z konstrukčního hlediska je pohyb složitějších organismů podmíněn existencí opěrné, dostatečně pevné konstrukce složené ze vzájemně pohyblivých komponent. Opěrnou strukturou lidského těla je kostra, v níž jsou jednotlivé kosti spojeny klouby. Pohyb kostry je pak zajištěn pomocí kosterních svalů (Dylevský, 2007).

Hybný, neboli pohybový systém, je kineziologií jakožto vědeckým oborem, který se zabývá biologickými aspekty pohybu včetně jeho řízení, klasifikován podle funkčních vztahů do následujících skladebných částí (Dylevský, 2009).

- Posturální systém zajišťuje nastavení a udržování polohy tělních částí v gravitačním poli. Každý lidský pohyb posturou začíná a končí.
- Manipulační systém vytváří pohyb zaměřený na cílený zásah. Typické je zde volní rozhodování o pohybu založené na dosavadní zkušenosti.
- Komunikační systém vyžaduje vnímání okolí. Výsledkem jeho aktivity je pohyb zaměřený na přenos informací.
- Logistický systém provádí pohyby spojené s respirací a nutricí. Respirace je pojítkem mezi autonomní a volní hybností.
- Lokomoční systém zajišťuje změny polohy tělních článků nebo celého těla v prostoru. Lokomoce blokuje posturu. Jedná se o tzv. hrubou motoriku. Pod tento systém řadíme například i pro naši práci stěžejní chůzi.

Na pohybový systém je však možné nahlížet i z jiných hledisek než jen z hlediska funkčních vztahů. Kulka (2008) rozděluje hybný systém na tři základní složky: centrální nervový systém; kosterní svalstvo a kostra (kosti klouby a vazy). Nás budou zajímat především první dvě zmíněné. Vybraným kosterním svalům se budeme věnovat blíže v dalších kapitolách této diplomové práce, z tohoto důvodu se nyní zaměříme pouze na řízení hybného systému.

Řízení hybného systému v těle lidského jedince determinují dva bazální okruhy: vertikální a horizontální (Janda, 1996). Horizontální regulační okruhy primárně koordinují pohyb a jemné řízení svalů. Vedle toho vertikální okruh zahrnuje čtyři vrstvy řídicích systémů: míchu a vestibulum (za pomoci propriocepce je zajištěno vnímání pohybu těla a jeho polohy a to většinou bez volní kontroly), které pak zajišťuje základní svalové napětí a postavení trupu v prostoru; mozeček (zde dochází k základní formaci hybných stereotypů, bez nichž není možné provádět koordinovaný volní pohyb); podkoří (kde jsou uložena bazální ganglia - mimopyramidové dráhy); a v neposlední řadě i kůru mozkovou (zde je zajišťováno rozhodnutí o provedení pohybu, z hlediska funkce svalu, je ovlivňován tonus svalu, regulován práh vnímání bolesti i z hlediska reakce na stresové situace organismu).

Účast jednotlivých mozkových struktur při řízení pohybu je u různých typů pohybu odlišná a liší se i v rámci jednotlivých fází daného pohybu. Mimovolní pohyby jsou zabezpečeny mediálním systémem sestupných míšních drah, zejména dráhou vestibulospinální a retikulospinální. Volní pohyb je realizován na základě motorického plánu, který se utváří v mozkové kůře a zahrnuje také laterální systém sestupných míšních drah. Na řízení balistických pohybů se podílí mozeček. Oproti tomu rampové pohyby jsou průběžně upravovány senzomotorickými aferentními informacemi ze svalů a zrakového systému. Při uchopovacích pohybech jsou zesíleny korové odpovědi na dotek konečků prstů. Při přibližovacích pohybech se uplatňuje zejména zadní parietální a premotorická kůra (Rokyta a kol., 2008).

2.2 Chůze

Lidská chůze je jeden ze základních pohybů člověka. Mnoho let také sloužila jako jediný způsob překonávání vzdáleností. V průběhu let člověk vynalezl mnohé další způsoby transportu sebe sama, chůze však stále zůstává jedním z nejčastěji používaných způsobů pohybu. Přestože lidská chůze stojí na stejných principech jako pohyb po pevné zemi u ostatních živočichů, je již na první pohled velmi odlišná (Vystrčilová, Kračmar, 2007).

Chůzi různí autoři definují různým způsobem. Zde uvádíme definice některých z nich. Kirtley (2006) hovoří o chůzi jako o metodě pohybu, při níž se střídají fáze zatížení a nezatížení končetin. Kosterní svaly vytváří aktivní sílu nezbytnou k zahájení chůze, k jejímu zrychlení či zpomalení. Whittle (1997) definuje chůzi jako způsob lokomoce, tedy jako pohyb z místa, který zahrnuje střídavé užívání obou končetin k propulzi a opoře. Smith (1990) popisuje chůzi jako jeden z bazálních způsobů pohybu lidského těla z místa na místo, kdy je jedna dolní končetina v opoře o zem, ale existuje fáze dvouoporová. Vzpřímená bipedální chůze je pohybem s optimální rychlostí a s minimálním energetickým výdejem. Janda (1966) definuje chůzi jako základní pohybový program pro lidský pletenec pánevní, zatímco Véle formuluje pro pletenec ramenní jako základní pohybový program manipulaci a úchop (Véle, 1997, 2006), za kterým je zasuta původní lokomoční funkce tohoto pletence, která je však přirozeně dostupná nebo v léčebné rehabilitaci uměle vyvolatelná.

Chůze je charakterizována neustálým kontaktem těla s podložkou během pohybu vpřed. Pohyb vpřed se skládá z opakování kroků v cyklu chůze (Dungl, 2005). Blíže se k problematice cyklu chůze dostaneme v kapitole Chůze a krokový cyklus.

Chůze je pohyb, který člověk vykonává zcela automaticky. Rytmus a charakter pohybů těla při chůzi je obecně pokládán za stejný, univerzální. Přesto se u každého individua výrazně liší. Dá se říci, že na světě neexistují dva lidé, jejichž chůze by byla identická. Pohyby jsou totiž řízeny centrální nervovou soustavou podle zděděných druhově specifických programů, ale v rámci toho je také determinují vlivy vnějších a vnitřních podmínek. Společné znaky lidské chůze nám pomůže identifikovat a vymezit pohled na vzpřímenou chůzi jiných živočichů – goril, tučňáků apod. (Vystrčilová, Kračmar, 2007).

Chůze je pohyb, který jako mnohé jiné má své dvě roviny vývoje. Jednou rovinou je vývoj v rámci celého lidstva, které postupně dospělo až k bipedální chůzi, jak ji známe dnes. Tomuto vývoji říkáme vývoj fylogenetický a blíže se mu budeme věnovat v následující kapitole. Druhou rovinou vývoje chůze je ten v rámci života jednoho člověka, kdy se jedinec

k bipedální chůzi dostává přes jiné druhy lokomoce. Vývoj v rámci života jednoho jedince nazýváme ontogenezí. I té bude dále věnována samostatná kapitola.

Na závěr kapitoly bychom rádi uvedli dva důležité pojmy se kterými jsme se setkaly při hledání definice chůze, především z biomechanického hlediska, protože tím se dostatečně osvětlí vysoký stupeň ekonomizace chůze jako lokomoce. Prvním z nich je „Centre of Gravity“ (COG), což je průmět společného těžiště těla do roviny oporné báze (část podložky ohraničená nejbližšími body oporné plochy). Druhým je „Centre of Pressure“ (COP), působíště vektoru reakční síly podložky. Pojmy COG a COP se shodují pouze v případě, že těleso je dokonale tuhé, což lidské tělo není. Proto je nutné pochopit model obráceného kyvadla. Oscilace COP uvnitř oporné báze jsou výrazně větší než oscilace COG, významně se na nich podílí např.: vliv kolísající aktivity svalstva bérců nohy, zvýšená aktivita plantárních flexorů posunuje COP dopředu, zvýšená aktivita supinátorů nohy je posunuje laterálně. Tato svalová aktivita je ale vždy řízena tak, aby těžnice COG zůstávala v oporné bázi. Pokud je COP a COG ve správném poměru, ekonomizace chůze je optimální (Vařeka, Vařeková, 2009).

2.2.1 Fylogenetický vývoj

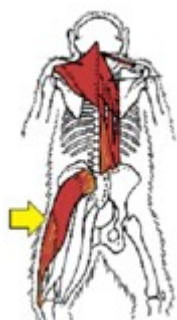
Vývoj lidského druhu trvá již několik miliónů let. V průběhu tohoto času dostala forma lokomoce jedince mnohých změn. Vývoj obratlovců, a tím i člověka, byl závislý primárně na prostředí, v němž byli nuceni žít a pohybovat se. Původním životním prostředím obratlovců byla voda, kde jim k lokomoci sloužily ploutve a pravolevé vlnění trupu. K jedné z nejvýznamnějších změn pohybu obratlovců dochází ve chvíli, kdy se lalokoploutvé ryby přesouvají na souš. Jistou dobu setrvávají v určité přechodové formě mezi rybami a obojživelníky. V suchozemském prostředí pak užívají transformované párové ploutve k udržení rovnováhy těla a k brzdění. Nově však dochází k využití opory pevné země, na níž již pravolevé vlnění trupu pozbývá své efektivnosti a tak postupně dochází k transformaci párových ploutví v končetiny (viz obrázek č. 1). Pohyb po pevné zemi se děje po čtyřech končetinách a pohyb je postupně organizován zkříženě. S určitými časovými posuny tedy kráčí levá přední končetina s pravou zadní a opačně (Kračmar, 2002).



Obr. 1 Přeměna pravolevého vlnění vodních živočichů na kvadrupedální lokomoci suchozemských živočichů a evoluční morfologická transformace končetin (Kračmar, 2002)

Kvadrupedie, pohyb po všech čtyřech končetinách, je jedním ze základních typů lokomoce. Tento pohyb z místa na místo se vyvinul také u savců. Důsledkem toho došlo k mnohým typickým morfologickým, biomechanickým a funkčním adaptacím pohybového aparátu u opic a následně i u lidoopů. Postupem času se ale i již přeměněná kvadrupedální lokomoce lidoopů stala nedostatečně efektivní a evoluce došla lokomoční adaptací k bipedální chůzi (Richmond, Jungers, 2008). Bipedální chůze uvolnila primátům horní končetiny k dalším činnostem. Bylo tak možné například sbírat potravu, lovit nebo uchopovat předměty sloužící k obraně jedince. Stále častější využívání v té době ještě primitivních nástrojů stimulovalo také rozvoj mozku. Jak nervová soustava, tak kostra a svaly se postupně adaptovaly na nové využití. Schopností chůze po dvou oplývají i jiní živočichové, než jen člověk.

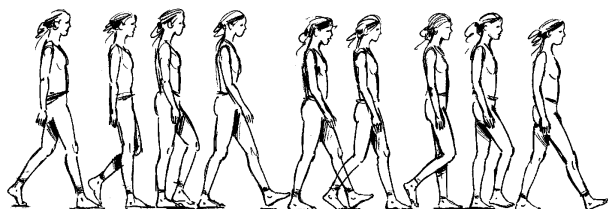
Dvoukloubový *m. gluteus maximus* u šimpanze, který umožňuje vstávat přímo ze sedu, což je zřejmě součástí adaptace na sedavost ale zároveň nedovoluje efektivní bipedální chůzi s fází dokonalé extenze kolenního kloubu (Bramble, Lieberman, 2004). *M. gluteus maximus* je rozhodujícím lokomočním svalem pro generování propulzní síly (www.sciencedirect.com).



Obr. 2 Dvoukloubový m. gluteus maximus u šimpanze (www.sciencedirect.com)

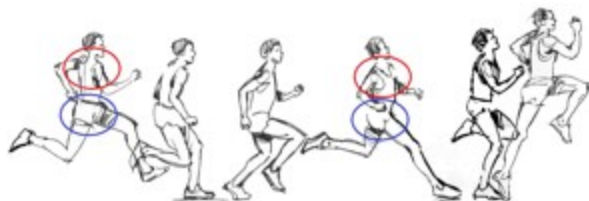
Avšak výhradně člověk ji používá jako hlavní způsob pohybu vpřed a přemísťování v prostoru. Odborně chůzi označujeme pojmem „bipedální lokomoce“ nebo „volná bipedální chůze“. Je tomu přibližně čtyři milióny let, co se předci člověka začali pohybovat pouze po dvou končetinách (Vystrčilová, Kračmar, 2007).

Z dřívější organizace kvadrupedálního pohybu zůstal člověku při chůzi doprovodný pohyb horních končetin. Tento pohyb slouží k vyrovnání krouticích momentů a otáčivých pohybů pánve, k nimž při bipedální lokomoci dochází.



Obr. 3 Doprovodný pohyb horních končetin při chůzi (Kračmar, 2002)

Torzní pohyb páteře je patrný například při rozběhu při skoku do dálky. Pohyb horních končetin je však ještě výraznější při běhu.



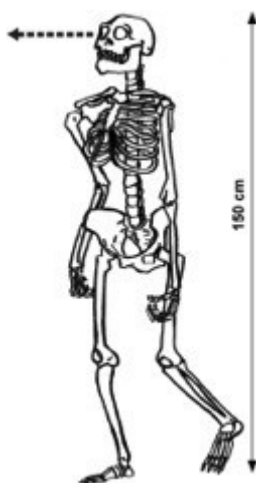
Obr. 4 Doprovodný pohyb horních končetin při běhu (Kračmar, 2002)

Primární bipedální lokomoce byla podle Warda (2002) oproti současné chůzi zcela jistě méně výkonná a energeticky náročnější. Avšak další vývoj přinesl zefektivnění a celý komplex různých výhod bipedie. Mezi tyto výhody lze bezpochyby počítat například uvolnění horních končetin pro sběr, obranu či nošení mláďat, lepší přehled o okolním terénu a také třeba zvětšení jedince v očích šelem (Šmahel, 2005). Naopak za nevýhody chůze po dvou lze považovat například snížení stability těla, snížení rychlosti pohybu nebo také vyšší nároky kladené na koordinaci jednotlivých segmentů těla (Valouchová, Kolář, 2010).

Dylevský (2007a) hovoří o bipedii spojené s napřímením páteře a změnou postavení pánve jako o jednom ze zásadních procesů evoluce člověka.

U lidské chůze je možné pozorovat jak charakteristiky vlastní všem živočichům, kteří chodí po dvou, tak charakteristiky, jež jsou typické pro každého jednoho jedince. Některé zásady chůze platí i pro ostatní živočichy chodící po pevné zemi. Všichni tito živočichové musí ploskou nohy najít oporu na pevné zemi. Poté se ploska nohy k tomuto pevnému bodu za účasti svalové souhry celého těla přitahuje. Dochází k přenosu váhy celého těla, chodidlo se odvíjí po podložce a poté se od uchopeného pevného bodu odrazí a našlapuje pro další krok. Tento děj je řízen automaticky nervovou soustavou (Kračmar, 2002).

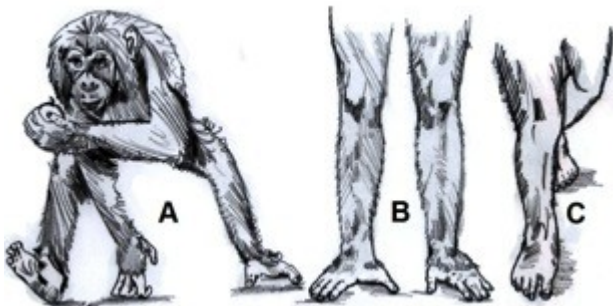
Přestože má bipedální lokomoce charakteristiky vlastní všem jedincům, jež ji k pohybu využívají, je i individuální u každého z nich. Tyto individuální diverzifikace se utváří v průběhu ontogeneze každého jedince multifaktoriálním působením. Ontogenetickému vývoji chůze se budeme blíže věnovat v následující kapitole.



Obr. 5 Adaptace postkranálního skeletu archaických australopitéků na bipedální lokomoci (Conroy, 1997)

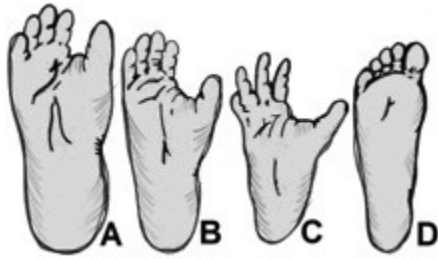
Do adaptace postkraniálního skeletu archaických australopitéků na bipedální lokomoci dle Conroy (1997) patří:

- klouby kyčelní (articulationes coxae) a křížokyčelní (articulationes sacroiliacae) byly ve srovnání s člověkem blízko sebe
- nízká pánev, lopata kosti kyčelní byla široká a stáčí se dopředu; přední kyčelní trny byly robustní a incisura ischiadica major široká
- velký patní hrbol
- v bederní části páteře se vytvářela lordóza
- kost křížová měla rozšířené laterální partie
- proporce horních končetin byly relativně podobné lidským
- femur měl dlouhý krček, eliptický průřez laterálního kondylu femuru,
- koleno valgózní, facies patellaris hluboká s vysokým laterálním okrajem;
- metatarsus I. měl zvětšenou hlavici a palec na noze krátký.



Obr. 6 Šimpanz a rekonstrukce nohy (Kračmar a kol., konzultace, 2014)

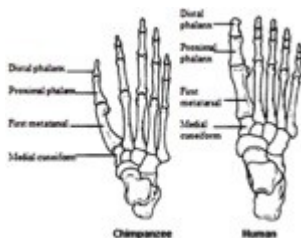
Na obr. 6 je Šimpanz a rekonstrukce nohy Ardi (*Ardipithecus ramidus*) a Lucy (*Australopithecus afarensis*). Palec nohy Ardy je ještě abdukován do opozice podobně jako u šimpanzů (*Pan troglodytes*, bonobo). Lucy se s addukovaným palcem se více podobá lidem (Conroy, 1997).



Obr. 7 Plosky nohy vybraných vyšších nonhumánních primátů a člověka (Kračmar a kol., konzultace, 2013)

Na obr. 7 jsou znázorněny plosky nohy vybraných vyšších nonhumánních primátů a člověka. Úchopová funkce palce v opozici proti ostatním prstům je ztracena. Palec je zato efektivně zapojen při dokončení odrazu nohy v efektivní lidské bipedální lokomoci.

- A - Gorila pobřežní (*Gorilla gorilla*)
- B - Gorila horská (*Gorilla beringei beringei*)
- C - Šimpanz učenlivý (*Pan troglodytes*)
- D - *Homo sapiens sapiens*



Obr. 8 Kostra akrální části zadní končetiny *Pan troglodytes* nohy člověka (Conroy, 1997)

2.2.2 Ontogenetický vývoj

Chůze je pohyb, který člověk vykonává zcela automaticky. Charakter pohybů těla při chůzi a rytmus chůze je pokládán za stejný, univerzální. Přesto se u každého jedince výrazně liší. Můžeme konstatovat, že na světě neexistují dva lidé, jejichž chůze by byla identická. Říká se, že ji můžeme nazvat pohybovým „daktyloskopickým“ otiskem člověka. Pohyby jsou totiž řízeny centrálním nervovým systémem individua podle zděděných druhově specifických

programů, ale v rámci jejich limit se působením exogenních a endogenních vlivů utváří naprosto typické individuální provedení (Vystrčilová, Kračmar, 2007).

Ontogenetický vývoj jedince znamená vývoj od jeho početí do smrti. Pokud sledujeme vývoj dítěte po narození, vidíme, že dále částečně kopíruje evoluční vývoj jak stavby těla, tak pohybu živočišných druhů (Kračmar, 2002). V průběhu posturálně pohybové ontogeneze jedince dochází k funkčnímu dozrávání pohybové soustavy a to v kranálně kaudálním směru. Primárně se tak do lokomoce dítěte zapojuje pletenec ramenní a teprve poté následuje pletenec pánevní. Další spojení funkčního dozrávání pletence pánevního a okrajové části dolní končetiny vytváří předpoklady pro vzpřímenou a volnou bipedální chůzi (Véle, 2006).

Přestože z hlediska ontogeneze je vývoj motoriky člověka determinován geneticky, jeho rychlost a akcelerace jsou zásadně ovlivněny ideomotorikou dítěte, především pak jeho motivací a mírou podnětů, které jsou mu v jeho okolí k dispozici. Je-li dítě motivováno, automaticky se začínají objevovat jisté svalové souhry a jeho schopnosti motoricky se projevit. Ontogeneze motoriky probíhá souvisle ode dne narození dítěte a je dokončena samostatnou bipedální lokomocí - vzpřímenou chůzí (Kováčiková, Beranová, 1998). A pak to samozřejmě pokračuje dále, naučíme se běhat, lyžovat, tančit, řezat dřevo atd.

V průběhu ontogenetického vývoje lokomoce jedince vymezuje (Valouchová, Kolář, 2010) následující klíčové mezníky:

- 3. měsíc: vytvoření opěrné báze;
- 4,5. měsíc: odlišení funkcí končetin, rotabilita páteře po Th/L;
- 6. – 7,5. měsíc: torze páteře končí právě v Th/L a dále jsou čím dál menší rezidua torze, až sakrální páteř tvoří jeden blok, šikmý sed;
- 8. – 9. měsíc: zkřížený vzor kvadrupedální lokomoce;
- 10. – 12. měsíc: kvadrupedální lokomoce ve vertikále;
- 10. - 14. měsíc: bipedální lokomoce

Pro lepší ilustraci vývoje jedince do jednoho roku života je předložen obr. 9



Obr. 9 Posturální a lokomoční situace jedince od přibližně 3 měsíců do 1 roku (Kračmar in Kováčiková, Beranová, 1998)

2.2.3 Chůze a krosový cyklus

Chůze je základním způsobem lokomoce člověka. Na jedné straně má u každého jedince svá nezaměnitelná specifika, na straně druhé má charakteristiky společné všem lidem pohybujícím se tímto způsobem.

Jak jsme uvedli v předchozích kapitolách, různí autoři definují chůzi odlišným způsobem. Mnohými autory je však chůze charakterizována jako opakující se, cyklický děj. Tak je tomu například i v následující definici. Smith, Michael, Bowker (2004) definují chůzi jako opakování sekvence svalově kontrolovaných pohybů v kloubech, které se opakují pro každou končetinu. Současné tyto pohyby posunují tělo vpřed a udržují stabilitu těla.

Chůze je tedy soubor opakujících se pohybů, jehož základní stavební jednotkou je krokový cyklus, neboli dvojkrok (Valouchová, Kolář, 2010).

Také Vařeka a Vařeková (2009) hovoří o cykličnosti chůze. Uvádí, že krokový cyklus chůze jedné dolní končetiny má tři základní části: fázi zahajovací, fázi cyklickou a fázi ukončení. V průběhu cyklické fáze vykonává dolní končetina cyklicky se opakující pohyby, které lze popsat v rámci krokového cyklu. Při komparaci krokových cyklů obou dolních končetin lze vymezit fázi jedné a dvojí opory. Jakmile je přítomna bezoporová fáze, jedná se o běh. Krok je vzdálenost mezi místem dopadu paty pravé a levé nohy a dvojkrok je

vzdálenost mezi místy dopadu paty jedné dolní končetiny na začátku a na konci daného krokového cyklu.

Při každém vykonaném dvojkroku musí být splněny tři funkční úkoly: přenesení tělesné hmotnosti; překonání fáze, kdy je v kontaktu s podložkou pouze jedna končetina; a posun dolní končetiny vpřed do nároku (Perry, 2004).

Krokový cyklus je tedy časový interval nebo sekvence pohybu mezi dvěma stejně se opakujícími jevy v průběhu chůze. Většinou je počítán od kontaktu nohy s podložkou do dalšího kontaktu nohy s podložkou - na stejné noze (Krivošíková, 2011).

Seymour (2002) definuje krokový cyklus jako translaci těla z jednoho bodu do druhého dvounohým pohybem. U běžné populace je průměrné tempo chůze - u mužů kolem 100 kroků za minutu u žen 116 kroků za minutu. Samotný krok člověka je pak popsán jako vzdálenost bodů počátečního kontaktu s podložkou na obou nohách. Dvojkrok je vzdálenost vymezená bodem počátečního kontaktu jedné nohy a druhým bodem počátečního kontaktu stejné nohy. Dále Seymour (2002) uvádí, že délka pravé a levé nohy je téměř shodná, s přihlédnutím k lateralitě člověka.

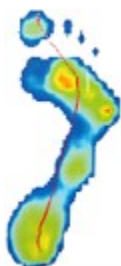
Z předchozího textu vyplývá, že krokový cyklus má dvě základní fáze: fázi stojnou, neboli fázi opory a fázi švihovou, neboli kročnou.

1) Fáze stojná (fáze opory)

Oporná fáze tvoří cca 60 – 62 % krokového cyklu (Krivošíková, 2011). Lze ji ještě dále rozdělit na jednotlivá období. Na začátku je kontakt paty. První období je postupné zatěžování, které trvá do okamžiku položení celé plosky nohy. Po něm následuje období střední opory, končící ve chvíli odlepení paty. Pro pohyb člověka vpřed je zásadním obdobím oporné fáze krokového cyklu období aktivního odrazu. Dle našeho názoru je též rozhodujícím faktorem propulze, kterou při rychlé chůzi vytváří m. gluteus maximus v první oporné fázi. Odraz zvedá končetinu tak, aby mohl být proveden nárok. Posledním obdobím této fáze je pak pasivní odlepení končící zvednutím špičky (Vařeka, Vařeková, 2009).

V rámci stojné fáze krokového cyklu probíhá odraz z plného chodidla do výponu, člověk získává rovnováhu, jednooporové postavení. Tato fáze je delší než doba kmihu. V kyčli dochází k extenzi od kontaktu paty až k odvinutí palce, snižuje se zevní rotace a přechází do vnitřní rotace jako prevence addukce stehna a poklesu pánve ke druhé straně. V kolenu dochází k mírné flexi od dotyku paty až po dotyk celé planty a následně dochází k extenzi až do odvíjení paty, kdy začíná opět mírná flexe. Touto flexí se oplošťuje zdvih těžiště

a tím se chůze zefektivňuje. V kotníku a na noze dochází k plantární flexi, která je zdrojem propulze a potom následuje mírná dorziflexe. Připojuje se též hyperextenze metatarzofalangeálních kloubů. Ve fázi opory přilne noha k oporné ploše, kterou uchopuje, aby mohla zajistit spolehlivou oporu pro působení reaktivní síly. Dochází při tom ke střídavé pronaci a supinaci nohy (Véle In Škopek, 2012).



Obr. 10 Znárodnění průběhu COP (center of pressure) na záznamu platografu, které znázorňuje odvíjení plosky po podložce a dokončení odrazu přes palec (Kračmar, 2002)

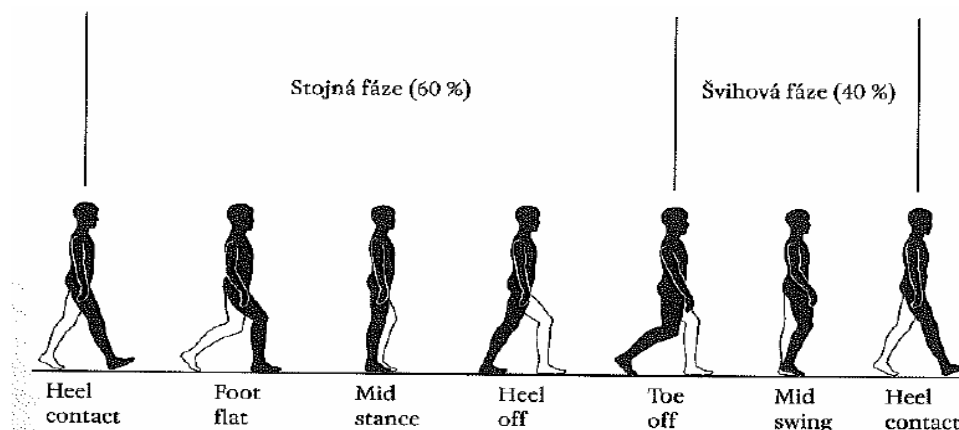
2) Fáze švihová (fáze kročná)

Zbýlých cca 40 % krokového cyklu tvoří švihová fáze. Fázi švihovou je možno dále rozdělit na období zahájení švihu - počáteční švih, období středního švihu - mezišvih a období ukončení švihu - koncový švih (Vařeka, Vařeková, 2009). V průběhu období počátečního švihu dochází k 20° flexi v kyčelním kloubu a 20° flexi v kloubu kolenním (z původní 60° flexe). Kotník jde do dorziflexe, jež pak umožní odlepení paty od podložky. Při fyziologické chůzi je flexe a extenze kolene během švihu pasivní, končetina pracuje jako jednoduché kyvadlo (Dungl, 2005).

V období mezišvihu je zásadní flexe v kyčelním kloubu (25°) a neutrální pozice kotníku, přičemž tibie se dostává do vertikály. Pokračuje posun dolní končetiny dopředu, chodidlo v té chvíli není v kontaktu s podložkou. K následnému pohybu je nezbytná extenze v koleni a dorzální flexe v hlezenním kloubu (Rose, Gamble, 2006).

V závěrečném období této fáze, v období konečného švihu je koleno plně extendované, v kyčli zůstává 25° flexe a kotník je v neutrálním postavení. Flexe v kyčli je ukončena aktivací hamstringů. Hybnost a kontrakce m. quadriceps femoris vrátí koleno do neutrální pozice. V rámci přípravy jsou aktivovány svaly m. gluteus maximus a m. adductor magnus (Rose & Gamble, 2006).

Pro dokreslení představy o jednotlivých fázích krokového cyklu a pohybech v něm uvádíme následující obr. 11, na němž je zachycen celý krokový cyklus i se stručným popisem.



Obr. 11 Fáze krokového cyklu (Gross, Fetto, Rosen, 2005)

2.2.4 Pohyby dolních končetin při chůzi a zapojení svalstva této oblasti

Těžiště těla při chůzi, sledujeme-li jej z hlediska pohybu, se v oblasti pánve pohybuje jako obrácené kyvadlo. Těžiště stoupá v jednooporovém postavení a naopak klesá vždy při postavení dvouoporovém. Průběh křivky, která pohyb zachycuje je ve tvaru pravidelné sinusoidy. Nahoru se pohybuje v jedné čtvrtině a třech čtvrtinách krokového cyklu. K posunu však dochází i v transverzální rovině (Kirtley, 2006).

Pánev je ve fázi počátečního kontaktu přední dolní končetiny v maximální rotaci vpřed oproti středu těla. Následně se vrací zpět a dál pokračuje v rotaci vzad do chvíle počátečního kontaktu druhé nohy (Perry, 2004).

Pohyb při chůzi vyžaduje těž pohyby v kyčelním kloubu. Přednožení při extenzi kolena je přibližně 90° , při flexi kolena až 150° . Pohyb v kyčelním kloubu je zabezpečen primárně dvěma funkčními svalovými skupinami: přední snopce m. gluteus medius (tento sval převším zajišťuje stabilizaci pánve v jednooporovém postavení ve frontální rovině) et minimus spolu s m. tensor fasciae latae a m. iliopsoas, m. pectineus a m. adductor longus. Zanožení je max. $25^\circ - 30^\circ$ a primárně je zajištěno svaly: m. gluteus maximus spolu s m. gluteus medius et. minimus spolu s druhou skupinou svalů kolene. Unožení je limitováno pružností adduktorů a dosahuje zhruba k 45° . Hlavním svalem při abdukci je m. gluteus medius. Přinožení je opačný pohyb srovnatelného rozsahu. Při překřížení nohou se jedná o hyperaddukci. Ze svalové

skupiny adduktorů je hlavním svalem m. adductor magnus. Posledním pohybem v kyčelním kloubu je vnitřní a zevní rotace. Tyto pohyby zajišťuje především skupina rotátorů (Čihák, 2001; Hanzlová, Hemza, 2009).

Kolenní kloub je při chůzi též velmi důležitý, protože spolupracuje na zajištění stability a zároveň mobility těla člověka. Extenze dosahuje hodnot mezi 0° - 140° . Rotace v kolenním kloubu je možná ve výrazně menším rozsahu a to pouze mezi 15° - 30° . Větší rotační pohyby mohou způsobit poranění tohoto kloubu. Flexe je zajištěna především m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus a částečně m. gastrocnemius. Musculus gastrocnemius má v této oblasti pro chůzi největší význam, protože umožňuje plantární flexi nohy a tím se stává vlastním motorem chůze (Véle, 2006).

Nyní se na chůzi podíváme z hlediska zapojení svalů. V první, švihové fázi krokového cyklu se nejprve aktivují následující svaly: m. iliopsoas (při flexi v kyčli), m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. pectineus, m. biceps femoris (caput breve) a m. sartorius. Flexory kolene se aktivují i při extenzi v koleni, aby došlo ke zpevnění končetiny při dopadu na opornou bázi. Ve druhé části švihové fáze dochází k aktivaci skupiny adduktorů, ke konci se mírně aktivuje i skupina gluteálních svalů. Při rychlejší chůzi se zvýší aktivita m. sartorius, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae. Aktivní je m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Během švihu jsou plantární flexory uvolněny. Aktivita flexorů kolene je relativně nízká při pomalé chůzi. Při extenzi se pak aktivuje m. quadriceps femoris, m. sartorius a mediální část flexorů kolene. Míra aktivity se zvětšuje s prodloužením kroku a rychlostí chůze (Véle, 2006). M. tibialis anterior zajišťuje v průběhu nároku zvednutí špičky nohy, aby nezachytila o podložku.

V druhé, oporné fázi krokového cyklu se na počátku kontaktu nohy s podložkou zapojí gluteální svaly a flexory kolene. Tato aktivace však při střední části opory mizí. Závěrem jsou aktivovány adduktory stehna. Při rychlé chůzi je aktivita gluteálních svalů vyšší v první fázi pohybu a m. adductor longus se aktivuje až ve druhé části pohybu. Jako jeden z nejdůležitějších se jeví pro chůzi m. gluteus maximus, který vytváří zřejmě největší propulzní sílu (Bramble, Lieberman, 2004), velmi důležitým faktem je, že aktivita tohoto svalu nastává až při střední a vyšší rychlosti chůze. M. gluteus medius zajišťuje při chůzi a běhu transversální stabilizaci pánve.

M. quadriceps femoralis se zapojuje na začátku, pak relaxuje a v rámci toho přispívá k udržení mírné flexe ve chvíli dotyku paty s podložkou. M. vastus intermedius je aktivní v první části. Dosáhne-li dolní končetina vertikální polohy je funkce extensoru nadbytečná. V

závěru jsou zapojeny flexory kolene, jeho stabilizaci v této fázi zajišťuje především vastus medialis. M. tibialis anterior a mm. peronei jsou též aktivní na počátku a zabraňují pádu špičky. K jejich další aktivaci dojde až při odvíjení falangů. Podobně zapojeny jsou i m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Musculus triceps surae je aktivní od odvíjení paty až po odvíjení špičky a m. soleus se podílí na stabilizaci stoje. M. tibialis posterior je maximálně zapojen v průběhu střední části oporné fáze krokového cyklu. V této fázi je stabilizace kolene zabezpečena jak lýtkovými svaly ventrální, tak dorsální části (Gnad, Psotová, 2003).

Svaly palce nohy, z nichž dominuje m. hallucis longus, jsou zapojeny stejně jako vnitřní svaly nohy v závislosti velikosti vyvinutého tlaku na nohu. Při odvíjení nohy je tedy jejich aktivace značná a to především při rychlé a bosé chůzi. Při chůzi v botách aktivita těchto svalů není tak nutná a proto klesá (Gnad, Psotová, 2003). Dalším aktivním svalem je m. gastrocnemius, který má za úkol před odrazem zvednout odrazovou končetinu i laterálně odpovídající polovinu těla, aby mohl být proveden nárok v jednooporovém postavení.

2.3 Popis vybraných svalů dolní končetiny

Tato diplomová práce je zaměřena na intraindividuální a interindividuální komparativní analýzu kineziologického obsahu pohybu při chůzi v terénu a při chůzi na běžeckém trenažéru s cílem sledovat změny kvality pohybu. Měření realizované v rámci této práce proběhlo pouze na vybraných svalech dolní končetiny. Dále se proto budeme zabývat popisem právě těchto svalů. Pro stanovení hodnot maximální volní kontrakce (MVC) jsme zvolili následujících pět svalů, přičemž měření jejich aktivity bylo provedeno oboustranně:

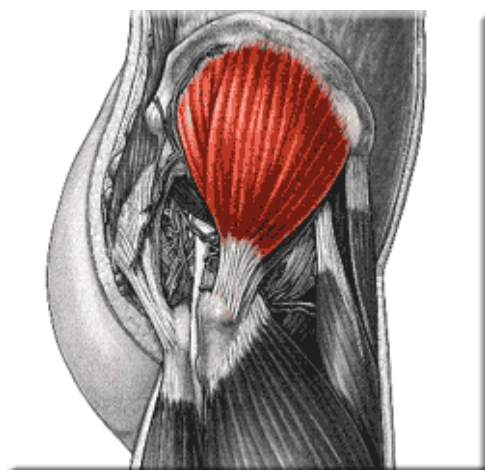
- m.glut.med.dx.
- m.glut.max.dx.
- m.gastrocn.dx.
- m.tib.ant.dx.
- vast.med.dx.
- m.glut.med.sin.
- m.glut.max.sin.
- m.gastrocn.sin.
- m.tib.ant.sin.

- vast.med.sin

2.3.1 Musculus gluteus medius

Musculus gluteus medius (střední hýžd'ový sval) je velmi širokým a objemným svalem, který se nachází pod velkým hýžd'ovým svalem (viz obr. 12). Začíná na hraně kosti kyčelní, horním předním hrotu kyčelní kosti a zevní ploše kyčelní kosti sakroiliakálním vazivovým oblouku a aponeuroze hýždí. Sbíhá se a pak se připojuje k velkému trochanteru femuru. Jeho hlavní funkcí je zvedání stehna při abdukci a také zevní i vnitřní rotace kyčelního kloubu. Je inervován horním hýžd'ovým nervem (Vigué, 2011). Při poruchách funkce tohoto svalu dochází ke kolísavosti chůze.

Z pohledu ontogeneze je tento sval ve fázi opory čelistní dolní končetiny nejdůležitější sval zajišťující fixaci hlavičky kyčelního kloubu v jamce z toho důvodu, že se přes tento kloub rozprostírá. Směr jeho tahu jde ve flekční fázi směrem k punctum fixum laterálně, kranálně a ventrálně, stejně jako ostatní svaly kyčle. V opěrné fázi tento sval působí jako vzpřimovač pletence pánevního a má obrácený laterální směr tahu přes hlavičku humeru. Na záhlavní straně (při reflexní lokomoci) m. gluteus medius táhne jak při opěrné tak při odrazové fázi distálně a na kyčelní kloub má trvale zevně rotační vliv (Vojta, Petters, 1995).



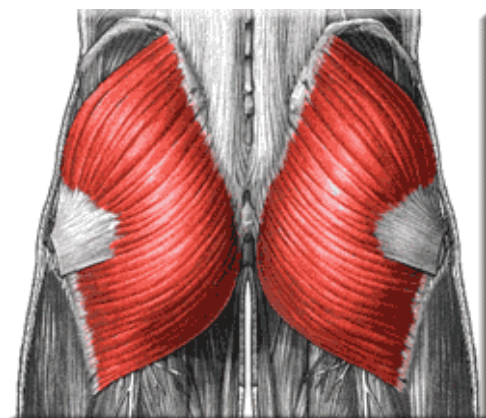
Obr. 12 Musculus gluteus medius ([www. scioly.org/wiki/index.php](http://www.scioly.org/wiki/index.php))

Musculus gluteus medius umožňuje sklon pánve a při tom působí v tomto spojení: m. gluteus medius – m. gluteus minimus – m. oblique abdominis – m. erector spinae – m. quadratus lumborum – mm. scaleni (Véle, 2006).

2.3.2 Musculus gluteus maximus

Musculus gluteus maximus (velký hýžd'ový sval) je tlustý sval, který tvaruje hýždě (viz obr. 13). Je to nejmohutnější sval v těle, který je k chůzi nezbytný, protože zabraňuje pádu trupu vpřed. Tento sval začíná na hřebeni kosti kyčelní, křížové kosti, kostrči a lumbodorzální fascii. Odtud sestupuje šikmo dolů a připojuje se na iliotibiální a hýžd'ovou drsnatinu na stehenní kosti umístěnou pod velkým chocholíkem. Jedna část svalu se spojuje s napínacím svalem široké stehenní fascie. Hlavní funkcí velkého hýžd'ového svalu je narovnávání stehna při jeho zevní rotaci a napomáhání při udržování vzpřímené postavy fixací pánve a stehenní kosti (Vigué, 2011).

Z pohledu ontogeneze nemá tento sval při reflexním plazení důležitou roli, protože extenze kyčelního kloubu je držena ischiokrurální svalovou skupinou a tento sval se tohoto extenčního pohybu příliš neúčastní. Zatímco při chůzi jde o rozhodující propulzní sval především při střední a vyšší rychlosti chůze 5 – 7 km/hod (Vojta, Petters, 1995).



Obr. 13 Musculus gluteus maximus ([www. scioly.org/wiki/index.php](http://www.scioly.org/wiki/index.php))

Musculus gluteus maximus je součástí dlouhého zadního svalového řetězce, který propojuje humerus s kontralaterálním kolenním kloubem: humerus jedné strany – m. latissimus dorsi – fascia thoracolumbalis – páteř – crista iliaca kontralaterální – fascia glutea – m. gluteus maximus – fascia lata – m. tensor fasciae latae – koleno druhé strany (fibula). Tvoří

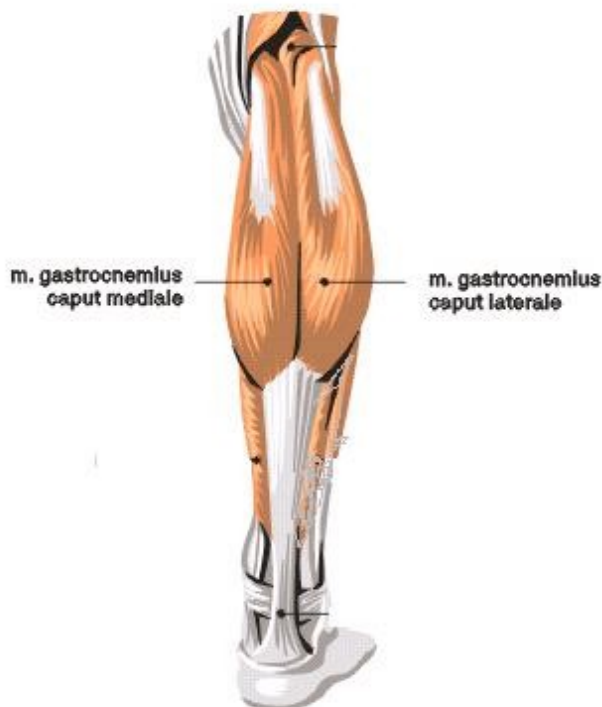
také spojenci mezi pánví a femurem: os ilium – m. gluteus maximus – femur – m. iliacus – os ilium – femur – m. psoas major – lumbální páteř – os sacrum – os ilium (Véle, 2006).

2.3.3 Musculus gastrocnemius

Musculus gastrocnemius (lýtkový sval) je objemným svalem, který vyplňuje povrchovou část zadní plochy bérce (viz obr. 14). V horní části jej tvoří vnitřní a zevní hlava. Začíná na zevním a vnitřním hrbolu stehenní kosti. Na úrovni střední třetiny bérce se povrchové hlavy lýtkového svalu spojují a vytváří jeden sval, který je ukončen šlachou lýtkového svalu a tvoří Achillovu šlachu. Achillova šlacha je pak připojena ve spodní části k patní kosti.

Hlavní funkcí lýtkového svalu je natahování nohy. Je-li ploska nohy na zemi, natahuje nohu a zároveň ohýbá bérce v koleni. Tento pohyb je pro chůzi nezbytný.

Z pohledu ontogeneze má tento sval svou funkci v opěrné fázi čelistní dolní končetiny. Tento sval se stává synergistou extenzorů kolene, ve flexi fázi kolenního kloubu společně s distálním koncem ischiokrurální svalové skupiny.



Obr. 14 Musculus gastrocnemius (<http://otazkyzmediciny.sweb.cz>)

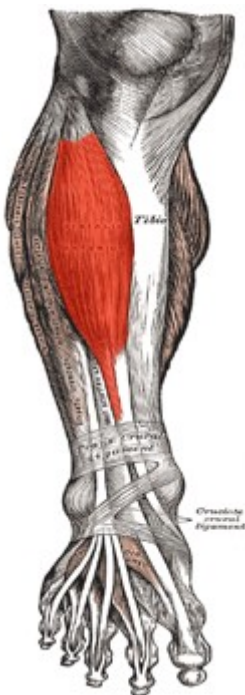
Musculus gastrocnemius umožňuje odvíjení nohy při chůzi a je součástí dlouhého řetězce, který se táhne po celé délce těla: m. triceps surae – m. gracilis – m. semitendinosus – m. sartorius – mm. adductores femoris – m. rectus abdominis – m. pectoralis major – m. pectoralis minor – mm. hyoidei (Véle, 2006).

2.3.4 Musculus tibialis anterior

Musculus tibialis anterior je úzký, dlouhý povrchově uložený sval, nejmediálnější v přední skupině svalů bérce. Mediálně od něho je margo anterior tibiae. Laterálně pak sval sousedí s dalšími dvěma svaly této skupiny, a to proximálně s m. extensor digitorum longus a distálně s m. extensor hallucis longus (Sinělnikov, 1980).

Musculus tibialis anterior začíná na laterálním kloubním hrbole a horních dvou třetinách těla holenní kosti, na mezikostní membráně (membrana interossea). Úpíná se šlachou na spodní povrch mediální klínovité kosti (os cuneiforme mediale) a první nártní kost (os metatarsale) (Marieb, Mallatt, 2005).

Z pohledu funkce je tento sval primárním hybatelem dorsální flexe, obrací chodidlo a podílí se také na zpevňování mediální podélné klenby chodidla (Marieb, Mallatt, 2005).



Obr. 15 Tibialis anterior (Vigué, 2011)

2.3.5 Musculus vastus medialis

Musculus vastus medialis vytváří ventromediální část distální poloviny stehna. Svalové snopečky, které jej tvoří, běží šikmo dopředu dolů. Zpředu je částečně kryt od m. rectus femoris (Sinělnikov, 1980).

Počátek tohoto svalu se nachází na linea aspera, mediálním epikondylu a linea intertrochanterica. Upíná se na patelle a drsnatině holenní kosti (tuberositas tibiae) prostřednictvím českového vazů (ligamentum patellae) (Marieb, Mallatt, 2005). Z hlediska funkčního je extenzorem kolene, jeho spodní vlákna pak stabilizují patellu (Marieb, Mallatt, 2005).



Vastus medialis

Obr. 16 Musculus vastus medialis (www.studyblue.com)

2.4 Elektromyografie (EMG)

Do druhé světové války neurologové používali k vyšetření pohybového ústrojí člověka a ke zjištění poruch jeho centrálního nervového systému jen velmi jednoduché klinické prostředky jako jsou například reflexní kladívko, špendlík či pohled odborníka. Zlom nastal až v druhé polovině dvacátého století, kdy bylo možné k diagnostice při neurologických vyšetřeních využít novou přístrojovou metodu elektromyografii (EMG). Jedná se o záznam elektrických potenciálů měřeného příčně pruhovaného kosterního svalstva (Trojan a kol., 2005).

První záznam elektrické aktivity svalu byl proveden Mareym v roce 1890, který zároveň poprvé použil pojem elektromyografie. V roce 1922 Gasser a Erlanger použili osciloskop k získávání elektrické aktivity svalu. Vzhledem k povaze EMG signálu bylo možné získat pouze hrubé informace na základě pozorování. Teprve až ve čtyřicátých a padesátých letech dvacátého století začali vědci široce používat pro studium akčního potenciálu svalů lepší elektrody. Klinické využití EMG začalo až v 60. letech. První povrchová elektromyografická metoda byla aplikována v roce 1966 Hardym. V současné době je k dispozici několik komerčních zařízení určených ke snímání EMG. V posledních letech došlo k lepšímu pochopení vlastností EMG záznamu ve výzkumu. Elektromyografie se dnes používá v mnoha laboratořích různých oborů – biomechanika, fyzioterapie, neurologie aj. (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).

Zedka (2009) v části své práce uvádí, že Elektromyografie je elektrofyzilogická metoda, která umožňuje posouzení práce či aktivace kosterního svalstva a jeho řízení nervovým systémem. Základním principem této metody je snímání elektrických projevů svalové tkáně pomocí elektrod, které slouží jako anténa. Elektrody snímají sumu potenciálů mnoha svalových vláken pod nimi a poskytují tak komplexní informaci o činnosti celého svalu nebo jeho podstatné části (Zedka In: Kolář a kol., 2009). Sval, je z elektrofyzilogického aspektu generátorem elektrické aktivity, kterou lze registrovat prostřednictvím EMG. Tato elektrická aktivita do jisté míry koresponduje s výstupní svalovou silou, vztah však není lineární a je ovlivněn řadou fyziologických, mechanických a elektrických změn (Otáhal, Tlapáková, Šorfová, 2003).

Elektromyografii je možné provádět dvěma způsoby, podle nichž dělíme elektromyografii na povrchovou a jehlovou.

K jehlové elektromyografii se používá modifikovaná injekční jehla, v níž jsou alokované izolované drátkové elektrody – jedna či dvě. Po zavedení elektrody do příslušného svalu zjišťuje vyšetřující odezvu na posun jehly ve sval. Sleduje se, zda sval vykazuje v klidu nějakou aktivitu. Aktivita svalu v okamžiku, kdy je sval v klidu, je patologická. Po té je sledována aktivita svalu při slabém a silném svalovém stahu. Poranění svalu při vyšetření touto metodou není větší, než při jakékoliv jiné nitrosvalové injekci. Jehlová elektromyografie je mezi lékařskou veřejností využívána častěji, protože na rozdíl od povrchové elektromyografie je při ní možné rozeznat akční potenciály jednotlivých motorických jednotek (Trojan a kol., 2005).

Povrchová elektromyografie je prováděna pomocí monopolárních, bipolárních, povrchových elektrod či multielektrod, které mají větší počet elektrod s minimální vzdáleností. Povrchové elektrody umožňují registrovat přímou i nepřímou excitabilitu svalu či nervu (Rodová a kol., 2001). Zdrojem elektromyografického signálu je změna membránového potenciálu, po němž následuje návrat na původní hodnotu. Sekvence těchto změn (depolarizace, repolarizace) je v EMG zobrazována jako akční potenciál představující nervový vzruch. Záznam těchto sumačních potenciálů se nazývá elektromyogram (Keller, 1999). Protože pro potřeby této diplomové práce byla využita metoda povrchové elektromyografie, budeme se dále ve stručnosti věnovat popisu technického vybavení, které je k ní nezbytné.

2.4.1 Technické vybavení EMG

Elektrody povrchové elektromyografie se skládají z kruhových či pravoúhlých destiček, které mohou být z cínu, stříbra, nerezové oceli nebo mohou být potaženy vrstvou chloridu stříbrného (Svatoš, 1998). Mohou být různé velikosti podle toho, z jakého svalu je elektrická aktivita snímána, čím menší sval, tím menší mají být elektrody a tím blíže k sobě je nutné je umístit. Oblast záznamu je určena vzdáleností mezi elektrodami, která bývá 1 mm - 2,5 cm. Existují dva základní typy povrchových elektrod (Day, 2002).

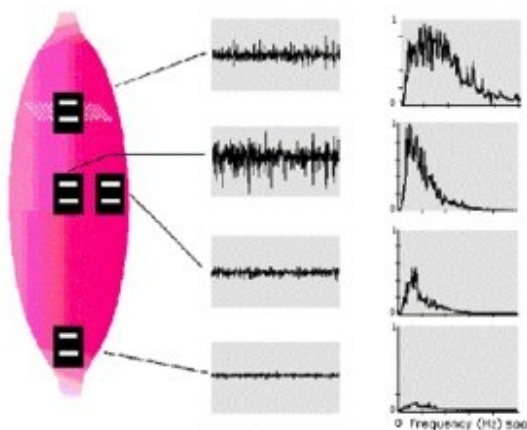
- suché povrchové elektrody

Umožňují přímý kontakt s kůží, většinou jsou vyrobeny z ušlechtilých kovů např. zlato, stříbro. Jejich výhodou je možnost použití v situacích, kdy velikost svalu neumožňuje aplikaci vodivého gelu. Oproti tomu nevýhodou je velký odpor, který vzniká mezi elektrodou a kůží, proto je zde nutnost použití předzesilovače.

- gelové povrchové elektrody

Přímý kontakt s kůží je zajištěn prostřednictvím gelu (Ag, AgCl). Výhodou gelových povrchových elektrod je nízká hladina šumu. Nevýhodou je, že je není možné použít vždy na malou plochu na těle, kde se nachází vedle sebe více svalů.

Kvalita EMG vyšetření je mimo jiných vlivů závislá i na umístění elektrod. Na obrázku č. 5 vidíme odlišné výstupy z vyšetření kosterního svalu podle toho, kde na něm byla elektroda umístěna. Na následujícím obr. 17 vidíme optimální umístění elektrody při měření EMG.



Obr. 17 Závislost EMG na místu snímání (Otáhl, 2001)

V průběhu elektromyografie mohou působit a signál rušit mnohé další vlivy. Zdrojem nežádoucích šumů mohou být: sama měřená tkáň, fyziologické přeslechy nebo vnější hluk. Elektrická vodivost tkání je závislá na tloušťce dané tkáně, jejím typu, teplotě a fyziologických změnách. Dále má na nábor elektrického potenciálu vliv například typ a průměr svalových vláken, stabilita náboru, rychlost pálení motorické jednotky atd. Jednotlivé svaly mohou vytvářet velké množství EMG, jež může být zachycen jinými elektrodami, než které jsou určeny pro daný měřený sval. Tento problém je nejmarkantnější u úzkých svalových skupin. Je možné mu předejít přesnou lokalizací, palpací svalu zvoleného k měření a teprve následné umístění elektrody. Rušivým elementem měření je také vnější hluk a zvýšeně elektrifikované prostředí. Jiné externí elektrické přístroje je třeba adekvátně uzemnit, aby nedocházelo k vysílání rušivých signálů (Konrad, 2005).

Aby bylo minimalizováno zkreslení záznamu elektrických signálů, které při měření činnosti svalů může vznikat, je nutné využít zařízení schopné zaznamenávat signály až do 10 kHz a užívat k měření zesilovače signálu. Dnes jsou na trhu k dispozici EMG zařízení, která umožňují sledování průběhu zapojení až 24 měřených svalů najednou, pomocí on-line spojení s počítačem a to nejen ve statické poloze jedince, ale i při pohybu (Škopek, 2012). Při měření jsou také využívána elektrická zařízení umožňující zesílení získaného signálu z elektrod a potlačení negativních signálů. Tato zařízení jsou také schopna zajistit stálost a digitalizaci signálu, který je pak převeden do měřicího přístroje, kde je možné signály zobrazit. Signál je též možné převést na monitor počítače (Zedka In Kolář a kol., 2009).

Zesilovače se využívají k zesílení měřeného signálu. Moderní přístroje umožňují zesílení signálu s minimálním náborem šumu v rozsahu 0,5 μV až 10 mV. Cílem je

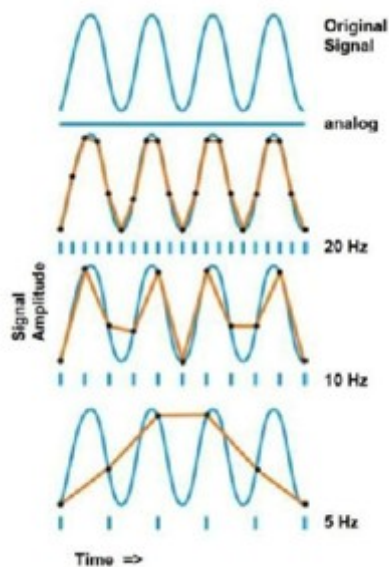
maximalizovat poměr odstupů signálu od šumu. Velmi výrazným milníkem ve vývoji bylo představení bipolární techniky záznamu. Bipolární zapojení elektrod se používá zároveň s diferenčním zesilovačem, který zesiluje rozdíl dvou vstupních signálů. Přínosem bipolárního zapojení s diferenčním zesílením je, že umožňuje záznam v celé šíři pásma při zvýšení prostorového rozlišení. Diferenční zesilovače tedy dovolují zaznamenávat celou šíři EMG signálu. Typická frekvence je mezi 10 Hz až 20 Hz (horní propust) a 500 Hz až 1000 Hz (dolní propust). Horní propust je důležitá, jelikož pohybové artefakty jsou tvořeny nízkými frekvencemi (menšími než 10 Hz). Dolní propust je vhodná k odstranění vysokých frekvencí, aby se zabránilo aliasingu. Toto zapojení má za následek zvýšení odstupů signálu od šumu (Day, 2002).

2.4.2 Převod EMG signálu

Vznik kýženého EMG signálu je výsledkem tzv. depolarizace a repolarizace cyklu. V rámci tohoto cyklu se utváří elektrický dipól, který se přemísťuje po povrchu svalových vláken (Winter, 1990).

V průběhu měření je třeba transformovat spojitý, analogový signál do digitální, diskrétní podoby. K tomuto převodu slouží součástka nazývaná A/D převodník. Převod analogového signálu na signál digitální přináší především možnost rychlé vizualizace získaných dat a následného zpracování na počítači. V současnosti je možné využít také množství matematických metod určených k redukci šumu, ke kompenzaci přístrojových artefaktů, ke statistickým testům, optimalizaci měřených strategií či k rozložení signálu na dílčí komponenty (Windhorst, Johansson, 1999).

Vzorkovací frekvence je odborníky doporučována na úrovni 1000 vzorků za vteřinu a vyšší. Pánek a kol. (2009) uvádí, že v tomto případě je platný Nyquistův teorém, který udává optimální velikost vzorkovací frekvence dvojnásobnou k maximální frekvenci obsažené v signálu. Je-li případně použita nižší než doporučená vzorkovací frekvence může docházet k aliasingu, kdy rekonstruovaný signál je výrazně diferencovaný od původního vzorkovaného signálu viz obr. 18.



Obr. 18 Efekt vzorkovací frekvence, nízké frekvence mohou způsobit ztrátu dat (Konrád, 2005)

2.4.3 Analýza a zpracování EMG signálu

EMG signál je získáván pomocí některého z typů elektrod a následně zesilován příslušným zesilovačem. Před uložením odborníci doporučují zpracování signálu, z důvodu eliminace vysokých frekvencí šumu, nízkých kmitočtů a jiných možných negativních vlivů. Z tohoto důvodu je signál v rámci analýzy často průměrován a rektifikován (Reaz, Hussain, Mohd-Yasin, 2006).

Též Winter (2005) hovoří o nezbytnosti dalšího zpracování surového elektromyografického záznamu a to z toho důvodu, že surový záznam se skládá z náhodně uspořádaných amplitud, proto není přesně reprodukovatelný. Pokud tedy chceme se signálem dále pracovat a výstupní hodnoty analyzovat je nezbytné další zpracování signálu. To je možné pomocí filtrů libovolným EMG softwarem. Nicméně i ze surového signálu je možné získat některé cenné informace, jako je například: průběh a chování svalové inervace, zapojení či nezapojení svalu nebo hodnoty aktivace svalu (Škopek, 2012).

Níže uvádíme vybrané metody zpracování EMG signálu.

1) Analýza signálu v časové oblasti

Rozbor signálu z časového hlediska je možno popsat jako funkce vyjadřující závislost okamžité výchylky signálu na čase. Tento rozbor zahrnuje časové průběhy signálu a jejich modifikace, jako je rektifikace, nebo obálky signálu. Při analýze diskrétních signálů je nejsnazší právě analýza časových průběhů. Časový průběh je záznamem okamžitých výchylek signálu, kdy každému vzorku je přiřazeno pořadové číslo. Vzájemná vzdálenost jednotlivých vzorků je dána vzorkovací periodou. Právě vzorkovací perioda je potom zásadní při obnově časového měřítka signálu. Z časového průběhu pak lze usuzovat na tvar, případně na jiné vlastnosti signálu (Kadeřábek, 2008).

Raw signal je surový, dosud nezpracovaný signál.

Rektifikace (usměrnění) je metoda, při níž jsou záporné hodnoty převedeny na hodnoty kladné (Škopek, 2012).

Smoothing (vyhlazení) signálu je nutné provést před rektifikací. V rámci tohoto procesu dochází k potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu. Nejvyužívanější jsou dva algoritmy vyhlazení – průměr rektifikovaných hodnot (ARV - average rectified value) a střední kvadratická hodnota (RMS – root mean square).

ARV je zprůměrování hodnot ve vybraném časovém intervalu. Výstupem je vyhlazená křivka, která se skládá z několika po sobě jdoucích takto zprůměrovaných časových intervalů. Basmajian a De Luca (1985) doporučují časový rozsah mezi 100 – 200 ms. Platí zde pravidlo, že čím rychlejší pohyb hodnotíme, tím kratší volíme časový úsek (tato zásada platí i pro volbu RMS).

RMS tedy střední kvadratická hodnota lépe odráží fyziologický vztah mezi chováním motorických jednotek a svalovou kontrakcí.

2) Analýza signálu ve frekvenční oblasti

Každý signál může být popsán též ve frekvenční oblasti. V takovém případě se jedná o funkci vyjadřující závislost amplitudy a fáze jednotlivých komponent na frekvenci. Případný přechod mezi vyjádřením z časové do frekvenční oblasti zajišťují takzvané transformace, což jsou předpisy převádějící funkci na jinou funkci (Kadeřábek, 2008).

Také při analýze dat ve frekvenční oblasti je třeba dodržovat určitá pravidla. Konrad (2005) vymezuje ve svém díle několik kategorií, které je nutno při analýze a následném zpracování získaných signálů respektovat. Jsou to tyto následující.

- Existence aktivity svalu (aktivní/neaktivní)

Při analýze záznamu EMG jde primárně o sledování stop po činnosti svalu. Z hlediska nominální úrovně můžeme v této kategorii tedy odpovědět pouze dvojitým způsobem a to ano nebo ne, tzn. sval je aktivní či nikoliv. Složitější je pak tato odpověď u svalů s funkcí stabilizace aparátu.

- Míra aktivity svalu

Přesná kvantifikace míry aktivity měřeného svalu se ze získaného elektromyogramu nedá jednoznačně určit. Pokud chceme provést komparaci amplitud proměnných jednotlivými měřeními, je nutné udělat nejprve tzv. normalizaci dat, tzn. převod EMG na určitou škálu, která je charakteristická pro všechna měření, blíže k tomu viz dále (Hug, 2011).

- Kdy je sval zapojen a kdy nikoliv?

Svalové zapojení neboli timing svalů je možno pozorovat na základě načasování vlastnosti svalu v rámci určité události ve srovnání s ostatními. Timing lze vypočítat na metrické základně časového zařazení, čehož je schopen každý běžný software užívaný pro tento typ dat. Ideální jsou pro to cyklické, opakující se, pohyby jako například chůze (Konrad, 2005).

- Míra zapojení svalu

Škopek (2012) píše, že na určení míry zapojení měřených svalů na základě mikrovoltů jsou mezi odbornou veřejností různé názory. Například Zedko zastává názor, že na základě získaných amplitud je možno některé závěry dovozovat. Oproti němu názorově stojí například Konrad, který se domnívá, že amplituda EMG není příliš vhodná k interindividuálnímu porovnávání nebo ke sledování dlouhých časových úseků, protože aktivita a síla svalu mohou být ovlivněny mnohými vnějšími parametry.

- Míra únavy měřeného svalu

Při samotném měření svalové aktivity může dojít ke svalové únavě probanda, což s sebou může přinést změnu v naměřených hodnotách (Basmajian a DeLuca 1985). S rostoucím časem tak může docházet k jistému zneřádnění získaných měření (Konrad, 2005).

3) Normalizace dat

Porovnáváme-li amplitudu proměnných mezi jednotlivými měřeními, je nutná normalizace, tzn. převod EMG na nějakou škálu, která je charakteristická pro všechna měření (Pavelka, 2011).

Normalizaci signálu je nezbytné provést, aby bylo možné porovnat výsledné zpracované hodnoty EMG záznamu daného svalu při opakovaných měřeních, mezi různými svaly a také mezi různými subjekty. To znamená vztažení naměřených parametrů k předem stanovené referenční hodnotě. Výsledkem je poměrové vyjádření o míře aktivity svalu, kdy zůstává zachován charakter průběhu změny amplitudy v čase. Referenční hodnotu určíme vždy při každém měření (Latash, 1998).

2.4.4 Doporučení při využití metody EMG

Měření aktivity kosterních svalů pomocí metody EMG často slouží jako nástroj při hledání koordinačních souvislostí práce pohybové soustavy. Jak uvádíme výše v textu, s daty získanými měřeními pomocí metody EMG je nutné zacházet spíše jako s pravděpodobnostními veličinami. Tyto veličiny jsou závislé na dvou úrovních odhadu.

Z velikosti plochy pod vzniklou křivkou je možné získat hodnoty nezbytné k následnému zjištění aktivace svalu, z které poté usuzujeme na vykonanou práci. Tato pravděpodobnostní metoda sama o sobě není schopna kvantifikovat nutné chyby měření, avšak v současné době je, i přes tento nedostatek, jediná metoda, jež je schopna objektivizovat práci pohybové soustavy v terénních podmínkách mimo laboratoř. Při měření pomocí elektromyografie může dojít k nežádoucímu ovlivnění průběhu získané křivky. Aby bylo možné se tomuto v maximální možné míře vyhnout, je nutné dodržovat jistá doporučení (Škopek, 2012).

Sadu doporučení formulovala organizace SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles) viz níže. Všechna tato doporučení jsme v rámci sběru dat pro tuto diplomovou práci dodržovali.

Shrnující doporučení dle SENIAM (Škopek, 2012):

- Pro jedno měření je nutné použít elektrodu o stejně velké ploše, aby byly eliminovány poruchy signálu, které by mohly být způsobeny rozdílnou vstupní impedancí.

- Velikost elektrod musí být zvolena tak, aby mohla dostatečně zaznamenat požadovaný počet motorických jednotek (cca 10 mm) a zároveň aby nedocházelo k takzvanému crosstalku, tedy nežádoucím přeslechům od jiných svalů.
- Měření se nesmí provádět v blízkosti elektrických zařízení či v hlučném prostředí.
- U větších svalových snopců nesmí být vzdálenost mezi středy elektrod větší než 20 mm a u měření malých svalů by tato vzdálenost neměla překročit čtvrtinu délky měřeného svalu.
- Materiál elektrod musí mít nízký odpor a stálost. Doporučují se elektrody z Ag a AgCl. Elektrolytické gely a pasty snižují velikost kožního odporu.
- Materiál elektrod by měl být také lehký a u kabelů přenášející elektrický potenciál z těchto elektrod je doporučována fixace elastickou páskou z důvodu potlačení nežádoucích změn velikosti amplitudy výsledné EMG křivky.
- Optimální alokace elektrod při jejich umístění na sval je definována jako pozice dvou bipolárních míst překrývající sval ve vztahu k linii dvou anatomických bodů. Cílem je co nejlépe lokalizovat místo svalu, kde bude možné kvalitně zaznamenávat kýžený signál. Jednotlivé elektrody musí být nalepeny ve směru svalových vláken, jinak může dojít až k 50% ztrátě hodnot výsledné amplitudy.
- Místo, kde budou elektrody nalepeny, je třeba zbavit ochlupení, je-li to třeba, očistit a odmastit.
- Aby byla eliminována svalová únava, je třeba v rámci měření jedince příliš dlouhou nepřetěžovat pohybovou aktivitou či svalovou kontrakcí.
- V rámci komparace jednotlivých svalů, při různých typech pohybu, nesmí docházet v průběhu získávání dat k přelepení elektrod.

2.5 Běžecské trenažéry

Běžecský trenažér je technické zařízení sloužící k simulaci podmínek pro chůzi a běh v terénu. Skládá se z vodorovně uloženého běžecského pásu poháněného motorem a z opěrného zařízení s ovládacími prvky pro uživatele. Aby se navodily podmínky podobné

přírodnímu terénu, je možné při běhu či chůzi kontrolovaně měnit náklon běžeckého pásu o několik úhlových stupňů. Intenzitu zátěže pak lze ještě regulovat nastavením rychlosti posunu běžeckého pásu. Běžecké trenažéry doznaly za léta svého vývoje řady úprav a postupných vylepšení, zejména se staly uživatelsky komfortnějšími a tím i atraktivnějšími. Zejména lze ocenit širokou škálu měřených a analyzovaných hodnot, které má uživatel před sebou zobrazeny na ovládacím panelu. Může to být např. technologie HRC (Heart Rate Control), která umožňuje plynulé přizpůsobení tréninkového tempa aktuální tepové frekvenci uživatele. Součástí takového běžeckého trenažeru je tzv. hrudní pás, který se upevňuje během tréninku kolem hrudníku a bezdrátově se tak snímá a přenáší informace o tepové frekvenci do řídicí jednotky běžeckého trenažeru. Ten pak dokáže reagovat ve chvíli, kdy tepová frekvence uživatele přesáhne požadované hodnoty snížením či naopak zvýšením zátěže, v tomto případě rychlosti běhu.

Oproti klasickému běhání venku v přírodě umožňují běžecké trenažéry využít výhody komfortu domova. Trénování chůze či běhu neovlivní špatné počasí, trénink lze zahájit i ukončit dle potřeby, domácí prostředí umožňuje snadnější přísun tekutin, poskytuje hygienické zázemí a koneckonců je i bezpečnější. Nepřejede Vás auto a nepokouše cizí pes. Dnešní trenažéry jsou navíc díky pístovým mechanismům sklápění skladné, díky pomocným kolečkům lehce přemístitelné a není tak problém běhat například v obývacím pokoji při sledování oblíbeného TV pořadu či hudebního kanálu. Z pochopitelných důvodů běžecké trenažéry využívají i mnohá fitcentra a sportovní oddíly k trénování i zvyšování fyzické kondice.



Obr. 19 Používaný běžecký treňažér HP Cosmos Saturn (<http://www.h-p-cosmos.biz>)

3. Cíl a úkoly, hypotézy práce

3.1 Cíl práce

Cílem diplomové práce byla komparace vybraných koordinačních charakteristik kroku při chůzi na běžeckém trenažéru a v terénu.

3.2 Úkoly práce

- 1) Seznámit se s danou problematikou, prostudovat odbornou literaturu a další zdroje informací včetně těch dostupných na internetu.
- 2) Zaměřit se na informace zejm. o lidské chůzi (bipedální lokomoce), na svaly dolních končetin, na povrchovou elektromyografii (EMG) a na kineziologickou analýzu.
- 3) Sepsat teoretická východiska práce, formulovat hypotézy, vybrat metodiku a stanovit postup měření.
- 4) Vybrat skupinu probandů, vhodné přístroje a prostředí pro měření.
- 5) Vybrat k měření svaly dolních končetin a realizovat měření.
- 6) Zpracovat a vyhodnotit naměřené údaje.
- 7) Interpretovat zjištěné výsledky.
- 8) Provést zhodnocení výsledků práce a formulovat závěry.

3.3 Hypotézy

Po prostudování odborné literatury včetně informací dostupných na internetu a po sepsání teoretických východisek byly stanoveny následující hypotézy:

H1: U každého z probandů bude při měření docházet k zapojování svalů ve shodném pořadí bez ohledu na skutečnost, zda je měření prováděno na běžeckém trenažéru či v terénu.

H2: Vybraný sval (m.glut.med.) se bude zapojovat odlišně při chůzi na trenažéru a v terénu.

4. Metodika práce

Tato práce má charakter intraindividuální a interindividuální komparativní analýzy kineziologického obsahu pohybu při chůzi v terénu a při chůzi na běžeckém trenažéru s cílem sledovat změny kvality pohybu. Ke zjištění výše uvedených diferencí byla zvolena metoda měřící charakteristiky chování a průběhu elektromyografických signálů ve svalech při lokomoci jedince. Získané údaje byly dále zpracovány v kinematické analýze, která umožňuje odhalit diferenci v zapojování měřených svalů při chůzi na běžeckém trenažéru a v terénu.

Práce proběhla ve spolupráci s KSP UK FTVS. Testovacím prostředím byla laboratoř a areál Univerzity Jana Evangelisty Purkyně v Ústí nad Labem.

Mezi proměnné, které byly při měření sledovány, patřily: věk; tělesná výška, tělesná hmotnost, rychlost chůze a maximální volní svalová kontrakce u 5 vybraných svalů (levá/pravá strana).

Mezi nesledovanými proměnnými byly: vitální funkce, lateralita a dokonalá rovina podkladu.

Na začátku práce byl získán informovaný souhlas od všech probandů s provedením měření a s následným zpracováním naměřených dat a dále bylo získáno vyjádření etické komise UK FTVS (příloha č. 1).

4.1 Použité metody

K naměření dat byla použita neinvazivní metoda povrchové polyelektromyografie (SEMG). Provedené měření bylo determinováno zásadami formulovanými SENIAM (Škopek, 2012). Měření EMG signálu bylo provedeno při chůzi v terénu i na běžeckém trenažéru. Dále bylo měření dokumentováno videokamerou.

Další použitou metodou v rámci této diplomové práce byla somatometrie, tj. měření základních antropometrických ukazatelů. V našem případě to byl věk, tělesná výška a hmotnost (Měkota et al., 1988), viz Tab. 1 – Věk, výška, tělesná hmotnost. Měřili jsme také hodnoty maximální volní kontrakce vybraných svalů (Konrad, 2005, Janda, 2004).

4.2 Charakteristika sledovaného souboru

Testovaný soubor byl vytvořen ze studentů denního studia oboru Tělesná výchova a sport Pedagogické fakulty Univerzity Jana Evangelisty Purkyně. Tento soubor byl homogenní, byl tvořen deseti muži ve věku od 21 do 34 let, kteří se pravidelně věnují sportovním aktivitám.

Testovaný soubor probandů byl vybrán cíleně na základě jejich dostupnosti, dobrovolnosti a zájmu spolupracovat. Zpracování výsledků měření bylo anonymní, stejně jako jejich prezentace. U probandů byly naměřeny základní charakteristiky, které jsou uvedeny v následující tabulce - Tab. 1.

Tab. 1 Věk, výška tělesná hmotnost

| | aritmetický průměr | minimum | maximum |
|------------------------------|---------------------------|----------------|----------------|
| věk | 25,1 | 21 | 34 |
| tělesná výška (cm) | 182,5 | 170 | 191 |
| tělesná hmotnost (kg) | 80 | 68 | 90 |

4.3 Charakteristika prostředí a zařízení

Výzkum, který byl v rámci této diplomové práce proveden, proběhl v Ústí nad Labem v lednu 2013. První část výzkumu byla realizována ve funkční laboratoři v objektu Univerzity Jana Evangelisty Purkyně v Ústí nad Labem, druhá pak v terénu v areálu univerzity.

Podmínky venkovního prostředí: suchý travnatý terén bez kořenů a překážek, výška trávníku 5 cm, polojasno 5° C, bez sněhu)

K měření bylo použito EMG zařízení zapůjčené z KSP FTVS UK v Praze. Parametry tohoto přístroje jsou následující:

- Výrobce: Megawin (Meg Electronics, Finsko)
- Software: Megawin (Meg Electronics, Finsko)
- Charakteristika: Biomonitor ME 6000, nezávislý polyelektromyografický
- mobilní přístroj pro snímání elektrického potenciálu svalů

- Typ signálu EMG: hrubý/průměrný/RMS/sjednocený s měřícím rozpětím
- +/- 8192 μV pro EMG
- Paměť: 256 MB – 2GB
- CMMR: 110 dB
- Počet měřících kanálů: 16
- Vzorkovací frekvence: 1.000 / 2.000 / 10.000 / 250 / 100 Hz
- Citlivost přístroje 1 μV na dílek, pásmová propust 8-500 Hz
- Rozlišení: 16 bit
- PC rozhraní: Telemetrie/USB
- Zdroj: 4 x 1,5V
- Rozměry: 181 x 85 x 35 mm
- Váha: 344 g

K měření bylo také nezbytné použít elektrody. My jsme zvolili elektrody - hydrogel Ag/Cl zn. Kendall (vždy stejná plocha a vstupní impedance).

K měření byl použit běžecký treňažer HP Cosmos Saturn 300/100r na Univerzitě Jana Evangelisty Purkyně. Zde uvedeme parametry:

- Motorový běžecký pás
- Rychlost: 0 - 40 km/h
- Výkon motoru: 11,0 kW
- Snímače tepové frekvence
- Sklon: -27 - +27%
- Běžecká plocha 300 x 100 cm
- Podsvícený display
- 3 kanálová síť pro měření a sledování tepové frekvence (POLAR)
- 2 interface (port com1/com2) pro spojení s PC, EKG, ERGOSPOROMETREM, měřičem krevního tlaku či tiskárnou - kompatibilní s většinou zařízení po celém světě
- Software h/p/cosmos para graphics pro - kontrolovaná zátěž i zobrazení

- Výška cvičence bez omezení

Videozáznamy byly pořízeny videokamerou s následující specifikací:

- Výrobce: CANON HDV 1080i - digitální videokamera
- Frekvence snímání obrázků: 50 obr/sec.
- rozlišení: 3,1 megapixely

4.4 Sběr dat

Všech deset probandů, kteří se zúčastnili našeho výzkumu, bylo měřeno v průběhu měsíce ledna 2013. Měření probíhalo v laboratoři a v terénu vždy za shodných podmínek.

Samotné měření pak probíhalo u každého typu lokomoce a jedince vždy 1 x 30 sekund. Mezi jednotlivými měřeními byl dodržován 5 minutový odpočinek. Rychlost chůze byla adekvátní rychlosti přirozené chůze probanda.

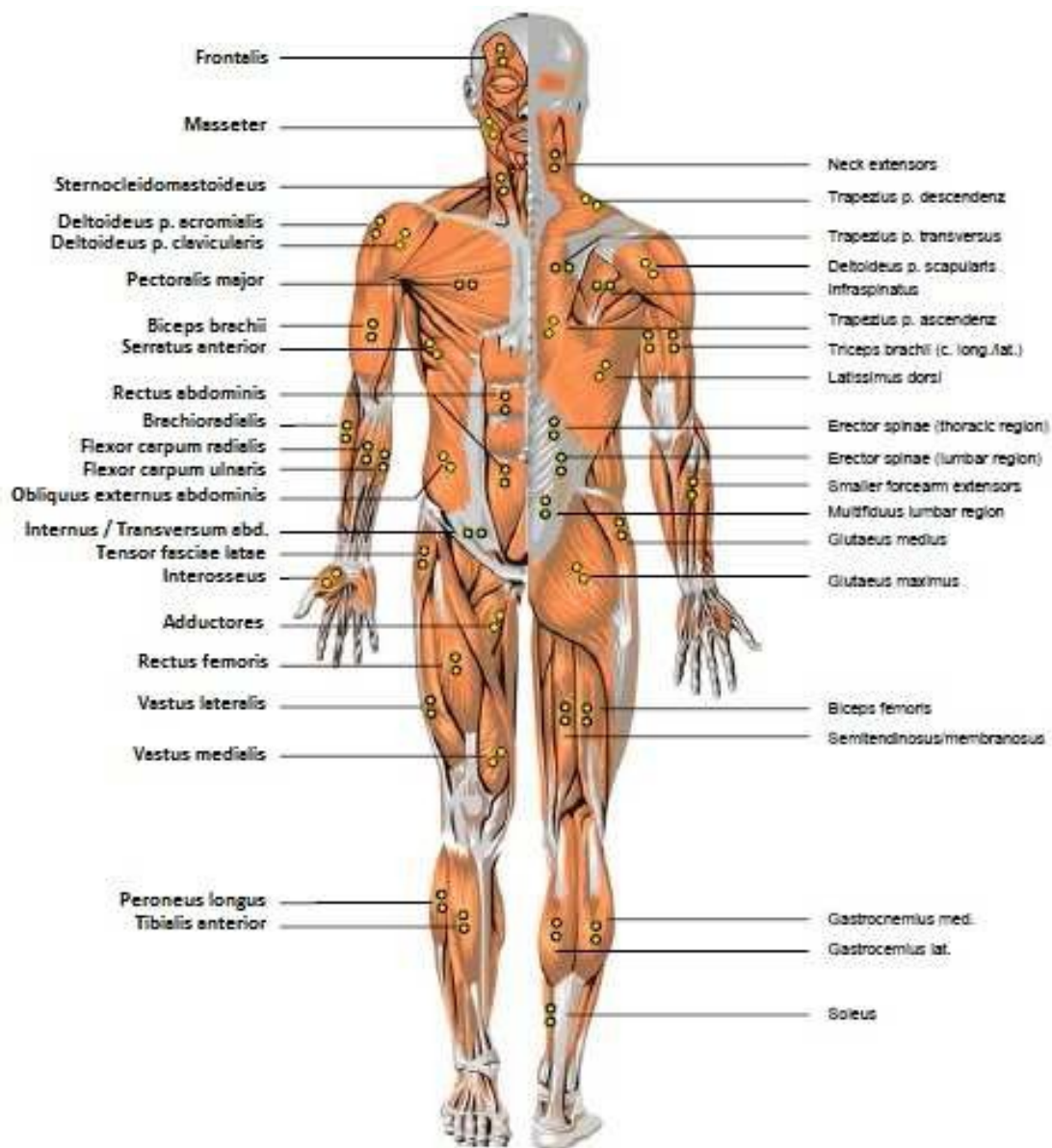
Pro kinematografickou analýzu bylo zvoleno časování pohybu vždy na základě analýzy kroku dolní končetiny: odraz levé dolní končetiny – švihová fáze – došlap levé dolní končetiny – stojná fáze levé dolní končetiny.

4.5 Sledované svaly, lokalizace, stanovení MVC

Selekce měření svalů proběhla na základě jejich bazální funkce. Podkladem pro výběr svalů nám posloužily tyto prameny: Vigué (2011); Čihák (2001); Travell, Simons (1999) a Véle (1995, 2006). Měření pak proběhlo na svalech: musculus gluteus medius, musculus gluteus maximus, musculus gastrocnemius, musculus tibialis anterior a musculus vastus medialis na obou dolních končetinách.

Na vybrané svaly byly připevněny elektrody. Před samotnou aplikací elektrod byla pokožka řádně očištěna, depilována a odmaštěna alkoholem. Elektrody byly alokovány tak, že spojnice jejich středů probíhala ve směru svalových vláken v místě největšího, svalového napětí. Na obr. 21 je ukázáno optimální umístění povrchových elektrod dle Konrada (2005). Ukázka umístění elektrod u probanda 1 je uvedena v obr. 22, obrázky ostatních probandů jsou přístupné u autorky diplomové práce. Pro eliminace výskytu chyb jsme dbali na doporučení

výběru a lokalizace elektrod dle SENIAM (blíže v teoretické části práce v kapitole 2.2.4 Doporučení při využití metody EMG).

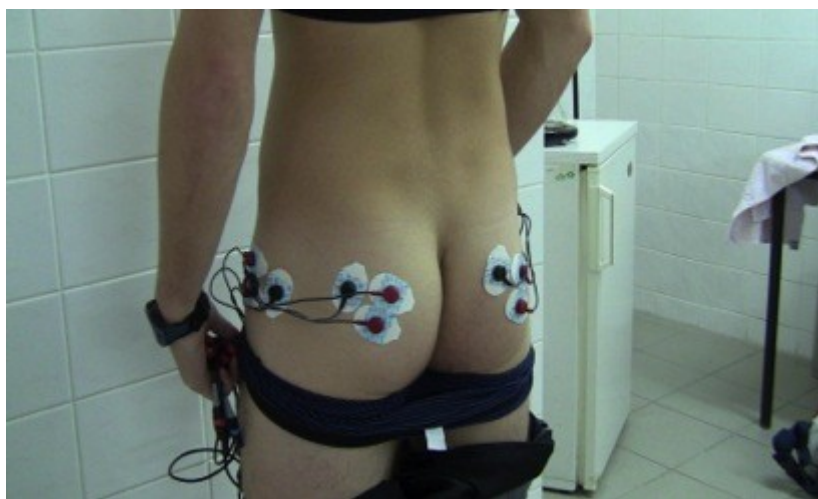


Obr. 20 Doporučení umístění povrchových elektrod dle SENIAM (Konrad, 2005)

Pro účely měření diplomové práce byly elektrody umístěny na pěti vybraných svalech dolních končetin probandů. Pro upřesnění uvedeme obr. 21 - 24.



Obr. 21 Proband 1 (Dančová, 2013)



Obr. 22 Proband 1 (Dančová, 2013)




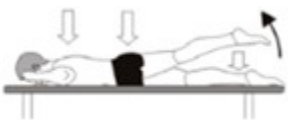


Obr. 23 Proband 1 (Dančová, 2013)



Obr. 24 Proband 1 (Dančová, 2013)

Maximální volní kontrakce vybraných svalů dolních končetin byly zjišťovány v polohách, které jsou uvedeny v Tab. 2.

Tab. 2 Polohy těla pro stanovení MVC u vybraných svalů (Konrad, 2005)

| SLEDOVANÝ SVAL | POLOHA TĚLA | POPIS |
|----------------------------|---|--|
| musculus gluteus medius |  | MVC zjišťována vůči statickému odporu. |
| musculus gluteus maximus |  | Cvičení pro m. gluteus maximus by mělo být provedeno jak při extenzi, tak při flexi kolene s mírným vytočením nohy ven. Důležitá je hyperextenze 20 °. |
| musculus gastrocnemius |  | M. gastrocnemius patří do skupiny svalů m. triceps surae, která je jednou z nejsilnějších skupin v těle a proto je nutné fixovat plochu, do které jedinec tlačí nohou a také židli na které sedí. Kotník svírá s tibíí úhel 90°. |
| musculus tibialis anterior |  | Tibialis anterior lze obvykle fixovat manuálním odporem. |

4.6 Analýza dat

Komplexní analýza, která byla v rámci této diplomové práce realizovaná, byla provedena pomocí software Mega Win a Matlab. Výstupem analýzy signálu je funkce vyjadřující závislost okamžité výchylky signálu na čase. Raw signál, hrubý záznam průběhu pohybu, se vzorkovací frekvencí 1000 Hz byl následně rektifikován a transformován do kladných hodnot (Konrad In Škopek, 2012).

Z takto upraveného signálu bylo vždy vybráno deset po sobě jdoucích krokových fází (10 – 20 krok), ze kterých program MegaWin vypočetl základní hodnoty pro průměrný krokový cyklus a které byly použity pro intraindividuální porovnání obou způsobů pohybu.

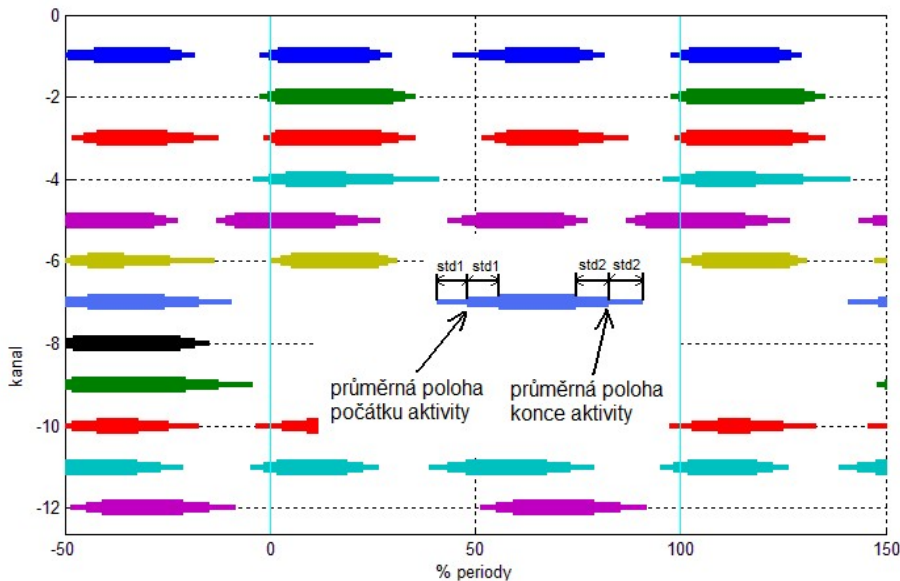
Abychom dokázali určit časový posun nástupu aktivace měřeného svalu a provést intraindividuální a interindividuální analýzu selektovaného úseku, zvolili jsme takzvanou trojúhelníkovou detekci počátku a konce aktivity. Tato metoda je v současné době odbornou veřejností považována za nejpřesnější (Špulák, 2012). Hodnoty svalové aktivity byly zjištěny pomocí skriptů v programovacím prostředí Matlab ve verzi (verze 7.8.0, R 2009 a). Digitální signál EMG v surové verzi byl plně rektifikován pomocí nízkopásmového filtru (cut off frequency 3.6 Hz, FIR order 501). Dle doporučení (Konrada, 2005) byla poté časová osa normalizována, převedena na procenta, aby umožnila lepší srovnání výsledků jednotlivých probandů.

Intraindividuální analýza stanovených kroků byla provedena také na základě získaných hodnot plochy pod křivkou z deseti stanovených kroků. Z těchto hodnot byla následně pomocí procent vyjádřena velikost rozdílu zapojení svalů u jednoho probanda a obou způsobů lokomoce s následným srovnáním těchto ploch. Interindividuální zhodnocení aktivity svalu bylo provedeno u pěti výše jmenovaných svalů jak na pravé tak na levé straně. Zde byla zjištěna jejich maximální volní kontrakce.

Dle doporučení De Luca (1997) bylo vytvořeno hodnocení zapojení svalů na základě převodu mikrovoltů na procenta a vztažené k MVC.

V případě této diplomové práce byla sledovaným parametrem hodnota mediánu plochy pod křivkou. Tu jsme vybrali kvůli nenormálnímu rozdělení četností jednotlivých provedených měření. Hodnota mediánu plochy pod křivkou byla získána pomocí softwaru MegaWin z měření jednotlivých svalů. K analýze byl vždy vybrán tří sekundový úsek izometrické kontrakce dle Konrada (2005).

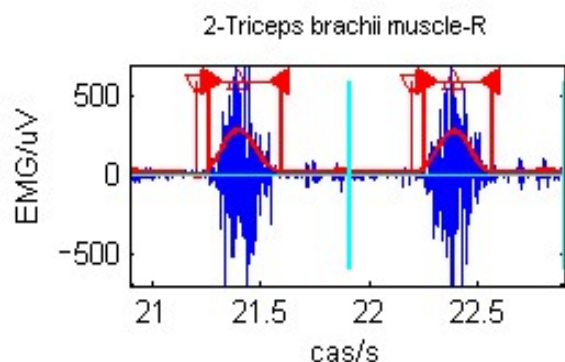
Jedním z typů výstupů shromážděných dat je graf na obr. 25. Tento graf zachycuje aktivaci měřeného svalu v rámci jednotlivých cyklů pohybu. Pro každý sval je určena průměrná poloha aktivace v rámci pohybového cyklu (v procentech cyklu) a směrodatná odchylka. Totéž je určeno i pro deaktivaci svalu. Rozsah 0 až 100 % na vodorovné ose grafu odpovídá jednomu pohybovému cyklu.



Obr. 25 Aktivace měřeného svalu v rámci průměrného pohybového cyklu (Špulák, 2012)

4.6.1 Analýza dat povrchové EMG

Zpracování elektromyografického signálu probíhalo následujícím postupem. Digitální nezpracovaná EMG křivka (vyznačena modrou barvou) byla usměrněna převedením do absolutních hodnot (rektifikována), následně proběhlo vyhlazení prostřednictvím filtrace dolní propustí (FIR, hranice propustného pásma 5,2 Hz, útlum nepropustného pásma 55 dB, délka 501 pro signály se vzorkovací frekvencí 1000 Hz, resp. 1001 pro signály s dvojnásobným vzorkovacím kmitočtem) (Špulák, Mikulíková, 2012).

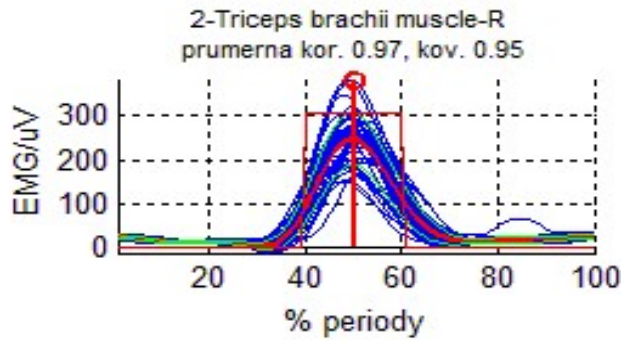


Obr. 26 Digitální nezpracovaná křivka EMG signálu (modře) a obálka EMG (červeně, tučně) s vyznačeným maximem (šipka nahoru), minimem (šipka dolů) a detekovaným počátkem (šipka doprava) a koncem (šipka doleva) aktivity v rámci pohybového cyklu (Špulák, 2012).

Graf zachycuje dva pohybové cykly oddělené svislou azurovou čarou. Převedením do absolutních hodnot se vytvořila tzv. obálka EMG křivky. Na této křivce byly vyznačeny jednotlivé cykly pohybu. Obálky jednotlivých cyklů byly interpolovány na jednotnou délku (vyjádřeno v podobě % na 0% - 100% krokového cyklu) a pro každý sval byl vytvořen jejich průměr v podobě průměrné obálky (obr. 27). Na EMG křivce zobrazující průměrnou obálku byla vyznačena maxima. U některých kanálů vykazovala průměrná obálka více lokálních maxim; v tom případě byla uplatněna následující kritéria pro výběr nejvýznamnějších maxim (Merletti, Parker, 2004; DeLuca, 2003):

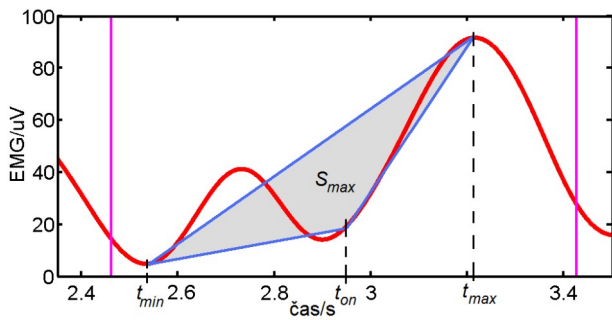
- každé maximum dosahuje velikosti alespoň 40 % absolutního maxima,
- mezi každými dvěma sousedními maximy musí křivka poklesnout níže, než je polovina velikosti menšího z obou maxim,
- další zpracování probíhá nejvýše se čtyřmi největšími maximy, která splnila předchozí podmínky.

Počet nalezených maxim zároveň určil, kolik intervalů aktivity bude možné v každém pohybovém cyklu detekovat.



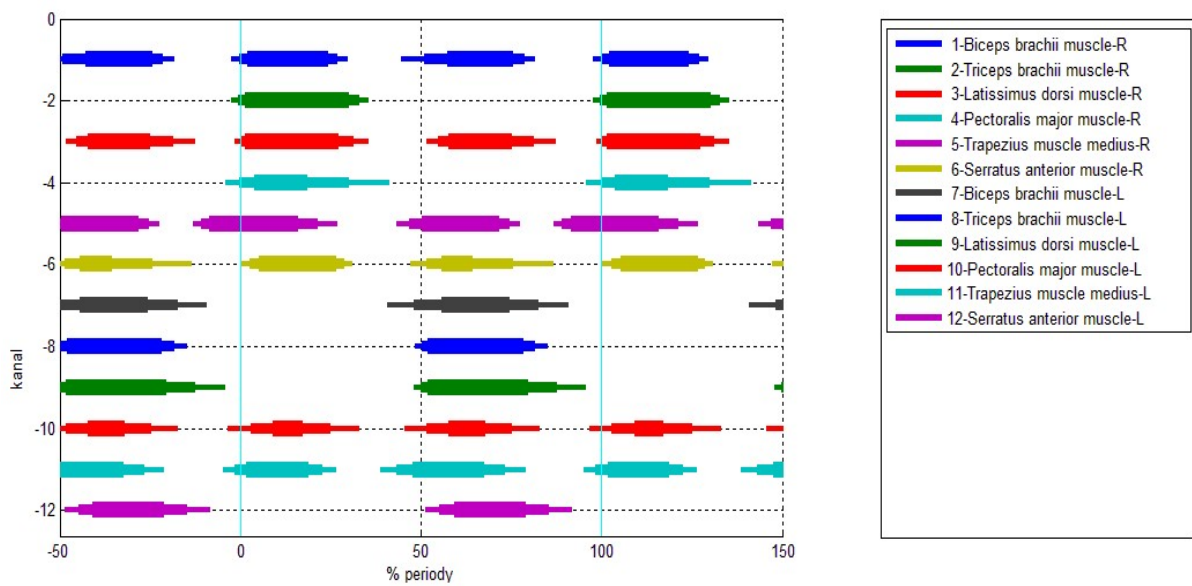
Obr. 27 Obálky EMG z jednotlivých pohybových cyklů interpolované na jednotnou délku 0 až 100 % cyklu (modře) a jejich průměr – průměrná obálka (červeně, tučně). Svislá červená čára označuje maximum průměrné obálky; ve vyznačeném intervalu okolo maxima probíhalo následně hledání maxim v jednotlivých pohybových cyklech (Špulák, 2012).

Mezi každou dvojicí maxim bylo dále na průměrné EMG křivce vyhledáno lokální minimum. V dalším kroku byla na obálce EMG prováděna detekce svalové aktivity, a to opět v jednotlivých pohybových cyklech (tedy nikoliv na průměrné obálce EMG). V rámci cyklu bylo nalezeno maximum ležící v intervalu $\pm 10\%$ cyklu od polohy maxima průměrné obálky. Stejným způsobem bylo nalezeno minimum a následně se trojúhelníkovou metodou vyznačil bod považovaný za počátek svalové aktivity, tedy bod ležící pod spojnicí minima s maximem, který společně s těmito dvěma body vytváří trojúhelník o největší možné ploše (princip trojúhelníkové metody je vysvětlen v popisu obr. 28). Podobný postup se uplatnil při hledání konce svalové aktivity, ovšem s využitím minima ležícího až za maximem. U obou nalezených bodů (počátku a konce svalové aktivity) se zaznamenala absolutní poloha i relativní poloha v rámci pohybového cyklu. Pokud bylo na průměrné obálce EMG detekováno více maxim, opakoval se tento postup pro další maxima, resp. intervaly svalové aktivity (obr. 26). Dá se říci, že v rámci stanovení prahu rozhodujícího nástupu svalové kontrakce v porovnání s dalšími metodami, jako např. dvě směrodatné odchylky klidového potenciálu nebo procenta relativního maxima (Merletti, Parker, 2004; DeLuca, 2003), se jedná o progresivní metodu lokalizace zmíněného nástupu.

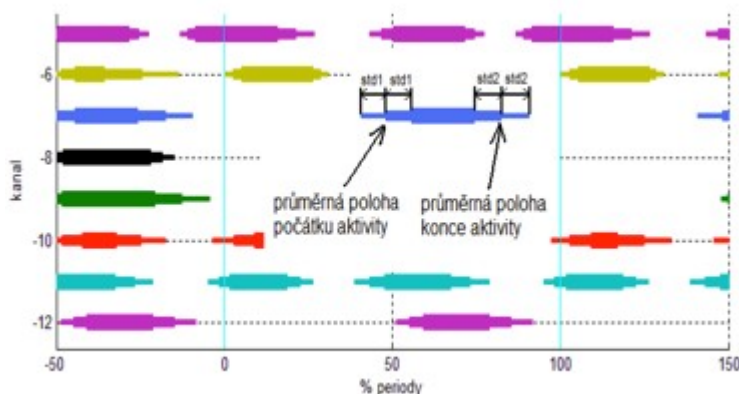


Obr. 28 Trojúhelníková detekce počátku svalové aktivity na obálce EMG (červeně): t_{min} je poloha lokálního minima, t_{max} poloha lokálního maxima a t_{on} je detekovaný počátek svalové aktivity. S_{max} označuje plochu nejrozlehlejšího trojúhelníku, svislé čáry představují hranice pohybového cyklu. (Špulák, Mikulíková, 2012)

Následně byly graficky vyjádřeny intervaly aktivit jednotlivých svalů v jednotlivých pohybových cyklech. Tyto intervaly byly zprůměrovány; kromě průměrné polohy počátku a konce aktivity byly určeny i směrodatné odchylky těchto hodnot. Průměrné intervaly aktivity byly rovněž znázorněny graficky. Pro větší názornost bylo vyneseno do grafu i 50% z cyklu předcházejícího a 50% z cyklu následujícího, znázorněný úsek tak sahá od -50 % do 150 % pohybového cyklu, obr. 29 - obr. 30. Za směrodatnou aktivaci považujeme úsečku druhé a třetí šířky, odpovídající 2 sd a 3 sd od klidové aktivity svalu (Špulák, 2012).



Obr. 29 Intervaly aktivit jednotlivých svalů v průběhu průměrného pohybového cyklu (šířka pruhu orientačně ilustruje významnou intenzitu aktivace) (Špulák, Mikulíková, 2012)



Obr. 30 Způsob grafického znázornění průměrného počátku a konce aktivity a směrodatných odchylek (std1, std2) obou údajů (Špulák, Mikulíková, 2012)

U jednotlivých měření byl k segmentaci signálu na jednotlivé krokové cykly použit vhodný kanál se záznamem EMG. Mezní kmitočet tohoto filtru byl volen podle periody pohybu. Rozhraní jednotlivých pohybových cyklů pak byla dána polohou maxim filtrovaného signálu. V programu Megawin proběhlo zpracování EMG křivky obdobným způsobem jako v programu Matlab a následná synchronizace zpracované EMG křivky s videozáznamem. Byly stanoveny jednotlivé fáze krokového cyklu a vytvořen kinogram sledovaného pohybu. V

programu Matlab byla vypočtena také průměrná poloha začátků a konců aktivit jednotlivých svalů v závislosti na zapojení svalu m. latissimus dorsi dx., který byl vybrán pro svůj specifický nástup aktivity v průběhu pohybového cyklu i pro svoji nezastupitelnou funkci rozhodujícího propulzního svalu pro lokomoci prostřednictvím pletence ramenního. Na základě těchto vstupů byla vytvořena koordinační matice nástupu sledovaných svalů v rámci periody. (Pozn. data byla zaokrouhlena na celá čísla vzhledem k tomu, že se jedná o relativně pomalý pohyb, kde jedna perioda cyklu trvá cca 1 vteřinu.)

5. Výsledky

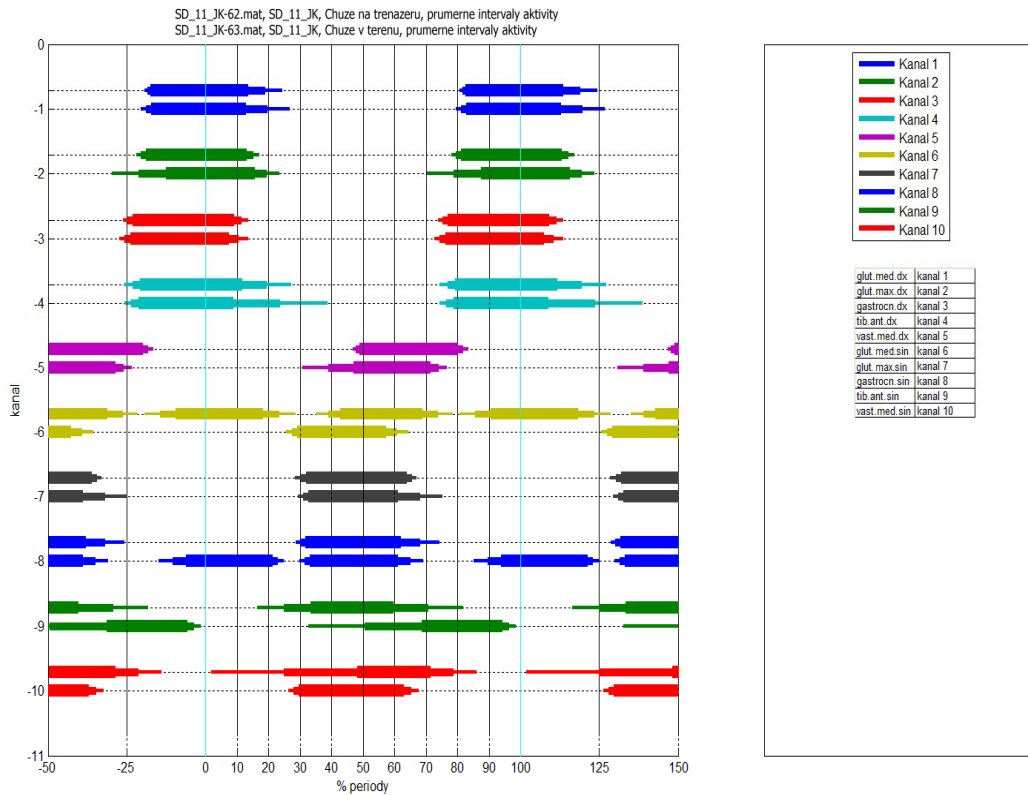
Z důvodu velké obsáhlosti dat a grafů jsou v této části kompletně zobrazeny pouze některé grafy, Další jsme uvedli v přílohách. Všechny grafy, statistická zpracování a videozáznam je k nahlédnutí u autorky práce.

Výsledky jsme zaznamenali do tabulek a grafů, př.: tab. 3 a obr. 31 (proband 1). Pod tabulkou je graf, který z naměřených hodnot zobrazí počátek a konec aktivity a směrodatných odchylek obou údajů.

PROBAND 1

Tab. 3 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 1

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 82(1) | 119(5,4) | 81(1,7) | 120(6,9) |
| m.glut.max.dx. | 80(1,5) | 115(1,9) | -21(8,6) | 20(3,9) |
| m.gastrocn.dx. | 74(1,6) | 111(2,3) | 75(2,2) | 111(3,1) |
| m.tibi.ant.dx. | -23(2) | 20(7,8) | 77(2,2) | 124(14,9) |
| m.vast.med.dx. | 48(1,1) | 82(1,7) | 39(8,1) | 74(2,5) |
| m.glut.med.sin. | -14(5) | 24(5,2) | 28(1,8) | 74(2,5) |
| m.glut.max.sin. | 30(1,8) | 66(6,1) | 31(1,7) | 68(7) |
| m.gastrocn.sin. | 30(1,6) | 68(6,1) | 32(1,7) | 65(4) |
| m.tibi.ant.sin. | 25(8,6) | 71(11) | 51(18) | 96(2,1) |
| m.vast.med.sin. | 25(23,3) | 79(7,4) | 28(1,7) | 65(2,3) |



Obr. 31 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 1

Další probandi (2 - 10), které jsme měřili a komparovali jejich svalovou aktivitu dolních končetin na trenážeru a v terénu, uvádíme v přílohách spolu s tabulkami průměrných poloh začátku a konce aktivity % periody.

6. Diskuse

V předložené práci byly měřeny, analyzovány a vyhodnoceny údaje o zapojení vybraných svalů dolních končetin na běžecím trenažéru a v terénu. Jak již bylo v teoretické části řečeno, řada článků, publikací či jiných výstupů, uvádí dobrý vliv chůze na organismus.

Naším cílem bylo posoudit zapojování svalů a to na základě měření svalové aktivity. Bohužel v současné době neexistuje metoda, která by tyto skutečnosti mohla zhodnotit s naprostou přesností. Zřejmě nejdostupnější metoda, která se používá je elektromyografie.

Ze získaných výsledků nám vyplývají určité obecné skutečnosti. V naměřených hodnotách a signálech zachycujících aktivitu vybraných svalů při dvou typech lokomočního pohybu bylo možné ve většině případů sledovat určité změny v aktivaci svalového zapojení, které byly dány rozdílným typem činnosti. Na základě výpočtů a vizuální komparace grafů elektromyografických záznamů jednotlivých typů lokomoce a jednotlivých probandů, uvedených na obrázcích 31 až 40, jsme došli k uveřejněným výsledkům.

Obecným společným trendem, který se vyskytoval u všech probandů a který byl vizuálně čitelný z grafu průběhu EMG z deseti stanovených kroků, byla podobná aktivace svalů dolních končetin - m.glut.max. a m.glut.med. V naší práci jsme u svalů sledovali také míru jejich zapojení a to, kdy se který sval do pohybu zapojí = timing.

Intraindividuální analýza zjištěných výsledků byla provedena na základě korelace jednotlivých svalů, kdy je možné vždy porovnávat jeden sval a dále metodou „trojúhelníkové“ detekce (Špulák, 2002). Na základě zjištěných výsledků byly hledány určité trendy v zapojování jednotlivých svalů, zda dochází k jejich podobné aktivaci či nikoliv, v rámci celé skupiny sledovaných probandů. Podstatným faktorem je jedinečnost člověka. Z tohoto důvodu ani nemůžeme očekávat naprosto totožné výsledky při svalové aktivitě, ani při chůzi, která je jedním z našich základních pohybů. Mezi probandy se snažíme najít podobnosti či určité trendy v chování aktivace svalů. Při následném konstatování závěrů je vždy v případě EMG záznamů třeba opatrnosti a obezřetnosti, což také konstatují autoři zabývající se touto tematikou - DeLuca, 1997, Hug, Dorel, 2009, Konrad, 2005 a další.

V námi uveřejněných grafech, kde je paraelně zobrazena svalové aktivita v terénu i na trenažéru vyplynulo u prvního probanda, že sval glut.med.sin. pracuje rozdílně - v terénu neustále - na trenažéru pouze v jasných intervalech.

U dalších probadů (proband 2) lze vyčíst, že svalová aktivita u 1. kanálu téměř shodná. U 2. kanálu je zřejmé, že chůze v terénu je na svalovou aktivitu namáhavější. Sval se zapojuje častěji, stejný případ je i u 3. kanálu. 4., 5., 6. kanál je zapojován ve stejnou dobu, v terénu na kratší dobu. 7. kanál je zajímavý tím, že v terénu se téměř nedeaktivuje. Na trenažéru je zapojován pravidelně. 9. a 10. kanál je zapojován více na trenažéru.

Jako další příklad uvedeme probanda 3, který má velmi výrazné zapojení prvního měřeného svalu - kanál 1. Na trenažéru je sval aktivní téměř po celou dobu pohybu. U kanálu 2 je sval aktivní téměř po celou dobu pohybu v terénu.

Na grafu u probanda 4 je viditelné, že první kanál pracoval o malinko déle v terénu. Aktivace svalu byla pozvolná. Druhý kanál je zvláštní tím, že práce svalu byla zcela odlišná. Na trenažéru se sval zapojoval dříve, a když jeho aktivita končila, v terénu se sval teprve začínal aktivovat. U pátého kanálu je viditelné, že sval na trenažéru téměř nepřestával pracovat, mezitím co v terénu pracoval v pravidelných intervalech. Kanály šest a deset pracovaly velmi podobně. Kanál sedm pracoval opačně, než kanál pět. V terénu sval téměř nepřestával pracovat a na trenažéru pracoval v pravidelných intervalech.

U probanda 5 se první kanál zapojoval velmi podobně, téměř až shodně. Druhý pracuje v terénu dvakrát tolik v terénu, než na trenažéru. Čtvrtý kanál v terénu pracuje velmi odlišně. Dvakrát za sebou se silným nástupem intenzity, na trenažéru má zapojení svalu velmi silný začátek a postupně ztrácí intenzitu. Osmý a desátý kanál pracují velmi podobně.

6. proband má práci kanálu jedna velmi podobnou, jak na trenažéru, tak v terénu. Kanál dvě pracuje v terénu téměř dvakrát tolik, než na trenažéru. Stejně tak i kanál číslo čtyři. Kanály šest, osm a deset pracují podobně. Kanál devět pracuje dvakrát více na trenažéru, než v terénu.

Graf u probanda 7 pracoval pouze kanál 10 dvakrát více v terénu, než na trenažéru. U ostatních byl rozdíl v aktivaci a intenzitě zapojení svalu. Největší rozdíl byl u kanálu tři, kdy na trenažéru docházelo pomaleji k aktivaci.

Proband 8 má nejzásadnější rozdíl v kanálu čtyři. Ve chvílích, kdy sval nebyl aktivní na trenažéru, byl aktivní v terénu. U kanálu číslo čtyři je zajímavé, že na trenažéru sval pracoval dvakrát více než v terénu, stejně jako kanál číslo pět. Kanál osm pracoval na trenažéru déle, než v terénu.

Obecně lze říct, že proband 9 svaly více zapojoval na trenažéru - kanál jedna, dva, tři i čtyři. U kanálů pět, šest, sedm, osm, devět i deset byla práce svalů podobná.

U posledního probanda byl největší rozdíl mezi kanály především v délce aktivace svalu. U kanálu pět je rozdíl nejmarkantnější. Pozvolné zapojování svalu má téměř dvojnásobnou délku, než práce svalu na trenažéru. Kanál šest pracuje dvakrát tolik na trenažéru, než v terénu. Kanál deset v terénu i na trenažéru téměř nepřestává pracovat.

6.1 Doporučení pro praxi

Na základě zjištění, která jsme získali z našeho měření, můžeme poukázat na určité skutečnosti, které lze využít v praxi. Chůze na trenažeru je velmi podobná chůzi v terénu. Pro praxi lze říci, že není velkého či zásadního rozdílu při měření aktivity svalů v uzavřeném prostoru–trenažer, či otevřeném-terén.

Velkým problémem dnešní doby je především hypokineze a obezita. Na tyto zdravotní problémy většina odborníků upozorňuje, aby spíše než následná léčba těchto problémů, byla prováděla preventivní opatření, mezi které určitě patří pravidelný pohyb, v našem případě - chůze.

7. Závěr

Cílem diplomové práce bylo porovnání zapojení svalů dolních končetin při volné bipedální chůzi v terénu a na trenažéru. V teoretické části se nám podařilo shrnout základní poznatky o bipedální chůzi, která byla základem chůze v terénu i na trenažéru.

Probandi byli vybráni z řad sportovců. Jako terén byl vybrán mírně stoupající svah s rovným travnatým povrchem. Chůze do mírného svahu byla zvolena proto, aby podmínky chůze na trenažéru a v terénu si byly co nejvíce podobné. Svaly byly vybrány s ohledem na jejich zapojení při lokomoci, podle jejich dostupnosti pro povrchovou EMG.

Bylo provedeno EMG měření u 10 probandů při chůzi do mírného svahu. Před měřením byl přístroj kalibrován, probandi absolvovali odpovídající rozvičení.

Zpracování a porovnání dat bylo provedeno metodami:

- Stanovení pořadí lokálních maxim sledovaných svalů v rámci krokového cyklu,
- stanovení významných začátků a ukončení aktivace svalů,
- stanovení střední hodnoty plochy pod EMG křivkou v rámci krokových cyklů,
- vzájemné porovnání křivek EMG aktivity sledovaných svalů v rámci jednoho krokového cyklu se sjednocením časových os,
- přiřazení diferencovaných pozic klíčových míst pohybu získaných z videozáznamu k odpovídajícím k EMG křivkám, pro intraindividuální porovnání EMG grafů byly záznamy převedeny na společnou citlivost snímacích kanálů.

Uvedené metody byly užity jako nástroje ke kineziologickému rozboru sledovaného pohybu.

Všechny svaly, které jsme vybrali, se podílely na aktivitě.

Hypotéza H1 se potvrdila. Z analýzy naměřených hodnot vyplynulo, že u každého probanda nastávala aktivita svalů ve shodném pořadí bez ohledu na to, zda byla chůze prováděna na běžeckém trenažéru či v terénu. Důkazem je shodné pořadí rozhodujících nástupů svalové aktivace a dezaktivace při chůzi na trenažéru a při chůzi v terénu u všech probandů. Z toho vyplývá, že pohybový stereotyp chůze je v hrubé formě shodný.

Hypotéza H2, že se vybraný sval (m.glut.med.) bude zapojovat odlišně při chůzi na trenažéru a v terénu se nepotvrdila. Sval m. gluteus medius vykazoval v terénu nižší míru autokorelace než na trenažéru. Odpovídá to jeho funkci stabilizace pánve ve frontální rovině, která se patologicky projevuje jako syndrom Trentelenburg. Sval udržuje pánev v rovině tak,

aby bylo možné ve spolupráci se svalem m. tibialis anterior, který udržuje špičku nohy, provést bezpečný nárok. Rozdílná autokorelace průběhu EMG amplitudy u tohoto vybraného svalu tak poukazuje na to, že u hypotézy H1 se může hovořit pouze o hrubé shodě pohybového stereotypu v terénu a na trenažéru.

Provedený výzkum na deseti probandech ukazuje, že hlavní odlišností chůze v terénu (in vivo) oproti chůzi v laboratorních podmínkách (in vitro) na běžeckém trenažéru je změna jemných parametrů pohybového stereotypu chůze. Jemné autokorelační změny jednotlivých měřených svalů vypovídají o tom, že laboratorní měření lidské lokomoce je nutno brát se značnou rezervou při zobecňování výsledků pro běžný život. Za relevantní výsledek v laboratoři při monitorování lidské lokomoce lze tedy brát pouze hrubý timing (pořadí rozhodujících nástupů svalové aktivace a dezaktivace). Autokorelační koordinační charakteristiky zjištěné na trenažéru jsou z tohoto pohledu pro lokomoci v přirozeném nebo běžném prostředí neplatné.

Seznam literatury

1. BASMAJIAN, J., DE LUCA, C.J. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by their Electromyography*. Baltimore, 5. vyd. USA : Williams & Wilkins, 1985. 561 s. ISBN 0-6830-0433-6.
2. BRAMBLE, D., LIEBERMANN, D. *Endurance running and the evolution of Homo*. Nature, 2004, 432 s. ISBN nenalezeno.
3. ČIHÁK, R. *Anatomie I*. 2. vyd. Praha: Grada, 2001. 552 s. ISBN 80-7169-970-5.
4. DUNGL, P. *Ortopedie*. Praha: Grada, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
5. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. 184 s. ISBN 978-80-257-3562.
6. DYLEVSKÝ, I. *Základy funkční anatomie člověka*. Praha: MANUS, 2007. 194 s. ISBN 978-80-86571-00-3.
7. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, 2009. 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
8. GNAD, T., PSOTOVÁ, D. *Běh na lyžích*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2003. 152 s. ISBN: 80-246-0995-9.
9. GROSS, J., FETTO, J., ROSEN, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Karolinum, 2005. 600 s. ISBN 8072547208.
10. HANZLOVÁ, J., HEMZA, J. *Základy anatomie pohybového ústrojí*. Brno: Masarykova univerzita, 2009. 93 s. ISBN 80-210-3580-3.
11. JANDA, V., a kol. *Svalové funkční testy*. Praha: Grada, 2004. 344 s. ISBN 978-80-247-0722-8.
12. JANDA, V., POLÁKOVÁ Z., VÉLE, F. *Funkce hybného systému. Fysiologie a patofysiologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*. Praha: SZN, 1966. 259 s. ISBN nenalezeno.
13. KADEŘÁBEK, J. *Vliv fyzické zátěže na elektrickou aktivitu svalů*, Bakalářská práce. Brno: fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008.

14. KELLER, O. *Obecné elektromyografie*. Praha: Triton, 1999. 65 s. ISBN 80-7524-047-5.
15. KIRTLEY, C. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburg: Elsevier Churchill Livingstone, 2006. 259 s. ISBN nenalezeno.
16. KOVÁČIKOVÁ, V., BERANOVÁ, B. *Tělesné schéma a jeho zátěž ve vertikále z pohledu ontogeneze, otázka tréninku, trénink u pacienta s CP, logopedie. Rehabilitácia*. Bratislava, 1998. 159 s. ISBN nenalezeno.
17. KRAČMAR, B. *Kineziologická analýza sportovního pohybu*. Praha: Triton, 2002. s. ISBN 80-72540282-3.
18. KULKA, Jiří. *Psychologie umění*. Praha: Grada Publishing, 2008. 440 s. ISBN 978-80-247-2329-7.
19. KRIVOŠÍKOVÁ, M. *Úvod do Ergoterapie*. Praha: Grada Publishing, 2011. 368 s. ISBN 978-80-247-2699-1.
20. LATASH, M.L. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics, 1998. . ISBN 0-88011-756-7.
21. MARIEB, E., MALLATT, J. *Anatomie lidského těla*. Brno: CP Books, 2005. 432 s. ISBN 80-251-0066-9.
22. MĚKOTA, K., BLAHUŠ, P. *Antropomotorika II*. Praha: SPN, 1988. ISBN nenalezeno.
23. PAVELKA, R. *Kineziologická analýza úderu horní končetinou ve sportovním karate*. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2011. Disertační práce.
24. ROKYTA, R. a kol. *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV nakladatelství, 2008. 425 s. ISBN 80-86642-47-X.
25. ROSE, J., GAMBLE J. G. *Human walking*. Philadelphia: Lippincott Williams&Wilkins, 2006. 348 s. ISBN nenalezeno.
26. SEYMOUR, R. *Prosthetics and orthotics-Lower limb and Spinal*. Wilkins: Lippincott & Williams, 2002. ISBN 0-7817-2854-1.

27. SINĚLNIKOV, R. D. *Atlas anatomie člověka*. Praha: Avicenum, 1980. s. 468. ISBN nenalezeno.
28. SMITH, D. G., MICHAEL, J. W., BOWKER, J. H. *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004. ISBN nenalezeno.
29. SVATOŠ, J. *Biologické signály I. Geneze zpracování a analýza*. Praha: ČVUT, 1998. Diplomová práce.
30. ŠKOPEK, M. *Sledování změn zapojení svalů ve vybraných oblastech pohybové soustavy člověka při chůzi a nordic walking*. Praha: Univerzita Karlova, FTVS, 2012. Disertační práce.
31. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Upper Half of Body*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1999. 365 s. ISBN 9780683083637.
32. TROJAN, S. a kol. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada Publishing, 2005. 240 s. ISBN 80-247-1296-2.
33. VALOUCHOVÁ, P., KOLÁŘ, P. *Vyšetření posturálních funkcí - Chůze*. In Kolář et al, *Rehabilitace v klinické praxi*, Praha: Galén, 2010. ISBN 978-7262-657-1.
34. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: UP, 2009. 124 s. ISBN nenalezeno.
35. VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. 354 s. ISBN 80-7254-837-9.
36. VIGUÉ, J. *Atlas lidského těla*. Dobřejovice: Rebo Productions, 2011. 432 s. ISBN 978-80-255-0475-8.
37. VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip*. Praha: Grada, 1995. 342 s. ISBN 80-7169-004-X.
38. WINDHORST, U., JOHANSSON, H. *Modern techniques in neuroscience research*. Berlin: Springer, 1999. 265 s. ISBN 3-540-64460-1.
39. WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: John Wiley & sons, 1990. 398 s. ISBN 0-683-00357-7.

40. ZEDKA, M. Laboratorní vyšetření pohybu. In. KOLÁŘ, Z. a kol. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání. Praha: Galén, 2009, s. 197 – 209. ISBN 978-80-7262-657-1.

Internetové zdroje

1. http://edge.rit.edu/content/P08027/public/IRB/Papers/intro_EMG.pdf [cit. 2011-08-07]
2. <http://www.h-p-cosmos.biz/en/diagnostics4.htm> [cit. 2014-03-26]
3. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663620400014> [cit. 2014-01-10]
4. http://scioly.org/wiki/index.php/Anatomy/Muscle_List [cit. 2013-09-15]
5. <http://www.studyblue.com/notes/note/n/anatomy-muscles/deck/122142> [cit. 2013-09-16]
6. <http://www.studyblue.com/notes/note/n/anatomy-muscles/deck/122142> [cit. 2013-10-06]
7. <http://www.demotu.org/aulas/control/ABCofEMG.pdf> [cit. 2013-09-16]
8. KRAČMAR, B. *Pohyb ve sportu* [online]. Elektronická studovna, vydání a místo vydání neuvedeno [cit. 2013-09-15], Dostupný z: www.ftvs.cuni.cz/katedry/spp/voda/doc/pohyb_ve_sportu_1.doc
9. OTÁHAL, J. *Elektromyografie* [online]. [cit. 2013-09-15], Dostupný z: <http://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=17&ved=0CFIQFjAGOAo&url=http%3A%2F%2Fbiomech.ftvs.cuni.cz%2Fkab%2Farchiv%2FElektromyografie.ppt&ei=qJDdUL3OAOtbsgbs0ICQCA&usg=AFQjCNFPxDraEVessgRI2BRz3RDkdxvjGw&bv=m=bv.1355534169,d.d2k>
10. OTÁHL, J., TLAPÁKOVÁ, E., ŠOFROVÁ, M. *Kompendium biomechanika*. [Online]. [Cit. 2012-02-09] Dostupný z: <http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>
11. VALOUCHOVÁ, P. *Kineziologické aspekty lidské lokomoce*. [Online]. [Cit. 2013-12-27] Dostupné z: mefanet-motol.cuni.cz/download.php?fid=1427.
12. <http://otazkyzmediciny.sweb.cz/HTML/GalerieL/Obrazky/Galerie/Svalstvo/SvalstvoLytka.htm> [cit. 2013-10-06]

Citace článku

1. HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of electromyography and kinesiology*, 2011, č. 21, 1 – 12 s. ISBN nenalezeno.
2. REAZ, M. B. I., HUSSAIN, M. S., MOHD - YASIN, F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classifications. *Biol. Proceed*, 2006, č. 8, 11 - 35 s. ISSN nenalezeno.
3. RICHMOND, G. R. JUNGERS, W. L. Orrorin tugensis femoral morphologi and theevolution of hominin bipedalsim. *Science magazine*, 2008, č. 319, 1662 – 1665 s. ISBN 0036 – 8075.
4. RODOVÁ, D., a kol. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 4, 173 - 177 s. ISBN nenalezeno.
5. MICHAUD, S. B., GARD, S. A., CHILDRESS, D. S. A preliminary investigation ofpelvic obliquity patterns during gait in person with transtibila and transfemoral amputation. *Journal of rehabilitation research*, 2000, sv. 37, č. 1,1 – 10 s. ISBN nenalezeno.
6. SMIDT, G. L.Rudiments of gait. *Gait in rehabilitation*, 1990, vol. 3, č. 1. 1 - 19 s. ISBN nenalezeno.
7. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B. Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – III. Chůze. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 2007, sv. 73, s. 2–8. ISSN 1210-7689.
8. WARD, V. C. Interpreting the posture and locomotion of Australopithecus afarensis: Where do we stand? *American Journal of Physical Anthropology*, 2002, sv. 119, č. 35, s. 185 – 215. ISSN nenalezeno.

Přílohy

1. Souhlas ETICKÉ KOMISE
2. Informovaný souhlas probanda - vzor
3. Seznam obrázků
4. Seznam tabulek
5. Seznam zkratk
6. Ukázka grafů
7. Grafy a tabulky probandů 2 - 10

1. Souhlas ETICKÉ KOMISE



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Komparace koordinačních charakteristik kroku při chůzi na běžeckém trenažéru a v terénu

Forma projektu: diplomová práce

Autor: Bc. Štěpánka Dančová

Školitel: doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.

Popis projektu: Bude zkoumána koordinační charakteristika lidské volné bipedální chůze při chůzi na běžeckém trenažéru a v přírodním terénu. Komparativní analýza. Povrchová polyelektromyografie s doplňujícími metrickými metodami. Bude proveden výzkum- soubor 10 probandů.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Měření metodou povrchové elektromyografie. Neinvazivní nebolestivou metodou pomocí povrchových elektrod.

Etické aspekty výzkumu

Samotné výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně.

Informovaný souhlas (přiložen)

V Praze dne: 20.12. 2012

Podpis autora: Bc. Štěpánka Dančová

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 0195/2012

dne: 21.12.2012

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítko školy

podpis předsedy EK

2. Informovaný souhlas probanda - vzor

INFORMOVANÝ SOUHLAS PROBANDA

Já, níže podepsaný:

Souhlasím, že jsem byl předem dostatečně a srozumitelně seznámen s účelem a cílem výzkumu, který bude prováděn za účelem vytvoření diplomové práce studenta NMgr. TVS na UK FTVS v Praze, Bc. Štěpánky Dančové.

Byl jsem informován o tom, jakou formou bude výzkum probíhat. Dále jsem byl informován o způsobu dokumentace a prezentace výsledků této studie.

Byl jsem informován o tom, že veškeré mnou poskytnuté osobní údaje budou dokumentovány, bez uvedení mého jména a příjmení.

Bylo mi umožněno vše si rozvážit a zeptat se na vše, co považuji za podstatné.

S postupem a výzkumnými metodami souhlasím.

V Ústí nad Labem

Datum: 17.12. 2012

Podpis:

.....

Informace sdělené probandovi:

V rámci projektu budou snímány elektrické potenciály z vybraných svalů dolních končetin měřicí metodou povrchové elektromyografie. Měření bude probíhat neinvazivní a nebolestivou metodou pomocí povrchových elektrod. Na základě fyzioterapeutických vyšetřovacích postupů (svalový test dle Jandy), budou umístěny jednotlivé elektrody v místech největší kontrakce. Povrch kůže bude pro lepší přilnavost elektrod očištěn lékařským lihem, případně bude odstraněno (probandem) ochlupení v místě nalepení elektrod. Elektrické potenciály z těchto elektrod budou zaznamenány do atestovaného přístroje zn.ME 6000, který byl vyvinutý společností MegaWin. Přístroj bude mít proband umístěn v pouzdře okolo pasu. Samotné výsledky budou zpracovány a vyhodnoceny anonymně. O tomto procesu měření a způsobu prezentace výsledků bude každý proband informován před započítím výzkumu.

3 .Seznam obrázků

Obr. 1 Přeměna pravolevého vlnění vodních živočichů na kvadrupedální lokomoci suchozemských živočichů a evoluční morfologická transformace končetin (Kračmar, 2002)

Obr. 2 Dvoukloubový m. gluteus maximus u šimpanze (www.sciencedirect.com)

Obr. 3 Doprovodný pohyb horních končetin při chůzi (Kračmar, 2002)

Obr. 4 Doprovodný pohyb horních končetin při běhu (Kračmar, 2002)

Obr. 5 Adaptace postkraniálního skeletu archaických australopitéků na bipedální lokomoci (Conroy, 1997)

Obr. 6 Šimpanz a rekonstrukce nohy (Kračmar a kol., konzultace, 2013)

Obr. 7 Plosky nohy vybraných vyšších nonhumánních primátů a člověka (Kračmar a kol., konzultace, 2013)

Obr. 8 Kostra akrální části zadní končetiny Pan tryglodytes a nohy člověka (Conroy, 1997)

Obr. 9 Posturální a lokomoční situace jedince od přibližně 3 měsíců do 1 roku (Kračmar in Kováčiková, Beranová, 1998)

Obr. 10 Znázornění průběhu COP (center of pressure) na záznamu platografu, které znázorňuje odvíjení plosky po podložce a dokončení odrazu přes palec (Kračmar, 2002)

Obr. 11 Fáze krokového cyklu (Gross, Fetto, Rosen, 2005)

Obr. 12 Musculus gluteus medius (www.scioly.org/wiki/index.php)

Obr. 13 Musculus gluteus maximus (www.scioly.org/wiki/index.php)

Obr. 14 Musculus gastrocnemius (<http://www.studyblue.com>)

Obr. 15 Tibialis anterior (Vigué, 2011)

Obr. 16 Musculus vastus medialis (www.studyblue.com)

Obr. 17 Závislost EMG na místu snímání (Otáhl, 2001)

Obr. 18 Efekt vzorkovací frekvence, nízké frekvence mohou způsobit ztrátu dat (Konrád, 2005)

Obr. 19 Příklad běžeckého trenažéru (www.rotopedy-fitness.cz)

Obr. 20 Doporučení umístění povrchových elektrod dle SENIAM (Konrad, 2005)

Obr. 21 Proband 1 (Dančová, 2013)

Obr. 22 Proband 1 (Dančová, 2013)

Obr. 23 Proband 1 (Dančová, 2013)

Obr. 24 Proband 1 (Dančová, 2013)

Obr. 25 Aktivace měřeného svalu v rámci průměrného pohybového cyklu (Špulák, 2012)

Obr. 26 Digitální nezpracovaná křivka EMG signálu (modře) a obálka EMG (červeně, tučně) s vyznačeným maximem (šipka nahoru), minimem (šipka dolů) a detekovaným počátkem (šipka doprava) a koncem (šipka doleva) aktivity v rámci pohybového cyklu.

Obr. 27 Obálky EMG z jednotlivých pohybových cyklů interpolované na jednotnou délku 0 až 100 % cyklu (modře) a jejich průměr – průměrná obálka (červeně, tučně). Svislá červená čára označuje maximum průměrné obálky; ve vyznačeném intervalu okolo maxima probíhalo následně hledání maxim v jednotlivých pohybových cyklech.

Obr. 28 Trojúhelníková detekce počátku svalové aktivity na obálce EMG (červeně): t_{min} je poloha lokálního minima, t_{max} poloha lokálního maxima a t_{on} je detekovaný počátek svalové aktivity. S_{max} označuje plochu nejrozlehlejšího trojúhelníku, svislé čáry představují hranice pohybového cyklu. (Špulák, Mikulíková, 2012)

Obr. 29 Intervaly aktivit jednotlivých svalů v průběhu průměrného pohybového cyklu (šířka pruhu orientačně ilustruje významnou intenzitu aktivace) (Špulák, Mikulíková, 2012)

Obr. 30 Způsob grafického znázornění průměrného počátku a konce aktivity a směrodatných odchylek (std_1 , std_2) obou údajů (Špulák, Mikulíková, 2012)

Obr. 31 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 1

Obr. 32 Chůze na trenažéru - intervaly aktivity svalů PROBAND 6

Obr. 33 Chůze v terénu - intervaly aktivity svalů PROBAND 6

Obr. 34 Digitálně nezpracovaná křivka EMG signálu (modře) a obálka EMG (červeně, tučně) s vyznačeným maximem (šipka nahoru), minimem (šipka dolů) a detekovaným počátkem (šipka doprava) a koncem (šipka doleva) aktivity v rámci pohybového cyklu, chůze v terénu - PROBAND 6

Obr. 35 Jednotlivé pohybové cykly interpolované na jednotnou délku 0 až 100 % cyklu (modře) a jejich průměr – průměrná obálka (červeně, tučně), svislá červená čára označuje maximum průměrné obálky, na trenažéru - PROBAND 6

Obr. 36 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 2

Obr. 37 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 3

Obr. 38 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 4

Obr. 39 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 5

Obr. 40 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 6

Obr. 41 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 7

Obr. 42 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 8

Obr. 43 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 9

Obr. 44 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 10

4. Seznam tabulek

Tab. 1 Věk, výška tělesná hmotnost

Tab. 2 Polohy těla pro stanovení MVC u vybraných svalů (Konrad, 2005)

Tab. 3 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 1

Tab. 4 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 2

Tab. 5 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 3

Tab. 6 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 4

Tab. 7 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 5

Tab. 8 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 6

Tab. 9 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 7

Tab. 10 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 8

Tab. 11 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 9

Tab. 12 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 10

5. Seznam zkratek

EMG – elektromyografie

SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

STD – směrodatná odchylka

MVC – maximální volní kontrakce

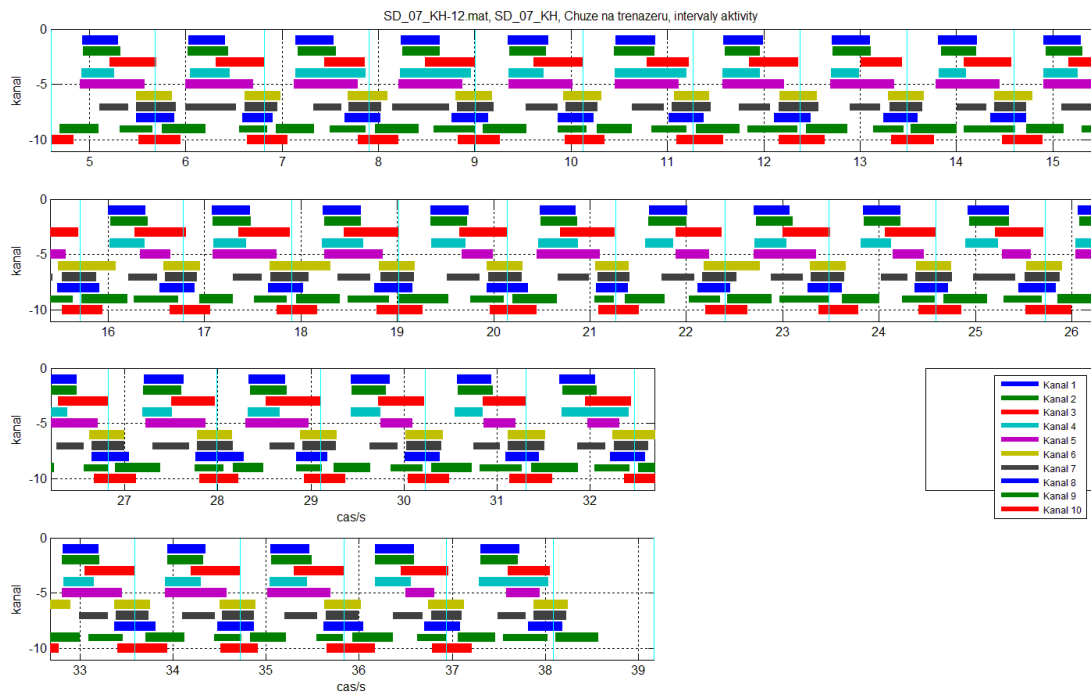
COG - Centre of Gravity

COP - Centre of Pressure

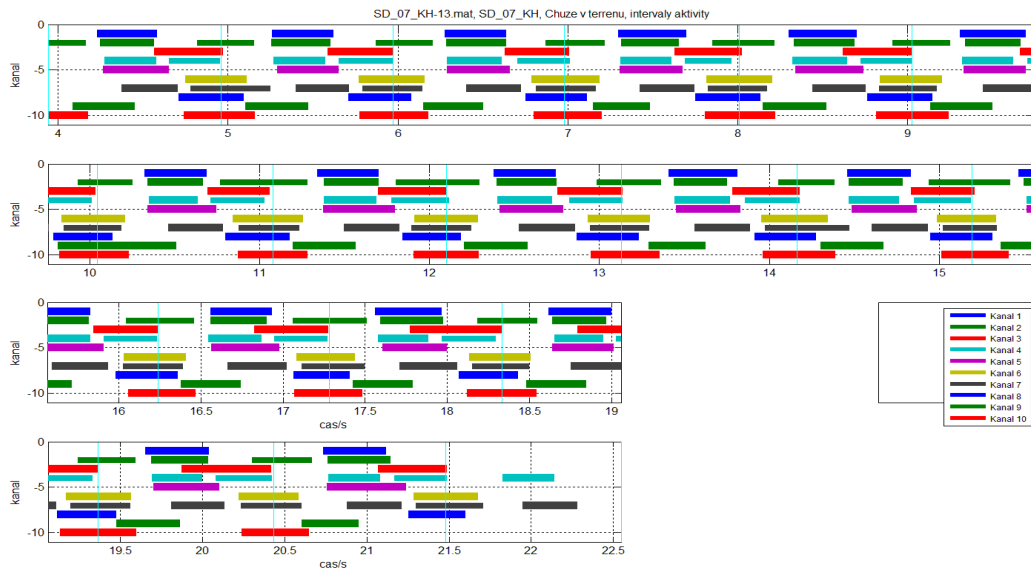
ARV - Average rectified value

RMS - Root mean square

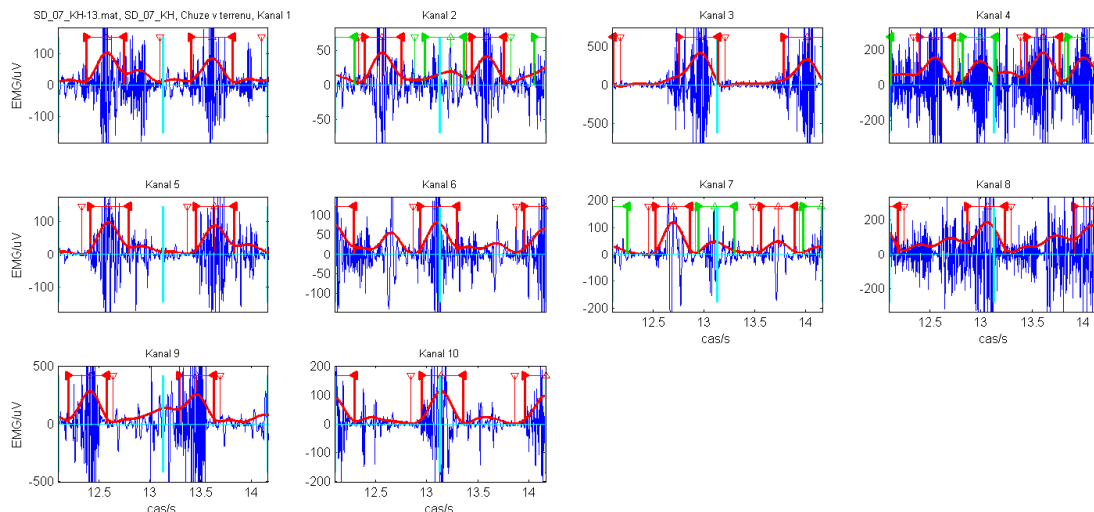
6. Ukázka grafů



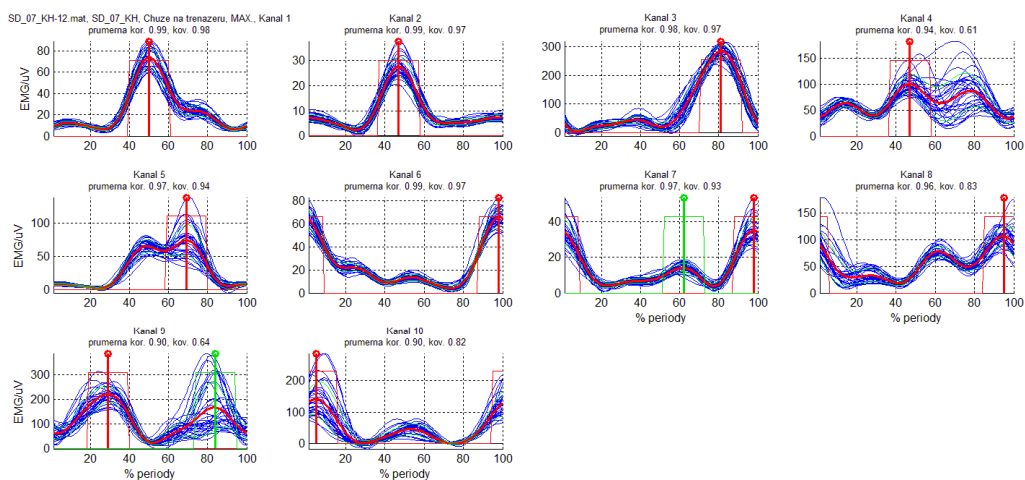
Obr. 32 Chůze na trenážeru - intervaly aktivity svalů PROBAND 6



Obr. 33 Chůze v terénu - intervaly aktivity svalů PROBAND 6



Obr. 34 Digitálně nezpracovaná křivka EMG signálu (modře) a obálka EMG (červeně, tučně) s vyznačeným maximem (šipka nahoru), minimem (šipka dolů) a detekovaným počátkem (šipka doprava) a koncem (šipka doleva) aktivity v rámci pohybového cyklu, chůze v terénu - PROBAND 6



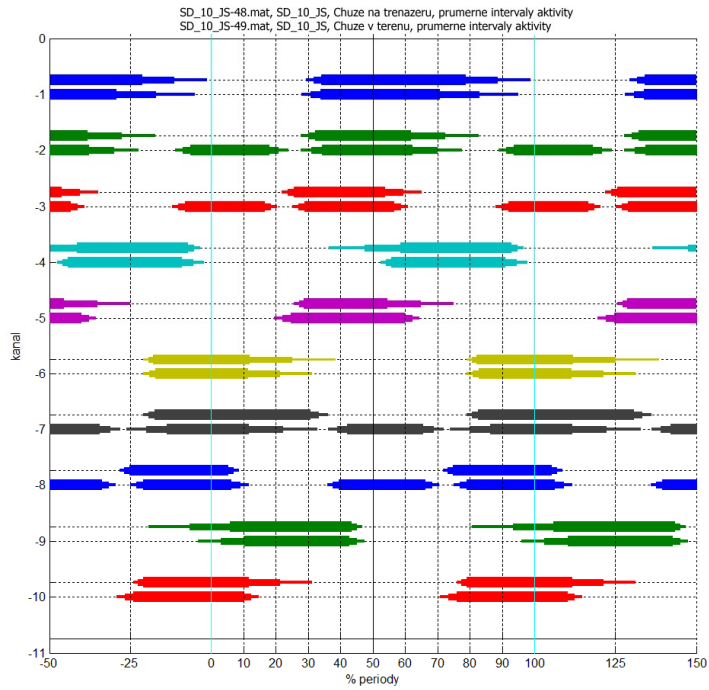
Obr. 35 Jednotlivé pohybové cykly interpolované na jednotnou délku 0 až 100 % cyklu (modře) a jejich průměr – průměrná obálka (červeně, tučně), svislá červená čára označuje maximum průměrné obálky, na trezážeru - PROBAND 6

7. Grafy a tabulky dalších probandů 2 - 10

PROBAND 2

Tab. 4 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 2

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 32(2,3) | 89(10,1) | 31(2,9) | 83(12) |
| m.glut.max.dx. | 30(2,1) | 72(10,5) | 31(3,3) | 70(7,6) |
| m.gastrocn.dx. | 24(1,9) | 59(5,7) | 27(1,9) | 59(2,1) |
| m.tibi.ant.dx. | 48(11) | 95(2) | 54(1,7) | 95(3,4) |
| m.vast.med.dx. | 27(1,5) | 65(10,2) | 22(2,5) | 62(2,3) |
| m.glut.med.sin. | 81(1,5) | 125(13) | 81(1,8) | 121(10) |
| m.glut.max.sin. | 81(1,7) | 134(2,7) | 80(6,3) | 122(10,6) |
| m.gastrocn.sin. | 73(1,5) | 107(1,7) | 77(2,1) | 109(2,8) |
| m.tibi.ant.sin. | -7(12,6) | 45(1,7) | 3(7,2) | 45(2,4) |
| m.vast.med.sin. | 78(1,5) | 122(9,8) | 74(2,6) | 113(2,2) |



| | |
|----------|--|
| Kanal 1 | |
| Kanal 2 | |
| Kanal 3 | |
| Kanal 4 | |
| Kanal 5 | |
| Kanal 6 | |
| Kanal 7 | |
| Kanal 8 | |
| Kanal 9 | |
| Kanal 10 | |

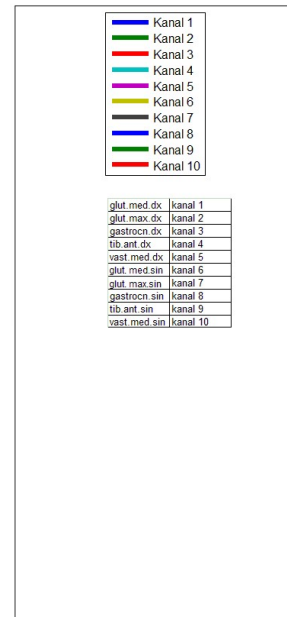
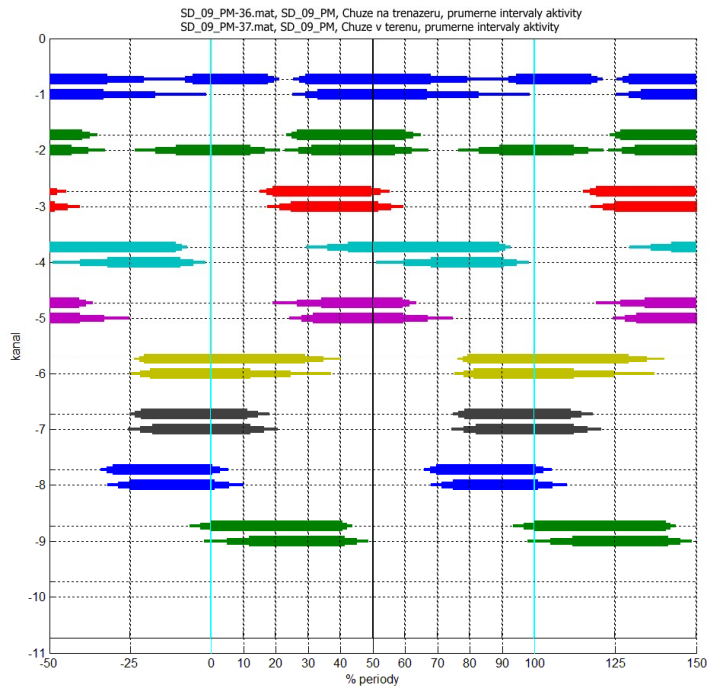
| | |
|--------------|----------|
| glut.med.dx | kanal 1 |
| glut.max.dx | kanal 2 |
| gastrocn.dx | kanal 3 |
| tib.ant.dx | kanal 4 |
| vast.med.dx | kanal 5 |
| glut.med.sin | kanal 6 |
| glut.max.sin | kanal 7 |
| gastrocn.sin | kanal 8 |
| tib.ant.sin | kanal 9 |
| vast.med.sin | kanal 10 |

Obr. 36 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 2

PROBAND 3

Tab. 5 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 3

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 28(1,8) | 80(11,3) | 29(3,9) | 83(15,9) |
| m.glut.max.dx. | 25(1,7) | 63(2,4) | 27(4,2) | 62(5,2) |
| m.gastrocn.dx. | 17(2) | 53(2,9) | 21(3,7) | 56(3,9) |
| m.tibi.ant.dx. | 36(6,5) | 91(1,8) | 60(8,4) | 95(3,8) |
| m.vast.med.dx. | 27(7,5) | 62(2,2) | 28(3,6) | 67(7,7) |
| m.glut.med.sin. | 78(1,5) | 135(5,5) | 78(3) | 125(12,5) |
| m.glut.max.sin. | 77(1,7) | 115(3,3) | 78(3,8) | 116(4,3) |
| m.gastrocn.sin. | 68(2) | 103(2,5) | 71(3,5) | 106(4,5) |
| m.tibi.ant.sin. | -3(3,2) | 42(1,5) | 5(6,9) | 45(3,6) |
| m.vast.med.sin. | NA | NA | NA | NA |

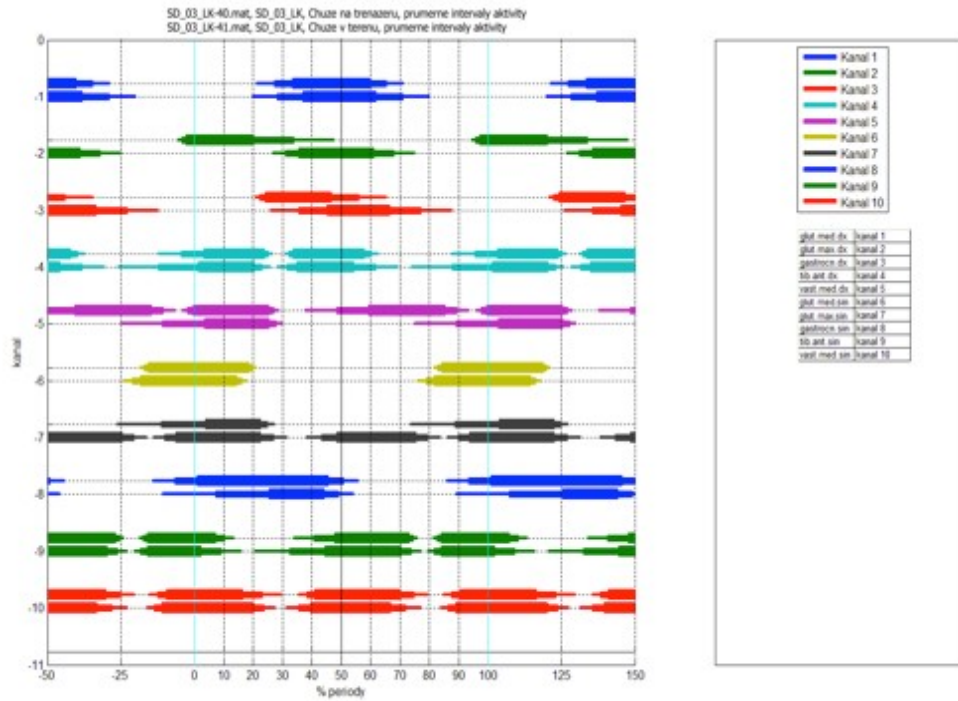


Obr. 37 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 3

PROBAND 4

Tab. 6 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 4

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 31(1,7) | 78(7,9) | 31(2,1) | 74(8,3) |
| m.glut.max.dx. | 29(1,4) | 63(1,8) | 30(2,3) | 62(2,2) |
| m.gastrocn.dx. | 16(11,6) | 52(4,6) | 21(2,4) | 56(2,5) |
| m.tibi.ant.dx. | 33(4,9) | 67(13,2) | 59(13) | 100(2,8) |
| m.vast.med.dx. | 27(2,4) | 64(4,2) | 22(2,7) | 62(2) |
| m.glut.med.sin. | 77(1,6) | 116(4,5) | 78(1,7) | 111(5,9) |
| m.glut.max.sin. | 80(2,3) | 115(3,4) | 81(1,7) | 114(1,9) |
| m.gastrocn.sin. | 69(11,2) | 108(5,3) | 75(2,2) | 107(2,2) |
| m.tibi.ant.sin. | 47(5,7) | 81(4,2) | -16(2,4) | 14(2,7) |
| m.vast.med.sin. | 35(2,5) | 66(2,7) | 33(2,7) | 65(2,8) |

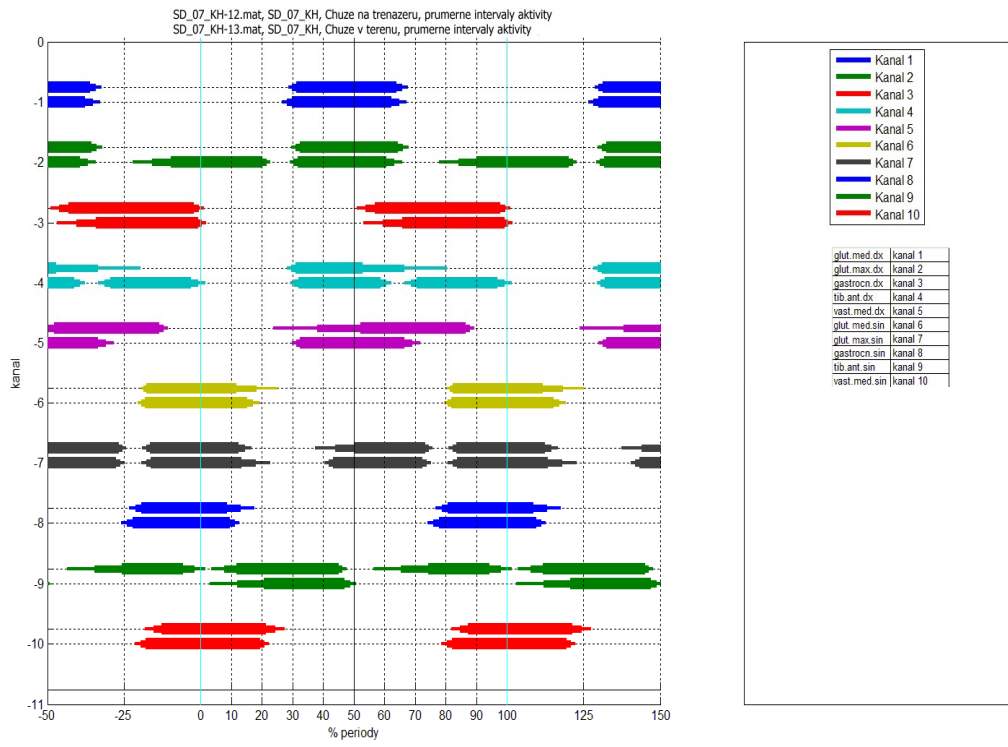


Obr. 38 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 4

PROBAND 5

Tab. 7 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 5

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 30(1,4) | 66(1,9) | 28(1,6) | 65(2,5) |
| m.glut.max.dx. | 31(1,4) | 66(1,8) | 30(1,2) | 63(2,6) |
| m.gastrocn.dx. | 54(2,9) | 100(1,7) | 60(6,4) | 101(1,3) |
| m.tibi.ant.dx. | 30(1,4) | 67(13,8) | 31(1,3) | 61(1,8) |
| m.vast.med.dx. | 38(14,2) | 88(1,4) | 31(1,3) | 69(2,6) |
| m.glut.med.sin. | 81(1) | 118(6,7) | 81(1,2) | 117(2) |
| m.glut.max.sin. | 82(1,3) | 115(2,1) | 42(1,4) | 74(1,4) |
| m.gastrocn.sin. | 79(2) | 113(4,5) | 76(1,9) | 111(1,5) |
| m.tibi.ant.sin. | 8(4,1) | 46(1,3) | 12(8,8) | 49(1,9) |
| m.vast.med.sin. | -15(2,7) | 24(3,1) | -20(1,7) | 21(1,4) |

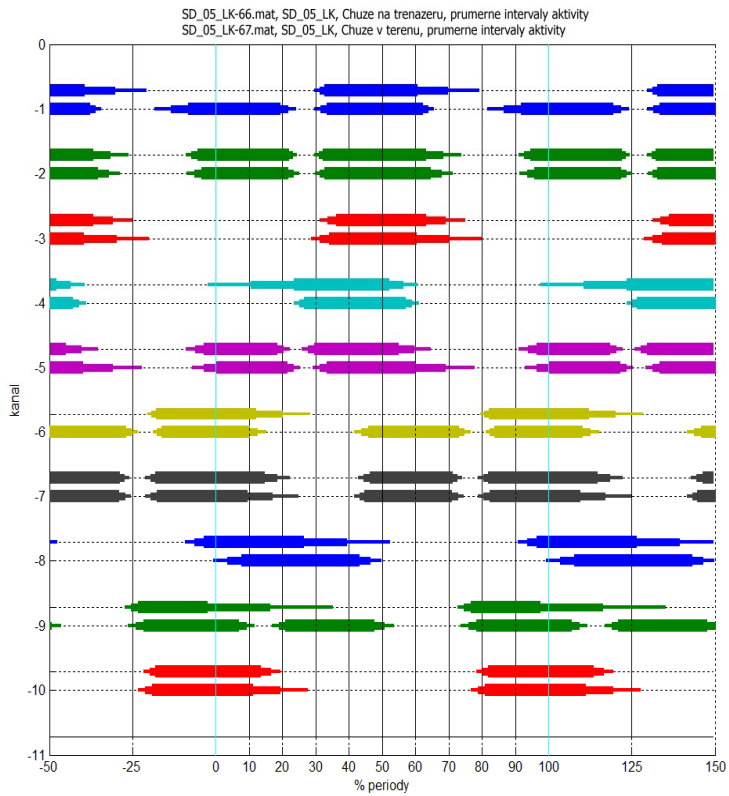


Obr. 39 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 5

PROBAND 6

Tab. 8 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 6

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 31(1,6) | 70(9,3) | 32(1,8) | 64(1,7) |
| m.glut.max.dx. | -7(1,8) | 23(1,1) | -6,5(2,2) | 24(1,6) |
| m.gastrocn.dx. | 34(2,5) | 69(5,8) | 31(2,7) | 70(9,8) |
| m.tibi.ant.dx. | 11(13) | 57(4,2) | 25(1,5) | 59(2) |
| m.vast.med.dx. | 28(1,8) | 60(4,9) | 31(2,1) | 69(8,7) |
| m.glut.med.sin. | 81(1,3) | 120(8,2) | 82(1,4) | 113(2,5) |
| m.glut.max.sin. | 80(1,6) | 119(3,8) | 43(1,6) | 73(1,8) |
| m.gastrocn.sin. | -6(2,9) | 40(13) | 3(4,3) | 47(3,2) |
| m.tibi.ant.sin. | 75(1,9) | 117(18,9) | 19(2) | 51(2,9) |
| m.vast.med.sin. | 80(1,8) | 117(2,9) | 79(2,1) | 119(8,2) |



| | |
|----------|--|
| Kanal 1 | |
| Kanal 2 | |
| Kanal 3 | |
| Kanal 4 | |
| Kanal 5 | |
| Kanal 6 | |
| Kanal 7 | |
| Kanal 8 | |
| Kanal 9 | |
| Kanal 10 | |

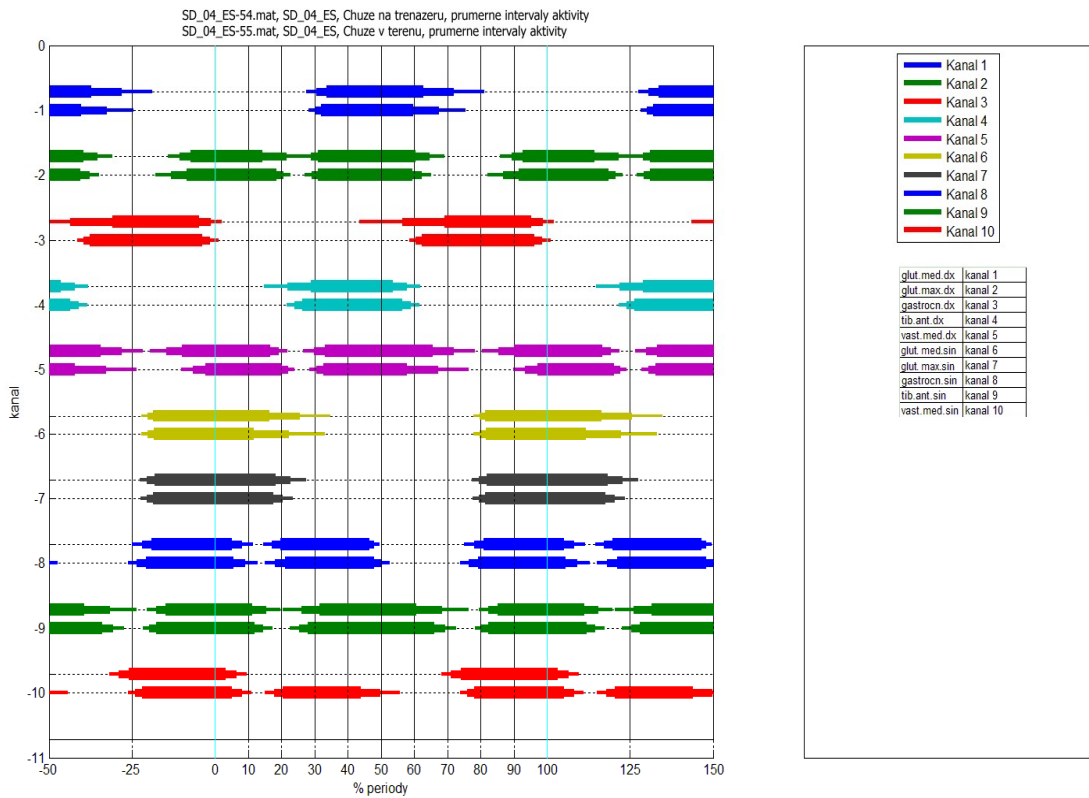
| | |
|--------------|----------|
| glut.med.dx | kanal 1 |
| glut.max.dx | kanal 2 |
| gastrocn.dx | kanal 3 |
| tib.ant.dx | kanal 4 |
| vast.med.dx | kanal 5 |
| glut.med.sin | kanal 6 |
| glut.max.sin | kanal 7 |
| gastrocn.sin | kanal 8 |
| tib.ant.sin | kanal 9 |
| vast.med.sin | kanal 10 |

Obr. 40 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 6

PROBAND 7

Tab. 9 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 7

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 31(3) | 72(9,1) | 30(1,9) | 68(7,8) |
| m.glut.max.dx. | 29(2,2) | 65(4,3) | 29(2) | 62(2,8) |
| m.gastrocn.dx. | 56(12,9) | 99(3,4) | 60(1,9) | 99(2,6) |
| m.tibi.ant.dx. | 22(7) | 58(4,1) | 24(2,3) | 59(2,6) |
| m.vast.med.dx. | -15(4,8) | 19(2,6) | 31(2,1) | 67(9,3) |
| m.glut.med.sin. | 80(1,8) | 126(9,2) | 80(1,9) | 123(10,8) |
| m.glut.max.sin. | 80(2,2) | 123(4,6) | 80(1,9) | 121(3) |
| m.gastrocn.sin. | 78(2,9) | 108(3,1) | 18(3) | 50(2,4) |
| m.tibi.ant.sin. | 82(2,9) | 116(4,3) | 80(2,1) | 115(2,7) |
| m.vast.med.sin. | 71(3) | 107(3,1) | 76(2) | 108(2,9) |

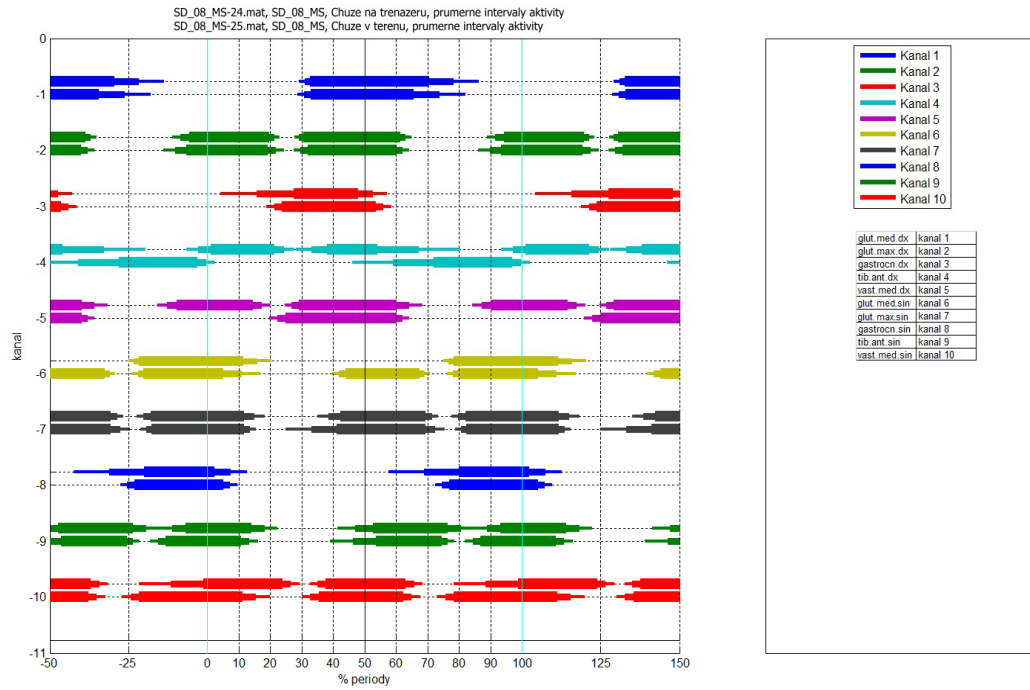


Obr. 41 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 7

PROBAND 8

Tab. 10 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 8

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 27(6,1) | 66(5,6) | 28(8,6) | 71(9,1) |
| m.glut.max.dx. | -4(1,5) | 34(13,7) | 31(4,5) | 68(6,9) |
| m.gastrocn.dx. | 23(1,7) | 56(9,4) | 36(9,7) | 77(10,6) |
| m.tibi.ant.dx. | 32(1,3) | 60(2,4) | 31(3,3) | 62(7,6) |
| m.vast.med.dx. | -2(1,8) | 27(1,6) | -11(14,2) | 28(2,3) |
| m.glut.med.sin. | 83(1,5) | 120(1,1) | -21(2,8) | 17(1,6) |
| m.glut.max.sin. | -11(15,1) | 25(2,3) | -10(3,7) | 27(4,5) |
| m.gastrocn.sin. | -7(7,6) | 51(5,1) | 7(18,2) | 50(5) |
| m.tibi.ant.sin. | 83(1,3) | 111(3) | 82(2,2) | 110(7) |
| m.vast.med.sin. | -12(2,9) | 23(6,6) | -14(2,6) | 24(3,6) |

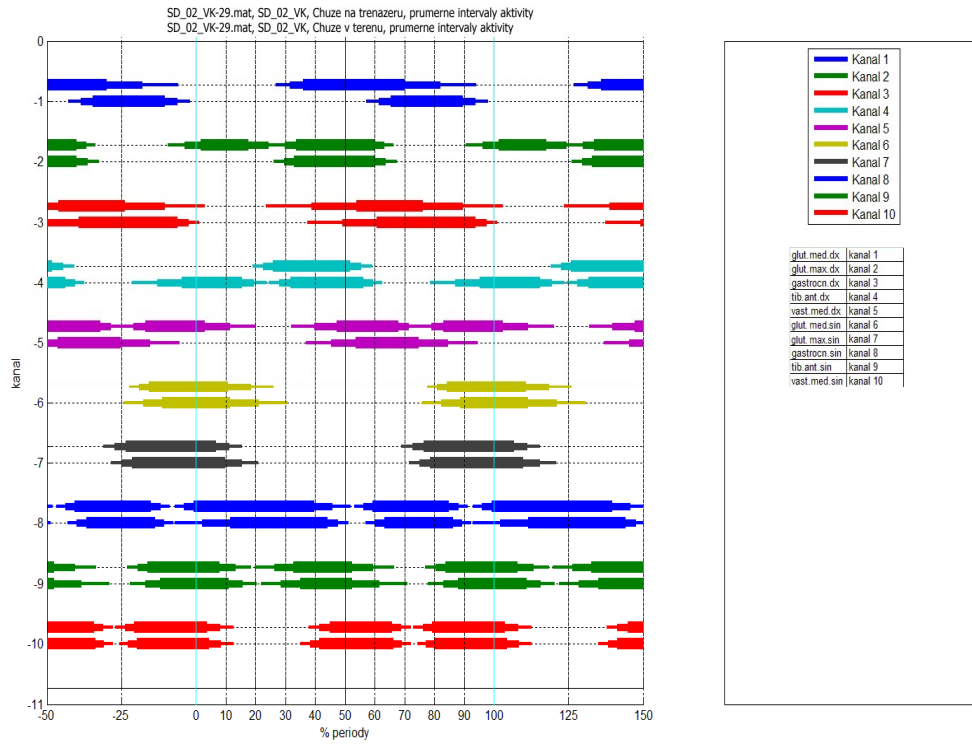


Obr. 42 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 8

PROBAND 9

Tab. 11 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 9

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 32(4,6) | 82(12) | 61(4,1) | 94(4,3) |
| m.glut.max.dx. | 30(3,8) | 63(3,2) | 30(3,5) | 64(3,8) |
| m.gastrocn.dx. | 39(15,2) | 90(13,5) | 49(11,6) | 98(3,7) |
| m.tibi.ant.dx. | 23(3,4) | 56(3,8) | 28(3,6) | 60(3,2) |
| m.vast.med.dx. | 40(7,6) | 72(3,5) | 45(8,3) | 85(10) |
| m.glut.med.sin. | 81(3,3) | 119(7,6) | 82(6,3) | 121(9,6) |
| m.glut.max.sin. | 73(3,7) | 111(4,4) | 75(3,6) | 116(5,5) |
| m.gastrocn.sin. | 56(3) | 88(3,2) | 2(9,3) | 48(3,6) |
| m.tibi.ant.sin. | 80(3,4) | 113(5,3) | -17(5,1) | 16(4,7) |
| m.vast.med.sin. | 76(3,2) | 108(4,4) | 77(3) | 109(4,2) |

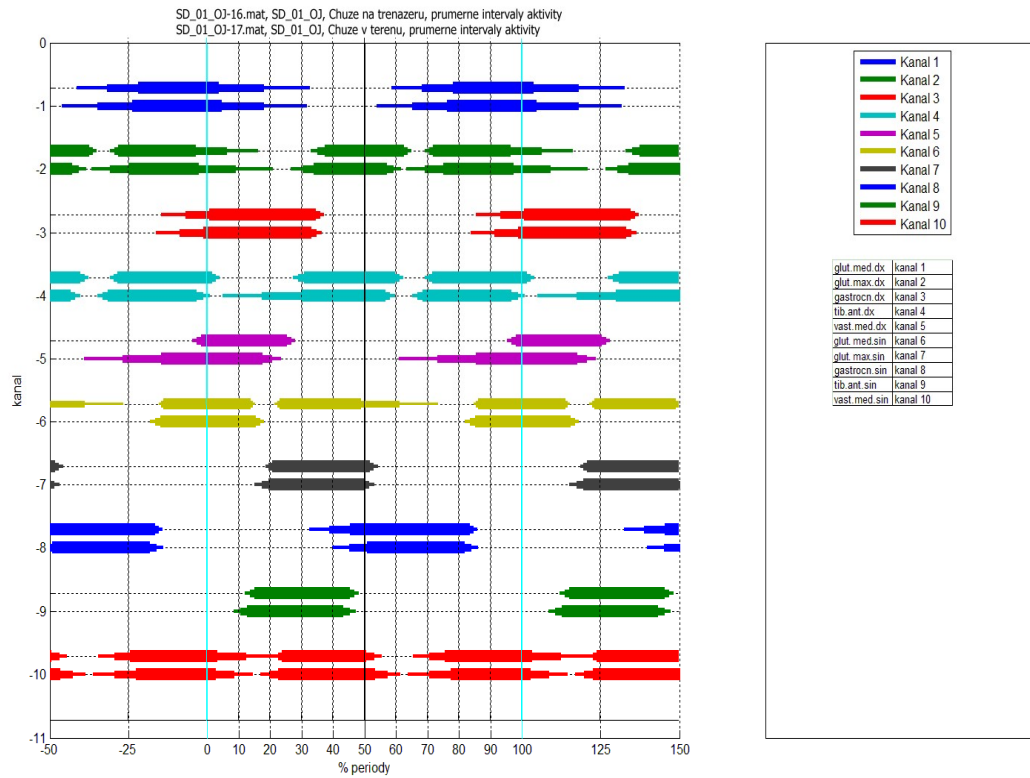


Obr. 43 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 9

PROBAND 10

Tab. 12 Průměrná poloha začátku a konce aktivity % periody - PROBAND 10

| data EMG | trenažér ACT průměr % (SD) | trenažér Deact průměr % (SD) | terén Act průměr % (SD) | terén Deact průměr % (SD) |
|-----------------|-------------------------------|---------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| m.glut.med.dx. | 69(9,8) | 118(14,4) | 65(11,2) | 118(13,4) |
| m.glut.max.dx. | 71(1,2) | 107(9,9) | 69(6) | 109(11,8) |
| m.gastrocn.dx. | -7(7,7) | 36(1,3) | -9(5,9) | 109(11,8) |
| m.tibi.ant.dx. | 71(1,2) | 103(1,2) | 67(1,7) | 99(2,2) |
| m.vast.med.dx. | -3(1,4) | 27(1,2) | -27(12,2) | 21(3) |
| m.glut.med.sin. | 86(0,7) | 115(0,8) | -16(1,6) | 17(1,4) |
| m.glut.max.sin. | 20(1,1) | 53(1,3) | 17(2,3) | 52(1,6) |
| m.gastrocn.sin. | 39(6,4) | 85(1,1) | 45(5,6) | 84(2,1) |
| m.tibi.ant.sin. | 14(1,2) | 53(2,4) | 11(2) | 45(2) |
| m.vast.med.sin. | 23(1,2) | 53(2,4) | 20(2,8) | 57(4) |



Obr. 44 Grafické znázornění svalové aktivity - PROBAND 10