

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Bc. Petra Kobzinková

**Analýza chůze z hlediska timingu svalů a svalové aktivity
na různých typech chůzových trenažérů**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Lucie Szmeková

Olomouc 2014

ANOTACE

Název práce v ČJ: Analýza chůze z hlediska timingu svalů a svalové aktivity na různých typech chůzových trenažérů

Název práce v AJ: Gait analysis in terms of the timing and activity of muscles on different types of walking trainers

Datum zadání: 31. 1. 2013

Datum odevzdání: 16. 5. 2014

Ústav a vysoká škola: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci

Autor práce: Bc. Petra Kobzinková

Vedoucí práce: Mgr. Lucie Szmeková

Oponent práce: Mgr. Radka Crhonková

Abstrakt v ČJ: Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, zda se mezi sebou odlišuje timing svalů při chůzi po zemi a při chůzi na elektrickém a mechanickém chůzovém trenažéru. Následujícím cílem bylo zhodnotit velikost svalové aktivity při chůzi na obou typech trenažérů oproti chůzi po zemi a při chůzi na jednotlivých trenažérech mezi sebou navzájem. Poslední cíl byl zaměřen na porovnání svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při chůzi na obou trenažérech. V teoretické části jsou uvedeny poznatky o neurofyziologii chůze, zapojení svalových skupin a jednotlivých svalů při chůzi a dále informace o chůzi na elektrickém a mechanickém chůzovém trenažéru. Experiment byl realizován pomocí povrchové elektromyografie u zdravých probandů ve věku 20 až 30 let. V experimentu byl nalezen zejména signifikantní rozdíl svalové aktivity testovaných svalů mezi chůzí na mechanickém trenažéru a chůzí po zemi/chůzí na elektrickém trenažéru. Dále byl zjištěn rozdílný timing několika testovaných svalů při chůzi na mechanickém i elektrickém chůzovém trenažéru a asymetrie svalové aktivity několika svalů při chůzi na obou typech chůzových trenažérů. Z výsledků především vyplývá, že chůze na mechanickém trenažéru vykazuje zvýšené úsilí než při chůzi po zemi či na elektrickém trenažéru.

Abstrakt v AJ: The main goal of the thesis was determined if timing of muscles is different during walking on the ground and walking on the electrical and mechanical gait trainer. The next objective was evaluated the size of muscle's activities while walking on both types trainers compared walking on the ground. After that was compared walking on the individual trainers with each other. The last goal was focused on the comparison of the muscle's

activities between dominant and non-dominant lower limb when walking on both trainers. Knowledge about neurophysiology of walking, activation of muscle's groups and activation of individual muscles during the walk, and finally information about walking on the electrical and mechanical walking trainers are mentioned in the theoretical part. The experiment was realized on the healthy subjects (age about 20 - 30 years) with using surface electromyography. The results of experiment of muscle's activities between the tested muscles by walking on mechanical treadmill compared to muscle's activities between the tested muscles by walking on the ground/walking on an electrical treadmill were particularly significant. Also it was found differences in timing of several tested muscles while walking on mechanical and electrical walking trainers and asymmetry of muscle's activities of several tested muscles during walking on two types walking trainers. The results primarily indicate that walking on the mechanical trainers shows the higher muscle's energy than walking on the ground/on the electrical treadmill .

Klíčová slova v ČJ: chůze, mechanický chůzový trenážér MaxerRunner®, elektrický chůzový trenážér, povrchová elektromyografie, timing, svalová aktivita

Klíčová slova v AJ: walking, mechanical treadmill MaxerRunner®, electrical treadmill, surface electromyography, timing, activity of muscle

Rozsah: 251 ss., 24 příloh

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci – sekretariát/děkanát

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 15. května 2014

podpis

Děkuji Mgr. Lucii Szmekové za odborné vedení diplomové práce a Mgr. Dagmar Tečové za cenné rady při zpracování statistických dat této diplomové práce.

OBSAH

ÚVOD.....	9
1 TEORETICKÉ POZNATKY	11
1.1 Definice chůze.....	11
1.2 Neurofyziologie chůze	12
1.2.1 Řízení pohybu na míšní úrovni.....	13
1.2.2 Řízení pohybu na supraspinální úrovni	15
1.2.3 Aference a její vztah k řízení pohybu	18
1.3 Krokový cyklus	18
1.3.1 Dělení krokového cyklu.....	20
1.3.2 Stojná fáze.....	22
1.3.3 Švihová fáze.....	23
1.4 Svalová kontrola během chůze.....	23
1.4.1 Svalová kontrola pánve.....	25
1.4.2 Svalová kontrola trupu.....	25
1.4.3 Svaly ovlivňující hybnost kyčelního kloubu	26
1.4.4 Svaly ovlivňující hybnost kolenního kloubu	31
1.4.5 Svaly ovlivňující hybnost hlezenního kloubu.....	34
2 CHŮZE NA ELEKTRICKÉM TRENAŽÉRU	37
2.1 Rozdíly mezi parametry při chůzi po zemi a při chůzi na elektrickém trenažéru.....	37
2.2 Rozsah pohybu při chůzi na elektrickém trenažéru	40
2.3 Svalová aktivace při chůzi na elektrickém trenažéru.....	41
3 CHŮZE NA MECHANICKÉM TRENAŽÉRU	42
4 ELEKTROMYOGRAFIE	44
4.1 Timing.....	45
4.2 Amplituda.....	46

5	CÍLE PRÁCE.....	47
5.1	Vědecké otázky a hypotézy.....	47
6	METODIKA PRÁCE	58
6.1	Charakteristika vyšetřovaného souboru	58
6.2	Postup při získávání dat	59
6.2.1	Příprava kůže a aplikace elektrod	60
6.2.2	Vlastní průběh měření.....	60
6.2.3	Zpracování a vyhodnocování elektromyografického záznamu	61
6.2.4	Statistické zpracování dat	62
7	VÝSLEDKY	64
7.1	Výsledky k 1. vědecké otázce	64
7.1.1	Vyjádření k výsledkům hypotéz na základě statistického hodnocení.....	64
7.2	Výsledky ke 2. vědecké otázce	68
7.2.1	Vyjádření k výsledkům hypotéz na základě statistického hodnocení.....	68
7.3	Výsledky k 3. vědecké otázce	87
7.3.1	Vyjádření k výsledkům hypotéz na základě statistického hodnocení.....	87
7.4	Výsledky k vědecké otázce 4	102
7.4.1	Vyjádření k výsledkům hypotéz na základě statistického hodnocení...	102
8	DISKUZE	112
8.1	Timing svalů.....	112
8.1.1	Timing svalů: elektrický pás vs. zem (H_01).....	113
8.1.2	Timing svalů: mechanický pás vs. zem (H_03)	113
8.1.3	Timing svalů: mechanický pás vs. elektrický pás ve stejné fázi (H_06)	114
8.1.4	Timing m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis	115
8.1.5	Švihová fáze krokového cyklu a jeho úskalí při hodnocení timingu svalů (H_02 , H_04 , H_06)	116
8.2	Svalová aktivita a chůze na elektrickém pásu (H_07 , H_08).....	118

8.3	Chůze do náklonu na mechanickém pásu (H ₀ 9 - H ₀ 12).....	118
8.4	Asymetrie krokového cyklu (H ₀ 13 - H ₀ 16).....	125
8.5	Limity práce	130
8.5.1	Limity experimentu při chůzi na trenažérech	130
8.5.2	Vliv vlastní zvolené rychlosti	131
8.5.3	Adaptace chůze na trenažéru	131
8.5.4	Vliv aference při chůzi na trenažéru	133
8.5.5	Limity způsobené technikou	134
8.6	Přínos pro praxi	135
8.6.1	Mechanický pás a jeho možné využití v praxi.....	136
ZÁVĚR		138
REFERENČNÍ SEZNAM		140
SEZNAM ZKRATEK		157
SEZNAM OBRÁZKŮ.....		159
SEZNAM GRAFŮ		160
SEZNAM PŘÍLOH.....		165

ÚVOD

Chůze je nejstarším pohybovým stereotypem pro lokomoci člověka (Bernaciková et al., 2010). Spolu s během chůze patřík nejčastějším typům lidské lokomoce, které představují vysoce zautomatizované rytmické pohyby se stereotypním vzorem svalové činnosti, která pravděpodobně odráží aktivitu generátorů vzorců pohybu (CPGs) a modulaci propriocepce (Ivanenko et al., 2008, p. 3351).

Chůze se může popsat jako komplexní činnost zahrnující velké množství cyklických aktivit, a to nejen z dolních končetin, ale i z pánve, paží, páteře a hlavy. Normální poměr aktivity mezi dolními a horními končetinami se uvádí 1:1 při běžné rychlosti. Švihový pohyb ramenního kloubu začíná paradoxní aktivací zadní části m. deltoideus a je synchronizován s kontaktem paty (Donker et al., 2001, Wagenaar et Van Emmerik, 2000 in Mayer, 2002, p. 4). Z pohledu biomechaniky je lidské tělo při chůzi tvořeno soustavou segmentů, které v závislosti na stojné nebo švihové fázi krokového cyklu vytvářejí uzavřené nebo otevřené řetězce (Janura et al., 2013, s. 131).

Základní jednotkou lidské chůze je krok, který si můžeme rozdělit do dvou základních fází: stojnou (opěrnou) a švihovou (fázickou). Stojná fáze začíná, jakmile pata přijde do styku s podložkou a končí, když se palec odlepí od podložky. Během jednooporové stojné fáze zároveň probíhá na druhé končetině fáze švihová. Ve švihové fázi se dolní končetina flektuje v kyčli a koleni a ke konci pohybu dochází k extenzi kolenního kloubu a dorzální flexi hlezenního kloubu, aby se pata a postupně celé chodidlo mohlo dotknout podložky a pokračovat znovu ve stojné fázi (Perry, 1992, p. 3).

Při chůzi se koordinovaně aktivuje dvacet osm velkých svalů ovládající trup a klouby končetin. Tyto svaly generují antigravitační síly a posouvají tělo dopředu za minimálního výdeje energie (Kunju et al., p. 118), přičemž se tělo přehoupne přes klenbu nožní. To je důvod, proč se pohyb těla zjednodušeně přirovnává k obrácenému kyvadlu (Capellini et al., 2006, p. 3426).

Timing svalů (neboli aktivace svalů v časovém sledu) a svalová aktivita se může u každého jedince odlišovat, jelikož lidé využívají při vytváření „normálního“ vzoru chůze různou kombinaci svalů. Tyto změny nejsou odlišné pouze mezi jedinci navzájem, ale mohou být ovlivněny únavou či rychlostí chůze u jedné osoby (Whittle, 2007, p. 62).

Lidé obvykle preferují jednu dolní končetinu jako opornou (tj. nedominantní končetinu z hlediska pohybové aktivity) a druhou končetinu pro vykonávání pohybových činností (tj. dominantní končetinu z hlediska vykonávání pohybu). Nejvýrazněji se tato dominance projevuje např. při kopání do míče, zvedání předmětů prsty u nohou či při nakročení na překážku (Seeley et al., 2008, pp. 24 – 25).

Existuje mnoho studií, které prozkoumaly kinematické, kinetické a elektromyografické parametry při chůzi po zemi či na elektrickém trenažéru. Nebyla však publikována studie zabývající se chůzí na mechanickém trenažéru, což byl hlavní impuls pro vytvoření této diplomové práce.

Zdroje informací byly vyhledávány v těchto vyhledávacích odborné literatury: PubMed, EBSCO, ProQuest a Google Scholar. Byla zadávána tato klíčová slova: walking, gait, treadmill, mechanic treadmill, electromyography, MaxerRunner, H. E. A. T. program, timing, EMG activity, názvy jednotlivých testovaných svalů (m. erector spinae, m. rectus abdominis, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. vastus medialis, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis). V cizojazyčných zdrojích EBSCO, PubMed, ProQuest nebyl nalezen žádný odkaz na tyto klíčová slova: MaxerRunner, mechanical treadmill, H. E. A. T. program. Na klíčové slovo H. E. A. T. program byly nalezeny pouze v českých zdrojích bakalářské a diplomové práce, které se zabývaly vlivem chůze na mechanickém pásu z hlediska kondice, obezity a redukce váhy, zjištění vlivu na vitální kapacitu plic a intenzity zatížení při indoor walking a indoor cycling.

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjistit, zda se liší timing svalů při chůzi po zemi, na elektrickém a mechanickém trenažéru. Tento cíl není ale dostatečný pro interpretaci výsledků do praxe, a proto dalším cílem bylo porovnat velikost svalové činnosti při testování výše uvedených podmínkách chůze a tím zjistit, zda se za určitých okolností signifikantně zvýší či sníží svalová aktivita. Posledním úkolem této práce bylo ověřit, zda lateralita dolních končetin ovlivňuje svalovou aktivitu dominantní a nedominantní dolní končetiny.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

Chůzí rozumíme základní lokomoční stereotyp, který je individuálně vybudovaný v období ontogeneze na fylogeneticky fixovaných základech (Dvořák, 2007, s. 90) a který se postupně rozvíjí s věkem (Zajac, 1993 in Pandy et Adriacchi, 2010, p. 402). Jednotlivé individuální aspekty lokomočního pohybu se vytváří procesem učení, který je spojen s adaptačními mechanismy vznikající při působení jednotlivých faktorů zevního i vnitřního prostředí (Véle, 2006, s. 350). V chůzi se odráží kvalitativní vzory pohybu, které jsou u všech jedinců stejné. Odchytky kvantitativního pohybu vytváří mezi lidmi charakteristický způsob chůze (Carlsö, 1972 in Smidt, 1990, p. 2). Individuální variability se při chůzi objevují pouze v rytmu a amplitudě (Smidt, 1990, p. 2).

1.1 Definice chůze

Whittle a Terrier definují chůzi jako podvědomou aktivitu a jako způsob lokomoce, ve které se střídá aktivita dolních končetin pro vytvoření opory samotného pohybu a pro umožnění pohybu vpřed (Whittle, 2007, pp. 47 - 48; Terrier, 2012, p. 1), přičemž propulzní síla produkovaná svaly odrazové končetiny zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed (Véle, 2006, s. 347). Během tohoto střídavého cyklického pohybu jsou nutné souhyby celého těla, díky kterým se tělo dokonale přizpůsobuje složitému tvaru a vlastnostem terénu (Véle, 2006, s. 348).

Smidt (1990, p. 1) popisuje chůzi jako přirozený cyklický pohyb, který patří mezi nejvýše zautomatizované pohyby, kdy základním prvkem pro chůzi je vždy kontakt s podložkou alespoň jednou dolní končetinou (Whittle, 2007, p. 48). Zautomatizované pohyby odráží rozšířenou synergii zahrnující interakci procesů mezi centrálním a periferním nervovým systémem v souvislosti s muskuloskeletární soustavou (Smidt, 1990, p. 2).

1.2 Neurofyzologie chůze

Porozumění řízení motorické aktivity, zejména vzpřímeného bipedálního pohybu, je obtížné obzvláště u člověka, protože lidské tělo využívá specifické mechanismy k udržení postury během motorické činnosti (Dietz et Duysens, 2000 in Chong et al., 2011, p. 917).

Řízení pohybu poskytuje stálý chůzový vzor (Terrier et al. 2005, Terrier et Deriaz, 2011, Terrier et Schutz, 2003 in Terrier, 2012, p. 1), ve kterém lidé mohou upravovat chůzi v předozadním směru bez současné změny v laterálním směru (Terrier, 2012, p. 6). Lokomoční kontrola vyžaduje časoprostorovou koordinaci pasivní a aktivní síly v celém pohybovém systému. Tyto síly musí dynamicky udržovat integritu zamýšleného přemístění v rovině progresu spolu s udržením rovnováhy ve všech směrech (McFayden et Blanger, 1997, Massion et Viallet, 1990 in Mayer, 2002, p. 4). Vysoká interakce mezi centrálním nervovým systémem (dále CNS) a svaly umožňuje, aby se tělo ve vertikále pohybovalo systematicky a stabilně (Sadeghi et al., 2000, p. 34). Pro stabilizaci pohybu musí být neuromuskulární řídicí systém velmi flexibilní (Huber et al., 2011, p. 27). Koordinace chůze dospělého člověka vypadá totiž sice velice jednoduše (Zajac et al., 2003, p. 1), ale ve skutečnosti jde o složitý sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky podle určitého časového sledu (timingu) (Véle, 2006, p. 348). Jednotlivé aktivace svalů dolních končetin jsou dokonale načasovány tak, aby zvedly a zrychlily tělo během udržování rovnováhy okolo báze opory (Zajac, 1993, Zajac et al., 2003, Anderson et Pandy, 2003, Liu et al., 2006, Neptune et al., 2004 in Pandy et Adriacchi, 2010, p. 402). Dynamická souhra mezi svaly, CNS a zevními faktory vyžadují strategii kontroly pohybu pro vytváření a stabilizaci pohybových vzorců co nejobvyklejším způsobem (Huber et al., 2011, p. 27). Svalová aktivita je pravděpodobně kontrolována v intervalech (Huber et al., 2011, p. 33). Taga et al. (1991 in Chong et al., 2011, p. 917) prokázali synchronizaci nervového systému s periodicitou zpětnovazebných signálů v důsledku vytvoření stabilního pohybu i v nepředvídatelném prostředí.

Centrální nervová soustava pravděpodobně řídí optimální energetický výdej přes mechanismy dopředné vazby (feedforward) a zpětné vazby (feedback). Řízení energetického výdeje je propojeno s průběžnými úpravami délky a doby krokového

cyklu. Bylo prokázáno, že tělo dává přednost vlastní zvolené délce kroků a době krokového cyklu, protože vlastní zvolená rychlost je spojena s minimálním výdejem energie (Zarrugh et al., 1974 in Terrier, 2012, p. 1; Boakes et Rab in Rose et Gamble, 2006, p. 113). Nízká variabilita mezi kroky vzniká tedy na podkladě optimálního energetického výdeje. Kromě udržování optimálního energetického výdeje CNS dále upravuje dysbalance vznikající při chůzi (Terrier, 2012, p. 1).

Úlohu mozku a míchy vyjadřuje znázornění dle Verma et al., 2012 v Příloze 1.

1.2.1 Řízení pohybu na míšní úrovni

Motorická aktivita kosterních svalů má dvojí původ: reflexní a pomocí generátorů vzorce pohybu (dále CPGs). Reflexní aktivita kosterních svalů vzniká jako odpověď na podráždění určitého receptoru somatosenzorického systému. Neurální obvody CNS zde fungují jako centrum reflexního oblouku (Králíček, 2002, s. 123). Geyer et Herr (2010 in Chong et al., 2011, p. 918) poukázali, že míšní reflex může dominovat nad centrálním vstupem při řízení motoriky. Studie Geyer et al. (2003 in Chong et al., 2011, p. 918) prokázala, že bipedální pohyb může být založen výhradně na reflexech. Chong et al. (2011, p. 919) dokázali, že není nutné supraspinální řízení pro vytvoření pohybu v hlezenním kloubu během ustáleného stavu při chůzi.

Činnost CPGs je upravena tak, aby splnila požadavky bipedální chůze (Nielsen, 2003 in Verma et al., 2012, p. 15; Chiovetto et Giese, 2013, p. 14). Bylo prokázáno, že bipedální lokomoce stále sdílí společné spinální nervové kontrolní mechanismy s kvadrupedálním pohybem, jako je například koordinace pohybů horních a dolních končetin (Dietz et Michel, 2009, Bertram et al., 1994 in Chiovetto et Giese, 2013, p. 15).

Generátory vzorce pohybu jsou sítě nervových buněk produkující specifické rytmické pohyby (např. chůzi) bez vědomého úsilí a bez účasti periferní aferentní zpětné vazby (Verma et al., 2012, p. 15; Takakusaki, 2013, p. 1484; Ijspeert, 2008 in Chong et al., 2011, p. 919; Králíček, 2002, s. 123), přičemž probíhá do určité míry supraspinální kontrola při náhlých odchylkách pohybu nebo při změně podmínek prostředí. Stále není známo, jak velká supraspinální kontrola je zapotřebí k provádění

určité korekce pohybu (Duysens et Van de Crommert, 1998 in Chong et al., 2011, p. 919). Aktivita CPGs se může modulovat pomocí senzoričké zpětné vazby a dále se CPGs mohou zapojit do řízení nerytmických pohybů (Chiovetto et Giese, 2013, pp. 14 -15).

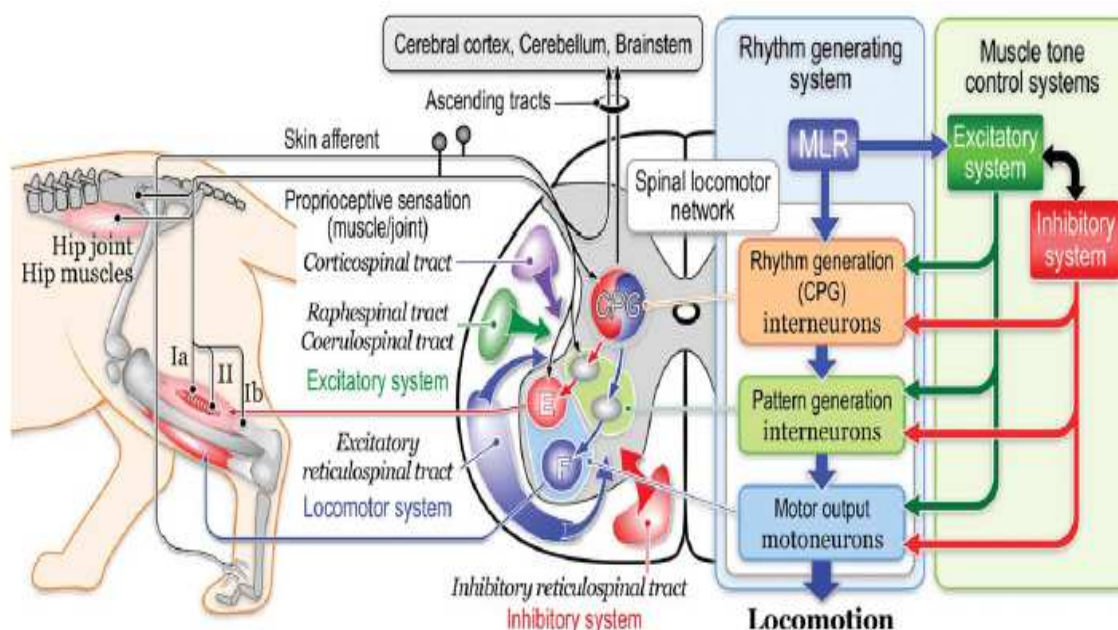
Vzorec vzruchové aktivity, který generátor produkuje, se označuje jako centrální motorický program. Program může být relativně jednoduchý (např. u lokomoce a jiných rytmických pohybů) nebo nesmírně složitý u cílených volních pohybů (Králíček, 2002, s. 141). V paměti neurální sítě je zakódován jako generátor vzorce pohybu, který se nachází ve spinální míše samostatně pro každou končetinu tak, aby mohly pracovat nezávisle na sobě (Yang a Gorassini, 2006 in Verma et al., 2012, p. 15; Králíček, 2002, s. 141). Pokud jsou všechny končetiny v činnosti, jejich aktivita je navzájem koordinována (Králíček, 2002, s. 141).

CPGs jsou spouštěny z oblasti retikulární formace (z mezencefalické lokomoční oblasti). Toto centrum dále určuje charakter lokomoce (Králíček, 2002, s. 141). Spinální interneuronální sítě upravují pohybový vzor spolu s eferentními signály ze struktur mozku kmene a mozkové kůry. Při provádění úkolu je zapotřebí volní pohybový příkaz, který je poslán z kortikálních oblastí do míchy přes sestupné dráhy (Chiovetto et Giese, 2013, p. 14). Rytmus a vzor pohybu je přenášen zpět na supraspinální struktury spinothalamickou, spinoretikulární, spinocerebelární drahou tak, aby supraspinální struktury mohly sledovat všechny děje spinální míchy (Rossignol, 1996 in Takakusaki, 2013, p. 1485). Výsledky studie Chiovetto et Giese (2013, p. 2) ukazují, že vzájemná interakce v rámci CNS by mohla mít za následek souhru mezi CPGs horní a dolní končetiny s volními motorickými příkazy vycházející ze supraspinálních oblastí a mezi biomechanickými faktory, kterých je zapotřebí k udržení dynamické stability při chůzi.

Důkazy o CPGs u člověka jsou stále na základě studií na zvířatech (Beloozerova et Sirota, 1998, Drew et al., 2008, MacKay-Lyons, 2002 in Verma et al., 2012, p. 15; Grillner et Wallén, 1985, Grillner, 1985, Dietz et Michel, 2009 in Chiovetto et Giese, 2013, p. 14). Dostupné studie naznačují, že lidé stejně jako ostatní zvířata mají vytvořené CPGs, avšak jejich činnost závisí mnohem více na supraspinálních vlivech a na senzoričké zpětné vazbě než u zvířat (Chong et al., 2011, pp. 918 - 917). Studie Dimitrijevic et al. u lidí prokázala, že pacienti s kompletním poraněním míchy mohli vytvořit obdobnou pohybovou aktivitu

jako zdraví jedinci za použití epidurální elektrické stimulace spinálního segmentu L2. Dále tito badatelé zjistili, že koordinované elektromyografické vzory mohly být vyvolány u pacientů s úplnou nebo neúplnou paraplegií při chůzi na běžícím pásu se sníženým zatížením (Dimitrijevic et al., 1995 in Chong et al., 2011, pp. 918 - 917). Obrázek 1 znázorňuje míšní mechanismy kontroly lokomoce u zvířat.

Obr. 1: Míšní mechanismy kontroly lokomoce u zvířat (Takakusaki, 2013, p. 1485)



1.2.2 Řízení pohybu na supraspinální úrovni

Lokomoce je iniciována volními procesy z mozkové kůry nebo zpracováním emocí v limbickém systému (Takakusaki, 2013, p. 1483). Volní proces je vysvětlen jako záměrně vyvolaný pohyb. Tento proces vyžaduje aktivaci různých kortikálních oblastí a je vykonán mozkovým kmenem a míchou. Emocionální proces vzniká v hypotalamu a pokračuje do mozkového kmene. Výsledkem jsou reakce typu „boj nebo útěk“ (Grillner et al. in Stein et al., 2002, Sinnamon, 1993 in Takakusaki, 2013, p. 1484).

Bez ohledu na typ iniciace pohybu je lokomoce doplněna o procesy automaticky řízeného pohybu, který je vyvolán sekvenční aktivací neuronů v mozkovém kmeni a v míše (např. pro úpravu posturálního svalového tonu a pro modifikace rytmických pohybů končetin). V tomto procesu hraje rozhodující roli

integrace sensoriky a motoriky z oblasti mozkového kmene a míchy. Zpracování informací na úrovni bazálních ganglií, mozečku a mozkového kmene umožňuje automatickou regulaci svalového tonu a rytmických pohybů končetin (Takakusaki, 2013, pp. 1483 - 1484).

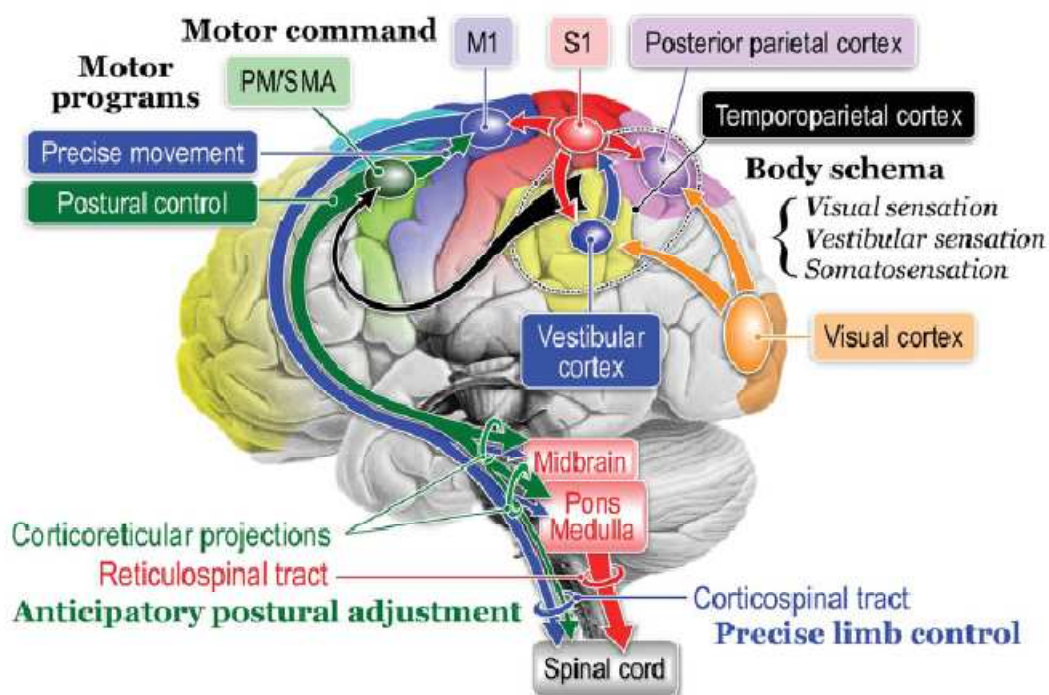
Pokud člověk při chůzi musí překonávat překážky, přizpůsobí se a vykonává záměrný pohyb končetin. Tento záměrný pohyb končetin vyžaduje programování pohybu z oblasti premotorické kůry. Motorické programy využívají informace o těle (např. z tělesného schématu), které jsou zachovány a aktualizovány temporoparietální kůrou (Takakusaki, 2013, pp. 1483 - 1484). Tělesné schéma je definováno jako vnitřní posturální model, který zajišťuje vnímání vlastního těla v prostoru a také vnímání jednotlivých částí těla, které jsou potřebné k určitému pohybu (Massion, 1992 in Takakusaki, 2013, p. 1487). Tělesné schéma slouží nejen pro vědomé vnímání polohy, nýbrž je také základem pro plánování a realizaci motorické aktivity (Ivanenko et al., 2008, p. 343). Body schéma je rozhodující i pro vizuomotorické zpracování (Massion, 1992 in Takakusaki, 2013, p. 1487).

Motorické programy jsou vedeny do mozkového kmene kortikoretikulospinálním systémem drah. Postura je tak anticipačně kontrolována. Tyto procesy umožní, aby kortikospinální dráha vytvořila přesný pohyb končetin. K tomuto přesnému pohybu přispívá zapojení smyček z kortikálních oblastí bazálních ganglií a z mozečku. Mozeček reguluje volní a automatické procesy působením na mozkovou kůru a mozkový kmen. Bazální ganglia obdrží informace z mozkové kůry a kontrolují volní, automatické a emocionální procesy (Takakusaki et al., 2008, Takakusaki, 2008, Grillner, 1981 in Takakusaki, 2013, pp. 1483 - 1484). Ve studii s využitím funkční magnetické rezonance (fMRI) bylo zjištěno, že putamen je aktivní během aktivního pohybu kotníku do dorsální flexe, která je důležitou součástí krokového cyklu (Dobkin et al., 2004 in Verma et al., 2012, p. 15).

Motorická kůra upravuje aktivitu CPGs, například při chůzi v terénu (Verma et al., 2012, p. 15). Při překonávání překážek je potřebná velká přesnost pohybu. Tato přesnost vyžaduje precizní vizuomotorickou koordinaci pro korekci trajektorie končetin při každém kroku (Georgopoulos et Grillner, 1989 in Takakusaki, 2013, p. 1487), která je zajištěna zadní částí parietální kůry (Marigold et Drew, 2011 in Takakusaki, 2013, p. 1487). Vizuální informace o velikosti a o umístění překážky je zapsána a uložena v krátkodobé paměti. Krátkodobá paměť je vždy spojena

s informacemi o těle. Temporoparietální kůra, včetně zadní parietální kůry a vestibulární kůry, integruje signály vizuální, proprioceptivní a vestibulární spolu se signály z limbického systému (emoce), aby bylo vždy tělesné schéma aktualizováno (Bartels et Leenders, 2008, Brandt et Dieterich, 1999 in Takakusaki, 2013, p. 1487). Poté se tělesné informace využívají pro vytváření motorických programů v premotorické oblasti (PM) či v suplementární motorické oblasti (SMA). Pro řízení chůze je především nezbytné kognitivní zpracování informací v temporoparietální korové oblasti, jestliže se člověk vyskytne v neznámém prostředí (Snijders et al., 2007, Cohen et al., 2011 in Takakusaki, 2013, p. 1487). Kortikální mechanismus kontroly pohybu je názorně vyjádřen na obrázku 2.

Obr. 2: Kortikální mechanismus kontroly pohybu (Takakusaki, 2013, p. 1488)



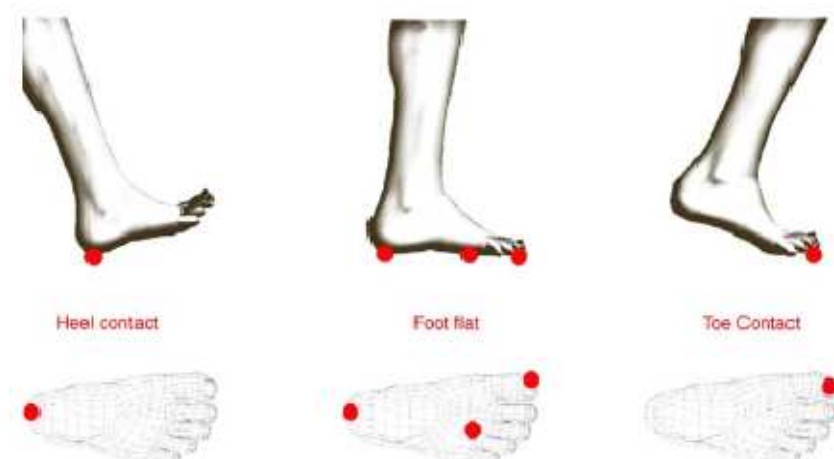
1.2.3 Aference a její vztah k řízení pohybu

Při lokomoci je důležitá aference z proprioceptorů končetin. Předpokládá se, že úkol aference je reflexně upravovat motorický program CPGs tak, aby výsledný lokomoční pohyb byl sladěn s terénem, po kterém se pohyb uskutečňuje (Králíček, 2002, s. 124). Senzorické vstupy vytváří často specifické činnosti, přičemž se mohou děle aktivovat při rytmických pohybech, včetně iniciace nebo ukončení motorických vzorů a mohou tak modulovat probíhající pohybovou činnost (Briggman et Kristan, 2008, Fetcho et al., 2008, Roberts et al., 2010, Blitz et Nusbaum, 2007, Dubuc et al., 2008, Stein, 2009 in Blitz et Nusbaum, 2011, p. 1).

1.3 Krokový cyklus

Základem pro analýzu chůze je znalost krokového cyklu. Whittle (2007, p. 47) jej vyjadřuje jako interval mezi výskytem jednoho z opakujících se dějů při chůzi. Perry definuje krokový cyklus jako jednotlivý sled pohybů jedné dolní končetiny, kdy jedna aktivita přechází plynule v další. Během repetitivních pohybů dochází k interakci mezi dolními končetinami a tělesnou hmotou. Interakci můžeme sledovat pomocí recipročních vzorců chodidla při kontaktu s podložkou v závislosti na čase, délce a kvalitě kroku (Perry, 1992, pp. 3 - 5). Sutherland et Cooper popsali krokový cyklus pomocí recipročních vzorců fází dotyku chodidla při kontaktu s podložkou. Reciproční vzorce se opakují a dodržují své pořadí při vlastní zvolené rychlosti. Fáze kontaktu chodidla s podložkou se nazývá dopad chodidla (foot strike) a odlepení chodidla (foot off), resp. dopad paty (heel strike) a zvednutí prstců od podložky (toe-off) (Sutherland et Cooper, 1981 in Rose et Gamble, 2006, p. 39) - viz obrázek 3. Krokový cyklus se může taktéž popsat jako dopad paty ipsilaterální dolní končetiny (dále DK) - zvednutí prstců kontralaterální DK - dopad paty kontralaterální DK - odlepení prstců ipsilaterální DK (Rose et Gamble, 2006, p. 39). Závislost střídání dolních končetin pro stojnou a švihovou fázi v krokovém cyklu vyjadřuje následující schéma na obrázku 4.

Obr. 3: Tři fáze kontaktu chodidla (Kimmel et Schwarz, 2006, p. 213)



Obr. 4: Závislost střídání dolních končetin pro stojnou a švihovou fázi v krokovém cyklu (Whittle, 2007, p. 54)

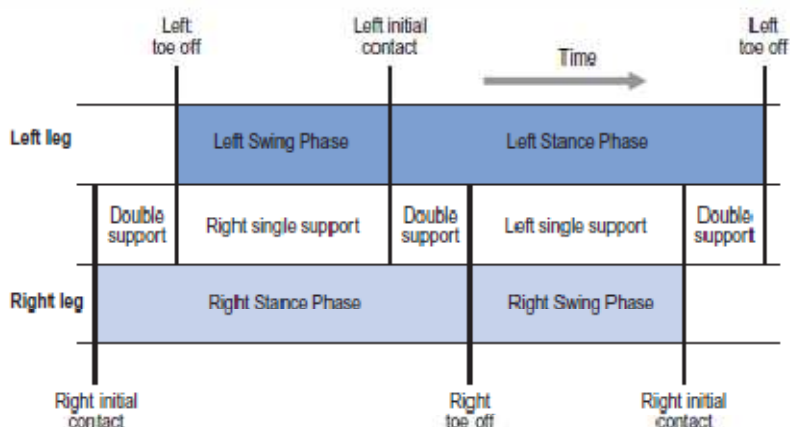


Fig. 2.2 Timing of single and double support during a little more than one gait cycle, starting with right initial contact.

Krokový cyklus nemá žádný specifický bod začátku ani konce. Obvykle se začíná popisovat od doby, kdy se jedna dolní končetina dotkne země (ve fázi počátečního kontaktu), jelikož kontakt s podložkou je nejvíce popsána činnost krokového cyklu (Whittle, 2007, p. 52; Perry, 1992, p. 5).

Přesné trvání krokového cyklu se liší v závislosti na rychlosti chůze. Dle Perry, Sutherland, Smidta, Whittla a Wintera obvykle trvá stojná fáze 60% krokového cyklu a 40% krokového cyklu vytváří švihová fáze. Každá dvojí opora trvá 10%, jednooporová fáze tvoří 40% krokového cyklu (dále GC) (Perry, 1992, Sutherland,

1988, Winter, 1985 in Kirtley, 2006, pp. 218 – 219; Smidt, 1990, p. 8; Whittle, 2007, p. 54). Rose et Gamble uvádí, že stojná fáze průměrně trvá 62% a švihová fáze 38% (Rose et Gamble, 2006, p. 40). Smidt určil, že stojná fáze při střední rychlosti chůze trvá 62% (dvouoporová 24%) a švihová fáze 38%. Při pomalé chůzi se stojná fáze prodlužuje o 5% (dvouoporová fáze se zvyšuje na 46%), švihová fáze se zkracuje na 33% (1980 in Smidt, 1990). Cairns (1986 in Smidt, 1990, p. 8) popsál, že při rychlé chůzi stojná fáze trvá 60% (dvouoporová fáze 18%) a švihová 40%.

1.3.1 Dělení krokového cyklu

Pro každou dolní končetinu existují tři patrně oddělitelné pohybové fáze: švihová fáze, oporná fáze a fáze dvojí opory (Véle, 2006, s. 349).

Jednotlivé rozdělení krokového cyklu se liší dle různých autorů. Whittle během krokového cyklu popisuje sedm hlavních dějů, z nichž první čtyři charakterizuje pro stojnou fázi a další tři pro fázi švihovou.

Hlavní části krokového cyklu:

1. Počáteční kontakt (initial contact)
2. Kontralaterální odvíjení palce (opposite toe off)
3. Zvednutí paty (heel rise)
4. Kontralaterální počáteční kontakt (opposite initial contact)
5. Odvíjení palce (toe off)
6. Posun chodidla (feet adjacent)
7. Vertikální postavení tibie (tibia vertical)

Periody stojné fáze:

1. Postupné zatěžování (loading response)
2. Střední stojná fáze (mid-stance)
3. Konečná stojná fáze (terminal stance)
4. Předšvihová fáze (pre-swing)

Periody švihové fáze:

1. Počáteční švihová fáze (initial swing)
2. Střední švihová fáze (mid-swing)
3. Konečná švihová fáze (terminal swing) (Whittle, 2007, p. 53).

Perry rozděluje krokový cyklus na čtyři periody ve stojné fázi a na tři období ve švihové fázi. Období předšvihové fáze je společné pro obě periody. Periody stojné a švihové fáze dále rozděluje přehledně podle hlavní funkce.

Stojná fáze:

Úkol: A. Převzetí hmotnosti

1. Fáze počátečního kontaktu (initial contact), (0 - 2 % GC)
2. Fáze postupného zatížení (loading response), (0 - 10 % GC)

Úkol: B. Jednooporová fáze

1. Střední stojná fáze (mid-stance), (10 - 30 % GC)
2. Konečná stojná fáze (terminal stance), (30 - 50 % GC)
3. Předšvihová fáze (pre-swing), (50 - 60 % GC)

Švihová fáze:

Úkol: C. Posun končetiny

1. Předšvihová fáze (pre-swing), (50 - 60 % GC)
2. Počáteční švihová fáze (initial swing), (60 - 73 % GC)
3. Střední švihová fáze (mid-swing), (73 - 87 % GC)
4. Konečná švihová fáze (terminal swing), (87 - 100 % GC) (Perry, 1992, p. 10).

Sutherland et al. definovali stojnou fázi na tři období: první fáze dvojité opory (double limb stance), jednooporovou fázi (single limb stance) a fázi druhé dvojí opory (double limb stance). Švihovou fázi měl rozdělenou stejně jako výše uvedený Whittle (Sutherland et al., 1988 in Kirtley, 2006, p. 218).

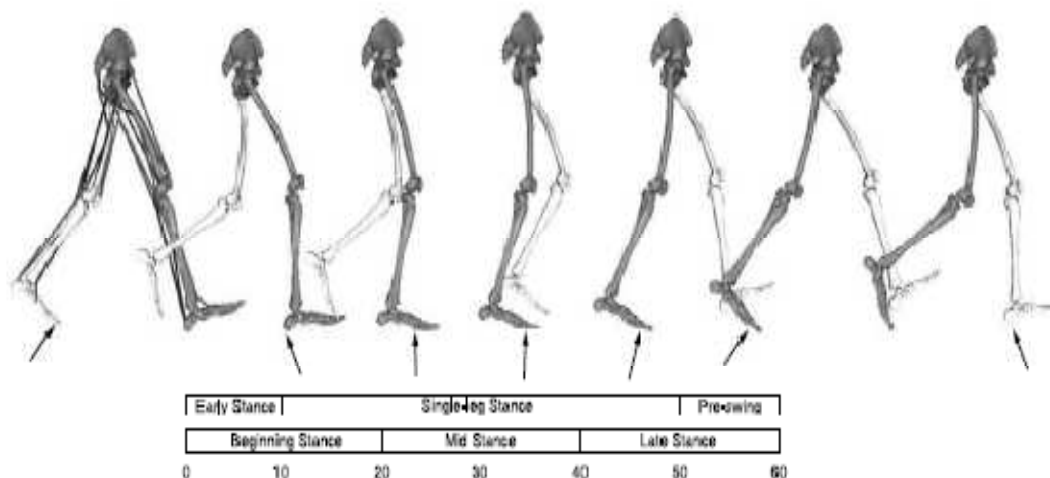
Winter rozdělil stojnou fázi na tři periody a švihovou fázi na dvě periody. Ve stojné fázi je podle něj důležitým okamžikem přijetí hmotnosti (weight acceptance), střední stojná fáze (midstance) a odraz chodidla (push-off). Ve švihové fázi se vyskytuje důležitý moment zdvihnutí chodidla od podložky (lift-off) a dopředný pohyb (reach) (Winter, 1985 in Kirtley, 2006, p. 218).

1.3.2 Stojná fáze

Stojná fáze je vytvořena periodou mezi dopadem paty (0 % GC) a ipsilaterálním zvednutím palce od podložky (62 % GC) (Rose et Gamble, 2006, p. 40). V rámci celého dvojkroku tvoří stoj na jedné noze 85 % (Dvořák, 2007, p. 90). Jednooporová fáze se vyskytuje současně se švihovou fází kontralaterální končetiny (Perry, 1992, p. 5). Na začátku stojné fáze dochází k přesunu hmotnosti těla nad opornou končetinu. Přemístění hmotnosti je nejnáročnějším úkolem v celém krokovém cyklu, protože jsou potřebné tři funkce: absorpce nárazu, stabilita přední dolní končetiny a zachování progresu pohybu. Na převzetí hmotnosti těla se podílí dvě fáze krokového cyklu – iniciální kontakt a fáze postupného zatěžování (Perry, 1992, p. 10).

Svaly dolních končetin (dále DKK) během stojné fáze plní tři důležité funkce: vytváří oporu působením proti gravitaci, tvoří průběh akcelerace pohybu těla směrem dopředu a kontrolují mediolaterální rovnováhu v průběhu každého kroku. Každá z těchto funkcí odráží schopnost svalů přenést síly na zem. Tím svaly pomáhají akcelarovat těžiště těla v předozadním a mediolaterálním směru. Modelovými výpočty bylo zjištěno, že opora a posun těla jsou při chůzi generovány především aktivitou pěti svalů: m. gluteus maximus, m. gluteus medius, mm. vasti, m. soleus, m. gastrocnemius. Opora v první polovině stojné fáze je vytvářena kontrakcí m. gluteus maximus, m. gluteus medius a mm. vasti, zatímco m. soleus a m. gastrocnemius zvedá a akceleruje těžiště těla ve druhé polovině stojné fáze. Činnost těchto svalů vysvětluje tvar křivky reakční síly měřené v předozadním směru (Anderson et Pandy, 2003, Liu et al., 2006, Neptune et al., 2004 in Pandy et Adriacchi, 2010, p. 414). Svaly, které leží převážně v sagitální rovině také významně přispívají k opoře a k posunu těla v dopředném směru tím, že akcelerují těžiště těla laterálně (Pandy et Adriacchi, 2010, p. 413).

Obr. 4: Postavení dolní končetiny během stojné fáze (stojná dolní končetina označena šedě) (Zajac et al., 2003, p. 8)



1.3.3 Švihová fáze

Nachází se v intervalu, ve kterém se chodidlo pohybuje bez kontaktu s podložkou (Perry, 1992, p. 5). Švihová fáze je přirovnávána k práci kyvadla. Kyvadlo je schopno měnit periodu díky svalové aktivitě (Gage, 1990, Mena et al., 1981 in Rose et Gamble, 2006, p. 41). Trvání švihové fáze je dáno momentem setrvačnosti jednotlivých tělesných segmentů a jejich konfigurací v prostoru (Hicks et al., 1985 in Rose et Gamble, 2006, p. 41). Kritický bod švihové fáze se vyskytuje v 75 % GC, když se švihová končetina mění ve stojnou (Rose et Gamble, 2006, p. 41). Tato fáze je náročná na udržení vodorovné polohy pánve, která má tendenci na straně švihové končetiny poklesnout. Tento pokles je nutno vyrovnat aktivitou abduktorů oporné dolní končetiny, nýbrž i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové dolní končetiny. Počínajícímu pádu zabrání následující dopad švihové končetiny kontaktem paty s opornou plochou (Véle, 2006, s. 350).

1.4 Svalová kontrola během chůze

Svaly produkují sílu potřebnou pro lokomoci (Boakes et Rab in Rose et Gamble, 2006, p. 105). Pro udržení polohy a pohybu působí antigravitační svaly (Véle, 2006, s. 347). Některé svaly jsou v činnosti zejména během stojné fáze, jiné jsou aktivovány spíše v průběhu švihové fáze. Svalová kontrakce musí být

kontrolována, aby byla chůze maximálně energeticky efektivní s odpovídajícím dopředným momentem (Boakes et Rab in Rose et Gamble, 2006, p. 113), a proto je kontrakce a relaxace přesně zorganizovaná (Boakes et Rab in Rose et Gamble, 2006, p. 111). Aktivace biartikulárních a multiartikulárních svalů je vytvářena ve specifických sekvencích (Huber et al., 2011, p. 29). Lidé sice používají stejný "normální" vzor chůze, avšak za použití různých kombinací svalů. Použití svalových vzorů se liší mezi jedinci, ale také jsou ovlivněny únavou či rychlostí chůze u jedné osoby. Není nutná důsledná kontrola svalové činnosti, protože pohyb má vysoký počet stupňů volnosti (dále DOF). Tato nadbytečnost zajišťuje, že v případě, kdy nelze sval použít, převezme jeho funkci jiný sval nebo svalová skupina (Whittle, 2007, p. 62). Huber et al. (2011, p. 32) poznamenali, že DOF se odráží v timingu a amplitudě svalové aktivace během jednotlivých kroků. Zůstává sporné, jak jednotlivé svaly zvládají mechanické požadavky pohybového úkolu (Cappozzo et al., 1992, Cappozzo et al., 1997 in Zajac et al., 2003, p. 1). Winter et Yack zjistili, že proximální svaly mají dvě úlohy: udržování opory a rovnováhy, což vede k podstatně větší variabilitě krokových cyklů. Kolenní klouby a kyčelní klouby zabraňují poklesu dolní končetiny a proto jsou primárně odpovědné za korekci držení těla a udržení rovnováhy při přenosu zatížení (tj. 2/3 tělesné hmotnosti z hlavy, trupu a horních končetin). Dále tyto autoři zjistili, že distální svaly dolních končetin (m. soleus, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius) jsou neaktivnější v době, kdy proximální svaly vykazují nejnižší aktivitu. Aktivita distálních jednokloubových svalů byla nejméně variabilní, naopak proximální svaly vykazovaly nejvyšší proměnlivost (Winter et Yack, 1986, p. 402).

Basmajian et De Luca (1985 in Franz et Kram, 2012, p. 2) zjistili, že svaly na DKK jsou nejvíce aktivní během stojné fáze. Simulace pohybu v sagitální rovině ukazují, že hamstringy, plantární flexory (m. soleus, m. gastrocnemius) a m. gluteus maximus produkují většinu mechanické energie v průběhu celého krokového cyklu (Neptun et al., 2002 in Zajac et al., 2003, p. 11). M. gastrocnemius a hamstringy nedodávají přímo energii pro akceleraci trupu, ale jejich energie je dodávána dolní končetině (či dolním končetinám). Pro akceleraci trupu se koaktivuje v pozdní stojné fázi m. rectus femoris, m. soleus nebo jiné svaly, které jsou excitovány později (Cavagna et al., 2000 in Zajac et al., 2003, p. 11).

1.4.1 Svalová kontrola pánve

Pánev primárně kontrolují dvě svalové skupiny - abduktory a extenzory kyčelního kloubu. Viz kapitola 1.4.3.

1.4.2 Svalová kontrola trupu

Během chůze je velmi důležitá kontrola trupu (Kendall et al., 2005 in Swinnen et al., 2012, p. 2). Všechny svaly pracují společně a vytváří rovnováhu v tuhosti, která je nutná pro zajištění dostatečné stability ve všech stupních volnosti (Mcgill et al., 2003 in Swinnen et al., 2012, p. 2). Svalstvo trupu se skládá z různě vrstvených svalových skupin pro stabilizaci a pohyb (Kendall et al., 2005 in Swinnen et al., 2012, p. 2). Muskulaturu trupu rozdělujeme na svaly ventrální (abdominální), zádové, pánevního dna a svaly spojující pánev s dolními končetinami (Véle, 2006, s. 215).

Trupové svalstvo abdominální

Aktivita m. rectus abdominis (dále m. RA) a mm. obliqui abdominis je variabilní (Waters et Morris, 1972, Sheffield, 1962 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 109). Dle Perry (1992, p. 137) je m. RA kontinuálně zapojen s nízkou intenzitou.

Činnost mm. obliqui abdomini externi je střídavá a s nízkou intenzitou (5 % maximální hodnoty svalové kontrakce (dále jen MMT) ve stejné fázi. Během pozdní části střední švihové fáze a časně konečné švihové fázi (75 – 90 % GC) dosahují vrcholu aktivace při intenzitě 10 % MMT (Perry, 1992, p. 137).

Trupové svalstvo dorzální (paravertebrální svalstvo)

Pro zajištění optimální stabilizace jednotlivých segmentů by měla být muskulární aktivita během klidného stoje minimální. Chůze po zemi zvyšuje moment setrvačnosti a měnící se poloha těžiště má vliv na stabilizační funkci m. erector spinae (Dofferhof et Vink, 1984, p. 330). Aktivita m. erector spinae byla podobná i v odlišných testovacích podmínkách (chůze po zemi vs. chůze na běžeckém pásu; použití povrchových elektrod vs. jehlových elektrod) (Battye et Joseph, 1966, Berkeley, 1953, Waters et Morris, 1972, Dofferhof et Vink, 1985 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 111). Paravertebrální svaly jsou v činnosti během přechodu z vlastní zvolené

rychlosti do vyšší rychlosti (Shiavi in Smidt, 1990, p. 111). Aktivita m. erector spinae je nekonzistentní a není vždy v činnosti během přechodu ze švihové do stojné fáze při chůzi s vlastní zvolenou rychlostí (Waters et Morris, 1972 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 111). Při chůzi dochází k synchronní svalové aktivitě m. erector spinae v bederní a hrudní oblasti (Sisson et al., 1985, Waters et al., 1973 in Perry, 1992, pp. 136, 138). Úroveň aktivity je stejná v době, kdy pánevní a hrudní rotace mění směr (Shiavi in Smidt, 1990, p. 111). Všechny tyto svaly pracují bilaterálně; jeden z nich se však kontrahuje koncentricky a druhý excentricky. Tím se vytváří stabilita trupu a pánve (Shiavi in Smidt, 1990, p. 111).

M. erector spinae začíná svou aktivitu v pozdní části konečné stojné fáze (40 % GC), vrchol aktivity svalu je v 50 % GC. Další aktivita m. erector spinae se vyskytuje v předšvihové fázi a ve fázi počátečního kontaktu, ve kterých reaguje na pokles pánve. Tento timing svalu souvisí s kontralaterální fází končetiny, která je v konečné švihové fázi nebo v přípravě na postupné zatížení. Ipsilaterální aktivita m. erector spinae, která začíná v konečné švihové fázi (90 % GC), pokračuje přes fázi postupného zatěžování (5 % GC) a střední stojnou fázi (15 % GC). Jeho intenzita je nízká (10 % MMT) a přispívá k deceleraci trupu (Perry, 1992, p. 136, 138) i rotaci trupu vpřed (Winter et Yack, 1986, p. 410). Winter et Yack zjistili, že aktivita m. erector spinae vrcholí v 10 % GC. Druhý vrchol aktivity se nachází v 60 % GC, pravděpodobně taktéž při deceleraci a rotaci trupu (Winter et Yack, 1986, p. 410).

Dofferhof et Vink našli téměř souběžnou aktivitu mm. multifidi a mm. iliocostales před dotykem pravé a levé paty při rychlosti 4 km/hod. M. ilicostalis nevykazoval aktivitu ke vztahu dopadu homolaterální paty. Při rychlosti chůze na 5,5 km/h se doba aktivity všech testovaných svalů (m. iliocostalis lumborum, m. multifidus) zvýšila, nárůst avšak nebyl vždy signifikantní (Dofferhof et Vink, 1984, p. 333).

1.4.3 Svaly ovlivňující hybnost kyčelního kloubu

Během stojné fáze primárně kontroluje stabilitu kyčelního kloubu extenzorová a abduktorová svalová skupina kyčelního kloubu. Přiměřená extenční a abduktorová stabilita kyčelního kloubu je nezbytná pro chůzi, protože svaly, které poskytují tuto kontrolu, mají základní klinický význam (Lyons et al., 1983, p. 1597). Švihovou fází

kontrolují flexory kyčelního kloubu (Perry, 1992, p. 116). Adduktorová skupina svalů kyčelního kloubu se zapojuje v intervalech, ve kterých dochází ke změnám mezi švihovou a stojnou fází. Vnitřní rotace je poskytována sekundárně, jestliže svaly vykonávají svou primární funkci. Neschopnost oddělit aktivitu hlubokých zevních rotátorů brání vymezení jejich timingu (Perry, 1992, p. 118).

Extenzory kyčelního kloubu

Na timingu extenze kyčelního kloubu se selektivně se podílí pět svalů: m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. biceps femoris (dále m. BF), m. gluteus maximus (dále m. GMax.) a m. adduktor magnus (Inman et al., 1981, Lyons et al., 1983 in Perry, 1992, p. 122). Aktivita extenzorů nastane v pozdní střední švihové fázi a během fáze postupného zatěžování (Perry, 1992, p. 118). Všechny extenzory kyčelního kloubu (kromě m. semitendinosus) snížily svou činnost pod 5 % MMT na počátku stojné fáze (10 % GC) (Lyons et al., 1983, p. 1601). Extenzory kyčelního kloubu během fáze postupného zatěžování stabilizují trup a přispívají tak ke stabilitě dolní končetiny. Svaly přestávají být aktivní na konci fáze postupného zatěžování následkem dvou činitelů: reorganizací osového vektoru a působením pasivní extenze vyvolanou zhoupnutím paty. V průběhu pasivní extenze kyčelního kloubu není přímá svalová kontrola delší, než je potřeba, takže svaly mohou relaxovat (Perry, 1992, p. 122).

M. gluteus maximus je hlavním jednokloubovým extenzorem (Shiavi in Smidt, 1990, p. 107). Funkčně se sval rozděluje na dvě části. Horní část se chová jako abduktor a dolní polovina slouží k extenzi kyčelního kloubu. Aktivita dolní části m. GMax. začíná na konci konečné švihové fáze. Jeho intenzita vzrůstá během fáze počátečního kontaktu a při postupném zatížení (Perry, 1992, p. 122). Na konci fáze postupného zatížení jeho intenzita aktivity rychle klesá pod hodnotu 10% MMT (10 % GC) (Perry, 1992, p. 122). M. GMax. spolu s m. adduktor magnus poskytují nejpřímější odpověď ve fázi postupného zatěžování a splňují tak požadavky pro postavení kyčelního a kolenního kloubu (Perry, 1992, p. 123).

Hamstringy (m. semimembranosus, m. semitendinosus a dlouhá hlava m. biceps femoris) mají téměř dvakrát větší vliv při chůzi na kyčelní kloub než na kolenní kloub (Lyons et al., 1983, p. 1604). M. biceps femoris (dále m. BF) má variabilní funkci oproti m. semitendinosus. Tato zvýšená variabilita byla nalezena

během fáze odpovědi na zatížení (Winter et Yack, 1986, p. 407). Dle Perry se začínají aktivovat v pozdní střední švihové fázi (80 % GC). Rychle se u nich zvyšuje intenzita aktivity, vrchol aktivity dosáhnou v časně konečné švihové fázi (m. semimebranosus 30% a m. biceps femoris 20 % MMT) (Perry, 1992, p. 118). Ve studii od Lyons et al. se m. biceps femoris spolu s m. semimebranosus aktivoval v druhé polovině švihové fáze, aby tak mohl decelerovat stehno a bérce. Během této doby jednokloubové extenzory (dolní část m. gluteus maximus a m. adductor magnus) zůstaly inaktivní (Lyons et al., 1983, p. 1603).

Dle Perry (1992, p. 118) během dalších fází krokového cyklu hamstringy relaxují, ale Pandy et Kim sdělují, že m. GMax. a hamstringy se významně podílejí na vytvoření extenčního momentu kyčelního kloubu během první poloviny stojné fáze (Pandy et Kim, 2010, p. 2056). Při chůzi dochází k přednostnímu využití hamstringů než jednokloubových extenzorů kyčelního kloubu (m. GMax., m. adductor magnus). Mají tu výhodu, že se současně s extenzí v kyčelním kloubu vyskytuje decelerace kolenního kloubu. Snížení aktivity hamstringů ke konci konečné švihové fáze se současným začátkem aktivity m. gluteus maximus a m. adductor magnus ukazuje potřebu extenze v kyčelním kloubu s nižším podílem flexe kolenního kloubu (Perry, 1992, p. 128).

Adductor magnus má dvě odlišné funkce. Horní část se chová jako adduktor, dolní porce svalu mají stejnou funkci jako hamstringy (Basmajian, 1978 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 109). Začíná se kontrahovat ke konci konečné švihové fáze. Jeho intenzita roste během fáze počátečního kontaktu. Během fáze postupného zatěžování zůstává mírně aktivní (7 % GC) a potom relaxuje. Další jeho aktivita se během krokového cyklu nevyskytuje (Perry, 1992, p. 118).

Flexory kyčelního kloubu

Flexe v kyčelním kloubu přispívá k pánevní stabilizaci (Shiavi in Smidt, 1990, p. 107). Mezi flexory se řadí m. iliopsoas, m. rectus femoris (dále m. RF) a také adduktory kyčelního kloubu (m. adductor longus, m. gracilis, m. sartorius, m. iliacus), které se zapojují jako první a patří mezi nejvíce „vytrvalé“ flexory kyčelního kloubu. Aktivita flexorů začíná v konečné stojné fázi. Svaly zůstávají aktivované během počáteční švihové fáze (Perry, 1992, p. 126). Ve fázi počátečního kontaktu při chůzi s vlastní zvolenou preferovanou rychlostí se flexory významně neaktivují

(intenzita aktivity je nižší než 5 % MMT). Při normální chůzi volným tempem se během švihové fáze může vyskytovat pasivní kyčelní flexe jako reakce na mechanismus vytvořeného v předšvihové fázi (Perry, 1992, p. 126 - 127). Rychlá nebo pomalá chůze facilituje m. iliacus (Perry, 1992, p. 126). Pandy et Kim tvrdí, že m. iliopsoas je dominantním flexorem v druhé polovině stojné fáze (Pandy et Kim, 2010, p. 2056). M. rectus femoris je zapojen jen v krátké periodě v předšvihové fázi a časné části počáteční švihové fáze (Perry, 1992, p. 20). Některé studie ukázaly, že dvoukloubové svaly mohou působit paradoxním nebo neobvyklým způsobem než je dáno anatomickou klasifikací (Neptune et al., 2004 in Scott et Schwarz, 2005, p. 211). Dobrým příkladem je m. rectus femoris, který může zapříčinit extenzi kyčelního kloubu místo flexe. Tyto paradoxní výsledky jsou důsledkem lokálních účinků společného momentu (Scott et Schwarz, 2005, p. 211). Viz obr. 5.

Obr. 5: Lokální účinky svalových momentů na pohyb v kloubech (Scott et Schwarz, 2005, p. 212)

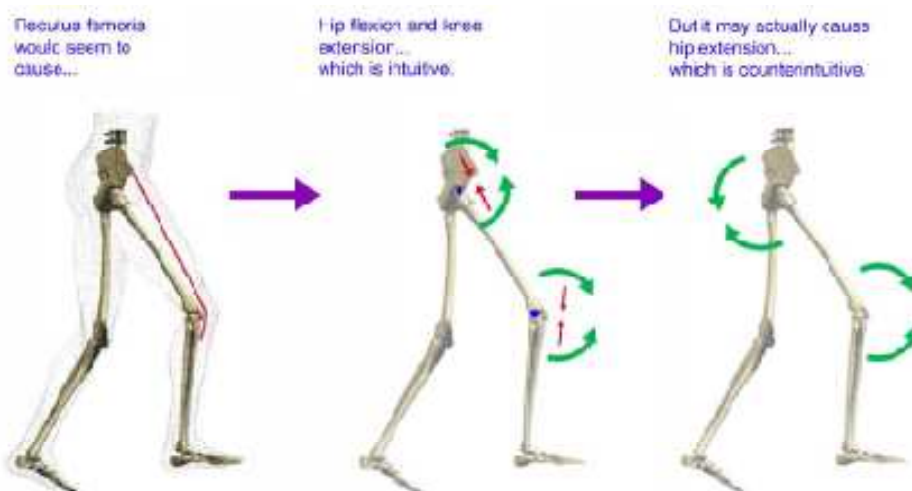


Fig. 1. The rectus femoris may cause hip extension instead of hip flexion.

Abduktory kyčelního kloubu

Abduktory kyčelního kloubu (m. gluteus medius (dále m. GMed.), m. tenzor fasciae latae, horní část m. gluteus maximus, m. gluteus minimus) (Perry, 1992, p. 118; Shiavi in Smidt, 1990, p. 108) jsou další velkou funkční svalovou skupinou, která se zapojuje při chůzi během první poloviny stojné fáze (Perry, 1992, p. 118). Jejich aktivita ustává ve fázi postupného zatěžování kontralaterální dolní končetiny. Aktivita

abduktorů stabilizuje pánev ve frontální rovině (Shiavi in Smidt, 1990, p. 108). Lyons et al. uvedli, že abduktory kyčelního kloubu nevykazovaly významnou změnu v intenzitě aktivity při zvyšování rychlosti. Z tohoto nálezu badatelé vyvozují závěr, že abduktory kontrolují pozici švihové končetiny v prostoru místo toho, aby připravily končetinu na zvýšenou zátěž během počátečního kontaktu (Lyons et al., 1983, p. 1604).

M. gluteus medius kromě abdukce zajišťuje i další funkce. Přední část m. GMed. vytváří vnitřní rotaci a zadní porce pracuje jako zevní rotátor (Knox, 1831, Gray, 1858, Dostal et al., 1986, Conneely et al., 2006 in Flack et al., 2012, p. 698). M. GMed. spolu s horní částí m. GMax. se začíná kontrahovat v konečné švihové fázi. Intenzita aktivity m. GMed. rychle stoupá (20 % MMT) ihned po iniciálním kontaktu, úsilí m. GMax. (horní části) roste během fáze postupného zatížení. Jejich společná aktivita pokračuje až do střední stojné fáze (Perry, 1992, p. 118). Lyons et al. popsali, že jejich činnost byla na konci švihové fáze minimální a jejich nejvyšší aktivita se vyskytovala během 10 % GC (Lyons et al., 1983, p. 1601). Další aktivita pokračuje během střední stojné fáze (Lyons et al., 1983, p. 1602).

Jestliže se zvyšuje rychlost chůze, prodlužuje se činnost m. GMed. do pozdní švihové fáze u většiny jedinců (Shiavi et al., 1981 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 108; Knutson et Soderberg, 1995 in Wall-Scheffler et al., 2010, p. 4). U 40 % probandů se objevuje druhá fáze aktivity během změny stojné fáze ve švihovou (Shiavi et al., 1981 in Shiavi in Smidt, 1990; Basmajian, 1978 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 108), aby se končetina mohla lehce zvednout od podložky. Během druhé poloviny stojné fáze m. gluteus medius aktivně kontroluje rovnováhu a akceleraci těžiště těla mediálně (Pandy et Kim, 2010, p. 2060).

Funkce m. tenzor fasciae latae je stejná s ostatními abduktory. Navíc kontroluje rotaci femuru (Basmajian, 1978 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 108).

Adduktory kyčelního kloubu

Mezi hlavní adduktory patří m. adduktor longus, m. adduktor magnus a m. gracilis. Jejich aktivita může být dobře patrná během elektromyografické dynamické analýzy (Perry, 1992, p. 122). Činnost těchto svalů je popsána ve flexorech kolenního kloubu (m. adduktor longus a m. gracilis) a extenzorech kyčelního kloubu (m. adduktor magnus).

V předšvihové fázi jsou adduktory zodpovědné za deceleraci pasivní abdukce, která je způsobená přenosem váhy ke kontralaterálnímu chodidlu. Zkrácení kloubního pouzdra kyčelního kloubu může stimulovat m. iliacus k poskytnutí aktivní ochrany (Perry, 1992, p. 125). Přitahovače kyčelního kloubu akcelerují kyčelní kloub do addukce nejvíce během stojné fáze spolu s m. iliopsoas, mm. vasti, m. triceps surae a s m. erector spinae. Během této doby m. gluteus medius akceleruje kyčelní kloub do abdukce. Mm. vasti a adduktory kyčelního kloubu akcelerují kyčelní kloub do addukce během první poloviny stojné fáze. M. iliopsoas a m. triceps surae akcelerují kyčelní kloub do addukce během druhé poloviny stojné fáze (Pandy et Kim, 2010, p. 2056).

1.4.4 Svaly ovlivňující hybnost kolenního kloubu

Kolenní stabilita je zcela závislá na činnosti svalů a vazů, protože kloubní plochy femuru a tibie jsou inkongruetní (Andriacchi et al., 2004 in Pandy et Adriacchi, 2010, p. 420). Na pohybech kolenního kloubu se podílí čtrnáct svalů, které poskytují stabilitu a mobilitu potřebnou při chůzi. Jen šest svalů je funkčně spjato pouze s kolenním kloubem. Mezi tyto svaly patří mm. vasti, m. popliteus, krátká hlava m. biceps femoris. Dále Perry uvádí i m. gastrocnemius (Perry, 1992, p. 95).

Kolenní kloub zajišťuje během chůze tři funkce: ve stojné fázi při postupném zatížení umožňuje absorpci nárazů a extenzory kolenního kloubu zajišťují stabilitu pro zajištění přenosu hmotnosti těla. Ve švihové fázi se kolenní kloub musí rychle flektovat, aby se dolní končetina mohla posunout vpřed. Svalová kontrola kolenního kloubu začíná v konečné švihové fázi, kdy se aktivují hamstringy a mm. vasti. Kolenní kloub je ve stabilní pozici při počátečním kontaktu a ve střední stojné fázi. Při přijímání zatížení je kolenní kloub nestabilní (Perry, 1992, p. 98), protože v horizontální rovině na kolenní kloub působí addukční moment. Nestabilita je nejvýraznější ve fázi postupného zatěžování, jestliže nezatížená strana těla klesne rychle a nekontrolovaně. Aktivita dlouhé hlavy m. BF a tah iliotibiálního traktu poskytuje laterální protitah pro dostatečnou stabilizaci kolenního kloubu při zatížení. Napětí iliotibiálního traktu doplňuje kontrolu extenzorového mechanismu (Perry, 1992, p. 107). Další stabilizace závisí na aktivaci m. tensor fasciae latae, která je interindividuálně vysoce variabilní (Lyons et al., 1983, p. 1604).

Extenzory kolenního kloubu

M. quadriceps femoris (dále m. QF) vytváří dominantní svalovou skupinu kolenního kloubu, která se zapojuje do extenzorové kontroly. Jeho čtyři hlavy kříží pouze kolenní kloub (m. vastus intermedius, m. vastus lateralis, m. vastus medialis obliquus, m. vastus medialis longus) a pátá hlava (m. rectus femoris) je společná pro kolenní a kyčelní kloub (Perry, 1992, p. 107).

Během stojné fáze se m. QF podílí na absorpci nárazů během fáze postupného zatěžování či k dosažení optimální extenze v jednoopporové stojné fázi (Perry, 1992, p. 107), kdy stabilita tibie je zajištěna m. soleus. Horní část m. gluteu maximu přes iliotibiální trakt poskytuje sílu pro extenzi kolenního kloubu. Extenze kolenního kloubu v konečné švihové fázi (95 % GC) může být považována za dokončení švihové fáze nebo jako příprava na stojnou fázi (Perry, 1992, pp. 105 - 106). Na začátku střední stojné fáze m. quadriceps femoris rychle sníží svou aktivitu a přestane pracovat v období 15 % GC (Perry, 1992, p. 95).

Ve střední stojné fázi m. QF inhibuje flexi díky zvyšování aktivity mm. vasti (Perry, 1992, p. 102). Pandy et Kim popsali, že v mediolaterálním směru mm. vasti (spolu s kyčelními adduktory a gravitací) akcelerují těžiště těla laterálně během první poloviny stojné fáze (a m. gluteus medius pracuje synergisticky akcelerací těžiště těla mediálně) (Pandy et Kim, 2010, p. 2058). Mm. vasti jsou mnohem účinnější než m. RF (Neptune et al., 2002 in Zajac et al., 2003, p. 10). Mm. vasti a jednokloubové svaly kyčelních extenzorů jsou hlavními svaly, které přispívají ke stabilizaci a k progresi těla na začátku stojné fáze (Neptun et al., 2002 in Zajac et al., 2003, p. 10). Aktivita mm. vasti začíná v konečné švihové fázi (90 % GC) většinou bez aktivace m. rectus femoris, jelikož další flexe v kyčelním kloubu je nežádoucí. Intenzita aktivace mm. vasti rychle narůstá k 25 % MMT v časně části fáze postupného zatěžování (5 % GC) (Perry, 1992, p. 102), protože na začátku stojné fáze mm. vasti akcelerují trup a decelerují flexi kolenních kloubů (Inman et al., 1981 in Zajac et al., 2003, p. 10).

Dle Perry se m. RF zapojuje v době mezi mezi pozdní předšvihovou fází (56 % GC) a časnou počáteční švihovou fází (64 % GC) (Perry, 1992, p. 95). Neptune et al. tvrdí, že m. rectus femoris se účastní na progresi na konci stojné fáze (Neptun et al., 2002 in Zajac et al., 2003, p. 10). M. RF na konci stojné fáze zahajuje s m. gastrocnemius švihovou fází a s m. soleus akceleruje trup směrem dopředu (Zajac et al., 2003, p. 10).

Kolenní flexory

Přímou kolenní flexi umožňuje m. popliteus a krátká hlava m. biceps femoris.

Krátká hlava m. biceps femoris je především aktivní v počáteční a střední části střední švihové fázi (65 – 85 % GC). Může být aktivní i v konečné stojné fázi při nižší intenzitě svalové kontrakce (32 – 45 % GC).

M. popliteus vykazuje nekonzistentní vzor aktivace během chůze (Perry, 1992, p. 95). Mezi jednotlivci jeho aktivita nastává během všech fází krokového cyklu mimo počáteční a střední část švihové fáze (Perry, 1992, p. 97).

Hamstringy jsou primárními kyčelními extenzory (Perry, 1992, p. 100) a také poskytují dynamickou stabilitu kolenního kloubu při působení mediolaterálních a anteriorních translačních sil na tibií (Lange et al., 1996, p. 295). V krokovém cyklu se hamstringy aktivují dvakrát. Vykazují velmi vysokou aktivitu v pozdní části střední stojné fázi a v konečné švihové fázi (začátek 75 % GC) (Perry, 1992, p. 100). Lyons et al. zjistili, že m. semimembranosus a dlouhá hlava m. BF se stala aktivní během švihové fáze (80 % GC). Postupně aktivita m. semimebranosus klesala, zatímco síla kontrakce u m. biceps femoris se zvyšovala při postupném zatěžování (Lyons et al., 1983, p. 1600), ve kterém chrání kolenní kloub před nadměrnou extenzí (Perry, 1992, p. 100) a snižuje tak napětí na kolenní vazy působením síly m. BF do zevní rotace (Lyons et al., 1983, p. 1604).

M. gastrocnemius je dalším svalem kolenního kloubu, který se aktivuje během stojné fáze. Jeho intenzita postupně vzrůstá od začátku aktivity (15 % GC) až do střední stojné fáze nebo konečné stojné fáze (75 % MMT v 50 % GC). Pak jeho aktivita prudce klesá. Opět je aktivován v předšvihové fázi (Perry, 1992, p. 97). Více informací o tomto svalu v kapitole 1. 4. 5.

Ve švihové fázi pomáhá flektovat kolenní kloub m. gracilis a m. sartorius. Tyto svaly se aktivují v iniciální švihové fázi a časně střední švihové fázi (65 % až 75 % GC). Intenzita jejich aktivity je mírná s postupnou relaxací flexorů kolenního kloubu (Perry, 1992, p. 97, 106).

1.4.5 Svaly ovlivňující hybnost hlezenního kloubu

Načasování svalové aktivace hlezenního kloubu je velmi přesné. Plantární flexory jsou nepřetržitě aktivovány ve stojné fázi a dorziflexory jsou zapojovány během švihové fáze. Výjimkou je aktivace dorziflexorů během fáze postupného zatěžování, kdy kontrolují zapojení plantiflexorů (Michel et Do, 2002, p. 139). Timing aktivace plantárních flexorů v konečné stojné a předšvihové fázi může nejvíce přispívat k efektivní chůzi (Saunders et al., 1953, Gard et Childress, 1997, Kerrigan et al., 2001, Gard et Childress, 1999 in Clancy et al., 2004, p. 508). Při fyziologické iniciaci chůze má člověk vytvářet plantiflexi a ovládat posturální rovnováhu v jednooporové fázi stejně dobře jako při chůzi na běžeckém pásu (Michel et Do, 2002, p. 140).

Dorziflexory

Začátek aktivity dorziflexorů (m. tibialis anterior (dále m. TA), m. extenzor hallucis longus, m. extenzor diggitorum longus) se vyskytuje v předšvihové fázi (Perry, 1992, p. 56). M. tibialis anterior a m. extensor digitorum longus mají podobné vzory aktivace během stojné i švihové fáze (Wintet et Yack, 1986, p. 410). Intenzita aktivity m. TA vzrůstá během počáteční švihové fáze a pokračuje během střední švihové fáze spolu s aktivitou m. extenzor digitorum longus (Perry, 1992, p. 56). Jejich činnost je ve střední švihové fázi vysoce variabilní a nemusí se vůbec u někoho vyskytovat (Paul, 1974, Dubo et al., 1976, Shiavi et al., 1981 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 102). Důležité je jejich zapojení na rozmezí jednotlivých fází; v přechodu mezi stojnou a švihovou fází dorziflexory kontrolují zvednutí chodidla z podložky a v době mezi švihovou a stojnou fází dorziflektory pomáhají k deceleraci plantární flexe při dopadu chodidla (Shiavi in Smidt, 1990, p. 102). Druhé období aktivity doziflexorů se vyskytuje ve fázi postupného zatěžování (Perry, 1992, p. 56), kdy omezená plantární flexe umožňuje absorpci nárazu (Perry, 1992, p. 63). M. TA ve fázi postupného zatěžování přispívá k přesunu hmotnosti těla k laterálnímu okraji chodidla (Shiavi in Smidt, 1990, p. 102). M. TA relaxuje v časné střední stojné fázi (15 % GC) (Perry, 1992, p. 73). Stefano et al. (2004, p. 96) zjistili, že m. TA vykazuje většinu aktivity v konečné švihové fázi a na počátku stojné fáze.

Basmajian (1978 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 102) upozornil, že aktivita ve střední stojné fázi existuje u lidí s chodidlem v pronačním postavení.

Plantární flexory

M. triceps surae, m. hallucis longus, m. flexor digitorum longus, mm. peronei, m. tibialis posterior poskytují stabilizaci kotníku, než aby umožňovaly posun chodidla a tibie při zhoupnutí předonoží. Hlavní funkcí hlezenního kloubu je zvednutí paty v konečné stojné fázi s minimálním pohybem v hlezenním kloubu a vytvoření časné neutrální pozice (Perry, 1992, p. 96). Plantární flexory vytváří kontrolované zvedání chodidla a díky tomu tak zabraňují poklesnutí dolní končetiny (dále DK) (Neptune et al., 2001, Sutherland, 1980, Simon et al., 1978 in Zajac et al., 2003, p. 8).

M. triceps surae se skládá ze tří hlav: m. soleus, m. gastrocnemius medialis a m. gastrocnemius lateralis (dále m. GL). M. soleus je nejrozsáhlejším plantárním flexorem. Jeho aktivita zajišťuje dominantní decelerační sílu spolu s m. gastrocnemius (Perry, 1992, p. 63). M. soleus přispívá také k modulované kontrole kotníku pro současně probíhající pohyb vpřed (progresi) a stabilitu (Perry, 1992, p. 63; McGowan et al. 2008 in McGowan et al., 2009, p. 1). M. soleus se více podílí na propulzi než m. gastrocnemius (McGowan et al. 2008 in McGowan et al., 2009, p. 1). Aktivace m. soleus začíná na konci fáze postupného zatěžování (10 % GC) a pokračuje do konce střední stojné fáze (30 % GC) (Perry, 1992, p. 58). M. soleus je občas aktivní během přechodu mezi stojnou a švihovou fází (Dubo et al., 1976, Rozin et al., 1971 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 104), obzvláště při zvýšené rychlosti chůze (Milner, 1971, Shiavi et Griffin, 1983, Brandell, 1977 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 104). Během celé střední stojné fáze pomáhá udržovat stabilitu dolní končetiny (Perry, 1992, p. 63).

M. gastrocnemius akceleruje pohyb stehna, bérce a chodidla dopředu, což je pravděpodobně rozhodující pro progresi dolní končetiny a k iniciaci švihové fáze (Neptune et al., 2001, Robertson et Winter, 1980, Elftman, 1939 in Zajac et al., 2003, p. 9). Progrese a stabilita slouží k normální bilanci mezi mobilitou a muskulární kontrolou (Perry, 1992, p. 64). M. gastrocnemius a m. soleus společně poskytují určitou podporu trupu se současným zpomalením pohybu vpřed na začátku stojné fáze a v první polovině stojné fáze. Také poskytují progresi i podporu v pozdní polovině stojné fáze (Zajac et al., 2003, p. 9). M. gastrocnemius medialis se „zapíná“ obdobně

jako m. soleus. M. GL se může aktivovat až ve střední stojné fázi (Sutherland et al., 1980 in Perry, 1992, p. 58). M. gastrocnemius má totiž nižší intenzitu aktivity a pomalejší aktivaci než m. soleus během střední stojné fáze (Perry, 1992, p. 58).

Mm. peronei a m. tibialis posterior jsou antagonisté primární kontroly inverze a everze chodidla (Matsusaka, 1986 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 104). Během chůze kontrolují distribuci zatížení na laterální část chodidla během stojné fáze a orientují chodidlo během švihové fáze (Gray et Basmajian, 1968 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 104, Walmsley, 1977 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 104). M. tibialis posterior je poměrně konzistentní v aktivitě. Činnost mm. peronei je obvykle synchronní, avšak variabilní (Shiavi et al., 1981 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 104; Walmsley, 1977 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 104). Mm. peronei jsou u mnoha lidí aktivní během švihové fáze ve všech typech rychlostí (Shiavi in Smidt, 1990, p. 104).

2 CHŮZE NA ELEKTRICKÉM TRENAŽÉRU

Hodnocení chůze na běžeckém pásu je často využívaná technika ke studiu procesů v nervové soustavě, která se podílí na kontrole chůze (Jansen et al., 1982 in Riley et al., 2007, p. 18), přičemž Regnaud et al. (2006, p. 2) dospěli k závěru, že chůze na trenažéru u mladých dospělých není čistě automatický úkol.

Pomocí analýzy chůze na běžeckém pásu bylo zjištěno mnoho informací o lokomoci (Grillner, 1981, Berger et al., 1984, Larish et al., 1988, Dietz et al., 1995 in Stolze et al., 1997, p. 490), protože běžecký pás nabízí snadno kontrolovatelné a klidné prostředí pro testování i samotnou terapii (Alton et al., 1998, p. 435).

2.1 Rozdíly mezi parametry při chůzi po zemi a při chůzi na elektrickém trenažéru

Při porovnávání parametrů chůze získané pomocí těchto dvou metod je nutné vědět, do jaké míry je pohyb v těchto dvou podmínkách stejný (Stolze et al., 1997, p. 491). Z mechanického hlediska chůze po zemi (dále OW) a chůze na elektrickém trenažéru (dále TW) si jsou podobné (Lee et Hidler, 2006, p. 747; Parvataneni et al., 2009, p. 112). Jediným rozdílem je, že se proband pohybuje relativně k prostředí a prostředí se relativně pohybuje k probandovi (Lee et Hidler, 2006, p. 747). Mnoho studií testovalo časoprostorové parametry na běžeckém pásu, jejich výsledky jsou ale bohužel variabilní (Parvataneni et al., 2009, p. 112). Riley et al. (2007, p. 19) tvrdili, že časové a vzdálenostní parametry při TW a OW byly velmi podobné. Berger et al. (1984 in Stolze et al., 1997, p. 491) na základě kvalitativního pozorování neuvádí rozdíly mezi těmito dvěma podmínkami chůze u dětí. Časoprostorové parametry byly porovnatelné mezi dvěma způsoby chůze kromě poměru stojné a švihové fáze a doby dvojité opory, které byly vyšší při OW (Parvataneni et al., 2009, p. 114). Lee et Hidler (2008 in Watt et al., 2010, p. 445) nenalezli u mladých dospělých žádné rozdíly v časoprostorových parametrech kinematiky končetin při OW a TW, avšak u seniorů se vyskytovaly významné rozdíly kloubních momentů a svalové síly v sagitální rovině.

Stolze et al. (1997, p. 496) naopak objevil časoprostorové změny parametrů chůze u dospělých mezi TW a OW. Na to Cronin et Finni (2013, p. 529) nezjistili odlišnosti v časových parametrech u dospělých mezi chůzí na trenažéru a po zemi.

Z hlediska kinetiky na běžeckém pásu White et al., Belli et al., Dierick et al., Okada et al. zjistili (White et al., 1998, Belli et al., 2001, Dierick et al., 2004 in Riley et al., 2007, p. 18; Okada et al., 2002 in Warabi et spol., 2005, p. 347), že naměřené složky reakční síly jsou podobné vektorům reakční síly při chůzi po zemi, což naznačuje, že mechanika chůze na běžeckém pásu a chůze po zemi jsou v zásadě podobné. Riley et al. (2007, p. 20) doplňují informaci, že i když byly celkové vzory všech tří složek síly analogické při OW a TW, byl snížen vrchol brzdné a smykové síly při TW.

Dále bylo zjištěno, že celkové vzory momentů a sil byly podobné u TW a OW (Riley et al., 2007, p. 20). Riley et al. (2007, p. 23) stanovili, že TW je kvalitativně a kvantitativně velmi podobná OW.

První ze studií o chůzi na elektrickém trenažéru byla od Strathy et al. V této studii porovnávali kinematiku kolenního kloubu a kontakt chodidla s podložkou. Byly zjištěny odlišnosti při TW: prodloužila se doba kontaktu prstců (35 – 100 % stejné fáze), snížila se doba kontaktu s patou (0 % až 40 % stejné fáze), došlo ke zvýšení kadence, snížil se rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině ve stejné a švihové fázi. Zjistili také nižší extenční úhel v kolenním kloubu při dopadu paty (Strathy et al., 1983 in Alton et al., 1998, p. 434; Strathy et al., 1983 in Chao et Cahalan in Smidt, 1990, p. 55). Tyto změny jsou výsledkem změněných podmínek, které jsou signifikantní pro objektivní vyšetření chůze (Chao et Cahalan in Smidt, 1990, p. 55).

Murray et al. (1985 in Alton et al., 1998, p. 435) se shodl se Strathym et al. (1983 in Chao et Cahalan in Smidt, 1990, p. 55), že se na běžeckém pásu se zvýší kadence a sníží se délka kroku. Zvýšení kadence při současném poklesu délky kroku a doby stejné fáze během TW ve srovnání s OW zjistil také Pearce et al. (Pearce et al., 1983 in Stolze et al., 1997, p. 496). Existují již studie, které potvrzují, že se zvýšila kadence při TW (Stolze et al., 1997, p. 496) spolu se snížením doby stejné fáze u mužů (ze 114 kroků/min. na 121 kroků/min.), (u žen nebyl nalezen signifikantní výsledek) (Alton et al., 1998, p. 438). Warabi et al. (2005, p. 347) popsali, že při TW se kadence zvýšila o 6,6 % oproti OW, Tesio et Rota (2008, p. 521) zjistili nárůst kadence o 8 % při TW. Alton et al. (1998, p. 438) se domnívali, že zkrácení stejné fáze na trenažéru a výrazný nárůst kadence vedl k zachování rychlosti jako při OW. Stolze et al. (1997, p. 496) popisuje vyšší kadenci při TW než u OW, což podle nich vedlo ke zkrácení

doby krokového cyklu se signifikantními změnami v trvání jednotlivých kroků ve stojné a švihové fázi. Jiní badatelé nenalezli změny při OW a TW v kadenci, délce kroku a ani v době trvání jednotlivých fází cyklu chůze (Shenau, 1980; Grillner, 1981 in Stolze et al., 1997, p. 491) nebo popisovali pokles kadence a zvýšení doby trvání stojné fáze (Nelson et al., 1972, Greig et al., 1993 in Stolze et al., 1997, p. 496).

Savelberg et al. zjistili (1998 in Riley et al., 2007, p. 18), že variace kroku na běžeckém pásu byly upravené oproti OW. Owings et Grabiner měřili variabilitu šířky a délky kroku během chůze na trenažéru a našli signifikantní variabilitu šířky kroku než délky kroku. Z těchto experimentálních výsledků vyplývá, že chůze na trenažéru může přijatelně zastupovat chůzi po zemi (Owings et Grabiner, 2004 in Warabi et al., 2005, p. 343). Boda et al. (1994 in Alton et al., 1998, p. 438) zjistili, že délka kroku se na běžeckém pásu prodlouží. Stolze et al. našli, že šířka kroku vzrůstá o 22 % oproti OW spolu se zvětšením úhlu chodidla o 19 %. Tyto změny jsou podle nich výsledkem rozsáhlého množství chůzových vzorů při TW (Stolze et al., 1997, p. 493). Variabilita šířky může být vysvětlena tím, že probandi při chůzi na trenažéru přizpůsobí svou chůzi rozšířením báze. To je v souladu se známým chováním zdravých jedinců při chůzi na chůzových a běžeckých trenažérech (Putte et al., 2006 in Tesio et Rota, 2008, p. 521). Riley et al. (2007, p. 19) tvrdí, že neexistuje žádný zřejmý rozdíl v timingu aktivity svalů chůze a doby jednooporové a dvouoporové fáze. Alton et al. (1998, p. 438) zaznamenali pro obě pohlaví změny doby stojné fáze při OW a TW. Stolze et al. zjistili, že při porovnání s chůzí po zemi klesala doba trvání stojné fáze o 7 % a švihová fáze vzrostla o 5 %. Následkem prodlouženého trvání švihové fáze klesá doba dvouoporové fáze o 27 % (Stolze et al., 1997, p. 493). Tesio et Rota (2008, p. 521) zjistili prodloužení jednooporové stojné fáze o 4 % a zkrácení dvouoporové fáze o 9 %. Murray et al. (1985 in Alton et al., 1998, p. 435) objevili, že švihová fáze se během chůze na běžeckém pásu zkrátila. Warabi et al. oproti tomu zjistil zkrácení stojné fáze o 7 %, která je více pravidelná než při OW. Ke zkrácení stojné fáze přispívá snížení doby kontaktu paty s podložkou (o 20 % než u OW). Výsledky Warabi et al. ukazují, že lidé přizpůsobují stojnou fázi a kadenci (zvýšení o 7 %) na běžeckém pásu tak, aby chůze byla stále stejná v porovnání s rychlostí OW (Warabi et al., 2005, p. 347). Stolze et al. (1997, p. 493) tvrdí, že charakteristický rozdíl mezi TW a OW je zkrácování trvání dvojité opory při TW. Tato zjištění naznačují, že při TW a OW může být načasování švihové

a stejné fáze řešeno změnou způsobu vytváření pohybových vzorů (Stolze et al., 1997, p. 496). Stoquard et al. ve své studii shledali, že doba trvání stejné fáze se snižuje s rostoucí rychlostí. Při normalizaci byly ale doby trvání stejné fáze podobné u všech rychlostí (Stoquard et al., 2007, p. 108). Parvataneni et al. zjistili, že doba stejné a švihové fáze nebyla odlišná pro TW ani pro OW při testování probandů, kteří chodili svou přirozenou rychlostí. Avšak při TW měli jejich probandi tendenci zkrátit stejnou fázi a švihovou fázi naopak prodloužit (Parvataneni et al., 2009, p. 114).

Zrychlení dolních končetin člověka při TW může být ovlivněno rychlostí běžeckého pásu, které údajně snižuje tempo o 2,5 % - 5 % při prvním kontaktu chodidla s běžeckým pásem (Lee et Hidler, 2008 in Cronin et Finni, 2013, p. 532). Cronin et Finni (2013, p. 532) tvrdí, že tento efekt byl v jejich studii zanedbatelný, jelikož se nelišily časové parametry při TW a OW. Subjektivně většina probandů při porovnávání rychlostí uvedla, že rychlost TW byla vyšší než rychlost OW (Alton et al., 1998, p. 439). Tento objektivní nález je podobný výsledkům Tesia et Rota (2008, p. 521), kteří zjistili, že rychlost při TW a OW nebyla odlišná.

2.2 Rozsah pohybu při chůzi na elektrickém trenažéru

Chůze na pásu je výsledkem snížení laterálního sklonu pánve, rotace pánve a laterálního úklonu trupu (Vogt et al., 2002 in Swinnen et al., 2013, p. 805). Při TW se zvyšuje flexe v bederní páteři (Aaslund et Nilssen, 2008, Nymark et al., 2005 in Swinnen et al., 2013, p. 805). Tyto rozdíly jsou velmi nízké (Swinnen et al., 2013, p. 805). Alton et al. (1998, p. 438) nenalezli zásadní rozdíly mezi hodnotami popsanými Perry (1992).

Při TW se zvyšuje celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu (Alton et al., 1998, p. 438). Riley et al. (2007, p. 22) zaznamenali statisticky významný pokles v maximu kyčelní a kolenní flexe a extenze při TW. Dle Kang et al. byla extenze a flexe v kyčelním kloubu a flexe v kolenním kloubu stejná u mužů i u žen. Tento nález byl shodný se zvyšující se flexí v kyčli při chůzi po zemi (Kang et al., 2002, p. 507). Alton et al. (1998, p. 438) objevili, že ženy signifikantně zvýšily flexi kyčelního kloubu oproti mužům. Boda et al. (1994 in Alton et al, 1998, p. 435) našli větší flexi v kyčelním kloubu při TW u obou pohlaví. Stoquard et al. oproti Boda et al. zjistili, že maximální flexe v kyčelním kloubu v různých rychlostech byla stále

podobná. Dále objevili, že v závislosti na rychlosti se zvýšila maximální extenze v kyčelním kloubu. Tato změna načasování souvisela se snížením doby stojné fáze (Stoquard et al., 2007, p. 108). Již dříve Murray et al. (1985 in Alton et al., 1998, p. 435) zaznamenali snížení extenze v kyčelním kloubu a dorzální flexe v hlezenním kloubu v průběhu stojné fáze při TW, jelikož dochází ke snížení rozsahu pohybu kolenního kloubu do extenze a ke zkrácení švihové fáze během TW. Alton et al., Parvataneni et al. (Alton et al., 1998, p. 438; Parvataneni et al., 2009, p. 114) nenalezli významné rozdíly v rozsahu pohybu kolenního a hlezenního kloubu.

Boda et al. (1994 in Alton et al., 1998, p. 438) zjistili zvětšování rozsahů pohybů v kolenním a hlezenním kloubu při TW. Kolenní kloub vytváří typicky flekčně-extenční pohyby během stojné a švihové fáze. Extenční fáze se neměnila s rostoucí rychlostí chůze. Flexe se během stojné a švihové fáze postupně zvyšovala s rychlostí. Nárůst flexe je pravděpodobně vyvolán větší setrvačností bérce při zvyšování rychlosti (Stoquard et al., 2007, p. 108).

2.3 Svalová aktivace při chůzi na elektrickém trenážeru

Studie trupových svalů během TW ukázala podobný vzor aktivace extenzorových svalů jako při OW. Abdominální aktivita byla odlišná, m. rectus abdominis byl aktivován ve více fázích krokového cyklu (Waters et al., 1973 in Perry, 1992, p. 137).

Prosser et al. (2011, p. 7) prokázali, že při TW dochází k vyšší aktivitě m. quadriceps femoris než při chůzi po zemi. Aktivita m. QF byla ve větším rozsahu a po delší dobu během TW než OW. Ke zvýšené aktivaci m. QF došlo převážně ve stojné fázi během TW. Tři probandi (z deseti) aktivovali m. QF během celé stojné fáze, ostatní měli zkrácenou dobu aktivace ve stojné fázi během TW ve srovnání s OW (Prosser et al., 2011, p. 4).

Na běžeckém pásu při chůzi tělo zůstává na místě a díky tomu síla plantiflexorů nemusí měnit uložení těžiště těla. Úloha plantiflexorů stojné DK je zaměřena na kontrolu posturální rovnováhy během jednooporové fáze (Michel et Do, 2002, p. 140). Arsenaute et al., Murray et al. zjistili, že aktivita plantiflexorů byla srovnatelná při chůzi po zemi i na trenážeru (Arsenaute et al., 1986; Murray et al., 1985 in Ricamato et Hidler, 2005, p. 340).

3 CHŮZE NA MECHANICKÉM TRENAŽÉRU

V rámci diplomové práce byla testována chůze na mechanickém pásu MaxerRunner®, který je využíván jako součást H. E. A. T. programu. H. E. A. T. je zkratka vytvořena z anglických slov High Energy Aerobic Training, což volně můžeme přeložit jako vysoce energeticky náročný aerobní trénink. Jedná se o kardiovaskulární trénink při chůzi na pásu, který je poháněn vlastní silou. Základní filozofie programu je volnost a dobrý pocit z pohybu, který je připodobněn chůzi po horských stezkách (Anonymous, MaxerRunner®, rok vydání neuveden, Anonymous, The Program, rok vydání neuveden).

Pás MaxerRunner® umožňuje změnu sklonu v rozsahu 0° - 40° (0 % - 64 %). Obvykle si jedinec na tomto pásu zvolí takový náklon, který vyhovuje jeho tempu a stabilitě těla. Existuje pět technik chůze na tomto pásu:

- Soft walking (lehká chůze): 96 – 114 počet kroků za 1 min (dále BPM)
- Walking (chůze): 96 – 114 BPM
- Soft trekking (lehká „turistická chůze“): 116 – 122 BPM
- Trekking („turistická chůze“): 116 – 122 BPM
- Soft climbing (snadný horolezecký výstup): 95 – 110 BPM.

„Soft walking“ je také nazývána jako výchozí nastavení. Jedná se o základní techniku, která se zařazuje na začátku lekce nebo při zvolnění tempa během tréninkové jednotky. Jedinec má prodloužit krok a jít pomalejší rychlostí. Při této technice se jedinec drží madel.

„Walking“ je technikou, ve které se již jedinec již nedrží madel. V této technice se zvyšuje rychlost chůze. Může se využít k zahřátí či udržení střední intenzity z hodnoty maximální tepové frekvence.

„Soft trekking“ je popisován jako středně těžká technika chůze, která vychází z krátkého a rytmického kroku. Ruce se pokládají na madla.

„Trekking“ vychází z techniky soft trekking, avšak horní končetiny jsou kontralaterálně zapojeny do pohybu vůči dolním končetinám – lokty svírají úhel 90°, ruce jsou uvolněné.

„Soft climbing“ je technikou maximálního stoupání, kdy nelze prodloužit krok. Jedinec se drží madel. U soft climbing se upravuje zátěž pomocí součástky umístěné na čelní desce pásu. Snížením zátěže se rychlost chůze zvýší, naopak zvýšením zátěže se chůze stává náročnější (příručka H. E. A. T. programu, rok vydání neuveden).

V rámci této diplomové práce nebyl využit konkrétní typ z výše uvedených technik chůze, jelikož cílem bylo porovnat chůzi vlastní zvolenou rychlostí bez vědomého ovlivnění parametrů chůze. Chůze u probandů se nejvíce podobala technice „Soft walking“.

4 ELEKTROMYOGRAFIE

De Luca definoval elektromyografii jako disciplínu, která se zabývá detekcí, analýzou a snímáním elektrického signálu vznikajícího během svalové kontrakce. Tento signál se nazývá elektromyografický (EMG) nebo se označuje jako myoelektrický (De Luca, 2008, p. 98). Tímto způsobem elektromyografie (dále EMG) podává informace o svalové aktivitě a pomáhá k její objektivizaci (Krobot et Kolářová, 2011, s. 16). S vhodným nástrojem může být myoelektrický signál zaznamenán a analyzován k určení timingu a relativní intenzitě svalového úsilí. Elektromyografický záznam (elektromyogram) slouží jako nepřímý ukazatel svalové funkce (Perry, 1992, p. 382). Je důležité si uvědomit, že EMG signál je výsledkem mnoha fyziologických, anatomických a technických faktorů (např. na rychlosti chůze, věku a tělesné výšce aj.). Vliv některých z těchto faktorů může být kontrolován vhodnými detekčními metodami (De Luca, 1997, p. 139; Kunju et al., p. 118).

EMG je často využívanou technikou k vyhodnocení svalové aktivity během různých motorických úkolů (Frigo et Crenna, 2009 in Swinnen et al., 2012, p. 2). Elektromyografie se stala důležitou metodou k analýze chůze a k popisu svalové aktivity dolních končetin (Stefano et al., 2004, p. 96). EMG slouží jako nástroj pro pochopení a rozlišení normální a patologické chůze u dětí a dospělých (Stefano et al., 2004, p. 92). Analýza chůze specifikuje rehabilitační výsledek a terapeutické cíle. I přesto, že existují klinické testy pro celkové hodnocení chůze (Jackson et al., 2008 in Swinnen et al., 2012, p. 2), je potřeba biomechanické analýzy pro kvalitativní a důkladné vyšetření (Frigo a Crenna, 2009, McGinley et al, 2009 in Swinnen et al., 2012, p. 2).

Schopnost kvantifikace biomechanických analýz je omezena ze dvou hledisek. V prvním případě je muskuloskeletální systém mechanicky redundantní, protože každý kloub překlene několik svalů, které vytváří na kloub různé silové momenty. Z tohoto důvodu se dynamika vzorů EMG při chůzi odráží v související dynamické kinematice chůze (Kang et Dingwelle, 2009, p. 3). Z druhého hlediska EMG záznamy charakterizují pořadí a načasování svalové činnosti, ale neexistuje vztah mezi intenzitou ME signálů a množstvím síly, které by sval mohl vytvářet během kontrakce (Pandy et Adriacchi, 2010, pp. 402 - 403). Timing a intenzita povrchové elektromyografie (dále SEMG) během krokového cyklu vypovídá

o kontrole nervovým systémem a svalové síle (Stefano et al., 2004, p. 92).

Sledování elektromyografické činnosti v průběhu terapie chůze na treňažeru může hrát důležitou roli při hodnocení výkonnosti chůze u osob s neurologickou lézí a tak může být využita pro facilitaci optimálních krokových vzorů při vhodné rychlosti (Ricamato et Hidler, 2005, p. 384). Bylo prokázáno, že přenašení těžiště těla a změna rychlosti chůze hrají důležitou roli ve změně struktury svalové aktivity u zdravých lidí (Hof et al., 2002, Kirtley et al. in Ricamato et Hidler, 2005, p. 384 – 385), osob se zdravotním postižením (Harlema et al., 1997 in Ricamato et Hidler, 2005, pp. 384 - 385) a pacientů využívající neurorehabilitaci (Pohl et al., 2002, Sullivan et al., 2002 in Ricamato et Hidler, 2005, p. 384 – 385). Při testování chůze timing a intenzita EMG záznamu během fází GC nebo celého krokového cyklu informuje o neurologické kontrole a svalové integraci (Kunju et al., 2009, p. 119). SEMG je tak důležitým a nezbytným nástrojem pro analýzu chůze, protože poskytuje informace o aktivitě povrchových svalů během pohybu (Basmajian et DeLuca, 1985, Esquenazi et Mayer, 2004 in Campanini et al., 2007, p. 515; Agostini et al., 2010, p. 1).

4.1 Timing

Nejjednodušší stanovení z SEMG záznamu je timing svalové činnosti. Může se určit vizuální inspekcí surového SEMG záznamu nebo počítačovou analýzou. Většina záznamů je omezena občasnými samostatnými píky nebo krátkým pálením extrémně malého signálu, který je funkčně bezvýznamný (Perry, 1992, p. 385).

Pro tento typ analýzy je často používána prahová hodnota, která se nanáší na vyhlazený rektifikovaný SEMG vzor (Roetenberg et al., 2003, s. 114). Předem stanovená mezní hodnota je určena „zapnutím“ nebo „vypnutím“ svalu. Typické prahové hodnoty jsou v řádu dvou standardních odchylek externího šumu (Micera et al., 1998, Staude et Wolf, 1999 in Ricamato et Hidler, 2005, p. 386). Velikost mezní hodnoty se vypočítá stanovením plochy EMG nad prahovou hodnotu v části krokového cyklu, kdy sval musí být aktivní. Dále se stanoví plocha pod hranicí, kdy by už měl být sval aktivní. Aktivní a neaktivní oblasti jsou založeny na normativních SEMG údajích sesbíraných ve stejném úkolu nebo z hodnot získaných z literatury (Ricamato et Hidler, 2005, p. 386). Pro stanovení načasování svalů nezáleží na tom, jestli je kontrakce izometrická nebo anizometrická (De Luca,

1993, p. 12). Časové parametry byly odvozeny z profilů aktivačního prahu pro detekci „zapnutí“ a „vypnutí“ svalové aktivity, avšak neexistuje žádná shoda v literatuře o výběru parametrů pro detekci svalové aktivity (Hodges et Bui, 1996 in Roetenberg et al., 2003, p. 109). Tyto metody navíc zavádí velké systematické chyby (Bonato et al., 1998, Staude et Wolf, 1999, Winter, 1984 in Roetenberg et al., 2003, p. 109) tím, že zprůměrují časové parametry v průběhu pěti až deseti krokových cyklů. Informace o koordinaci kroků, konzistenci a variabilitě jsou ztraceny. Tyto parametry mohou být potřebné k analýze řízení pohybu (např. rovnováhy) (Roetenberg et al., 2003, p. 109). Během vedení signálu se může objevit časová prodleva 10 ms, když se elektrody nachází 4 cm od středu inervační zóny (De Luca, 1993, p. 14). Je známo, že aktivace svalů kratší než 30 ms nemá žádný vliv na řízení pohybu kloubů při chůzi (Bogey et al., 1992 in Roetenberg et al., 2003, p. 109).

4.2 Amplituda

Amplitudy EMG signálů, které jsou zaznamenány při EMG analýze chůze, mohou být interpretovány jako míra relativního svalového napětí (Kunju et al., 2009, p. 118). Velikost EMG signálů nemusí být přímo úměrná svalovému napětí, které se mění v průběhu fázického EMG. V řadě studií se aktivita EMG znázorňuje jako jednoduchý a přehledný „on-off diagram“. Jiní autoři se snaží zjistit více informací pomocí normalizace EMG lineární obálky s obvyklou standardizací EMG aktivity s využitím maximální izometrické kontrakce (Boakes et Rab in Rose et Gamble, 2006, p. 114).

5 CÍLE PRÁCE

1. Porovnat timing svalů při chůzi po zemi s timingem svalů při chůzi na chůzovém elektrickém trenažéru a na mechanickém trenažéru.
2. Porovnat svalovou aktivitu testovaných svalů při chůzi na elektrickém a mechanickém trenažéru.

5.1 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka č. 1: Změní se timing svalů při chůzi po zemi, na elektrickém a na mechanickém chůzovém trenažéru?

H₀1: Není rozdíl v timingu svalů **dominantní** dolní končetiny při **chůzi po zemi a na elektrickém chůzovém trenažéru ve stejné fázi** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sinister (dále sin.)
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dexter (dále dex.)
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀2: Není rozdíl v timingu svalů **dominantní** dolní končetiny při **chůzi po zemi a na elektrickém chůzovém trenážeru ve švihové fázi** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀3: Není rozdíl v timingu svalů **dominantní** dolní končetiny při **chůzi po zemi a na mechanickém chůzovém trenážeru ve stojné fázi** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.

- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀4: Není rozdíl v timingu svalů **dominantní** dolní končetiny při **chůzi po zemi a na mechanickém chůzovém trenážeru ve švihové fázi** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀5: Není rozdíl v timingu svalů **dominantní** dolní končetiny při **chůzi na elektrickém a mechanickém chůzovém trenažéru ve stojné fázi** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀6: Není rozdíl v timingu svalů **dominantní** dolní končetiny při **chůzi na elektrickém a na mechanickém chůzovém trenažéru ve švihové fázi** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.

- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

Vědecká otázka č. 2: Mění se velikost svalové aktivity testovaných svalů na různých typech trenážerů vůči chůzi po zemi?

H₀7: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **dominantní dolní končetiny** při chůzi **na elektrickém pásu** oproti chůzi po zemi **během stejné fáze** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀8: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **dominantní dolní končetiny** při chůzi **na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀9: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **dominantní dolní končetiny** při chůzi **na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.

- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀10: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **dominantní dolní končetiny** při chůzi **na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi** během švihové fáze krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

Vědecká otázka č. 3: Mění se velikost svalové aktivity testovaných svalů na různých typech trenážerů vůči sobě navzájem?

H₀11: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **dominantní dolní končetiny** při chůzi **na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stojné fáze** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀12: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **dominantní dolní končetiny** při chůzi **na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.

- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

Vědecká otázka č. 4: Liší se velikost svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém a mechanickém pásu?

H₀13: **Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀14: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou** při chůzi **na elektrickém pásu** během **švihové fáze** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀15: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou** při chůzi **na mechanickém pásu** během **stojné fáze** krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.

- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

H₀16: Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity **mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou** při chůzi **na mechanickém pásu** během švihové fáze krokového cyklu, konkrétně u těchto svalů:

- a) m. erector thoracis sin.
- b) m. rectus abdominis sin.
- c) m. gluteus maximus sin.
- d) m. gluteus medius sin.
- e) m. biceps femoris sin.
- f) m. vastus medialis sin.
- g) m. tibialis anterior sin.
- h) m. gastrocnemius lateralis sin.
- i) m. erector thoracis dex.
- j) m. rectus abdominis dex.
- k) m. gluteus maximus dex.
- l) m. gluteus medius dex.
- m) m. biceps femoris dex.
- n) m. vastus medialis dex.
- o) m. tibialis anterior dex.
- p) m. gastrocnemius lateralis dex.

6 METODIKA PRÁCE

6.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru

Ve studii bylo testováno 23 jedinců, 7 mužů a 16 žen ve věkovém rozmezí 20 – 30 let (viz Příloha 2). Průměrný věk mužů byl 24,61 let ($\pm 2,58$), průměrná výška mužů 1,81 m ($\pm 0,07$ m), průměrná váha 76,57 kg ($\pm 11,86$ kg), průměrná rychlost na elektrickém chůzovém trenažéru 3,76 km/h ($\pm 0,55$ km/h). V šesti případech byla dominantní pravá dolní končetina, v jednom případě levá DK. Průměrný věk žen byl 23,99 let, průměrná výška 1,7 m ($\pm 0,06$ m), váha 65,06 kg ($\pm 5,87$ kg), průměrná rychlost na elektrickém chůzovém trenažéru 4,24 km/h ($\pm 0,55$ km/h). Většina probandek měly dominantní pravou dolní končetinu. Pouze jednou byla uvedena dominantní levá dolní končetina.

Každý proband prošel jednoduchým vyšetřením, které se skládalo ze zjištění zdravotní anamnézy a kineziologického rozboru se zaměřením na vyšetření aspektů a zjištění odchylek postury ve stoji, průběhu křivky páteře při pohybech v sagitální, frontální a transverzální rovině ve stoji spolu se zjištěním rozsahu pohybu v kloubech dolních končetin, funkční a anatomické délky končetin, obvodů končetin, vyšetření stability stoje a laterální stabilizace pánve Trendelenburgovou zkouškou.

Kritériem pro zařazení probandů do souboru byl dobrý zdravotní stav jedince (bez kardiovaskulárního, respiračního, neurologického onemocnění, onemocnění hybného systému), bez traumatické anamnézy dolních končetin a páteře v minulosti, dále bez nápadných odchylek pohybového aparátu a bez výrazné patologie chůze. Proband nesměl užívat léky ovlivňující chůzi. Další podmínkou pro jedince bylo, že nesmí být profesionální sportovec a instruktor H.E.A.T. programu. Všichni účastníci experimentu byli schopni spolupráce, nevykazovali žádný neurologický ani sensorický deficit, netrpěli psychickými ani jinými zdravotními obtížemi, které by mohly ovlivnit výsledky měření.

6.2 Postup při získávání dat

Všechny testované osoby byly seznámeny s průběhem a podstatou měření a každý proband podepsal informovaný souhlas o měření a následném anonymním zpracování dat (viz Příloha 3). Měření probíhalo v období říjen - únor 2013/2014 v Kineziologické laboratoři Ústavu fyzioterapie Fakulty zdravotnických věd ve Fakultní nemocnici v Olomouci. Pořadí jednotlivých podmínek chůze bylo experimentu pevně stanovepp. Každý proband se testování zúčastnil jedenkrát.

Měření předcházelo vyplnění dotazníku anamnestických údajů pro zjištění zdravotního stavu, aktuálního stavu pohybového aparátu, množství a druhu pohybových aktivit pro možné vyloučení z testované skupiny (viz Příloha 4). Součástí dotazníku bylo zjištění, zda již v minulosti probandi chodili na mechanickém či elektrickém trenažéru (viz Příloha 5). Poté následovalo vlastní měření a kineziologické vyšetření především z hlediska funkčních patologií ovlivňujících stereotyp chůze (viz Příloha 6). Po ukončení experimentu měl proband za úkol subjektivně zhodnotit chůzi na trenažérech. Probandi vycházeli z předpokladu, že nejpohodlnější a nejpřirozenější je chůze po chodbě. K tomuto předpokladu přirovnávali pocity při chůzi na mechanickém nebo elektrickém trenažéru (viz Příloha 7).

Vlastní měření probíhalo snímáním elektromyografických potenciálů testovaných těchto svalů bilaterálně: m. erector thoracis v oblasti Th-L přechodu, m. rectus abdominis, m. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. biceps femoris, m. quadriceps femoris – m. vastus medialis, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis. EP testovaných svalů byly snímány během různých podmínek při chůzi (chůze po zemi, chůze na elektrickém trenažéru Zebris FMD-T, chůze na mechanickém trenažéru MaxerRunner®) vlastní zvolenou rychlostí. Parametry chůzových trenažérů jsou uvedeny v Příloze 8.

Snímání EP bylo zajištěno šestnácti kanálovým polyelektromyografem firmy Noraxon®, typem Noraxon TeleMyo 2400T G2. Využíval se software pro snímání, zpracování a vyhodnocování dat MyoResearch XP Master Edition 1. 08. 27. Průběh měření byl zaznamenáván webkamerou. Po kalibraci softwaru byla zaznamenána třiceti vteřinová klidová svalová aktivita ve vzpřímeném stoji o bázi na šířku pánve s horními končetinami podél těla. Pohled očí směřoval dopředu. Po tří minutové

adaptaci při chůzi za různých podmínek byl vytvořen šedesáti vteřinový záznam. Pouze při testování chůze na elektrickém trenážeru byla zjištěna rychlost chůze (viz Příloha 9).

6.2.1 Příprava kůže a aplikace elektrod

Po očištění pokožky abrazivní pastou a jejím následným očištěním mokrou a suchou tkaninou byly připevněny samolepící povrchové elektrody Kendall H92SG s pevným hydrogelem oválného tvaru o velikosti 57 x 37 mm na střední část svalového břicha na předem definovaná místa uvedená v softwaru MyoResearch XP Master Edition 1.08.27 (viz Příloha 10). Referenční elektroda Kendall H1247G o průměru 24 mm byla přilepena na processus spinosus L5. Na elektrody byly následně připojeny svody v tomto pořadí: m. erector thoracis sin., m. erector thoracis dex., m. rectus abdominis sin., m. rectus abdominis dex., m. gluteus maximus sin., m. gluteus maximus dex., m. gluteus medius sin., m. gluteus medius dex., m. biceps femoris sin., m. biceps femoris dex., m. vastus medialis sin., m. vastus medialis dex., m. tibialis anterior sin., m. tibialis anterior dex., m. gastrocnemius lateralis sin., m. gastrocnemius lateralis dex. Po připojení snímačů k elektrodám byla pečlivě zkontrolována funkčnost elektrod propojením elektromyografu s počítačem a kamerou. Dále byly přilepeny lepicí páskou zesilovače signálu pro eliminaci možných artefaktů a byla zkontrolována poloha snímačů. Snímače byly připevněny na dolní končetiny elastickou páskou tak, aby během testování nenarážely na některý z připevněných zesilovačů a nevytvářely tak zbytečné artefakty.

6.2.2 Vlastní průběh měření

Probandi chodili v očištěné sportovní obuvi po chodbě, na mechanickém pásu Maxerrunner[®] a na elektrickém chodníku Zebris FMD. Průběh experimentu byl pevně stanovený. Probandi nejprve chodili po chodbě o délce deset metrů s otočkou doleva na koncích testovaného úseku. Následně bylo provedeno měření na mechanickém chůzovém trenážeru Maxerrunner[®] a po té se testovala chůze na elektrickém trenážeru bez náklonu. Před každou testovanou podmínkou proběhlo seznámení se s přístrojem a tříminutová chůze, během které si proband určil vlastní běžnou zvolenou optimální rychlost (self-selected speed) a mohl si přivykat testovaným podmínkám. Po těchto

třech úvodních minutách následovalo jednominutové měření dat. Po otestování všech třech podmínek chůze byl experiment ukončen.

Ve studii probíhala chůze po zemi a na elektrickém pásu bez jakékoli opory, avšak na mechanickém pásu Maxerruner[®] se proband musel držet madel.

Vlastní zvolená rychlost probanda na chůzovém trenažéru Maxerruner[®] byla určena sklonem pásu, jelikož chůze po mechanickém pásu bez náklonu je fyzicky náročnější. Při zvyšování náklonu se zároveň zvyšuje i odpor pásu pomocí speciálního tlačítka umístěného na panelu v blízkosti madel. Po zvolení vlastní zvolené rychlosti se při chůzi v náklonu odpor sníží na minimum proto, aby chůze bez odporu byla plynulejší. Jestliže rychlost nebyla odpovídající k přirozenému tempu, musel se sklon pásu upravit. Velikost náklonu u jednotlivých probandů je uvedena v Příloze 11.

6.2.3 Zpracování a vyhodnocování elektromyografického záznamu

Pro vyhodnocení a zpracování surového elektromyografického signálu byl použit výše zmíněný program MyoResearch XP Master Edition 1. 08. 27. Elektromyografický signál byl upraven rektifikací a vyhlazen střední kvadratickou hodnotou (parametr Root Mean Square, dále RMS) o hodnotě 50 ms pro vyhodnocování načasování svalů. Pro vyhodnocení amplitudy se elektromyografický signál rektifikoval a vyhladil parametrem RMS 200 ms.

Následně bylo ze záznamu jednotlivých podmínek chůze vybráno patnáct krokových cyklů, které po sobě následovaly většinou ihned (při testování chůze na elektrickém a mechanickém trenažéru) nebo v co nejbližší době (testování chůze po chodbě z důvodu provedení otočky či z důvodu nemožnosti odečítat krokový cyklus z videozáznamu). Krokové cykly byly rozděleny na stojnou a švihovou fázi.

Stojná fáze krokového cyklu byla definována dopadem paty a končila v předšvihové fázi. Švihová fáze byla vyhodnocována od okamžiku odlepení prstců (resp. obuvi) a končila dopadem paty.

Timing byl vypočítán pouze pro dominantní dolní končetinu. Průměrná velikost amplitudy byla zjištěna zvlášť pro dominantní a nedominantní dolní končetinu.

Ke zpracování dat pro timing byl použit „Onset/offset Report“ (report o „zapnutí“ a „vypnutí“ svalů). Z reportu byly získány časové parametry „zapnutí“

a „firing order“ (pořadí zapojení testovaných svalů). Pro „onset time“ (čas zapnutí) bylo zvoleno výchozí nastavení prahové hodnoty dvou směrodatných odchylek (dále SD) od klidové hodnoty, která byla vyhodnocována ze SEMG záznamu z úseku klidové aktivity od desáté do dvacáté vteřiny. Minimální doba pálení motorických jednotek byla zvolena na 200 ms. Pokud se sval aktivoval alespoň pětkrát z patnácti krokových cyklů, byl sval považován za aktivní.

Velikost amplitudy byla hodnocena ve Standard Report se získáním parametru „Mean Amplitude“ (průměrná velikost amplitudy).

Následně data z „Onset/Offset“ a „Standard“ reportu byla upravována a vyhodnocována v programu Microsoft Office Excel 2007. Z „Onset/Offset“ reportu se data hodnotila pro zapnutí a pro pořadí zapojování testovaných svalů. Byla posuzovaná míra variability pro posouzení homogenního výsledku. Byl vytvořen graf pro každou testovanou podmínku při chůzi po chodbě, na mechanickém a elektrickém chodníku pro dominantní končetinu (hypotézy $H_01 - H_06$).

Ve „Standard Report“ byla hodnocena velikost průměrné amplitudy každého svalu při chůzi na mechanickém a elektrickém pásu. Velikosti amplitud SEMG záznamu na mechanickém a elektrickém pásu jednotlivých svalů byly normalizovány k SEMG záznamu chůzi po zemi (např. vyhodnocování stejné fáze krokového cyklu na mechanickém pásu bylo normalizováno ke stejné fázi krokového cyklu při chůzi po zemi). Taktéž byla posuzovaná míra variability průměrné velikosti amplitudy. Byly zhotoveny grafy pro posouzení hypotéz $H_07 - H_016$.

6.2.4 Statistické zpracování dat

Naměřená data, která byla vložena do tabulek v programu Microsoft Excel 2007, byla dále zpracována ve statistickém programu STATISTICA verze 12.

Statistické zpracování timingu svalů

Pro určení timingu bylo stanoveno pořadí zapojení svalů. Pro srovnávání výsledků jednotlivých testovaných podmínek (např. chůze po zemi vs. chůze na mechanickém pásu) byla zvolena neparametrická statistická metoda (Wilcoxonův párový test). Pro svaly, které se během zhodnocovaných patnácti krokových cyklů

neaktivovaly, bylo zvoleno 20. pořadí v celkovém timingu svalů. Pro větší výtěžnost a přehlednost výsledků byly vytvořeny tabulky četnosti a histogramy pro timing každého svalu dominantní dolní končetiny při chůzi po zemi, na mechanickém a elektrickém pásu. Hladina statistické významnosti byla zvolena na hodnotu $p < 0,05$.

Statistické zpracování amplitudy

Základem bylo testování normality Shapiro-Wilkovým W testem pro každý sval během stojné a švihové fáze krokového cyklu. Tabulka parametrických a neparametrických proměnných je uvedena v Příloze 12. Po té se parametrické proměnné hodnotily T-testem samostatného vzorku (hodnocení hypotéz $H_{07} - H_{010}$), či T-testem, závislé vzorky (hodnocení hypotéz $H_{011} - H_{016}$). Neparametrické proměnné byly posuzovány Wilcoxonovým párovým testem. Hladina statistické významnosti byla zvolena na hodnotu $p < 0,05$. Ve výsledcích se proto mohou vyskytovat dva druhy krabicových grafů – v jednom typu je pouze znázorněn box svalové aktivity pro chůzi na mechanickém či elektrickém trenážeru. V druhém typu grafu jsou znázorněny dva boxy – jeden znázorňuje chůzi na trenážeru a druhý chůzi po zemi.

7 VÝSLEDKY

7.1 Výsledky k 1. vědecké otázce

Vědecká otázka 1 ve znění: „*Změní se timing svalů při chůzi po zemi, na elektrickém a na mechanickém chůzovém trenažéru?*“ byla testována v šesti hypotézách. Bylo porovnáno pořadí zapojení svalů ve stejné a švihové fázi. Cílem bylo zjistit, zda se mění timing svalů při chůzi po zemi, na elektrickém a mechanickém trenažéru u vlastní zvolené rychlosti.

7.1.1 Vyjádření k výsledkům hypotéz na základě statistického hodnocení

Hypotézu **H₀₁** ve znění: „*Není rozdíl v timingu svalů dominantní dolní končetiny při chůzi po zemi a na elektrickém chůzovém trenažéru ve stejné fázi krokového cyklu, konkrétně u: m. erector thoracis sin., m. rectus abdominis sin., m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. biceps femoris sin., m. vastus medialis sin., m. tibiallis anterior sin., m. gastrocnemius lateralis sin., m. erector thoracis dex., m. rectus abdominis dex., m. gluteus maximus dex., m. gluteus medius dex., m. biceps femoris dex., m. vastus medialis dex., m. tibiallis anterior dex., m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **nezamítáme**.

U žádného z testovaných svalů se neprokázal statisticky významný rozdíl.

Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 13 a).

Histogramy absolutních četností aktivace testovaných svalů při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi jsou obsaženy v Příloze 14.

Hypotézu **H₀₂** ve znění: „Není rozdíl v timingu svalů dominantní dolní končetiny při chůzi po zemi a na elektrickém chůzovém trenažéru ve švihové fázi krokového cyklu, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibiallis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibiallis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **nelze zamítnout.**

U žádného z testovaných svalů se neprokázal statisticky významný rozdíl.

Výsledky testovaných hypotéz jsou uvedeny v Příloze 15 a). U svalů, u kterých není určena statistická významnost, nebyla k dispozici data – ve švihové fázi se testované svaly neaktivovaly nad klidovou hodnotu + 2 SD, v délce trvání aktivity 0,2 s.

Histogramy absolutních četností jsou vytvořeny pro testované svaly, které byly statisticky zhodnotitelné – viz Příloha 16.

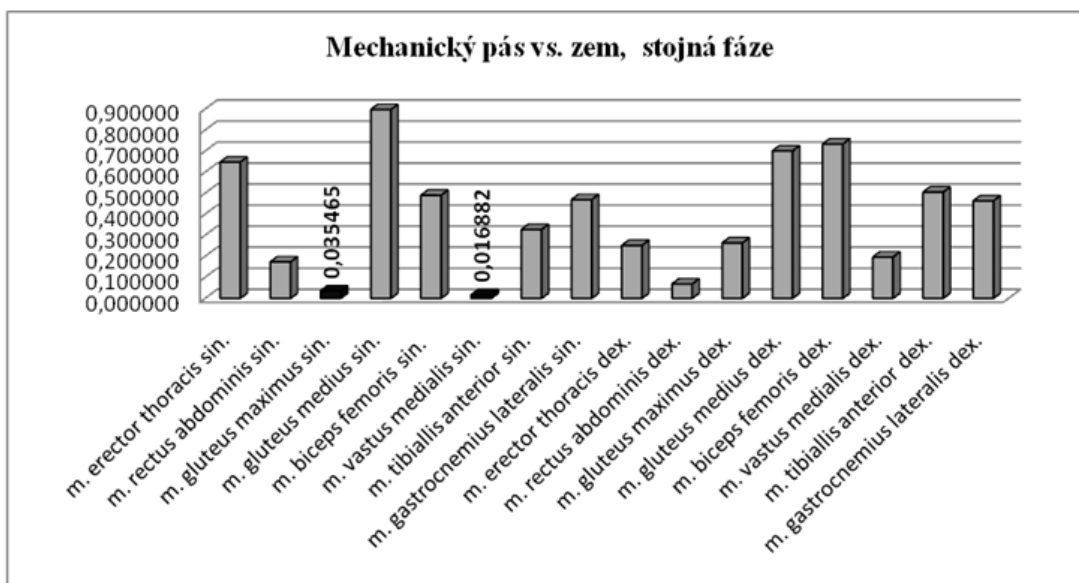
Hypotézu **H₀₃** ve znění: „Není rozdíl v timingu svalů dominantní dolní končetiny při chůzi po zemi a na mechanickém chůzovém trenažéru ve stojné fázi krokového cyklu, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibiallis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibiallis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme.**

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. gluteus maximus sin.*, *m. vastus medialis sin.*

Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 13 b) a dále jsou znázorněny v grafu 1.

Histogramy absolutních četností aktivace testovaných svalů při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi jsou obsaženy v Příloze 17.

Graf 1: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ u timingu svalů při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi



Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Hypotézu **H₀₄** ve znění: „Není rozdíl v timingu svalů dominantní dolní končetiny při chůzi po zemi a na mechanickém chůzovém trenažéru ve švihové fázi krokového cyklu, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibialis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **nelze zamítnout.**

U žádného z testovaných svalů se neprokázal statisticky významný rozdíl.

Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 15 b). U svalů, u kterých není určena statistická významnost, nebyla k dispozici data – ve švihové fázi se testované svaly neaktivovaly nad klidovou hodnotu + 2 SD, v délce trvání aktivity 0,2 s.

Histogramy absolutních četností jsou vytvořeny pro testované svaly, které byly statisticky zhodnotitelné – viz Příloha 18.

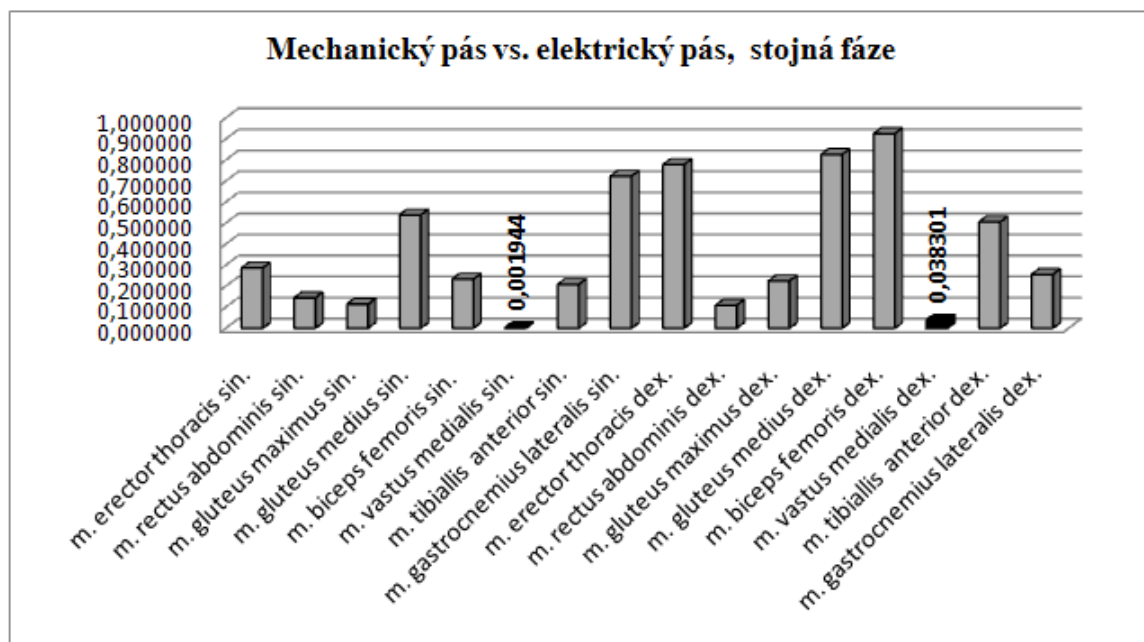
Hypotézu **H₀₅** ve znění: „Není rozdíl v timingu svalů dominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém a mechanickém chůzovém trenažéru ve stejné fázi krokového cyklu, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibialis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme**.

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. vastus medialis sin.*, *m. vastus medialis dex.*

Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze č. 13 c) a dále jsou znázorněny v grafu 2.

Histogramy absolutních četností aktivace testovaných svalů při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu jsou obsaženy v Příloze 19.

Graf 2: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ u timingu svalů při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu ve stejné fázi



Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Hypotézu **H₀₆** ve znění: „Není rozdíl v timingu svalů dominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém a na mechanickém chůzovém trenažéru ve švihové fázi krokového cyklu, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibiallis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibiallis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **nelze zamítnout.**

U žádného z testovaných svalů se neprokázal statisticky významný rozdíl.

Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 15 c). U svalů, u kterých není určena statistická významnost, nebyla k dispozici data – ve švihové fázi se testované svaly neaktivovaly nad klidovou hodnotu + 2 SD, v délce trvání aktivity 0,2 s.

Histogramy absolutních četností jsou vytvořeny pro testované svaly, které byly statisticky zhodnotitelné – viz Příloha 20.

7.2 Výsledky ke 2. vědecké otázce

Vědecká otázka 2 ve znění: „Mění se velikost svalové aktivity testovaných svalů na různých typech trenažérů vůči chůzi po zemi?“ byla testována ve čtyřech hypotézách. Porovnávala se velikost svalové aktivity jednotlivých testovaných svalů při chůzi na mechanickém a elektrickém trenažéru oproti chůzi po zemi dominantní dolní končetiny. (Chůze po zemi byla zvolena jako normalizační hodnota.) Cílem bylo zjistit, zda je svalová aktivita rozdílná na chůzových trenažérech oproti chůzi po zemi.

7.2.1 Vyjádření k výsledkům hypotéz na základě statistického hodnocení

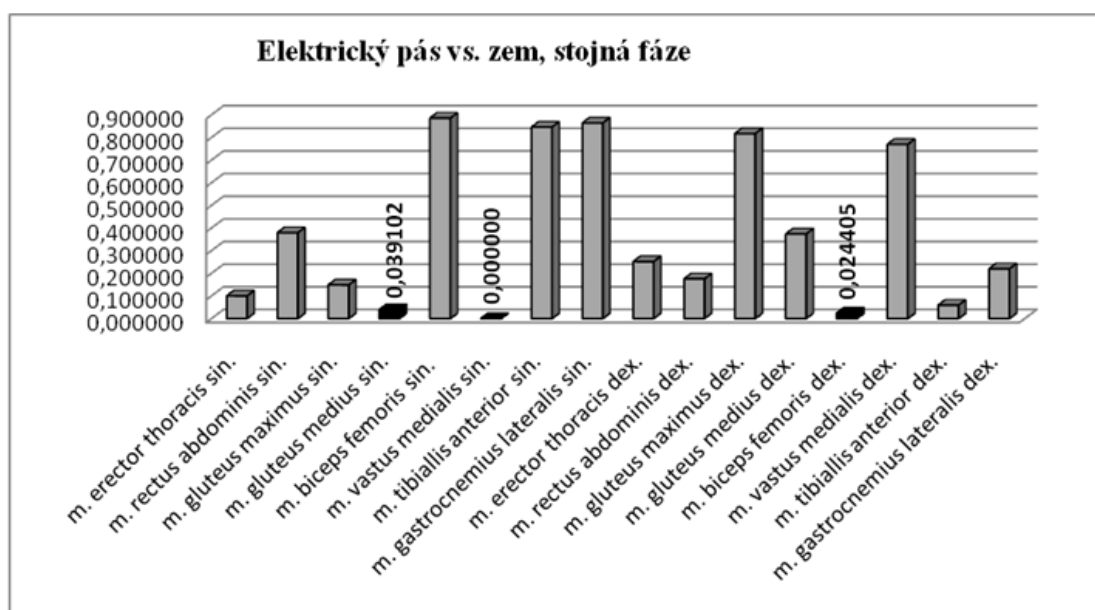
Hypotézu **H₀₇** ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity dominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibiallis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris*

dex., *m. vastus medialis dex.*, *m. tibialis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme.**

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. gluteus medius sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. biceps femoris sin.*

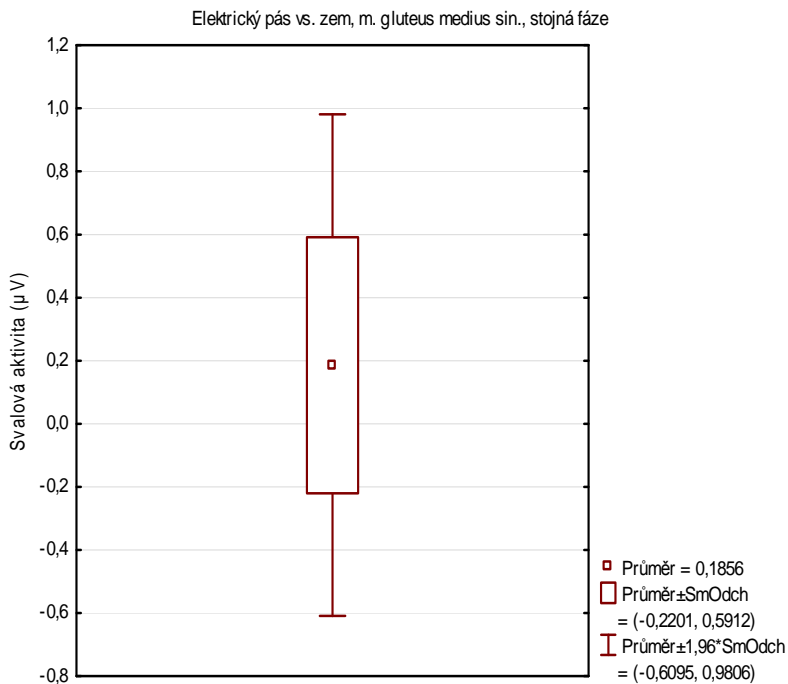
Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 21 a) dále jsou znázorněny v grafu 3. Krabicový graf 4, 5 a 6 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

Graf 3: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi



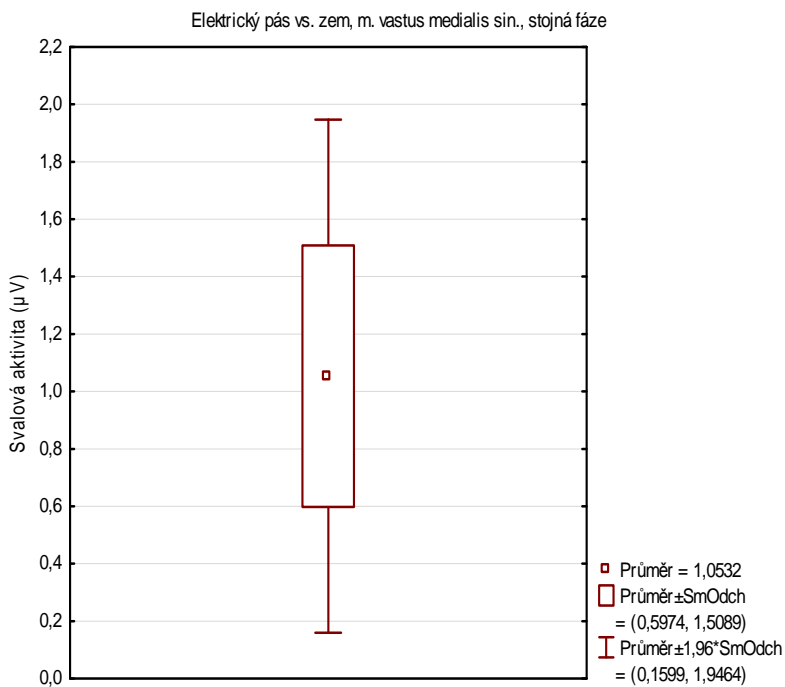
Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Graf 4: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi



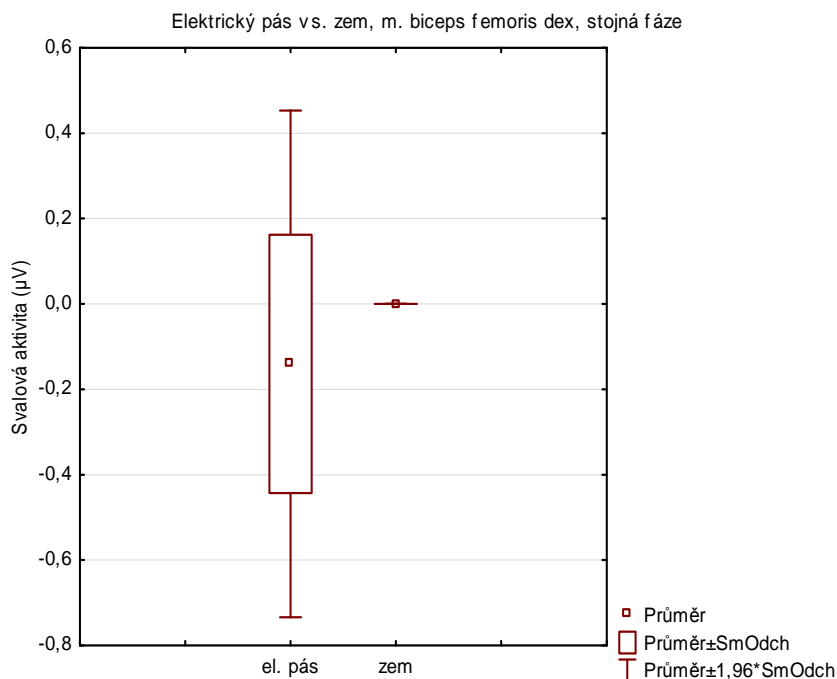
Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gluteus medius sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 5: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi



Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. vastus medialis sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 6: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi

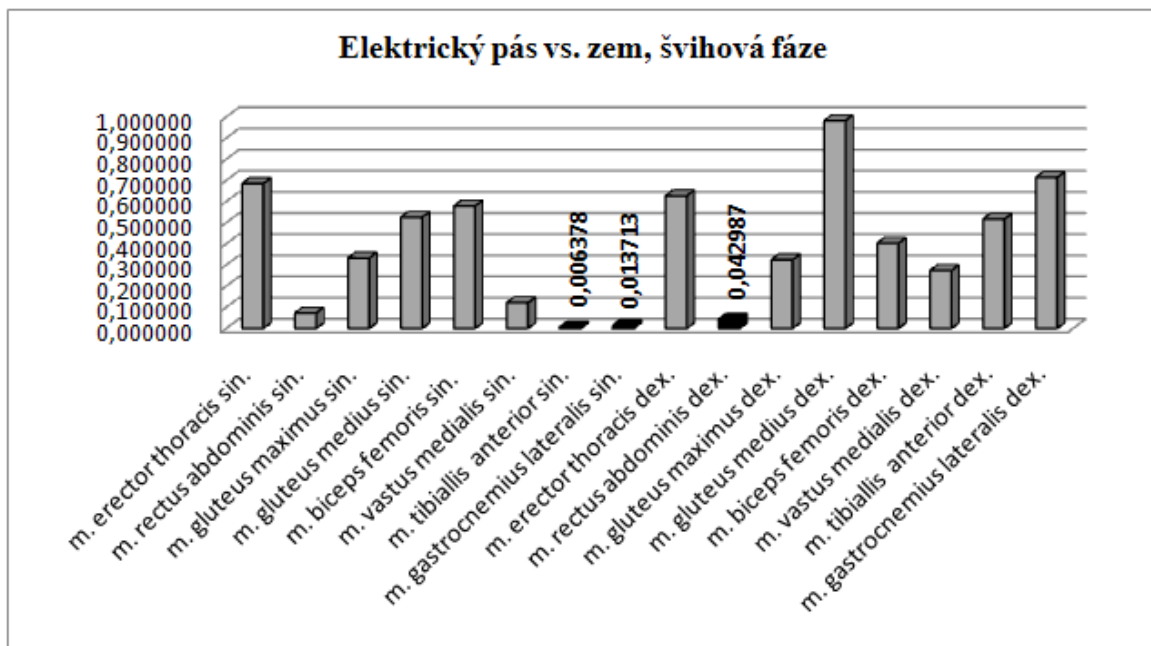


Hypotézu H_0 ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity dominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibiallis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibiallis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme**.

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. rectus abdominis dex.*

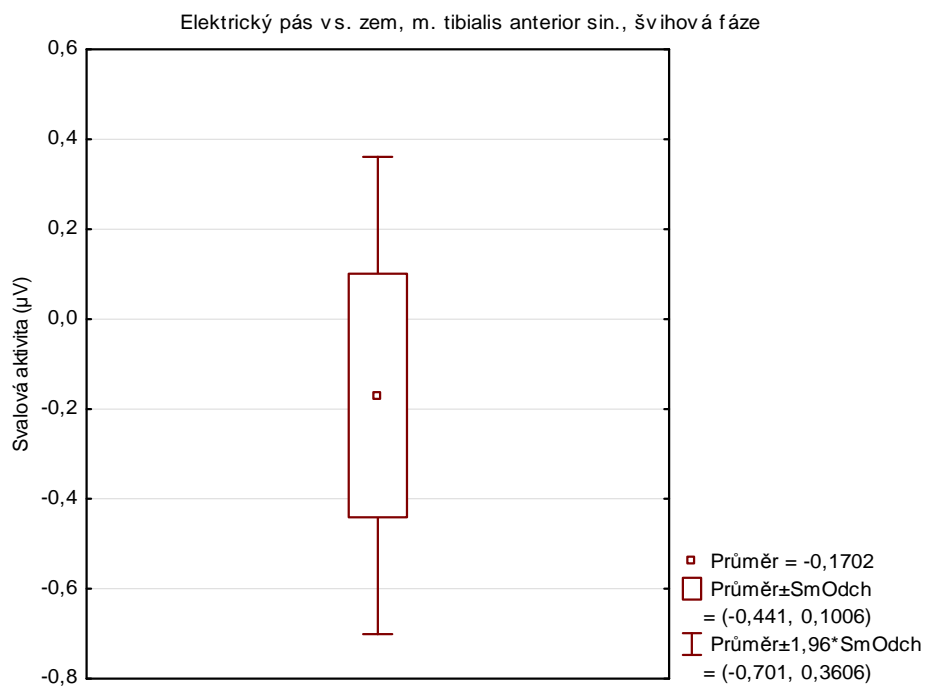
Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 21 b) a dále jsou znázorněny v grafu 7. Krabicový graf 8, 9 a 10 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

Graf 7: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve švihové fázi



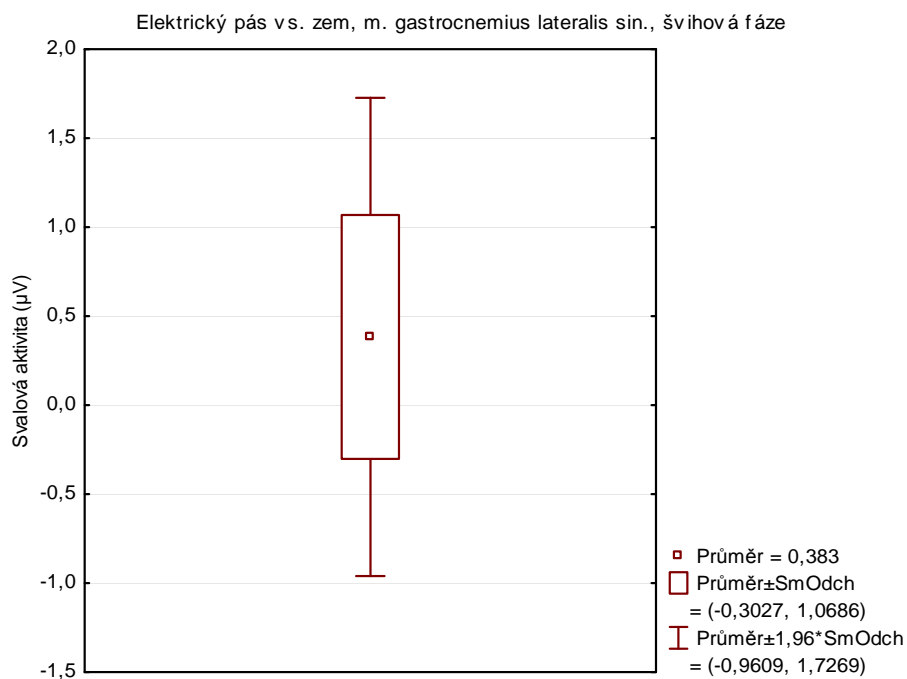
Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Graf 8: Míra aktivity m. tibialis anterior sin. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve švihové fázi



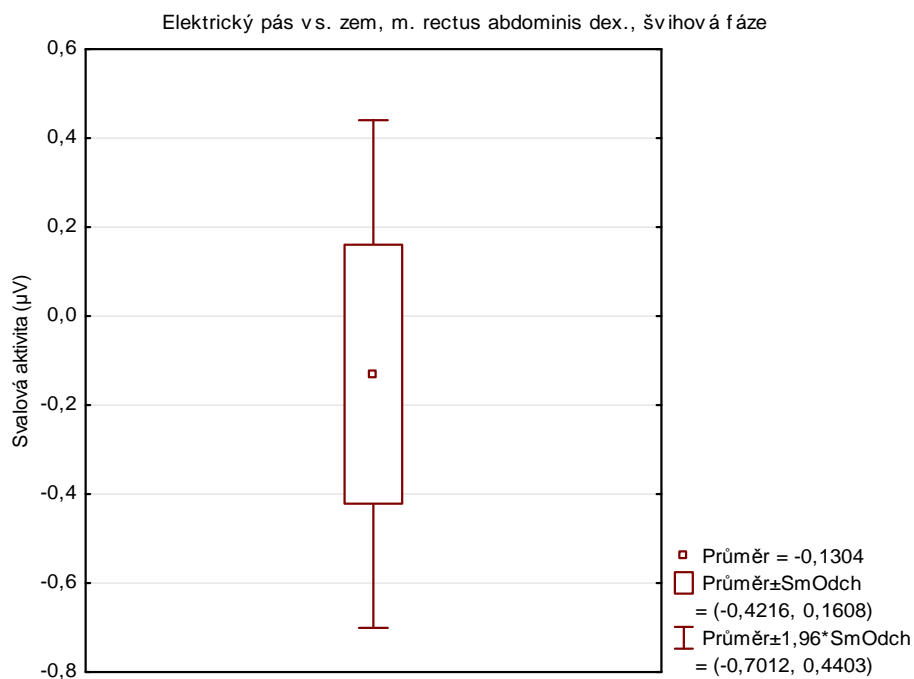
Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. tibialis anterior sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 9: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve švihové fázi



Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius lateralis sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 10: Míra aktivity m. rectus abdominis dex. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve švihové fázi



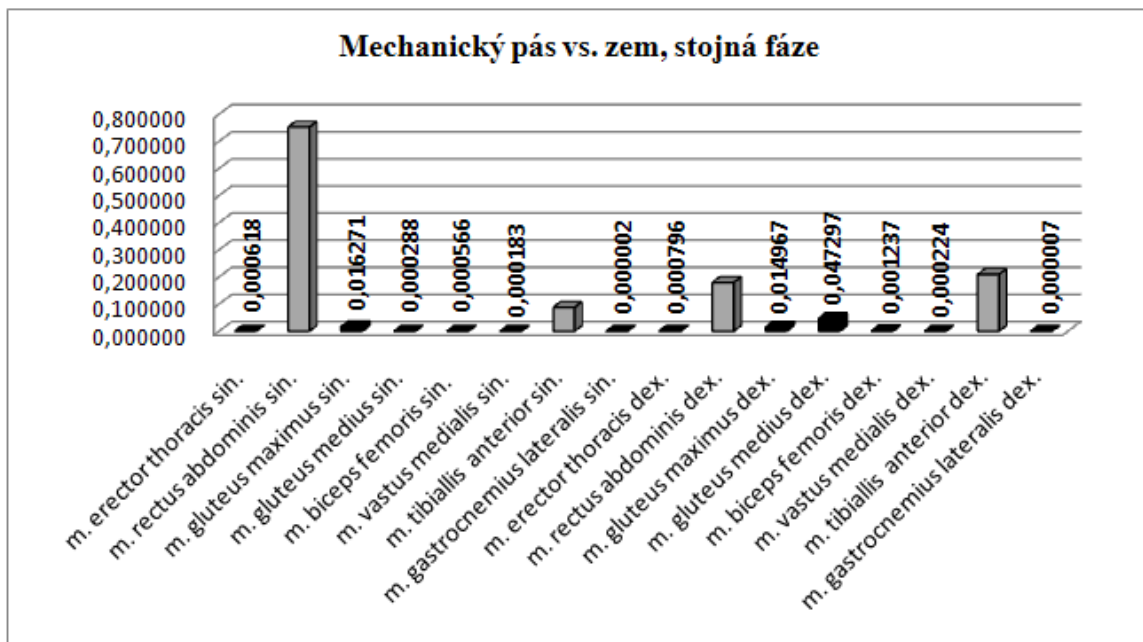
Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. rectus abdominis dex. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Hypotézu **H₀₉** ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity dominantní dolní končetiny při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stejné fáze, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibialis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme**.

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. erector thoracis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*

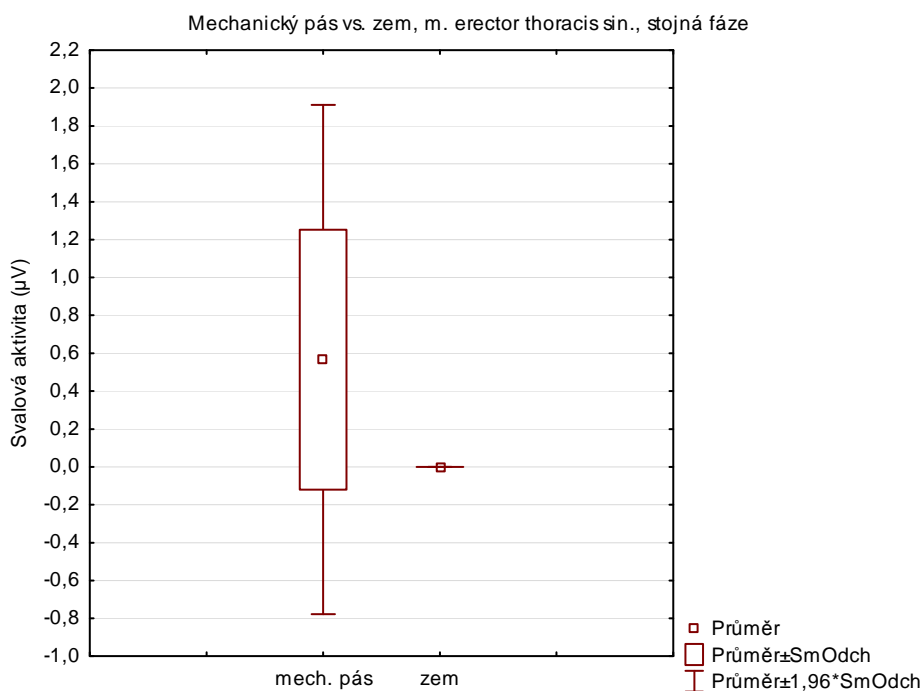
Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 21 c) a dále jsou znázorněny v grafu 11. Krabicový graf 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22 a 23 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

Graf 11: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi



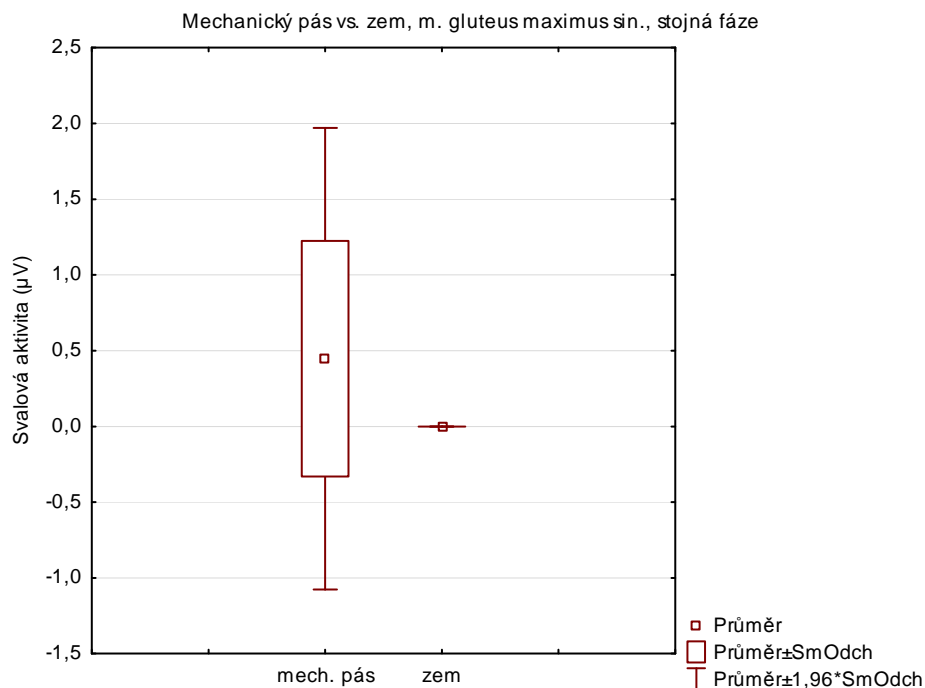
Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Graf 12: Míra aktivity m. erector thoracis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stejné fáze

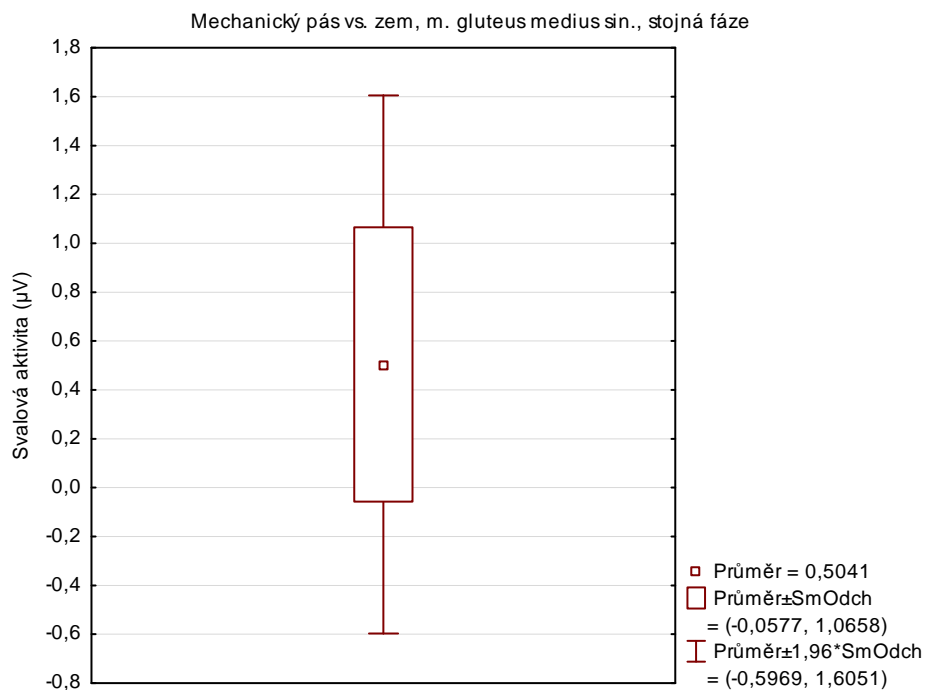


Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. erector thoracis sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 13: Míra aktivity m. gluteus maximus sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze

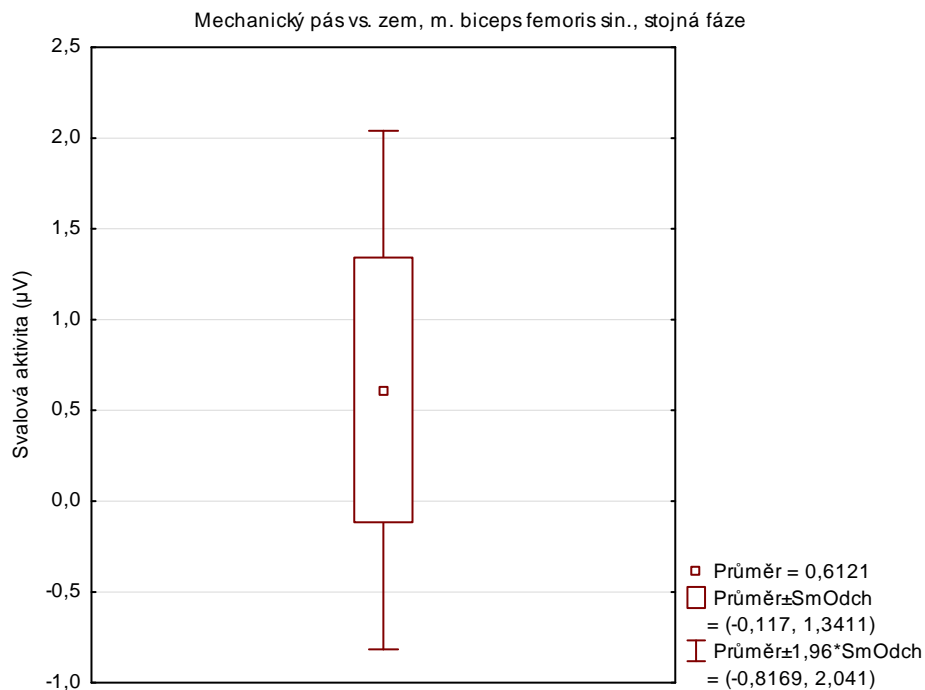


Graf 14: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze



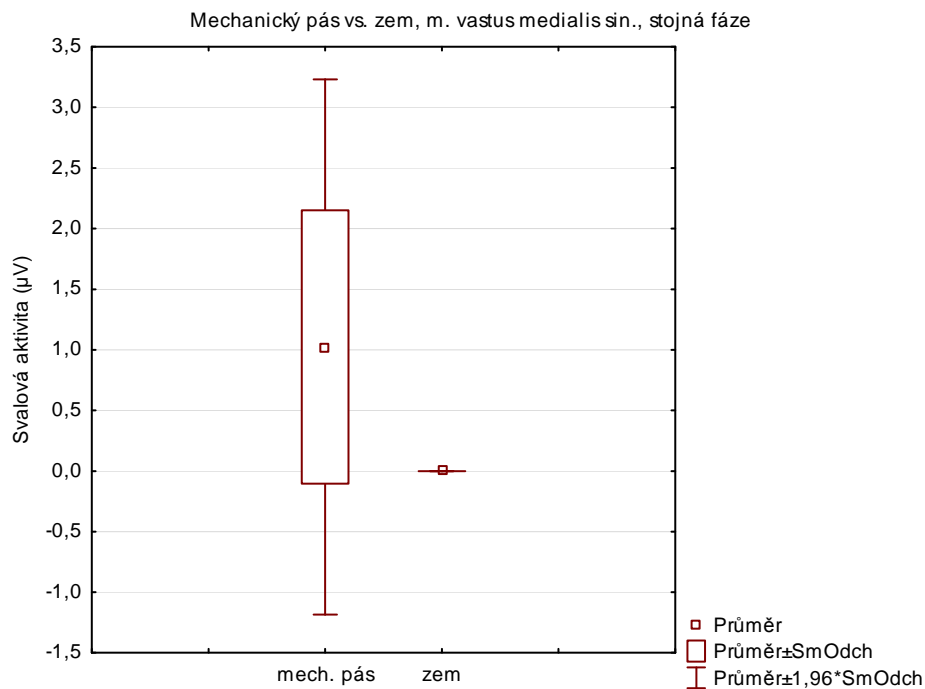
Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gluteus medius sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 15: Míra aktivity m. biceps femoris sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze

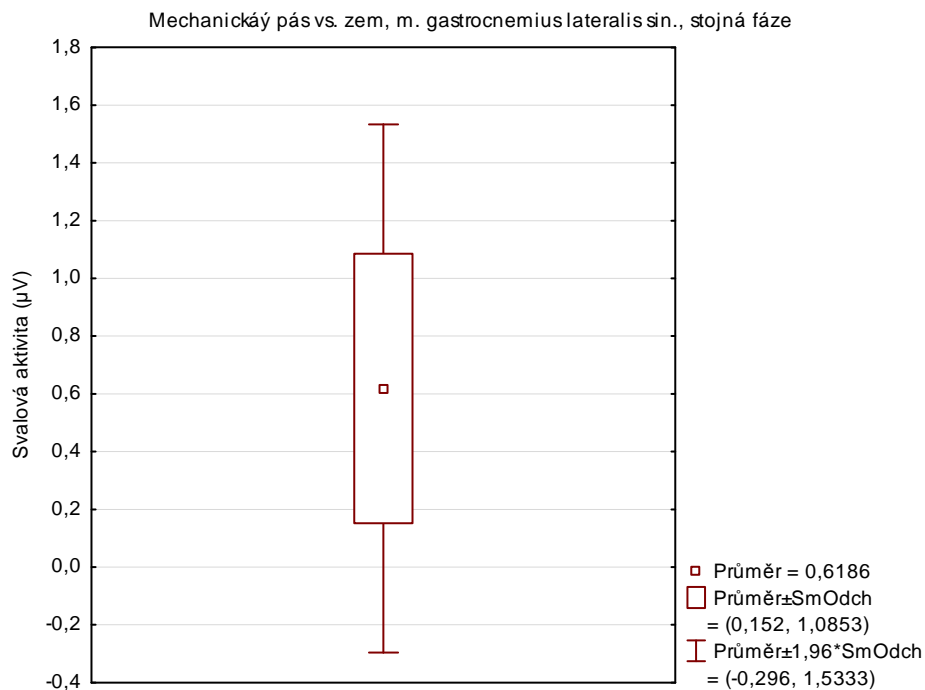


Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. biceps femoris sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 16: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze

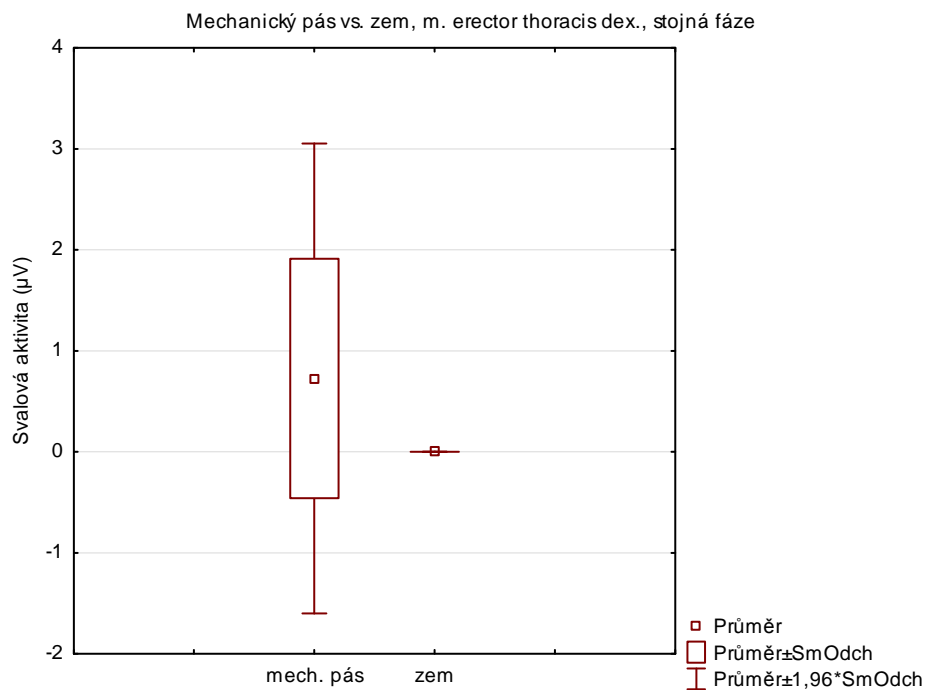


Graf 17: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze

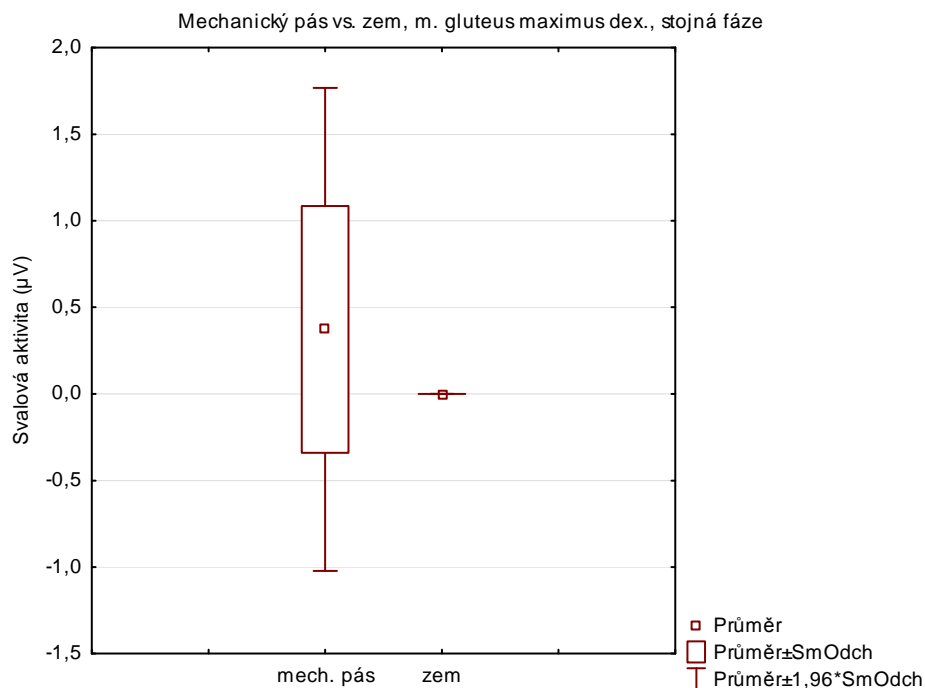


Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius lateralis sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

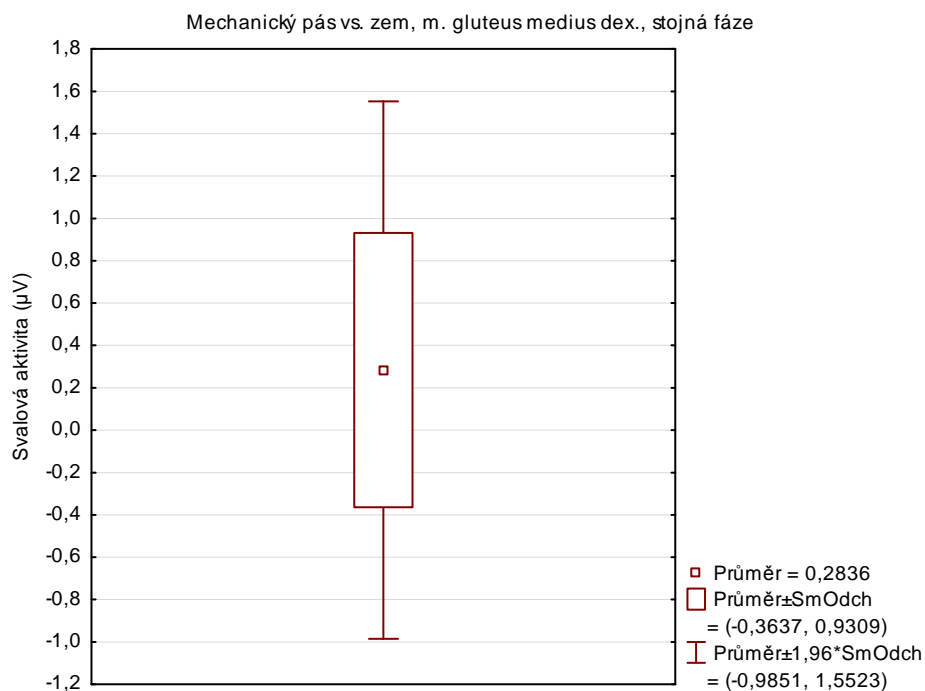
Graf 18: Míra aktivity m. erector thoracis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze



Graf 19: Míra aktivity m. gluteus maximus dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze

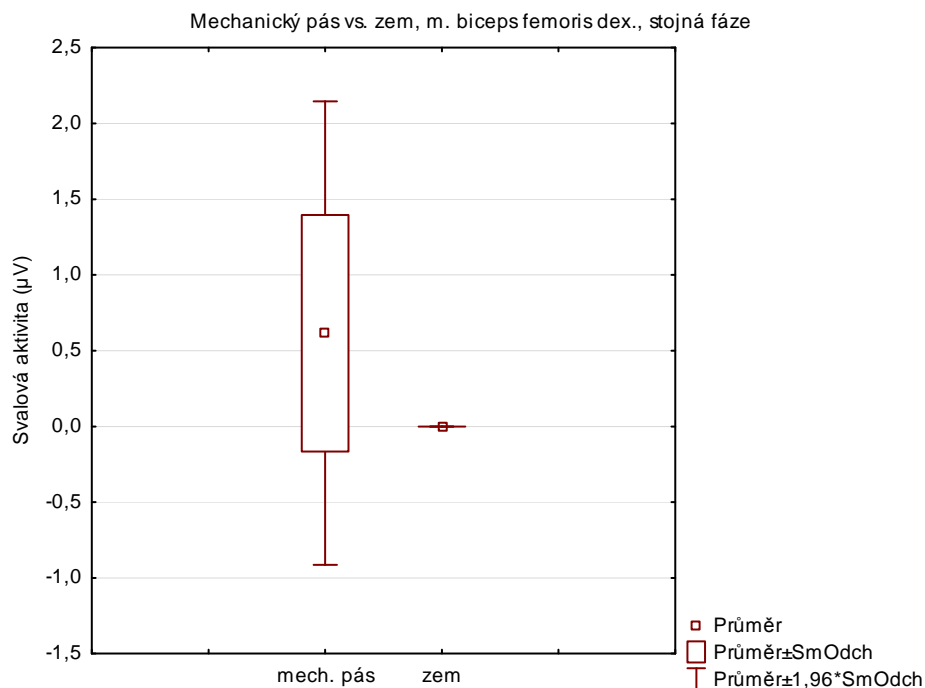


Graf 20: Míra aktivity m. gluteus medius dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze

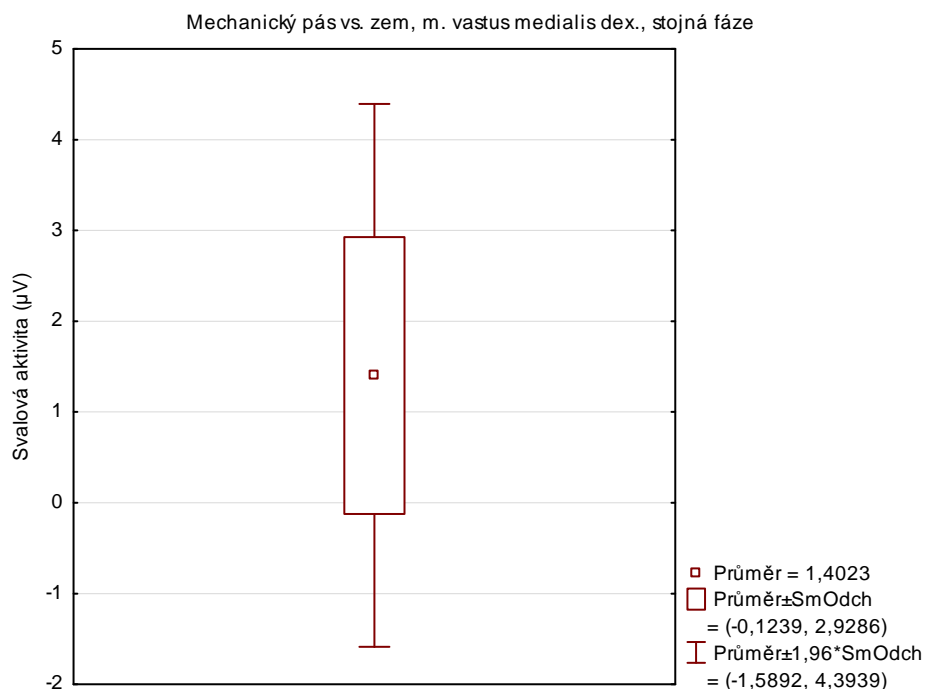


Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gluteus medius dex. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 21: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stejné fáze



Graf 22: Míra aktivity m. vastus medialis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stejné fáze



Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. vastus medialis dex. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 23: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze



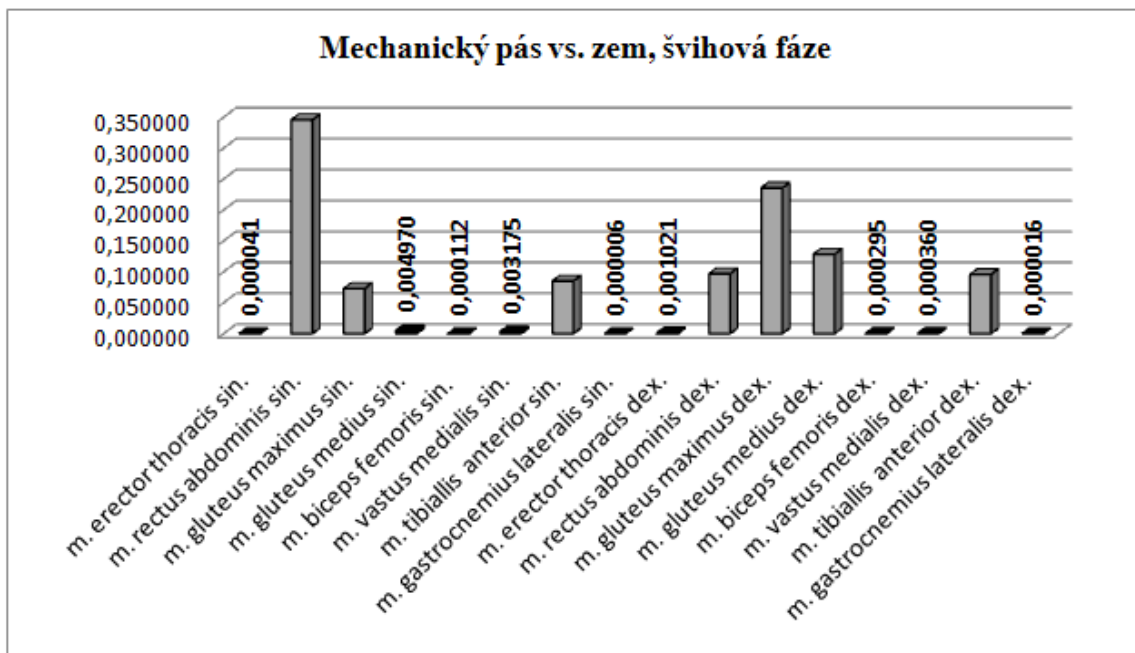
Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius lateralis dex. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Hypotézu **H₀10** ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity dominantní dolní končetiny při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze, konkrétně u: m. erector thoracis sin., m. rectus abdominis sin., m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. biceps femoris sin., m. vastus medialis sin., m. tibialis anterior sin., m. gastrocnemius lateralis sin., m. erector thoracis dex., m. rectus abdominis dex., m. gluteus maximus dex., m. gluteus medius dex., m. biceps femoris dex., m. vastus medialis dex., m. tibialis anterior dex., m. gastrocnemius lateralis dex.“ **zamítáme**.

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u m. erector thoracis sin., m. gluteus med. sin., m. biceps femoris sin., m. vastus medialis sin., m. gastrocnemius lateralis sin., m. erector thoracis dex., m. biceps femoris dex., m. vastus medialis dex., m. gastrocnemius lateralis dex.

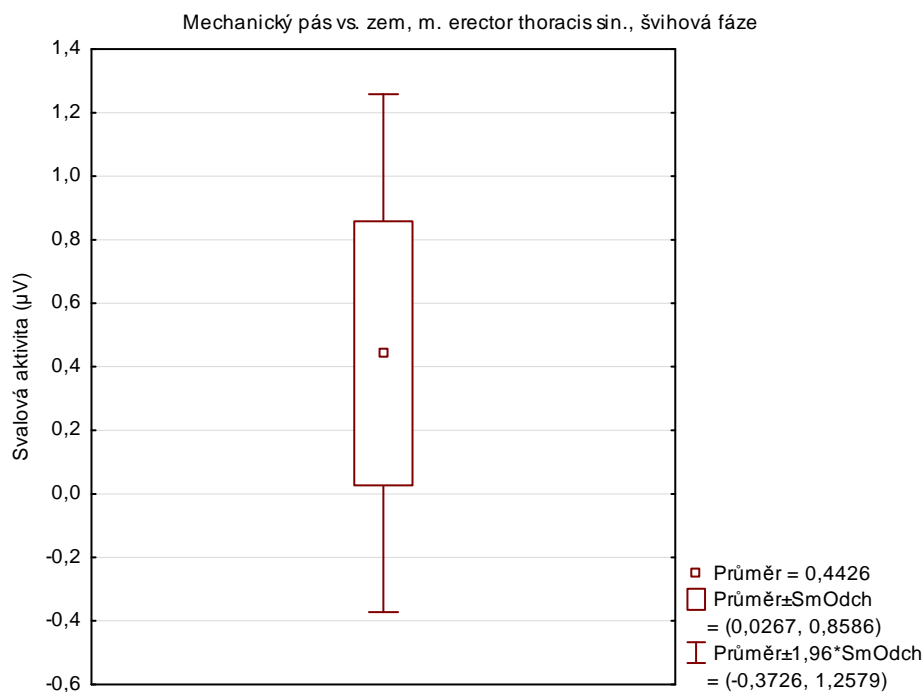
Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze č. 21 d) a dále jsou znázorněny v grafu 24. Krabicový graf 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32 a 33 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

Graf 24: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze



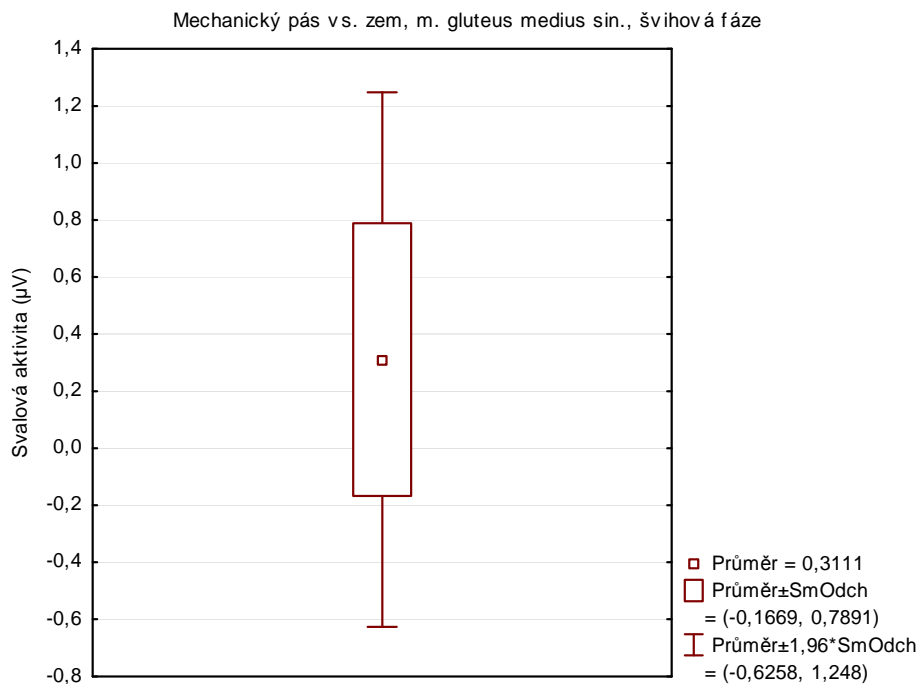
Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Graf 25: Míra aktivity m. erector thoracis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze



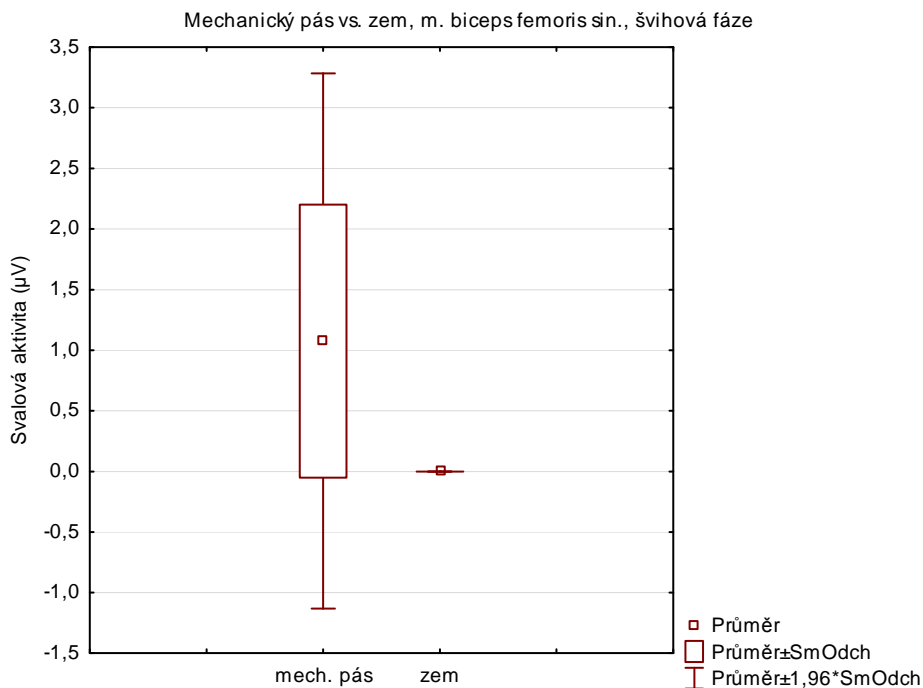
Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. erector thoracis sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 26: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

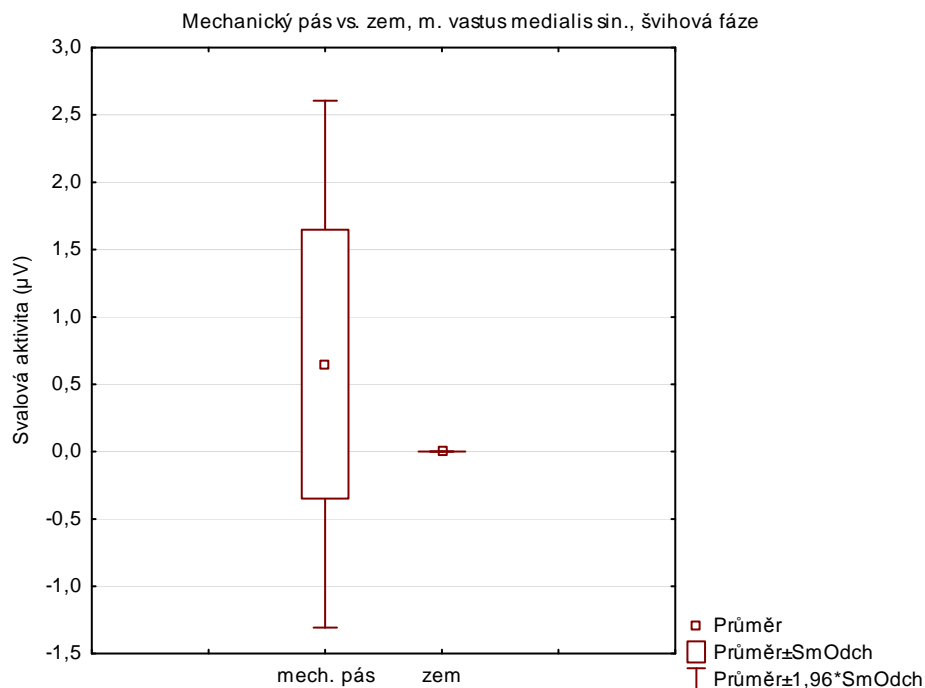


Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gluteus medius sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 27: Míra aktivity m. biceps femoris sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze



Graf 28: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

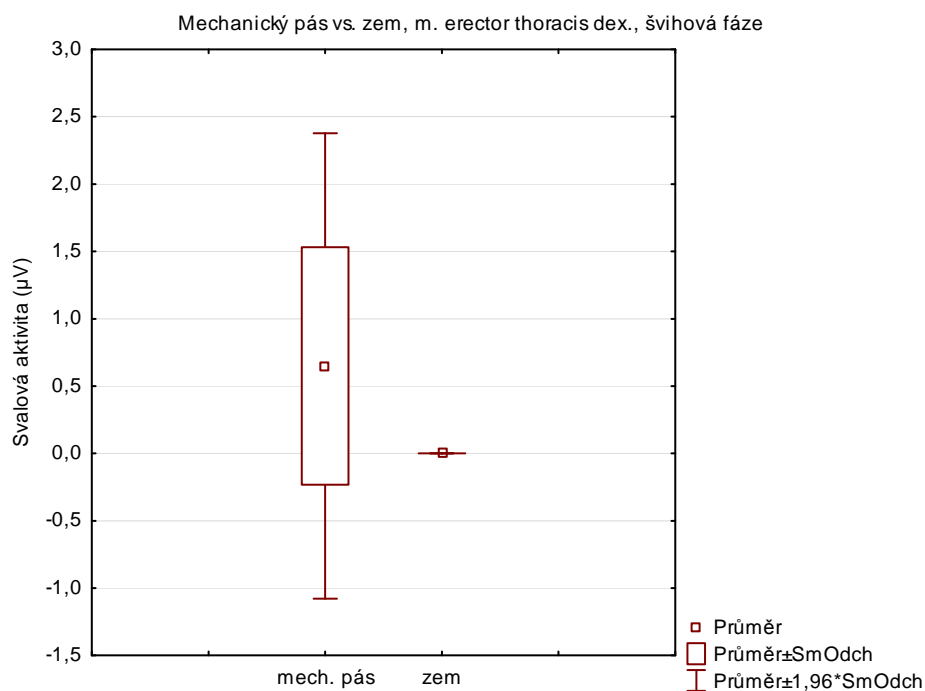


Graf 29: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

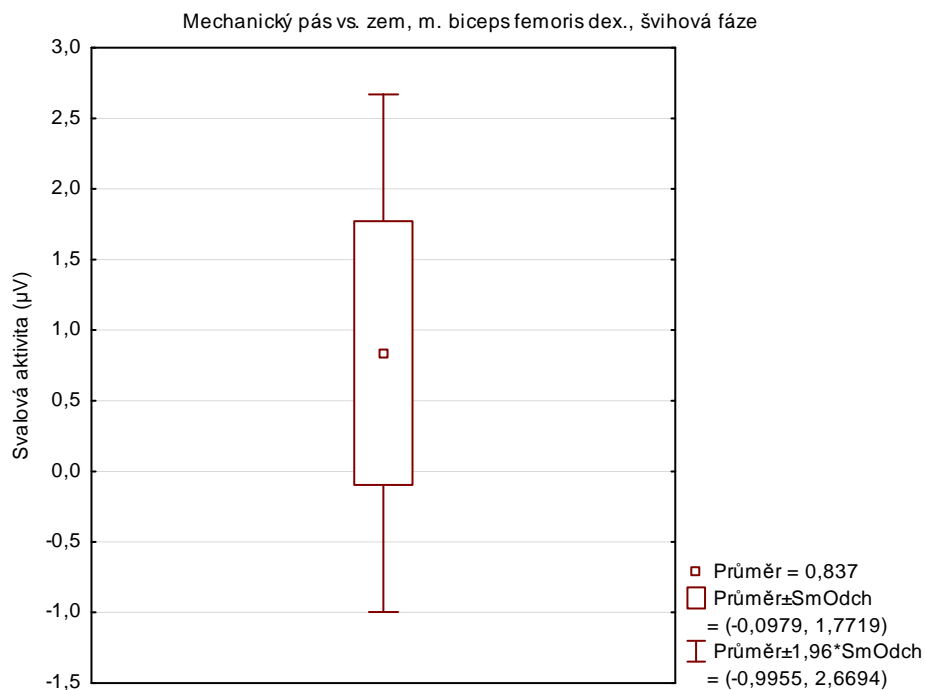


Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius lateralis sin. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 30: Míra aktivity m. erector thoracis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

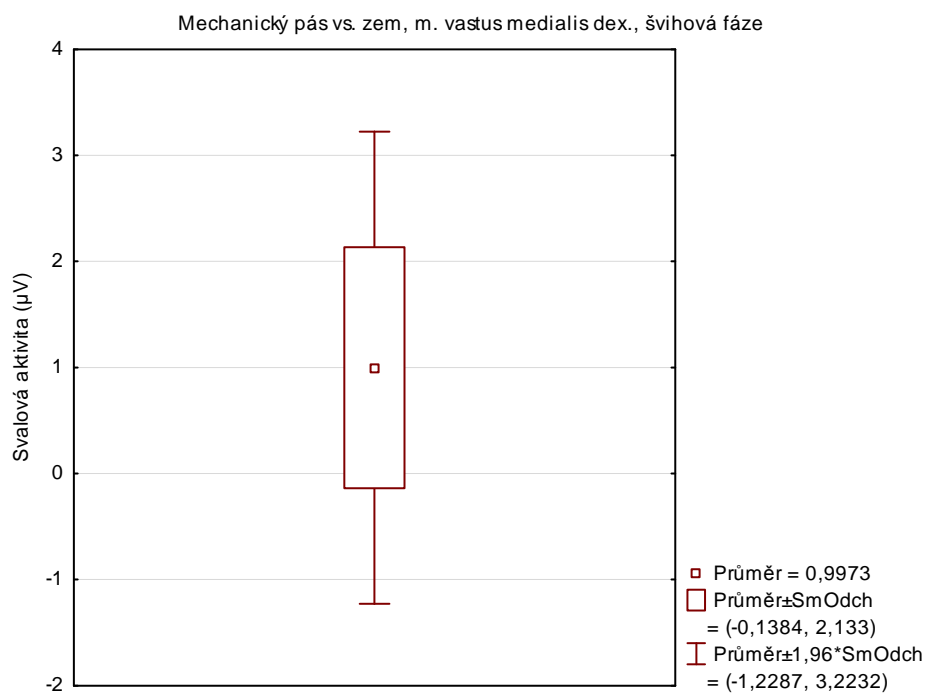


Graf 31: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze



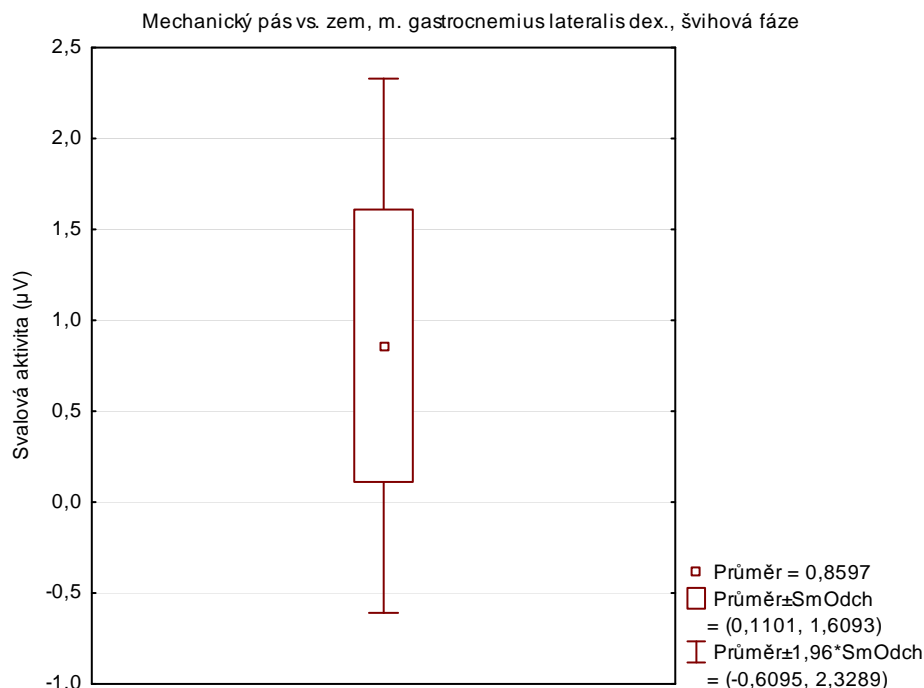
Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. biceps femoris dex. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 32: Míra aktivity m. vastus medialis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze



Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. vastus medialis dex. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

Graf 33: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze



Na grafu vidíme zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius lateralis dex. oproti aktivitě při chůzi po zemi. Svalová aktivita při chůzi po zemi není znázorněna – její hodnota je 0.

7.3 Výsledky k 3. vědecké otázce

Vědecká otázka 3 ve znění: „*Mění se velikost svalové aktivity testovaných svalů na různých typech trenažérů vůči sobě navzájem?*“ byla testována ve dvou hypotézách. Porovnávala se velikost svalové aktivity jednotlivých testovaných svalů při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém trenažéru u dominantní dolní končetiny. (Chůze po zemi byla zvolena jako normalizační hodnota.) Cílem bylo zjistit, zda je svalová aktivita odlišná na jednotlivých chůzových trenažérech.

7.3.1 Vyjádření k výsledkům hypotéz na základě statistického hodnocení

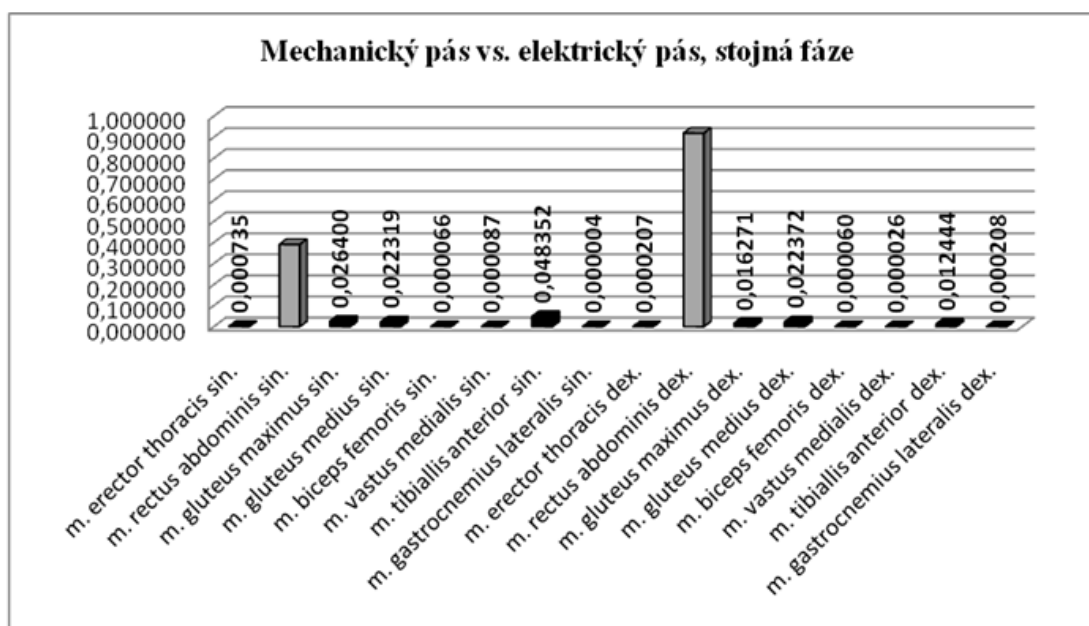
Hypotézu **H₀₁₁** ve znění: „*Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity dominantní dolní končetiny při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stojné fáze, konkrétně u: m. erector thoracis sin., m. rectus abdominis sin., m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. biceps femoris sin., m. vastus*

medialis sin., m. tibiallis anterior sin., m. gastrocnemius lateralis sin., m. erector thoracis dex., m. rectus abdominis dex., m. gluteus maximus dex., m. gluteus medius dex., m. biceps femoris dex., m. vastus medialis dex., m. tibiallis anterior dex., m. gastrocnemius lateralis dex.“ **zamítáme.**

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. erector thoracis sin., m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. biceps femoris sin., m. vastus medialis sin., m. tibialis anterior sin., m. gastrocnemius lateralis sin., m. erector thoracis dex., m. gluteus maximus dex., m. gluteus medius dex., m. biceps femoris dex., m. vastus medialis dex., m. tibialis anterior dex., m. gastrocnemius lateralis dex.*

Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 22 a) a dále jsou znázorněny v grafu 34. Krabicový graf 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47 a 48 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

Graf 34: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu ve stejné fázi

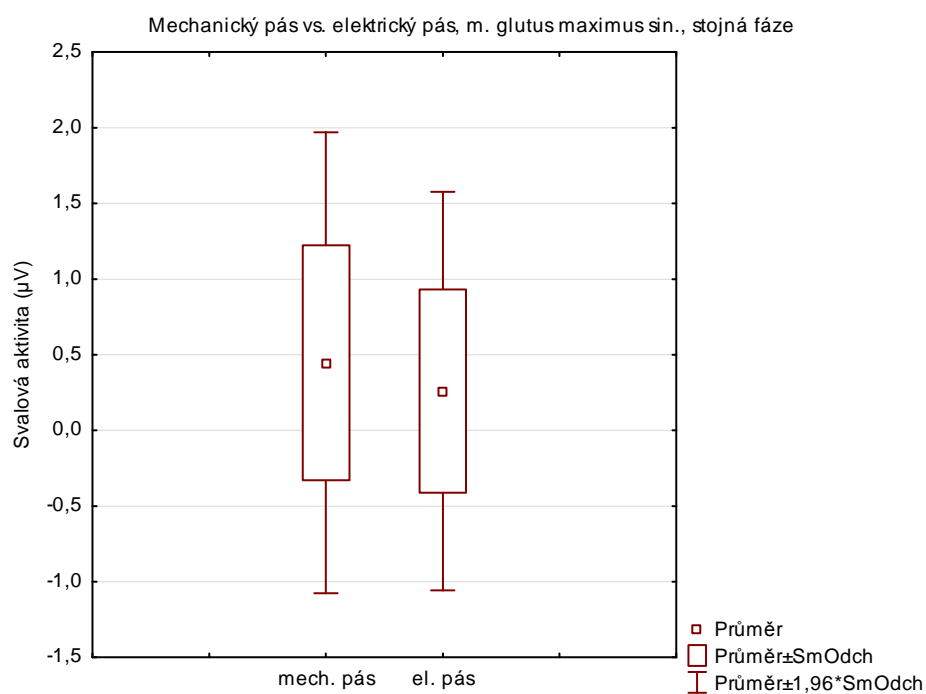


Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

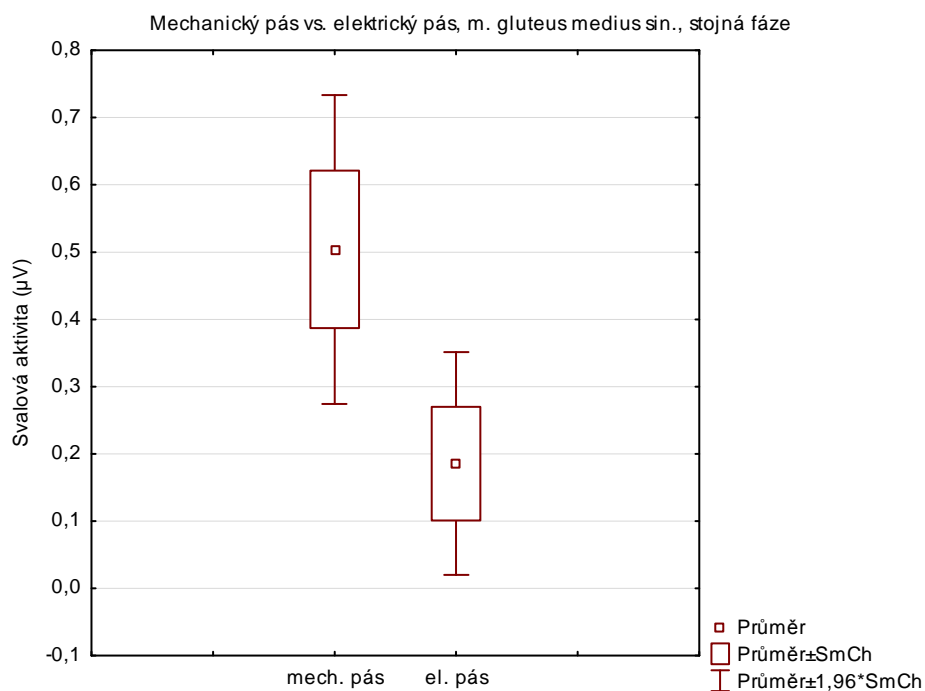
Graf 35: Míra aktivity m. erector thoracis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



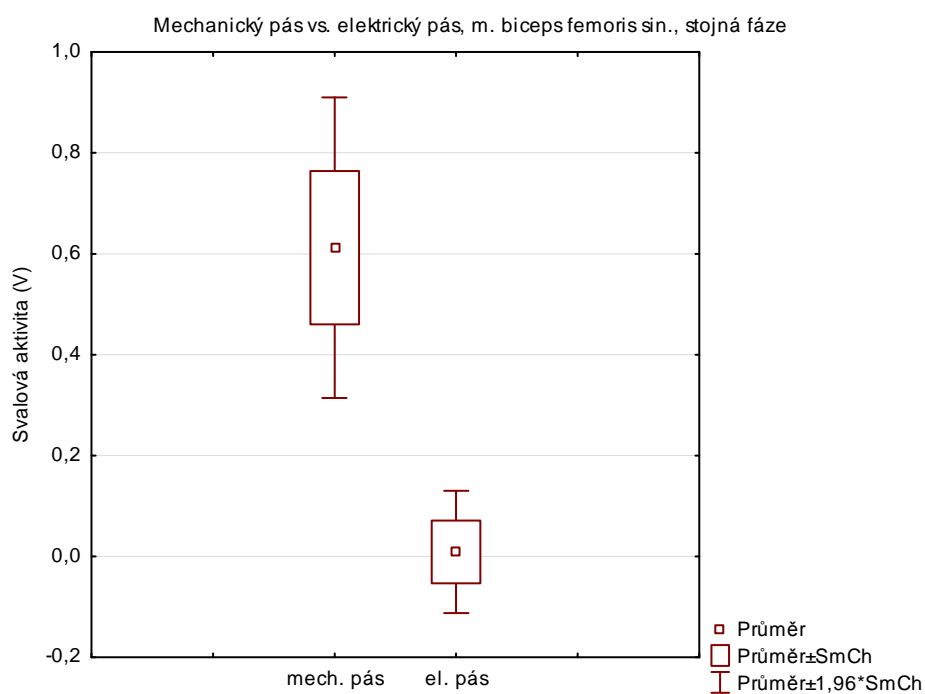
Graf 36: Míra aktivity m. gluteus maximus sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



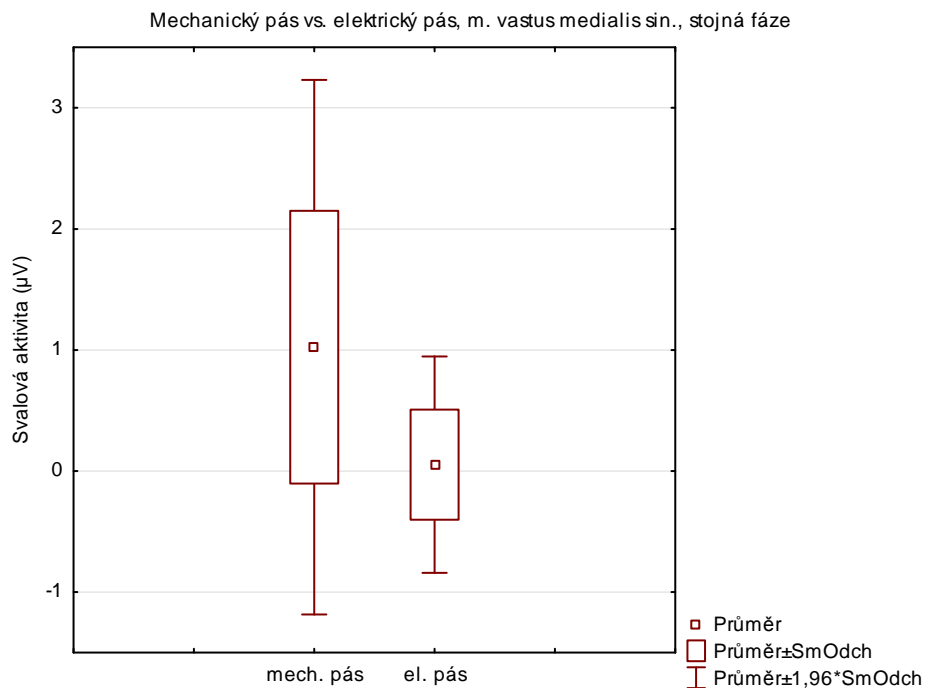
Graf 37: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



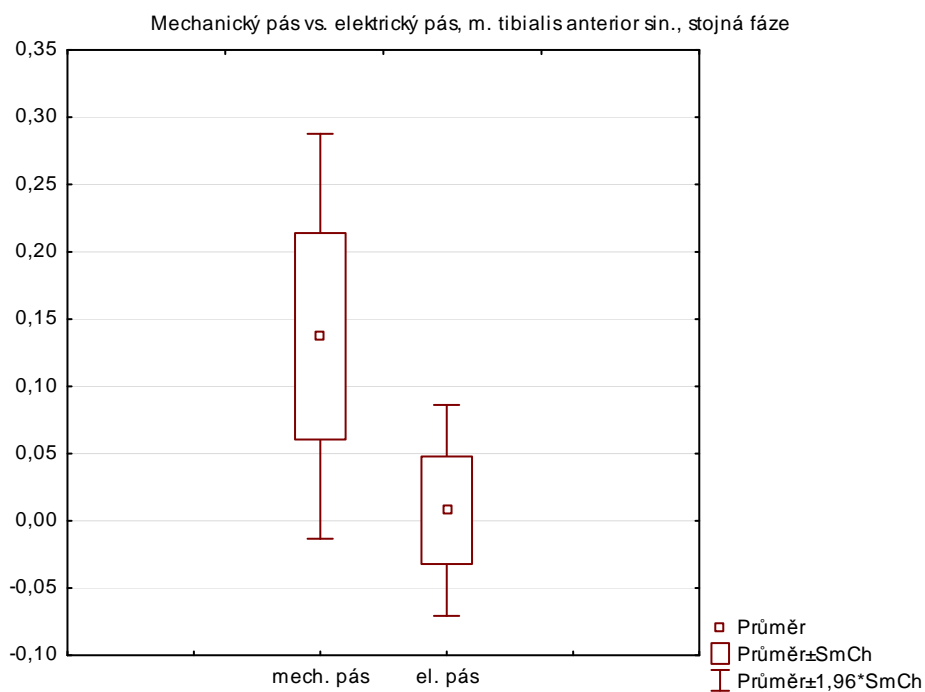
Graf 38: Míra aktivity m. biceps femoris sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



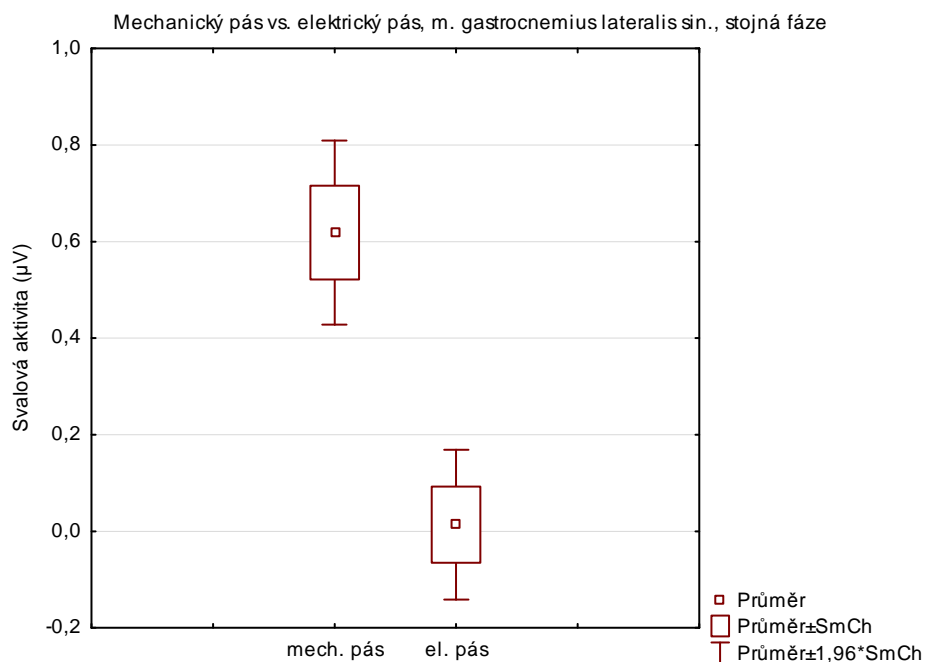
Graf 39: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



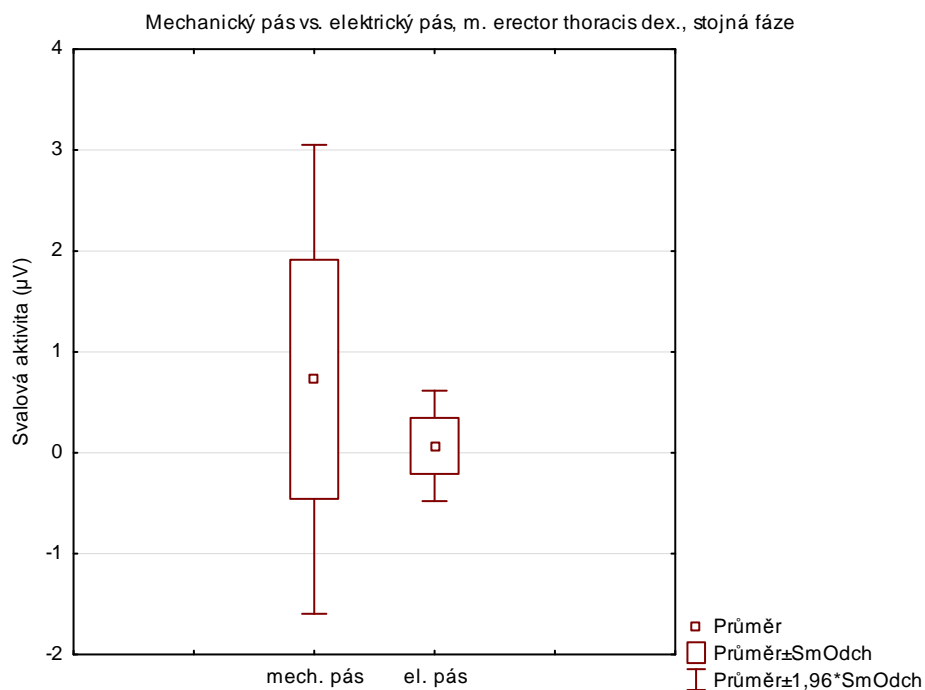
Graf 40: Míra aktivity m. tibialis anterior sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



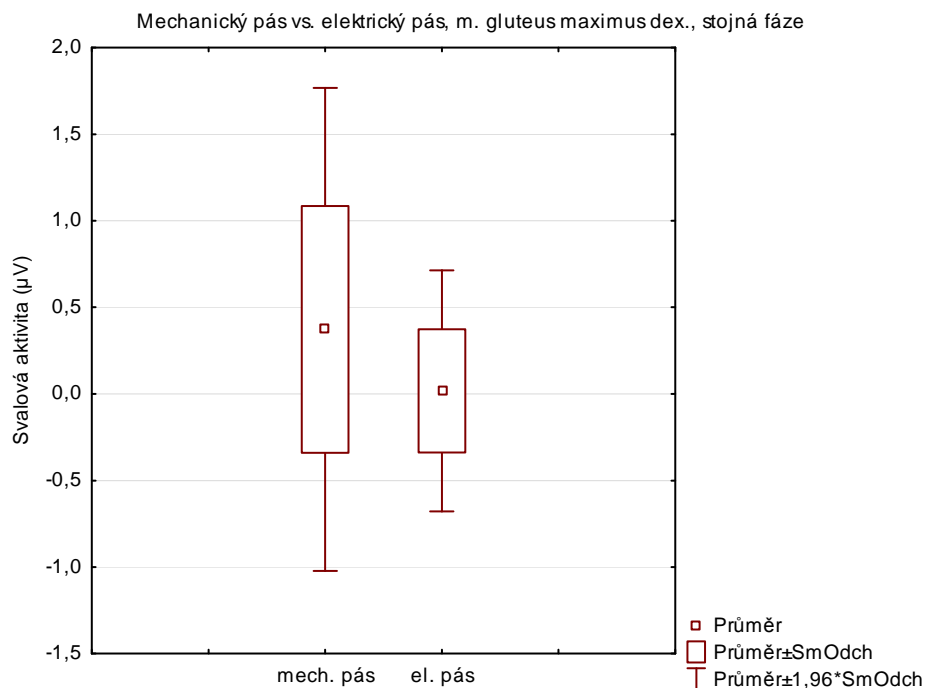
Graf 41: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



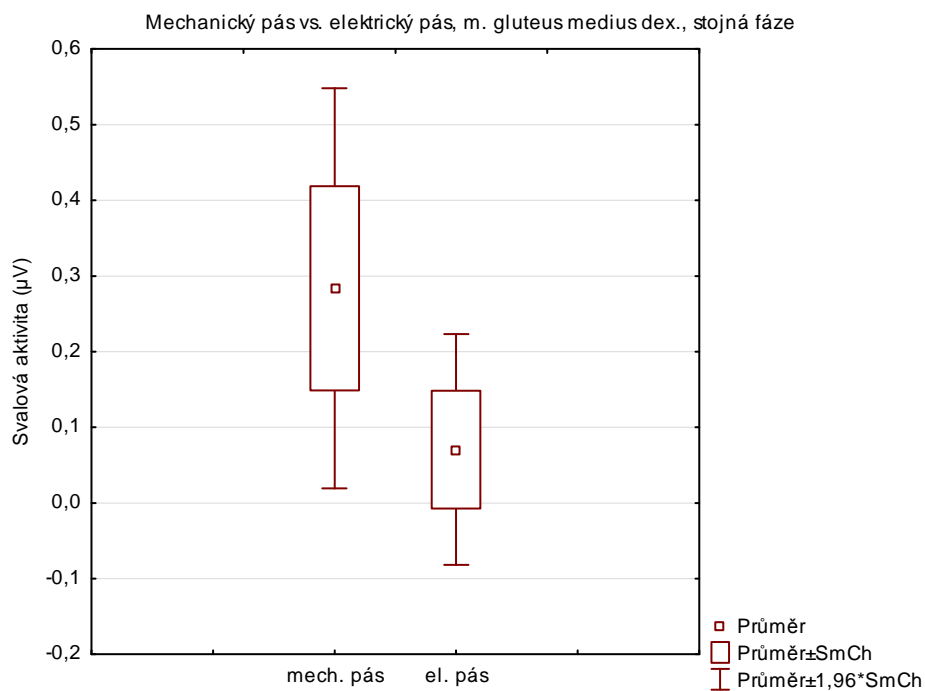
Graf 42: Míra aktivity m. erector thoracis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



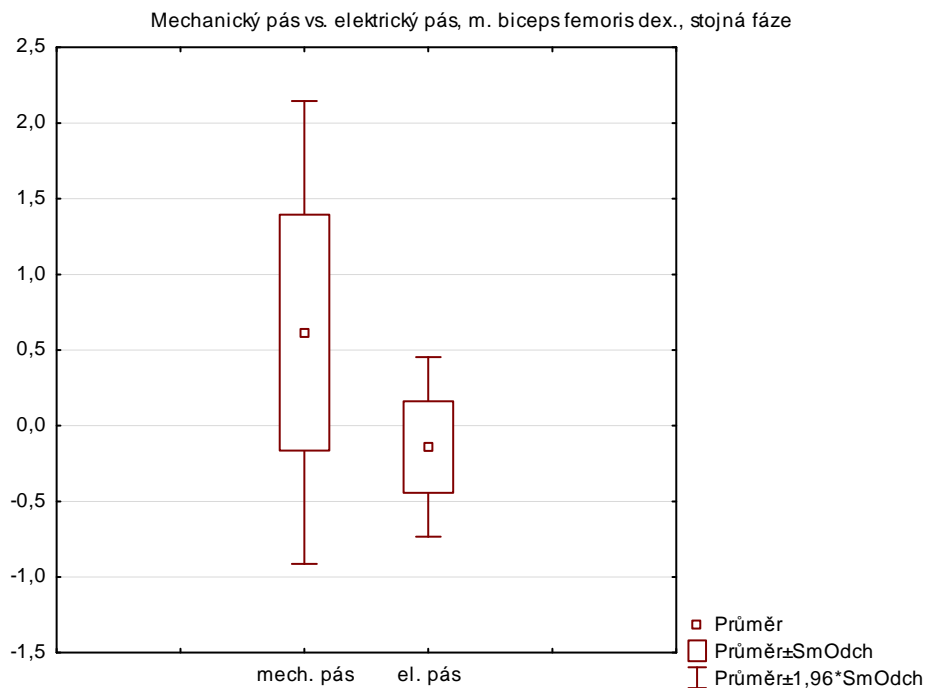
Graf 43: Míra aktivity m. gluteus maximus dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



Graf 44: Míra aktivity m. gluteus medius dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



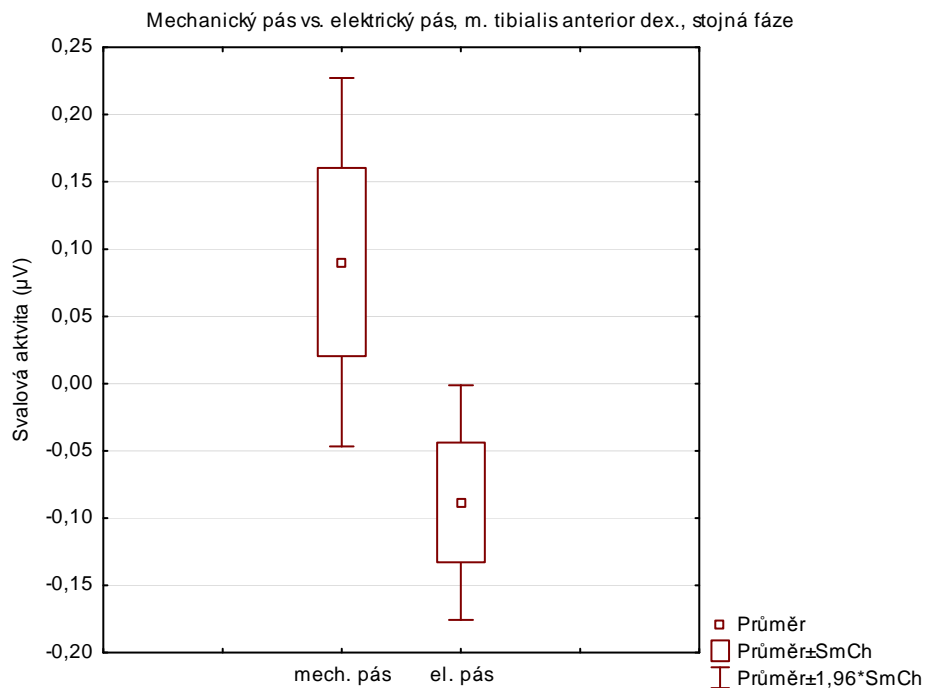
Graf 45: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



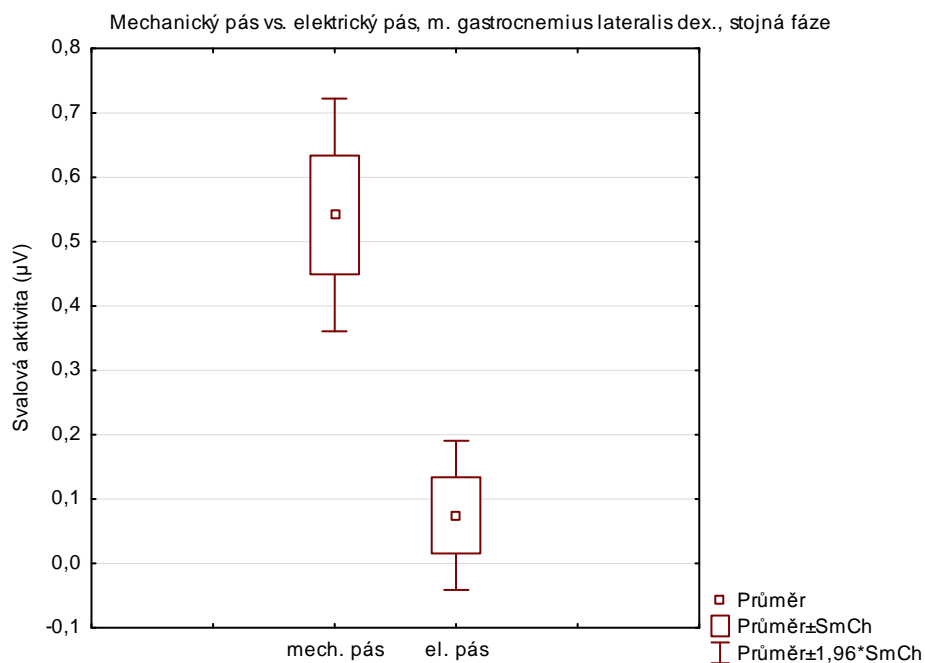
Graf 46: Míra aktivity m. vastus medialis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



Graf 47: Míra aktivity m. tibialis anterior dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze



Graf 48: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze

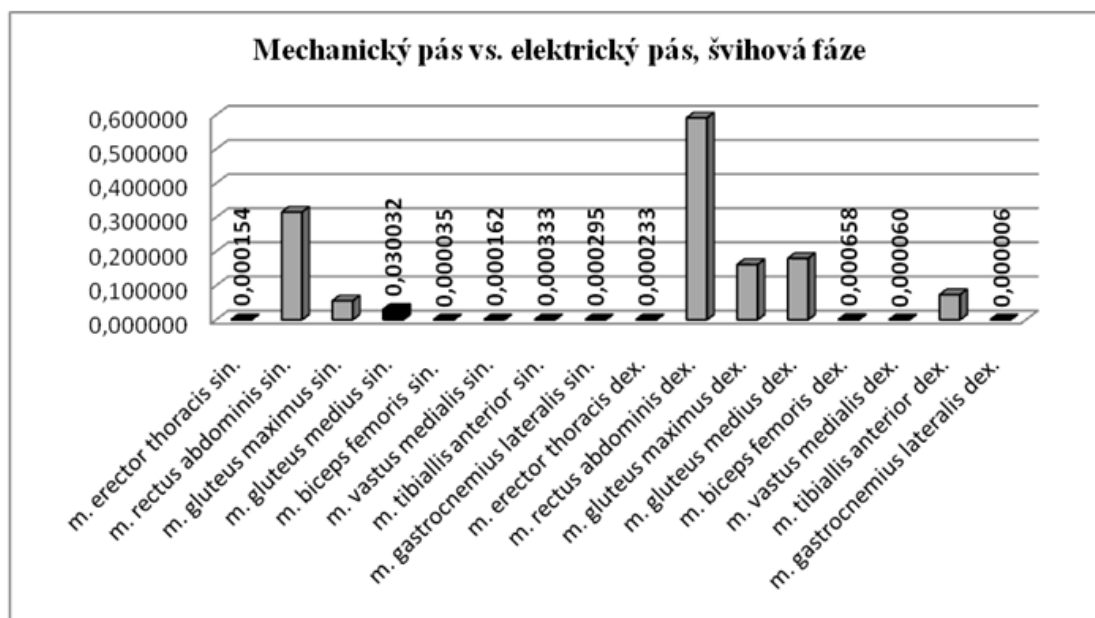


Hypotézu **H₀₁₂** ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity dominantní dolní končetiny při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibialis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme**.

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. erector thoracis sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*

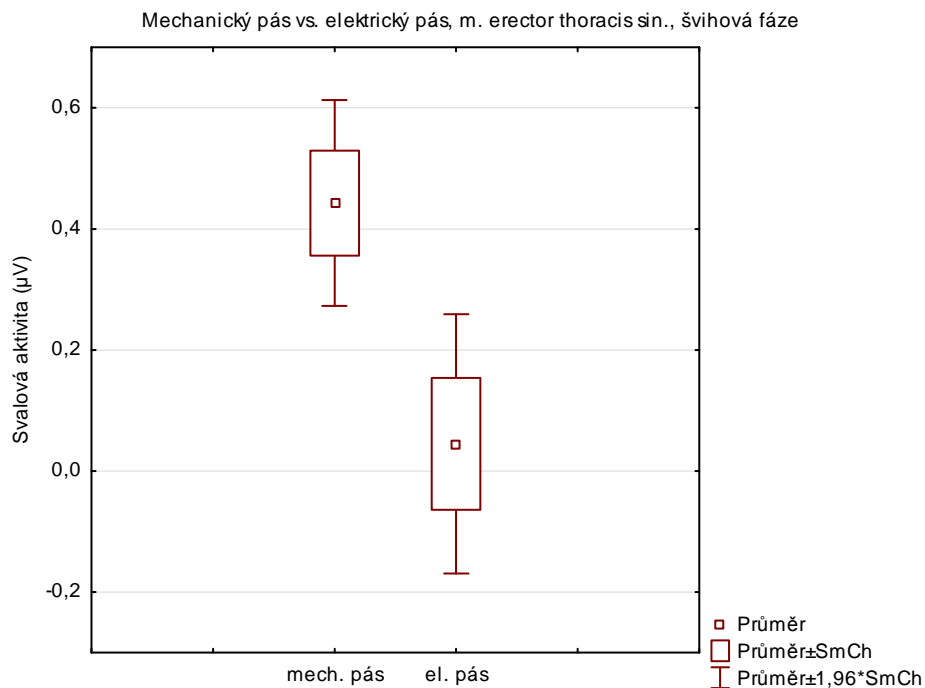
Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 22 b) a dále jsou znázorněny v grafu 49. Krabicový graf 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58 a 59 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

Graf 49: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu ve švihové fázi

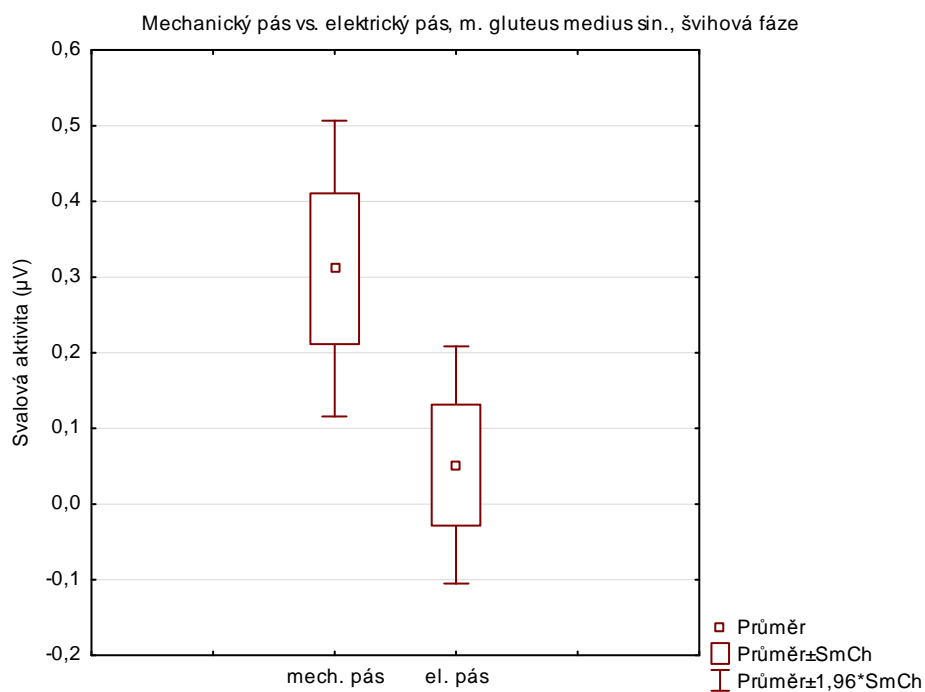


Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

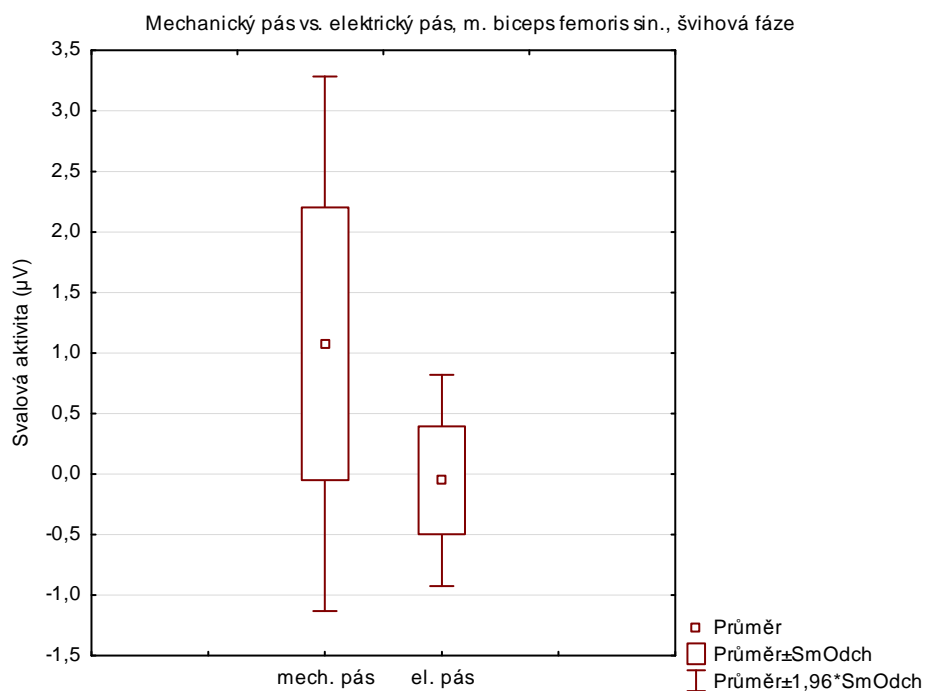
Graf 50: Míra aktivity m. erector thoracis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



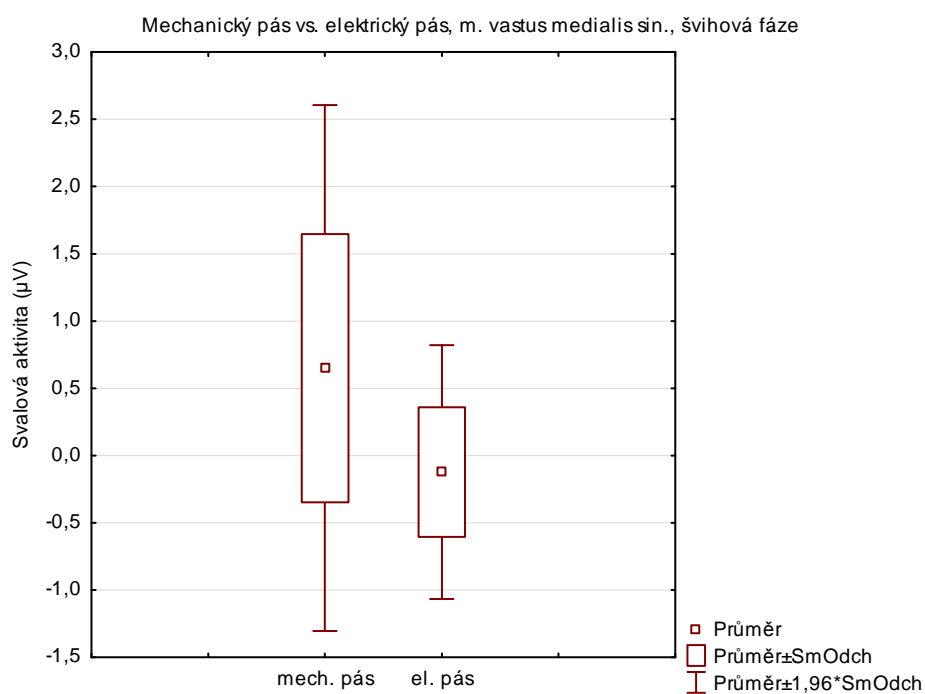
Graf 51: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



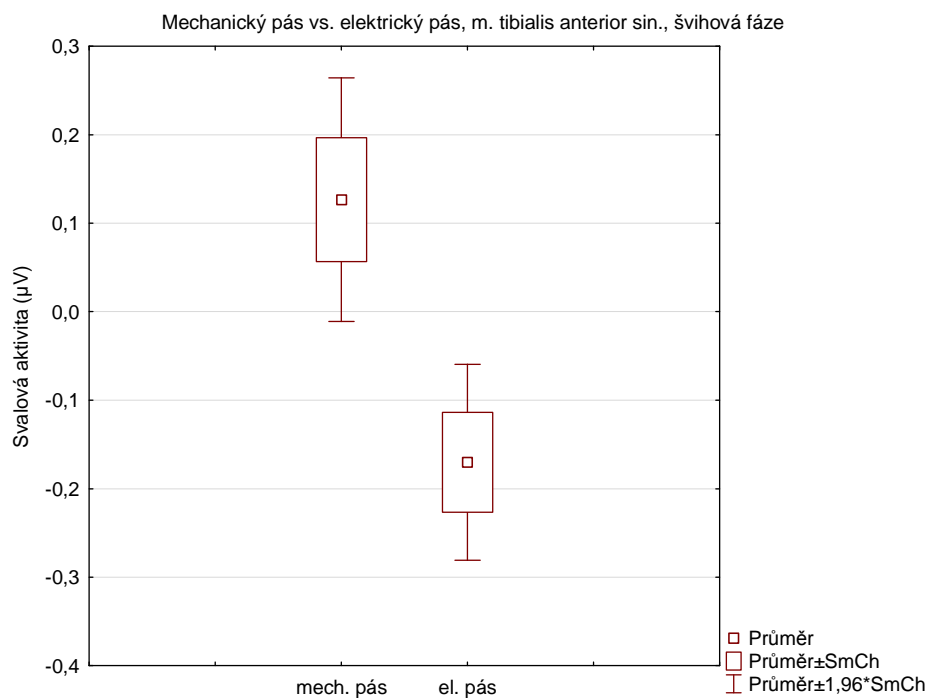
Graf 52: Míra aktivity m. biceps femoris sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



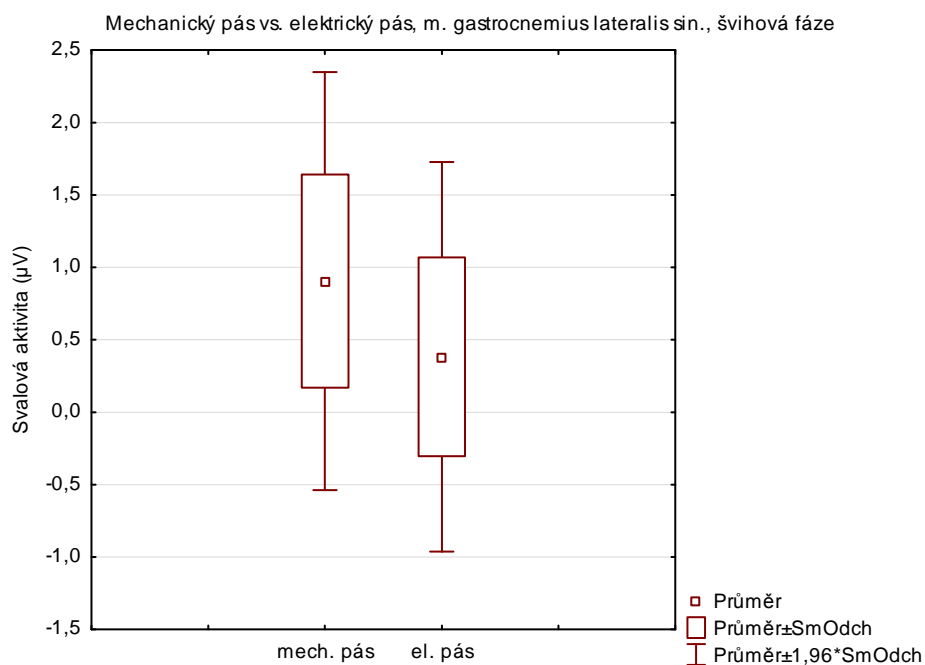
Graf 53: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



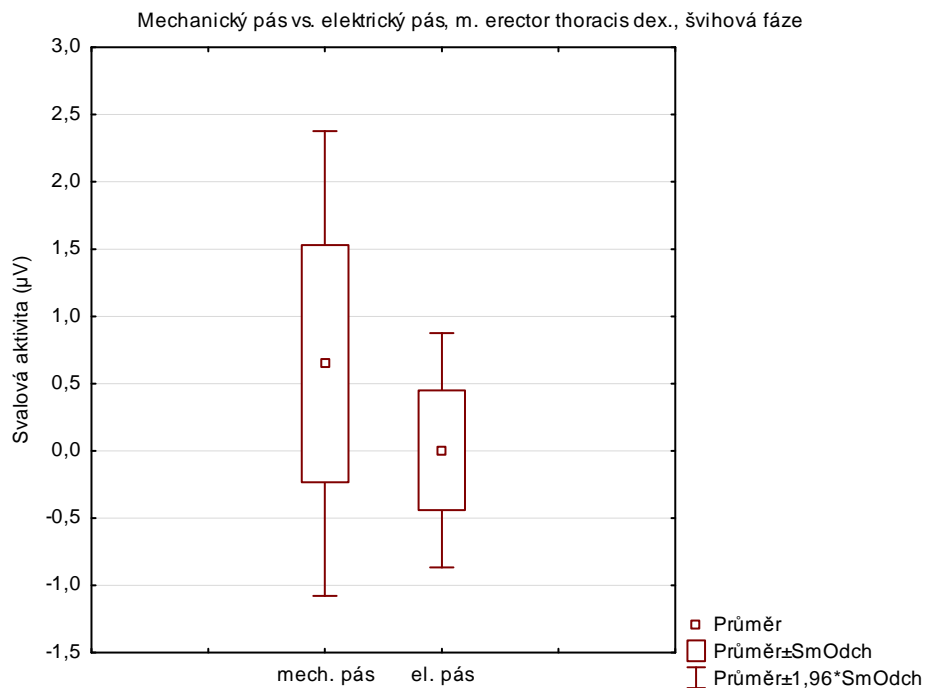
Graf 54: Míra aktivity m. tibialis anterior sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



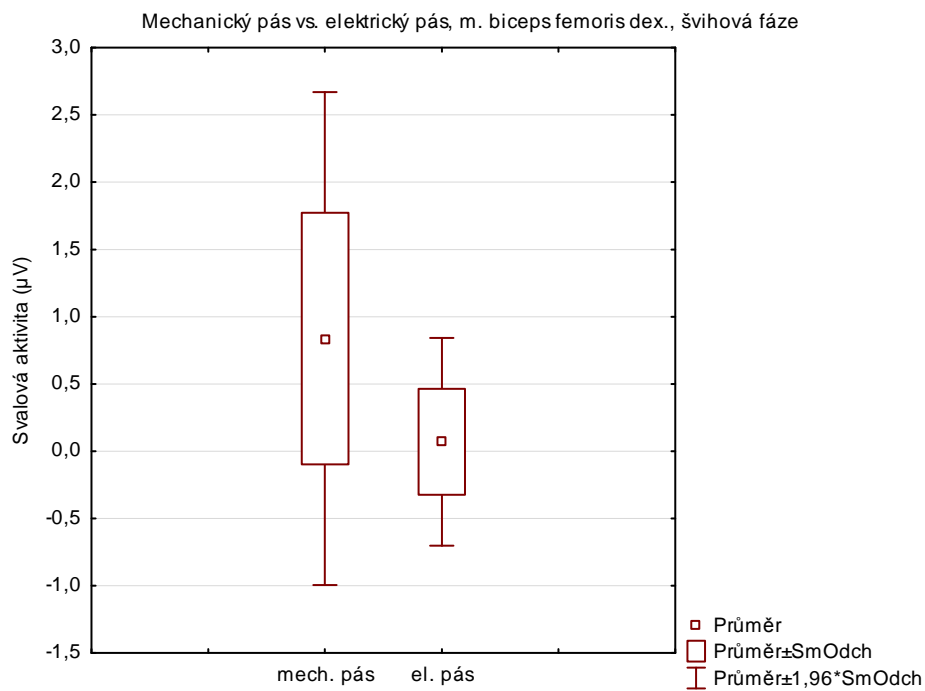
Graf 55: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



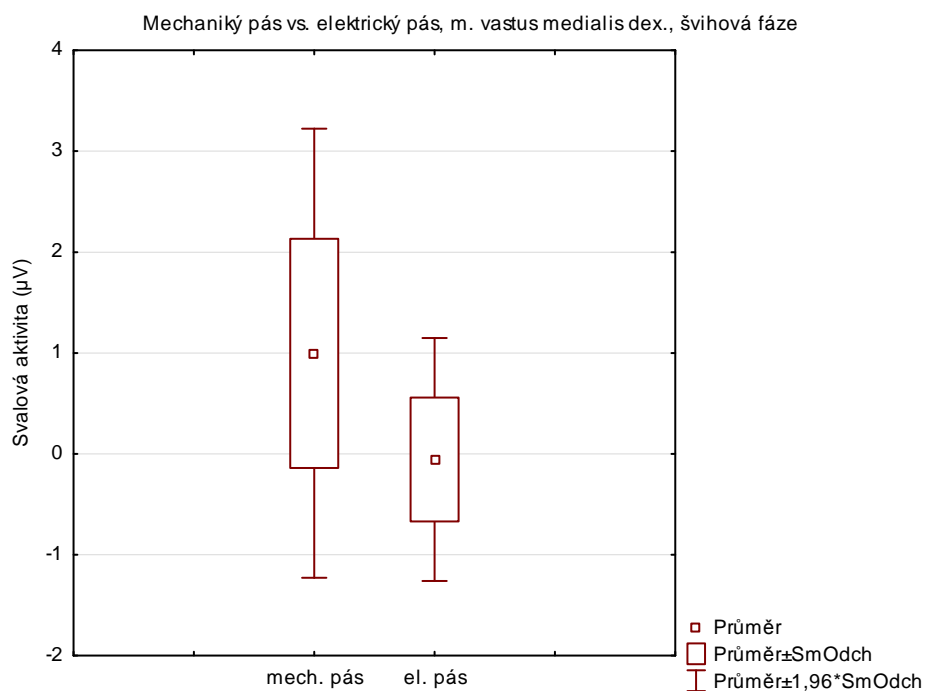
Graf 56: Míra aktivity m. erector thoracis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



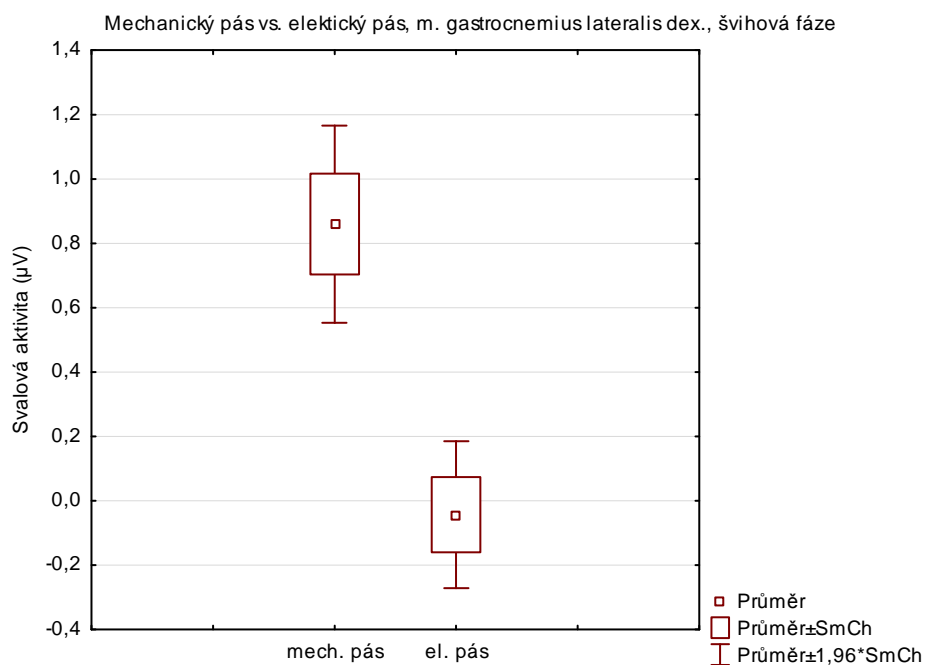
Graf 57: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



Graf 58: Míra aktivity m. vastus medialis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



Graf 59: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



7.4 Výsledky k vědecké otázce 4

Vědecká otázka 4 ve znění: „Liší se velikost svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém a mechanickém pásu?“ byla testována ve čtyřech hypotézách. Porovnávala se velikost svalové aktivity jednotlivých testovaných svalů při chůzi na mechanickém či elektrickém pásu u dominantní a nedominantní končetiny. (Chůze po zemi byla zvolena jako normalizační hodnota.) Cílem bylo zjistit, zda je svalová aktivita symetrická u dominantní a nedominantní dolní končetiny na jednotlivých chůzových trenažérech.

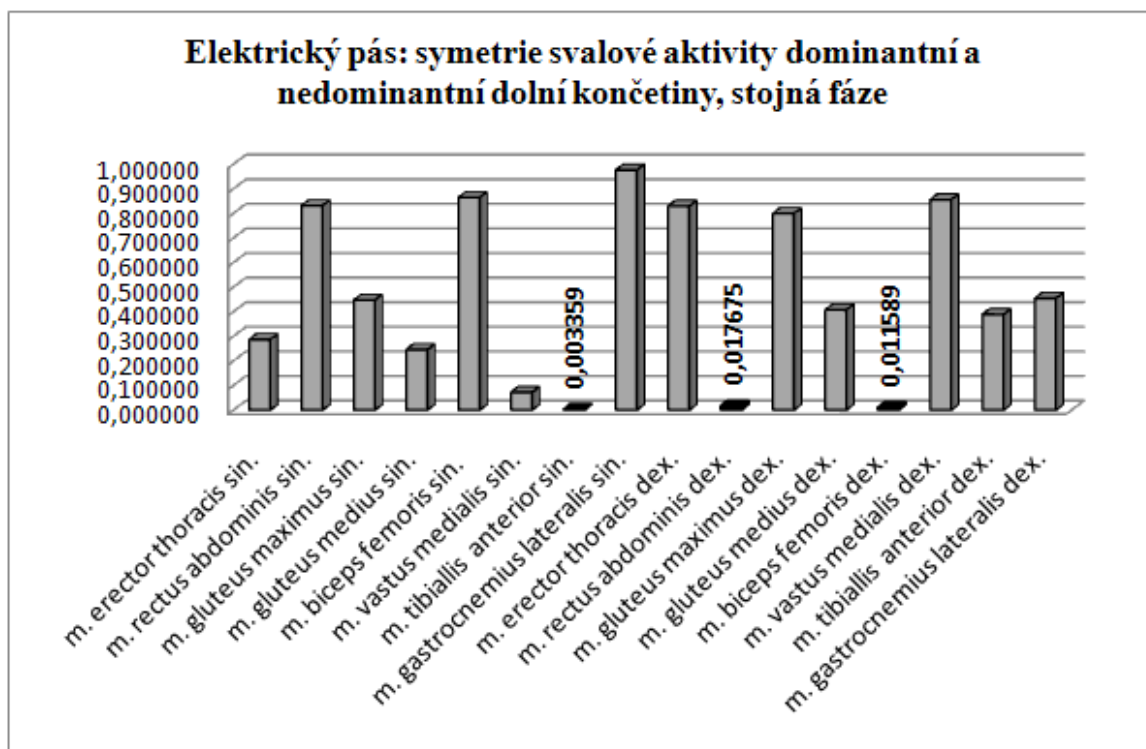
7.4.1 Vyjádření k výsledkům hypotéz na základě statistického hodnocení

Hypotézu **H₀₁₃** ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibialis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme**.

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. tibialis anterior sin.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. biceps femoris dex.*

Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 23 a) a dále jsou znázorněny v grafu 60. Krabicový graf 61, 62 a 63 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

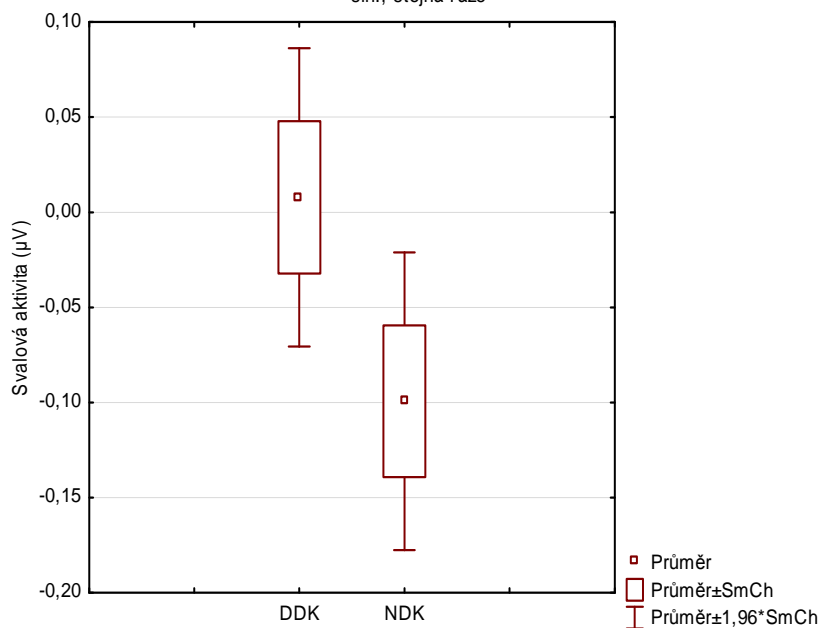
Graf 60: Znárodnění statistické významnosti $p < 0.05$ odlišnosti svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve stejné fázi



Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

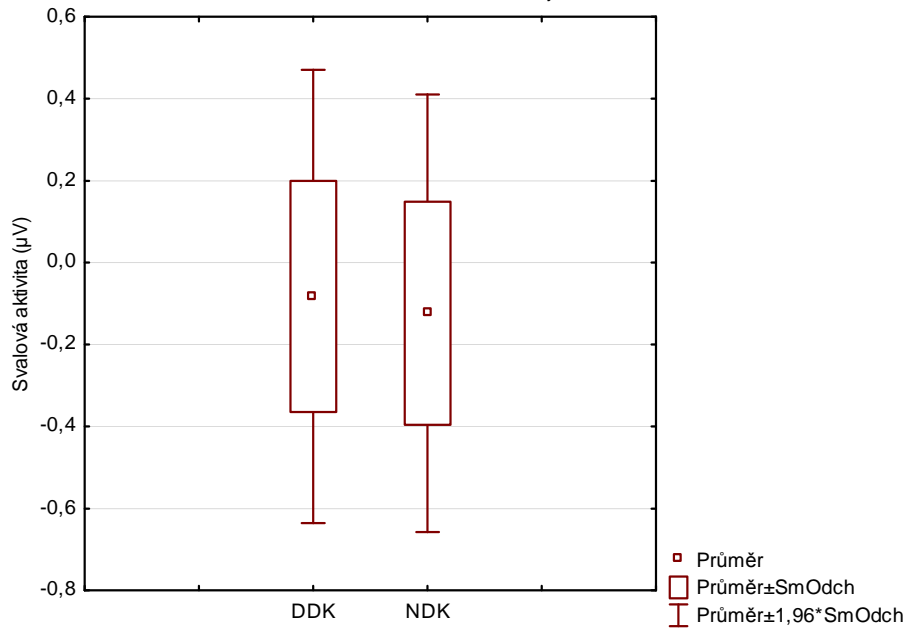
Graf 61: Asymetrie svalové aktivity m. tibialis anterior sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve stejné fázi

Asymetrie dominantní a nedominantní dolní končetiny na elektrickém pásu, m. tibialis anterior sin., stejná fáze



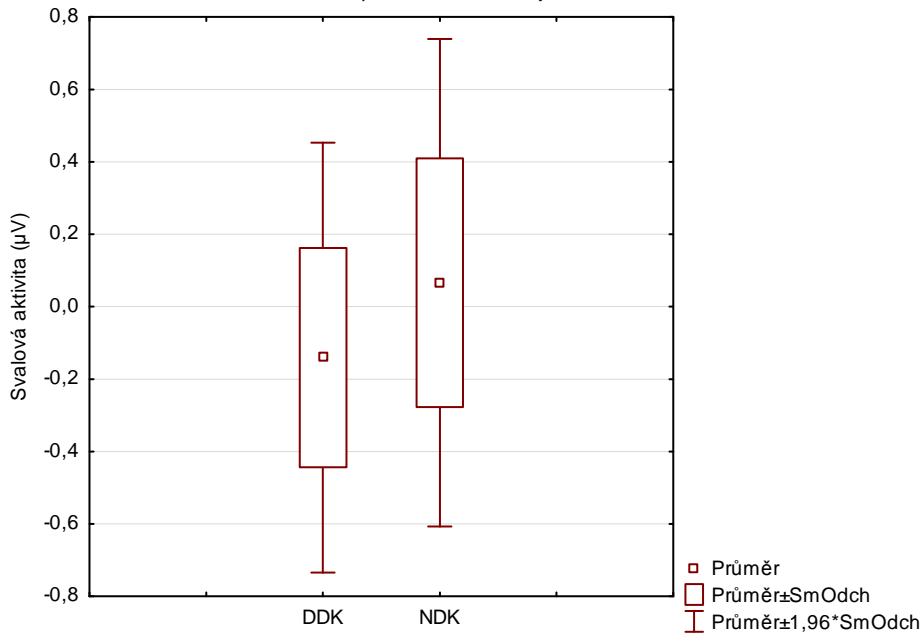
Graf 62: Asymetrie svalové aktivity m. rectus abdominis dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve stejné fázi

Asymetrie svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny na elektrickém pásu, m. rectus abdominis dex., stejná fáze



Graf 63: Asymetrie svalové aktivity m. biceps femoris dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve stejné fázi

Asymetrie svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny na elektrickém pásu, m. biceps femoris dex., stejná fáze

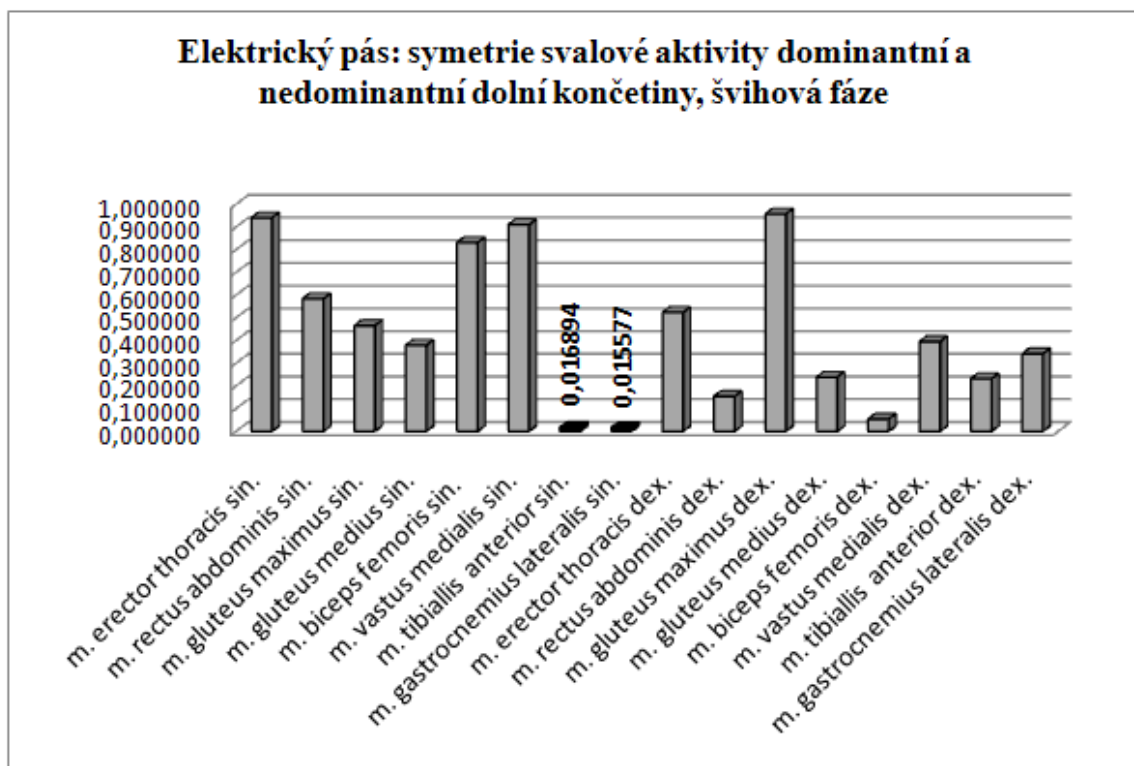


Hypotézu **H₀14** ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibialis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme**.

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*

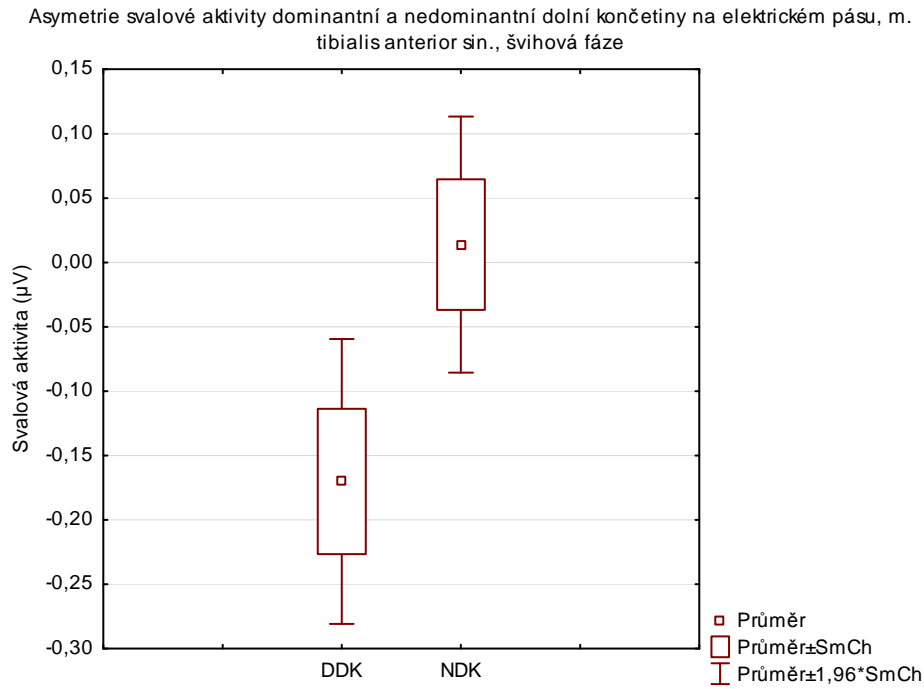
Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 23 b) a dále jsou znázorněny v grafu 64. Krabicový graf 65 a 66 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

Graf 64: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ odlišnosti svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve švihové fázi

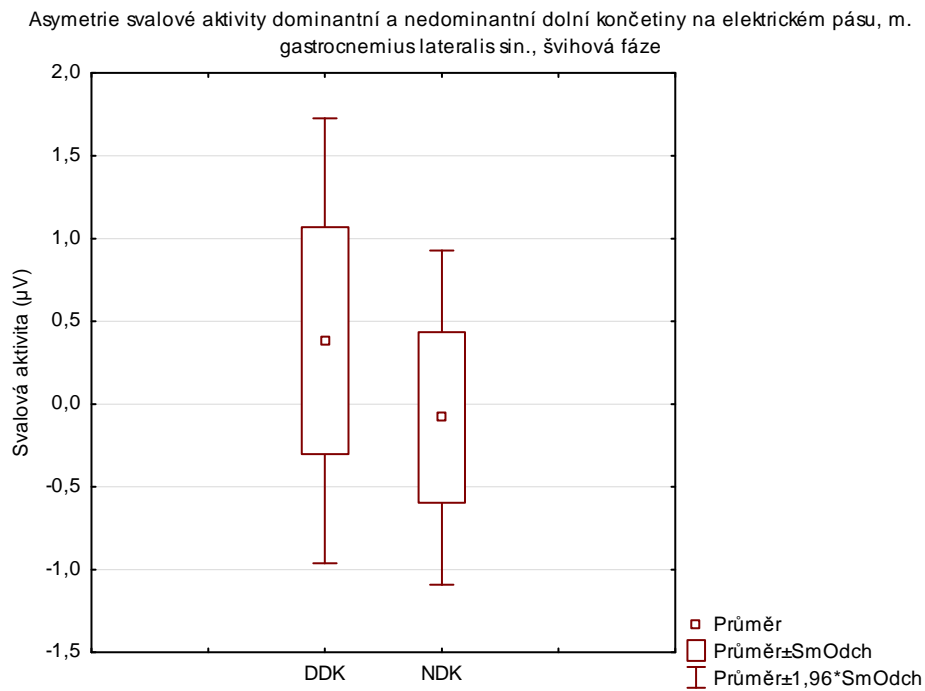


Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Graf 65: Asymetrie svalové aktivity m. tibialis anterior sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



Graf 66: Asymetrie svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze

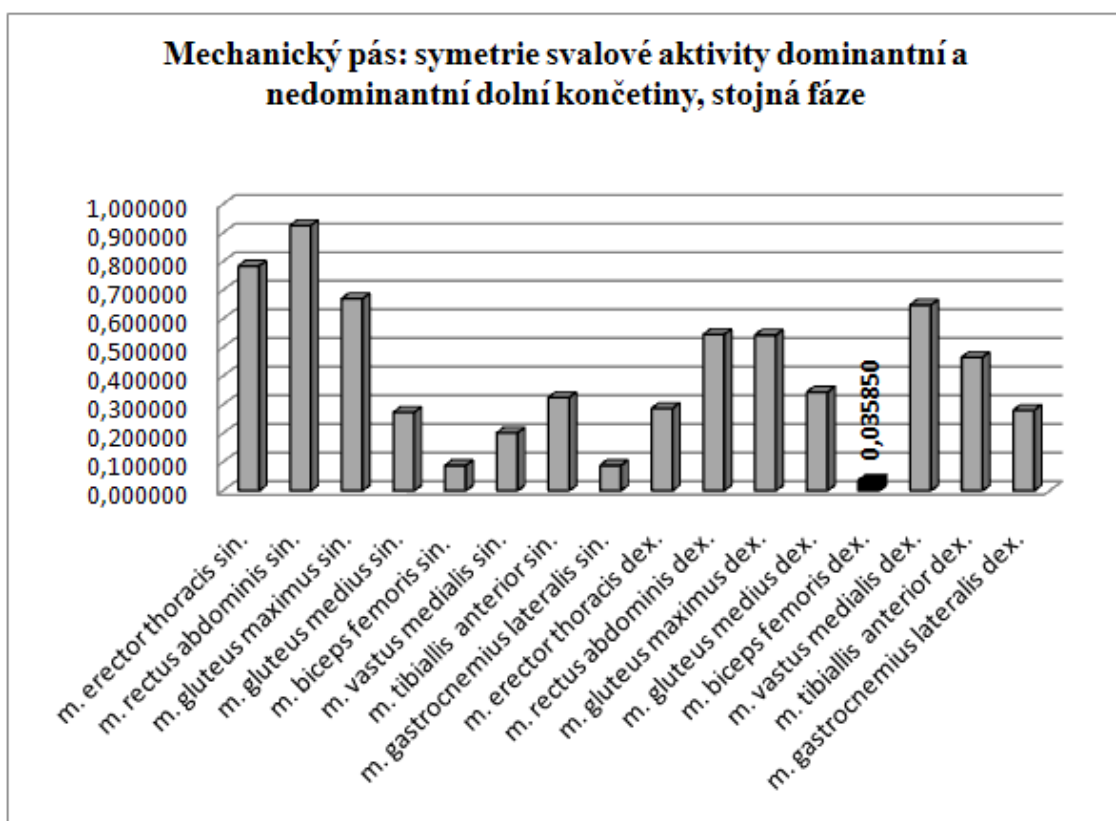


Hypotézu **H₀₁₅** ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při chůzi na mechanickém pásu během stejné fáze, konkrétně u: *m. erector thoracis sin.*, *m. rectus abdominis sin.*, *m. gluteus maximus sin.*, *m. gluteus medius sin.*, *m. biceps femoris sin.*, *m. vastus medialis sin.*, *m. tibialis anterior sin.*, *m. gastrocnemius lateralis sin.*, *m. erector thoracis dex.*, *m. rectus abdominis dex.*, *m. gluteus maximus dex.*, *m. gluteus medius dex.*, *m. biceps femoris dex.*, *m. vastus medialis dex.*, *m. tibialis anterior dex.*, *m. gastrocnemius lateralis dex.*“ **zamítáme**.

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u *m. biceps femoris dex.*

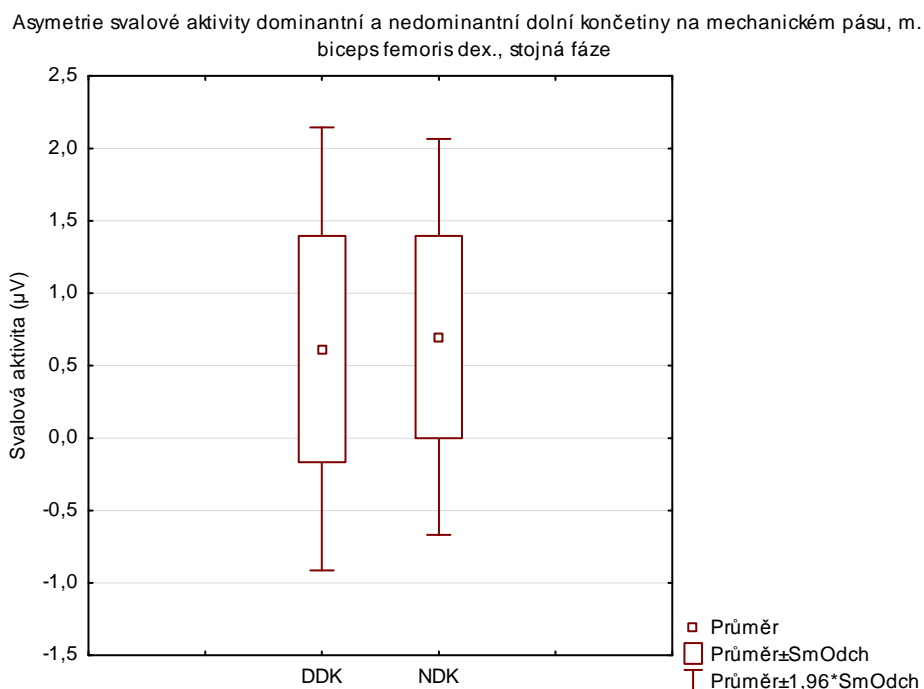
Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 23 c) a dále jsou znázorněny v grafu 67. Krabicový graf 68 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

Graf 67: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ odlišnosti svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na mechanickém pásu ve stejné fázi



Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Graf 68: Asymetrie svalové aktivity m. biceps femoris dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na mechanickém pásu ve stejné fázi

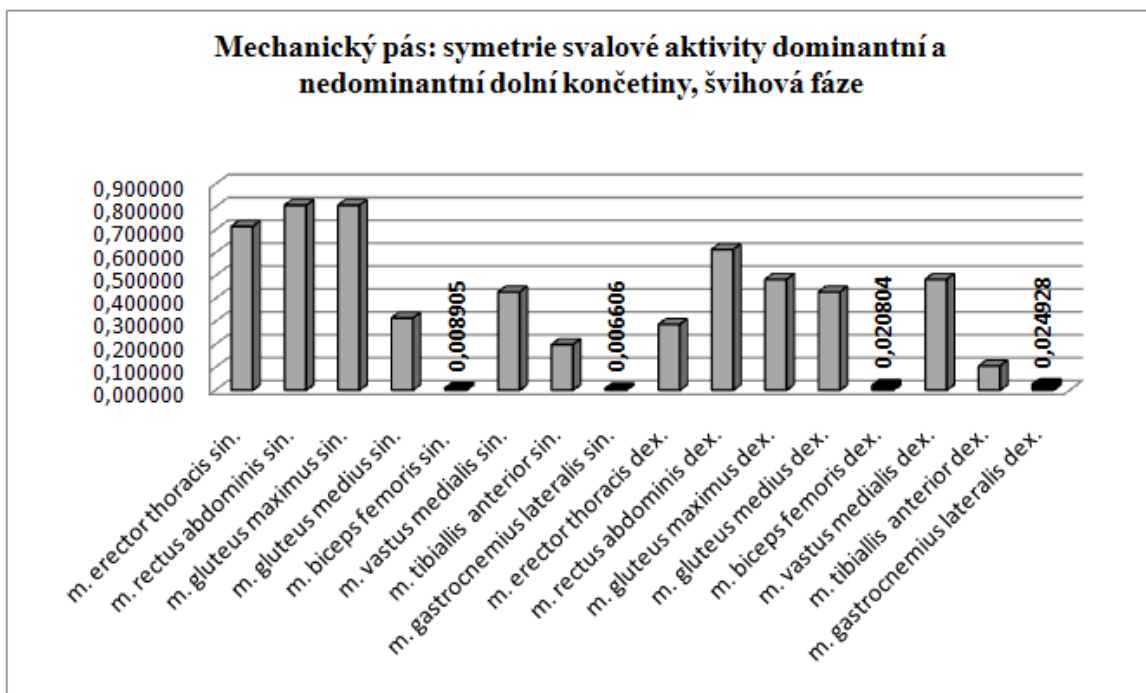


Hypotézu **H₀₁₆** ve znění: „Není rozdíl ve velikosti svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou při chůzi na mechanickém pásu během švihové fáze, konkrétně u: m. erector thoracis sin., m. rectus abdominis sin., m. gluteus maximus sin., m. gluteus medius sin., m. biceps femoris sin., m. vastus medialis sin., m. tibialis anterior sin., m. gastrocnemius lateralis sin., m. erector thoracis dex., m. rectus abdominis dex., m. gluteus maximus dex., m. gluteus medius dex., m. biceps femoris dex., m. vastus medialis dex., m. tibialis anterior dex., m. gastrocnemius lateralis dex.“ **zamítáme.**

Byl prokázán statisticky významný rozdíl u m. biceps femoris sin., m. gastrocnemius lateralis sin., m. biceps femoris dex.

Výsledky testování hypotéz jsou uvedeny v Příloze 23 d) a dále jsou znázorněny v grafu 69. Krabicový graf 70, 71, 72 a 73 ukazuje průměrnou hodnotu a směrodatnou odchylku aktivity statisticky významných svalů.

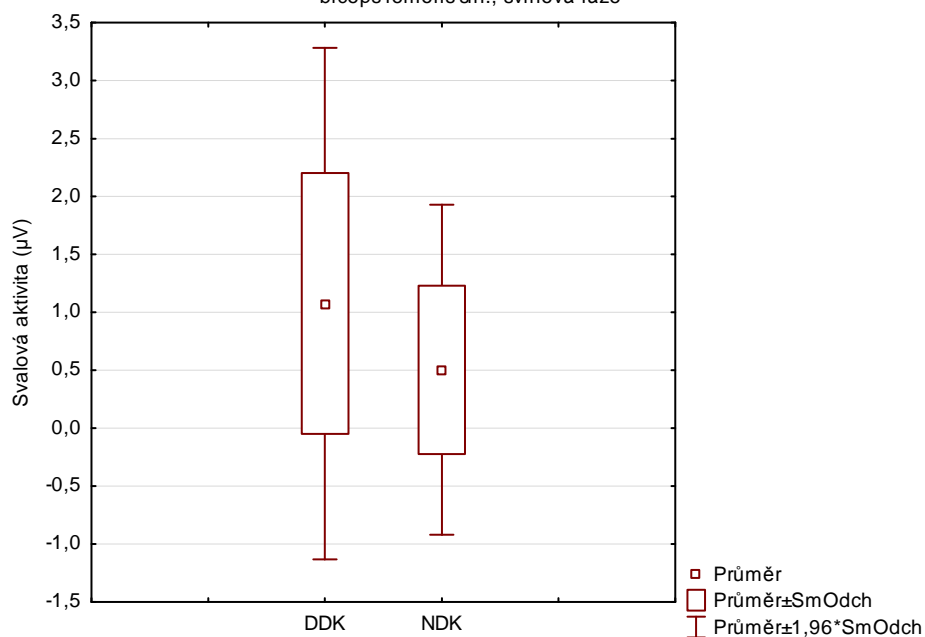
Graf 69: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ odlišnosti svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



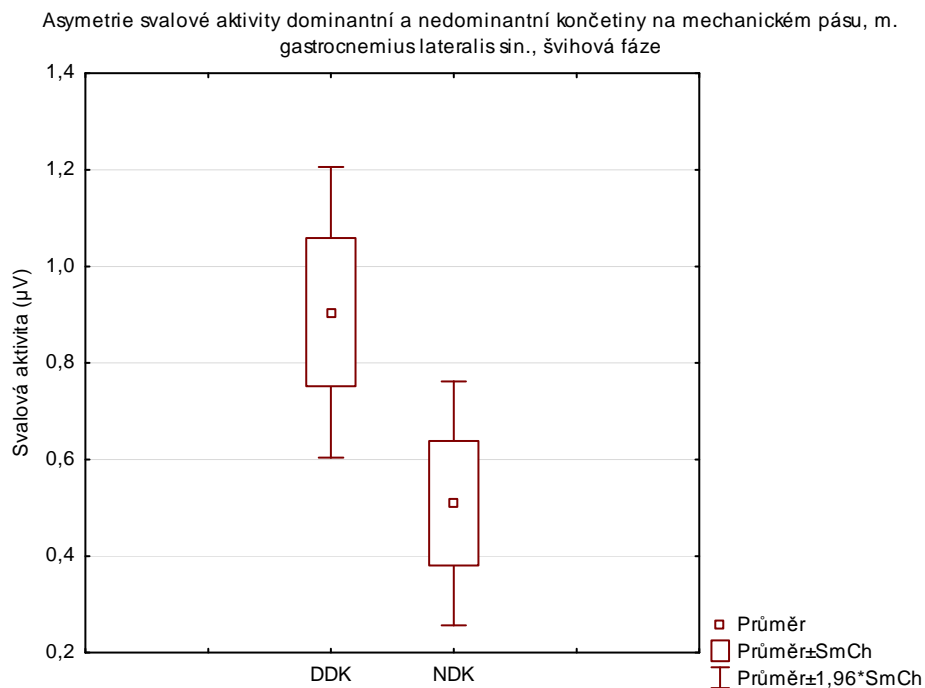
Legenda: osa x: testované svaly, osa y: p-hodnota

Graf 70: Asymetrie svalové aktivity m. biceps femoris sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze

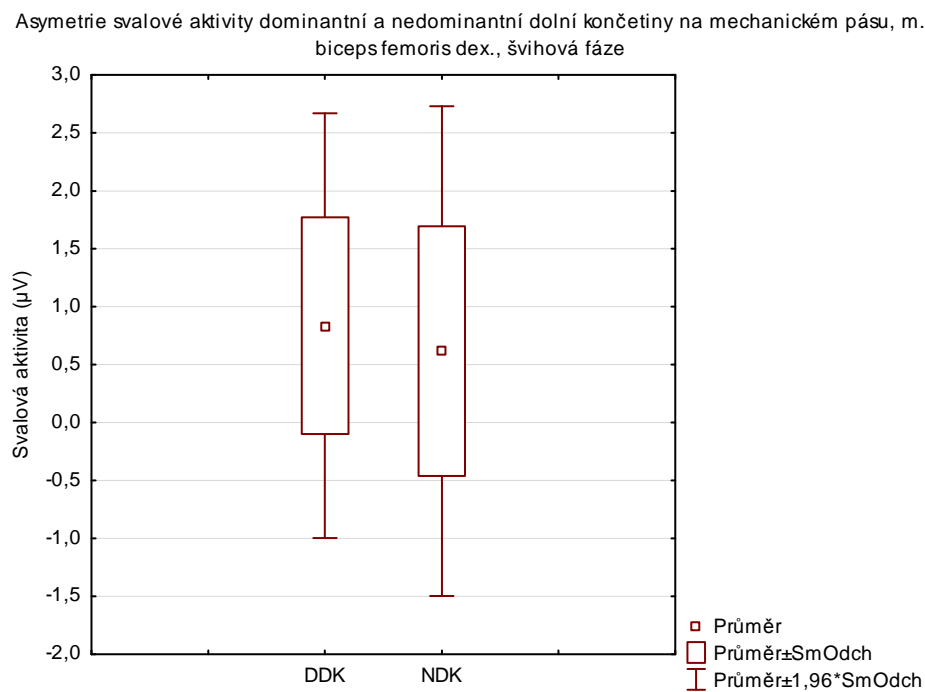
Asymetrie svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny na mechanickém pásu, m. biceps femoris sin., švihová fáze



Graf 71: Asymetrie svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze

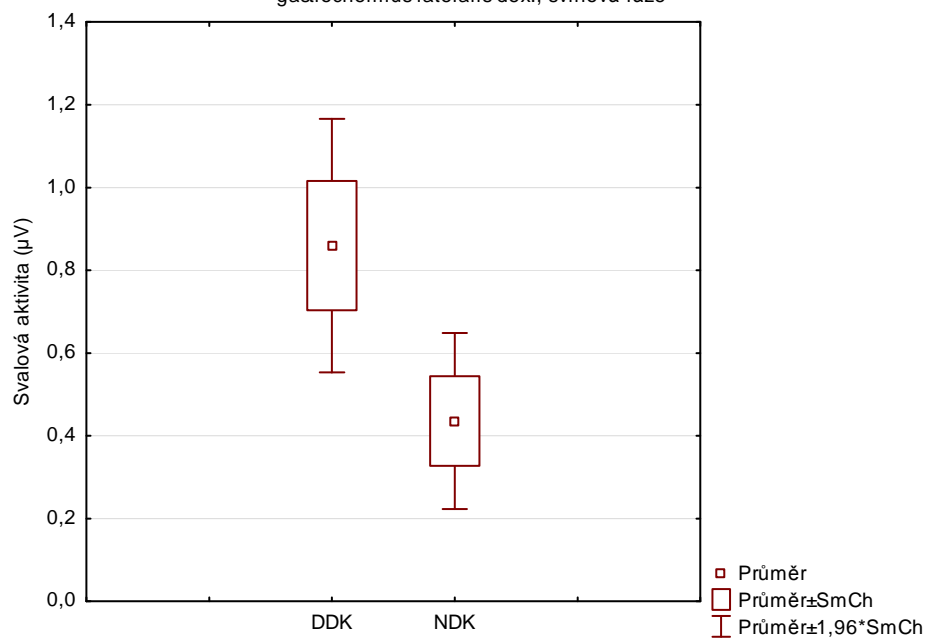


Graf 72: Asymetrie svalové aktivity m. biceps femoris dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze



Graf 73: Asymetrie svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze

Asymetrie svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny na mechanickém pásu, m. gastrocnemius lateralis dex., švihová fáze



8 DISKUZE

8.1 Timing svalů

Timing a amplituda EMG vzorů během jednotlivých fází nebo v rámci celého krokového cyklu informuje o neurologické kontrole a svalové integraci (Boulogouris, 2004 in Kunju et al., 2009, p. 119). Stejně pohyby při chůzi by mohly být vytvořeny stále stejným timingem svalů pouze se změnou aktivace amplitudy (Hof, 2003 in Huber et al., 2011, p. 33).

Huber et al. (2011, p. 33) dokázali, že probandi, kteří vykazovali vysokou přesnost pohybů při chůzi, mají lepší schopnost adaptace svalového systému na vlivy zevního prostředí změnou naprogramování timingu svalů před vlastní aktivitou. Modulace timingu svalů na základě určité sensorické informace umožňuje úpravu rytmu pohybu, vytvoření adaptivních a efektivních pohybů v závislosti na situaci (Aoi et al., 2012, p. 689). Při vytváření pohybových vzorů se může vyskytnout chyba s následným vytvořením odchylky pohybu vůči prostředí. Pohybové příkazy jsou postupně upraveny tak, aby se vzor aktivace svalů přizpůsobil možnému vzniku pertubací (Blanchette, 2011, p. 358).

V rámci mého experimentu je nutné zdůraznit, že ne u všech probandů byl stejný počet aktivovaných svalů. Docházelo k preferenci různých svalových skupin. Huber et al. (2011, p. 3) popisuje, z čeho vychází rozdíly ve vytváření přesnosti pohybů: (1) ze svalového náboru, (2) z fyziologických a morfologických vlastností svalu (Huber et al., 2011, p. 33), jako je např. velikost a typ vlákna (Wakeling et al., 2002 in Huber et al., 2011, p. 33), intermuskulární a intramuskulární souhry způsobené různými typy tréninku (Huber et al., 2010, Zebis et al., 2008 in Huber et al., 2011, p. 33). Svalový nábor a vlastnosti svalu mohou měnit neuromuskulární kontrolu. Variabilita mezi probandy pravděpodobně odráží přítomnost různých aktivačních vzorů, které jsou používány k uskutečnění stejného pohybu (Hug et al., 2010 in Huber et al., 2011, p. 33; Ivanenko et al., 2004, p. 267). Jednotlivé průměrné vzory aktivace každého svalu mohou být rozdílné v každém krokovém cyklu (Arsenault et al., 1986, Yack et Winter, 1984 in Winter et Yack, 1987, p. 402; Ivanenko et al., 2004, p. 267), i když kinematika končetin je relativně totožná ve vytváření různých způsobů lokomoce (Ivanenko et al., 2004, p. 268). Navíc Cappellini et al. (2006, p. 3431) zjistili

sekvenci pěti časových složek aktivace svalů, které mohou obsahovat časový pohybový program. Tento časový pohybový program se mění vzhledem ke stejné a švihové fázi krokového cyklu.

8.1.1 Timing svalů: elektrický pás vs. zem (H₀1)

Nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl u testovaných svalů. Svaly se zapojovaly ve stejném či velmi podobném pořadí při chůzi na páse i po zemi. U chůze na trenažéru a po zemi se téměř shodovalo i množství aktivací u jednotlivých probandů.

8.1.2 Timing svalů: mechanický pás vs. zem (H₀3)

V timingu byl nalezen statisticky významný rozdíl u m. gluteus maximus sinister a m. vastus medialis sin.

Zjistila jsem sníženou aktivaci m. gluteus maximus. M. gluteus maximus při chůzi na mechanickém pásu se neaktivoval u osmnácti probandů, při chůzi po zemi se nezapojoval u jedenácti probandů. M. gluteus maximus se ve dvou případech aktivoval jako čtvrtý v pořadí při chůzi na mechanickém pásu (dále mech. pásu). Při chůzi po zemi se aktivoval jako čtvrtý (u čtyř probandů) a pátý (u tří probandů). M. gluteus maximus se obvykle zapojuje na konci stejné fáze a je důležitý především k počáteční stabilizaci kyčelního kloubu, později k extenzi kyčelního kloubu (Eberhart et al. in Klopsteg, 1954, Basmajian, 1978, Paul, 1974, Battye et Joseph, 1966, Berkeley, 1977 in Shiavi in Smidt, 1990, p. 107), tudíž bych očekávala časnou aktivaci. Jako jeden z prvních svalů se mohl aktivovat m. erector thoracis, m. vastus medialis či m. gluteus medius. M. gluteus medius má za úkol zajistit stabilitu pánve při chůzi na pohybučím se povrchu v náklonu. Poté by se tak mohl aktivovat m. gluteus maximus, aby zaopatřil extenzi kyčelního kloubu. Dle Arnold et al. (2005 in Pandy et Kim, 2010, p. 2062) m. GMax. a mm. vasti významně přispívaly v téměř stejném poměru k akceleraci kyčelního kloubu do extenze v průběhu první poloviny stejné fáze. Aktivace m. gluteus maximus (spolu s m. vastus medialis) mohla být ovlivněna rozdílnou vlastní zvolenou rychlostí chůze u všech probandů, kdy tato koaktivace přispívá k progresi pohybu (Liu et al., 2008, s. 3245).

Mm. vasti vytváří oporu, snižují rychlost pohybu těžiště těla (COM) (Pandy et Adriacchi, 2010, p. 413) a akcelerují těžiště laterálně během první poloviny stojné fáze. V mém experimentu se m. vastus medialis neaktivoval u pěti probandů při chůzi na mech. pásu a u dvanácti probandů při chůzi po zemi. Jeho aktivace byla různá, nejčastěji jako druhý v pořadí (u šesti probandů) při chůzi na mechanickém trenažéru. Během chůze po zemi se jeho aktivace vyskytovala nejčastěji jako sedmý v pořadí (u čtyř probandů). M. vastus medialis se tedy aktivoval na začátku stojné fáze při chůzi na trenažéru či v pozdější části stojné fáze při chůzi po zemi. Tento nálezn může souhlasit s informacemi Ivanenko et al. (2008, p. 3358), kteří zjistili aktivaci m. vastus medialis na konci stojné fáze. Dle Agostiniho et al. má m. vastus medialis dvě aktivační období. První období zapojení svalu se nachází od fáze počátečního kontaktu až do střední stojné fáze (do 19,6 % GC). Druhá aktivace m. VM začíná v konečné švihové fázi (83,7 % GC) a končí ve fázi následného iniciálního kontaktu. M. vastus medialis v tomto případě zajišťuje stabilizaci česky před začátkem předšvihové fáze. Méně časté je období třetí aktivace ve fázi zvednutí paty (30 % GC) (Agostini et al., 2010, pp. 287- 288). Dle Sutherlanda (1980 in Agostini et al., 2010, p. 288) je m. vastus medialis aktivní od střední švihové fáze do střední stojné fáze.

8.1.3 Timing svalů: mechanický pás vs. elektrický pás ve stojné fázi (H₀6)

I přesto, že pohyb na trenažéru a po zemi vytváří podobnou kinematiku, aktivace svalových vzorů a kloubních momentů se mohou lišit (Cronin et Finni, 2013, p. 528). Bylo zjištěno, že jsou změněny vzory svalové aktivace během chůze na běžeckém pásu (Ricamato et Hidler, 2005, p. 389) oproti chůzi po zemi (Arsenault et al., 1985 in Ricamato et Hidler, 2005, p. 340).

V timingu byl nalezen statisticky významný rozdíl u m. vastus medialis bilaterálně. Největší rozdíl byl v počtu aktivací – častěji byl aktivován při chůzi na mech. pásu; m. vastus medialis sin. se na mechanickém pásu zapojil u osmnácti probandů a m. vastus medialis dex. byl aktivován u třinácti probandů. Při chůzi na elektrickém pásu (dále el. pásu) se m. vastus medialis sin. „zapnul“ u sedmi probandů a m. vastus medialis dex. u šesti probandů. Aktivace byla nalezena u obou

svalů v průběhu celého krokového cyklu. Více informací k timingu m. vastus medialis viz v diskuzi 8. 3 Chůze do náklonu na mechanickém pásu (H₀9 - H₀12).

8.1.4 Timing m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis

Zjistila jsem sníženou aktivaci m. tibialis anterior; při chůzi na mech. pásu se aktivoval pouze u třech probandů pro m. TA sin., u sedmi probandů pro m. TA dexter. Při chůzi na elektrickém trenažéru se m. TA sin. zapojil u šesti probandů a m. TA dex. u osmi probandů a při chůzi po zemi se m. TA sin. „zapnul“ u šesti probandů a m. TA dex. sedmkrát. Z toho vyplývá, že se m. TA zapojí maximálně u 35 % probandů, častěji při chůzi po zemi či chůzi na elektrickém pásu než při chůzi na mech.pásu.

Pokud byl m. TA aktivovaný, lišilo se pořadí jeho zapojení nevýznamně do celkového pohybového vzorce při všech třech podmínkách chůze. Agostini et al. popisují aktivaci m. tibialis anterior ve třech periodách v krokovém cyklu. První aktivace se vyskytuje v době zhoupnutí paty (9,3 % GC), druhá aktivace nastává při zvednutí prstců od podložky (48,8 % - 65,3 % GC). Po třetí se m. tibialis anterior aktivuje v 79 % GC až do doby dalšího iniciálního kontaktu. Mohou se vyskytovat modality aktivace, např. může dojít k prodloužení aktivace m. TA při zhoupnutí paty (až do 15,2 % GC), zkrácení doby aktivace m. TA během fáze postupného zatížení (7,6 % GC). Dále se může objevit kontinuální aktivace v průběhu švihové fáze (od 60,5 % GC do dalšího iniciálního kontaktu), dvojí aktivace v průběhu švihové fáze, nebo se může doba „zapnutí a vypnutí“ m. TA rozmístit do celého krokového cyklu. Nejčastěji Agostini et al. zpozorovali aktivaci v období před zvednutím prstců, která pokračovala přes švihovou fázi až do fáze iniciálního kontaktu. Během stojné fáze je dle Agostiniho et al. m. TA neaktivní. Nálezy Agostiniho et al. jsou shodné se Schwartzem et al. (2008 in Agostini et al., 2010, p. 288). Oproti těmto výsledkům již dříve Sutherland zjistil, že m. TA je aktivní přibližně v 40 % GC. Dále objevil aktivaci m. TA ve střední stojné fázi (trvá asi 10 % GC), která není obvykle hlášena u zdravých jedinců. Aktivace m. TA by mohla být spojena s pohybem hlezna do inverze při kontrole rovnováhy, kdy se jedna dolní končetina nachází ve stojné fázi a kontralaterální končetina ve švihové fázi (Sutherland, 1980 in Agostini et al., 2010, p. 288).

Timing m. gastrocnemius lateralis byl podobný ve všech testovaných podmínkách. Jejich pořadí aktivace bylo načasováno v průběhu celého krokového cyklu. Agostini et al. popsali dvě období aktivace: první začíná po ukončení zhoupnutí paty (7,3 % GC) a končí při zvednutí paty (37,7 % GC). Druhá aktivace nastává v době počáteční švihové fáze (66,9 % GC) a trvá do konce střední švihové fáze (80 % GC). Nejčastější doba aktivace m. GL je pozorována v 34 % GC (Agostini et al., 2010, p. 287). Různé způsoby aktivace nalezených u m. GL jsou shodné s nálezy Sutherland (1997 in Agostini et al. 2010, p. 288) s ohledem na aktivitu ve švihové fázi a na předčasnou aktivaci ve stojné fázi. Winter (1990 in Agostini et al. 2010, p. 288) naopak tvrdil, že flexe kolenního kloubu během předšvihové fáze vzniká činností plantárních flexorů. Sutherland (2001 in Agostini et al. 2010, p. 288) diskutoval o tom, zda plantární flexory vytváří plantární flexi v hlezenním kloubu a flexi kolenního kloubu v předšvihové fázi aktivní. Výsledky Agostini et al. (2010, p. 288) ukazují, m. GL je neaktivní během předšvihové fáze, což souhlasí s tvrzením Sutherlanda (2001 in Agostini et al. 2010, p. 288) pokud se využije metoda aktivace jednoho krokového cyklu. Když Agostini et al. (2010, p. 288) při vyhodnocování jejich výsledků využili metodu aktivace v průběhu tří krokových cyklů, m. GL byl aktivní v předšvihové fázi, což souhlasí naopak s výsledky Wintera (1990 in Agostini et al., 2010, p. 288). Shledáváme situaci, kdy výsledky úzce závisí na počtu vyhodnocovaných krokových cyklů. Proto bývá problém porovnávat jednotlivé výsledky studií mezi sebou, jestliže nebyla zachována přesná metodika.

8.1.5 Švihová fáze krokového cyklu a jeho úskalí při hodnocení timingu svalů (H₀₂, H₀₄, H₀₆)

Švihová fáze krokového cyklu je vysoce automatický aktivní neuromuskulární proces, resp. lokomoční strategie, ve které se vyskytuje nízká aktivita vyšších center řízení motoriky (Mena et al., 1981, Mochon et McMahon, 1980a, Mochon et McMahon, 1980b in Smith et al., 2013, p. 653; Whittlesly et al., 2000, p. 274).

Ke stanovení mnoha aspektů švihové fáze byly použity modely v podobě kyvadel, jako např. pro stanovení kinematiky (Bach et al., 1994a, 1994b: Mena et al., 1979 a 1981, Menkveld et al., 1981 in Whittlesly et al., 2000, p. 274) či timingu pohybu (Holt et al., 1990: Westwell, 1994 in Whittlesly et al., 2000, p. 274).

Dolní končetina, která mění své postavení během švihové fáze, připomíná pohyb volně se pohybujícího kyvadla (Mena, Mansour et Simon, 1981, Mochon et McMahon, 1980a, Mochon et McMahon, 1980b in Smith et al., 2013, p. 653). Z kinetického hlediska se nervosvalový systém při tvorbě švihové fáze více spoléhá na momenty setrvačnosti a gravitační momenty, což snižuje velikost kloubních momentů (Smith et al., 2013, p. 664). Kloubní momenty jsou obecně interpretovány jako aktivní kontrola, neboť reprezentují svalovou aktivitu. Gravitační momenty jsou čistě pasivní (Whittlesly et al., 2000, p. 282). Smith et al. (2013, p. 660) popsali, že největší kloubní momenty byly vytvořeny v hlezenním kloubu. Proximálním směrem se hodnota kloubních momentů snižovala, což bylo způsobeno nižší svalovou činností na segmenty a vyšší hodnotou momentu setrvačnosti (Smith et al., 2013, p. 661). Jestliže by tedy byla švihová fáze zcela pasivní, došlo by k jejímu výraznému zpomalení a zvýšení metabolického výdeje stojné končetiny (Whittlesly et al., 2000, p. 281). Putnam (1991, Whittlesly et al., 2000, p. 282) propočítal působení gravitačních sil během švihové fáze a zjistil, že 22,5 % kinetiky bérce je vytvořena následkem působení gravitační síly. U kinetiky stehna gravitační síla přispívá pouze z 9,6 %. Ve studii Whittlesly (2000, p. 285) bylo zjištěno, že gravitace pomáhá k pohybu asi z 1/3 z celku, jež zahrnuje pouze některé segmentové interakce. Pokud by byla švihová fáze opravdu pasivní, kyvadlové modely by prakticky mohly předvídat změny setrvačnosti, a proto by se mohly vytvořit protézy, které by mohly více podporovat fyziologický vzor chůze i ve švihové fázi krokového cyklu (Whittlesly et al., 2000, p. 274).

Trvání švihové fáze není tedy dáno jen momentem setrvačnosti jednotlivých tělesných segmentů a jejich konfigurací v prostoru (Hicks et al., 1985 in Rose et Gamble, 2006, p. 41). Je také důležitá přítomnost neuromuskulární kontroly (Smith et al., 2013, p. 653). Relativně nízké svalové aktivace švihové končetiny dokáží snížit dobu trvání jednooporové fáze, čímž se sníží celkový metabolický výdej (Whittlesly et al., 2000, p. 286).

V mém experimentu v hypotézách týkající se timingu svalů ve švihové fázi (H_02 , H_04 , H_06) se z testovaných svalů aktivoval pouze m. erector thoracis bil. a m. biceps femoris sin. třikrát. Ve většině případů se testované svaly neaktivovaly nad stanovenou hodnotu. Tento nálezn odpovídá Basmajian et DeLuca (1985, p. 136), Crowninshield et Brand (1981 in Whittlesly et al., 2000, p. 274), kteří tvrdili,

že kontrola švihové fáze centrálním nervovým systémem při chůzi vlastní zvolenou rychlostí může být minimální a EMG záznamy jsou během švihové fáze relativně „tiché“ (Basmajian et DeLuca, 1985, p. 136, Crowninshield et Brand, 1981 in Whittlesly et al., 2000, p. 274). Ve studii Mochon et McMahon (1980a, 1980b in Smith et al., 2013, p. 653) byla neuromuskulární odpověď během švihové fáze nižší v porovnání s neuromuskulární reakcí během stojné fáze. Whittlesly et al. (2000, p. 289) potvrzuje tento nález – svaly jsou signifikantně méně aktivní v průběhu švihové fáze.

8.2 Svalová aktivita a chůze na elektrickém pásu (H₀₇, H₀₈)

Někteří autoři se domnívají, že lokomoce na trenažéru může být odlišná od chůze po zemi (Elliot et Blanksby, 1976, Nelson et al. 1972, Strathy et al., 1983, Murray et al., 1985 in Parvataneni et al., 2009, p. 112, Alton et al., 1998, p. 438). Schenau (1980 in Riley et al., 2007, p. 18) dokázal, že chůze na elektrickém pásu a po zemi jsou biomechanicky shodné, pokud je rychlost běžeckého pásu konstantní.

Mé výsledky ukazují zvýšenou aktivitu m. gluteus medius sin. a m. vastus medialis sin. a sníženou aktivitu m. biceps femoris sin. během stojné fáze při chůzi na elektrickém trenažéru oproti chůzi po zemi. Ve švihové fázi byla snížena aktivita m. tibialis anterior sin., m. rectus abdominis sin a naopak u m. gastrocnemius lateralis sin. byla nalezena vyšší svalová aktivita. Z toho usuzuji, že u probandů bylo zapotřebí stabilizovat pánev zvýšenou aktivitou m. gluteus medius a zajistit plnou extenzi kolenního kloubu pomocí m. vastus medialis. Švihová fáze nevykazovala vyšší posturální náročnost oproti chůzi po zemi.

8.3 Chůze do náklonu na mechanickém pásu (H₀₉ - H₀₁₂)

Chůze do kopce je nevyhnutelnou součástí každodenních běžných činností (Leroux et al., 2002, p. 65). Je zajímavé, že bylo zjištěno zvýšené riziko pádů při chůzi do náklonu než na schodišti s podobnými velikostmi sklonu (Sheehan et al., 2012 in Hong et al., 2014, p. 29).

Při chůzi do svahu musí být končetiny zkoordinovány tak, aby byla zachována stabilita těla a mohl tak být zajištěn kontinuální pohyb vpřed. Kontrolní strategie se mohou lišit v závislosti na různých kinematických uspořádáních segmentů těla při chůzi do různých velikostí sklonů (Hong et al., 2014, p. 29). Hong et al. (2014, p. 32) zjistili, že úhly v kloubech a kloubní momenty na dolních končetinách během chůze do náklonu byly stejné jako při chůzi po rovině. Dále bylo prokázáno, že adaptace chůze do svahu vzniká v závislosti na změnách pohybových vzorců dolních končetin (Leroux et al., 1999, Wall et al., 1981, Lange et al., 1996 in Leroux et al., 2002, p. 64) a na změnách úrovně aktivace flexorů a extenzorů dolních končetin (Leroux et al., 1999, Lange et al., 1996, Brandell, 1977, Simonsen et al., 1995 in Leroux et al., 2002, p. 65).

Biomechanika funkce končetin během chůze do kopce a z kopce u mladých dospělých je odlišná oproti chůzi po rovině. Během fáze dvojí opory při chůzi po rovině dolní končetiny vytváří pozitivní a negativní mechanickou práci (Donelan et al., 2002 in Franz et Kram, 2013, p. 535). Franz et Kram (2013, p. 535) zjistili, že obě dolní končetiny u mladých dospělých postupně zvyšují mechanickou pozitivní práci spolu se zvyšováním velikosti náklonu. (Mechanická negativní práce se naopak zvyšuje při chůzi z kopce.)

Leroux et al. (2002, p. 66) objevili, že při zvyšování sklonu běžeckého pásu (0 – 10 %) se postupně prodloužila délka kroku. Hong et al. (2014, p. 32) zjistili snížení vlastní zvolené rychlosti u probandů spolu s nižší kadencí než při chůzi po rovině. Pokles rychlosti také potvrzuje Lange (1996, p. 297). Franz et Kram (2012, p. 4) oproti Hong et al. (2014, p. 32) vyzorovali, že jejich probandi postupně zvyšovali kadenci a dále zkracovali dobu stojné fáze.

Chůze do sklonu vyžaduje zvýšenou flexi ve třech hlavních kloubech dolních končetin od poloviny švihové fáze do začátku stojné fáze krokového cyklu. Nárůst flexe v jednotlivých kloubech závisí přímo úměrně na velikosti sklonu. Flexe kyčelního kloubu na konci švihové fáze může přispívat k prodloužení délky kroku (Leroux et al., 1999 in Leroux et al., 2002, p. 66). Hong et al. (2014, p. 32) oproti tomuto trendu nárůstu flexe v kloubech dolních končetin nezjistili rozdíly v jejich dalších rozsazích pohybů při chůzi po rovině a do náklonu. Co se týče trupu a pánve, Leroux et al. nepozorovali změny základních kinematických vzorců těchto oblastí těla při chůzi do kopce ve frontální a transverzální rovině,

avšak v sagitální rovině se trup a pánev naklonily dopředu a pohybovaly se synchronně (Leroux et al., 2002, p. 68 - 69), přičemž velikost náklonu trupu byla přímo úměrná k rychlosti chůze a velikosti sklonu. Náklon trupu tak může přispívat k pohybu dolních končetin a změna postavení pánve zjednoduší pohyby kyčelních kloubů během švihové fáze. Tyto změny postavení segmentů přispívají k plynulosti chůze (Leroux et al., 2002, pp. 71 - 72).

Ve srovnání s chůzí po rovině se při chůzi do kopce vyžaduje zvýšená svalová činnost (Franz et Kram, 2012, p. 2), což souhlasí i s mými výsledky. Při chůzi na mechanickém treňažeru oproti chůzi po zemi či při chůzi na mechanickém treňažeru vůči elektrickému pásu došlo k výraznější aktivitě několika svalů během stojné i švihové fáze krokového cyklu. Během stojné fáze při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi a na el. pásu (viz hypotézy H_{09} a H_{011}) byla nalezena signifikantně vyšší aktivita m. erector thoracis bilateralis (dále bil.), m. gluteus maximus bil., m. gluteus medius bil., m. biceps femoris bil., m. vastus medialis bil., m. gastrocnemius bil. Ve švihové fázi při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi a elektrickém pásu (viz hypotézy H_{010} , H_{012}) se statisticky významně aktivovaly tyto svaly: m. erector thoracis bil., m. gluteus medius sin., m. biceps femoris bil., m. vastus medialis bil. a m. gastrocnemius lateralis bilaterálně. To znamená, že v každé testované situaci byla zvýšená aktivita m. erector thoracis bil., m. gluteus medius sin., m. biceps femoris bil., m. vastus medialis bil. a m. gastrocnemius lateralis bilaterálně. Vyšší svalová aktivita může být způsobena zvýšením úsilí vyvíjené proti mech. pásu na začátku krokového cyklu. Zvýšené úsilí může destabilizovat pohyb a může mít vliv na velikost vyvíjené síly (Rancourt et Hogan, 2009 in Wuebbenhorst, 2013, pp. 1029 – 1030). Svalová síla vyráběná pro danou úroveň aktivace může být nižší v důsledku vztahu svalové síly a rychlosti, takže síla produkovaná svaly nemusí být dostatečná pro zahájení pohybu či pro stabilizaci (Hreljac, 1995, Neptun et Sasaki, 2005 in Ivanenko et al., 2008, p. 3366). Ke stabilizaci preferovaného vzorce pohybu a k reakci na působení zevních sil se musí přizpůsobit samozřejmě i neuromuskulární kontrola (Kellis, 1998 in Huber et al., 2011, p. 33). Franklin et al. (2003 in Wuebbenhorst, 2013, p. 1029) rozlišoval kontrolní strategie stabilních a nestabilních úkolů a poukazuje na to, že nestabilní úkoly vyžadují vyšší úroveň svalové aktivace. Zvýšení svalové aktivace způsobené

zvýšením stabilizace nemůže být často použito pro přenos efektivní síly (Bober et al., 1982, Wuebbenhorst et Zschorlich, 2011 in Wuebbenhorst, 2013, p. 1029).

M. erector thoracis zajišťoval zvýšenou stabilitu trupu a pánve při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi či chůzi na elektrickém trenažéru i přesto, že v mých testovaných podmínkách byl zvolen „nejjednodušší typ chůze“ na mechanickém trenažéru, kdy při chůzi do sklonu se probandi drželi madel před tělem. Aktivita *m. gluteus medius* se vyskytuje při vyšších rychlostech v pozdní stojné fázi a v pozdní švihové fázi krokového cyklu s cílem zvýšit stabilitu těla (Knutson et Soderberg, 1995 in Wall-Scheffler et al., 2010, p. 603). Obdobně jako při zvýšení rychlosti se zvýšila při chůzi na mechanickém pásu pro *m. gluteus medius sin.* ve stojné a švihové fázi a *m. gluteus medius dex.* ve stojné fázi.

Autoři mnoha studií se shodují, že aktivita **m. gluteus maximus** je ve vzpřímeném stoji či při chůzi po rovném povrchu nízká nebo žádná. Dále autoři mají stejný názor na funkci: *m. gluteus maximus* působí jako extensor kyčelního kloubu, stabilizátor kyčelního kloubu a sakroiliakálního kloubu během aktivit (např. při vstávání ze židle nebo při vykročení) (Fischer et Houtz, 1968; Vakos et al., 1994, Oddsson, 1989, Millington et al., 1992, Noe et al., 1992, Snijders et al., 1993, Isear et al., 1997; Caterisano et al., 2002, Joseph a Williams, 1957, Karlsson et Jonsson, 1965, Stern, 1972, Marzke et al., 1988 in Lieberman et al., 2006, pp. 2143 - 2144). Lieberman et al. (2006, p. 2149) konstatovali, že nízká aktivita *m. GMax.* může přispívat k extenzi kyčelního kloubu během stojné fáze a k omezení flexe kyčelního kloubu během švihové fáze. Wall-Scheffler et al. (2010, p. 8) zjistili, že aktivitu *m. gluteus maximus* může signifikantně ovlivnit (ve smyslu zvýšení) antropometrický vliv jako je šířka pánve (Wall-Scheffler et al., 2010, p. 8). Vyšší aktivitu *m. GMax.* zjistili Grasso et al. (2000 in Lieberman et al., 2006, p. 2145) při chůzi po rovině s flekčním držením kyčelních a kolenních kloubů. Tokuhiko et al. (1985 in Lieberman et al., 2006, p. 2145) objevili, že aktivita *m. GMax.* se zvýšila jen minimálně během chůze do sklonu oproti chůzi po rovině s flekčním držením těla. Dále bylo zjištěno, že aktivita *m. GMax.* se při chůzi zvyšuje s rychlostí (Jonkers et al, 2003 in Lieberman et al., 2006, p. 2149; Lyons et al., 1983, p. 1604). Dle Zimmermana et al. (1994 in Lieberman et al., 2006, p. 2143) se *m. GMax.* zapojuje zejména při lezení, běhu a v dalších činnostech, kde se musí stabilizovat trup proti flexi (Stern et al, 1980, Marzke et al, 1988, McLay et al, 1990 in Lieberman et al., 2006, p. 2143). Stabilizace

trupu proti flexi je nutná taktéž při chůzi do sklonu na mechanickém pásu během stojné fáze – viz zvýšená aktivita m. erector thoracis.

M. gluteus medius se začíná kontrahovat během pozdní švihové fáze a jeho aktivita je důležitá během střední stojné fáze, čemuž odpovídá i nález v této diplomové práci, kdy m. gluteus medius během stojné a švihové fáze dominantní dolní končetiny zajišťuje stabilitu. Jeho aktivita může záviset během stojné fáze dle Knutson et Soderberg (1995 in Wall-Scheffler et al., 2010, p. 603), Wall-Scheffler et al. (2010, p. 5) na vyšší rychlosti chůze v pozdní stojné fázi a v pozdní švihové fázi krokového cyklu. Lyons et al. naproti tomu uvedli, že abduktory kyčelního kloubu nevykazovaly významnou změnu v intenzitě aktivity při zvyšování rychlosti. Z tohoto nálezu badatelé vyvodili, že abduktory kyčelního kloubu kontrolují pozici švihové končetiny v prostoru místo toho, aby připravily končetinu na zvýšenou zátěž během počátečního kontaktu (Lyons et al., 1983, p. 1604).

Aktivita **m. biceps femoris** se z velké části nepodílí na opoře během stojné fáze, nýbrž pomáhá ke stabilitě kolenního kloubu a ke zvýšení COM při chůzi do sklonu (Tokuhiro et al., 1985 in Wall-Scheffler et al., 2010, p. 603). Hamstringy jsou dále významné svou antagonistickou aktivitou při přechodech ze švihové fáze do stojné a ze stojné fáze do švihové při zvyšující se rychlosti (Knutson et Soderberg, 1995 in Wall-Scheffler et al., 2010, p. 603) a jsou aktivní v průběhu druhé poloviny švihové fáze aby decelerovaly pohyb bérce (Knutson et Soderberg, 1995 Gazendam et Hof, 2007 in Wall-Scheffler et al., 2010, p. 603). Wall-Scheffler et al. (2010, p. 5) zjistili, že aktivita hamstringů při chůzi ve sklonu nebyla příliš ovlivněna rychlostí. Tuto informaci nemůžu potvrdit ani vyvrátit, jelikož experiment probíhal pouze vlastní zvolenou rychlostí, která nebyla změřena ve všech testovaných podmínkách.

Aktivita **m. quadriceps femoris** podle Lay et al. (2007 in Franz et Kram, 2012, p. 2) během chůze do kopce nevzroste. Wall-Scheffler et al. stanovili, že m. QF spolu s adduktory kyčelního kloubu zvyšuje svou aktivitu v závislosti na rychlosti a sklonu pásu (Wall-Scheffler et al., 2010, p. 5). Brandell (1988 in Lange et al., 1996, p. 294) testoval vliv rychlosti a velikosti náklonu na aktivitu m. QF pomocí EMG a zjistil, že aktivita mm. vasti se zvýšila při rychlosti chůze 5,4 km/hod v porovnání s aktivitou lýtkových svalů. V mém případě došlo k nárůstu svalové aktivity m. vastus medialis na rozdíl od m. gastrocnemius lateralis ve stojné fázi krokového cyklu při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi a při chůzi chůzi na mech. pásu

oproti chůzi na el. pásu. Probandi mého experimentu chodili vlastní zvolenou rychlostí, která nebyla blíže zjištěna pro chůzi na mechanickém pásu ani pro chůzi po zemi. Lange zjišťoval velikost svalové aktivity při změně sklonu na běžeckém pásu bez závislosti na rychlosti. Ukázalo se, že elektromyografická aktivita m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. biceps femoris se signifikantně zvyšovala při změně náklonu z 0 % do 24 % při chůzi na běžeckém trenážeru (Lange et al., 1996, p. 296). Průměrná amplituda EMG záznamu m. vastus medialis vzrostla na 125 %, m. vastus lateralis na 109 % a pro m. biceps femoris na 53 % z původních hodnot (Lange, 1996, p. 297). Výsledky mé diplomové práce spolu s výsledky Brandella a Langeho nepodporují Ciccotti et al. (1994 in Lange, 1996, p. 298), kteří neprokázali zvýšenou svalovou aktivitu oproti chůzi po rovině - zaznamenali snížení amplitudy m. vastus lateralis.

Zvýšená aktivita **m. gastrocnemius lateralis** během stojné a švihové fáze může být také možná. Stefano et al. (2004, p. 96) zjistili, že m. triceps surae je převážně aktivní ve střední stojné fázi a během konečné stojné fáze se hlezenní kloub stabilizuje (tzv. „uzamkne“) pomocí m. soleus a m. gastrocnemius. Intenzita těchto svalů rychle vzrůstá a jejich doba aktivace je přibližně třikrát delší než během střední stojné fáze (Perry, 1992, p. 64). Shiavi et al. uvedli, že dochází ke snížení aktivity plantiflexorů během střední stojné fáze při vyšším tempu (Shiavi et al., 1987, Shiavi et Griffin, 1983 in Clancy et al., 2004, p. 512). Data Clancy et al. (2004, p. 512) vykazují podobný trend u některých probandů ve všech rychlostech. Kepple et al. (1997 in Zajac et al., 2003, p. 4) objevili, že k progresi a vertikální opoře v druhé polovině stojné fáze přispívají plantární flexory. V předšvihové fázi aktivace m. soleus a m. gastrocnemius sice klesá, avšak umožňují sílu pro odraz dolní končetiny, která slouží k progresi těla (Perry, 1992, pp. 65, 72). Impuls pro odraz vzniká v m. soleus a iniciace švihové fáze vzniká v m. gastrocnemius (Neptune et al., 2001 in Zajac et al., 2003, p. 9). Během střední švihové fáze byla nalezena kontrakce m. gastrocnemius bez zjištění známé příčiny a v pozdní švihové fázi se m. gastrocnemius chová jako flexor kolenního kloubu (Perry, 1992, p. 58). Lay et al. (2007 in Franz et Kram, 2012, p. 2) při testování švihové fáze krokového cyklu zjistili, že svalová aktivita extenzorů kyčelního kloubu a plantárních flexorů hlezenního kloubu vzrostla ve švihové fázi při chůzi do náklonu se stejnou rychlostí. Při chůzi na běžeckém pásu tělo zůstává na místě a díky tomu síla plantárních flexorů nemusí

měnit uložení COM. Dle Michela et Doa (2002, p. 140) je úloha plantárních flexorů stojné dolní končetiny zaměřena na kontrolu posturální rovnováhy během jednooprové fáze. Arsenaut et al., Murray et al. (Arsenaut et al., 1986; Murray et al., 1985 in Ricamato et Hidler, 2005, p. 340) zjistili, že aktivita plantiflexorů byla srovnatelná při chůzi po zemi i na trenažéru.

Při chůzi na mechanickém pásu jsem očekávala signifikantní zvýšenou aktivitu **m. tibialis anterior** oproti chůzi po zemi. Signifikantní zvýšení aktivity m. tibialis anterior bylo zjištěno při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém trenažéru. Zvýšení svalové aktivity může být způsobena tím, že na mechanickém pásu dolní končetiny slouží k vytváření pohybu přes překonání určitého odporu. Pohyb je sice ulehčen nastavením pásu do náklonu, nicméně člověk stále musí vytvářet svalovou aktivitu pouze svým úsilím oproti chůzi na elektrickém pásu. Otázkou je, zda by se svalová aktivita m. tibialis anterior lišila při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu, který by byl v náklonu. Původně při plánování cílů jsem chtěla řešit i tuto otázku. Tento cíl byl však neuskutečnitelný, jelikož si probandi většinou zvolili náklon vyšší než 15 %. Na experiment bylo možné využití elektrického pásu s maximálním nastavením sklonu na 15 %.

U mnoha probandů jsem při kineziologickém rozboru objevila podélné či příčné plochonoží. Tato dysfunkce plosky mohla ovlivnit výsledky mého experimentu, jelikož dle Lee et al. (2013, p. 1060) se při výskytu plochonoží vyskytuje zvýšený vrchol amplitudy EMG amplitudy u m. tibialis anterior ve fázi počátečního kontaktu.

Objasnění problému, proč je signifikantní zvýšení aktivity u m. gastrocnemius lateralis u každé podmínky oproti zvýšení aktivity m. tibialis anterior nám mohou poskytnout informace od Hwang et al. Tito autoři popsali, že hlezenní kloub je nucen k pohybu vpřed na pohybujícím se pásu ve srovnání s chůzí po zemi, což by mohlo ovlivnit aktivitu m. tibialis anterior během fáze počátečního zatěžování. Při chůzi na pásu může být omezena optimální kontrola m. tibialis anterior. M. tibialis anterior jako primární sval vytvářející dorzální flexi přispívá pouze z 64 % dorziflekčního momentu sil, zatímco m. soleus a m. gastrocnemiusse podílejí až z 93 % ze silového momentu do plantární flexe. Pro dorzální flexi existuje více funkčních synergií a volnosti pro vytvoření synergie mezi svaly než pro plantární flexi (Hwang et al., 2002, p. 7). Strategie řízení m. tibialis anterior je poměrně složitá, poněvadž musí být

zvažována koordinace podskupin motorických jednotek. Synergie mezi svaly a intramuskulární kontrolní strategie přispívá k pomalejší adaptaci m. tibialis anterior (Hwang et al., 2002, p. 8). V závislosti na rychlosti probandů je dle Capelliniho et al. (2006, p. 3429) aktivita distálních svalů podobná při různých rychlostech, činnost proximálních svalů na dolní končetině a trupu vzrůstá se zvyšující se rychlostí.

Co se týče břišního svalstva, **m. rectus abdominis** spolu s dalšími břišními svaly nepřispívají výrazně k tonické aktivitě během stojné fáze (Wada et al., 2006, p. 101), což je zřetelné i z mých výsledků. M. rectus abdominis je dle Shiavi (in Smidt, 1990, p. 111) aktivní jen u 50 % probandů při chůzi vlastní zvolenou rychlostí. Při zjišťování timingu tento názor nebyl potvrzen. Ukázalo se, že vzory svalové aktivity trupu a břicha se výrazně mění v závislosti na rychlosti (Cappellini et al., 2006, p. 3429).

Experimentální výsledky svalové aktivity m. gluteus maximus, m. biceps femoris a m. vastus medialis korelují s výsledky studie Franz et Kram (2012, p. 3), kteří zjistili tendenci ke zvyšování amplitudy svalové činnosti u m. GMax., m. BF, m. RF, m. VM, m. gastrocnemius medialis a m. soleus ve stojné fázi při vyšší rychlosti chůze ve všech testovaných stupních náklonu (3°, 6°, 9°). Wall-Scheffler (2010, p. 5) zjistili variabilní svalovou aktivitu m. RF, m. GMax. či adduktorů kyčelního kloubu v závislosti na velikosti sklonu při konstantní rychlosti. V jejich studii byl zjištěn signifikantní vztah závislosti na zvyšující se rychlosti u m. GMed, m. BF, m. RF, m. VM a m. soleus (Wall-Scheffler et al., 2010, p. 5).

8.4 Asymetrie krokového cyklu (H₀13 - H₀16)

Stále je důležité ověřovat, zda existují biomechanické rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou těla, protože asymetrie může naznačovat potenciální biomechanickou tendenci k rozvoji patologií (Teichtahl et al., 2008 in Burnett et al., 2011, p. 611). V praxi některé elektromyografické studie zpracovávaly údaje o dominantní končetině (Arsenault et al., 1986a, Arsenault et al., 1986b, Arsenault et al., 1986c, Gray et Basmajian, 1968 in Sadeghi et al., 2000, p. 35), jiné práce shromažďovaly údaje pouze z pravé (Milner et al., 1971, Dubo et al., 1976, Gray et Basmajian, 1968 in Sadeghi et al., 2000, p. 35) nebo levé (Lyons et al., 1986, p. 1598) dolní končetiny. V některých případech, strana pro vyhodnocení nebyla

ani upřesněna (Battye et Joseph, 1966, Eberhart et al, 1954, Sheffield et al, 1956, Sutherland, 1966, Grieve et Cavagnah, 1974, Shiavi et al., 1981, Yang et Winter, 1984, Murray et al., 1984, Kadaba et al., 1985, Winter et Yack, 1987, Mero et Komi, 1987, Carlsoo et al., 1974, Shiavi et al., 1987 in Sadeghi et al., 2000, p. 35). Carlsoo et al. (Carlsoo et al., 1974 in Sadeghi et al., 2000, p. 35) zastávali názor, že svalová aktivita je prakticky stejná u obou dolních končetin při chůzi u zdravých lidí.

Stranová asymetrie ve stavbě těla a při zapojení jeho párových orgánů a struktur do různých funkcí je obecně známá. Obvykle bývá tendence považovat známky asymetrie za známky poškození struktury či funkce. Tyto známky jsou cíleně vyhledávány a zdůrazňovány (Vařeka, 1997 in Vařeka, 2001, s. 92). Je zřejmé, že stranová asymetrie má pro funkci pohybového systému zásadní význam, nicméně stanovení jasné hranice mezi fyziologickou a patologickou asymetrií je obtížné (Vařeka, 2001, s. 90). Lateralizace funkcí byla prokázána nejen na horní končetině, ale také u nohou, očí, uší, v mimice či u mozkových funkcí (Vařeka, 2001, s. 93).

Již ve vývojové kineziologii se objevuje asymetrie – v období prvního trimenonu je tato asymetrie primární (spontánní, neřízená) a od druhého trimenonu (po dosažení modelu třetího měsíce) je přítomna druhotná (řízená, organizovaná) asymetrie (Vařeka, 2001, s. 93). V prvním trimenonu dítě neumí zpevnit a napřímít osový orgán. Ve třetím měsíci dochází ke vzpřímení a zpevnění trupu a ke stabilizaci kořenových kloubů končetin při relativně symetrickém držení těla. Postupně dítě dokáže cíleně měnit nastavení postury a zaujmout atitudy odpovídající konkrétnímu cílenému pohybu. Tato atituda je v mnoha případech asymetrická (např. šikmý sed). Dítě postupně zjišťuje, že je výhodnější opakovaně preferovat jednu končetinu pro určitou činnost, zatímco druhá končetina je zapojena např. pro zajištění stability (Vařeka, 2001, s. 94). Optimální provedení pohybu je vázáno na zkřížený vzor. Po té, co CNS „zjistí“ výhodný způsob rozdělení úloh, začne jej opakovaně využívat a fixovat. Zvýrazní se tak i strukturální asymetrie, které se rozvíjí v jistých mezích na pravidlu „funkce tvoří orgán“ (Piek et Gasson, 1999 in Vařeka, 2001, s. 94).

Sadeghi et al. (2003 in Whittle, 2007, p. 58) popsal, že fyziologicky během krokového cyklu nacházíme symetrii mezi dvěma stranami těla, i když detailní

výšetření ukazuje, že každý jedinec má jistý stupeň asymetrie. Taková lehká asymetrie je téměř zanedbatelná (Whittle, 2007, p. 58).

Dle Herzoga et al. (1989 in Burnett et al., 2011, p. 613) je symetrie dolních končetin vyjádřena jako ideální shoda kinetiky a kinematiky levé a pravé dolní končetiny. Gundersen et al. (1989 in Sadeghi, 2000, p. 35), Griffin et al. (1995 in Sadeghi, 2000, p. 35), Hesse et al. (1997 in Sadeghi, 2000, p. 35) a Gabbard (1997 in Sadeghi et al., 2000, p. 35) navrhli, aby symetrie dolních končetin byla definována jako statisticky nevýznamný rozdíl mezi parametry měřené bilaterálně. Robinson et al. (1987 in Burnett et al., 2011, p. 613) a Liikavainio et al. (2007 in Burnett et al., 2011, p. 613) doporučili dle jejich výpočtu rovnici hodnocení asymetrie. Hodnoty, které se liší o více než 10 % od ideální symetrie, mohou být označeny za asymetrické. Tento výpočet byl využit ve studii Burnett et al. (2011, p. 610) pro zjištění asymetrie reakční síly při chůzi a jiných úkolech.

Dominance jedné končetiny při konkrétní činnosti je dána trénováním preferencí a dobře zajištěnou posturou. Postura je dobře zajištěna díky oporné funkci druhostranné končetiny, která je nedominantní z hlediska testované činnosti. Druhostrannou dolní končetinu lze tedy považovat za dominantní z hlediska účasti na zajištění kvalitní postury. Je pravděpodobné, že pokud ale budou mít obě končetiny stejné podmínky ve smyslu zajištění stejně kvalitní postury, např. v sedu nebo lehu na zádech, bude dominance (lepší schopnost a výkonnost) mnohem méně výrazná (Vařeka, 1997, Vácha, 1983 in Vařeka, 2001, s. 96). Dominanci dolních končetin mohou určit úkoly jako např. kopání do míče, krok na židli, zvedání oblázků prsty na nohou, vyklepávání rytmu dolní končetinou. V těchto činnostech se obecně nedominantní končetina používá k udržení postury, zatímco dominantní končetina vykonává pohyb nebo úkoly náročné na koordinaci a obratnost. Tato neuromuskulární asymetrie se může projevit při chůzi (Seeley et al., 2008, pp. 24 - 25).

Lateralizace dolních končetin během chůze se může vysvětlovat jako následek funkční asymetrie neuromuskulárního systému a rozdílů zapojení stojné a švihové dolní končetiny, které zajišťují kontrolu a propulzi těla u zdravých jedinců (Sadeghi et al., 2000, p. 36). Hirasawa (1981 in Sadeghi et al., 2000, p. 36) potvrdil svůj předchozí nálezy, že jedna dolní končetina je zodpovědná především za oporu a přenos tělesné hmotnosti při chůzi, zatímco kontralaterální končetina přispívá více k pohybu. Matsusaka et al. (1985 in Sadeghi et al., 2000, p. 36) uvedli, že rovnováha

v mediolaterálním směru byla většinou kontrolována levou dolní končetinou. Sadeghi et al. zjistili, že propulze dolní končetiny převážně vytváří svalovou energii. Končetina, která má většinou absorbovat energii, má opornou a kontrolní funkci (Sadeghi et al., 1997 in Sadeghi et al. 2000, p. 36). Nagano et al. (2011, p. 966) zkoumali, zda existuje nesouměrnost zvednutí chodidla od podložky u seniorů a mladých dospělých. Rozdíl byl prokázán pouze u seniorů. Nález Nagano et al. (2011, p. 966) koreloval s výsledky experimentu od Perry et al. (2007 in Nagano, 2011, p. 966), kteří zjistili, že vlivem stárnutí se nedominantní končetina stává slabší než dominantní končetina, což snižuje sílu odrazu a strategii zvednutí chodidla od podložky. (Změnou strategie zvednutí chodidla od podložky je myšlen proces, kdy se postupně s věkem se snižuje vzdálenost mezi chodidlem a podložkou). Změna strategie zvednutí chodidla od podložky může vést k pádům a vzniku úrazů.

Asymetrické chování dolních končetin bylo pozorováno u kinetických a kinematických parametrů, jako je rychlost (Law, 1987, Allard et al., 1996 in Sadeghi et al., 2000, p. 36), délka kroku (Barr et al., 1987 in Sadeghi et al., 2000, p. 36), délka krokového cyklu, úhel chodidla při umístění na podložku (Chodera, 1974 in Sadeghi et al., 2000, p. 36; Polk et Rosengren, 2010, p. 2) či maximální flexe kolenních kloubů (Chodera et Levell in Kenedi, 1973 in Sadeghi et al., 2000, p. 36). Burnett et al. (2011, p. 611) nezjistili statisticky významné rozdíly velikosti vertikální reakční síly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou během stojné fáze vlastní zvolenou rychlostí. Studie Seeley et al. vykazuje taktéž nevýznamné rozdíly velikosti reakční síly, zejména při vlastní zvolené a pomalé rychlosti. Symetrie velikosti reakční síly nemusí nutně znamenat symetrii celkové kinetiky nebo svalové aktivace. Dále tuto badatelé neprokázali, zda pohlaví má vliv na asymetrii při chůzi (Seeley et al., 2008, pp. 25 - 28). Asymetrie se dále promítá do anatomických a antropometrických parametrů jedince (Sadeghi et al., 2000, p. 36).

V mé diplomové práci byla nalezena asymetrie svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou u m. tibialis anterior (zvýšená aktivita na dominantní dolní končetině – dále DDK), m. rectus abdominis (zvýšená aktivita na DDK) a m. biceps femoris (zvýšená aktivita na nedominantní dolní končetině – dále NDK) ve stojné fázi krokového cyklu při chůzi na elektrickém pásu. Ve švihové fázi se asymetrie vyskytovala při chůzi na elektrickém trenažéru

ve švihové fázi u m. tibialis anterior (zvýšená aktivita na NDK) a m. gastrocnemius lateralis (zvýšená aktivita na DDK).

Při chůzi na mechanickém pásu se objevily rozdíly ve svalové aktivitě m. biceps femoris dex. (zvýšená aktivita na NDK) ve stejné fázi; m. biceps femoris bil. (zvýšená aktivita na DDK) a m. gastrocnemius bil. (zvýšená aktivita na DDK) ve švihové fázi. Výsledky asymetrické aktivity m. biceps femoris při chůzi mohou korelovat s výsledky studie Ounpuu et Winter (1989 in Burnett et al., 2011, p. 614), kteří zaznamenali asymetrickou aktivitu hamstringů u zdravých probandů během fáze zvednutí chodidla od země (push-off). Moje výsledky asymetrie svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis ve švihové fázi mohou být v návaznosti na nálezy studie Damholt et Termansen. Tito badatelé objevili asymetrii v síle plantárních flexorů a dále v obvodech lýtky během krokového cyklu (Damholt et Termansen, 1978 in Sadeghi et al., 2000, p. 36). Při vyšetření probandů této diplomové práce byly taktéž nalezeny rozdíly v obvodech lýtky a stehna DDK a NDK. Obvod lýtky DDK byl u deseti probandů vyšší než u obvodu lýtky NDK. Obvod lýtky NDK byl větší u sedmi probandů než obvod lýtky DDK. Symetrie obvodů lýtky DDK a NDK byla nalezena u šesti probandů (viz Příloha 24). Pro hlubší poznatky anatomických a EMG vztahů je zapotřebí tuto problematiku dále prostudovat.

Dickey et Winter (1992 in Sadeghi et al., 2000, p. 36) zjistili asymetrii aktivity svalů kyčelního kloubu u zdravých probandů. V mém experimentu byla aktivita m. gluteus maximus a m. gluteus medius symetrická během stejné a švihové fáze při chůzi na mechanickém i elektrickém pásu. Výsledky ohledně asymetrie během švihové fáze korelují s některými výsledky Burnetta et al. (2011, p. 611), kteří ve své studii nenalezli u m. rectus abdominis, m. erector spinae, m. quadriceps femoris a hamstringů statisticky významnou asymetrii během švihové fáze. V mé práci jsem našla asymetrii aktivity m. biceps femoris na mechanickém pásu, přičemž vyšší aktivita se vyskytovala na dominantní dolní končetině. Asymetrie může být ve vztahu k poloze nohou v průběhu švihové fáze (Sadeghi et al., 2000, p. 39).

Chtěla bych zdůraznit, že asymetrie svalové aktivity v mém experimentu může být způsobena změněným zevním prostředím, tj. použitím dvou typů chůzových trenažérů a z toho vyplývající změna aference z povrchu pásu či změna náklonu na mechanickém pásu. Asymetrie svalové aktivity může být způsobena délkou experimentu, možnou svalovou únavou probanda či vlivem vlastní zvolené rychlosti.

Co se týče vlastní zvolené rychlosti, chůze obvyklou rychlostí podporuje přirozené chůzové vzory, takže asymetrická práce dolních končetin se může vyskytovat minimálně (Teichtahl et al., 2009 in Burnett et al., 2011, p. 614). Další možný vliv na výsledek experimentu mohl být způsoben tím, že několik probandů mělo v kineziologickém rozboru postavení dolní končetiny a chodidla v zevní rotaci. Polk et Rosengren shledali, že postavení chodidla ve zvýšené zevní rotaci vede ke zvýšení reakční síly oproti chůzi s chodidlem v „normálním“ postavení. Zevně rotační postavení chodidla sice zvýší schopnost rovnováhy, avšak dochází ke snížení propulzních schopností dolní končetiny (Polk et Rosengren, 2010, p. 2). Z toho vyplývá, že může být změněna velikost aktivity svalů důležitých pro propulzi.

Další bádání asymetrie svalové aktivity může pokračovat v měření m. soleus či m. rectus femoris a ověřit tak výsledky Arsenault et al. (1986 in Sadeghi et al., 2000, p. 36), kteří zpozorovali asymetrii EMG amplitudy profilů pro m. soleus a m. rectus femoris.

8.5 Limity práce

Poznatky z této diplomové práce jsou omezeny pouze na zdravé dospělé jedince mezi dvaceti až třiceti lety. Tyto výsledky nemusí korelovat se strategií svalového náboru u starších osob či u jedinců s různou disabilitou (Franz et Kram, 2012, p. 6).

8.5.1 Limity experimentu při chůzi na trezážerech

Nevýhodou testování chůze na běžeckém pásu je potřeba seznámit probandy s experimentální rychlostí, zatímco při testování chůze po zemi se neobjevují potíže s udržením rychlosti (Wall a Charteris, 1981 in Stolze et al., 1997, p. 490). Při chůzi po zemi mohou probandi lépe „nalézt“ svou přirozenou rychlost chůze (Stolze et al., 1997, p. 490), popř. velikost náklonu. Přirozená rychlost chůze je spojena co s nejmenším úsilím (Larish et al., 1988 in Stolze et al., 1997, p. 490). Vynaložená energie při pohybu souvisí s velkým množstvím antropometrických a kinematických charakteristik, které se liší mezi muži a ženami. Patří mezi ně faktory jako je velikost těla (Berghet al. 1991; Fedak et al., 1982, William et Cavanagh, 1986 in Kang et al., 2002, p. 503), tělesná hmotnost (Hildebrand, 1962, Taylor et al., 1974 in Kang et al.,

2002, p. 503), šířka pánve (Wall-Scheffler et al., 2010, p. 8), délka bérců (Weaver et Steudel-Numbers, 2005 in Wall-Scheffler et al., 2010, p. 8), délka kroku, kroková frekvence (Cavanhand, 1982; Heinert et al., 1988; Hogberg, 1952 in Kang et al., 2002, p. 504) a pohyblivost kloubů (Kerrigan et al., 1998 in Kang et al., 2002, p. 503).

Velkým limitem při chůzi na různých typech trenažérů a při chůzi po zemi může být rychlost vlastním zvoleným tempem, adaptace chůze na trenažéru či vliv aference při chůzi.

8.5.2 Vliv vlastní zvolené rychlosti

Liu et al. testovali vliv rychlosti na aktivitu svalů. Konstatovali, že jejich experimentální EMG data byly vysoce variabilní (Liu et al., 2008, s. 3245). Winter popsal negativa vlastní zvolené rychlosti jako např. obtížnost udržet zvolenou rychlost při chůzi po zemi a na trenažéru či nedostatečná kontrola této rychlosti během experimentu. Dalším zásadním problémem je vyskytující závislost kinematických, kinetických, elektromyografických a energetických dat na rychlosti. Díky této závislosti se objevují odchylky (Winter, 1991 in Stoquard et al., 2007, p. 106). Již Bornstein (1976 in Smidt, 1990, p. 13) vnímal potřebu standardizace rychlosti chůze za účelem vyšetření.

8.5.3 Adaptace chůze na trenažéru

Úpravy v neuromuskulární činnosti poukazují na změny neuromuskulárních strategií. Adaptace často vede ke změně svalové kontrakce v souvislosti s variabilitou pohybu. Hwang et al. ve své práci tvrdí, že snížená variabilita pohybu na běžeckém trenažéru poukazuje na delší adaptační proces. Je pravděpodobné, že EMG vzory vykazují větší variabilitu na běžeckém pásu, jestliže je proces adaptace dokončen (Hwang et al., 2002, p. 7). Ferris et Sawicki zjistili, že lidé jsou schopni se přizpůsobit téměř okamžitě na změny povrchu. Při jejich pokusu se nezměnila doba kontaktu chodidla s podložkou a frekvence krokového cyklu při změně tuhosti podložky (Farris et Sawicki, 2012 in Cronin et Finnin, 2013, p. 532). Hwang et al. (2002, p. 9) dále tvrdili, že přizpůsobení na běžeckém pásu nevede nutně k systematické změně svalové aktivity v průběhu času.

V této diplomové práci bylo určeno tři minutové seznámení se s chůzí na elektrickém a mechanickém pásu vlastní zvolenou rychlostí. Zkušenosti s chůzí na trenažérech, které mohou ovlivňovat adaptaci „typu“ chůze, jsou znázorněny v Příloze 5.

Doba v rozsahu třech minut nemusí být dostatečná pro adekvátní zhodnocení vzorů svalové aktivity, jelikož níže uvedení badatelé uvádí odlišné názory na vhodnou dobu k adaptaci chůze na pásu. Např. Tesio et Rota zjistili, že adaptace trvá méně než deset minut u zdravých trénovaných jedinců. U netrénovaných lidí, osob s postižením bylo obtížnější předvídat dobu adaptace při chůzi na trenažéru (Tesio et Rota, 2008, p. 525). Stolze et al. (1997, p. 493) upozorovali ve své studii jen nízké adaptativní změny délky kroku během chůze na elektrickém pásu po pěti až deseti minutách. Cronin et Finni (2013, p. 528) pozorovali, že probandi mají tendenci k adaptaci chůze na trenažéru s výskytem zkrácení délky kroků a zvýšení kadence. Naproti tomu Stolze et al. (1997, p. 496) ve své studii tvrdí, že byla snížena délka kroku i po deseti minutách, takže se nezjistila výrazná adaptace chůzi na trenažéru. Hwang et al. (2002, p. 7) vysvětlili, že čas nutný pro stabilizaci chůze na elektrickém pásu se liší podle kinematického měření (např. rychlost chůze, délka kroku aj.). Wall et Charteris zaznamenali při chůzi na elektrickém pásu prodloužení kroku. Tuto změnu parametru připisovali k nezkušenosti s chůzí na běžeckém pásu a nedostatečné adaptabilitě při počátečních deseti minutách. (Wall et Charteris, 1981 in Alton et al., 1998, p. 438). Podle nich je k zajištění habituace na běžeckém pásu zapotřebí minimálně jedna hodina chůze na trenažéru (Wall et Charteris, 1981 in Tesio et Rota, 2008, p. 516).

Dle studie od Matsas et al., Hwang et al. se kinematika při chůzi na el. pásu se postupně stabilizuje po šesti minutách chůze na běžeckém trenažéru (Matsas et al., 2000 in Riley et al., 2007, p. 22; Hwang et al., 2002, p. 7).

Stoquard et al., Stolze et al. (Stoquard et al., 2007, p. 107; Stolze et al., 1997, p. 491) aplikovali bez odůvodnění v testování svých probandů na chůzovém trenažéru pětiminutový interval chůze na trenažéru před vlastním měřením. Swinnen et al. (2013, p. 801) využili bez uvedení záměru čtyři minuty. Alton et al., Lee et Hidler (Alton et al., 1998, p. 438; Lee et Hidler, 2008, p. 749) přiznávají, že způsob seznámení s trenažérem v jejich studii může být nedostatečný ke stabilizaci svalových aktivačních vzorů, jelikož doba chůze na trenažéru před samotným měřením trvala pouze

tři minuty. Avšak dle Tesio et Rota (2008, p. 517) postačují dvě minuty. Laura et al. (2011, p. 3) dokonce určili dobu seznámení s elektrickým pásem jen na jednu až dvě minuty. Watt et al. (2010, p. 449) vytvořili pro testování seniorů dvouminutové adaptační období na trenažéru vycházkovým tempem, aby minimalizovali riziko výskytu svalové únavy. Dle Wass et al. (2005 in Parvataneni et al., 2009, p. 99) jsou časoprostorové, kinematické a kinetické parametry mezi chůzí na trenažéru a chůzí po zemi po dvou až čtyřech minutách u seniorů velmi podobné.

8.5.4 Vliv aference při chůzi na trenažéru

Existuje velké množství faktorů z aferentních systémů, které ovlivňují vytváření pohybových vzorů (mimo rozdlů v chování jako je strach a opatrnost při chůzi na trenažéru). Při chůzi na trenažéru nedostatek optického toku může přispívat ke změnám stereotypu chůze (Prokop et al., 1997 in Stolze et al., 1997, p. 496). Proto se předpokládá vizuální kinetický konflikt (Tesio et Rota, 2008, p. 525). Smyslový konflikt mezi nedostatkem optického toku, informacemi z vestibulárního systému a propioceptivního vstupu z končetin a trupu může hrát roli při vytváření rozdílných vzorů při chůzi na trenažéru (Stolze et al., 1997, p. 496). Experiment Stolze et al. ukazuje, že parametry regulace rovnováhy se liší při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi. Probandi při chůzi na trenažéru udržovali širší bázi a vnější rotaci dolních končetin než při chůzi po zemi. Zůstává otázkou, zda tyto změny jsou důsledkem snížení doby trvání dvouoporové fáze nebo zvýšenou kadencí (Stolze et al., 1997, p. 496). Obuv také výrazně ovlivňuje aferenci. Bylo zjištěno, že při chůzi naboso se zkrátí doba trvání kroku než při chůzi v obuvi. Byly také pozorovány shodné časové odlišnosti mezi chůzí po zemi a na trenažéru (Cronin et Finni, 2013, p. 529). Matthew et al. zjistili změny v sensorické zpětné vazbě s texturovanou vložkou, což vedlo ke snížení aktivity m. soleus a m. tibialis anterior v době, kdy jsou tyto svaly obvykle aktivní (Matthew et al., 2005, p. 502). U většiny testovaných osob v obuvi s texturovanou vložkou se snížila aktivita m. tibialis anterior při prvních 20% stejné fáze. Tato studie ukázala, že změna kožní smyslové zpětné vazby nohou může změnit aktivitu m. tibialis anterior (Matthew et al., 2005, p. 502). Zde se nabízí otázka, jak by se změnila svalová aktivace a aktivita při chůzi v obuvi a bez obuvi za všech testovaných podmínek.

8.5.5 Limity způsobené technikou

Elektromyografické záznamy mohou být nespolehlivé či nekonzistentní, jelikož neuromuskulární systém může vyjádřit stejný pohyb použitím odlišných svalových skupin (Criswell, 2011, p. 6). Winter et Yack (1987, p. 402) zjistili, že při chůzi vzory SEMG testovaných svalů DKK vykazovaly interindividuální variabilitu, která poukazuje na mechaniku chůze a neuromuskulární kontrolu.

Během testovaného pohybu svalová vlákna mění délku během kontrakce a díky změnám postavení kloubů dochází k posunu jednotlivých svalů (Merletti et al., 2010 in Swinnen et al., 2012, p. 10; De Luca, 2008, p. 8). Posun svalů komplikuje detekci a interpretaci signálů (Merletti et al., 2010 in Swinnen et al., 2012, p. 10; Farina et al., 2001 in Campanini et al., 2007, p. 524), jelikož se musí měnit podobně i poloha elektrod, která nemění délku spolu se svalovými vlákny v průběhu kontrakce (De Luca, 2008, p. 8).

Navíc se objevují artefakty způsobené pohybem kůže při dynamickém vyšetření (Merletti et al., 2010a in Swinnen et al., 2012, p. 10). I při perfektním technickém zpracování je výsledný záznam ovlivněn anizotropií a nehomogenitou tkáně, která se nachází mezi sarkolemou svalového vlákna a elektrodou snímající změny elektrického napětí (Otáhal et al., 2003, Rau et al., 1997, in Pánek et al., 2009, s. 97).

Konečný elektromyografický signál je ovlivněn řadou vnitřních a vnějších kauzálních faktorů. Mezi vnitřní faktory patří anatomické, fyziologické a biomechanické vlastnosti svalů, které nelze snímáním ovlivnit (De Luca, 2008, p. 7). Konkrétně artefakty mohly vzniknout při chůzi na trenežerech z důvodu pohybu snímačů. Velké množství snímačů připevněných na těle probanda mohlo způsobit změnu jeho vlastní zvolené rychlosti. Dalším konkrétním omezujícím faktorem mohla být u m. rectus abdominis různě široká vrstva podkožního tuku v břišní oblasti u probandů, jelikož se adipózní tkáň chová jako nedokonalý elektrický izolátor mezi svalem a elektrodami. Criswellova studie ukazuje, že tuková oblast hraje rozsáhlou roli v interpretaci klidové SEMG hodnoty než dynamického SEMG záznamu. Při kontrakci svalu převládá vyšší amplituda SEMG aktivity, která umožní vyšší přechod signálů přes tukovou tkáň. Obézní inklinují k nižší amplitudě než štíhlí jedinci (Criswell, 2011, p. 77).

Jiným faktorem ovlivňující kvalitu SEMG signálu může být svalová únava, která mohla být způsobena délkou trvání přípravy experimentu či samotným provedením experimentu, jelikož mezi jednotlivými úkoly byla zvolena doba odpočinku pouze dvě až tři minuty. Probandi si v době experimentu nestěžovali na pocit diskomfortu či bolesti, které by mohly souviset se svalovou aktivitou. Při vykonávání testovaných aktivit nedošlo k výraznějšímu vzestupu úsilí při udržování výstupní svalové síly (Edwards, 1982 in Pánek et al., 2009, s. 99).

Vyhodnocování bylo pouze synchronizované s videozáznamem a hodnoceno pouze podle vizuálních kontrol. Stefano et al. (2004, p. 96) spíše doporučuje automatický výběr signálů bez jakéhokoliv zásahu. Přesnější SEMG záznam svalové aktivity může být zajištěn senzory pro snímání odvíjení chodidla (footswitches) jak bylo např. využito ve studii Lyons et al. (1983, p. 1598) a Nymark (2005, p. 525).

Dalším limitem může být zprůměrování hodnot velikosti amplitudy při hodnocení hypotéz $H_07 - H_{016}$. Arsenault et al. (1986 in Sadeghi et al., 2000, p. 35) uznali, že sdružování dat ruší individuální participaci a že celkové průměry nelze vnímat jako skutečný profil SEMG činnosti.

8.6 Přínos pro praxi

Chůze na elektrickém pásu se využívá k tréninkovým účelům na podporu obnovy pohybové funkce po lézích centrálního nervového systému (Kram et Powell, 1989, White et al., 1998 in Riley et al., 2007, p. 18). Chůze na běžeckém pásu bez sklonu nebo se sklonem slouží také jako způsob cvičení obvykle využívané ve volném čase i v klinické praxi, protože při chůzi dochází k zapojení velkých svalových skupin (Kang et al., 2002, p. 503). Existují také hypotézy, že chůze na trenažéru jen částečně zastupuje přirozenou chůzi z důvodu biomechanických a neurologických rozdílů (Stolze et al., 1997, Alton et al., 1998 in Tesio et Rota, 2008, p. 516).

Cílem bylo poukázat na neprobádanou oblast týkající se chůze na mechanickém pásu. Byla vytvořena skupina zdravých lidí pro pochopení aktivace a aktivity svalů dolních končetin a trupu při chůzi na mechanickém pásu a elektrickém pásu vzhledem k chůzi po zemi. Nyní je zapotřebí vytvořit vzory svalové aktivace u zdravých

dospělých a poté je vhodné aplikovat stejný experiment pro seniory nebo pro osoby s disabilitou (Franz et Kram, 2012, p. 2).

Výsledky diplomové práce v otázce asymetrie svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny mohou poskytovat hodnoty pro „normální“ velikost symetrie. Jestliže budou vytvořeny normalizované parametry zdravých jedinců, mohou být těmito hodnotami porovnávání pacienti s různou symptomatikou. Předběžné analýzy výzkumu ukazují, že tato stanovení symetrie by mohly poskytnout užitečné informace týkající se funkčních aktivit u pacientů s bolestí dolní částí zad či u pacientů s jednostrannou gonartrózou (Burnett et al., 2009 in Burnett et al., 2011, p. 611).

8.6.1 Mechanický pás a jeho možné využití v praxi

Nejmarkantnější zvýšení svalové aktivity (průměrné amplitudy) většiny svalů se objevilo v rámci celého krokového cyklu u chůze na mechanickém trenažéru oproti chůzi na elektrickém pásu, i když vysoká míra amplitud EMG signálů nemusí mít jen pozitivní účinky. V krátkodobém horizontu mohou mít za následek ztrátu metabolické energie či mohou podpořit vznik únavy. Případně se mohou v dlouhodobém horizontu rozvinout degenerativní kloubní onemocnění (Ricamato et Hidler, 2005, p. 389). Myslím si, že zvýšení svalové aktivity na mechanickém pásu je v terapii přínosné, pokud terapeut aplikuje pohybovou aktivitu úměrně ke zdravotnímu stavu pacienta.

Při chůzi na trenažérech se nezapojují pouze svaly, je nutné řízení a kontrola pohybových stereotypů centrálním nervovým systémem. Neméně důležité je ovlivnění co nejvíce aferentních vstupů pro optimalizaci koordinace pohybu a pro udržení motivace jedince k pohybu.

Cílem chůze na trenažéru může být stabilizace segmentu/segmentů, která je projevem koordinace pohybu (Wuebbenhorst, 2013, p. 1029), zvýšení svalové síly nebo rozsahu pohybu. Z těchto důvodů je možné chůzi na mechanickém trenažéru doporučit v rámci prevence svalových dysbalancí, vertebrogenního syndromu, v rámci udržení tělesné kondice či jako prevence pádů u seniorů. Chůze na mechanickém pásu může být zařazena pouze u pacientů, kteří mají plně indikovanou zátěž. Chůzi na mech. pásu můžeme využít u pacientů s porušenou stabilizační funkcí hlezenního kloubu, s poškozenou dynamickou/statickou stabilitou kolenního kloubu

(např. u pacientů s femoropatelárním syndromem, s lézí tzv. „měkkého kolene“ a s dalšími poúrazovými stavy, s artrózou či po implantaci totální endoprotézy) či kyčelního kloubu (např. poúrazové stavy, degenerativní onemocnění, po implantaci totální endoprotézy) s cílem zajistit dynamickou koordinaci mezi svaly v oblasti kloubu tak, aby byla dosažena co nejoptimálnější funkce kloubu v rámci celého pohybového aparátu. Mechanický pás lze využít u pacientů s poruchou svalové koordinace trupu a pánve, s mediolaterální nestabilitou pánve či s oslabením m. gluteus maximus (např. u pacientů s vertebrogenním syndromem, v pozdějším stádiu po herniaci disku či po operaci páteře). Může být nalezen přínos u pacientů s centrální lézí (např. po centrální mozkové příhodě, u Parkinsonovy choroby, roztroušené sklerózy). Zajímavou zkušeností pro terapeuta může být nácvik chůze na mechanickém pásu s pacienty s transtibiální či transfemorální amputací.

Zvýšená svalová aktivita zvyšuje nároky na energii, tudíž chůze na mechanickém pásu může být indikována u pacientů s metabolickým syndromem či u obézních.

Všechny návrhy využití mechanického pásu v praxi musí být dále prodiskutovány a probádány.

ZÁVĚR

Hlavním záměrem diplomové práce bylo upozornit na nedostatek studií na téma chůze na mechanickém trenažéru, vytvořit experiment s využitím mechanického pásu a tímto způsobem pomoci zvýšit zájem o tuto problematiku, jelikož mechanický chůzový trenažér může být v klinické praxi velmi užitečný nejen v rámci kondičního cvičení.

V této práci byly stanoveny tři cíle. Primárním cílem bylo porovnat časové zapojení svalů při chůzi po zemi, chůzi na mechanickém a elektrickém trenažéru a tím zjistit, jestli se vůbec svaly aktivují a zda se liší pořadí jednotlivých svalů při všech testovaných podmínkách. Výtežnost z výsledků timingu nebyla dostačující pro jejich interpretaci do praxe, neboť nebyla zajištěna u všech probandů naprosto stejná rychlost za všech testovaných podmínek chůze. Dalším důvodem mohl být vyšší sklon mechanického pásu oproti dvěma zbývajícím podmínkám. Ze SEMG záznamu byla patrna individualita a variabilita zapojování svalů při všech testovaných podmínkách chůze. Z tohoto důvodu bylo v následujícím cíli využito porovnání velikosti svalové aktivity jednotlivých testovaných svalů. Zjistila jsem, že vyhodnocení pomocí amplitudy bylo vhodnější a efektivnější než hodnocení timingu. Výsledky ohledně svalové aktivity odkryly signifikantní rozdíly, zejména zvýšenou aktivitu většiny testovaných svalů při chůzi na mechanickém trenažéru oproti chůzi po zemi či chůzi na elektrickém trenažéru. Z těchto výsledků vyplývá, že chůze na mechanickém trenažéru je jednoznačně nejnáročnější z testovaných podmínek ve stojné a švihové fázi krokového cyklu.

V rámci tohoto experimentu jsem chtěla ozřejmit, zdali se liší svalová aktivita dominantní dolní končetiny od nedominantní dolní končetiny během chůze na elektrickém a mechanickém trenažéru. V tomto případě nebyl nalezen signifikantní rozdíl u většiny svalů. Významný rozdíl byl shledán pouze u několika svalů, jejichž odlišnost svalové aktivity nebyla signifikantní při chůzi na obou typech trenažérů.

Z této práce vyplývá, že mechanický pás můžeme využít v situacích, kdy jako terapeuti vyžadujeme zvýšení aktivity svalů na dolních končetinách a ztížení podmínek pro stabilizaci trupu. Nicméně v rámci terapie můžeme vycházet pouze z výsledků mladých probandů. Proto bych chtěla navrhnout pro následující badatele

vytvoření nových experimentů zahrnující chůzi na mechanickém pásu pomocí povrchové elektromyografie a jiných metod analýzy pohybu. Z vlastní zkušenosti vím, že jsou zapotřebí další fakta, např. z kinematické a kinetické analýzy pohybu, jelikož mnohé informace o chůzi na mechanickém trenažéru jsem si nemohla ověřit.

REFERENČNÍ SEZNAM

AGOSTINI, V., NASCIMBELI, A., GAFFURI, A., IMAZIO, P., BENEDETTI, M. G., KNAFLITZ, M. 2010. Normative EMG activation patterns of school-age children during gait. *Gait & Posture* [online]. 2010, vol. 32, pp. 285–289. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636210002092>.

ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S., MORRISSEY, M. C. 1998. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*[online]. 1998, vol. 13, pp. 434–440. [cit. 18.9.2013]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003398000126>.

ANDERSON, F. C., PANDY, M. G. 2003. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait & Posture* [online]. 2003, vol.17, pp. 159-169. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636202000735>.

ANONYMOUS. MaxerRunner®. [Http://www.heatprogram.com](http://www.heatprogram.com) [online]. Rok vydání neuveden. [cit. 13.3.2014]. Dostupné z: <http://www.heatprogram.com/en/maxerrunner.html>.

ANONYMOUS. The Program: The Third Millenium Fitness. [Http://www.heatprogram.com](http://www.heatprogram.com) [online]. Rok vydání neuveden [cit. 19.3.2014]. Dostupné z: <http://www.heatprogram.com/en/theprogram.html>.

ANONYMOUS. Příručka H. E. A. T. programu. Rok vydání neuveden. [cit. 19.3.2014]. ISSN neuvedeno.

AOI, S., OGIHARA, N. FUNATO, T., TSUCHIYA, K. 2012. Sensory regulation of stance-to-swing transition in generation of adaptive human walking: A simulation study. *Robotics and Autonomous Systems*[online]. 2012, vol. 60, pp.685–691.

[cit. 22.9.2013]. ISSN 0921-8890. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889011002247>.

BERNACIKOVÁ, M.; KALICHOVÁ M.; BERÁNKOVÁ, L. 2010. Chůze. *Základy sportovní kineziologie: Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity* [online]. 2010 [cit. 26.5.2013]. Dostupné z:
<http://is.muni.cz/do/1451/elearning/kineziologie/elportal/pages/chuze.html>.

BLANCHETTE, A., LAMBERT, S., RICHARDS, C. L., BOUYER, L. J. 2011. Walking while resisting a perturbation: Effects on ankle dorsiflexor activation during swing and potential for rehabilitation. *Gait & Posture* [online]. 2011, vol. 34, pp. 358–363. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636211001810>.

BLITZ, D. M.; NUSBAUM, M. P. 2011. Neural Circuit Flexibility in a Small Sensorimotor System. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2011, vol. 21, pp. 544–552. [cit. 22.1.2014]. ISSN 1873-6882. Dostupné z:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3177960/pdf/nihms305852.pdf>.

BONNARD, M., PAILHOUS, J., DANION, F. 2000. Adaptation of neuromuscular synergies during intentional constraints of space - time relationships in human gait. *Journal of Motor Behavior* [online]. 2000, vol. 32, pp. 2, pp. 200–208. [cit. 22.1.2014]. ISSN 1940-1027. Dostupné z:
<http://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/00222890009601371>.

BURNETT, D. R., CAMBELL-KYUREGHIAN, N. H., CERRITO, P. B., QUESADA, P. M. 2011. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, vol. 2011, pp. 610–615. [cit. 8.4.2014]. ISSN 1050-6411. Dostupné z:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S105064111100037X>.

CAMPANINI, I., MERLO, A., DEGOLA, P., MERLETTI, R., VEZZOSI, G., FARINA, D. 2007. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2007, vol. 17, pp. 515–526. [cit. 18.9.2013]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641106000745>.

CAPPELLINI, G.; IVANENKO, Y. P.; POPPELE, R. E.; LACQUANTI, F. 2006. Motor Patterns in Human Walking and Running. *Journal of neurophysiology* [online]. 2006, vol. 95, pp. 3426–3437. [cit. 21.5.2013]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/95/6/3426.full.pdf+html>.

CHIOVETTO, E., GIESE, M. A. 2013. Kinematics of the coordination of pointing during locomotion. *PLOS ONE Journal Information* [online]. 2013, vol. 8, pp. 1-16. [cit. 22.9.2013].ISSN 1932-6203. Dostupné z: <http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0079555>.

CHONG, S-Y., WAGNER, H., WULF, A. 2012. Neural oscillators triggered by loading and hip orientation can generate activation patterns at the ankle during walking in humans. *Medical & Biological Engineering & Computing*[online]. 2012, vol. 50, pp. 917-923. [cit. 8.4.2014].ISSN 1741-0444. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11517-012-0944-2>.

CLANCY, E. A., CAIRNS, K. D., RILEY, P. O., MEISTER, M., KERRIGAN, D.C. 2004. Effects of treadmill walking speed on lateral gastrocnemius muscle firing. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* [online].2004, vol. 83,pp. 507–514.[cit. 22.9.2013]. ISSN 1537-7385. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636203000997>.

CRISWELL, E. 2011. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2. ed. USA: Jones and Barlett Publishing, 2011, pp. 412. ISBN 0-7637-3274-5.

CRONIN, N. J., FINNI, T. 2013. Treadmill versus overground and barefoot versus shod comparisons of triceps surae fascicle behaviour in human walking and running. *Gait & Posture* [online]. 2013, vol. 38, pp.528–533. [cit. 18.9.2013]. ISSN 0966-362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213000957>.

DE LUCA, C. J. 2008. *A Practicum on the Use of Surface EMG Signals in Movement Sciences*. Delsys Inc., 2008. ISBN: 978-0-9798644-0-7. Dostupné z: https://www.delsys.com/Attachments_pdf/Practicum%20on%20sEMG%20v1.5%20-%20Section%201%20Basic%20Concepts.pdf.

DE LUCA, C. J. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*[online]. 1997, vol. 13, pp. 2, pp. 135-163. [cit. 17.11.2012]. ISSN 1543-2688. Dostupné z: <http://www.bu.edu/nmrc/files/2010/04/078.pdf>.

DE STEFANO, A., BURRIDGE, J. H., YULE, V. T., ALLEN, R. 2004. Effect of gait cycle selection on EMG analysis during walking in adults and children with gait pathology. *Gait & Posture* [online]. 2004, vol. 20, pp. 92–101. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636203000997>.

DINGWELL, J. B., MARIN, L. C. 2006. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics* [online]. 2006, vol. 39, pp. 444–452. [cit. 17. 11. 2012]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929005000102>.

DINGWELL, J. B.; CUSUMANO, J. P.; CAVANAGH, P. R.; STERNAD, R. 2001. Local Dynamic Stability Versus Kinematic Variability of Continuous Overground and Treadmill Walking. *Journal of Biomechanical Engineering* [online]. 2006, vol. 123, pp. 27–32. [cit. 21.5.2013]. ISSN 0148-0731. Dostupné z: http://www.edb.utexas.edu/faculty/dingwell/files/Dingwell_06a.pdf.

DOFFERHOF A. S., VINK P. 1984. The stabilising function of the mm. iliocostales and the mm. multifidi during walking. *Journal of Anatomy* [online]. 1984, vol. 140, pp. 329-336. [cit. 9.11.2012]. ISSN 1469-9780. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1165169/pdf/janat00194-0144.pdf>.

DVOŘÁK, R. 2007. *Základy kinezioterapie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, ss. 140. ISBN 978-80-244-1656-4.

FRANZ, J. R., KRAM, R. 2012. The Effects of Grade and Speed on Leg Muscle Activations during Walking. *Gait & Posture* [online]. 2012, vol. 35, pp. 143–147. [cit. 22. 5. 2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3262943/>.

FRANZ, J. R., KRAM, R. 2013. Advanced age affects the individual leg mechanics of level, uphill, and downhill walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 2013, pp. 46, pp. 535–540. [cit. 9.11.2013]. ISSN 0021-9290. Dostupný z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3616147/>.

FLACK, N. A. M. S., NICHOLSON, H. D., WOODLEY, S. J. 2012. A Review of the anatomy of the hip abductor muscles, gluteus medius, gluteus minimus, and tensor fascia lata. *Clinical Anatomy*[online]. 2012, vol. 25, pp. 697–708. [cit. 22. 5. 2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ca.22004/abstract;jsessionid=1151D96F2A391109269C651D8DD2480D.f02t02>.

HONG, S. W., LEU, T. H., LI, J. D., WANG, T. M., HO, W. P., LU T. W. 2014. Influence of inclination angles on intra- and inter-limb load-sharing during uphill walking. *Gait & Posture* [online]. 2014, vol. 39, pp. 29–34 . [cit. 22.1.2014]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213002579>.

HUBER, C., NÜESCH, C., GÖPFERT, B., CATTIN, P. C., VON TSCHARNER, V. 2011. Muscular timing and inter-muscular coordination in healthy females while walking. *Journal of Neuroscience Methods* [online]. 2011, vol. 201, pp. 27– 34. [cit. 22.5.2013]. ISSN 1529-2401. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165027011003979>.

HWANG, S., LEE, H. M., CHERNG, R. J., CHEN, J. J. 2002. Electromyographic analysis of locomotion for healthy and hemiparetic subjects: study of performance variability and raileffect on the treadmill. *Gait Posture*[online]. 2002, pp. 1–12. [cit. 9.11.2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636202000711>.

IVANENKO, Y. P., DOMINICI, N., DAPRATI, E., NICO, D., CAPPELLINI, LACQUANITI, F. 2011. Spatiotemporal organization of a-motoneuron activity in the human spinal cord during different gaits and gait transitions. *Human Movement Science*[online]. 2011, vol. 30, pp. 341–351. [cit. 3.1.2014]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1460-9568.2008.06289.x/abstract>.

IVANENKO, Y. P., CAPPELLINI, G., POPPELE, R. E., LACQUANITI, F. 2008. Spatiotemporal organization of a-motoneuron activity in the human spinal cord during different gaits and gait transitions. *European Journal of Neuroscience*[online]. 2008, vol. 27, pp. 3351–3368. [cit. 3.1.2014]. ISSN 1460-9568. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1460-9568.2008.06289.x/full>.

IVANENKO, Y. P., POPPELE, R. E., LACQUANITI. 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *Journal of Physiology* [online]. 2004, vol. 556, pp. 267–282. [cit. 9.11.2012]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: <http://jp.physoc.org/content/556/1/267.full>.

JANURA, M., KUBEŠOVÁ, G., SVOBODA, Z., VAŘEKA, I., JANUROVÁ, E., ELFMARK, M. 2013. Problematika otevřených a uzavřených kinematických řetězců dolních končetin při chůzi. *Rehabilitácia* . 2013, vol. 50, ss. 131–138. [cit. 9.4.2014]. ISSN 2222-3333.

KANG, H.; DINGWELLE, J. B. 2009. Dynamics and stability of muscle activations during walking in healthy young and older adults. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, pp. 1–18. [cit. 9.11.2012]. ISSN 0021-9290. Dostupný z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2757447/pdf/nihms133341.pdf>.

KANG, J., CHALOUPKA, E. C., MASTRANGELO, A., HOFFMAN, J. R. 2002. Physiological and biomechanical analysis of treadmill walking up various gradients in men and women. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 2002, vol. 86, pp. 503–508. [cit. 9.11.2012].ISSN 1439-6327. Dostupné z: <http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00421-002-0583-7>.

KIMMEL, S. A., SCHWARTZ, M. H. 2006. A baseline of dynamic muscle function during gait. *Gait & Posture* [online]. 2006, vol. 23, pp. 211–221. [cit. 11.9.2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636205000287>.

KIRTLEY, CH. 2006. *Clinical gait analysis: Theory and practice*. 1. ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, Elsevier, 2006, pp. 316. ISBN 0443100098.

KONRAD, P. 2005. *The Abc of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. 1. ed. Noraxon INC. USA, pp. 60. [online]. Dostupné z: <http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf>.

KRÁLÍČEK, P. 2002. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002, ss. 230. ISBN 80-246-0350-0.

KROBOT, A.; KOLÁŘOVÁ, B. 2011. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, ss. 82. ISBN 978-802-4427-621.

KUNJU, N., KUMAR, N., PANKAJ, D., DHAWAN, A., KUMAR, A. 2009. EMG Signal Analysis for Identifying Walking Patterns of Normal Healthy Individuals. *Indian Journal of Biomechanics: Special Issue* [online]. 2009, vol. 7–8, pp. 118–122. [cit. 11.9.2012]. ISSN 0974-0783. Dostupné z: <http://www.rurkiu.ernet.in/ISB/uploads/File/ISB/pdf/neeleshnissan.pdf>.

LACQUANITI, F.; GRASSO, R.; ZAGO, M. 1999. Motor Patterns in Walking. *News in physiological sciences* [online]. 1999, vol. 14, pp. 168–174. [cit. 5.5.2013]. ISSN 0886–1714. Dostupné z: <http://physiologyonline.physiology.org/content/14/4/168.full.pdf+html>.

LANGE, G. W., HINTERMEISTER, R. A., SCHLEGEL, T., DILLMAN, CH., STEADMAN, R. 1996. Electromyographic and Kinematic Analysis of Graded Treadmill Walking and the implications for Knee Rehabilitation. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. 1996, vol. 23, pp. 294–301. [cit. 21.9.2013]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.1996.23.5.294>.

LEFEBVRE, R., LEROUX, A., POUMARAT, G., GALTIER, B., GUILLOT, M., VANNEUVILLE, G., BOUCHER, J. P. 2006. Vastus medialis: anatomical and functional considerations and implications based upon human and cadaveric studies. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* [online]. 2006, february, pp. 139–144. [cit. 21.9.2013]. ISSN 0161-4754. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0161475405003726>.

LEROUX, A., FUNG, J., BARBEAU, H. 2002. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait & Posture* [online]. 2002, vol. 15, pp. 64–74. [cit. 11.9.2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636201001813>.

LEVINE, D., COLSTON, M. A., WHITTLE, M. W., PHARO, E. C., MARCELLIN-LITTLE, D. J. 2007. Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients. *Journal of Athletic Training* [online]. 2007, vol. 42, pp. 29–34. [cit. 21.9.2013]. ISSN 1536-3724. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1896074/>.

LIEBERMAN, D. E., RAICHLEN, D. A., PONTZER, H., BRAMBLE, D. M., CUTRIGHT-SMITH, E. 2006. The human gluteus maximus and its role in running. *The Journal of Experimental Biology* [online]. 2006, vol. 29, pp. 2143-2155. [cit. 21.9.2013]. ISSN 1540-9538. Dostupné z: <http://jeb.biologists.org/content/209/11/2143.full.pdf+html>.

LIU, M. Q., ANDERSON, F. C., SCHWARZ, M. H., DELP, S. L. 2008. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics* [online]. 2008, vol. 41, pp. 3243–3252. [cit. 21.9.2013]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <https://nmbi.stanford.edu/publications/pdf/Liu2008.pdf>.

LYONS, K., PERRY, J., GRONLEY, J. K., BARNES, L., ANRONELLI, D. 1983. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation: An EMG study. *Physical therapy journal* [online]. 1983, vol. 63, pp. 1597-1605. [cit. 21.9.2013]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: <http://ptjournal.apta.org/content/63/10/1597.long>.

MATTHEW, A. N.; HULLIGER, M.; WAKELING, J. M.; NIGG, B. M.; STEFANYSHYN D. J. 2005. Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2005, vol. 15, pp. 496-506. [cit. 21.5.2013]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: [http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411\(05\)00014-3/abstract](http://www.jelectromyographykinesiology.com/article/S1050-6411(05)00014-3/abstract).

MAYER, M. 2002. Clicinical neurokinesilology of spastic gait: The review. *Bratislavské lekárske listy*[online]. 2002, vol. 103, pp. 3 – 11. [cit. 2.4.2014]. ISSN 1336-0345. Dostupné z: <http://www.bmj.sk/2002/10301-01.pdf>.

McGOWAN, C. P., KRAM, R., NEPTUNE R. R. 2009. Modulation of leg muscle function in response to altered demand for body support and forward propulsion during walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 2009, vol. 42, no. 7, pp. 850–856. [cit. 21.9.2013]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009000517>.

MICHEL, V., DO, M. C. 2002. Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? *Neuroscience Letters* [online]. 2002, vol. 325, pp. 139–143. [cit. 21.9.2013]. ISSN 1872-7972. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394002002550>.

MURLEY, G. S., MENZ, H. B., LANDORF, K. B. 2009. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait: research. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. 2009, vol. 35, pp. 1-9. [cit. 21.9.2013]. ISSN 1757-1146. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2788543/>.

NAGANO, H., BEGG, R. K., SPARROW, W. A., TAYROL, S. 2011. Ageing and limb dominance effects on foot-ground clearance during treadmill and overground walking. *Clinical Biomechanics* [online]. 2011, vol. 26, pp. 962–968. [cit. 21.9.2013]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003311001525>.

NIELSEN, J. B., SINKJAER, T. 2002. Short communication: Afferent feedback in the control of human gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2002, vol. 12, pp. 213–217. [cit. 21.9.2013]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641102000238>.

NYMARK, J. R., BALMER, S. J., MELIS, E. H., LEMAIRE, E. D., SHAWN, M. 2005. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. *The Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2005, vol. 42, no. 4, pp. 523–534. [cit. 21.9.2013]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/05/42/4/Nymark.html>.

O'CONNOR, S. M., DONELAN, J. M. 2012. Fast visual prediction and slow optimization of preferred walking speed. *Journal of Neurophysiology* [online]. 2012, vol. 107, pp. 2549–2559. [cit. 22.9.2013]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: <http://jn.physiology.org/content/107/9/2549.long>.

PANDY, M. G., ANDRIACCHI, T. P. 2010. Muscle and joint function in human locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering* [online]. 2010, vol. 12, pp. 401–33. [cit. 22.9.2013]. ISSN 1523-9829. Dostupné z: <http://www.annualreviews.org/doi/pdf/10.1146/annurev-bioeng-070909-105259>.

PANDY, M. G., LIN, Y. CH., KIM, H. J. 2010. Muscle coordination of mediolateral balance in normal walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, vol. 43, pp. 2055–2064. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929010002228>.

PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J. 2009. Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2009, vol neveden, no. 3, ss. 96-101. [cit. 17. 11. 2012] ISSN 1803-6597.

PARVATANENI, K., PLOEG, L., OLNEY, S. J., BROUWER, B. 2009. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clinical Biomechanics* [online]. 2009, vol. 24, pp. 95–100. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003308002350>.

PERRY, J. 1992. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey: SLACK Incorporated, 1992, pp. 576. ISBN 978-1-55642-192-1.

POLK, J., ROSENGREN, K. 2010. Asymmetry, limb dominance and foot orientation during walking gait. *Conference Proceedings of the Annual Meeting of the American Society* [online]. 2010. january, pp. 1-2 [cit. 22.9.2013]. Dostupné z: <http://www.asbweb.org/conferences/2010/abstracts/69.pdf>.

PROSSER, L. A.; STANLEY, C.J.; NORMAN, T. L.; PARK, H. S.; DAMIANO, D. L. 2011. Comparison of elliptical training, stationary cycling, treadmill walking and overground walking. *Gait & Posture* [online]. 2011, vol. 34, pp. 1–12. [cit. 11.9.2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3299003/pdf/nihms361042.pdf>.

REGNAUX, J. P., ROBERTSON, J., SMAIL, D. B., DANIEL, O., BUSSEL, B. 2006. Human treadmill walking needs attention: research. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 19, pp. 1-7. [cit. 17. 11. 2012]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://connection.ebscohost.com/c/articles/28783365/human-treadmill-walking-needs-attention>.

RICAMATO, A. L., HIDLER, J. M. 2005. Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2005, vol. 15, pp. 384–392. [cit. 22.9.2013]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641104001038>.

RILEY, P. O., PAOLINI, G., Della Croce, U., PAYLO, K. W., KERRIGAN, D. C. 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. 2007, vol. 26, pp. 17–24. [cit. 11.9.2012]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206001457>.

ROETENBERG, D., BUURKE, J. H., VELTINK, P. H., CORDERO A. F., HERMENS, H. J. 2003. Surface electromyography analysis for variable gait. *Gait & Posture* [online]. 2003, vol. 18, pp. 109-117. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636203000055>.

ROSE, J., GAMBLE, J. G. 2006. *Human walking*. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2006, pp. 273. ISBN 13: 978-0-7817-5954-0.

SADEGHI, H., ALLARD, P., PRINCE, F., LABELLE, H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture* [online]. 2000, vol. 12, pp. 34-45. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709>.

SASAKI, K., NEPTUNE, R. R. 2010. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 2010, vol. 43, pp. 2780–2784. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000709>.

SEELEY, M. K., UMBERGER, B. R., SHAPIRO, R. 2008. A test of the functional asymmetry hypothesis in walking. *Gait & Posture* [online]. 2008, vol. 28, pp. 24-28. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207002494>.

SPARKS FLACK, N. A. M., NICHOLSON, H. D., WOODLEY, S. J. 2012. A Review of the anatomy of the hip abductor muscles, gluteus medius, gluteus minimus and tensor fascia lata. *Clinical Anatomy* [online]. 2012, vol. 25, pp. 697–708. [cit. 22.9.2013]. ISSN 1098-2353. Dostupné z: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ca.22004/pdf>.

SMIDT, G. L. 1990. *Gait in rehabilitation*. 1. ed. New York: Churchill Livingstone, 1990, pp. 340. ISBN 0-443-08663-X.

SMITH, J. D., ROYER, T. D., MARTIN, P. E. 2013. Asymmetrical loading affects intersegmental dynamics during the swing phase of walking. *Human Movement Science* [online]. 2013, vol. 32, pp. 652–667. [cit. 8.4.2014]. ISSN 0167-9457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945713000249>.

STOQUART, G., DETREMBLEUR, C., LEJEUNE, T. 2008. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. *Clinical Neurophysiology* [online]. 2008, vol. 38, pp.105-116. [cit. 22.9.2013]. ISSN 1388-2457. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0987705308000257>.

STOLZE, H., KUHTZ-BUSCHBECK, J. P., MONDWURF, C., BOCZEK-FUNCKE, A., JÖHNK, K., DEUSCHL, G., ILLER, M. 1997. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* [online]. 1997, vol. 105, pp. 490–497. [cit. 22.9.2013]. ISSN 1460-2393. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924980X97000556>.

SWINNEN, E., BAEYENS, J. P., MEEUSEN, R., KERCKHOFS, E. 2012. Methodology of electromyographic analysis of the trunk muscles during walking in healthy subjects: A literature review. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2012, vol. 22, pp. 1–12. [cit. 22.9.2013]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641111000599>.

SWINNEN, E., BAEYENS, J. P., PINTENS, S., BUYL, R., GOOSSENS, M., MEEUSEN, R., KERCKHOFS, E. 2013. Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. *Clinical Biomechanics* [online]. 2013, vol. 28, pp. 800–806. [cit. 28.10.2012]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003313001551>.

LEE, S. J., HIDLER, J. 2006. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2006, vol. 101, pp. 747–755. [cit. 22.9.2013]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/104/3/747.full.pdf+html>.

LEE, J. E., PARK, G. H., LEE, Y. S., KIM, M. K. 2013. A Comparison of muscle activities in the lower extremity between flat and normal feet during one-leg standing. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2013. vol. 25, pp. 1059–1061.

[cit. 8.3.2014]. ISSN 0915-5287. Dostupné z:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3818779/>.

TAKAKUSAKI, K. 2013. Neurophysiology of gait: From the spinal cord to the frontal lobe: The review. *Movement Disorders* [online]. 2013. vol. 28, pp. 1483–1491.

[cit. 6.1.2014]. ISSN 0915-5287. Dostupné z:

<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mds.25669/abstract>.

TERRIER, P. 2012. Step-to-Step Variability in treadmill walking: influence of rhythmic auditory cueing. *PLOS ONE Journal Information* [online]. 2012, vol. 7,

pp. 1-9. [cit. 22.9.2013]. ISSN 1932-6203. Dostupné z:

<http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0047171>.

THEOU, O., EDWARDS, D., JONES, G. R., JAKOBI, J. M. 2013. Age-related increase in electromyography burst activity in males and females: Clinical study. *Journal of Aging Research* [online]. 2013, vol. 2013, pp. 1-8. [cit. 18.9.2012].

ISSN 2090-2204. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/jar/2013/720246/>.

TESIO, L., ROTA, V. 2006. Gait Analysis on Split-Belt Force Treadmills: Validation of an Instrument. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* [online].

2008, vol. 87, pp. 515-526. [cit. 18.9.2013]. ISSN 1537-7385. Dostupné z:

http://www.researchgate.net/publication/5463121_Gait_analysis_on_split-belt_force_treadmills_validation_of_an_instrument.

VAŘEKA, I. 2001. Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, no. 2, s. 92-98.

[cit. 15.4.2014]. ISSN 1803-6597.

VAUGHAN, CH. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. 1992. *Dynamics of human gait*. 1. ed., Champaign: Human Kinetics publishers, 1992, pp. 137. ISBN 0-87322-368-3.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii*. 2. vyd., Praha : Triton, 2006, ss. 345. ISBN 8072548379.

VERMA, R., ARYA, K. N., SHARMA, P., GARG, R. K. 2012. Understanding gait control in post-stroke: Implications for management: neurophysiology review. *Journal of Bodywork & Movement Therapies* [online]. 2012, vol. 143, vol. 16, pp. 14–21. ISSN: 1096-8644. Dostupné z: [http://www.bodyworkmovementtherapies.com/article/S1360-8592\(10\)00189-0/abstract](http://www.bodyworkmovementtherapies.com/article/S1360-8592(10)00189-0/abstract).

WALL-SCHEFFLER, C., CHUMANOV, E., STEUDEL-NUMBERS, K., HEIDERSCHEIT, B. 2010. EMG activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. 2010, vol. 143, pp. 4, pp. 601–611. ISSN: 1096-8644. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3011859/>.

WARABI, T., KATO, M., KIRIYAMA, K., YOSHIDA, T., KOBAYASHI, N. 2005. Treadmill walking and overground walking of human subjects compared by recording sole-floor reaction force. *Neuroscience Research* [online]. 2005, vol. 53, pp. 343–348. [cit. 18.9.2013]. ISSN 1345-3475. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0168010205002294>.

WATT, J. R., FRANZ, J. R., JACKSON K., DICHARRY, J., RILEY, P. O., KERRIGAN, D. C. 2010. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics* [online]. 2010, vol. 25, pp. 444–449. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003309002034>.

WHITTLE, M. 1997. *Gait analysis: an introduction*. 2. ed. Oxford: Butterworth Heinemann, 1997, pp. 248, ISBN 0-7506-2222-9.

WINTER, D. A., YACK, H. J. 1987. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* [online]. 1987, vol. 67, pp. 402-411. [cit. 17.11.2012]. ISSN 1460-2393. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0013469485911083>.

WHITTLESEY, S. N., van EMMERIK, R. E. A., HAMILL, J. 2000. The swing phase of human walking is not a passive movement. *Motor control* [online]. 2000, vol. 4, pp. 273 – 292. [cit. 17.11.2012]. ISSN 1087-1640. Dostupné z: <http://people.umass.edu/jhamill/PDF/Whittlesey%20and%20Hamill,%202000.pdf>.

ZAJAC, F. E., NEPTUNE R. R., KAUTZ, S. A. 2003. Review: Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait & Posture* [online]. 2003, vol. 17, pp. 1-17. [cit. 22.9.2013]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636202000693>.

SEZNAM ZKRATEK

bil.	bilaterálně
cm	centimetr
CNS	centrální nervový systém
COM	center of mass, těžiště těla
CPGs	generátory vzorce pohybu
dex.	dexter, pravý
DF	dorzální flexe
DOF	počet stupňů volnosti
DDK	dominantní dolní končetina
DKK	dolní končetiny
el. pás	elektrický pás
EMG	elektromyografie, elektromyografický
EP	elektromyografický potenciál
fMRI	funkční magnetická rezonance
GC	krokový cyklus
H. E. A. T. program	program aerobního cvičení s vysokým energetickým výdejem
mech. pás	mechanický pás
m.	sval
m. BF	musculus biceps femoris
m. GL	musculus gastrocnemius lateralis
m. GMax.	musculus gluteus maximus
m. GMed	musculus gluteus medius
m. GL	musculus gastrocnemius lateralis
min.	minuta
m. QF	musculus quadriceps femoris
mm.	svaly
MMT	maximální hodnota svalové kontrakce
m. RA	musculus rectus abdominis
m. RF	musculus rectus femoris
ms	milisekunda

m. TA	musculus tibialis anterior
m. TFL	musculus tensor fasciae latae
m. TH	musculus erector thoracis
m. VM	musculus vastus medialis
např.	například
NDK	nedominantní dolní končetina
OW	chůze po zemi
PF	plantární flexe
PM	premotorická oblast
p.	strana
pp.	strany
resp.	respektive
RMS	střední kvadratická hodnota
s.	strana
SD	směrodatná odchylka
sin.	levý
SMA	suplementární motorická oblast
SEMG	povrchová elektromyografie
ss.	strany
TW	chůze na elektrickém trenažéru
tzn.	to znamená

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Míšní mechanismy kontroly lokomoce u zvířat	15
Obr. 2: Kortikální mechanismus kontroly pohybu	17
Obr. 3: Tři fáze kontaktu chodidla.....	19
Obr. 4: Postavení dolní končetiny během stojné fáze.....	23
Obr. 5: Lokální účinky svalových momentů na pohyb v kloubech	29

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ u timingu svalů při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi.....	66
Graf 2: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ u timingu svalů při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu ve stejné fázi.....	67
Graf 3: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi	69
Graf 4: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi	70
Graf 5: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi	70
Graf 6: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi	71
Graf 7: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve švihové fázi	72
Graf 8: Míra aktivity m. tibialis anterior sin. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve švihové fáze.....	72
Graf 9: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve švihové fázi	73
Graf 10: Míra aktivity m. rectus abdominis dex. při chůzi na elektrickém pásu oproti chůzi po zemi ve švihové fázi.....	73
Graf 11: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi.....	75
Graf 12: Míra aktivity m. erector thoracis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stejné fáze	75
Graf 13: Míra aktivity m. gluteus maximus sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stejné fáze	76
Graf 14: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stejné fáze	76
Graf 15: Míra aktivity m. biceps femoris sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stejné fáze	77

Graf 16: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze	77
Graf 17: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze.....	78
Graf 18: Míra aktivity m. erector thoracis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze	78
Graf 19: Míra aktivity m. gluteus maximus dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze	79
Graf 20: Míra aktivity m. gluteus medius dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze	79
Graf 21: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze	80
Graf 22: Míra aktivity m. vastus medialis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze	80
Graf 23: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během stojné fáze.....	81
Graf 24: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze	82
Graf 25: Míra aktivity m. erector thoracis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze	82
Graf 26: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze	83
Graf 27: Míra aktivity m. biceps femoris sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze	83
Graf 28: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze	84
Graf 29: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze.....	84
Graf 30: Míra aktivity m. erector thoracis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze	85
Graf 31: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze	85

Graf 32: Míra aktivity m. vastus medialis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze	86
Graf 33: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze.....	87
Graf 34: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu ve stejné fázi.....	88
Graf 35: Míra aktivity m. erector thoracis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	89
Graf 36: Míra aktivity m. gluteus maximus sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	89
Graf 37: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	90
Graf 38: Míra aktivity m. biceps femoris sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	90
Graf 39: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	91
Graf 40: Míra aktivity m. tibialis anterior sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	91
Graf 41: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	92
Graf 42: Míra aktivity m. erector thoracis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	92
Graf 43: Míra aktivity m. gluteus maximus dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	93
Graf 44: Míra aktivity m. gluteus medius dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	93
Graf 45: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	94
Graf 46: Míra aktivity m. vastus medialis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	94
Graf 47: Míra aktivity m. tibialis anterior dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stejné fáze	95

Graf 48: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během stojné fáze	95
Graf 49: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ svalové aktivity při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu ve švihové fázi.....	96
Graf 50: Míra aktivity m. erector thoracis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	97
Graf 51: Míra aktivity m. gluteus medius sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	97
Graf 52: Míra aktivity m. biceps femoris sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	98
Graf 53: Míra aktivity m. vastus medialis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	98
Graf 54: Míra aktivity m. tibialis anterior sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	99
Graf 55: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	99
Graf 56: Míra aktivity m. erector thoracis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	100
Graf 57: Míra aktivity m. biceps femoris dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	100
Graf 58: Míra aktivity m. vastus medialis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	101
Graf 59: Míra aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. při chůzi na mechanickém pásu oproti chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	101
Graf 60: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ odlišnosti svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve stojné fázi	103
Graf 61: Asymetrie svalové aktivity m. tibialis anterior sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve stojné fázi..	103
Graf 62: Asymetrie svalové aktivity m. rectus abdominis dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve stojné fázi..	104
Graf 63: Asymetrie svalové aktivity m. biceps femoris dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve stojné fázi..	104

Graf 64: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ odlišnosti svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu ve švihové fázi	105
Graf 65: Asymetrie svalové aktivity m. tibialis anterior sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze.....	106
Graf 66: Asymetrie svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze.....	106
Graf 67: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ odlišnosti svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na mechanickém pásu ve stejné fázi	107
Graf 68: Asymetrie svalové aktivity m. biceps femoris dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na mechanickém pásu ve stejné fázi	108
Graf 69: Znázornění statistické významnosti $p < 0.05$ odlišnosti svalové aktivity dominantní a nedominantní dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze	109
Graf 70: Asymetrie svalové aktivity m. biceps femoris sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze.....	109
Graf 71: Asymetrie svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis sin. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze.....	110
Graf 72: Asymetrie svalové aktivity m. biceps femoris dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze.....	110
Graf 73: Asymetrie svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis dex. dominantní (DDK) a nedominantní (NDK) dolní končetiny při chůzi na elektrickém pásu během švihové fáze.....	111

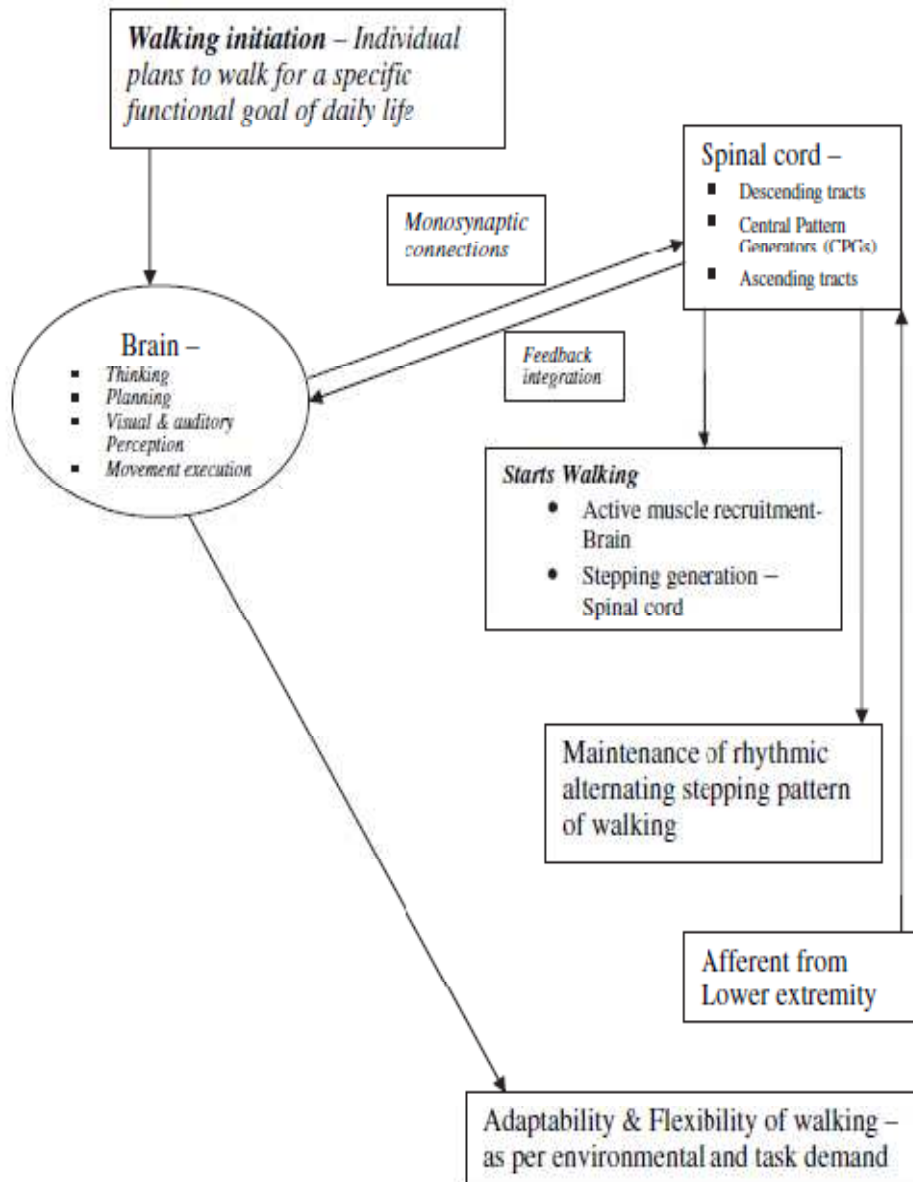
SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1: Úloha CNS v řízení pohybu	167
Příloha 2: Základní anamnestické údaje probandů	168
Příloha 3: Informovaný souhlas	169
Příloha 4: Anamnestický dotazník	171
Příloha 5: Zkušenosti s chůzí na elektrickém a mechanickém trenažéru	176
Příloha 6: Kineziologické vyšetření.....	177
Příloha 7: Vyjádření pocitů při chůzi na elektrickém a mechanickém trenažéru	180
Příloha 8: Parametry chůzových trenažerů	181
Příloha 9: Vlastní zvolená rychlost probandů na elektrickém pásu.....	182
Příloha 10: Umístění elektrod	183
Příloha 11: Velikost náklonu na mech. pásu v závislosti na vlastní zvolené rychlosti	185
Příloha 12: Výsledky testu normality	186
Příloha 13: Statistická významnost H_{01} , H_{03} , H_{05}	187
Příloha 14: Histogramy četností – timing Jednotlivých svalů při chůzi na el. pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi	189
Příloha 15: Statistická významnost H_{02} , H_{04} , H_{06}	205
Příloha 16: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na el. pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze.....	207
Příloha 17: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi	210
Příloha 18: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze.....	226
Příloha 19: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi na el. pásu ve stejné fázi	227
Příloha 20: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi na el. pásu během švihové fáze	243
Příloha 21: Statistická významnost H_{07} – H_{010}	246
Příloha 22: Statistická významnost H_{011} – H_{012}	248
Příloha 23: Statistická významnost H_{013} – H_{016}	249

Příloha 24: A/symetrie obvodů stehna a lýtka	251
--	-----

PŘÍLOHY

Příloha 1: Úloha CNS v řízení pohybu



(Movement execution- mainly gets impaired in stroke)

Figure 1 Role of brain & spinal cord in walking.

(Verma et al., 2012, p. 16)

Příloha 2: Základní anamnestické údaje probandů

Pohlaví	Proband	Věk	Výška (m)	Váha (kg)
Z	1	25,5	78	1,67
Z	2	23	67	1,68
Z	3	26,25	65	1,63
Z	4	24,125	65	1,68
Z	6	24,5	65	1,68
Z	8	24,25	71	1,73
Z	10	25,25	60	1,68
Z	11	23,75	56	1,6
Z	12	21	70	1,76
Z	14	24,25	60	1,78
Z	15	24,5	59	1,74
Z	17	23	58	1,62
Z	19	24,25	68	1,7
Z	20	23	62	1,71
Z	21	24	65	1,67
Z	22	23,25	72	1,85
Průměr		23,99	65,06	1,70
SD		1,22	5,87	0,06

Pohlaví	Proband	Věk	Výška (m)	Váha (kg)
M	5	24	1,95	95
M	7	22,75	1,82	71
M	9	24,5	1,8	74
M	13	24,75	1,72	68
M	16	29,5	1,8	86
M	18	21,25	1,84	82
M	23	25,5	1,75	60
Průměr		24,61	1,81	76,57
SD		2,58	0,07	11,86

Příloha 3: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

pro výzkumný projekt: Diplomová práce

období realizace: 1. 10. 2013 – 28. 2. 2014

řešitelka projektu: Petra Kobzinková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit zapojení svalů při chůzi na různých typech chůzových trenažérů (elektrický, mechanický) pomocí povrchové elektromyografie. Z účasti na projektu pro Vás vyplývají tyto výhody či rizika (seznámíte se s často používanou metodou v rehabilitaci, budete součástí normalizační skupiny v projektu; rizika: možná alergie na lepidlo elektrod). Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považovala za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostala jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele

projektu: _____

_____ V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

V _____ dne: _____

Příloha 4: Anamnestický dotazník

Anamnestický dotazník

Jméno:

Příjmení:

Datum narození:

Povolání:

Jste student?

Ano

Ne

Jaké je/bude Vaše povolání?

.....

Kolik hodin denně pracujete?

.....

Jaké jsou Vaše časté pracovní polohy?

.....

Jak se dopravujete do práce/ školy?

pěšky

kolo

auto, autobus, vlak, MHD

Jiné:

Kolik hodin z celého dne obvykle sedíte?

méně než 5h

mezi 5h až 10h

více než 10h

Kolik % z celého dne obvykle strávíte ve stoji?

méně než 5h

mezi 5h až 10h

více než 10h

Kolik % z celého dne jste obvykle v pohybu?

- méně než 5h
- mezi 5h až 10h
- více než 10h

Jak často a jak těžké zvedáte nebo nosíte předměty?

- | | |
|--------------------------------------|--|
| <input type="checkbox"/> zřídka | <input type="checkbox"/> lehké |
| <input type="checkbox"/> často | <input type="checkbox"/> středně těžké |
| <input type="checkbox"/> velmi často | <input type="checkbox"/> těžké |

Jak těžké jsou tyto předměty? kg

Volný čas/hobby:

Jaké jsou vaše záliby?

- | | |
|----------------------------------|---------------------------------------|
| <input type="checkbox"/> sport | <input type="checkbox"/> domácí práce |
| <input type="checkbox"/> zahrada | <input type="checkbox"/> čtení |
| <input type="checkbox"/> dílna | <input type="checkbox"/> jiné: |

Sportujete pravidelně?

- Ano
- Ne

Jestli ano, na jaké úrovni sportujete?

- pro radost a lepší kondici
- amatérsky (pravidelné tréninky, závody, turnaje)
- profesionálně

Jaké sporty provozujete?

- nejčastěji
- často
- méně často

Zdravotní anamnéza:

Používal(a) jste v dětském/ školním/ dospívajícím věku nějaké ortopedické pomůcky?

- | | |
|--|---------------------------------|
| <input type="checkbox"/> vložky do bot | <input type="checkbox"/> korset |
|--|---------------------------------|

abdukční kalhotky (či široký zábal jako miminko)

jiné:

Pokud ano, **jak dlouho?** měsíce roky

Kterou z ortopedických pomůcek používáte nyní?

Nosíte brýle/ kontaktní čočky?

Ano

Ne

Měl(a) jste někdy zdravotní obtíže?

Ano

Ne

Pokud ano, **jaké?**

od kdy?

jak dlouho trvaly/trvají?

jak probíhala/probíhá terapie?

Trpíte onemocněním vnitřních orgánů?

Ano

Ne

jestli ano, **od kdy?**

jakým?

Léčíte se na nějaké onemocnění?

alergie

cukrovka

astma bronchiale

štítná žláza

jiné:

Měl(a) jste někdy úraz pohybového systému?

Ano

Ne

Pokud ano, **jaký?**

kdy?

Máte tendenci k podvrtnutí nohy?

Ano, již několikrát/ opakovaně

Ne

Máte zřídka/často/velmi často pocit celkové/ kloubní nestability?

Ano

Ne

Pokud ano, **kteřou oblast pociťujete nestabilní?**

Bolí Vás nyní něco?

Ano

Ne

Pokud ano, **kde?**

Od kdy máte bolesti?

Jak dlouho bolest trvá?

Kdy se bolest vyskytuje?

ráno

večer

v průběhu dne

v průběhu noci

Při čem se bolest vyskytuje?

v klidu

při pohybu

nevím

jindy:

Můžete bolest ovlivnit (např. uvolňujícím cvičením)?

Ano

Ne

Podstoupil(a) jste někdy na operaci?

Ano

Ne

Pokud ano, co bylo operováno?

kdy (rok)?

Příloha 5: Zkušenosti s chůzí na elektrickém a mechanickém trenážeru

Pohlaví	Proband	Elektrický pás	Mechanický pás
Z	1	A	A
Z	2	A	N
Z	3	N	N
M	4	N	N
Z	5	N	N
Z	6	A	A
M	7	N	N
M	8	N	N
M	9	A	A
Z	10	N	N
Z	11	A	A
Z	12	N	N
M	13	N	N
Z	14	A	N
Z	15	N	N
M	16	N	N
M	17	N	N
Z	18	A	N
Z	19	N	N
Z	20	N	N
Z	21	N	N
Z	22	A	N
M	23	A	N
Počet ano		9	4

Příloha 6: Kineziologické vyšetření

Kineziologický rozbor

Jméno a příjmení:

Výška:

Hmotnost:

Dominantní DK:

Dominantní HK:

Aspekce stoj:

Ze zadu:

Pánev: vodorovná – šikmá dx/sin – laterální posun dx/sin – antevertze – retrovertze

Taille asymetrické – hlubší dx / sin

PV svalstvo – asymetrie, převaha L, Th-L, Th, C dx / sin

Držení hlavy – úklon dx / sin, rotace dx / sin

Ramena – v horizontále/ elevace dx / sin

Lopatky – odstátý dolní úhel/ mediální hrana dx/ sin, R Z dolního úhlu sin/dex

Hýždě – hypotrofie dx / sin, hypertrofie dx / sin

Intergluteální rýha – osově / dolní sakrum posun dx / sin

Popliteální rýhy – dx/ sin výše

Stehna - symetrická / hypertrofie dx / sin / hypotrofie dx / sin, vnitřní kontura výr. tvar S sin/dex

Kolenní kloub – valgózní dx / sin, varózní dx / sin

Lýtka – asymetrická, hypertrofie dx / sin, hypotrofie dx / sin

AŠ – asymetrická, silnější dx / sin, štíhlejší a napjatější dx / sin

Hlezenní kloub – valgózní dx / sin, varózní dx / sin

Pata – kvadratická dx / sin, kulovitá dx / sin

Zboku:

Hlava - chabé držení/ předsun

Páteř – Cp hyperlordóza, Thp hyperkyfóza, oploštění, Lp hyperlordóza / oploštělá / kranializace lordózy / kyfóza

Ramena – protrakce dx / sin

Břicho – pevné/ vyklenuté (osl. břišních svalů) / nadváha / obezita

Stehno – konvexita ham / RF

Kolena – v ose sin/dex, semiflekční postavení dx/ sin, hyperextenze dx/ sin

Klenba – ↓ podélné klenby dx / sin, ↓ příčné klenby dx / sin

Prstce – halux valgus / kladívkovitě

Zepředu:

Klíčky – asymetrie dx / sin

Nadklíčkové jamky – prohloubené dx / sin, vyplněné dx / sin

Hrudník – nádechové postavení / výdechové postavení

Břišní svaly – převaha šikmých svalů dx / sin, převaha rectus abd. sin/dex

Pupek – ve středu / šilhá kraniálně sin /dex, kaudálně sin/dex

Patela – šilhající patella sin/dex, oči ropuchy sin/dex, patella alta sin/ dex, patella baja sin/dex

Postavení DKK – V / Z rotace femuru dx / sin, V / Z rotace tibie dx / sin

Omezení aktivního pohybu:**Cp** F – E – latF dx / sin – rot dx / sin

C-Th

Thp F – E – latF dx / sin – rot dx / sin

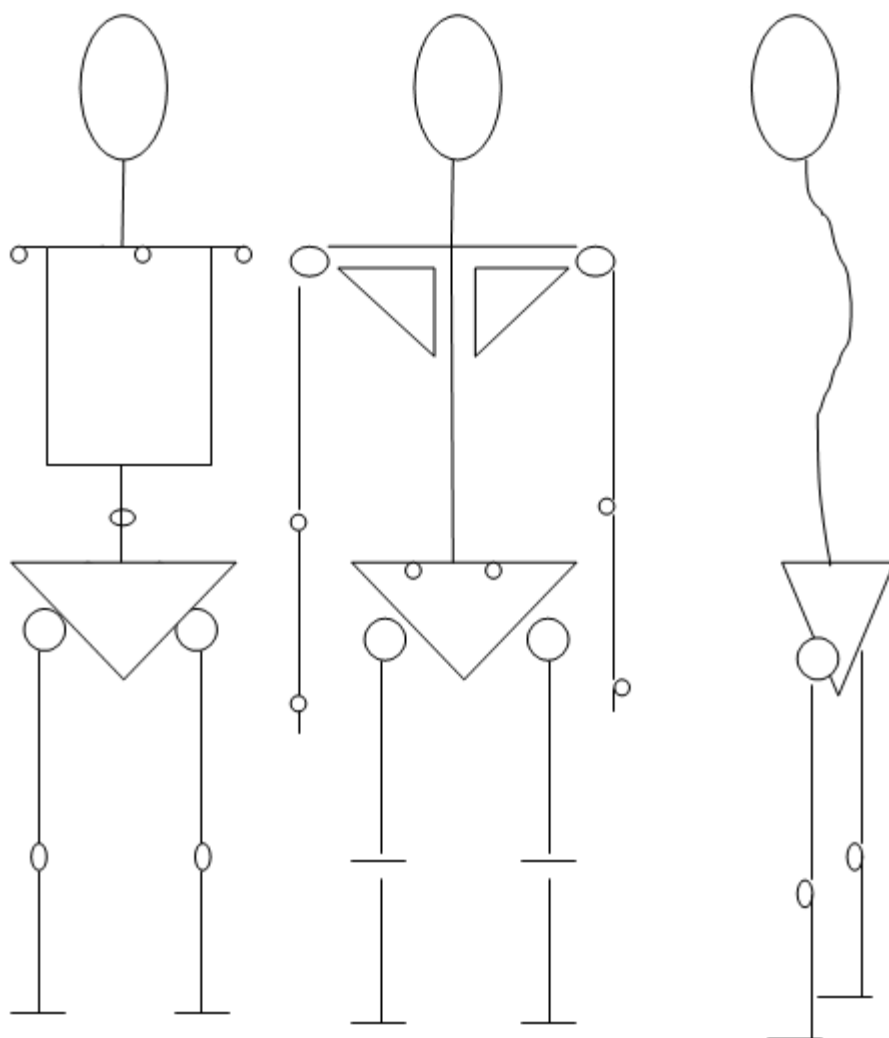
Th-L

Lp F – E – latF dx / sin – rot dx / sin**Kyčelní kloub** N: F 120 – 130, E 10 – 30, Ab 30 – 50, Ad 10 – 30, Rz 45 – 60, Rv 30 – 45**Kolenní kloub** N: F 125 – 160, E 0 – 10**Hlezenní kloub** N: PF 45 – 50, DF 10 - 30

Měření obvodů		
Místo měření	LDK	PDK
stehno		
lýtko		

Délka DKK	LDK	PDK
Funkční umbilikomaleolární		
Funkční SIAS- maleolus		
Anatomická		

Trendelenburgova zkouška - pozitivní dx / sin, hra prstců, ↑ oscilace trupu**Duchennův příznak** - (lat trupu na kontra stranu testované DK) pozitivní dx / sin**Romberg II.** - hra psců, rozkolísané předozadní / laterální přenášení váhy**Romberg III.** – hra psců, rozkolísané předozadní / laterální přenášení váhy**Chůze:****délka kroku** - symetrická / asymetrická**šířka kroku** - symetrická / asymetrická**došlap** - přes zevní / vnitřní hranu, hlasitý



Pozn.:

Příloha 7: Vyjádření pocitů při chůzi na elektrickém a mechanickém trenážeru

Subjektivní rozdíly mezi chůzí na mechanickém a elektrickém trenážeru			
Pohlaví	Proband	Mechanický pás	Elektrický pás
Z	1	přirozenější	
Z	2	přirozenější	
Z	3		přirozenější
Z	4	náročnější	přirozenější
Z	5		přirozenější
Z	6	přirozenější	
M	7	obtížné	přirozenější
Z	8		přirozenější
M	9	náročnější	přirozenější
Z	10	přirozenější	
M	11	přirozenější	
Z	12		přirozenější
M	13		přirozenější
Z	14		přirozenější
Z	15		přirozenější
M	16	náročnější	přirozenější
Z	17	přirozenější	méně náročné
M	18		přirozenější
Z	19	přirozenější	náročnější
Z	20	větší záběr	přirozenější
Z	21	přirozenější	
Z	22	přirozenější	méně náročné
M	23		přirozenější
Počet "přirozenější"		9	14

Příloha 8: Parametry chůzových trenážerů

	Mechanický pás	Elektrický pás
šířka pásu (cm)	50	80
délka pásu (cm)	156	152
výška pásu od země (cm)	14	16,5

Příloha 9: Vlastní zvolená rychlost probandů na elektrickém pásu

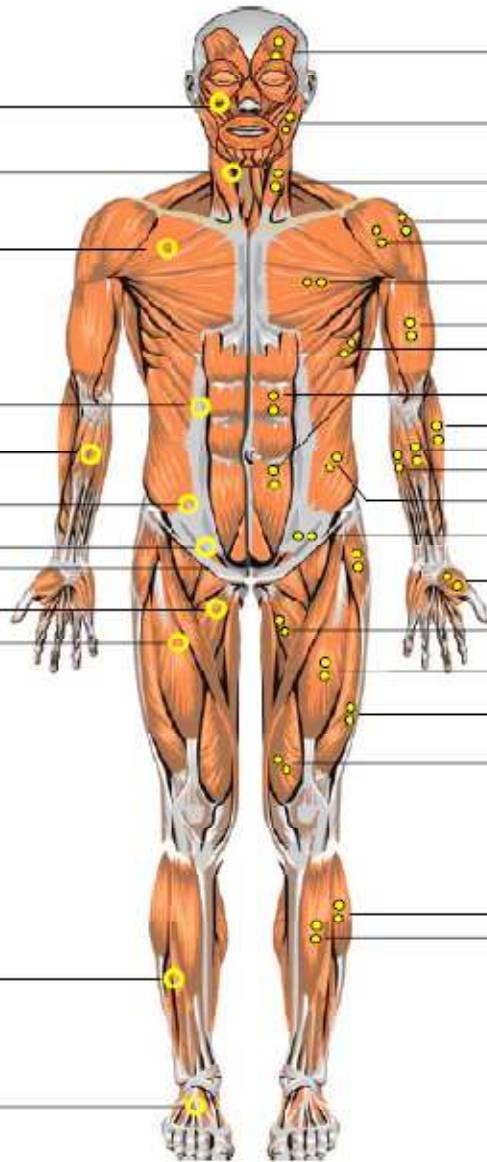
Pohlaví	Proband	Rychlost elektrického pásu (km/h)
Z	1	3,8
Z	2	3,9
Z	3	3,9
Z	4	3,9
M	5	4,6
Z	6	4,4
M	7	3,6
Z	8	4,2
M	9	4,4
Z	10	3,5
Z	11	4,3
Z	12	5,1
M	13	3,2
Z	14	4,2
Z	15	4,2
M	16	3,2
M	17	3,7
Z	18	4,2
Z	19	3,6
Z	20	5,7
Z	21	4,2
Z	22	4,7
M	23	3,6
Průměr		4,09
SD		0,59

Příloha 10: Umístění elektrod

Frontal View

Fine Wire Sites:

Smaller face muscles
 Smaller neck muscles
 Pectoralis minor
 Diaphragm
 Smaller forearm muscles
 Transversus abd.
 Iliacus
 Psoas major
 Adductores (selective)
 Vastus intermedius
 Thin / deep shank muscles
 Smaller foot muscles



Surface Sites:

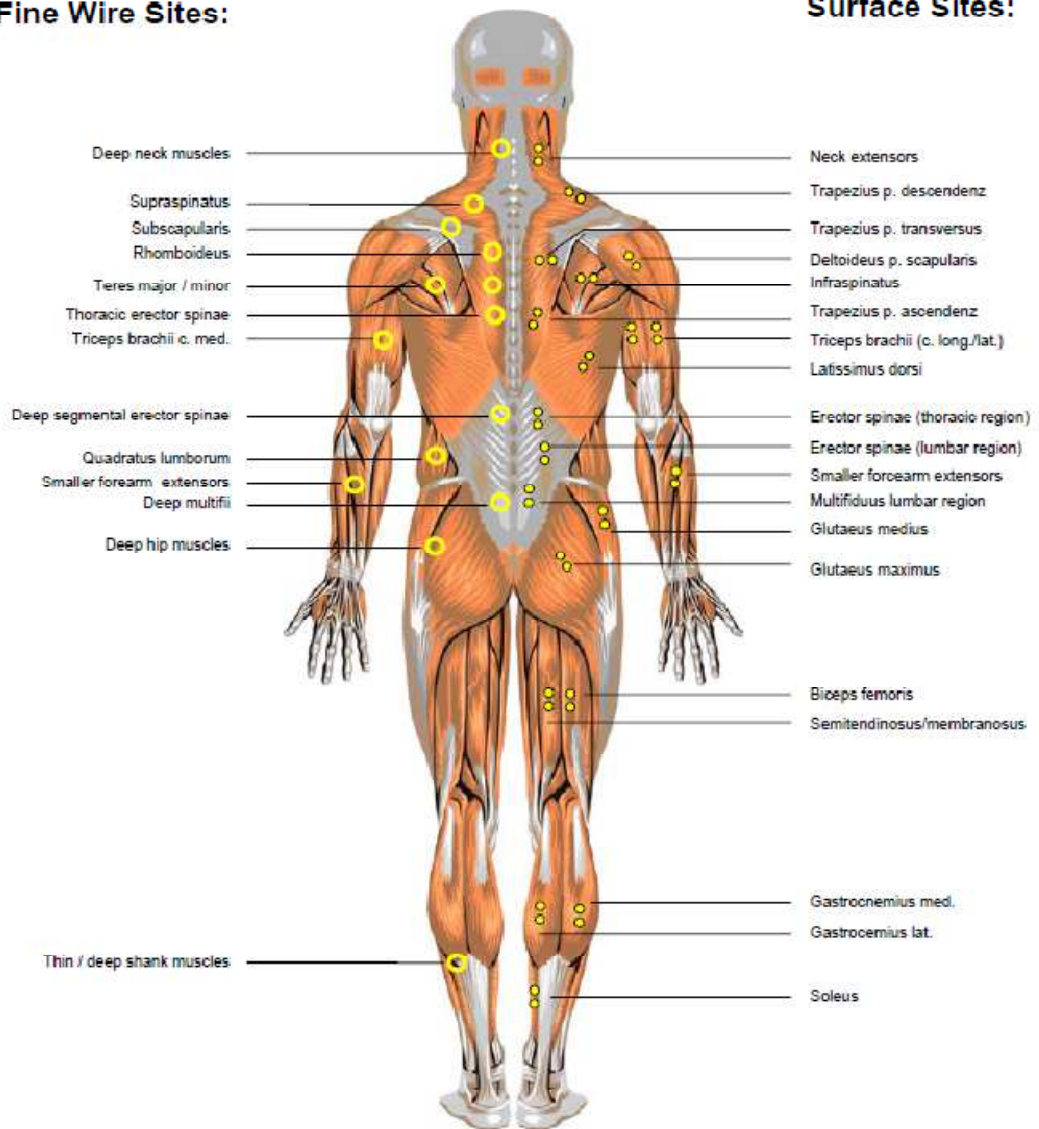
Frontalis
 Masseter
 Sternodeicomastioideus
 Deltoideus p. acromialis
 Deltoideus p. clavicularis
 Pectoralis major
 Biceps brachii
 Serratus anterior
 Rectus abdominis
 Brachioradialis
 Flexor carpi radialis
 Flexor carpi ulnaris
 Obliquus externus abdominis
 Internus / Transversus abd.
 Tensor fasciae latae
 Interosseus
 Adductores
 Rectus femoris
 Vastus lateralis
 Vastus medialis
 Peroneus longus
 Tibialis anterior

(Konrad, 2005, p. 19)

Dorsal View

Fine Wire Sites:

Surface Sites:



(Konrad, 2005, p. 20)

Příloha 11: Velikost náklonu na mech. pásu v závislosti na vlastní zvolené rychlosti

Pohlaví	Proband	Velikost náklonu na mechanickém pásu (%)
Z	1	14,7
Z	2	16,7
Z	3	15,3
Z	4	13,8
M	5	16,7
Z	6	18,3
M	7	15,7
Z	8	18,3
M	9	17,3
Z	10	16,9
Z	11	18,2
Z	12	19,2
M	13	16
Z	14	17,3
Z	15	18,3
M	16	15,3
M	17	16
Z	18	19,2
Z	19	15,7
Z	20	16
Z	21	16,3
Z	22	19,2
M	23	17,6
	Průměr	16,87
	SD	1,50

Příloha 12: Výsledky testu normality

Stojná fáze	Testování normality			
	mech. pás DDK	el. pás NDK	mech. pás NDK	el. pás NDK
Sval				
m. erector thoracis sin.	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. rectus abdominis sin.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$
m. gluteus maximus sin.	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$
m. gluteus medius sin.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. biceps femoris sin.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. vastus medialis sin.	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$
m. tibialis anterior sin.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. gastrocnemius lateralis sin.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$
m. erector thoracis dex.	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$
m. rectus abdominis dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$
m. gluteus maximus dex.	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$
m. gluteus medius dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. biceps femoris dex.	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. vastus medialis dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$
m. tibialis anterior dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$
m. gastrocnemius lateralis dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$

Švihová fáze	Testování normality			
	mech. pás DDK	el. pás NDK	mech. pás NDK	el. pás NDK
Sval				
m. erector thoracis sin.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$
m. rectus abdominis sin.	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. gluteus maximus sin.	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$
m. gluteus medius sin.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. biceps femoris sin.	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$
m. vastus medialis sin.	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$
m. tibialis anterior sin.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. gastrocnemius lateralis sin.	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. erector thoracis dex.	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$
m. rectus abdominis dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. gluteus maximus dex.	$p < 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$
m. gluteus medius dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p > 0,05$
m. biceps femoris dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$
m. vastus medialis dex.	$p > 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$	$p < 0,05$
m. tibialis anterior dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$
m. gastrocnemius lateralis dex.	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$	$p > 0,05$

Příloha 13: Statistická významnost H_{01} , H_{03} , H_{05}

a) timingu svalů DDK při chůzi na el. pásu oproti chůzi po zemi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,055720
m. rectus abdominis sin.	0,799846
m. gluteus maximus sin.	0,245494
m. gluteus medius sin.	0,833936
m. biceps femoris sin.	0,177115
m. vastus medialis sin.	0,258487
m. tibialis anterior sin.	0,779435
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,348689
m. erector thoracis dex.	0,649563
m. rectus abdominis dex.	0,916512
m. gluteus maximus dex.	0,905696
m. gluteus medius dex.	0,456126
m. biceps femoris dex.	0,589498
m. vastus medialis dex.	0,421579
m. tibialis anterior dex.	0,674987
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,476907

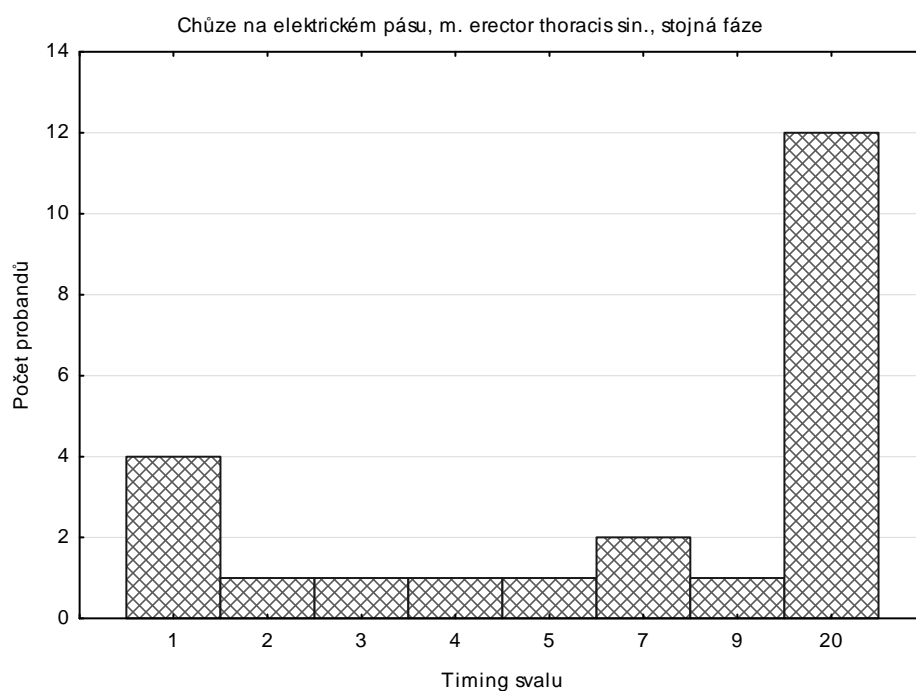
b) timingu svalů DDK při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,647471
m. rectus abdominis sin.	0,172956
m. gluteus maximus sin.	0,035465
m. gluteus medius sin.	0,897143
m. biceps femoris sin.	0,489854
m. vastus medialis sin.	0,016882
m. tibialis anterior sin.	0,326990
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,469114
m. erector thoracis dex.	0,251423
m. rectus abdominis dex.	0,067890
m. gluteus maximus dex.	0,263495
m. gluteus medius dex.	0,700704
m. biceps femoris dex.	0,733272
m. vastus medialis dex.	0,196109
m. tibialis anterior dex.	0,504904
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,463107

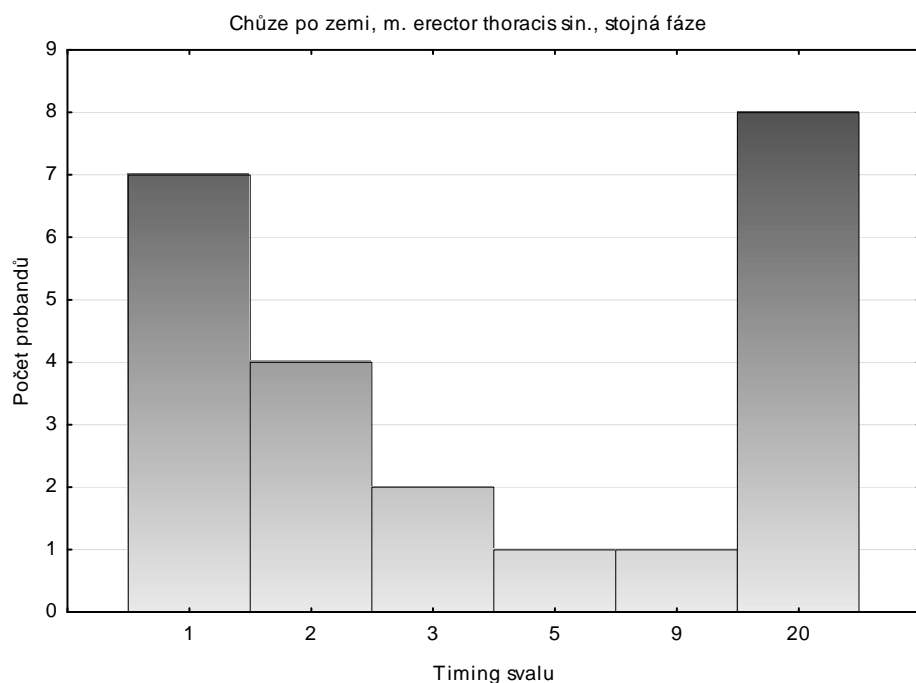
c) timingu svalů DDK při chůzi na mech. pásu oproti chůzi na el. pásu

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,285980
m. rectus abdominis sin.	0,144128
m. gluteus maximus sin.	0,114129
m. gluteus medius sin.	0,538294
m. biceps femoris sin.	0,232980
m. vastus medialis sin.	0,001944
m. tibialis anterior sin.	0,207579
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,722563
m. erector thoracis dex.	0,777565
m. rectus abdominis dex.	0,108810
m. gluteus maximus dex.	0,224016
m. gluteus medius dex.	0,826091
m. biceps femoris dex.	0,924978
m. vastus medialis dex.	0,038301
m. tibialis anterior dex.	0,504880
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,255291

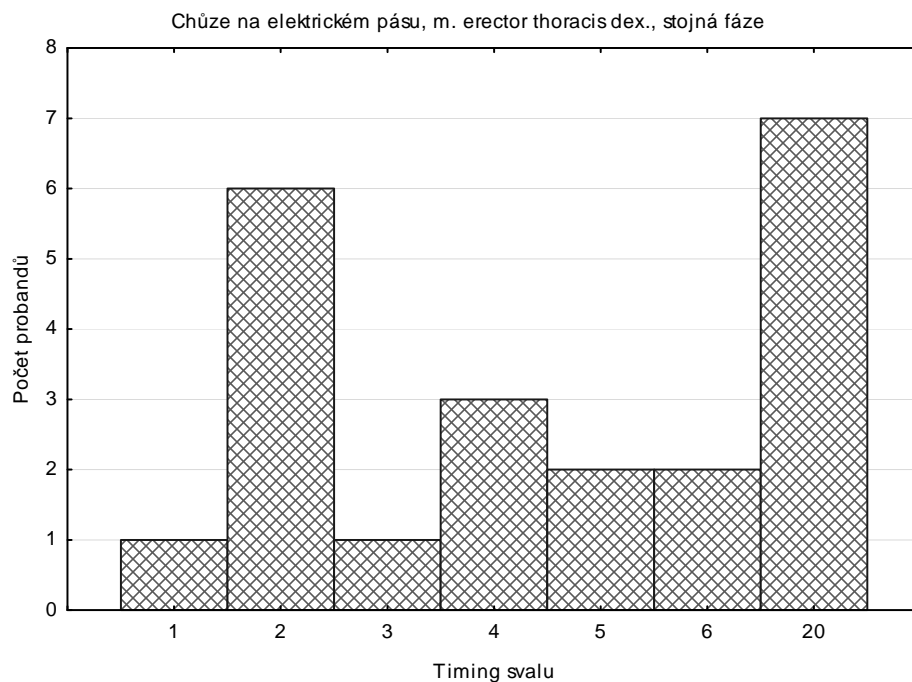
Příloha 14: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na el. pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi



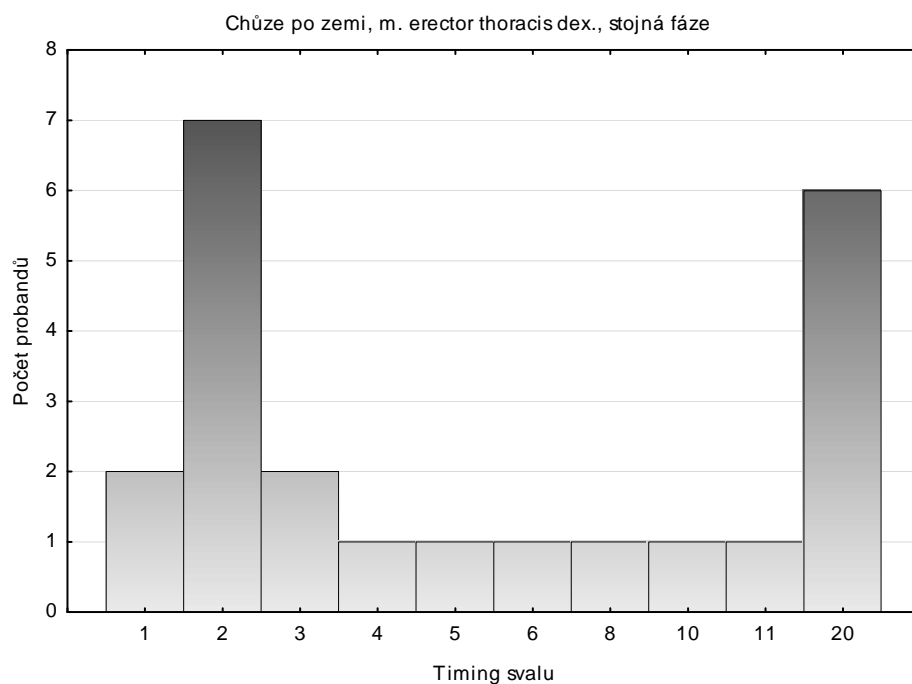
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



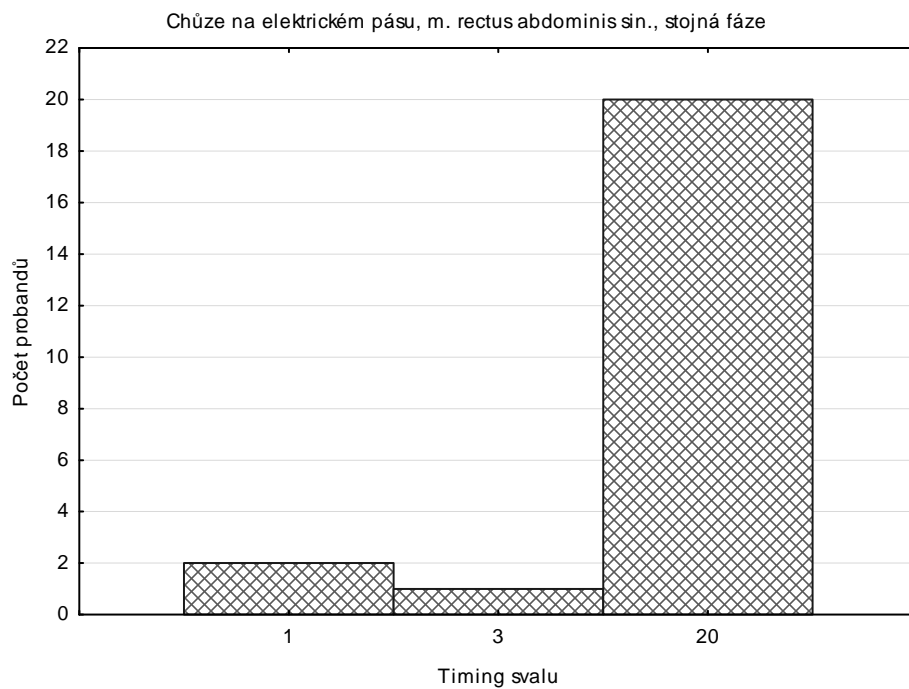
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



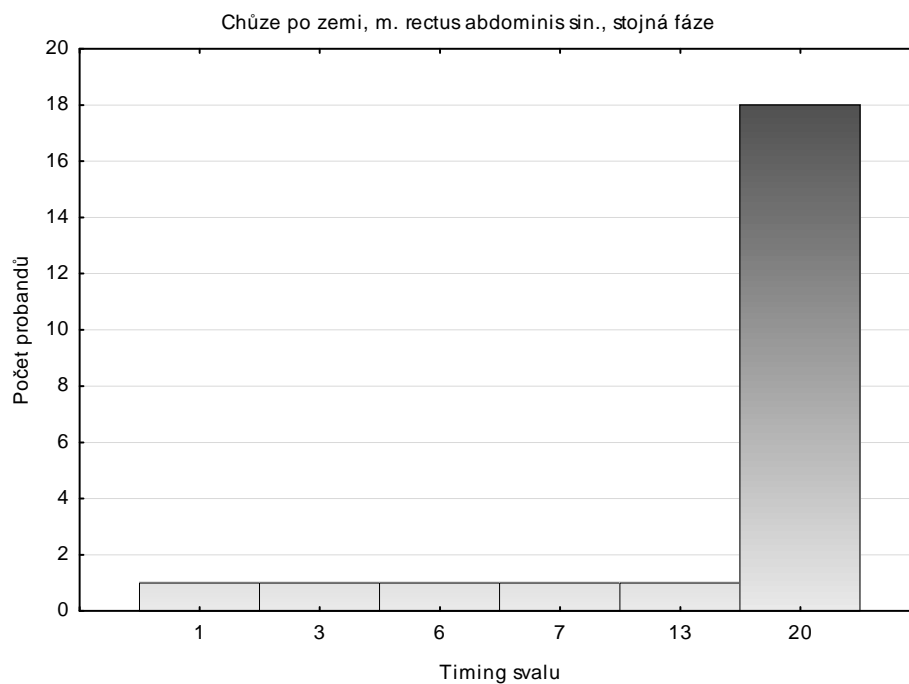
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



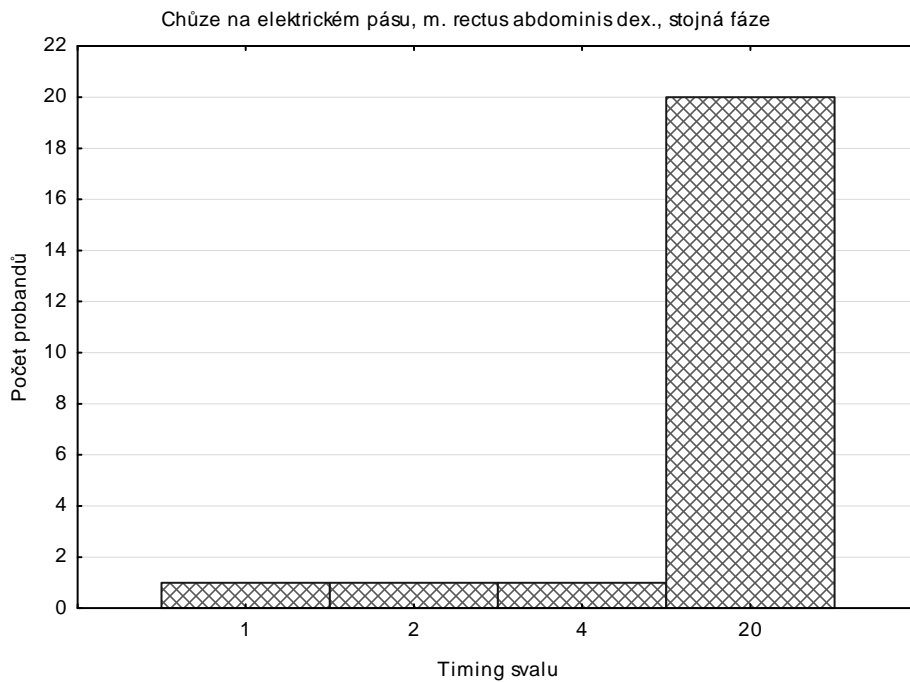
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



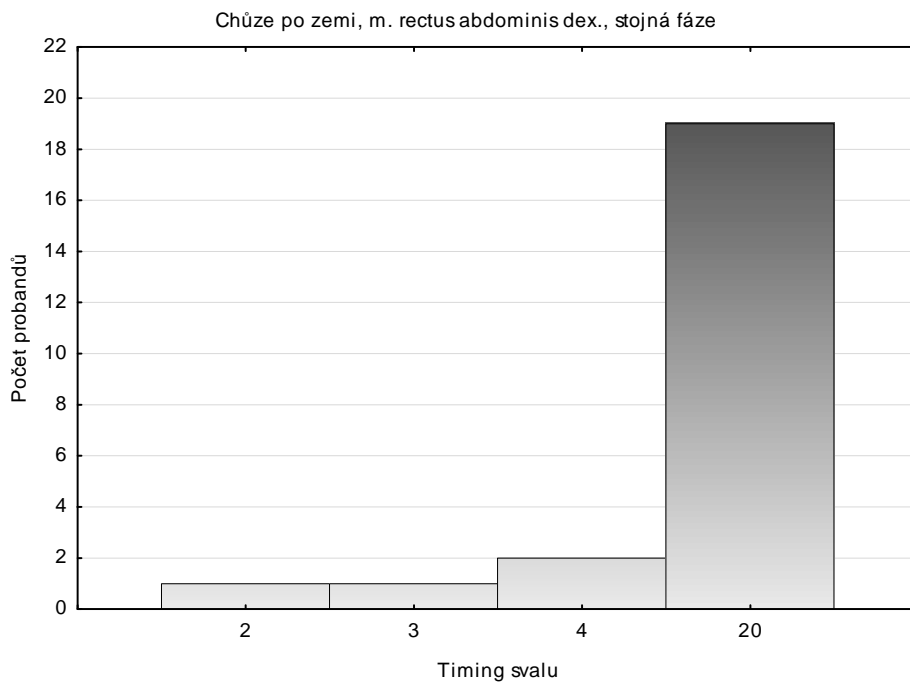
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



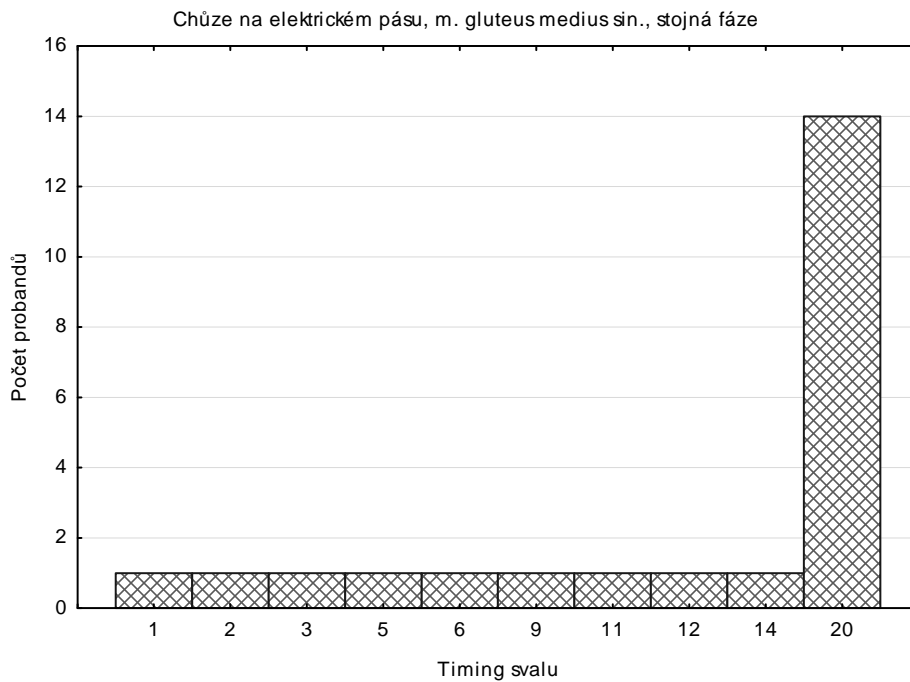
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



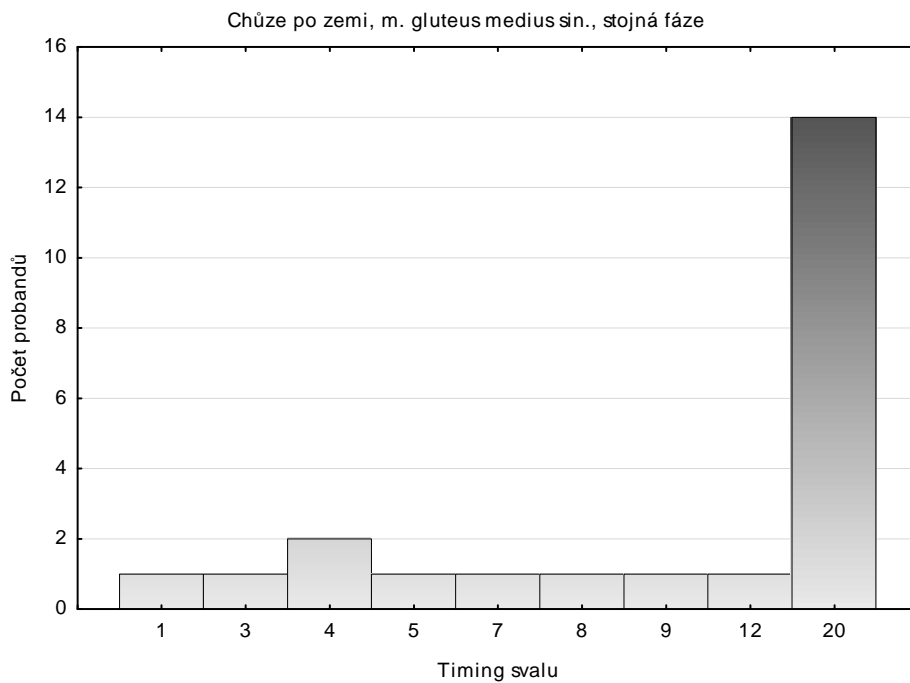
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



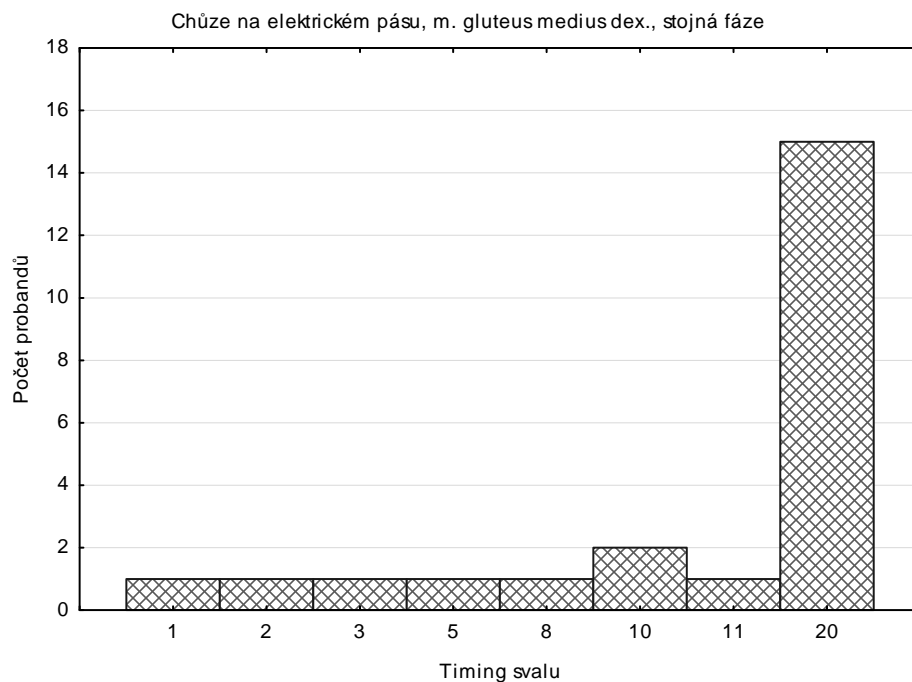
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



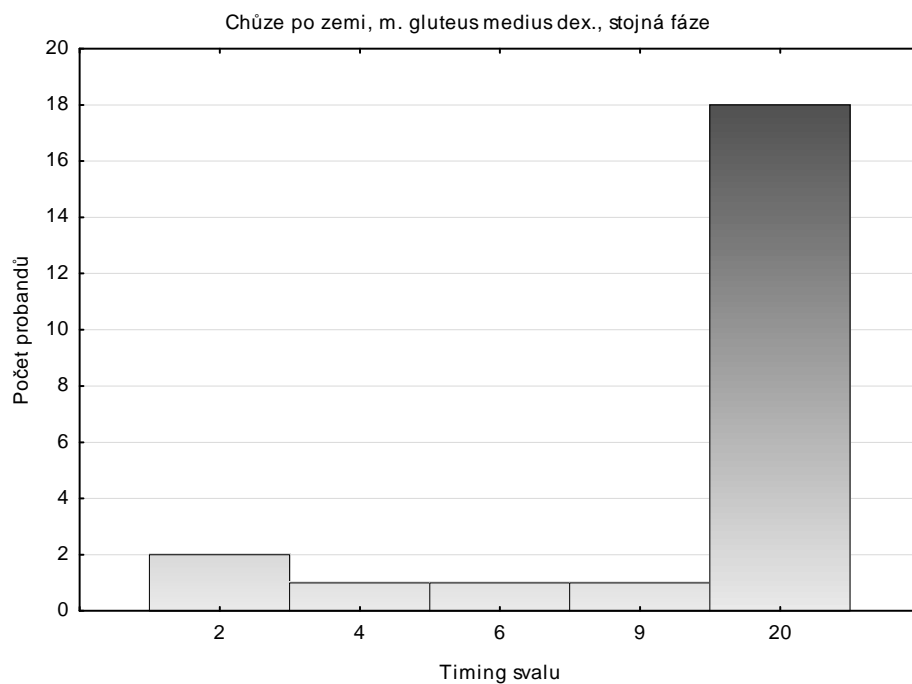
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



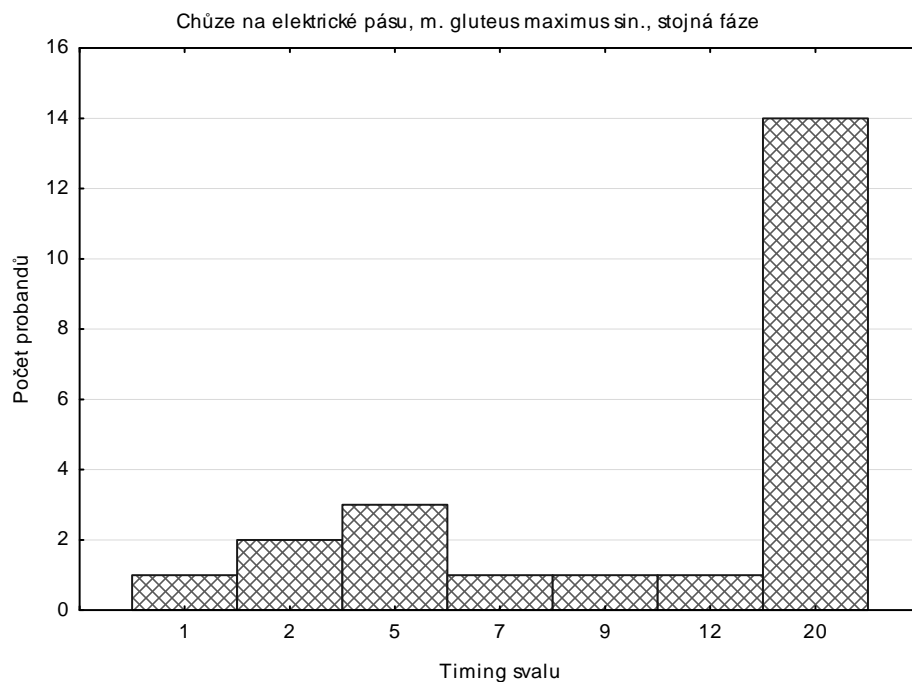
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



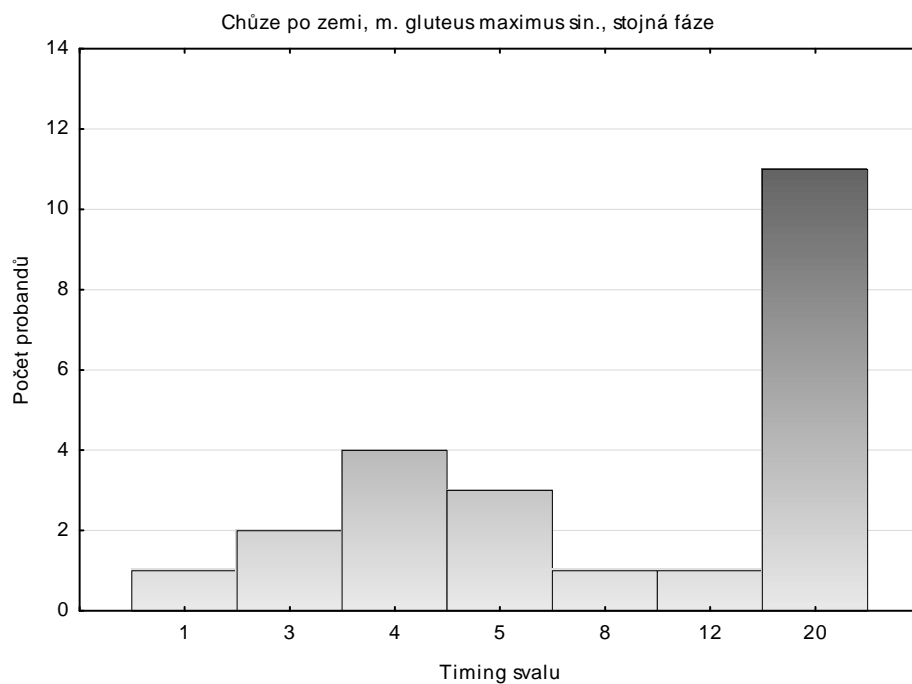
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



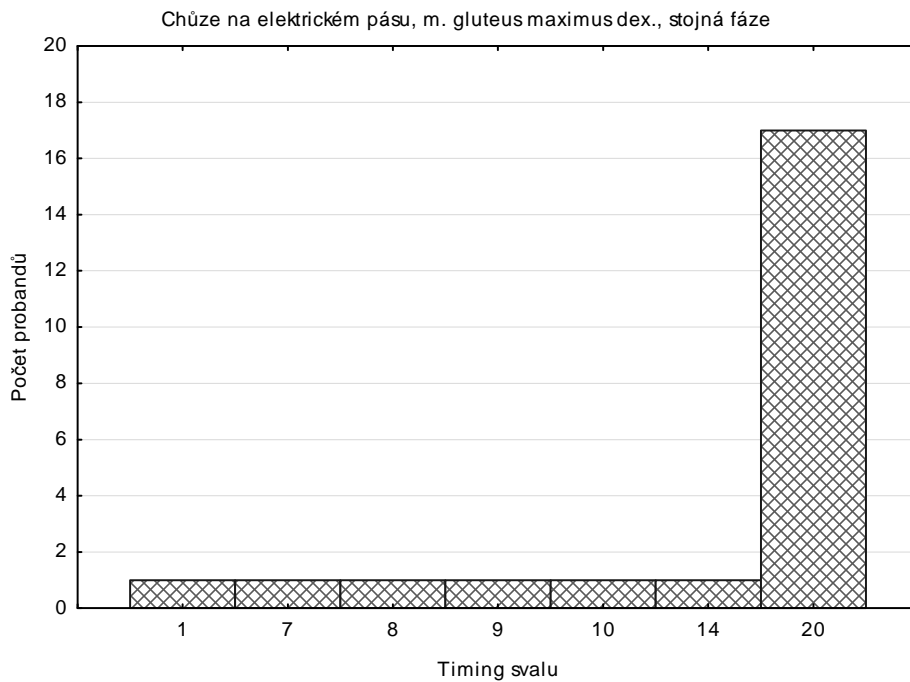
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



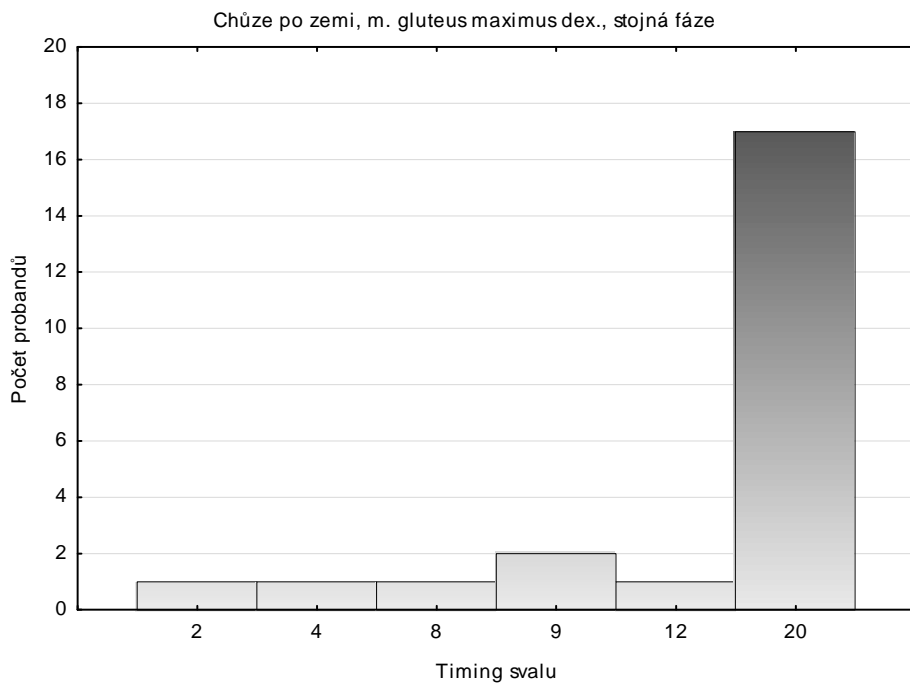
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí- sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



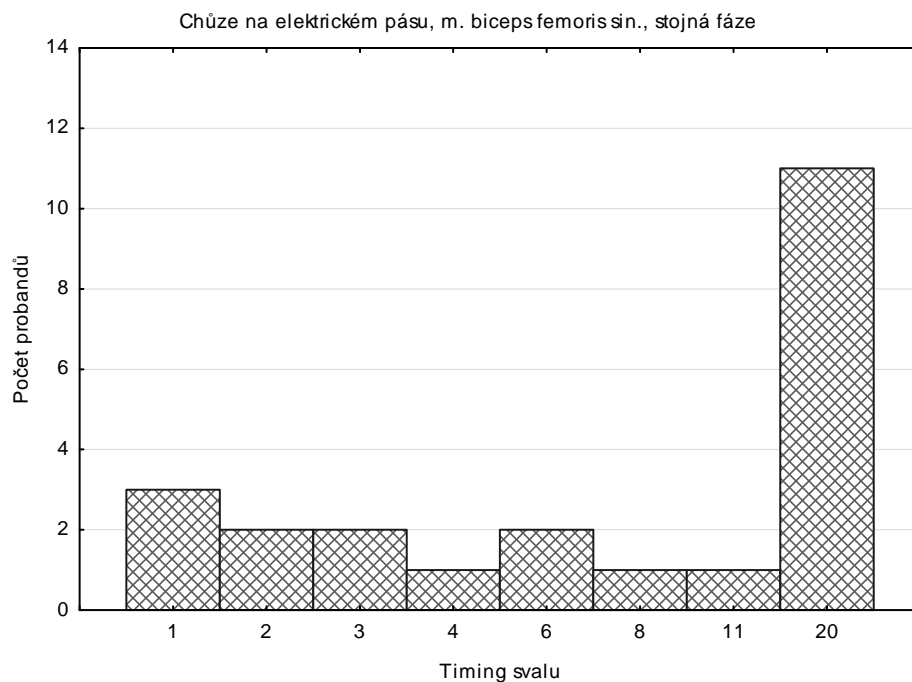
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



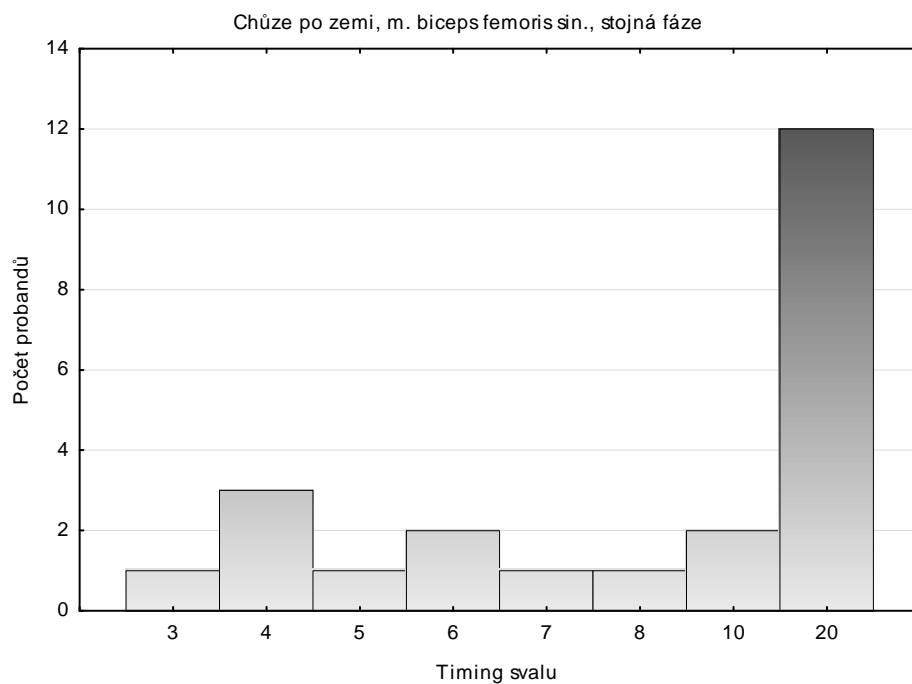
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



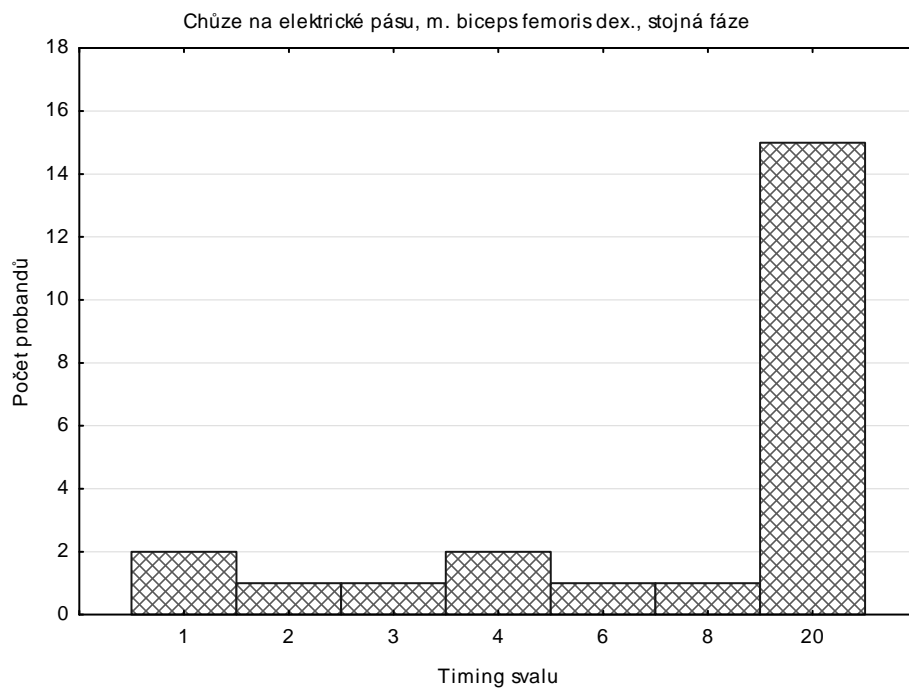
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



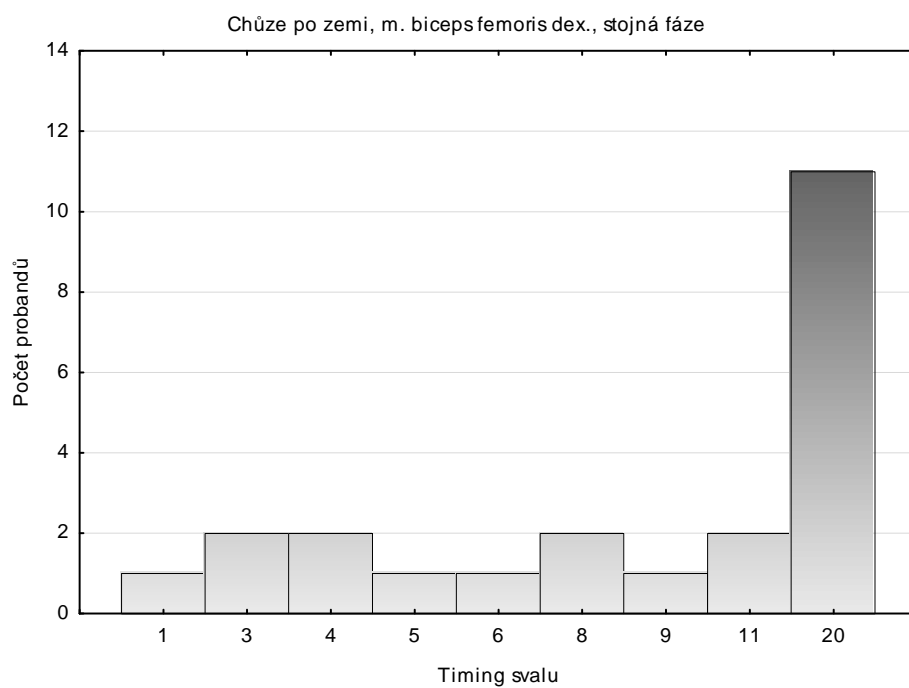
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



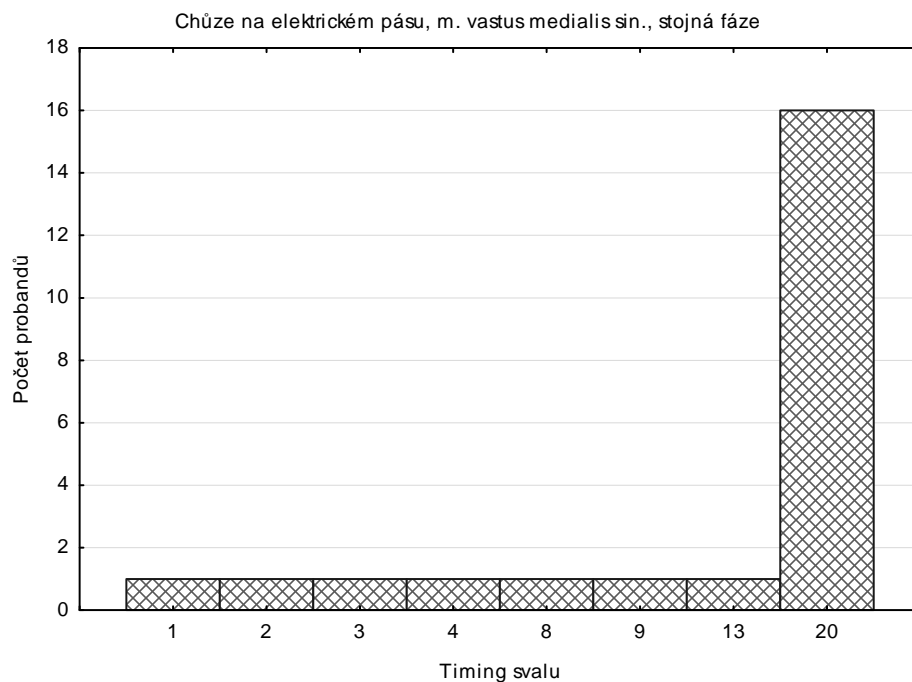
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



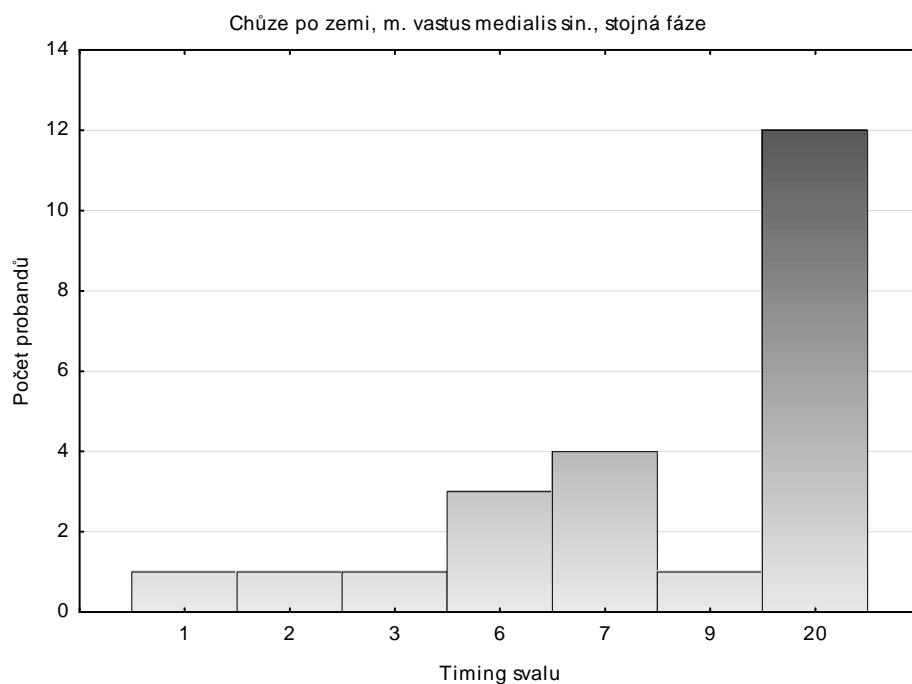
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



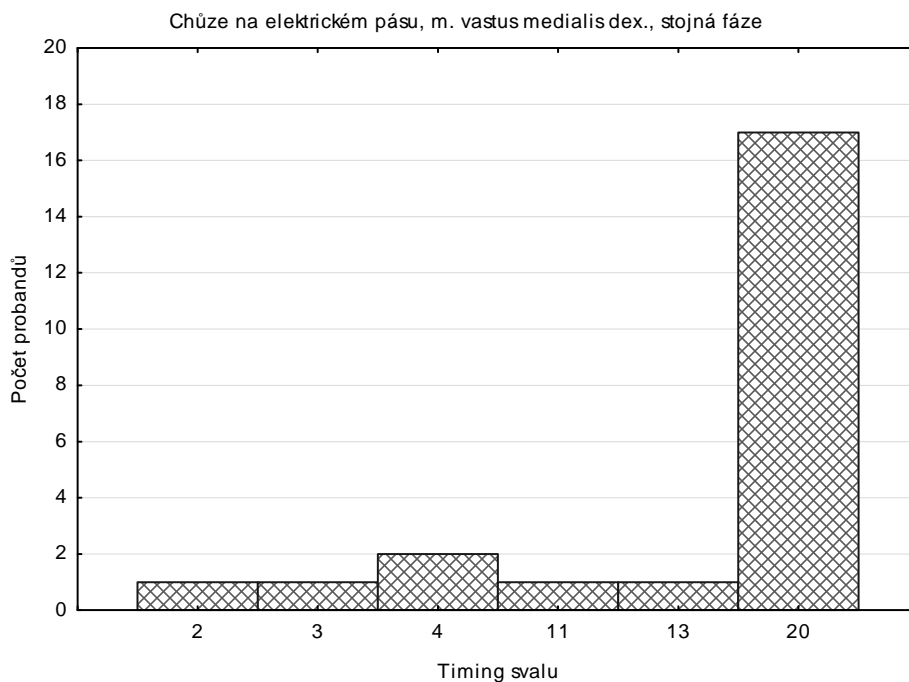
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



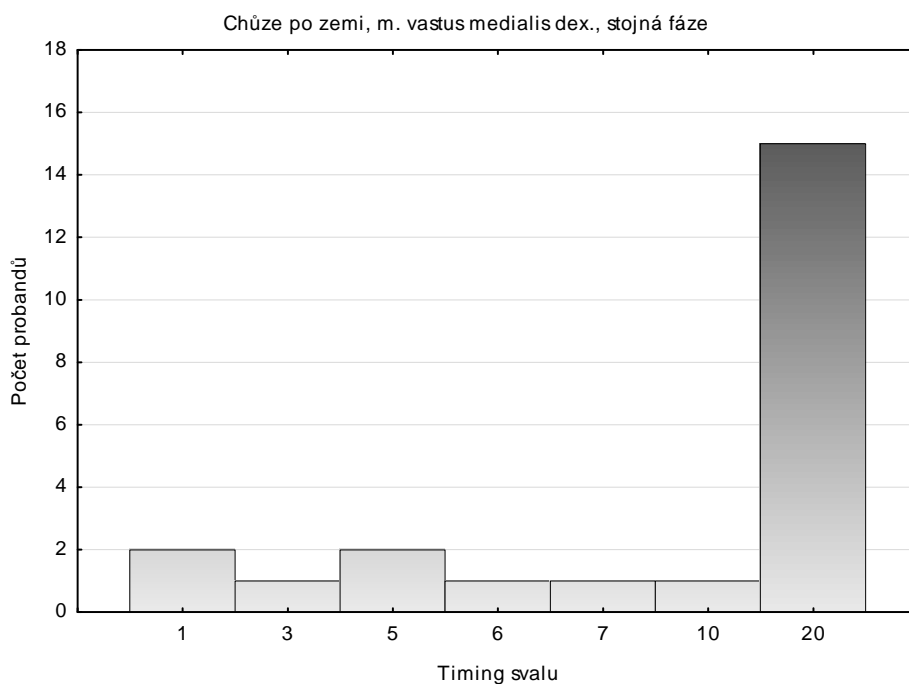
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



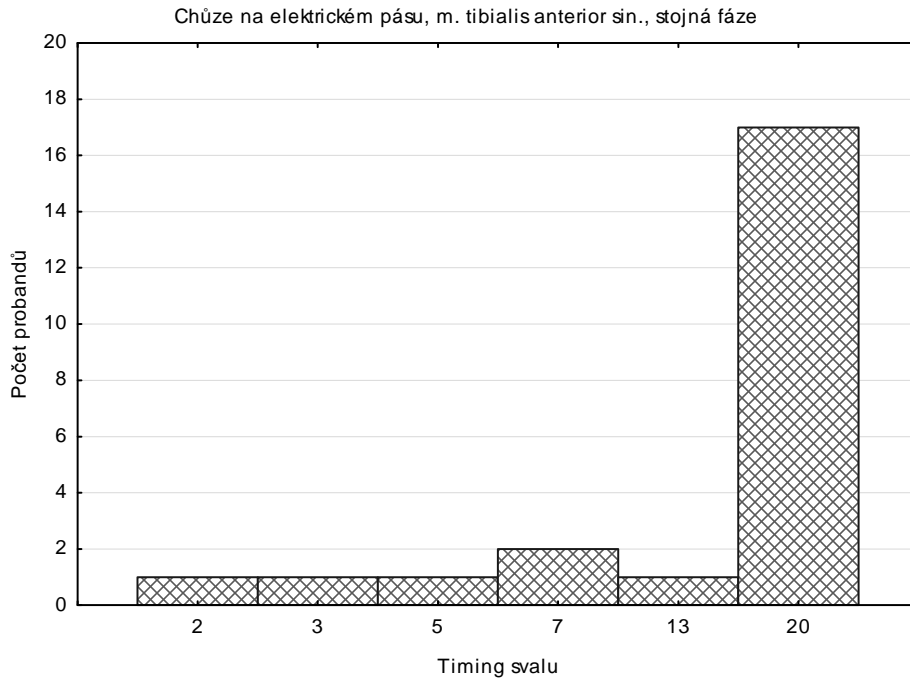
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí –sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



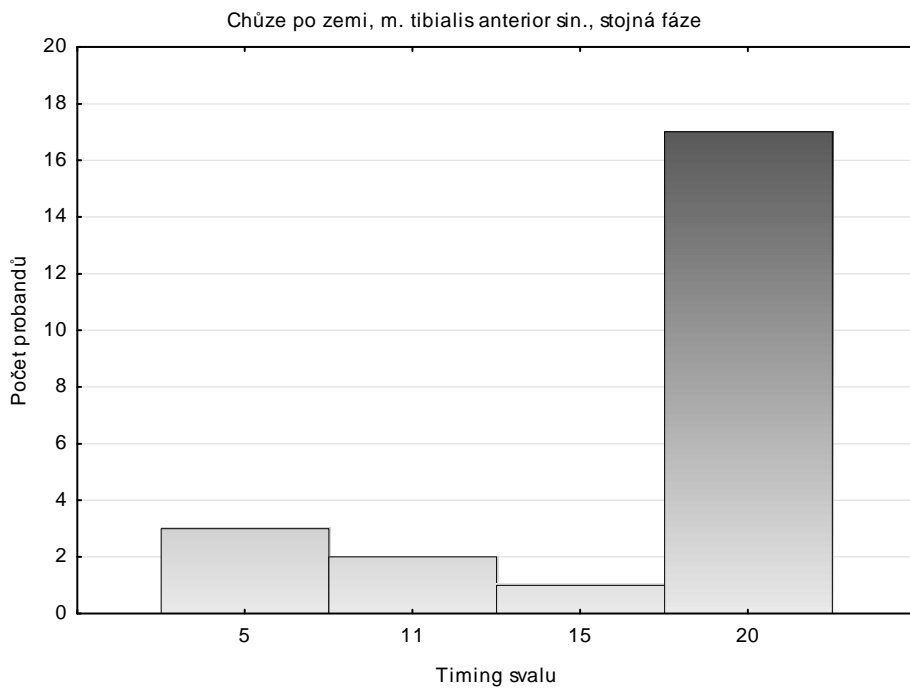
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



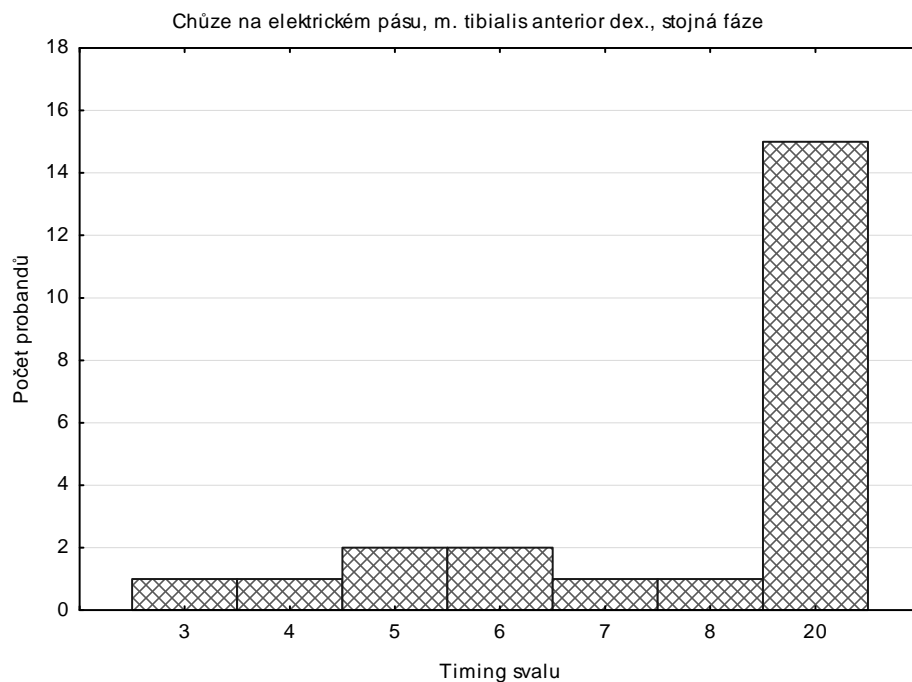
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



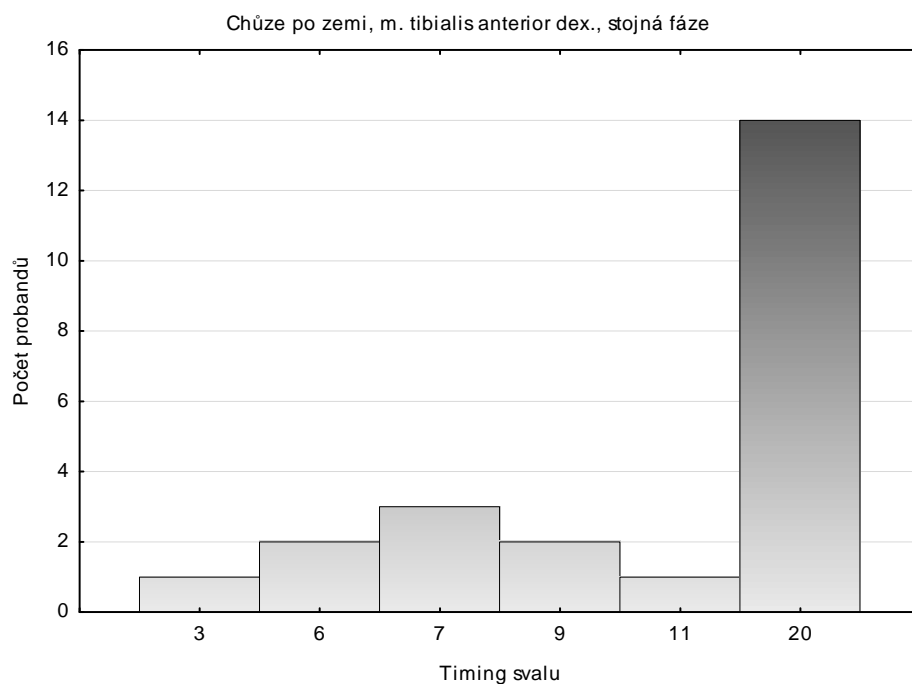
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



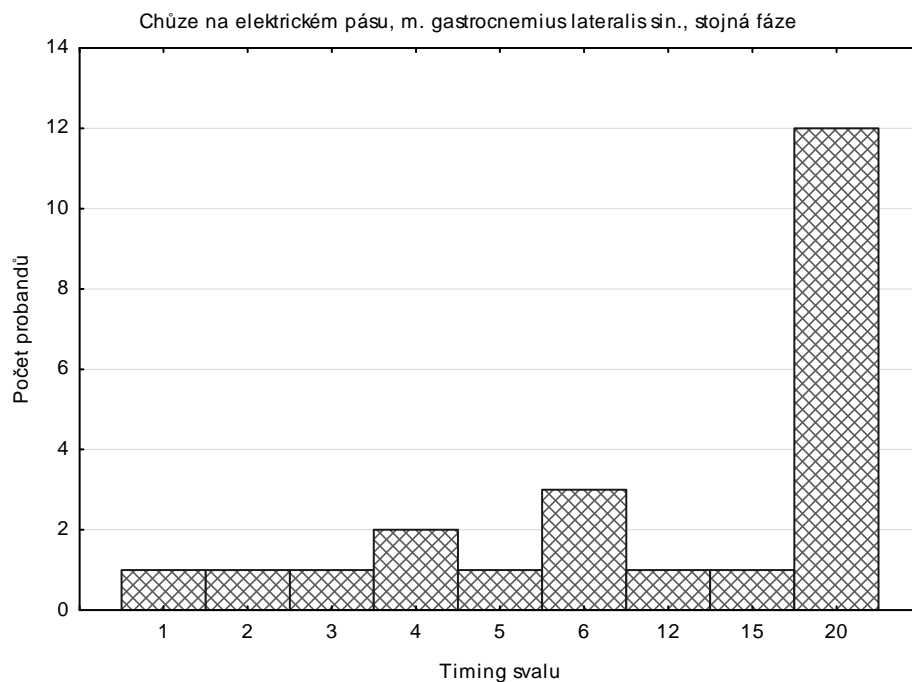
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



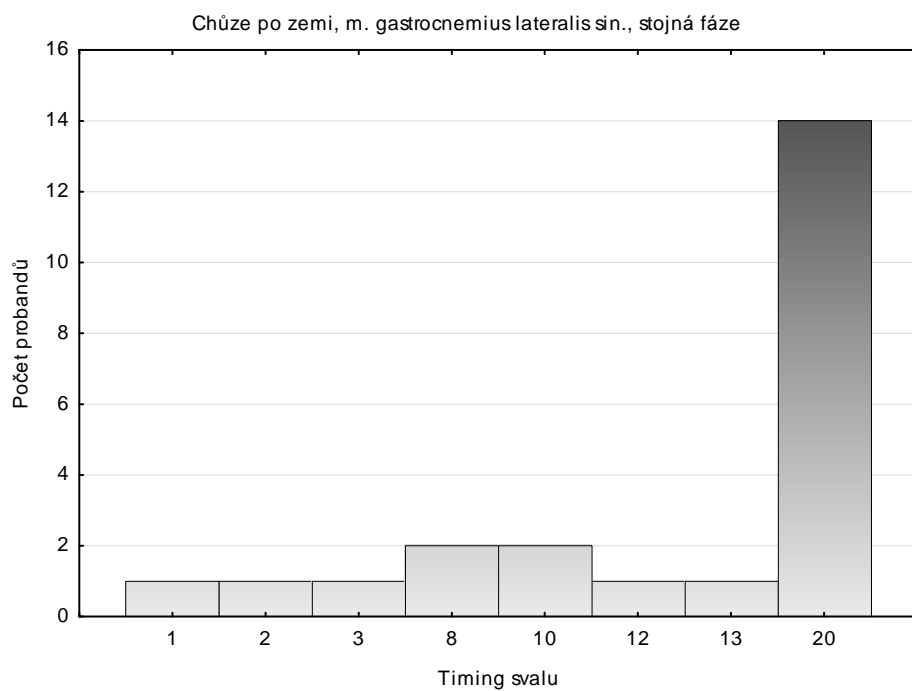
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



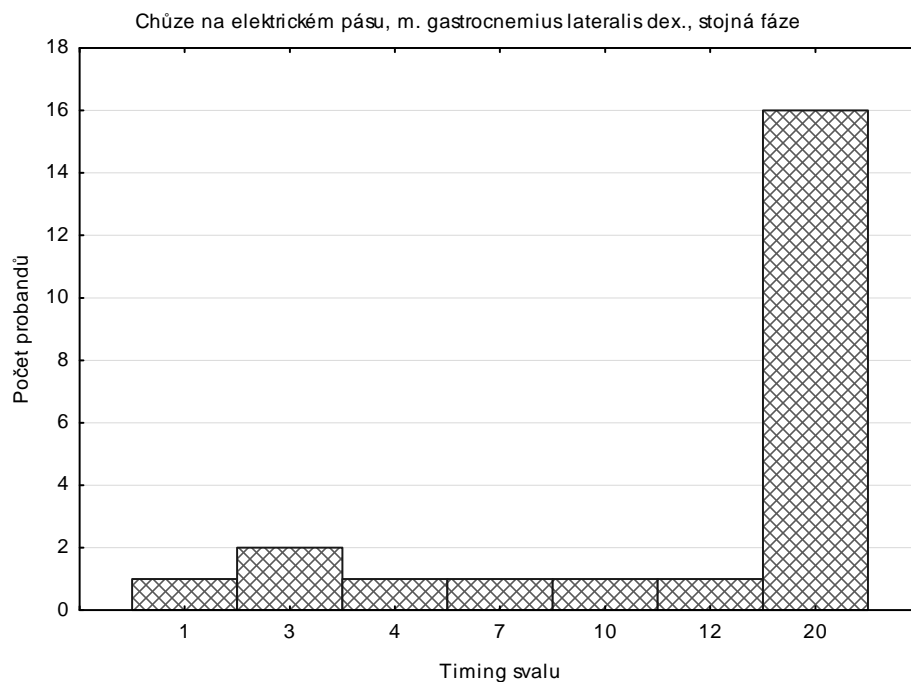
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



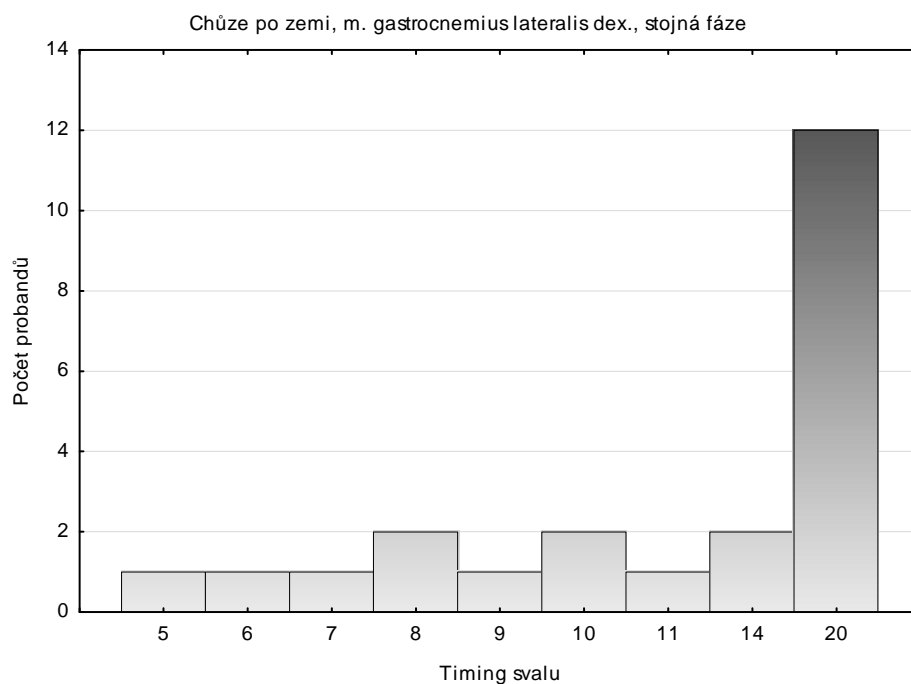
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nespĺňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

Příloha 15: Statistická významnost H_02 , H_04 , H_06

a) timing svalů při chůzi na el. pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,108810
m. rectus abdominis sin.	-
m. gluteus maximus sin.	-
m. gluteus medius sin.	-
m. biceps femoris sin.	-
m. vastus medialis sin.	-
m. tibialis anterior sin.	-
m. gastrocnemius lateralis sin.	-
m. erector thoracis dex.	0,108810
m. rectus abdominis dex.	-
m. gluteus maximus dex.	-
m. gluteus medius dex.	-
m. biceps femoris dex.	0,108810
m. vastus medialis dex.	-
m. tibialis anterior dex.	-
m. gastrocnemius lateralis dex.	-

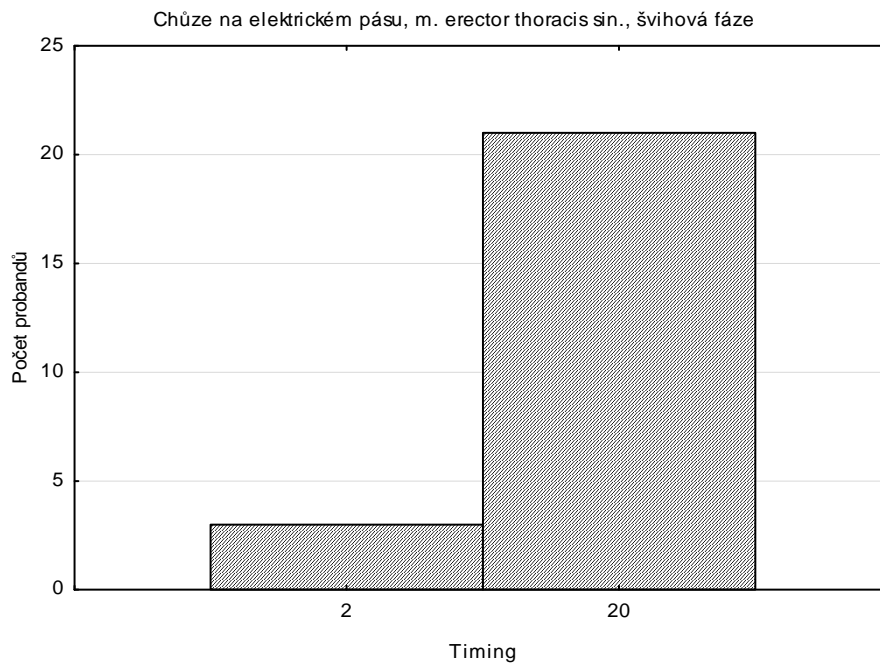
b) timing svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,067890
m. rectus abdominis sin.	-
m. gluteus maximus sin.	-
m. gluteus medius sin.	-
m. biceps femoris sin.	0,654721
m. vastus medialis sin.	-
m. tibialis anterior sin.	-
m. gastrocnemius lateralis sin.	-
m. erector thoracis dex.	0,067890
m. rectus abdominis dex.	-
m. gluteus maximus dex.	-
m. gluteus medius dex.	-
m. biceps femoris dex.	0,108810
m. vastus medialis dex.	-
m. tibialis anterior dex.	-
m. gastrocnemius lateralis dex.	-

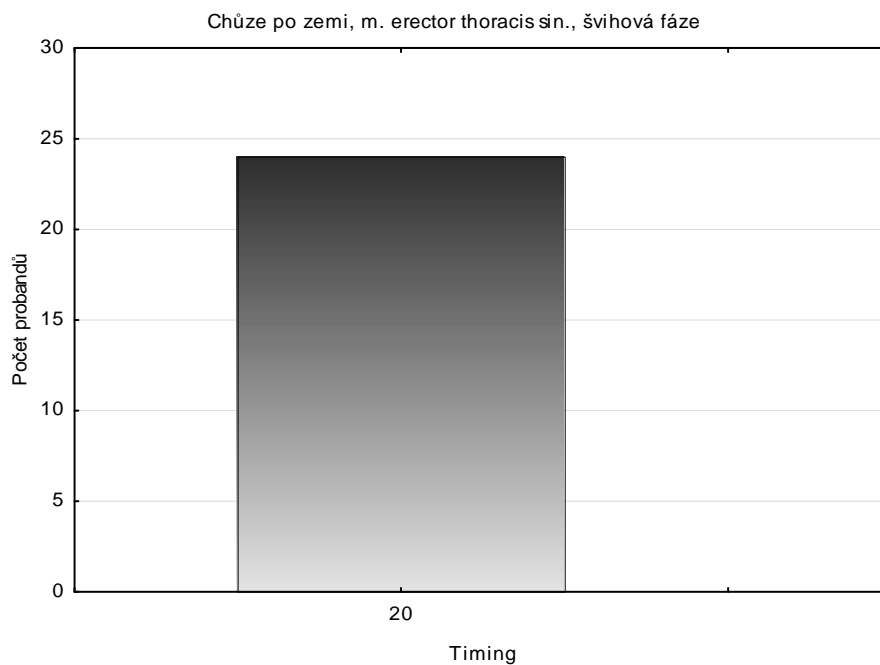
c) timing svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi na el. pásu během švihové fáze

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,108810
m. rectus abdominis sin.	-
m. gluteus maximus sin.	-
m. gluteus medius sin.	-
m. biceps femoris sin.	0,654721
m. vastus medialis sin.	-
m. tibialis anterior sin.	-
m. gastrocnemius lateralis sin.	-
m. erector thoracis dex.	0,108810
m. rectus abdominis dex.	-
m. gluteus maximus dex.	-
m. gluteus medius dex.	-
m. biceps femoris dex.	-
m. vastus medialis dex.	-
m. tibialis anterior dex.	-
m. gastrocnemius lateralis dex.	-

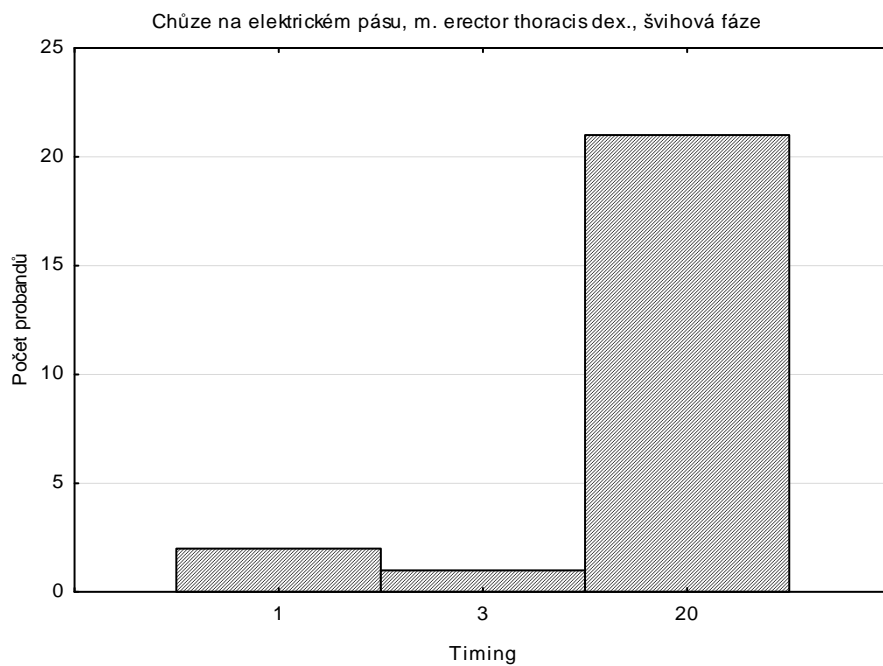
Příloha 16: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na el. pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze



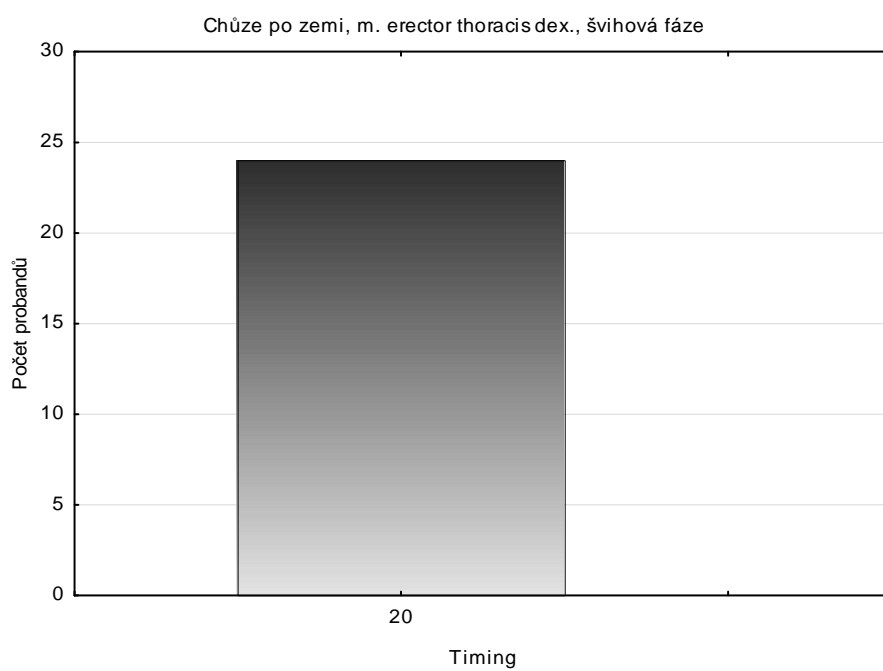
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



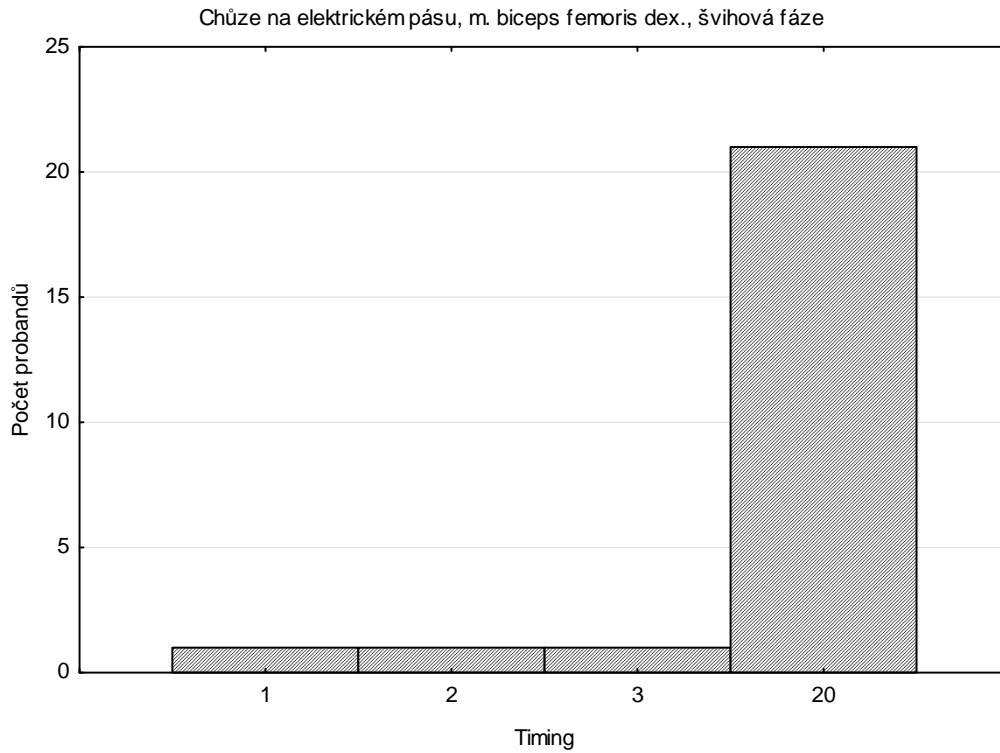
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



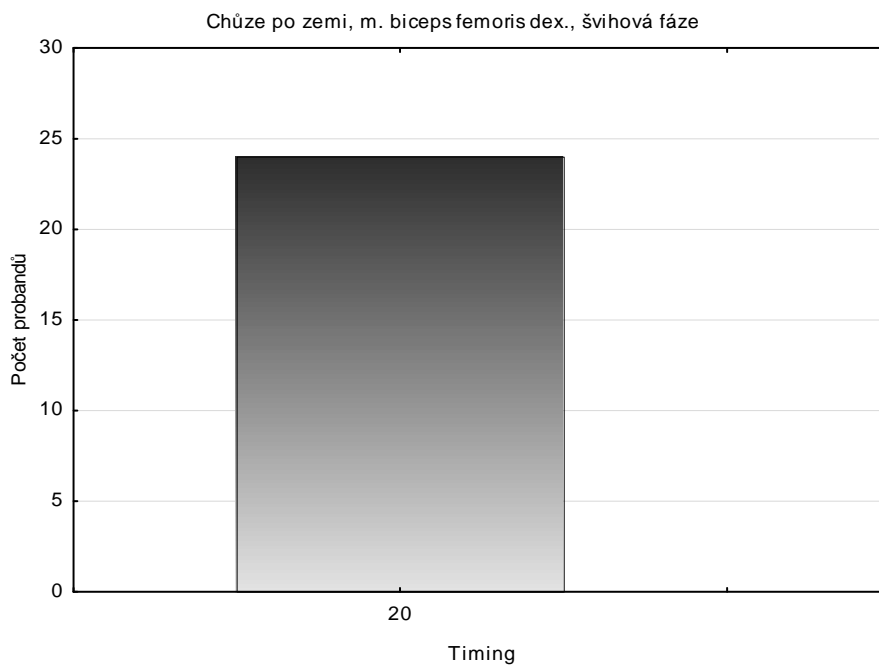
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

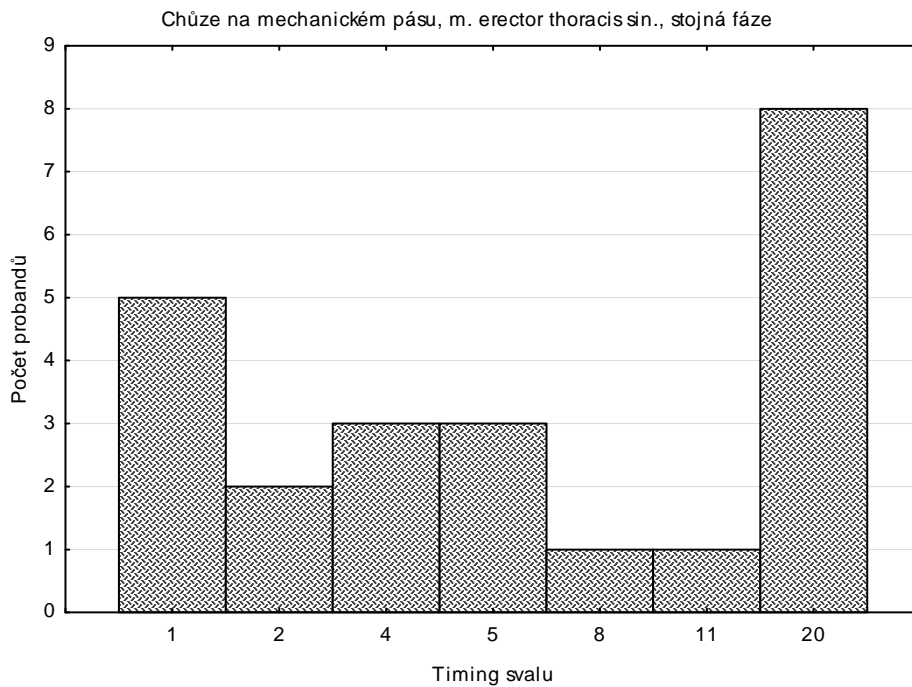


Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

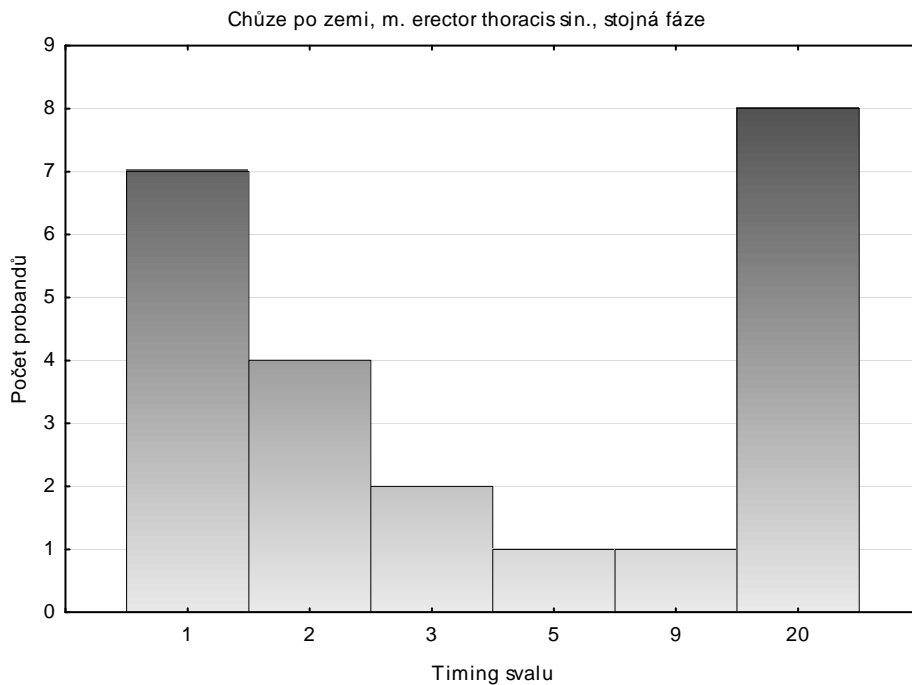


Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

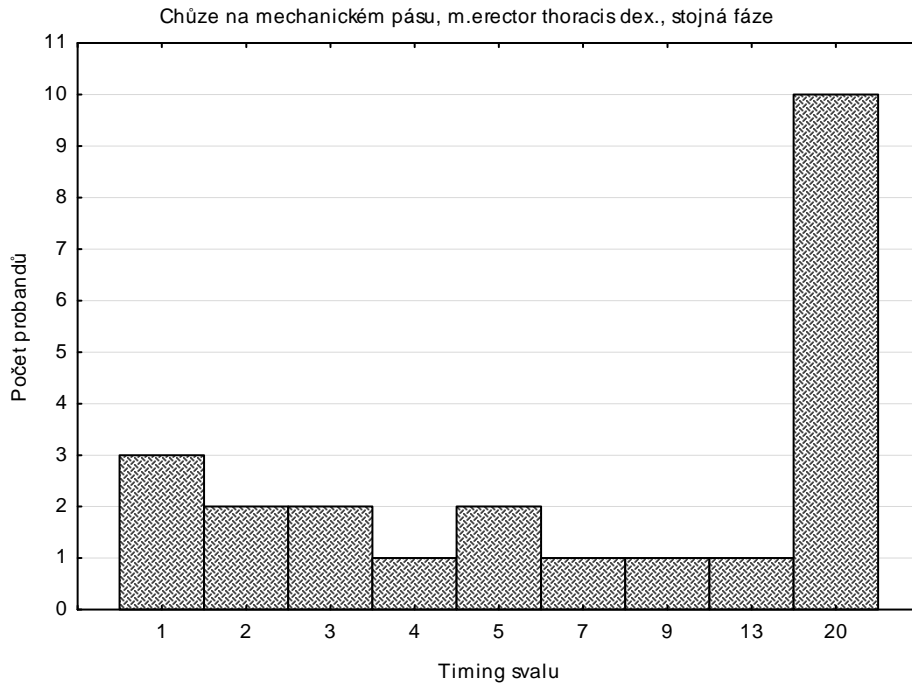
Příloha 17: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi



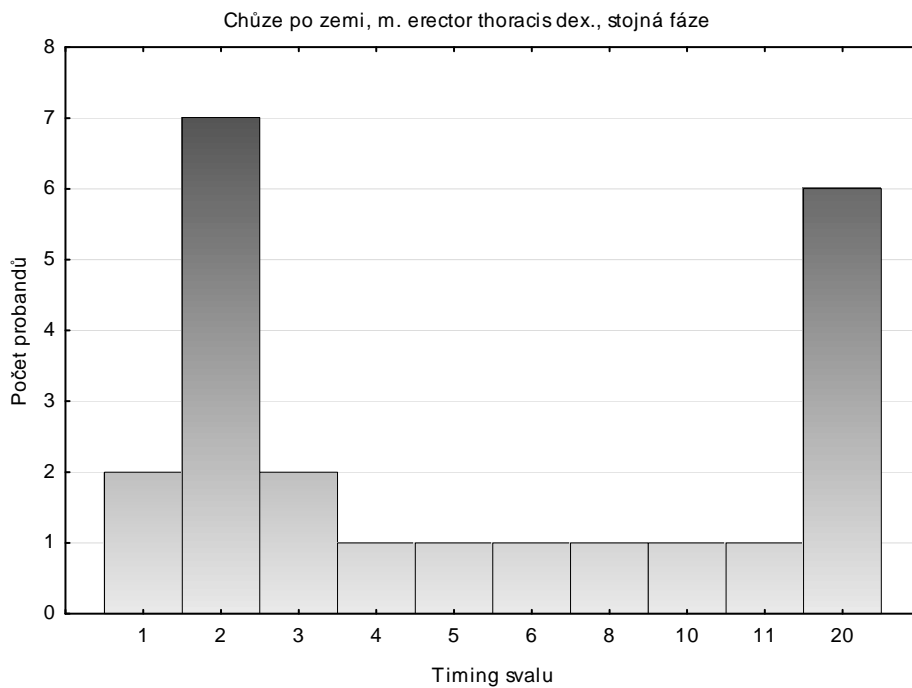
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



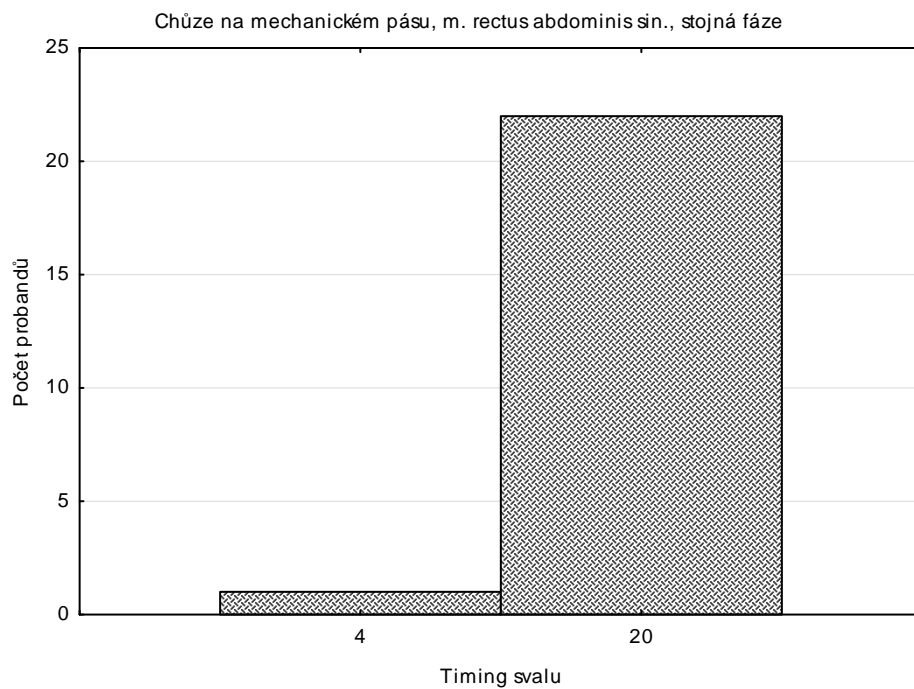
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



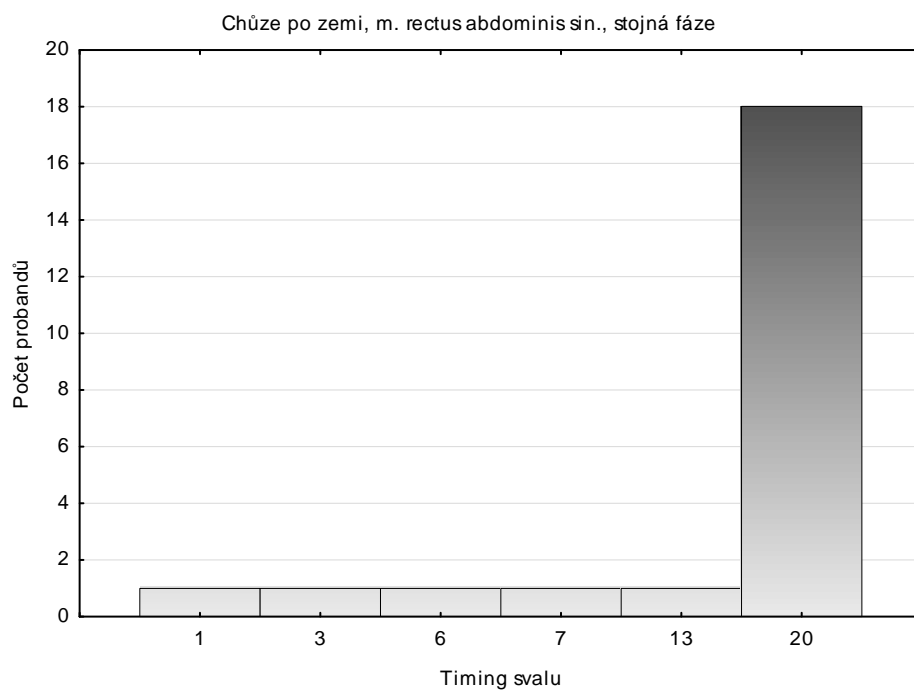
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



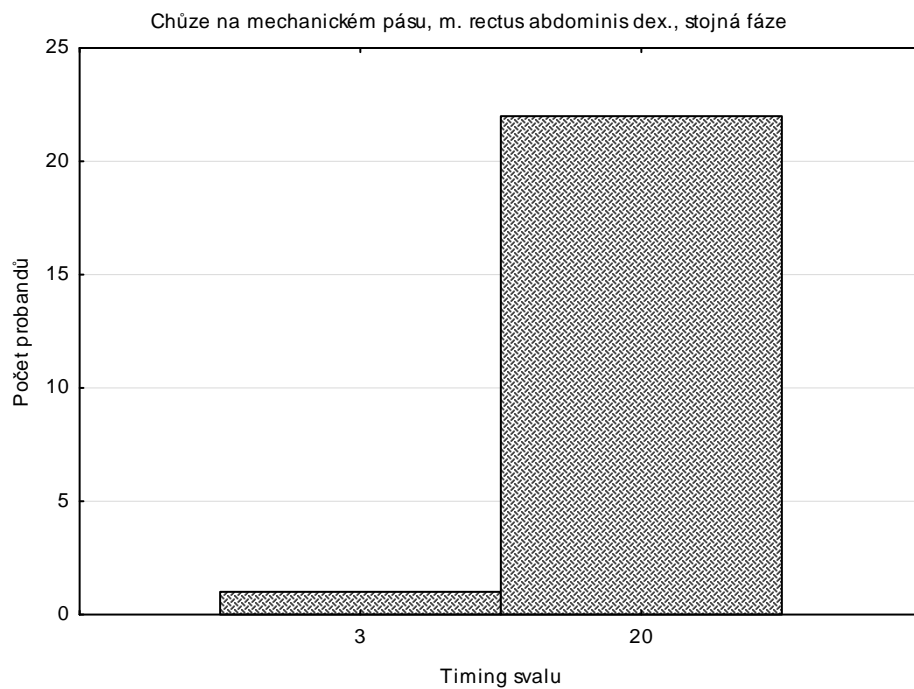
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



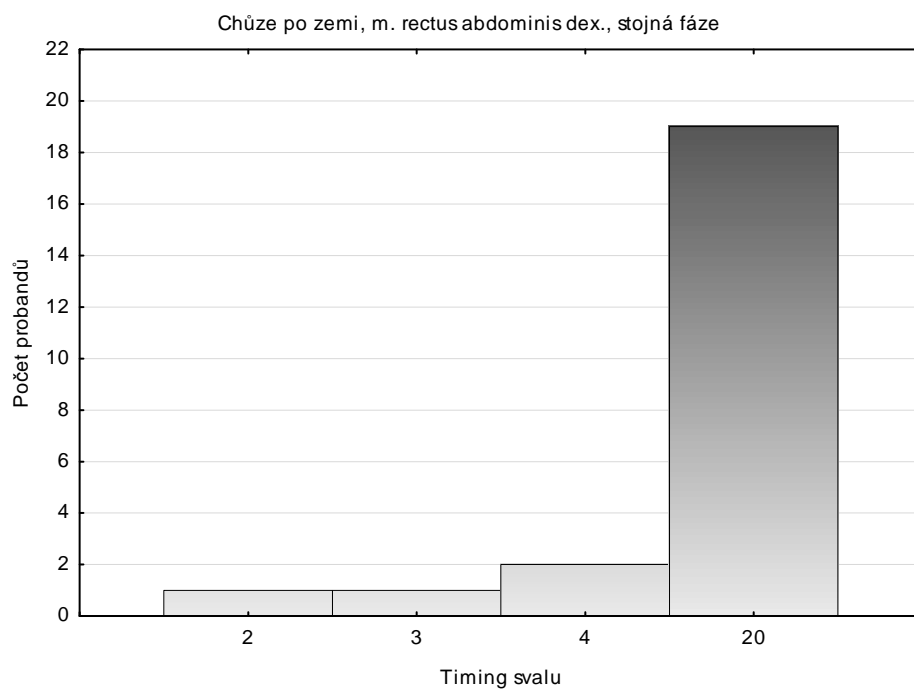
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



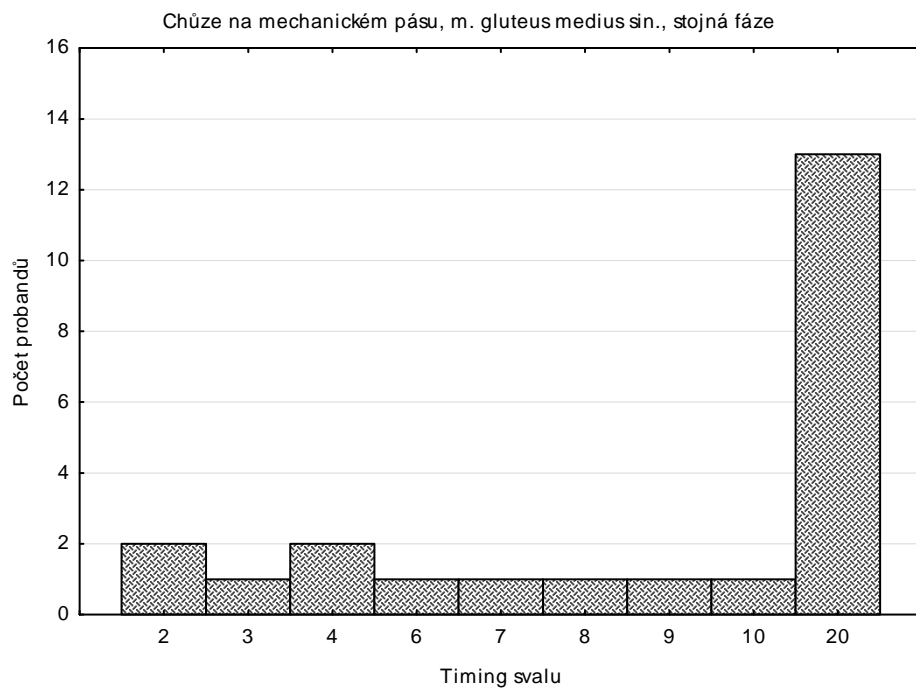
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



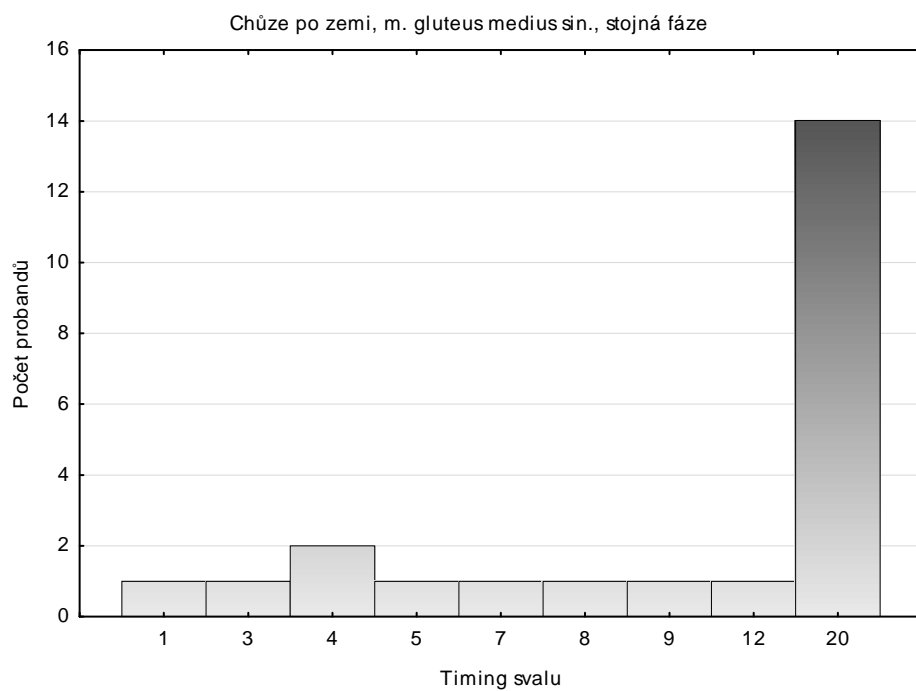
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



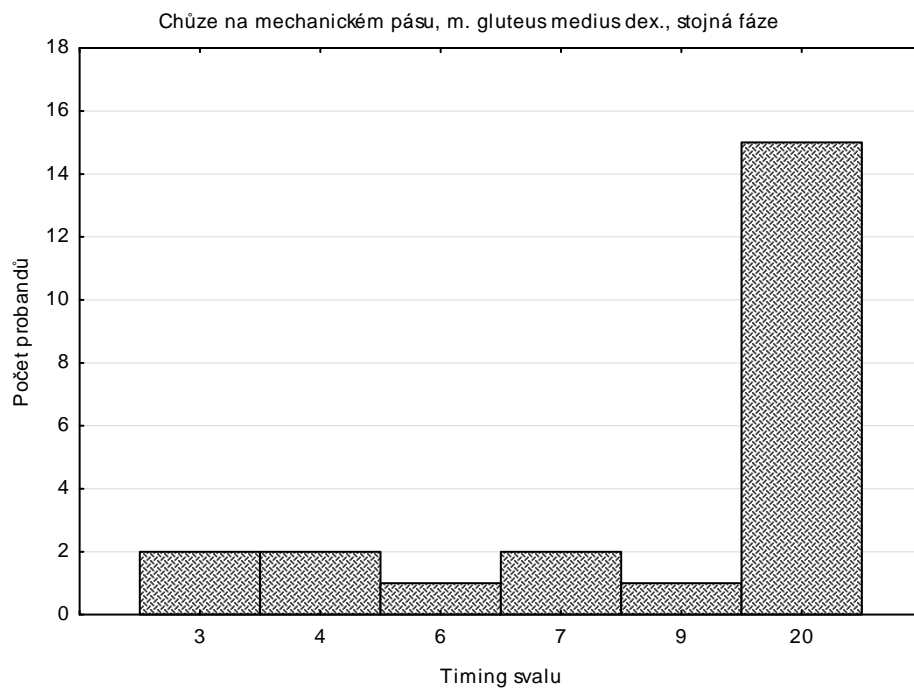
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



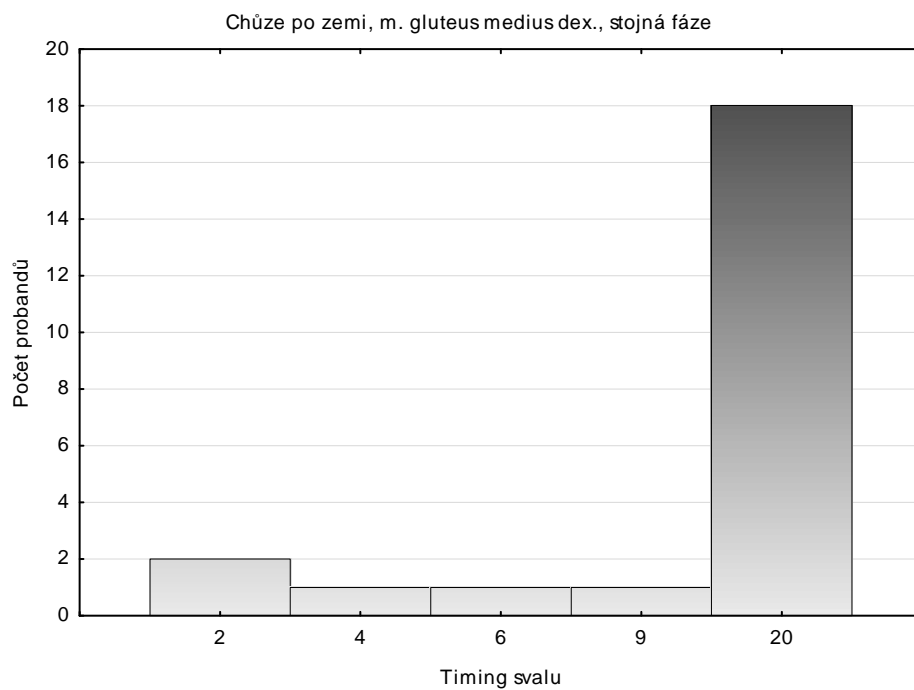
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



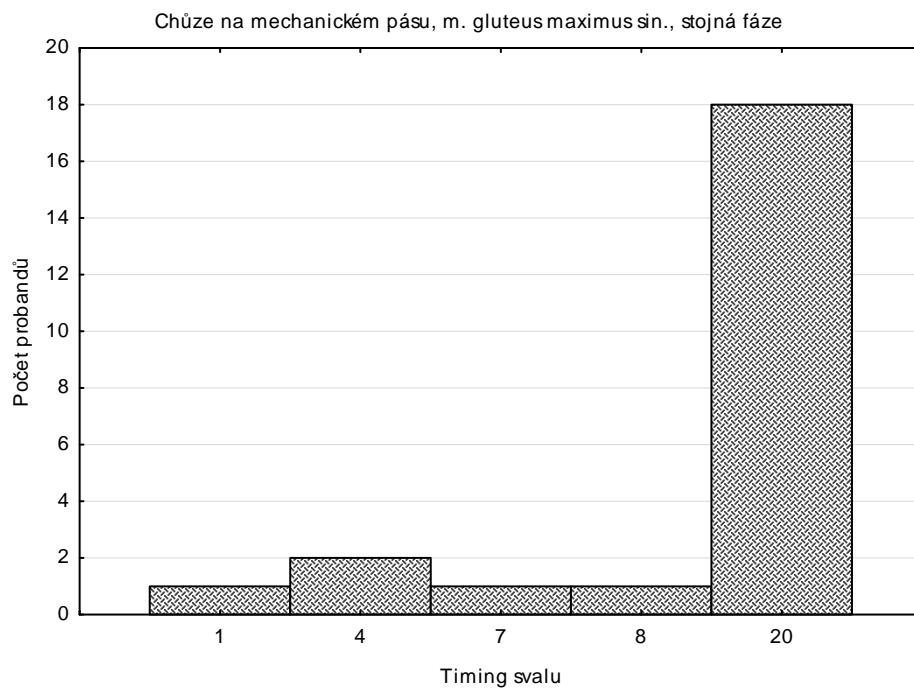
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



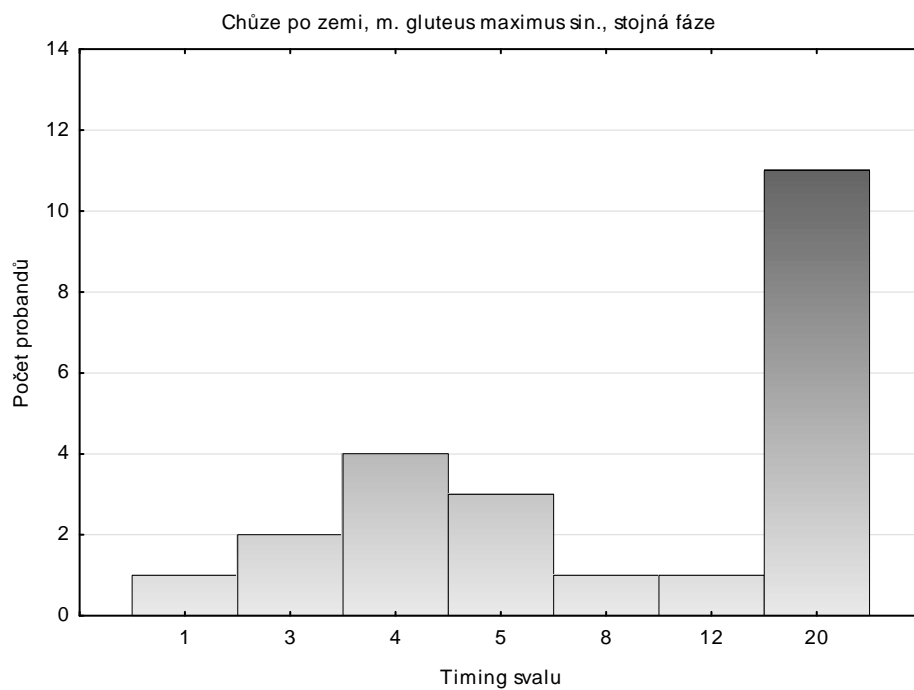
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



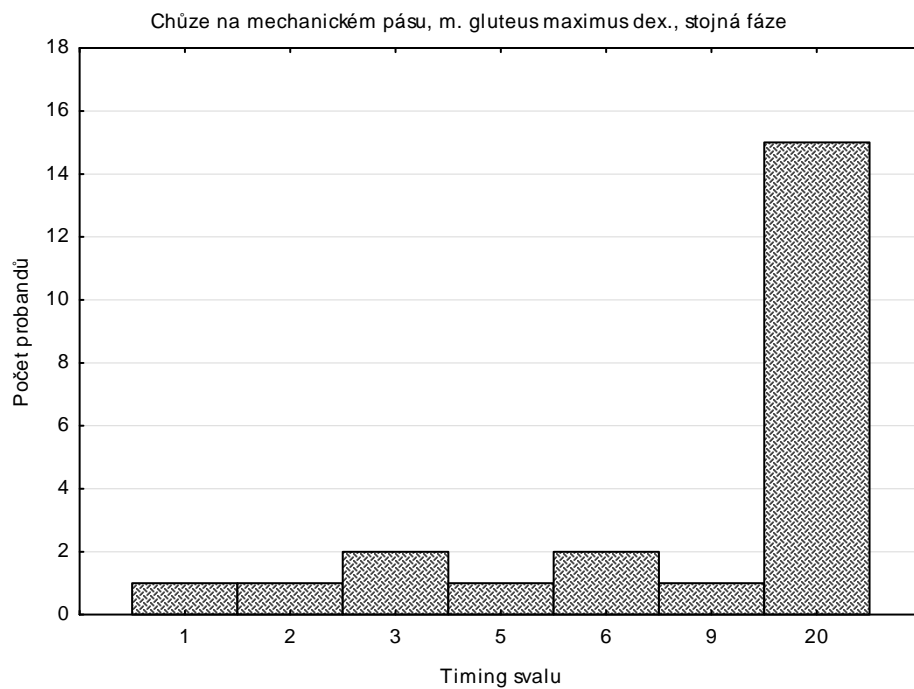
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



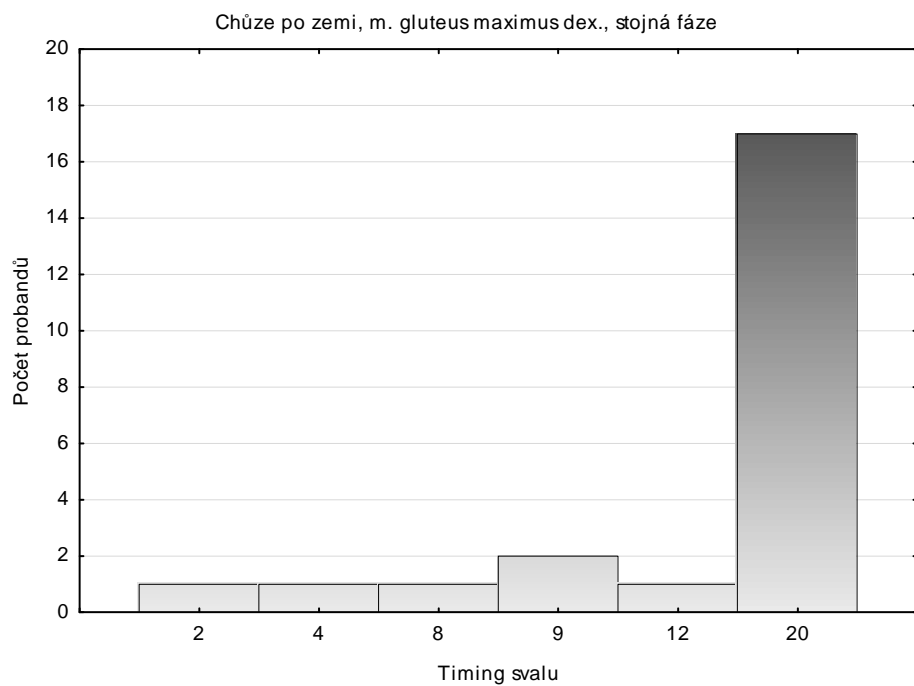
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



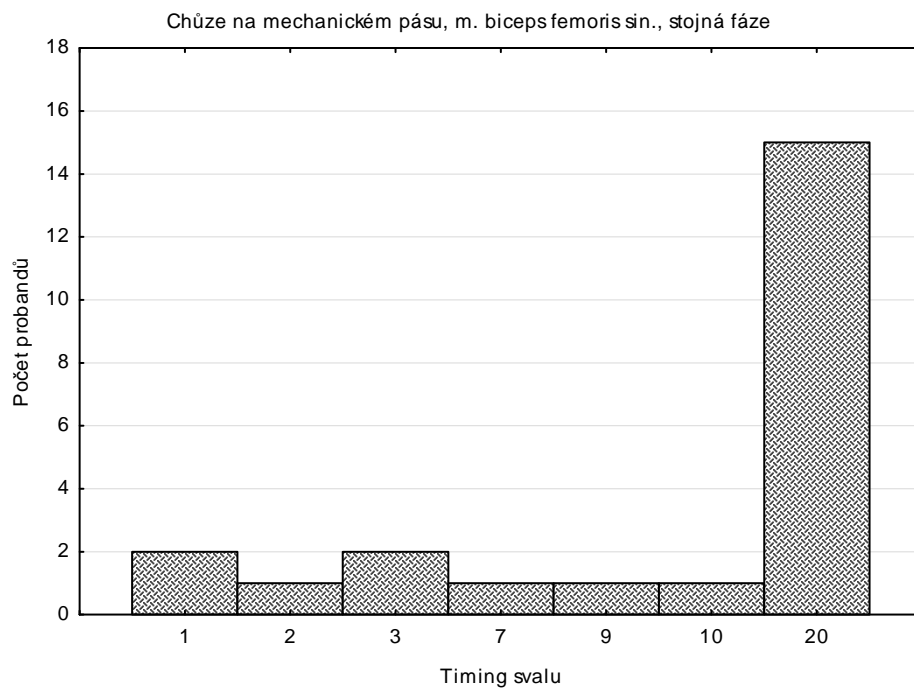
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



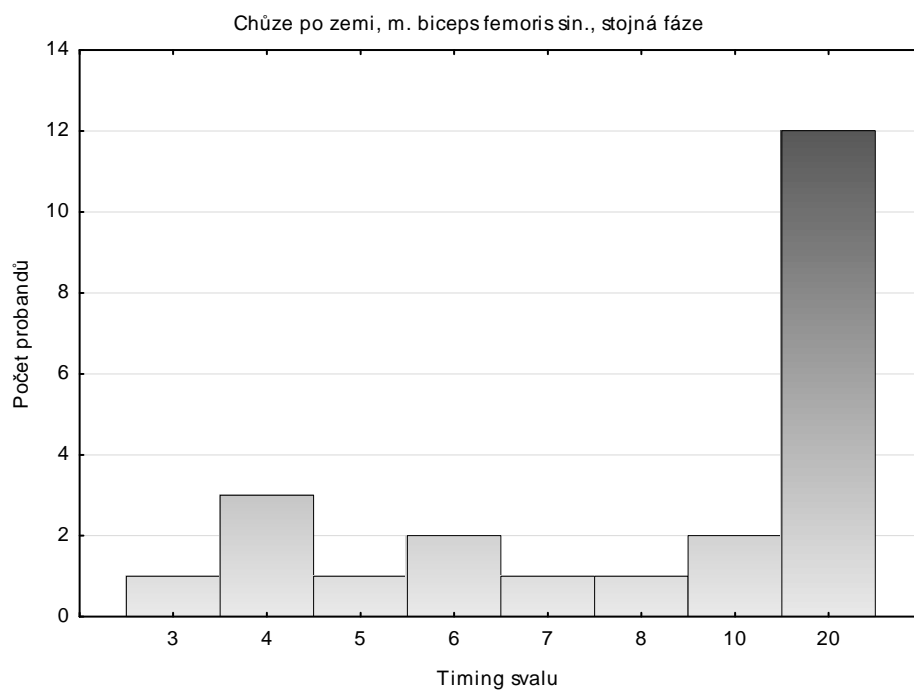
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



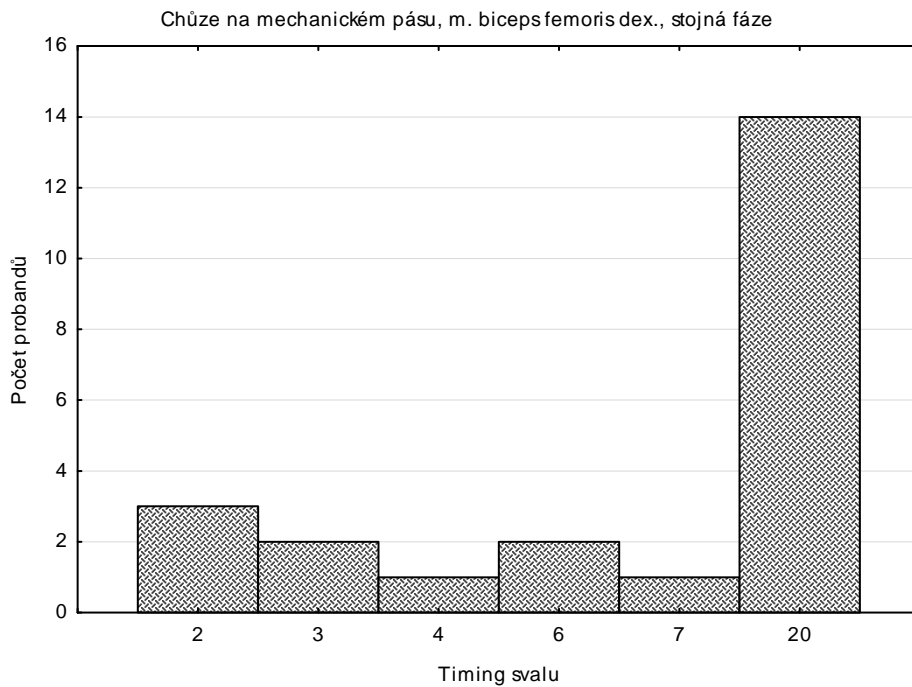
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



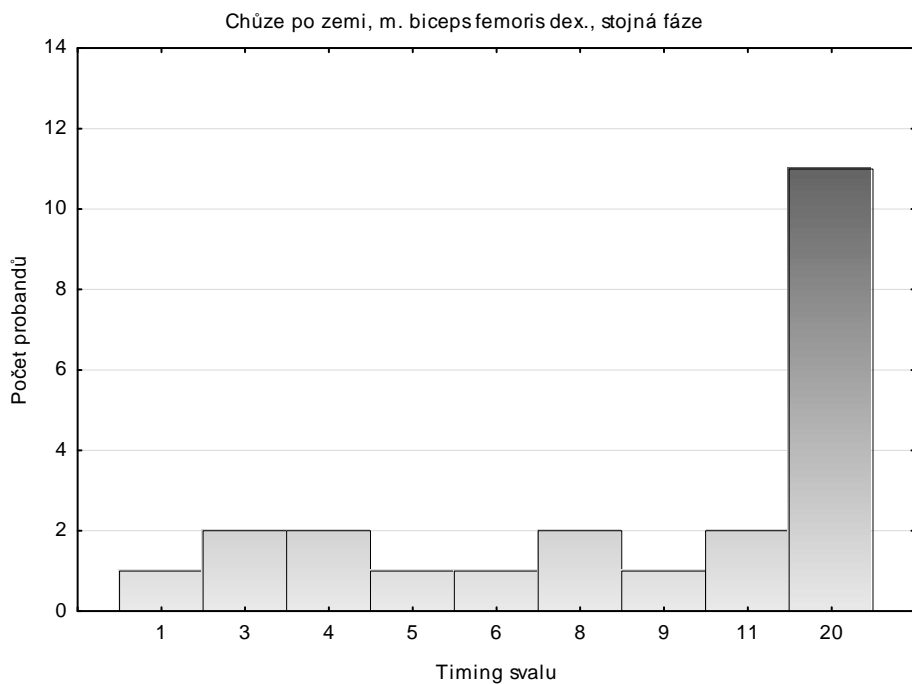
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



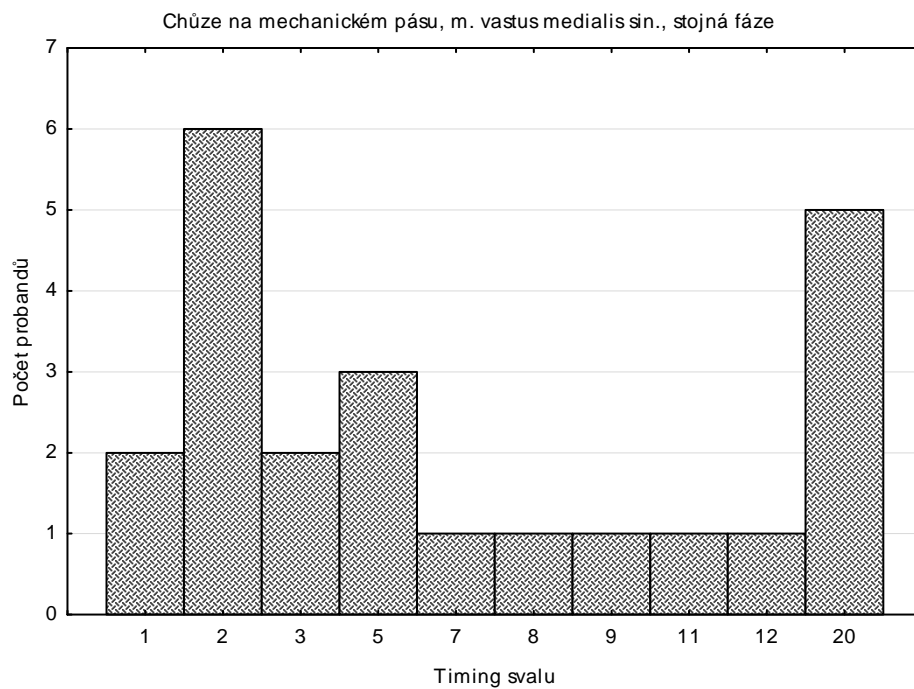
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



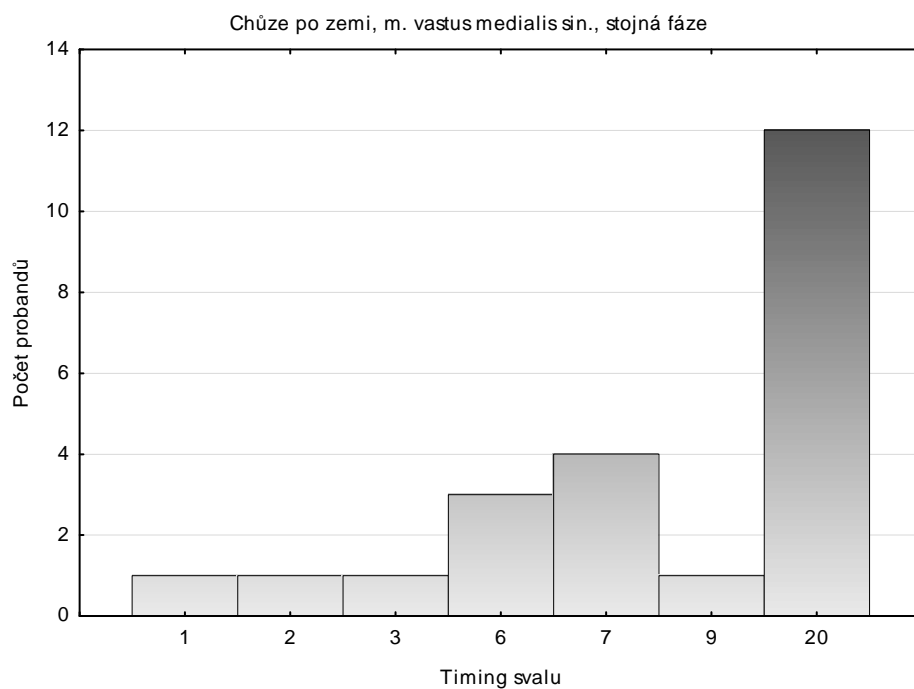
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



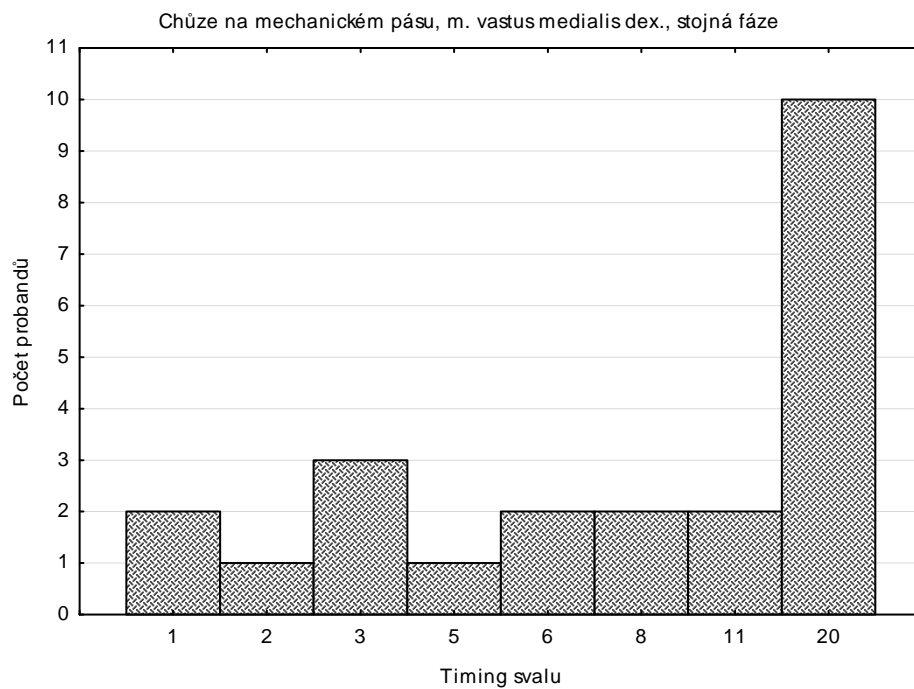
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



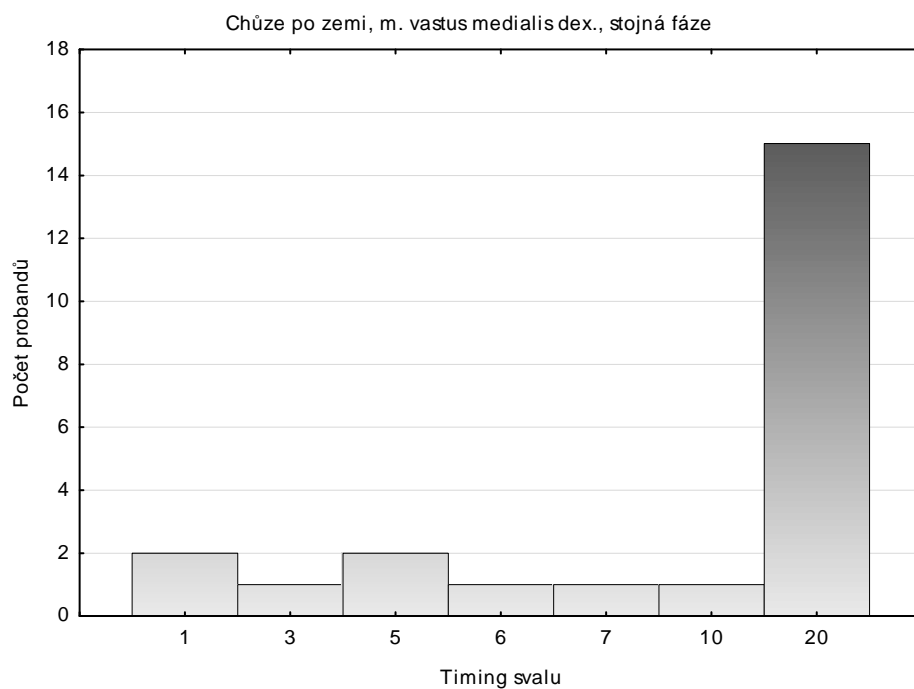
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



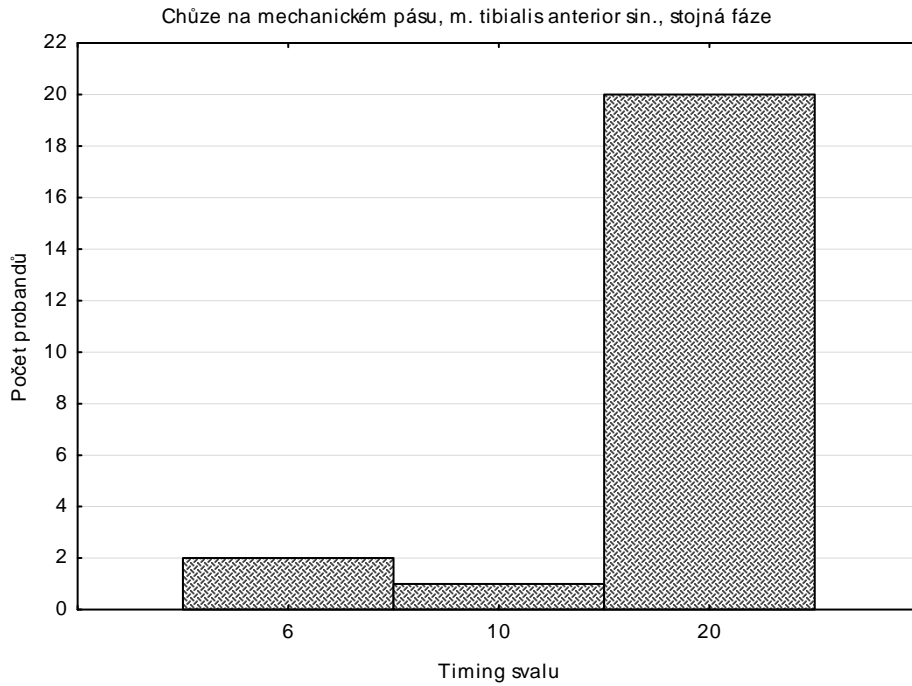
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



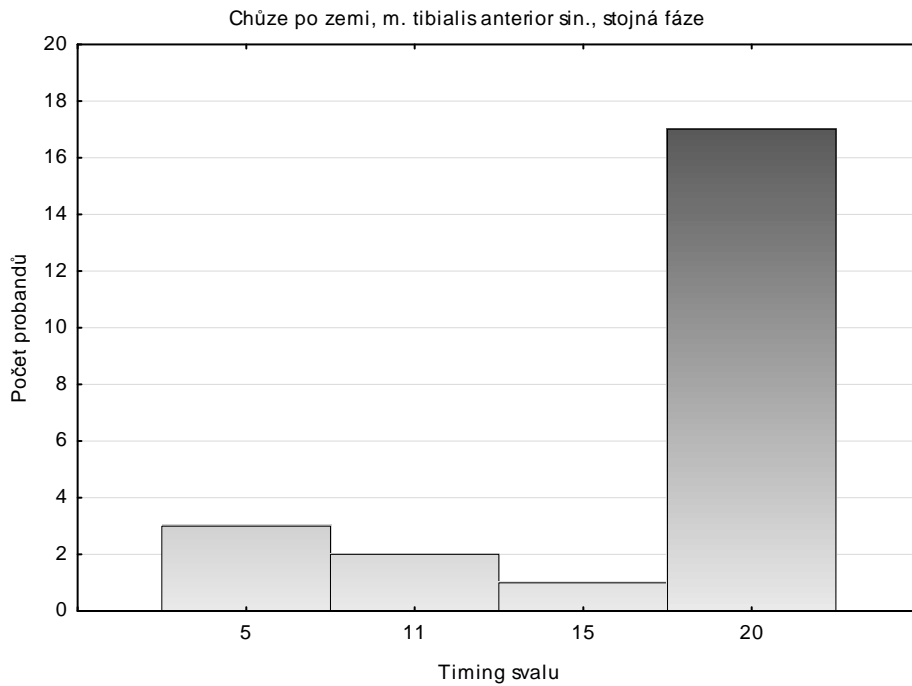
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



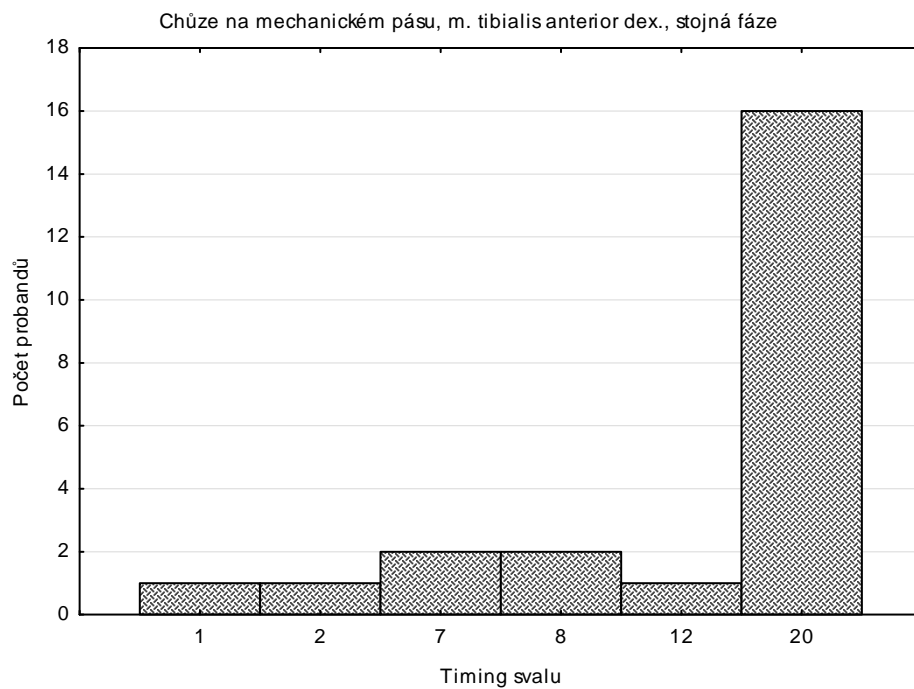
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



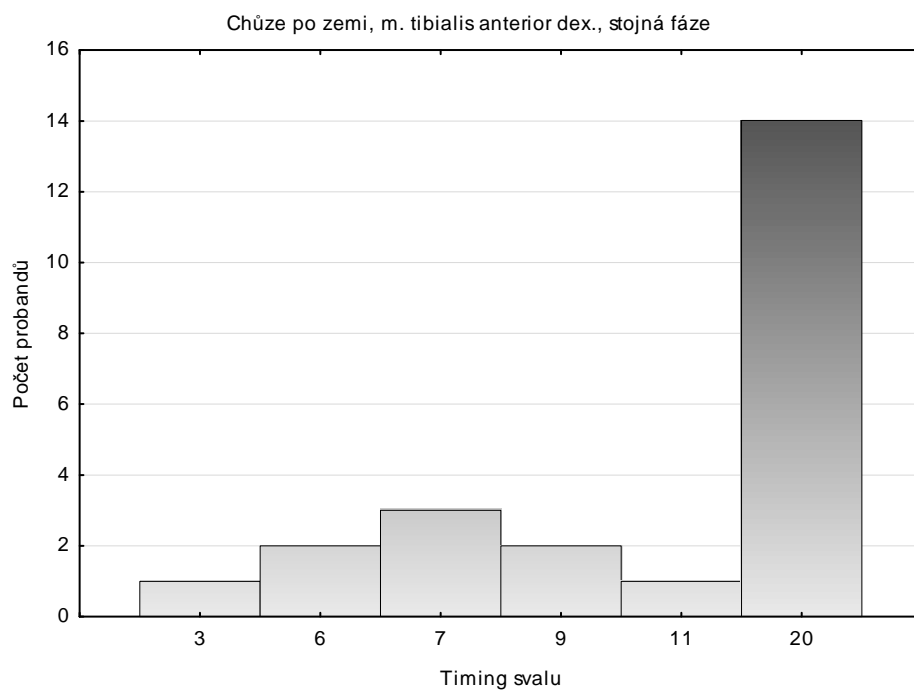
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



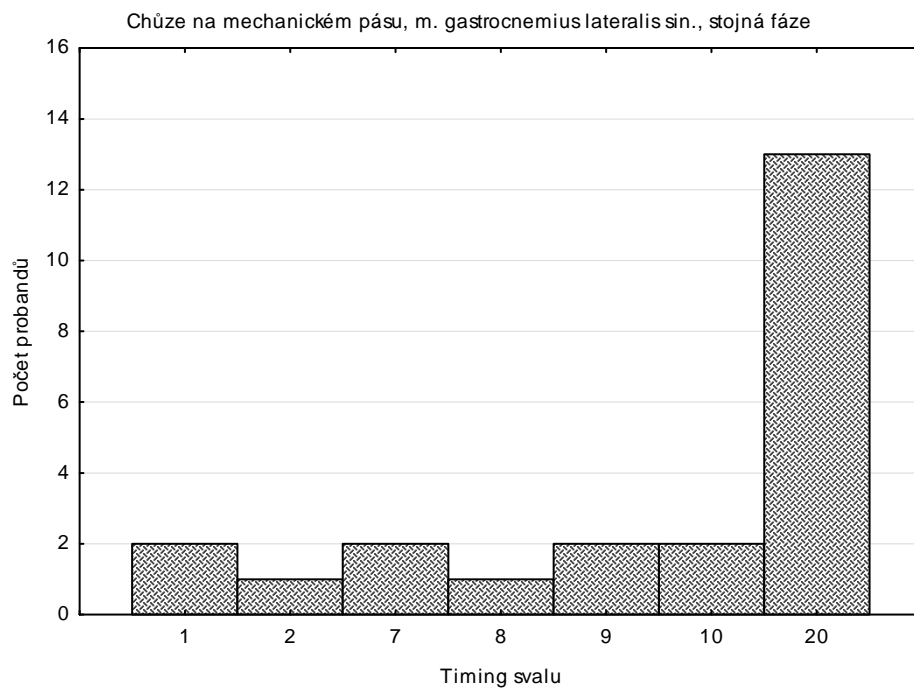
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



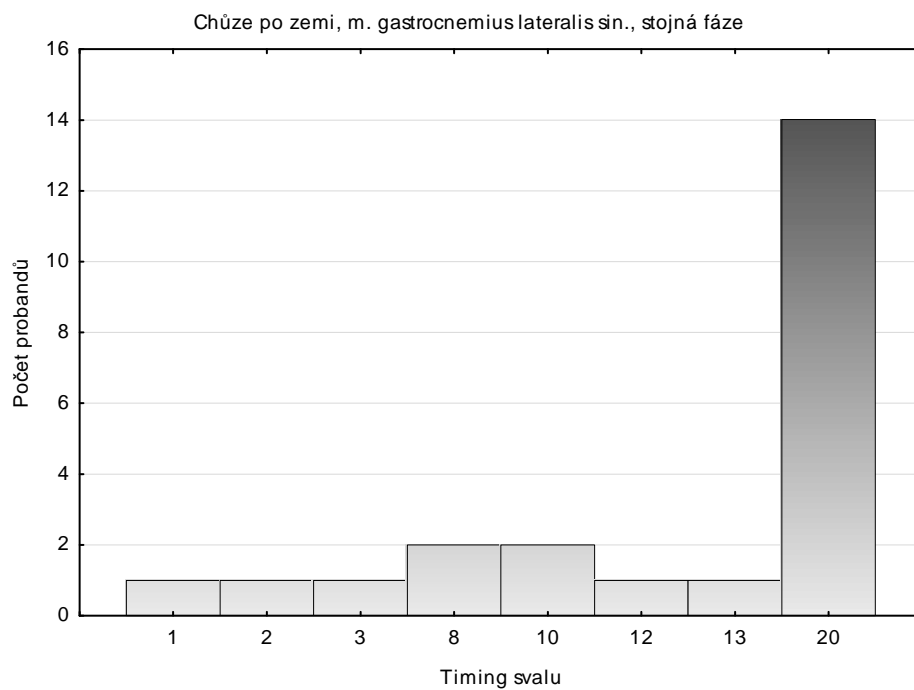
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



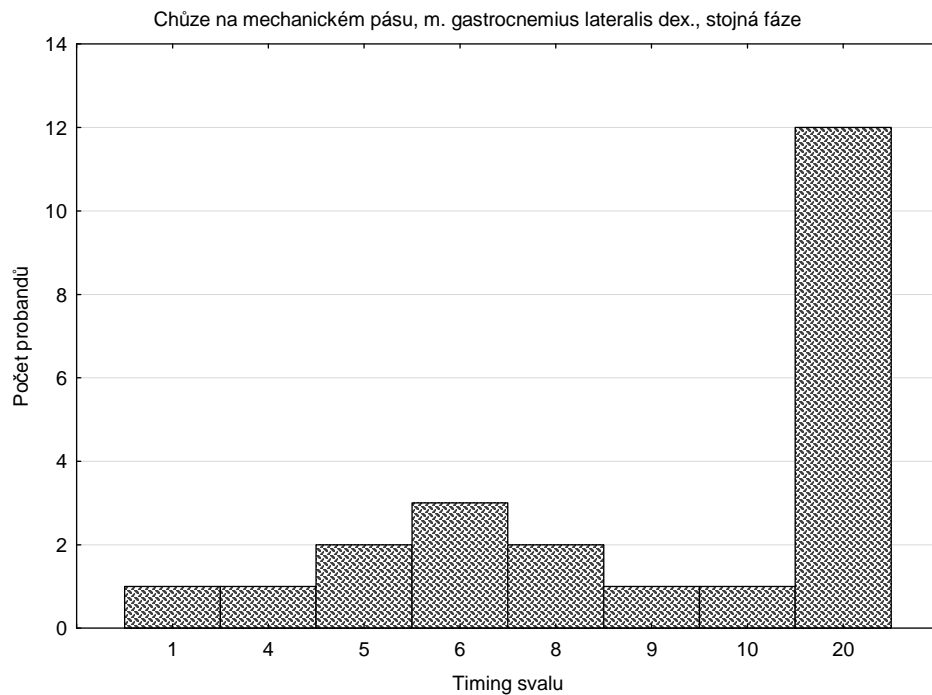
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



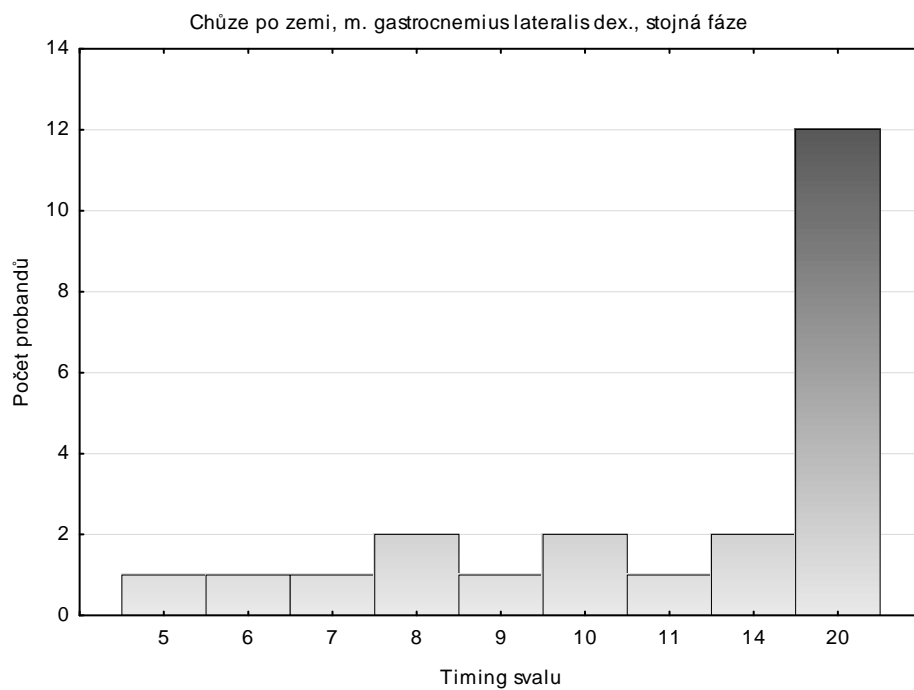
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

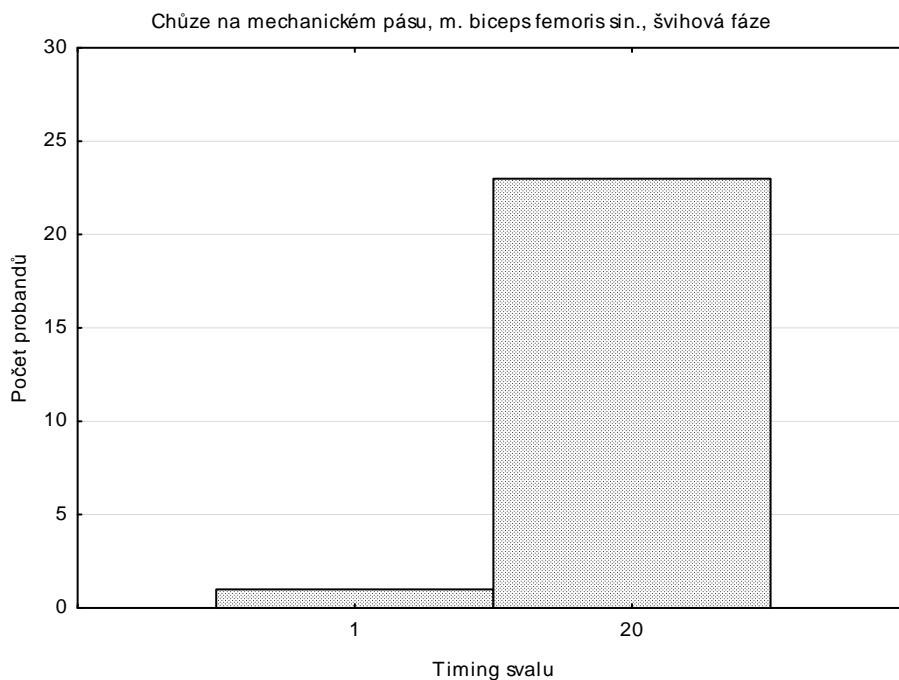


Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

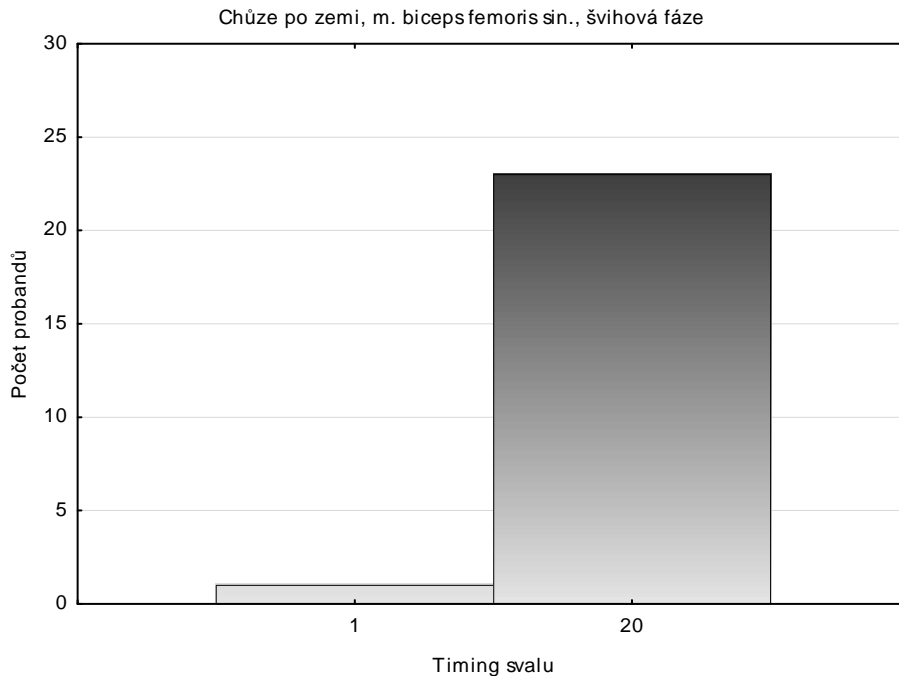


Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

Příloha 18: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

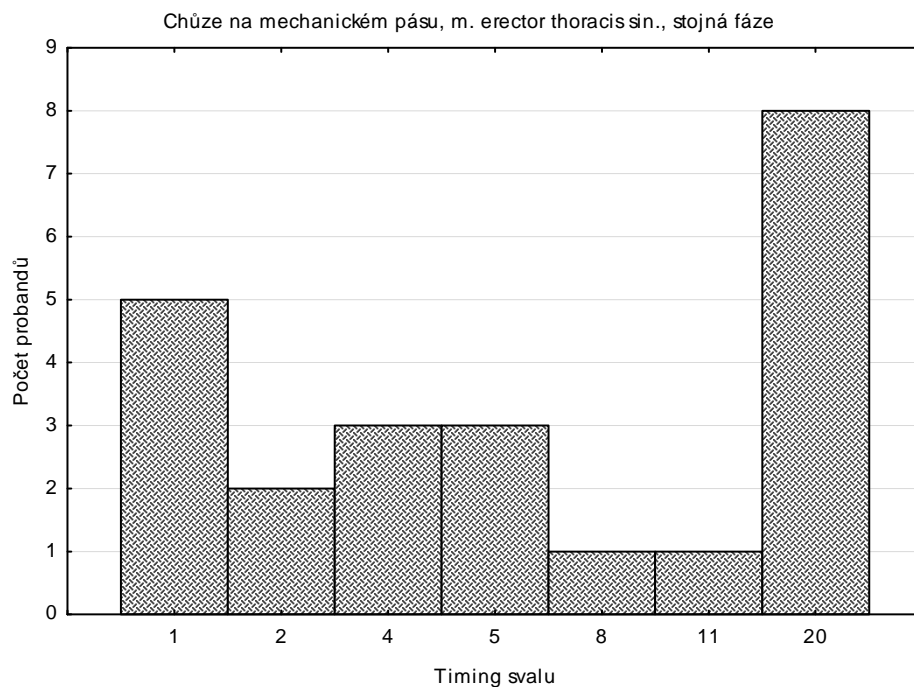


Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

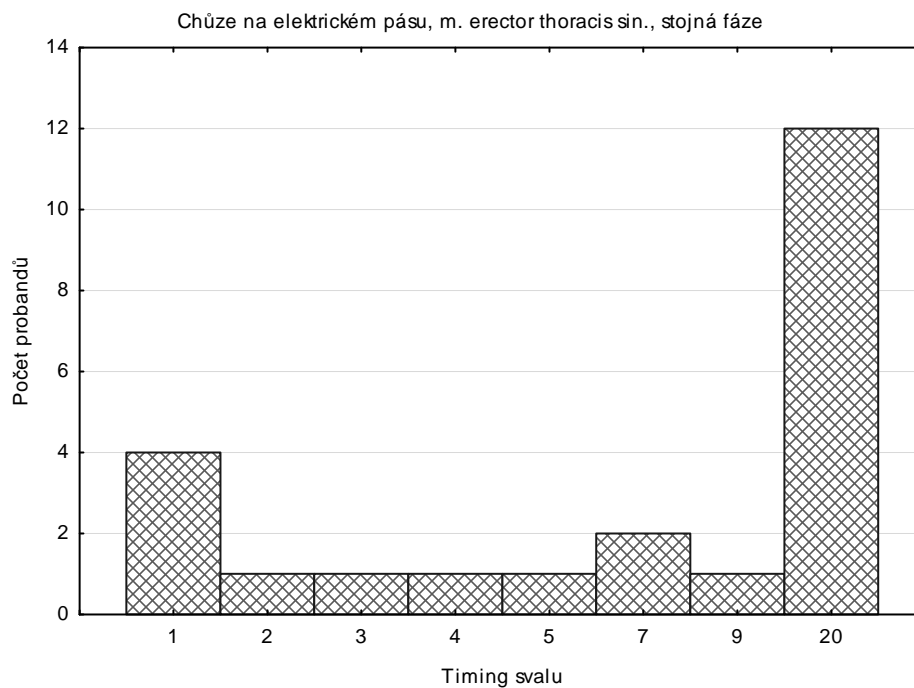


Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

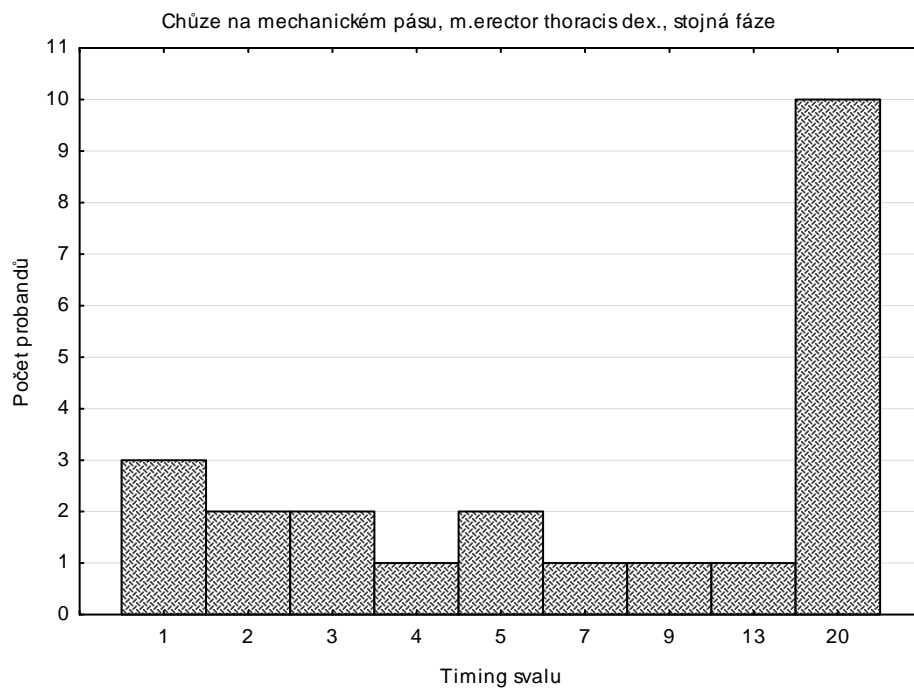
Příloha 19: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi na el. pásu ve stejné fázi



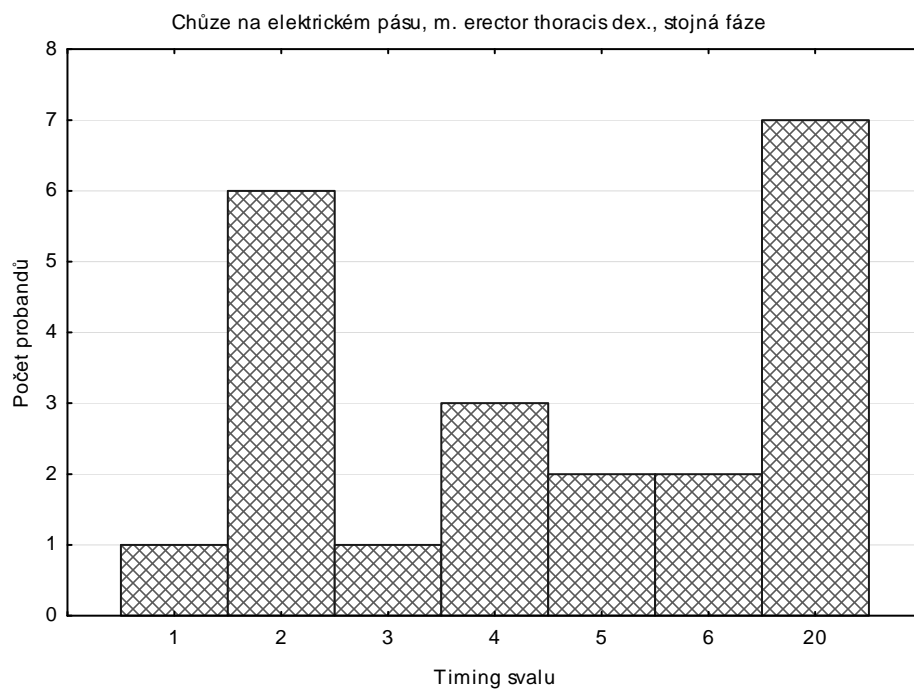
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



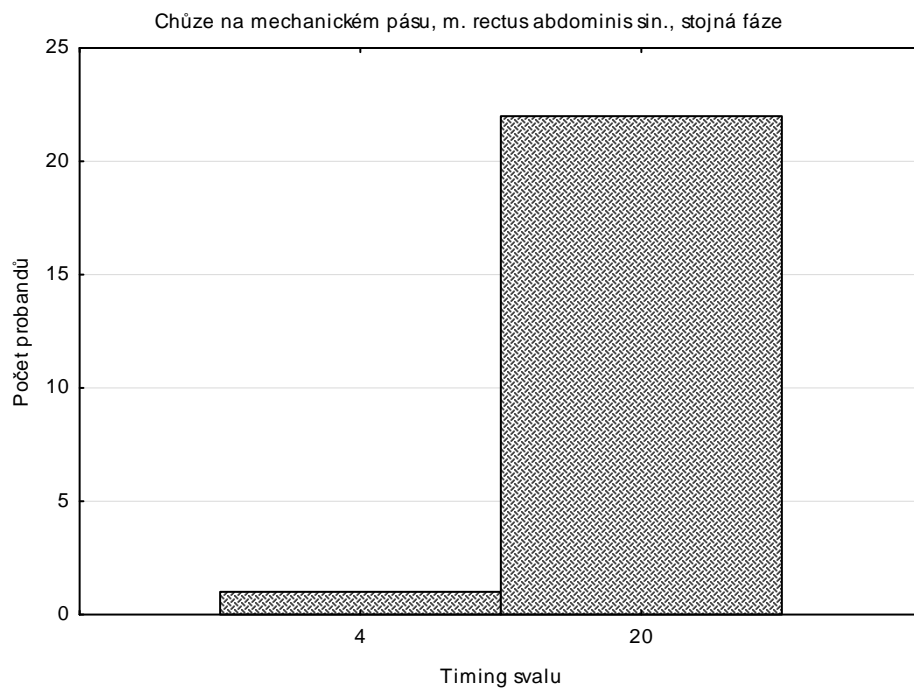
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



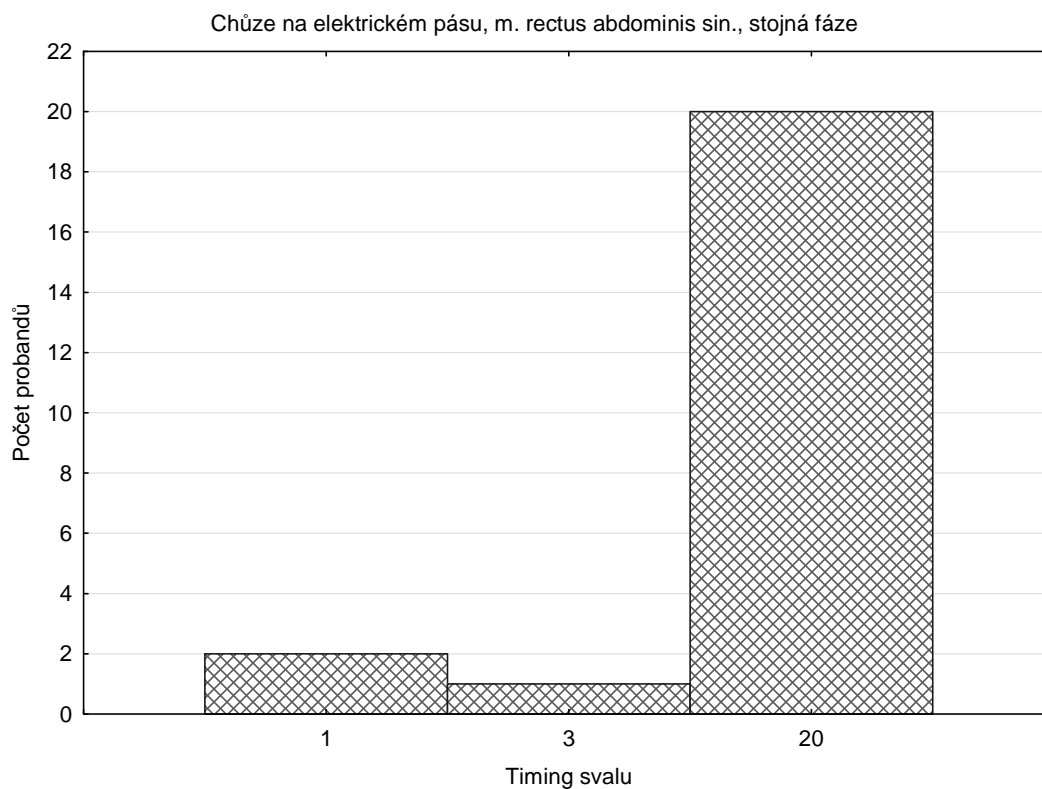
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



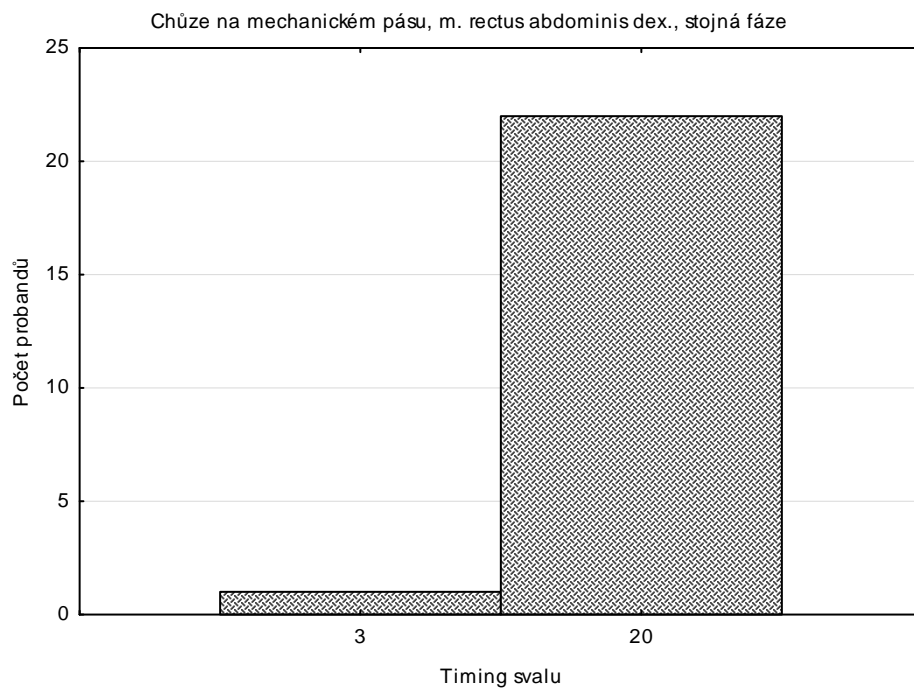
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



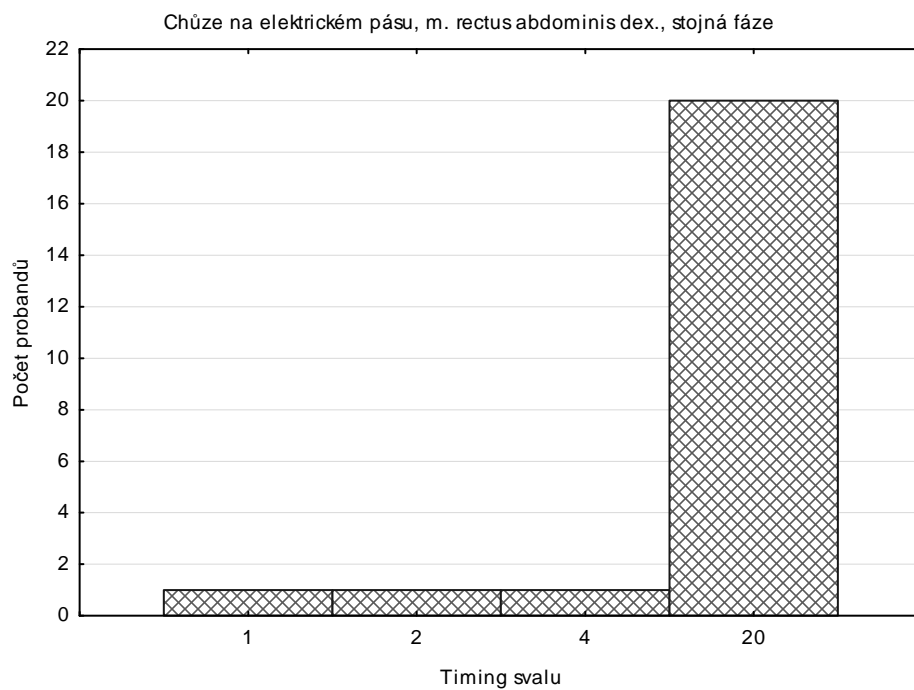
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



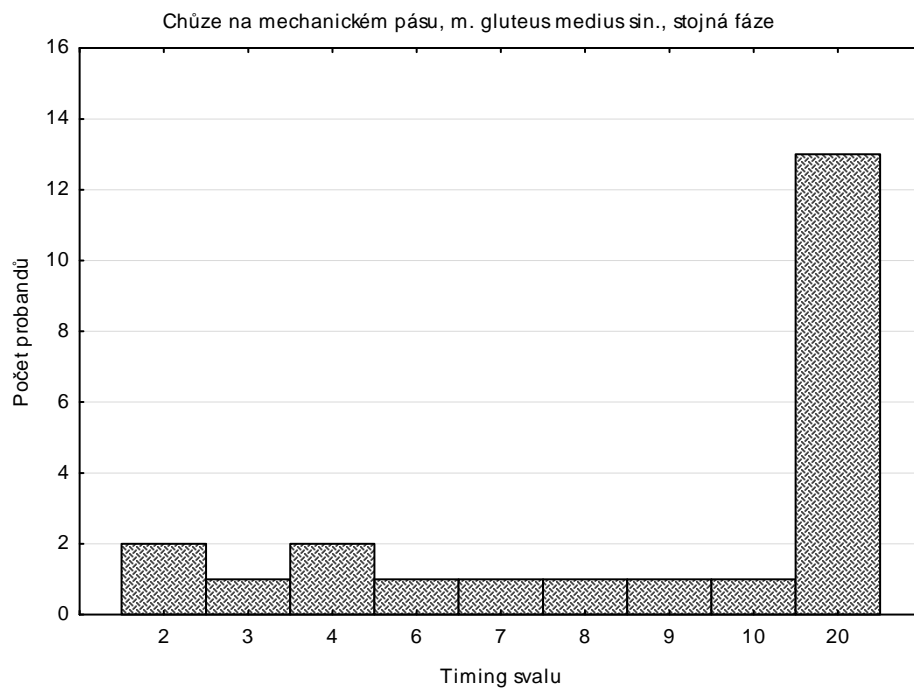
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



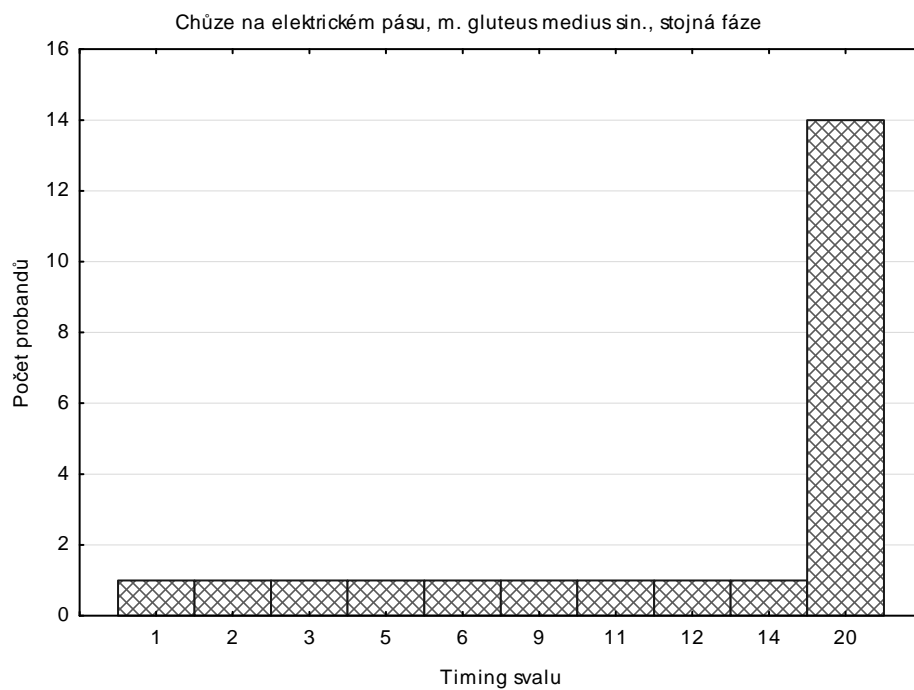
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



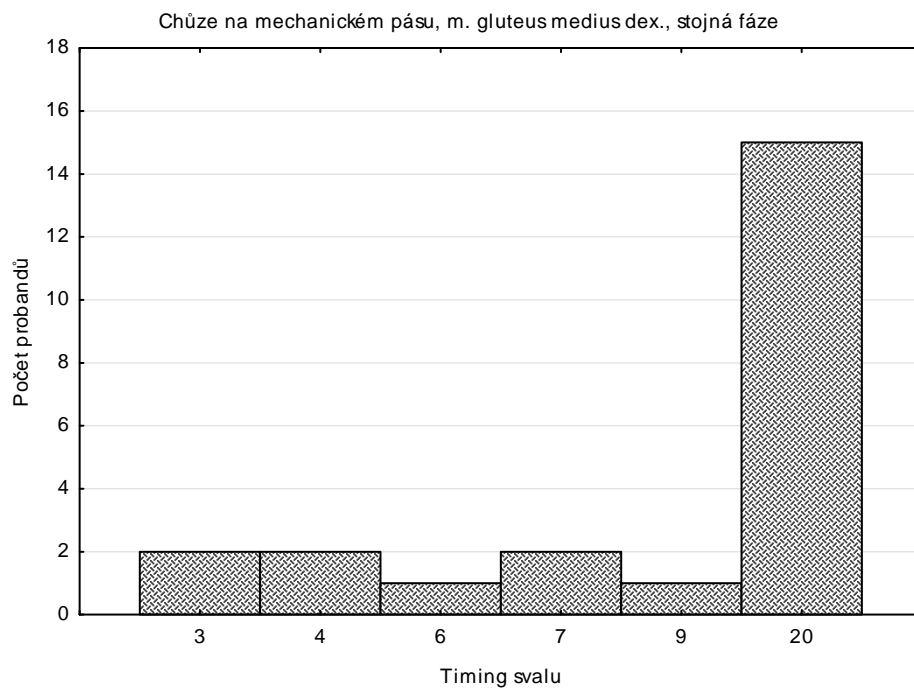
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



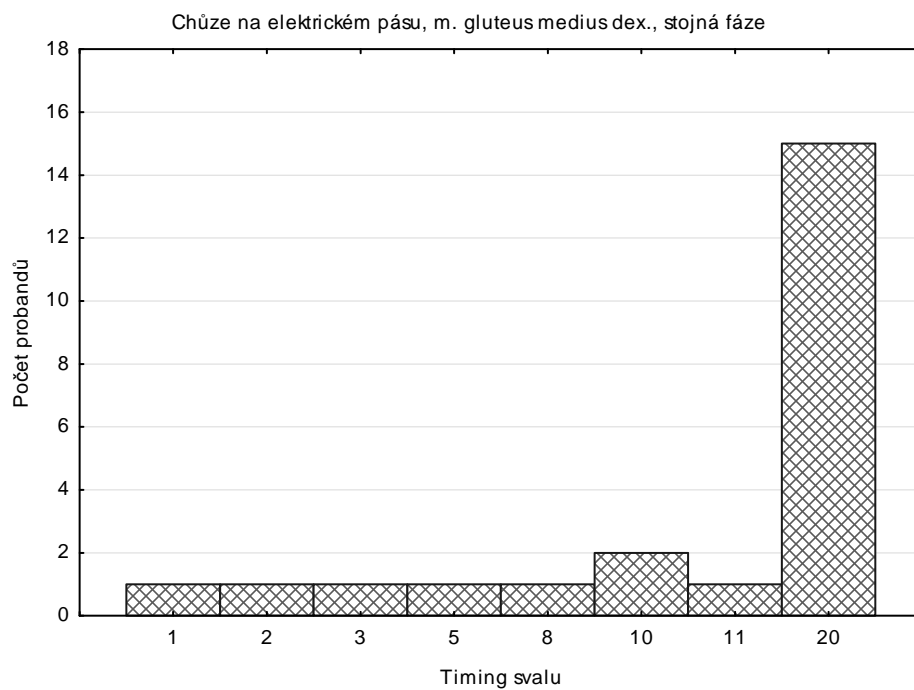
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



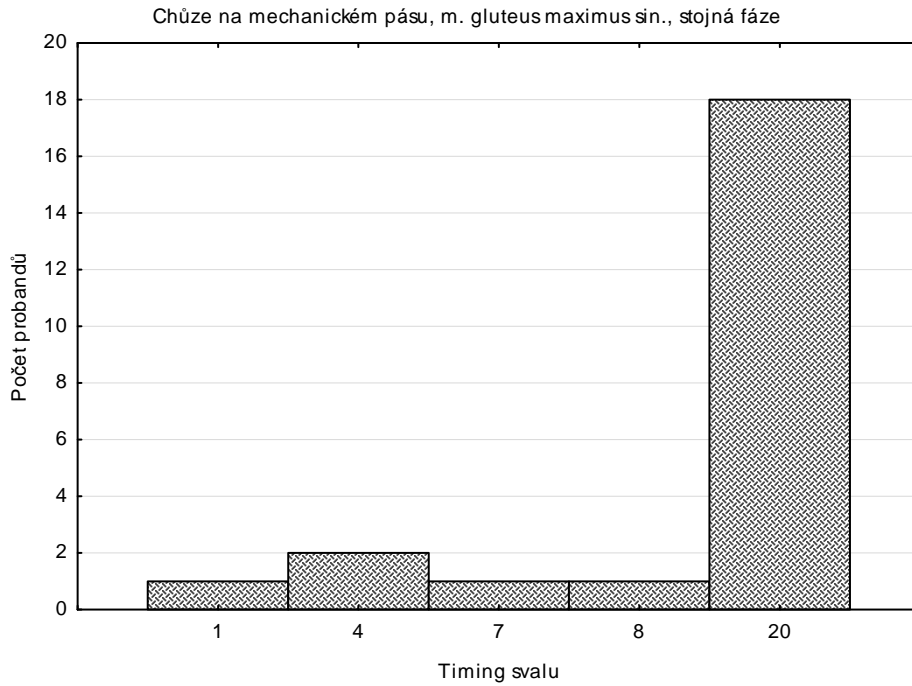
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



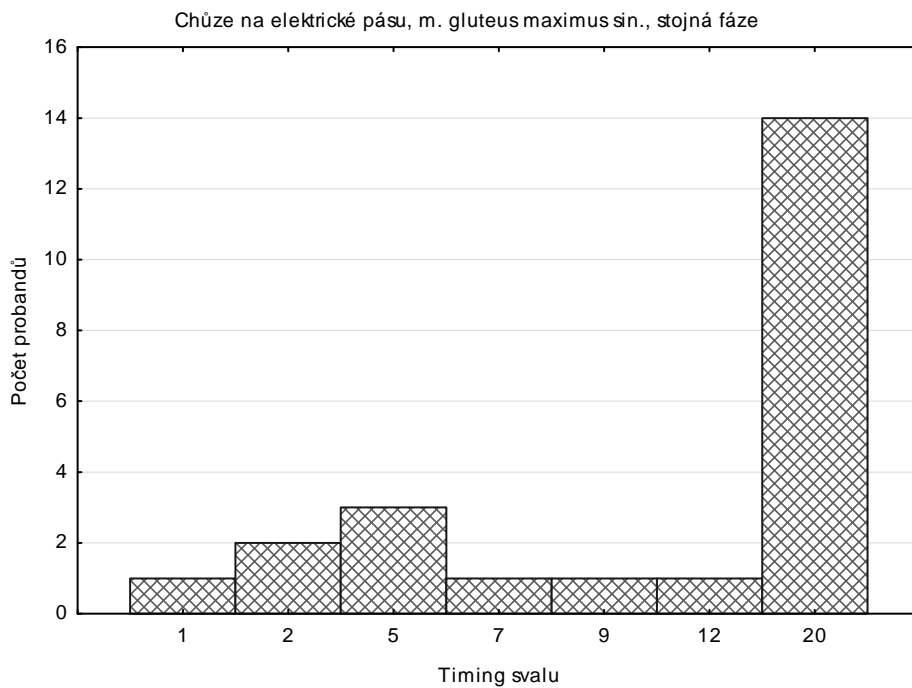
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



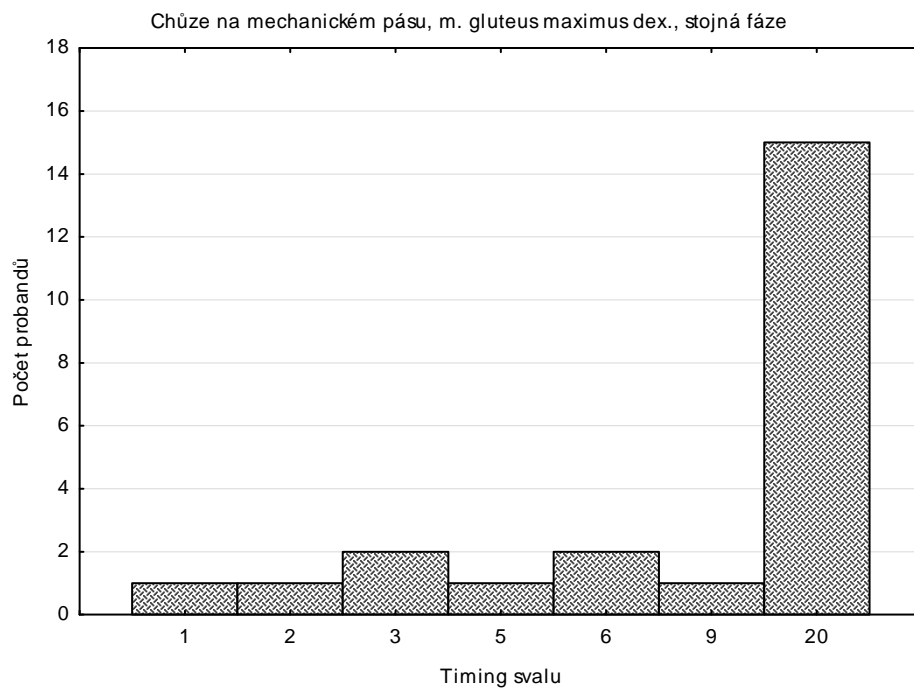
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



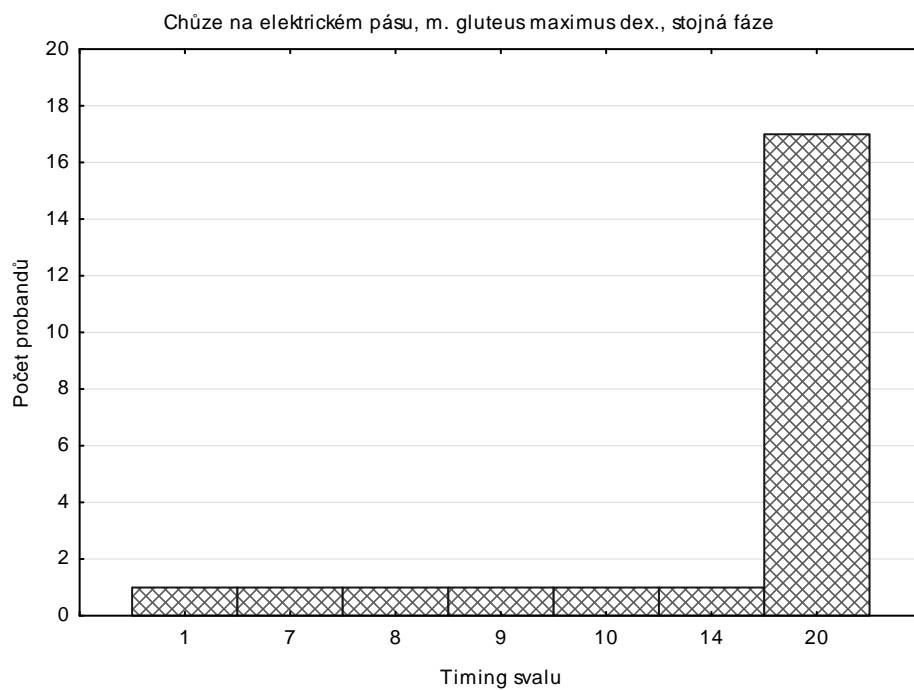
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



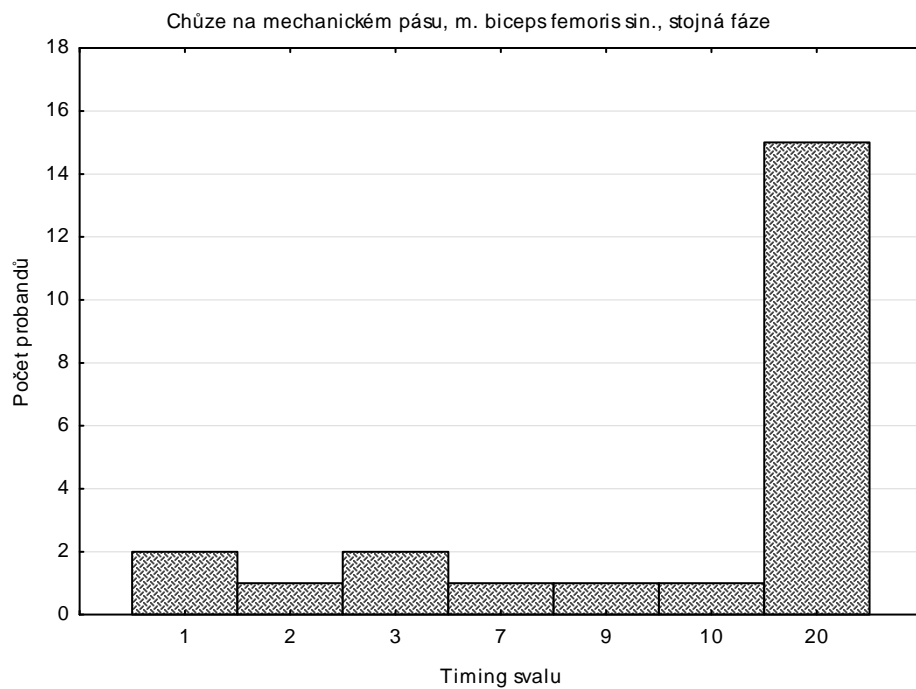
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



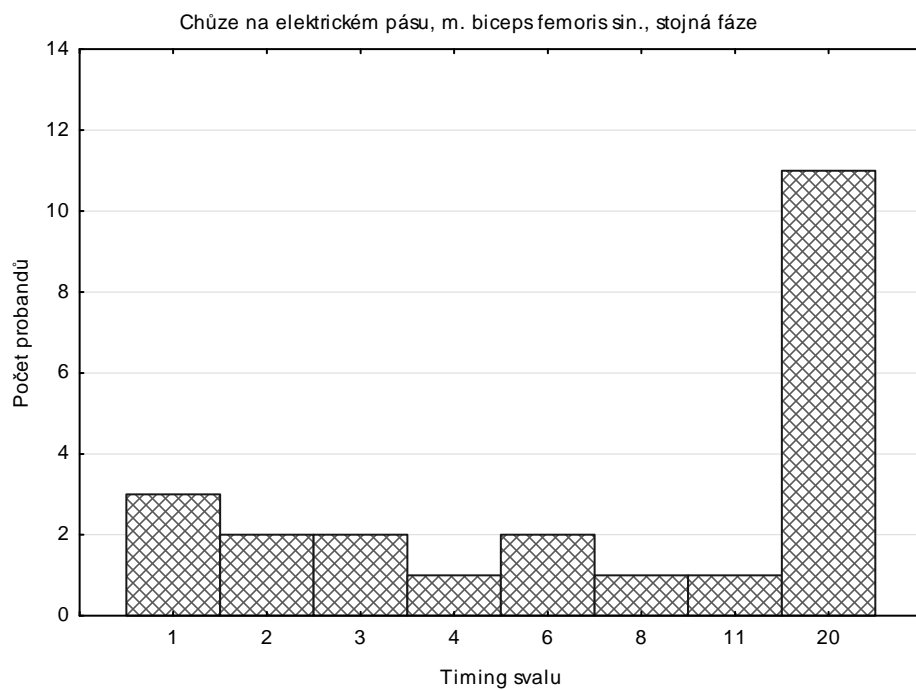
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



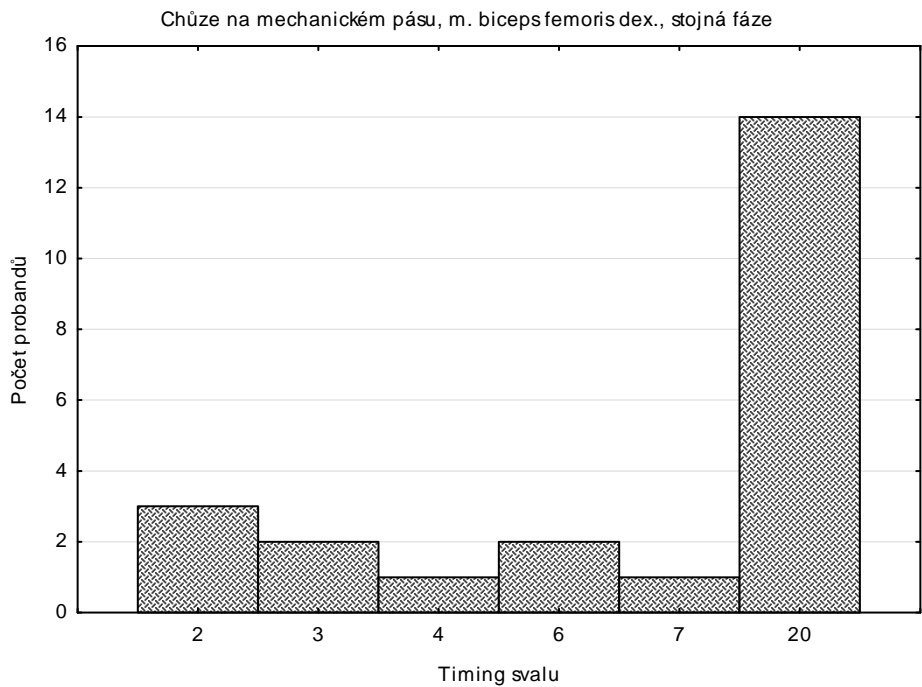
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



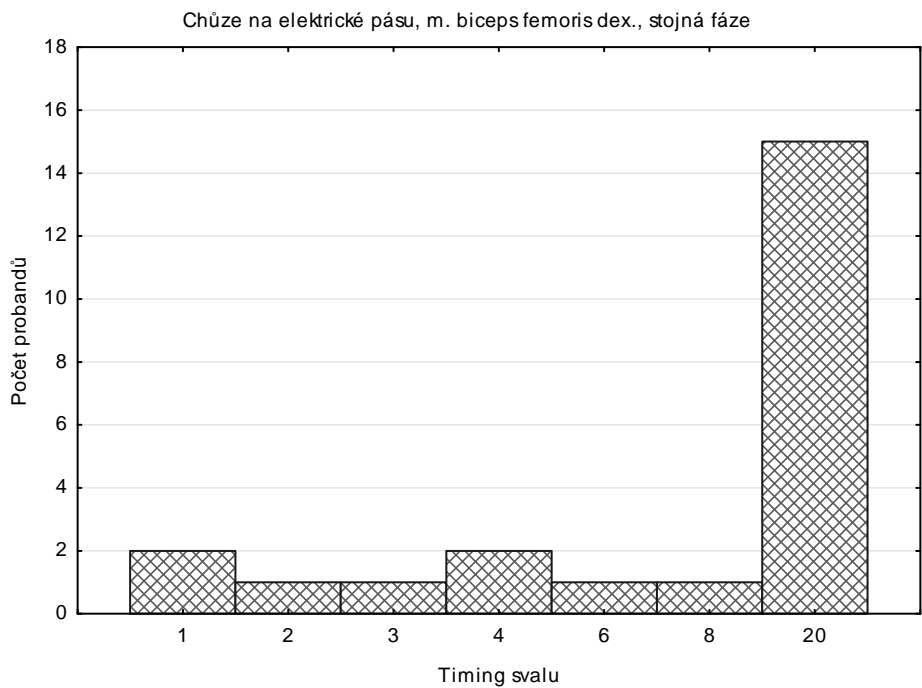
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



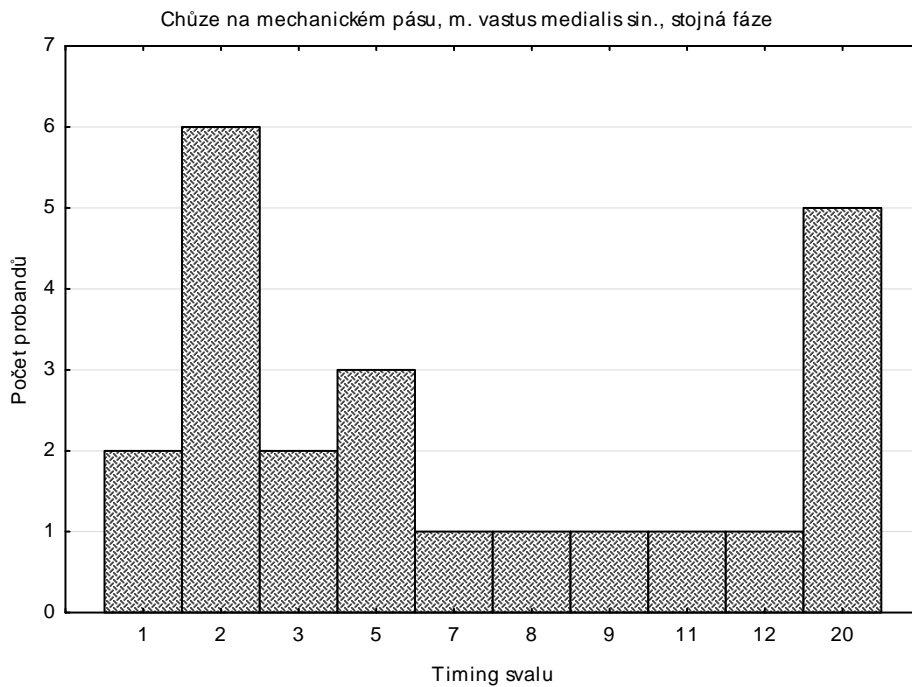
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



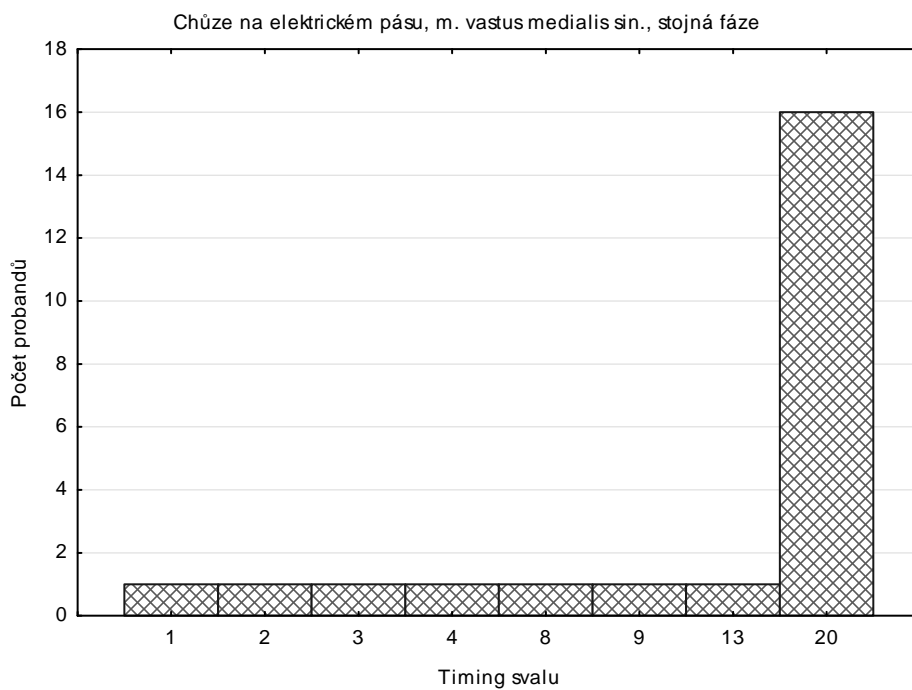
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



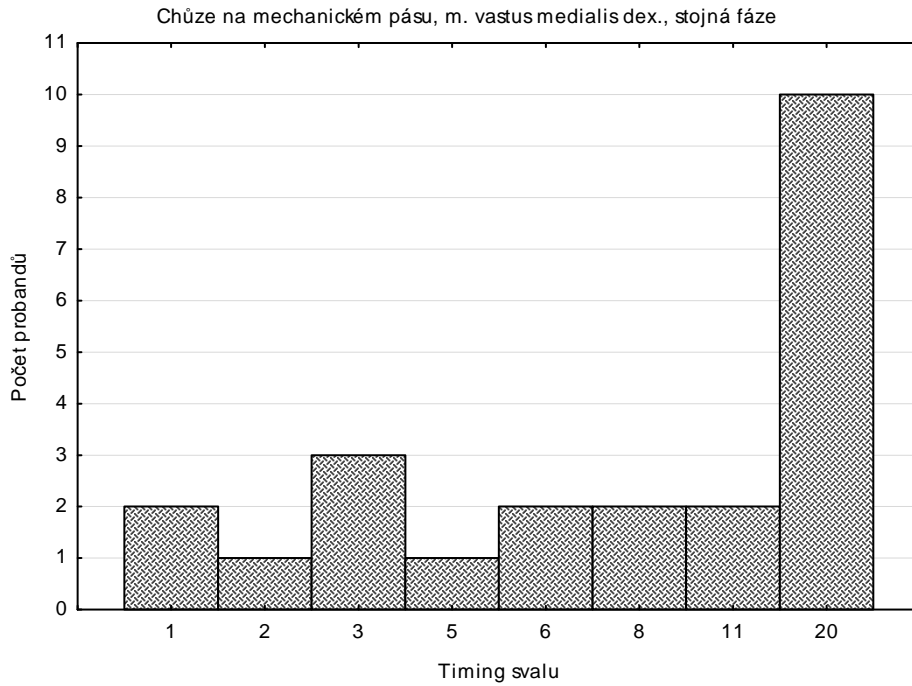
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



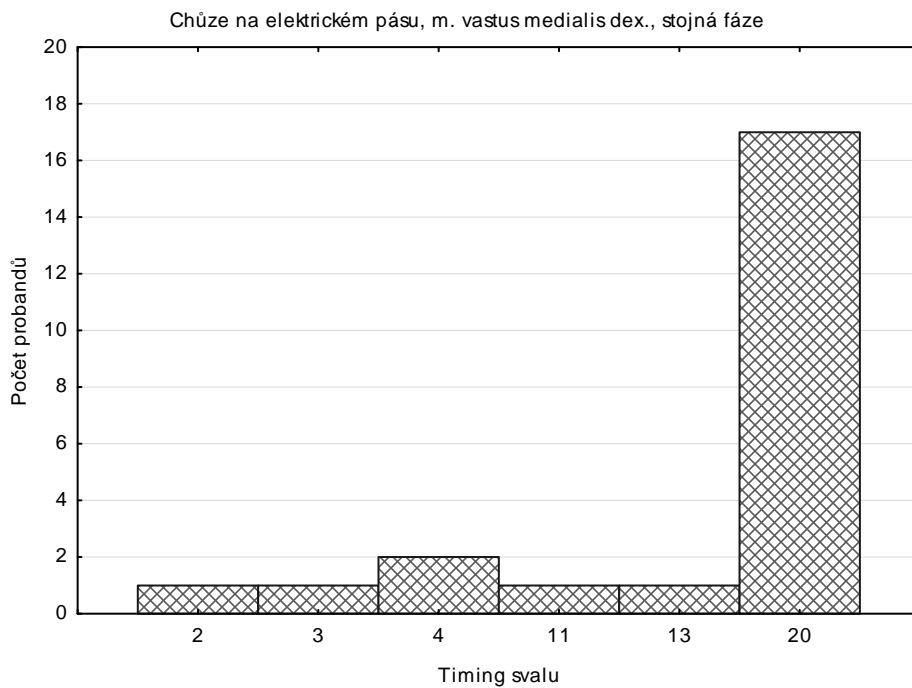
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



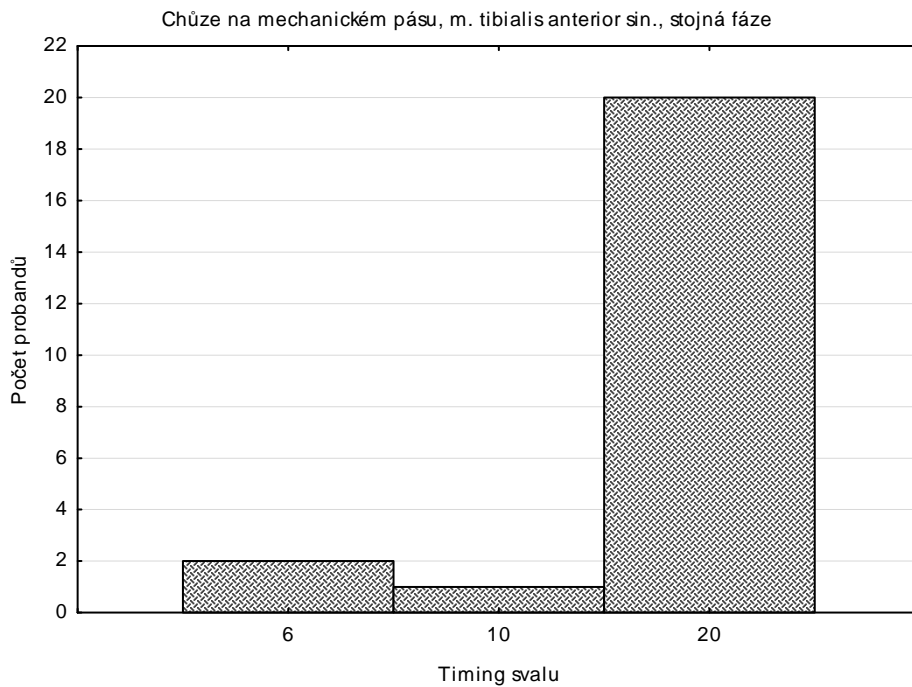
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



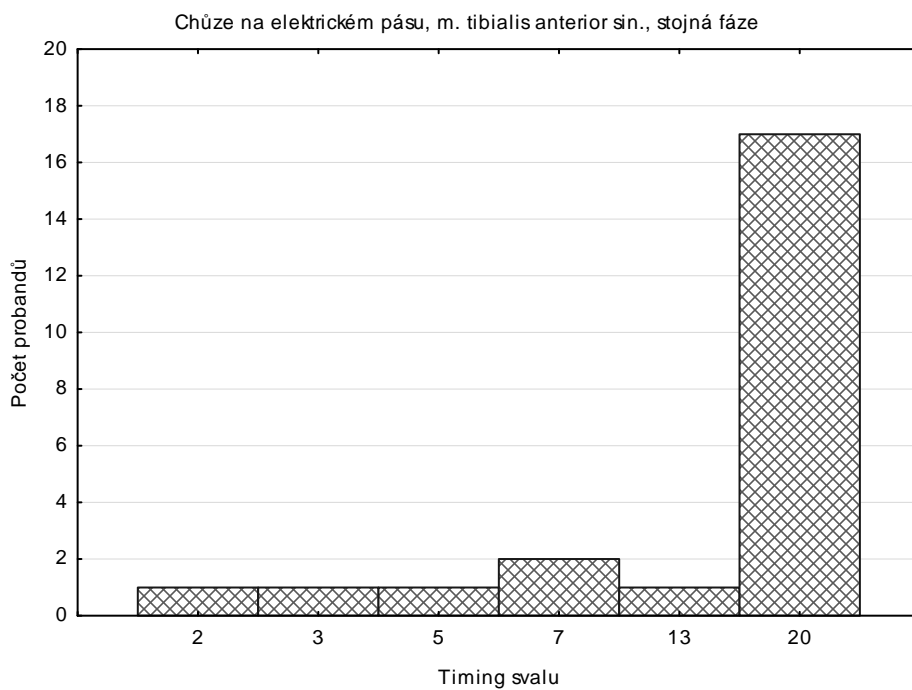
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



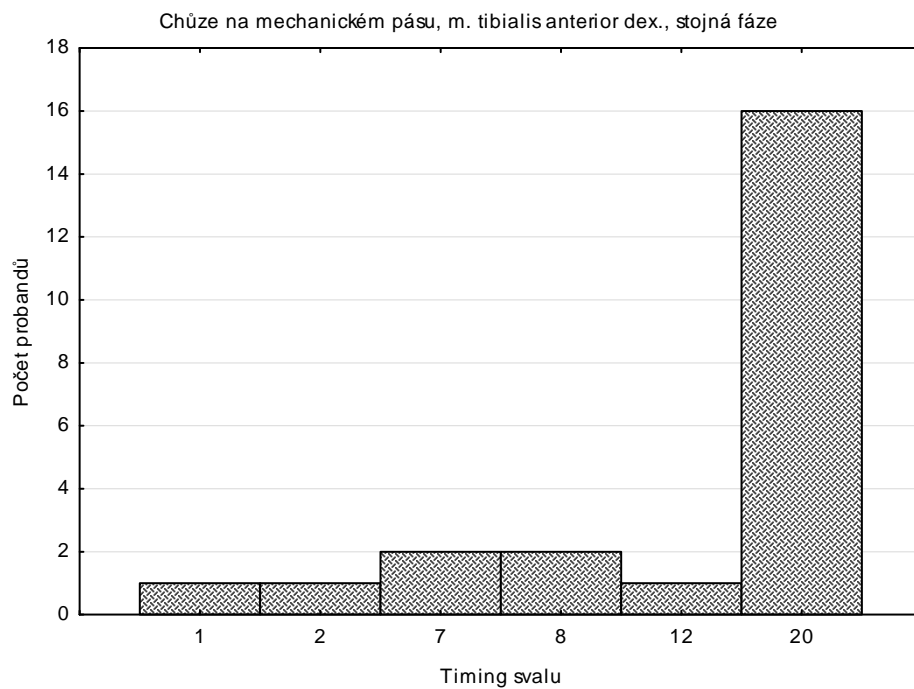
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



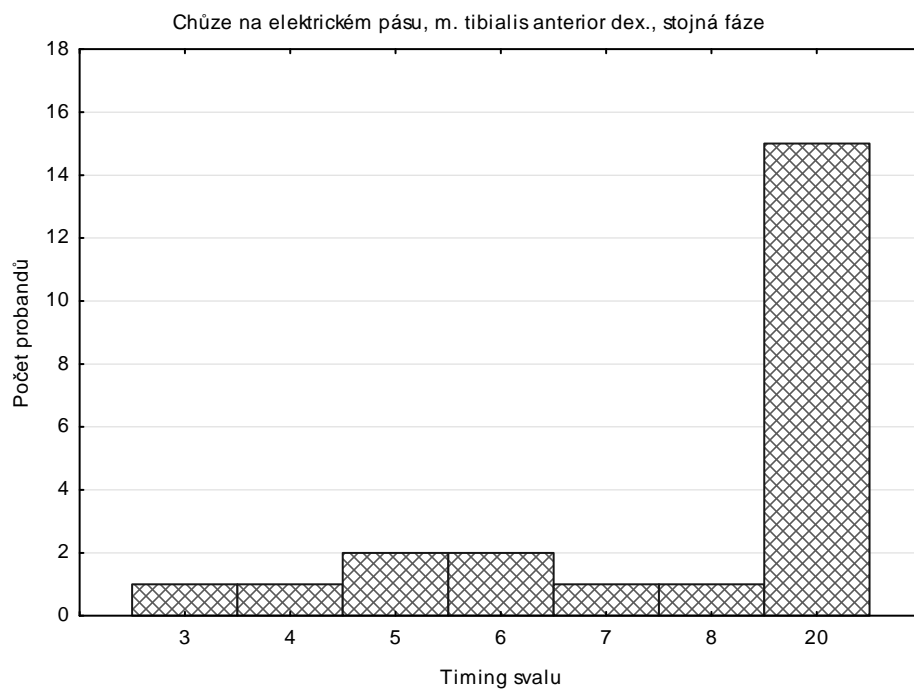
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



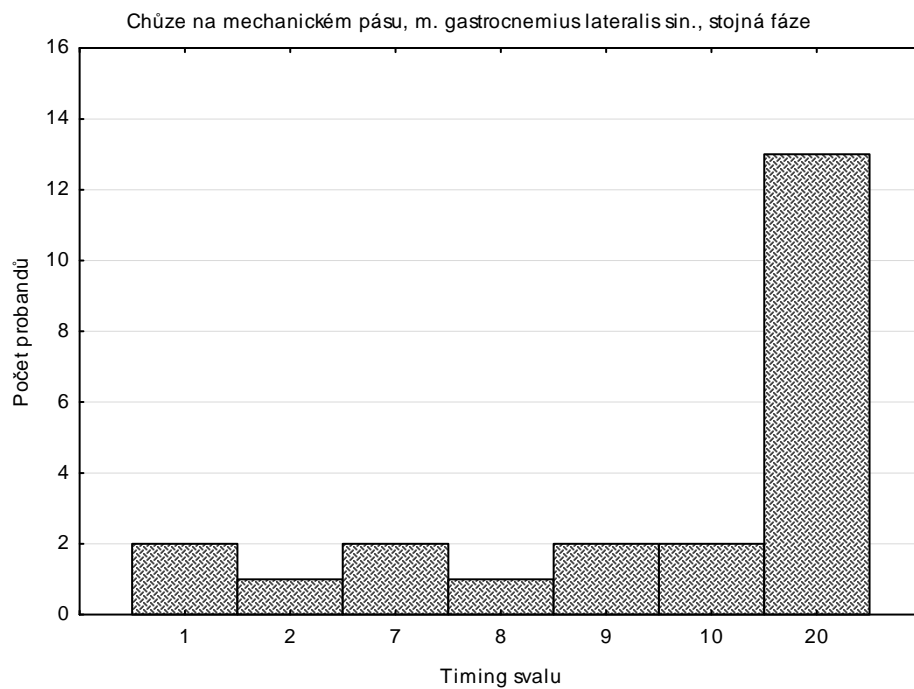
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



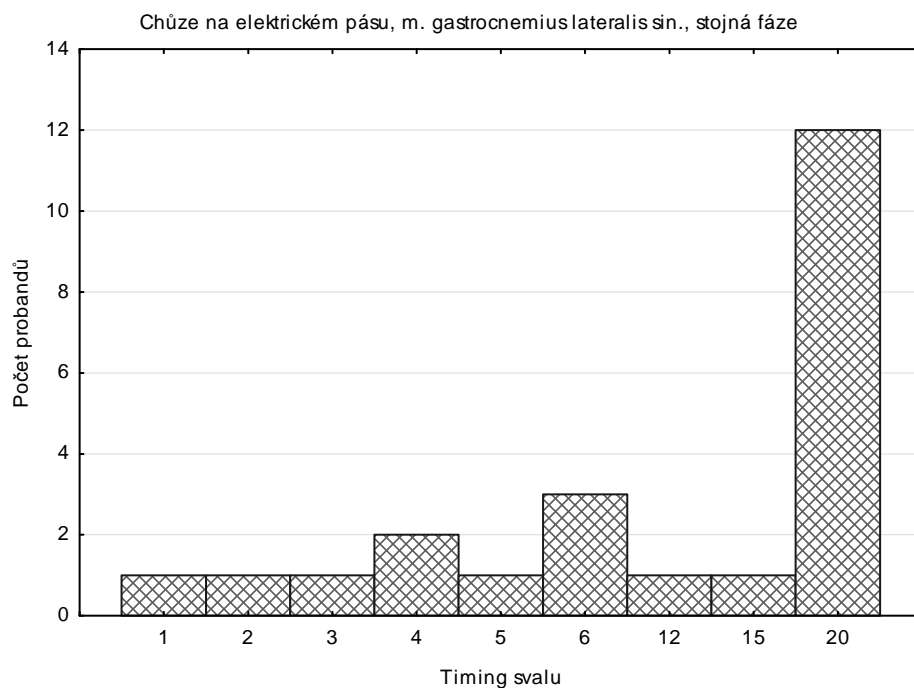
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



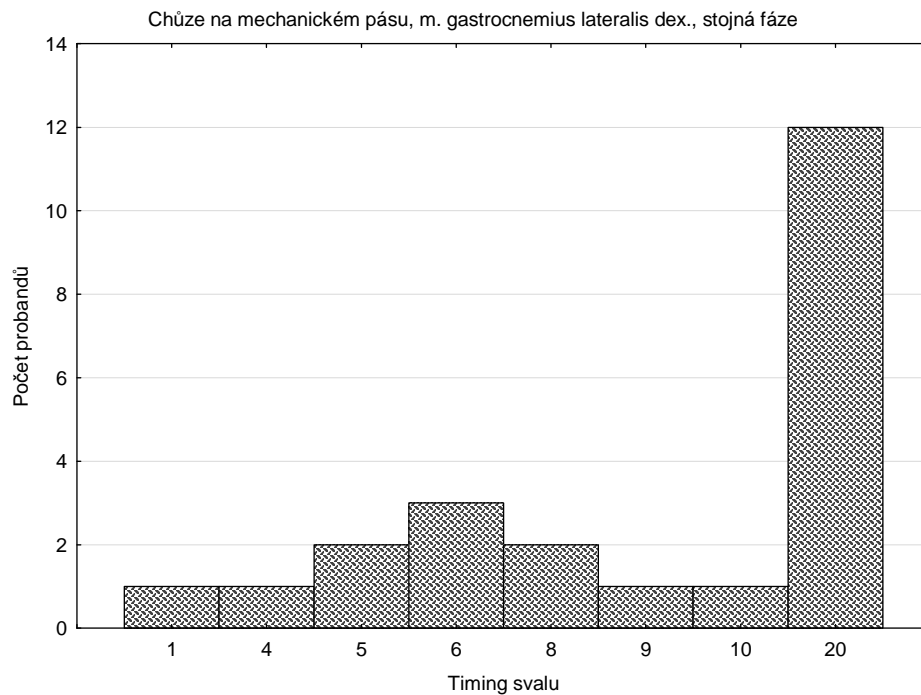
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



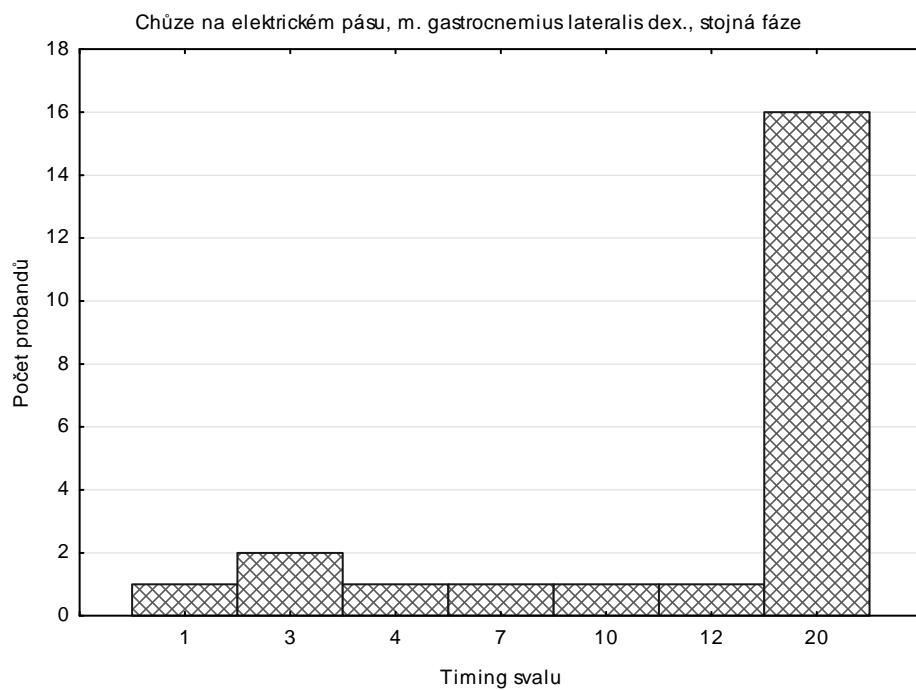
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

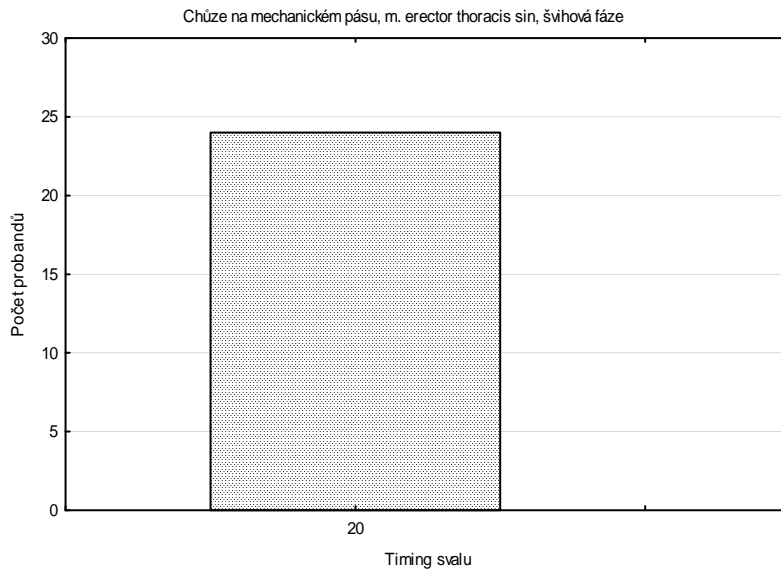


Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

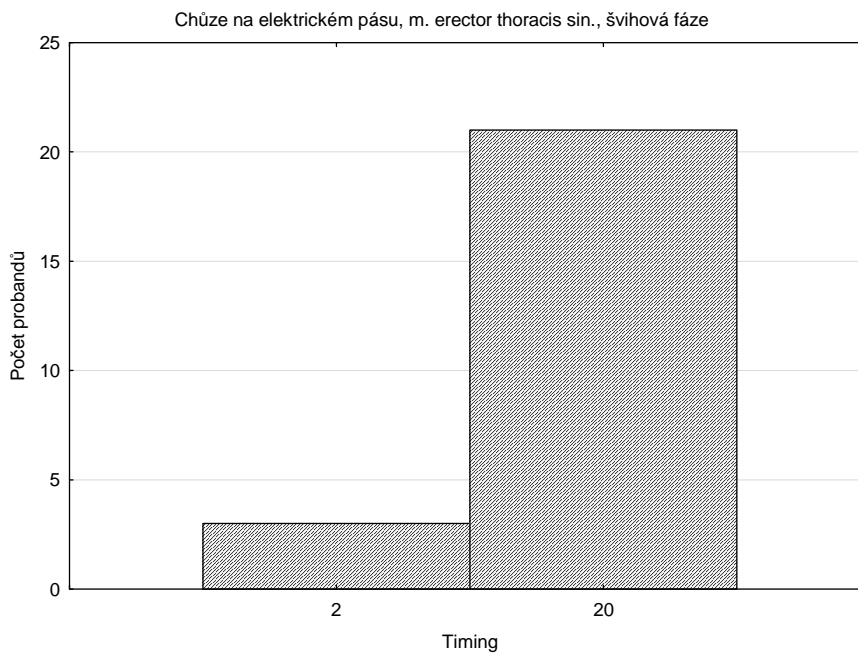


Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stojné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

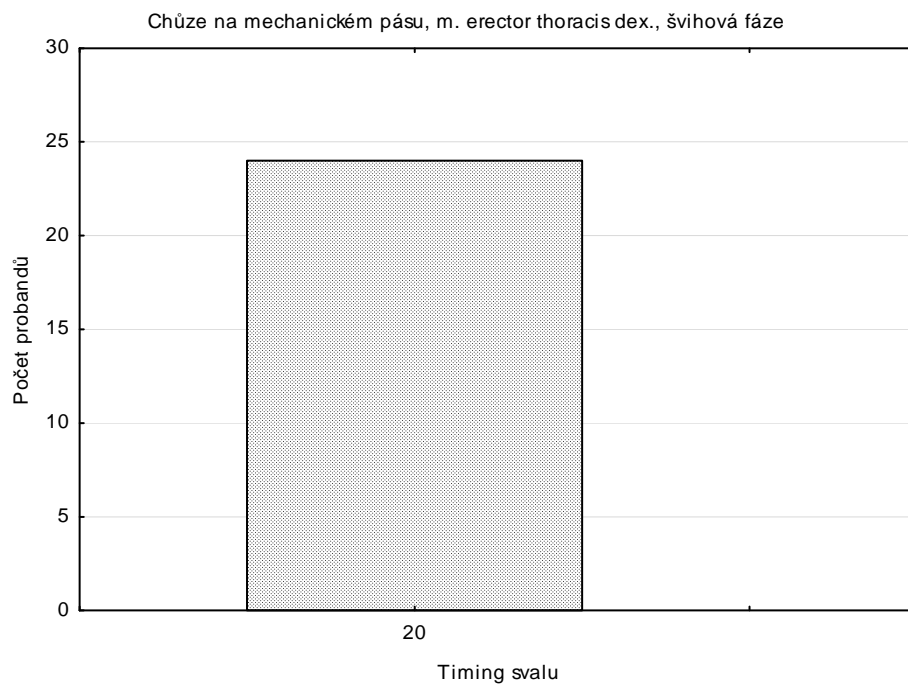
Příloha 20: Histogramy četností – timing jednotlivých svalů při chůzi na mech. pásu oproti chůzi na el. pásu během švihové fáze



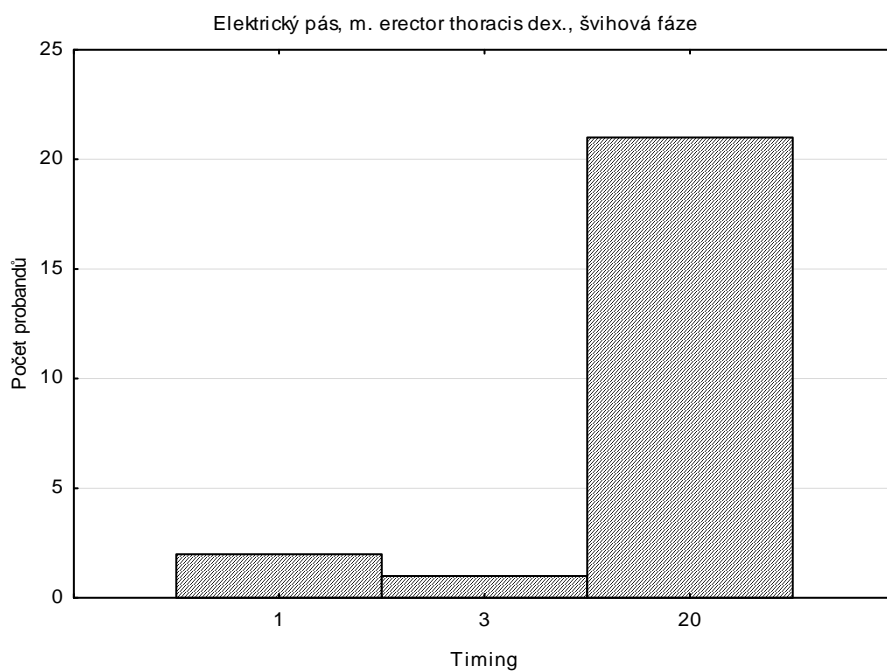
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



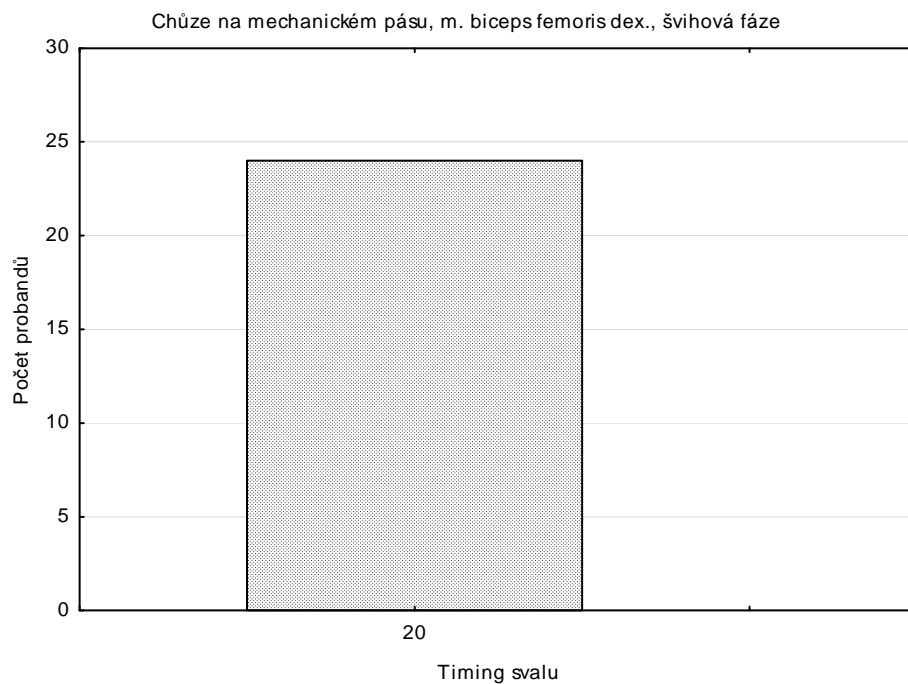
Legenda: osa x: četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



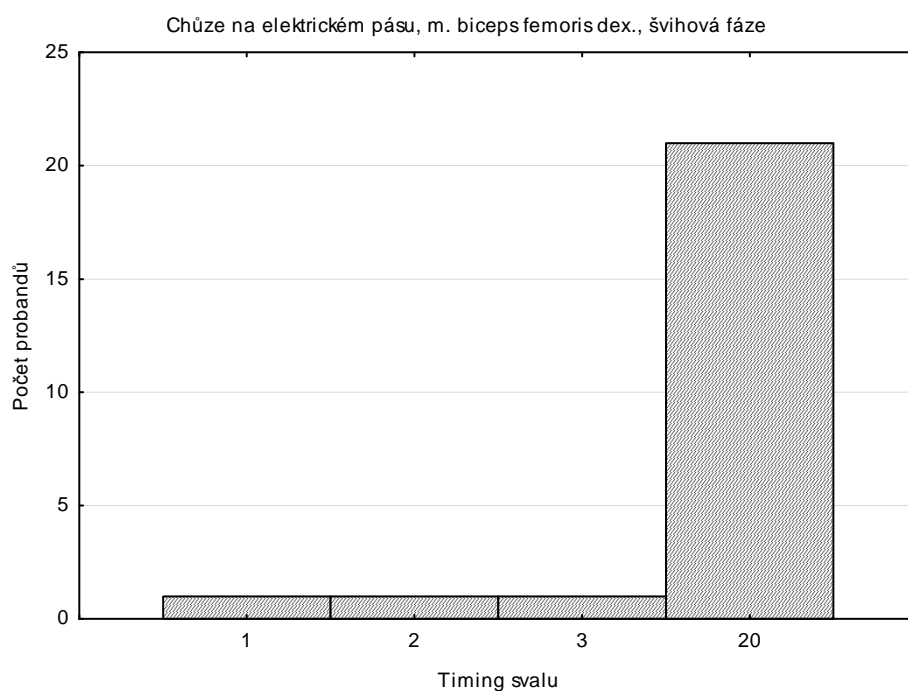
Legenda: osa x: Četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: Četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: Četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)



Legenda: osa x: Četnosti pořadí zapojení svalu v rámci stejné fáze, 20. pořadí – sval nesplňoval podmínky aktivace (2 SD, min. doba aktivity 0,2 s)

Příloha 21: Statistická významnost $H_07 - H_{010}$

a) svalové aktivity při chůzi na el. pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,100128
m. rectus abdominis sin.	0,379402
m. gluteus maximus sin.	0,148537
m. gluteus medius sin.	0,039102
m. biceps femoris sin.	0,885587
m. vastus medialis sin.	0,000000
m. tibialis anterior sin.	0,846069
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,864209
m. erector thoracis dex.	0,251788
m. rectus abdominis dex.	0,175621
m. gluteus maximus dex.	0,817288
m. gluteus medius dex.	0,373677
m. biceps femoris dex.	0,024405
m. vastus medialis dex.	0,769731
m. tibialis anterior dex.	0,059445
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,220204

b) svalové aktivity při chůzi na el. pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,684876
m. rectus abdominis sin.	0,072737
m. gluteus maximus sin.	0,332623
m. gluteus medius sin.	0,525419
m. biceps femoris sin.	0,577933
m. vastus medialis sin.	0,120864
m. tibialis anterior sin.	0,006378
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,013713
m. erector thoracis dex.	0,626514
m. rectus abdominis dex.	0,042987
m. gluteus maximus dex.	0,324346
m. gluteus medius dex.	0,982036
m. biceps femoris dex.	0,402631
m. vastus medialis dex.	0,273544
m. tibialis anterior dex.	0,516752
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,714265

c) svalové aktivity při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi ve stejné fázi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,000618
m. rectus abdominis sin.	0,752237
m. gluteus maximus sin.	0,016271
m. gluteus medius sin.	0,000288
m. biceps femoris sin.	0,000566
m. vastus medialis sin.	0,000183
m. tibialis anterior sin.	0,087590
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,000002
m. erector thoracis dex.	0,000796
m. rectus abdominis dex.	0,179489
m. gluteus maximus dex.	0,014967
m. gluteus medius dex.	0,047297
m. biceps femoris dex.	0,001237
m. vastus medialis dex.	0,000224
m. tibialis anterior dex.	0,209263
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,000007

d) svalové aktivity při chůzi na mech. pásu oproti chůzi po zemi během švihové fáze

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,000041
m. rectus abdominis sin.	0,345751
m. gluteus maximus sin.	0,072737
m. gluteus medius sin.	0,004970
m. biceps femoris sin.	0,000112
m. vastus medialis sin.	0,003175
m. tibialis anterior sin.	0,085021
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,000006
m. erector thoracis dex.	0,001021
m. rectus abdominis dex.	0,096821
m. gluteus maximus dex.	0,235551
m. gluteus medius dex.	0,128319
m. biceps femoris dex.	0,000295
m. vastus medialis dex.	0,000360
m. tibialis anterior dex.	0,095553
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,000016

Příloha 22: Statistická významnost H_{011} – H_{012}

a) svalové aktivity při chůzi na mech. pásu oproti chůzi na el. pásu ve stejné fázi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,000735
m. rectus abdominis sin.	0,390637
m. gluteus maximus sin.	0,026400
m. gluteus medius sin.	0,022319
m. biceps femoris sin.	0,000066
m. vastus medialis sin.	0,000087
m. tibialis anterior sin.	0,048352
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,000004
m. erector thoracis dex.	0,000207
m. rectus abdominis dex.	0,919201
m. gluteus maximus dex.	0,016271
m. gluteus medius dex.	0,022372
m. biceps femoris dex.	0,000060
m. vastus medialis dex.	0,000026
m. tibialis anterior dex.	0,012444
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,000208

b) svalové aktivity při chůzi na mech. pásu oproti chůzi na el. pásu během švihové fáze

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,000154
m. rectus abdominis sin.	0,315527
m. gluteus maximus sin.	0,055348
m. gluteus medius sin.	0,030032
m. biceps femoris sin.	0,000035
m. vastus medialis sin.	0,000162
m. tibialis anterior sin.	0,000333
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,000295
m. erector thoracis dex.	0,000233
m. rectus abdominis dex.	0,591411
m. gluteus maximus dex.	0,161788
m. gluteus medius dex.	0,179879
m. biceps femoris dex.	0,000658
m. vastus medialis dex.	0,000060
m. tibialis anterior dex.	0,073538
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,000006

Příloha 23: Statistická významnost H_{013} – H_{016}

a) rozdílnosti svalové aktivity DDK a NDK při chůzi na el. pásu ve stojné fázi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,286736
m. rectus abdominis sin.	0,831401
m. gluteus maximus sin.	0,447032
m. gluteus medius sin.	0,245661
m. biceps femoris sin.	0,864492
m. vastus medialis sin.	0,071959
m. tibiallis anterior sin.	0,003359
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,975736
m. erector thoracis dex.	0,829601
m. rectus abdominis dex.	0,017675
m. gluteus maximus dex.	0,799614
m. gluteus medius dex.	0,407229
m. biceps femoris dex.	0,011589
m. vastus medialis dex.	0,855199
m. tibiallis anterior dex.	0,388869
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,454215

b) rozdílnosti svalové aktivity DDK a NDK při chůzi na el. pásu ve švihové fázi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,940169
m. rectus abdominis sin.	0,584057
m. gluteus maximus sin.	0,465099
m. gluteus medius sin.	0,378182
m. biceps femoris sin.	0,831401
m. vastus medialis sin.	0,909531
m. tibiallis anterior sin.	0,016894
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,015577
m. erector thoracis dex.	0,523009
m. rectus abdominis dex.	0,153514
m. gluteus maximus dex.	0,956726
m. gluteus medius dex.	0,238402
m. biceps femoris dex.	0,053397
m. vastus medialis dex.	0,394426
m. tibiallis anterior dex.	0,231100
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,341351

c) rozdílnosti svalové aktivity DDK a NDK při chůzi na mech. pásu ve stojné fázi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,784289
m. rectus abdominis sin.	0,925619
m. gluteus maximus sin.	0,670247
m. gluteus medius sin.	0,273170
m. biceps femoris sin.	0,087436
m. vastus medialis sin.	0,201452
m. tibialis anterior sin.	0,325028
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,087436
m. erector thoracis dex.	0,287092
m. rectus abdominis dex.	0,545191
m. gluteus maximus dex.	0,542990
m. gluteus medius dex.	0,344023
m. biceps femoris dex.	0,035850
m. vastus medialis dex.	0,648229
m. tibialis anterior dex.	0,465416
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,280418

d) rozdílnosti svalové aktivity DDK a NDK při chůzi na mech. pásu ve švihové fázi

Svaly	p-hodnota
m. erector thoracis sin.	0,715127
m. rectus abdominis sin.	0,807758
m. gluteus maximus sin.	0,807758
m. gluteus medius sin.	0,314974
m. biceps femoris sin.	0,008905
m. vastus medialis sin.	0,429068
m. tibialis anterior sin.	0,199526
m. gastrocnemius lateralis sin.	0,006606
m. erector thoracis dex.	0,287092
m. rectus abdominis dex.	0,614594
m. gluteus maximus dex.	0,484213
m. gluteus medius dex.	0,429068
m. biceps femoris dex.	0,020804
m. vastus medialis dex.	0,484213
m. tibialis anterior dex.	0,105824
m. gastrocnemius lateralis dex.	0,024928

Příloha 24: A/symetrie obvodů stehna a lýtka

Stehno			Lýtka		
LDK relax (cm)	PDK relax (cm)	rozdíl DDK – NDK (cm)	LDK relax (cm)	PDK relax (cm)	rozdíl DDK – NDK (cm)
48	48,5	0,5	37	37,5	0,5
46	47	1	36,5	37	0,5
52	52,5	0,5	38	38	0
49,5	48,5	-1	43,5	42,5	-1
46,5	47,5	1	36	36,5	0,5
44,5	46	1,5	33,5	33,5	0
50,5	49,5	-1	39	39	0
48,5	48,5	0	35,5	36	0,5
52	52	0	43	42,5	-0,5
51,5	52	0,5	39	39	0
44,5	43,5	-1	34	34	0
40	39	-1	36	36,5	0,5
49	48	-1	39	39,5	0,5
50	49	-1	40	41	1
53	52,5	-0,5	41	40,5	-0,5
48	49	1	37,5	37,5	0
47,5	45	-2,5	35	35,5	0,5
49,5	49	-0,5	36,5	37	0,5
48	47	-1	39	38	-1
49	49	0	38,5	38	-0,5
42,5	43,5	1	34	33,5	-0,5
56,5	58	-1,5	37,5	37	0,5
48	48,5	-0,5	37	38	-1

Pozn: V rámci antropometrického měření byly obvody stehna měřeny 10 cm nad česčkou a obvody lýtek byly hodnoceny v jejich nejširších částech. Tučně zvýrazněná čísla vyjadřují vyšší obvody měřených částí nedominantní dolní končetiny.