

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

ÚSTAV FYZIOTERAPIE

**Přístrojová analýza sdružených pohybů horních
končetin u rehabilitantů po amputaci dolní končetiny**

Studentská vědecká odborná činnost

Školitel: Mgr. Barbora Kolářová

Bc. Anna Zelená

Bc. Stanislava Kluzová

Abstrakt

Práce se zabývá posturální reaktivitou u pacientů po amputaci dolní končetiny aspektem hodnocení přidružených pohybů horních končetin jako reakcí na zevní destabilizační stimul. Pomocí povrchové elektromyografie byla hodnocena aktivita m. triceps brachii během translace plošiny u pacientů po transtibiální a transfemorální amputaci. Z výsledků případových studií vyplývá, že horní končetina se při absenci fyziologické opory v důsledku amputace, zapojuje více v balančních situacích ve srovnání se zdravou populací.

Klíčová slova: amputace, sdružené pohyby, povrchová elektromyografie

Summary

The aim of this work was to analyze movements of upper limb with respect to lower limb amputation within reactivity on external destabilizing stimulus. Muscle activity of triceps brachii was assessed by surface electromyography during platform translation in transtibial and transfemoral amputees. Results of case reports show, that upper extremity is more active within postural stabilization in compare with healthy population.

Key words: amputation, compound movements, surface electromyography

Obsah

1	Úvod.....	4
2	Teoretické poznatky.....	5
2.1	Sdružené pohyby versus asociované pohyby.....	5
2.2	Fyziologie musculus triceps brachii	5
2.3	Hodnocení posturální reaktivity.....	6
3	Cíl práce	6
4	Metodika	6
4.1	Experimentální skupina	6
4.2	Kontrolní skupina	7
4.3	Popis průběhu vyšetření a měření	7
4.4	Popis zpracování naměřených dat.....	9
5	Výsledky	9
6	Diskuze	10
7	Závěr	12
8	Přínos pro praxi.....	12
	Seznam literatury	12
	Seznam zkratk	14
	Přílohy.....	15

1 Úvod

Amputace dolních končetin jsou navzdory dnešní moderní medicíně stálým problémem. V minulém století byla jednou z příčin amputaci končetin Burgerova choroba, chronické zánětlivé onemocnění nejasné etiologie, která často vedla k amputacím. V druhé polovině 20. století tato nemoc u nás téměř vymizela a hlavním tepenným onemocněním zůstala ateroskleróza, která postihuje zejména tepny věnčité, mozkové a tepny dolních končetin. I v současnosti bohužel dochází k amputacím končetin při nekroze periferních částí končetin. Nejčastější příčinou amputaci je těžká ischemie způsobená pokročilým chronickým obliterujícím tepenným onemocněním a také náhle tepenné uzávěry. Dnešní populace stárne a stále častěji se setkáváme s komplikacemi přidruženými k diabetu mellitu. Amputace v souvislosti s úrazy tvoří jen 1,5-2 % všech amputaci a jiné důvody jsou zcela výjimečné. Zejména amputace v oblasti bérce nebo stehna představují těžkou zdravotní a sociální ujmu. Někteří nemocní, zejména starší, kteří mají ještě jiné choroby, se nenaučí používat protézu (Spáčil, 2008).

Pacient s amputovanou dolní končetinou, ať už v bérce či ve stehně, se stává labilnějším a více náchylnějším k pádům. I zdravý člověk, pokud se dostane do labilní situace, například na houpající se lodi, při chůzi po kladině či v požití většího množství alkoholu používá v posturální reaktivitě horní končetiny. Při reakci na neočekávaný podnět, jako je tomu například při uklouznutí na ledu, se také horní končetiny účastní balanční reakce. Je jen otázkou do jaké míry se aktivují horní končetiny u pacientů s amputací dolní končetiny ve srovnání se zdravými jedinci.

Posturální svaly, tedy ty co udržují polohu těla v prostoru, jsou fylogeneticky starší, udržují vzpřímený postoj a mají tendenci ke zkrácení. Mají nižší práh dráždivosti, lepší cévní zásobení, vyšší odolnost vůči škodlivým vlivům a lepší regenerační schopnosti (Véle, 1995). Fázičké svaly jsou fylogeneticky mladší, mají zvýšený práh dráždivosti, mají tendenci k oslabení až hypotrofii.

2 Teoretické poznatky

2.1 Sdružené pohyby versus asociované pohyby

Během chůze se pohyb končetin přenáší přes pánev i na páteř a horní končetiny, které pomáhají vyrovnávat torzní pohyby trupu. Při fyziologickém pohybu opisuje těžiště těla sinusoidy s minimální amplitudou v rovině vertikální i horizontální, kdy se vychýlení děje směrem ke stojné končetině a je nejvýše ve fázi přechodu přes vertikálu (Vystrčilová, 2008). Pohyb horních končetin v tzv. zkříženém lokomočním vzoru je označován jako pohyb sdružený. Tento pohyb je fyziologický a neměl by být zaměňován s termínem asociovaný pohyb. Stále se sice jedná o fyziologii, ale asociovaný pohyb je reakcí na nečekaný podnět a jeho velikost je ovlivněna zvýšením balančních nároků na daného jedince.

2.2 Fyziologie musculus triceps brachii

Základní dělení svalů vychází z rozhodujících vlastností svalů a tou je jejich antigravitační funkce. Ta rozděluje svalový systém na tonický a fázický s tím, že tonické svaly, které mají tendenci vytvářet kontraktury, resp. zkrácení, plní především činnost posturální. Od toho se také tyto svaly nazývají posturální. Mezi oběma systémy existují i další morfologické a funkční odlišnosti. Tyto odlišnosti se týkají i řídicího systému, neboť vlastnosti svalových vláken určují příslušné motoneurony. Tonické motoneurony (malé alfa-motoneurony) inervují červená svalová vlákna, fázické motoneurony (velké alfa-motoneurony) bílá svalová vlákna. U člověka jsou v každém svalu zastoupeny oba druhy motorických jednotek v různém poměru. Hovoříme proto o svalech smíšených. Podle převahy zastoupení motorických jednotek rozlišujeme svaly tonické (posturální) a fázické (kinetické). Funkčně se tonické motoneurony vyznačují delším trváním záškubu i dekontrakce. Fázické motoneurony mají kratší trvání záškubu i dekontrakce. Kolář řadí m. triceps do obou skupin. Konkrétně caput longum m. triceps brachii řadí do svalů tonických a caput laterale et mediale m. triceps brachii do svalů fázických (Kolář, 2002).

2.3 Hodnocení posturální reaktivity

Posturální reaktivita představuje aktivní schopnost zachovat „stabilní“ polohu během měnících se podmínek zevního prostředí. Proces posturální reaktivity je závislý mimo jiné na adekvátním přijímání a zpracování sensorických informací a na neporušeném muskuloskeletálním systému. Jakékoliv narušení integrity těchto systémů vede v kontextu ke specifickému zhoršení stabilizace těla v prostoru (jedná se poúrazové stavy, neurologická onemocnění a další).

K hodnocení míry nestability a efektivnosti posturálních reakcí je možné využít metody biomechanického výzkumu. Jedná se například o videografické metody založené na snímání změny polohy jednotlivých segmentů těla v prostoru, polyelektromografické analýzy vypovídající o svalové aktivitě, nebo o dynamické metody zaznamenávající změnu působení reakčních sil na podložku během testování.

3 Cíl práce

Cílem naší práce bylo zjistit, do jaké míry se aktivuje m. triceps brachii horních končetin při balančně náročnějších situacích nebo při reakci na nečekaný podnět u pacientů s amputací na dolní končetině ve srovnání se zdravými jedinci. Zároveň jsme hledaly souvislost mezi nesouměrnou aktivací horních končetin a stranou amputace.

4 Metodika

4.1 Experimentální skupina

1. pacient: muž, 60 let, výška 188 cm, váha 105 kg, pravák. Z osobní anamnézy: hypertenzní nemoc, ICHS – po 3x aortocoronárním bypassu. V červenci 2009 přijat k zákroku transfemorální amputace (TFA) levé dolní končetiny z důvodu rozvoje gangrény jako následek diabetes mellitus II typu. Poté hospitalizován na rehabilitačním oddělení, dále ambulantní rehabilitace a lázeňská péče. V lednu 2010 opět hospitalizován na rehabilitačním oddělení. Pahýl je v dobrém abdukčním a extenčním postavení bez známek zkrácení, na pravé dolní končetině je prosáknutí v oblasti kotníku, na patě stav po bérčovém vředu. Zvládá chůzi o 2 FH po rovině i po

schodech, je soběstačný – sám se postaví i posadí. Kladuikační bolesti udává cca po 100 metrech. Celková doba hospitalizace byla 40 dnů.

2. pacient: muž, věk 46 let, výška 175 cm, váha 76 kg. Dne 7. 1. 2010 sražen radlicí pluhu a následně mu byla provedena amputace pravé dolní končetiny v bérce a osteosyntéza fraktury radiálního epikondylu levého humeru. Dále byla pacientovi diagnostikována fraktura pánve vpravo v úrovni acetabula, fraktura obou ramének stydké kosti vpravo a fisura sacra vlevo. Pahýl zhojen, bez otoku a známek zánětu. Během rehabilitace na lůžkovém oddělení byl pacient vybaven protézou. Je schopen lokomoce bez supportu, přičemž na delší vzdálenosti je nutná opora 1-2 francouzských holí. Zvládá chůzi v terénu a je zcela samostatný v ADL činnostech. Celková doba hospitalizace byla 47 dnů.

4.2 Kontrolní skupina

1. proband, muž, věk 54 let, váha 80 kg, výška 172 cm, a druhý proband muž, věk 40 let, váha 71 kg, výška 169 cm. Probandi jsou zdraví, držení hlavy, trupu i končetin symetrické, bez projevů svalových dysbalancí. Pohyblivost páteře v normě, hybnost kloubů horních končetin volná, ve fyziologickém rozsahu. Postavení dolních končetin symetrické. Probandi jsou v celkové dobré těsné kondici a nikdy neprodělali operaci či úraz na skeletu, který by mohl negativně ovlivnit výsledek měření.

4.3 Popis průběhu vyšetření a měření

V našem projektu jsme měřily svalovou aktivitu m. triceps brachii dx. et sin., pomocí povrchové elektromyografie (pEMG) u pacienta s transfemorální amputací (TFA) na pravé dolní končetině a pacienta s transtibiální amputací (TTA) levé dolní končetiny. Jako kontrolní skupinu jsme měřily dva zdravé jedince. Registrovaly jsme svalovou aktivitu za dynamických situací, k čemuž jsme využily posturografického testu modulu Smart Equitest Systém: Motor Control Test (MCT), který hodnotí schopnost motorického systému rychle vyrovnat narušení posturální stability neočekávanými vnějšími vlivy. Sekvence pohybů plošiny jsou třikrát odstupňovány ve směru horizontálně vzad a vpřed (tzv. translace) a vyvolávají automatické posturální reakce. Každý posun plošiny trvá cca 1 sekundu, poté se navrátí do původní polohy (Obrázek 1, str. 9). Malé posuny jsou prahovým stimulem pro reaktibilitu

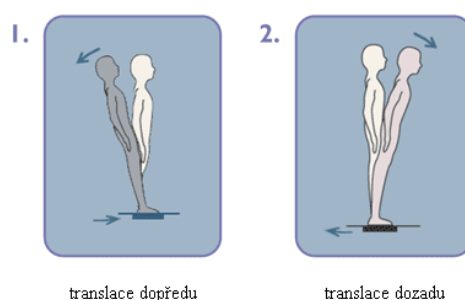
vyšetřovaného jedince, velké posuny produkují maximální odpověď (Neurocom International, 2001). Vyhodnocovaly jsme všechny tři translace dopředu i dozadu, celkem jsme tedy vyhodnotily 18 translací u každého vyšetřovaného jedince.

Všichni vyšetřovaní jedinci v našem projektu podepsali informovaný souhlas s postupem vyšetření a zpracování naměřených dat.

Pro účely snímání pEMG byla kůže nad vyšetřovaným svalem očištěna abrazivní pastou, omyta mokrým ručníkem a osušena suchým ručníkem. Následně jsme umístily jednorázové snímací elektrody, které jsme nalepily do střední linie snímaných svalů s detekčním povrchem orientovaným kolmo na průběh svalových vláken. Zemní elektrodu jsme nalepily na processus spinosus obratle C7. V průběhu měření v posturografické kabině stojí vyšetřovaný vzpřímeně, nesmí změnit postavení chodidel a ruce má volně podél těla. Všichni vyšetřovaní jedinci byli informováni, že se bude pohybovat podložka.

Použily jsme program MyoVideo ke snímání pEMG signálu, kameru a posturografickou kabinu firmy NeuroCom®. Naměřily jsme klidovou aktivitu svalů po dobu 20 s, jako referenční hodnotu. Následně jsme spustily testy na posturografu: Motor Control Test (MCT).

Obrázek 1 Pohyby plošiny a probanda během MTC testu (převzato z <http://resourcesonbalance.com>)



4.4 Popis zpracování naměřených dat

U pacientů s amputací na dolní končetině, jsme hodnotily úsek od začátku svalové aktivity do jejího skončení a v průměru tento úsek trval 500ms. V tom samém úseku jsme hodnotili svalovou aktivitu u zdravých probandů.

Celkem jsme vyhodnotily u každého amputovaného pacienta 9 situací dopředu a 9 situací dozadu. Ten samý postup jsme zvolily u kontrolní skupiny.

V naší práci jsme porovnali mezi sebou vždy dva stejné úseky u stejného typu translace u obou amputovaných pacientů. Ty jsme následně porovnali se stejnou situací u kontrolní skupiny.

Pro vyhodnocení a zpracování EMG signálu jsme použily program MyoResearch. V tomto programu jsme provedly úpravu záznamu pomocí rektifikace a parametru RMS (25 ms) – efektivní hodnota amplitudy elektromyografického signálu. Pro hodnocení jsme použily Standard Report. Výsledky jsme převedly k závěrečnému zpracování do MS Excel, kde jsme z naměřených hodnot vytvořily grafy.

5 Výsledky

Již z klidových hodnot lze zjistit určité odlišnosti. U pacienta s levostrannou transfemorální amputací, je v porovnání s klidovou hodnotou kontrolní skupiny, výrazně větší klidová hodnota především levého tricepsu, klidová aktivita pravého tricepsu je zvýšena mírně. U pacienta s transtibiální amputací jsou klidové hodnoty nízké a asymetrie není přítomna.

Z naměřených dat vyplývá, že u pacientů s amputací je tendence v aktivaci levostranných tricepsů, ať už se jedná o amputaci na pravé či levé dolní končetině.

U pacienta s pravostrannou TTA je zřetelný jednostranný rozdíl v aktivaci m. triceps brachii, kdy je aktivita levostranného svalu u prvního nečekaného podnětu dopředu v malém podtrhu přibližně o 71% větší než u pravého m. triceps brachii (příloha č. 1, str. 19). Stejný pokus u pacienta s levostrannou TFA vykazuje větší aktivitu levého m. triceps brachii přibližně o 76% větší (Příloha č. 2, str. 19). Celkově se dá shrnout tendence u obou amputovaných aktivovat levostranný m. triceps brachii,

příčemž u pacienta s levostrannou TFA se aktivuje více u podtrhů dopředu. U podtrhů dozadu se aktivuje více pravostranný.

U kontrolní skupiny nebyla ve stejném úseku vyhodnocena žádná výraznější aktivita (Příloha 3, str. 20).

U obou pacientů se aktivita nejvíce projevila při druhé translaci, přičemž u pacienta s TFA byla aktivita největší hned u malého podtrhu, ale u pacienta s TTA byla aktivita největší u podtrhu střední velikosti.

Tendence k adaptaci na podtrh se projevuje u obou pacientů. U pacienta s TFA se adaptace projevuje postupně a s opakujícími se podtrhy klesá aktivita téměř lineárně (příloha č. 3, str. 19). U pacienta s TTA vykazuje reaktivita jinou tendenci. Téměř ve všech případech je u druhého podtrhu svalová aktivita větší než u prvního a třetího podtrhu (Příloha č. 4, str. 20).

U kontrolní skupiny adaptace na opakující se podnět probíhá s podobnou tendencí jako u pacientů s amputací. Při prvním pokusu v největším podtrhu je reakce zřetelná, v dalších dvou se zmenšuje, až mizí (Příloha 3, str. 21; Příloha 4, str. 21).

6 Diskuze

Již mnoho studií prokázalo, že jednostranná amputace dolní končetiny vede ke zhoršení rovnováhy (Geurts, 1992; Moncur, 1969; Murdoch, 1969, Fernie, 1978). Zejména posturální výchylky se zvětšují jak v rovině anterioposteriorní tak mediolaterální. Zvýšení mediolaterální nestability naznačuje, že asymetrie způsobená absencí amputované DK může vést k asymetrické aktivaci svalů již v klidném stoji. V studii Aruina (1997) prokázali v anticipačním nastavení větší aktivitu svalů na zdravé straně těla ve srovnání se svaly na straně amputace. Aktivitu svalů měřili na dolních končetinách a trupu. Asymetrie byla větší na dolních končetinách, zatímco svalstvo trupu prokázalo spíše symetrickou aktivitu. Naše měření se zaměřilo na svaly horní končetiny – konkrétně m. triceps brachii. Jak je zřejmé z výsledků, už v klidu jsme především u pacienta s TFA zaznamenali větší klidovou aktivitu m. TB v porovnání s kontrolní skupinou. To, že u pacienta s TTA je klidová aktivita menší než u pacienta s TFA můžeme vysvětlit tím, že pacient s TTA je mladší a má lepší posturální stabilitu, která může být spojena s nižší amputací, ale taky tím, že pacient

s TFA má diabetes mellitus II typu a s tím spojené obtíže – nevydrží dlouhodobě stát bez berlí a necítí se jistě.

Z našeho měření vyplývá, že u pacientů se na rozdíl od kontrolní skupiny m. triceps brachii zapojuje vždy, a to ve větší či menší míře. U kontrolní skupiny se aktivita tricepsu objevila jen u největšího podtrhu a to jen u jednoho pokusu.

Studie zabývající se asymetrickým zapojováním svalů u pacientů po amputaci se většinou zaměřují na měření rozdílů dolních končetin. Například Vrielinga (2008) ve své studii píše, že pacienti po amputaci mají omezenou možnost použít kotníkovou strategii a při větších posturálních výchylkách používají ve strategii nepostíženou dolní končetinu a druhá - postižená končetina je používána omezeně. Zdravá dolní končetina je tedy silnější a i zátěž na ni je větší. Croisier (2001) ve své studii uvádí, že stabilizátory kyčelního kloubu jsou na straně amputace oslabeny, a ve větší míře i abduktory a extenzory kyčle. Tím vzniká na amputované straně nerovnováha antagonistických svalových skupin ve prospěch flexorů a adduktorů. Jak je vidět, studií zaměřujících se na aktivitu a symetrii dolních končetin je dost, ale nenašly jsme žádnou studii, která by se zabývala asymetrií horních končetin.

Z našich výsledků je zřetelná stranová asymetrie zapojení m. triceps brachii. Především u pacienta s TFA je zřejmá tendence zapojování kontralaterální horní končetiny v posturálně náročnějších situacích. U pacienta s TTA tato tendence není tak zřejmá. Důvodem rozdílnosti může být různá doba po zákroku, rozdílné stáří jedinců, jiný typ amputace anebo pacient používá jinou balanční strategii. U pacienta s TFA je výběr strategie jiný už z toho důvodu, že má bolestivou i zdravou dolní končetinu. Například studie Clark a Zernicke z roku 1981 prokázaly, že děti po jednostranné amputaci dolní končetiny mají tendenci přesunovat průmět těžiště ke zdravé DK. To souhlasí s výsledky studie Aruina (1997) ve kterých pacienti zapojovali více posturální svaly DK zdravé strany při posturálně náročnějších situacích. I v našem případě jsme tuto teorii potvrdily.

Při podtrhu dopředu byla reakce tricepsu větší než při podtrhu dozadu. Lze předpokládat, že při podtrhu dozadu se více zapojuje m. biceps brachii. Tato tendence se projevila u obou pacientů. Zajímavé je, že u pacienta s TFA levé dolní končetiny se při podtrhu dozadu zapojil více pravý m. TB a při podtrhu dopředu levý m. TB. To

můžeme vysvětlit například potřebou větší svalové aktivity pro udržení rovnováhy v náročnějším podtrhu dopředu.

Je zajímavé, že se největší aktivita projevila při středním a nikoli při největším podtrhu. Můžeme to vysvětlit tím, že největší podtrh mohl být v prvním pokusu zajištěn aktivitou DKK, v druhém podtrhu pacient použil efektivnější využití HKK a ve třetím již došlo k celkové adaptaci na podnět.

7 Závěr

Z měření můžeme usuzovat, že u pacientů po amputaci dolní končetiny je m. triceps brachii zapojován do posturálních situací více než u zdravých jedinců. Můžeme ho tedy funkčně zařadit do posturálních svalů. Je zřejmá i větší asymetrie v zapojování m. triceps brachii. Je potřeba dalších měření se zařazením větší skupiny měřených pacientů, pro potvrzení tohoto předpokladu.

8 Přínos pro praxi

S určitým typem postižení se mění i míra asymetrie. Je samozřejmé, že každý z nás není dokonale symetrický, ale právě u amputovaných jedinců se asymetrie zvyrazňují, což by v budoucnu mohlo vést k dalším problémům např. na osovém skeletu. Z toho vyplývá, že je důležitý celoživotní posturolokomoční trénink těchto lidí bez ohledu na typ amputace. U pacientů s amputovanou dolní končetinou je výraznější podíl aktivace horních končetin než u zdravých jedinců. Tím pádem bychom se měli i v terapii zaměřit na aktivitu horních končetin.

Seznam literatury

Anonym. Computerized dynamic posturography protocols. [Online] [Citace: 1. 4 2010.] <http://resourcesonbalance.com/program/role/cdp/protocols.aspx>.

Aruin, A. S. Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clinical biomechanics*. 1997, Sv. 12, stránky 52-59.

Clark, L. A. a Zernicke, R. F. Balance in lower limb child amputees. *Prosthetics and Orthotics International*. 1981, Sv. 5, stránky 8-11.

Crosiera, J. L.: Isokinetic evaluation of hip streight muscle group in unilateral lower limb amputees. *Isokinetics and Exercise Science*. 2001, Sv. 9, stránky 163-169.

Fernie, G. R. a Holliday, P. J. Postural sway in amputees and normal subjects. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 1978, Sv. 60A, stránky 895-898.

Geurtz, A. a Mulder, T. Reorganization of postural control following lowr limb amputation. Theoretical considerations and implications for rehabilitation. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1992, Sv. 8, stránky 145-157.

Kolář, P. Diferenciace svalové funkce z hlediska posturální podstaty. *Medicina sportiva Bohemica et Slovaca*. 1996, Sv. 5, stránky 4–8.

Kolář, P. Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze . *Pediatric pro praxi*. [Online] 5. 3 2002. [Citace: 1. 4 2010.] <http://www.pediatricpropraxi.cz/pdfs/ped/2002/03/05.pdf>.

Moncur, S. D. The practical aspect of balance relating to amputees. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1969, Sv. 55, stránky 409-410.

Murdoch, G. Balance in amputees. *Physiotherapy Theory and Practice*. 1969, Sv. 55, stránky 405-408.

Spáčil, J. a Táborský, J. Klesá počet amputací dolních končetin? *Rozhledy v chirurgii*. 2008, Sv. 87, stránky 531-535.

Suchomel, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství*. 2006, Sv. 13, stránky 112-124.

Véle, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha : Karolinum, 1995.

Vrieling, A. H. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait and Posture*. 2008, Sv. 28, stránky 222-228.

Seznam zkratek

ADL – Activities of daily living (aktivity denního života)

DKK – dolní končetina

FH – francouzské hole

HKK – horní končetina

ICHS – ischemická choroba srdeční

m. (mm.) – musculus, muscoli

m.TB – musculus triceps brachii

MCT – motor control test

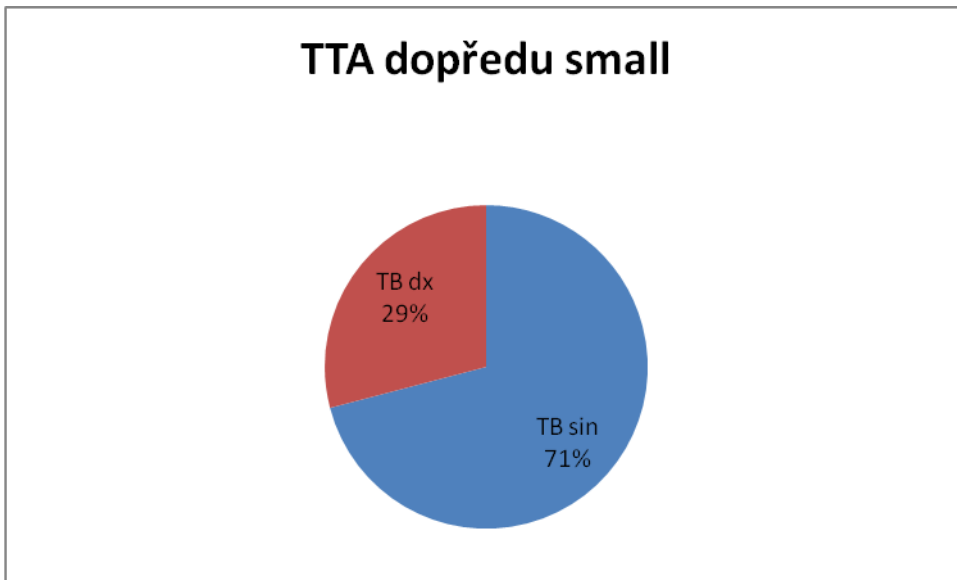
pEMG – polyelektromyografie

TFA – transfemorální amputace

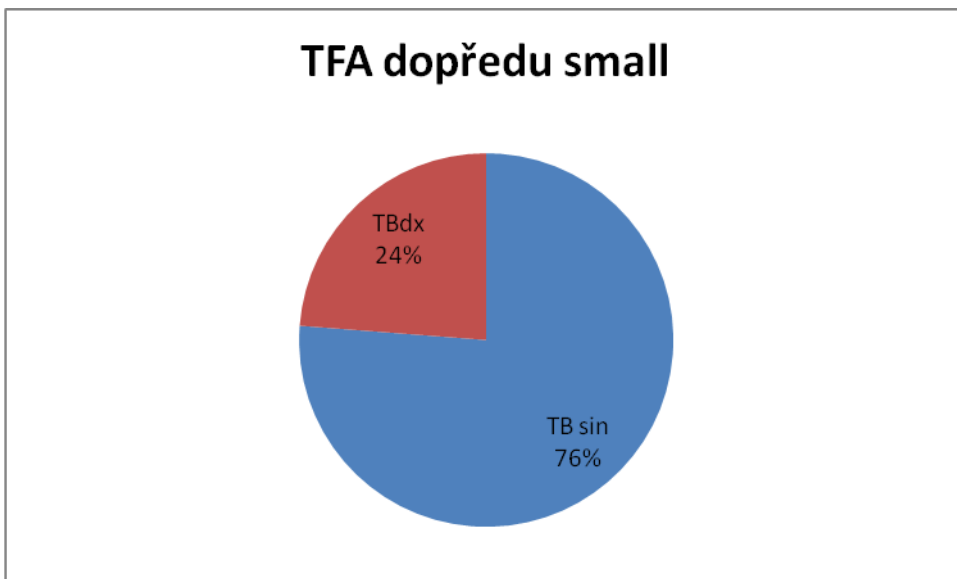
TTA – transtibiální amputace

Přílohy

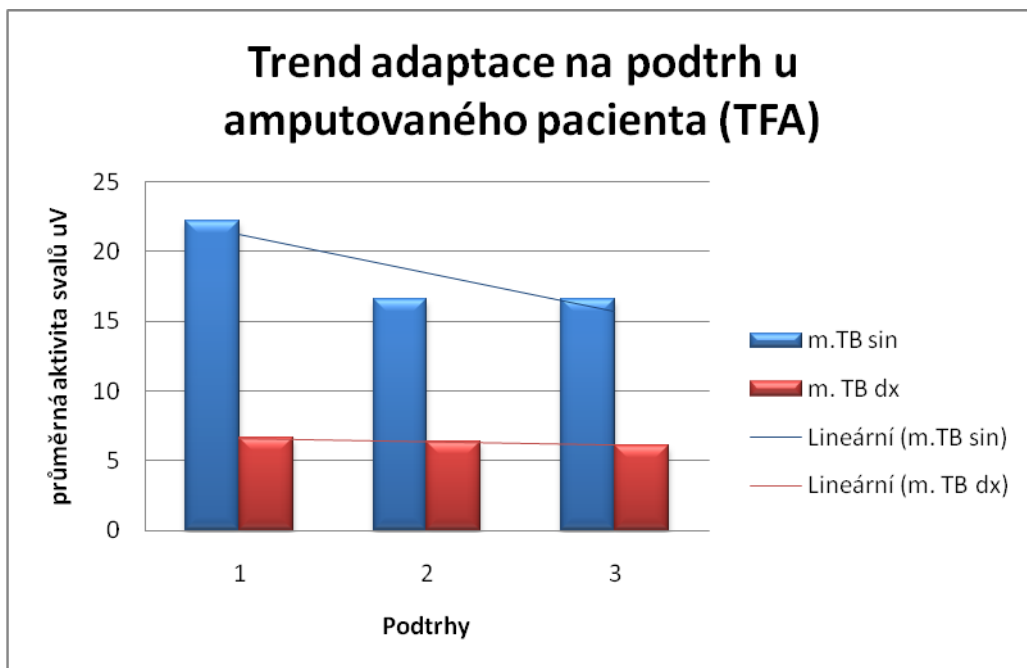
Příloha 1 Procentuální zastoupení aktivity m. triceps brachii dx. et sin u malého podtrhu dobředu



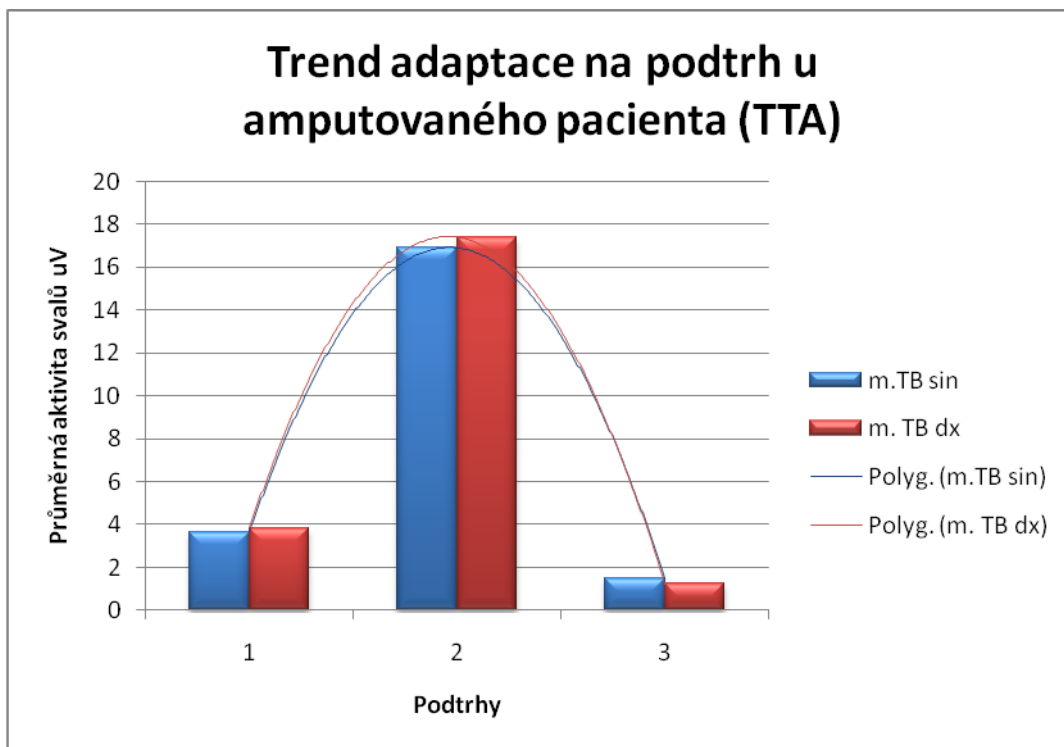
Příloha 2 Procentuální zastoupení aktivity m. triceps brachii dx. et sin u malého podtrhu dopředu



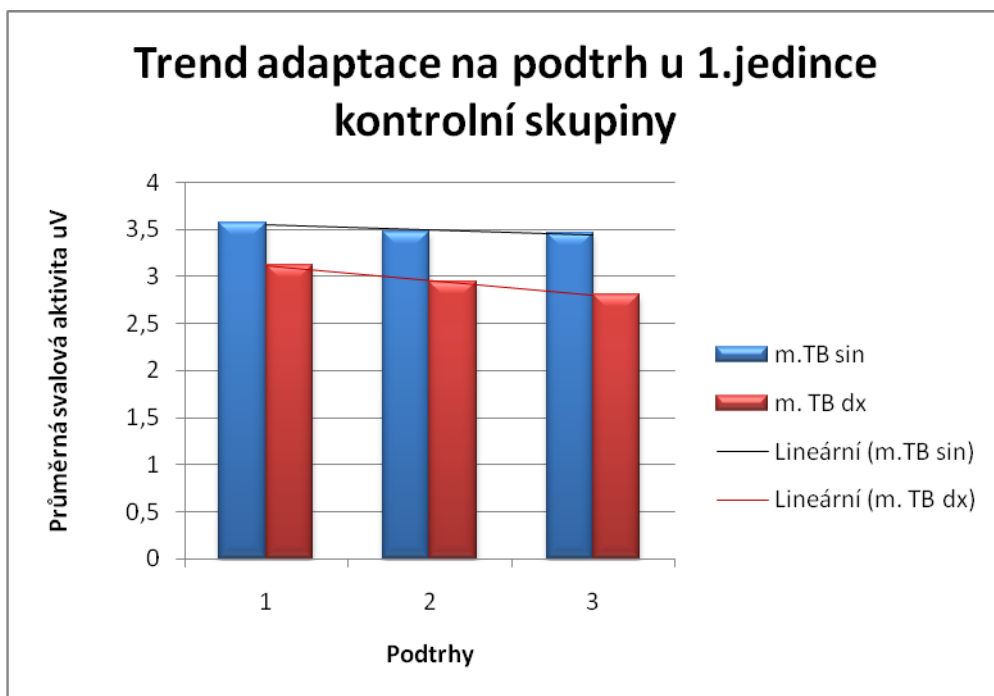
Příloha 3 Znázornění míry adaptace na opakující se translaci plošiny během středního podtrhu



Příloha 4 Znázornění míry adaptace na opakující se translaci plošiny během středního podtrhu



Příloha 3 Znázornění míry adaptace na opakující se translaci plošiny během středního podtrhu



Příloha 4 Znárodnění míry adaptace na opakující se translaci plošiny během středního podtrhu

