Posouzení vlivu dominance horní končetiny na hodnocení objemu pohybové aktivity osob s paraplegií pomocí akcelerometru ActiGraph GT3X+

Kateřina Filáková^{1*}, Jarmila Štěpánová² a Lukáš Jakubec²

¹ Rehabilitační oddělení, Fakultní nemocnice Brno, Česká republika;

² Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci, Olomouc, Česká republika

Copyright: © 2018 K. Filáková, J. Štěpánová a L. Jakubec. Toto je open access článek vydaný pod Creative Commons Attribution License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

Východiska: Lokomoci osob s poraněním páteřní míchy v oblasti Th1–L2 zajišťuje především manuální pohon invalidního vozíku. Metodika měření objemu a intenzity jejich pohybové aktivity pomocí akcelerometru ActiGraph GT3X+ není dosud jednotně stanovena. **Cíle:** Hlavním cílem bylo charakterizovat vliv dominance horní končetiny u paraplegických osob na hodnocení objemu pohybové aktivity měřené pomocí akcelerometru ActiGraph GT3X+ v habituálních podmínkách. Vedlejším cílem studie bylo nalezení optimálního místa fixace akcelerometru ActiGraph GT3X+ v průběhu měření. **Metodika:** Studie se zúčastnilo 14 probandů (3 ženy a 11 mužů), všichni s dominantní pravou horní končetinou. V průběhu jednoho dne měl každý z probandů upnut jeden třívektorový akcelerometr ActiGraph GT3X+ na dorzální straně zápěstí nedominantní horní končetiny, druhý na dorzální straně dominantní horní končetiny a třetí na straně nedominantní horní končetiny v oblasti pasu. V první variantě byla statisticky vyhodnocena data, která byla ponechána v surovém stavu. Ve druhé variantě byla data před statistickým zpracováním převedena na hodnoty aktivního energetického výdeje. **Výsledky:** Analýza výsledků prokázala nejednoznačnou dominanci pravé horní končetiny u pravorukých probandů v průběhu měření habituální pohybové aktivity. Statisticky nejvýznamnější korelační shoda byla zjištěna mezi objemy surových dat z akcelerometrů upnutých na nedominantních horních končetinách s akcelerometry upnutými v pase (0,737; $p \leq 0,01$). **Závěry:** Za optimální místo fixace akcelerometru ActiGraph GT3X+ pro snímání habituální pohybové aktivity paraplegiků bylo určeno zápěstí nedominantní horní končetiny.

Klíčová slova: transverzální míšní léze; lateralita; dominance; akcelerometr; pohybová aktivita

Úvod

Statistické záznamy počtu pacientů z českých spinálních rehabilitačních jednotek v letech 2005–2013 uvádějí, že každý rok dochází k více než dvě stě padesáti novým případům (Česká společnost pro míšní léze ČLS JEP, 2016). Rehabilitace má neopomenutelný podíl na úspěchu léčby, která začíná již během akutního stavu pacientů, pokračuje do období stabilizace stavu až ke zlepšování zbývajících funkcí s výstavbou nových náhradních funkcí v období chronického stadia (Kolář, 2009).

S pohybovou aktivitou se doporučuje pokračovat i po ukončení hospitalizace za účelem preventivního opatření sekundárních komplikací. Akbal, Kurtaran, Selçuk a Akyüz (2013) ve své studii uvádějí seznam nezanedbatelných následků stavů po poranění páteřní míchy na kardiovaskulární systém, tedy na vznik

aterosklerózy, diabetu mellitu 2. typu, zvýšení hladiny lipoproteinů a změnu jejich poměrů, a také na rozvoj metabolického syndromu. Světová zdravotnická organizace (World Health Organisation [WHO], 2002) popisuje navíc riziko předčasného vzniku osteoporózy. V souvislosti s negativními dopady na aktivní životní styl je v meta-analýze Martina Ginise, Jethy, Macka a Hetze (2010) zmíněn také význam životní spokojenosti, výskytu deprese či úzkosti.

V dnešní době spektrum provozovaných pohybových činností u skupiny osob s paraplegií do značné míry kopíruje spektrum pohybových činností zdravých osob. Rozdílem je však zvýšená zátěž na pohybový aparát paraplegických osob a vyšší obtížnost provedení běžných denních činností (Bryce, 2010). Například oblékání je zkomplikováno omezeným rozsahem pohybu a plegií svalstva dolních končetin a trupu, také ale poruchou udržení moči a stolice. Nadměrnou zátěží pro horní končetiny a trup jsou přesuny v průběhu dne a samotné ovládání mechanického vozíku (Harvey, 2007; Pfeiffer & Votava, 1983; Zäch & Koch, 2006).

*Korespondenční adresa: Kateřina Filáková, Rehabilitační oddělení, Fakultní nemocnice Brno, Jihlavská 20, 625 00 Brno, Česká republika. E-mail: filakova.katerina@fnbrno.cz

S metodami využívanými v zahraničí, které hodnotí objem a intenzitu pohybové aktivity u osob se spinální lézí v chronickém stadiu postižení, nás seznamuje rešeršní článek Štěpánové, Kudláčka a Bednařikové (2016). Autoři uvádějí, že se nejčastěji k analýze pohybové aktivity osob se spinální lézí používají akcelerometry, které jsou uváděny pod sdružujícím anglickým názvem Accelerometer based Activity Monitors.

Akcelerometry jsou přístroje určené pro měření statického i dynamického zrychlení zkoumaného objektu či jeho částí. Poprvé byly jednoosé akcelerometry použity k hodnocení pohybu člověka v 50. letech 20. století. V té době byly určeny především pro laboratorní využití – byly objemné, drahé a také nepříliš spolehlivé (Culhane, O'Connor, Lyons, & Lyons, 2005).

V posledních desetiletích se ale používají malé, lehké a poměrně levné třívektorové akcelerometry. Mezi nejčastější typy sériově vyráběných akcelerometrů patří ActiGraph GT3X, akcelerometr RT3 nebo akcelerometr GENEa (Bussmann et al., 2010; Esliger et al., 2011). Bussmann et al. (2010) dále dodávají, že ač vnější rozdíly (ve velikosti, vzhledu, tvaru) mezi jednotlivými typy akcelerometrů jsou značné, neovlivňují v průběhu dne objem ani intenzitu pohybových aktivit u jimi sledovaných osob s paraplegií.

Bassett, Rowlands a Trost (2012) doporučují používání třívektorových akcelerometrů pro jejich snadné nastavení. Dodávají, že kalibrace přístrojů není nijak náročná, před použitím je nutné pouze zkontrolovat, zda měří odpovídající signály – vektory a zrychlení. Hiremath, Intille, Kelleher, Cooper a Ding (2015) se zaměřili na citlivost akcelerometrů. U deseti různých pohybových aktivit, speciálně vybraných pro osoby se spinální lézí, hodnotili rozdíly ve výstupních datech. Dle odlišností zaznamenaných dat byli autoři schopni zpětně určit charakter prováděné pohybové aktivity. V posledních letech se objevilo také mnoho studií ověřujících validitu akcelerometrů (Coulter, Dall, Rochester, Hasler, & Granat, 2011). Jejich závěry prokázaly možnost využití získaných hodnot z přístrojů, a to rychlost, frekvenci a dobu trvání zaznamenané pohybové aktivity k aplikaci, na předpis pohybových aktivit či jako možnost zhodnocení vlivu rehabilitace nebo jejího vývoje u osob se spinální lézí.

Akcelerometry se také využívají ke zmapování energetického výdeje (Hiremath & Ding, 2011; Strath, Pfeiffer, & Whitt-Glover, 2012). Nightingale, Walhim, Thompson a Bilzon (2014) a García-Massó et al. (2013) zdůrazňují důležitost výběru vhodného místa upnutí akcelerometrů na tělech probandů pro přesnost měření energetického výdeje.

V zahraničních studiích se autoři nejčastěji přiklání k upnutí akcelerometrů na tělo probandů do oblasti hrudního koše, do oblasti pasu, na stehno nebo na dorzální stranu zápěstí (Esliger et al., 2011; García-Massó et al., 2013). Akcelerometry lze také připnout na kola

ortopedického vozíku (Coulter et al., 2011; Postma et al., 2005).

Horní končetiny paraplegiků vykonávají vedle činností spojených s jemnou motorikou rovněž činnosti související s hrubou motorikou (lokomoce, přesuny), ale také jejich kombinaci například při sportování. Horní končetiny mají také funkci opěrnou např. při stabilizaci trupu v průběhu ADL (Activities of Daily Living – každodenní aktivity) (Čápková, 2016; Pfeiffer & Votava, 1983). Cintas, Parks, Don a Gerber (2011) chápou hrubou motoriku horních končetin jako pohyby několika kloubů horních končetin v antigravitačním držení pro odlehčení dalších segmentů těla s možností jejich přesunů.

S ohledem na specifickou funkci horní končetiny u osob s paraplegií bychom měli tedy zvážit upnutí akcelerometrů do oblasti zápěstí probandů. Poté bychom se měli zaměřit na jisté rozdíly mezi dominantní a nedominantní horní končetinou, abychom mohli následně pracovat s co možná nejpřesnějšími hodnotami energetického výdeje (García-Massó et al., 2013; Nightingale et al., 2014).

Lateralitu popisujeme jako funkční dominanci jednoho z párových pohybových (horní či dolní končetina) nebo smyslových orgánů člověka. Schopnost projekce lateralit se u člověka projevuje v průběhu života v návaznosti na stavbu jeho těla (vrozené predispozice, dominance mozkových hemisfér) a v souvislosti s vlivem okolního prostředí na daného jedince (Baňárová, Černický, & Malay, 2016; Sovák, 1985). Sovák (1985) se zmiňuje o různých úrovních lateralit horních končetin, tj. od výrazně rozvinuté pravorukosti nebo levorukosti až po osoby s obtížně identifikovatelnou laterální preferencí. Sovák (1985) dodává, že se však nejedná o obourukost, ale o shodnou výkonnost obou horních končetin.

Z uvedeného přehledu vyplývá, že horní končetina osob s paraplegií má specifickou funkci a pro testování objemu pohybových činností pomocí akcelerometrů můžeme předpokládat rozdílné výsledky z těchto přístrojů v závislosti na jeho umístění na levé či pravé horní končetině. Naším hlavním cílem bylo proto charakterizovat vliv dominance horní končetiny u paraplegických osob na hodnocení objemu pohybových činností měřených pomocí akcelerometru ActiGraph GT3X+ v habituálních podmínkách. Vedlejším cílem studie bylo pak nalezení optimálního místa fixace akcelerometru ActiGraph GT3X+ v průběhu měření.

Metodika

Výzkumný soubor

Cílovou skupinou byly osoby s trvalým získaným tělesným postižením s částečným nebo kompletním poškozením páteřní míchy mezi segmenty Th1–L2. Podmínkami pro zařazení do výběrového souboru osob

s paraplegií byly stabilizovaný zdravotní stav a nejméně dva roky po vzniku úrazu. Dále tyto osoby již ukončily rehabilitační léčbu v subakutním stadiu a netrpěli žádnou z poruch kognitivních funkcí. Všichni probandi využívali mechanický ortopedický vozík jako způsob jejich primární lokomoce.

Studie se zúčastnilo celkem 14 osob, z toho 3 ženy a 11 mužů. U všech probandů byla za dominantní stanovena pravá horní končetina. Všichni také splnili podmínky pro zařazení do studie, a zároveň měření úspěšně dokončili.

Výzkumná práce byla schválena Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem 4/2016.

Sběr dat

Ke sběru dat byly využity tři třívektorové akcelerometry typu ActiGraph GT3X+ (ActiGraph, Pensacola, FL, USA) u každého z probandů. Jeden akcelerometr byl upnut na dorzální straně zápěstí dominantní horní končetiny, další na dorzální straně zápěstí nedominantní horní končetiny a třetí na straně nedominantní horní končetiny v oblasti pasu. Oblast pasu byla zvolena pro odfiltrování vlivu jemné motoriky a pro sjednocení umístění byla vybrána strana nedominantní horní končetiny pro všechny klienty. Zápěstní akcelerometry byly upnuty pomocí hodinkových řemíků v oblasti distálního radia a ulny, uprostřed vzdálenosti mezi processus styloideus radii a processus styloideus ulnae. Třetí akcelerometr byl uložen do textilního obalu a připevněn na oděv probanda na straně nedominantní horní končetiny v linii mezi spina iliaca anterior superior – umbilicus.

Se souhlasem vedení ParaCENTRA Fenix, z. s. (Netroufalky 787/3, 625 00 Brno) byly dle předem vybraných kritérií oslovení vhodní klienti pro zařazení do pilotní studie. Po vyplnění informovaných souhlasů byli probandi proškoleni a seznámeni s celým průběhem měření. V průběhu měsíce března roku 2018 byl zahájen samotný sběr dat. Každý z klientů obdržel obálku se svým jménem, s popisným a číselným označením, který akcelerometr má být umístěn na zápěstí (dominantní, nedominantní) a na pase, aby nedošlo k záměně dat. Po předání takovéto obálky se třemi akcelerometry byli instruováni o vhodném umístění, upnutí a následující den od předání proběhl sběr dat. Akcelerometry byly naprogramované na přesné datum měření a všichni probandi tuto lhůtu dodrželi.

Během jednoho dne akcelerometry zaznamenávaly všechna data, ale v případě osobní hygieny klientů či plavání bylo předem ustanoveno, že budou klienti své přístroje po nezbytně nutnou dobu odnímat. Fixační pásky a kapsy nejsou vhodné pro dlouhodobější smáčení ve vodě a přístroje mají omezenou schopnost voděodolnosti.

Zpracování dat

Získaná data z jednotlivých akcelerometrů byla konvertována do intervalu 30 vteřin. Poté byla v prvním případě ponechána v surovém stavu (označení counts), ve druhém případě byla dle vzorů Nightingala et al. (2014) převedena na hodnoty aktivního energetického výdeje (označení PAEE). V obou případech byla data rozřazena do skupin podle umístění akcelerometrů – dominantní, nedominantní horní končetina, pas. Ze všech získaných a přepočtených dat byly v jednotlivých skupinách odvozeny aritmetické průměry a směrodatné odchylky pro popsání variace.

Surová data získaná z jednotlivých skupin akcelerometrů byla mezi sebou porovnávána. Pro určení rozdílu hodnot dat z přístrojů na nedominantní horní končetině (tato data označena jako L-VMC) od hodnot dat z přístrojů z dominantní horní končetiny (R-VMC) bylo použito označení V_1 u každého z probandů). Rozdíly hodnot dat z přístrojů z pasu (W-VMC) od hodnot dat z akcelerometrů z dominantní horní končetiny byly označeny za V_2 . Rozdíly hodnot dat z akcelerometrů z pasu od hodnot dat z přístrojů z nedominantní horní končetiny byly pak označeny jako V_3 . Z jednotlivých skupin hodnot L-VMC, R-VMC, W-VMC a skupiny hodnot V_1 , V_2 , V_3 byly pro názornost také vypočítány aritmetické průměry a směrodatné odchylky pro všechny klienty dohromady. Hodnoty V_1 , V_2 , V_3 byly vypočítány pro přehlednost k relativně vysokým hodnotám surových dat a pro snazší orientaci v těchto skupinách hodnot.

Statistické zpracování dat bylo provedeno v programu IBM SPSS Statistics 22.0 (IBM Corp., Armonk, NY). Pro statistickou analýzu vztahu proměnných jsme využili Pearsonův korelační koeficient se stanovenou dvojitou hladinou významnosti na úrovni 0,05 a 0,01 pro surová data a 0,01 pro data PAEE.

Výsledky

Po vyhodnocení všech surových a přepočtených dat jsme pro určení rozdílu objemu habituální pohybové aktivity osob s paraplegií hodnocených pomocí akcelerometru typu ActiGraph GT3X+ upnutého na dominantním zápěstí horní končetiny a nedominantním zápěstí horní končetiny (V_1) zjistili, že surová data prokazovala dominanci pravé horní končetiny jen v polovině ze 14 případů. Přesto tyto hodnoty objemů pohybových aktivit pravé horní končetiny vykazovaly v průměru větší hodnotu dosahující 1 835 602 counts oproti nedominantní končetině, jejíž hodnoty byly 1 683 520 counts. Samotný rozdíl V_1 měl průměrnou hodnotu 152 082 counts se směrodatnou odchylkou o velikosti 322 097.

Hodnota aritmetického průměru z hodnot objemů pohybových aktivit získaných z akcelerometrů z pasů dosáhla pouze 158 532 counts. Pro V_2 je tedy průměr-

nou hodnotou 1 677 071 counts a směrodatná odchylka 579 081. Pro V_3 byla vypočítána průměrná hodnota ve výši 1 524 989 counts a směrodatná odchylka 392 371 counts.

Pro vyjádření míry korelační shody jsme získané hodnoty zanesli do tabulek a zjistili jsme, že u akcelerometrů upnutých na zápěstí dominantní horní končetiny vůči akcelerometrům upnutých v oblasti pasu se v surových datech (Tabulka 1, Obrázek 1) objevuje vysoká hodnota koeficientu korelace 0,629 ($p \leq 0,05$).

Tabulka 1

Vyjádření míry korelace surových dat Pearsonovým korelačním koeficientem pro akcelerometry upnuté na obou zápěstích a v pase

	<i>W-VMC</i>	<i>R-VMC</i>	<i>L-VMC</i>
<i>W-VMC</i>	1	0,629*	0,737**
<i>R-VMC</i>	0,629*	1	0,876**
<i>L-VMC</i>	0,737**	0,876**	1

Vysvětlivky: *W-VMC* – surová data z akcelerometrů z pasů, *R-VMC* – surová data z akcelerometrů z pravých zápěstí, *L-VMC* – surová data z akcelerometrů z levých zápěstí. * $p \leq 0,05$, ** $p \leq 0,01$

Pro hodnoty PAEE (Tabulka 2) jsme zjistili vyšší korelační shodu 0,726 ($p \leq 0,01$). V případě určování shody mezi surovými daty (Tabulka 1, Obrázek 1) z akcelerometrů z nedominantní horní končetiny vůči pasu byla hodnota koeficientu korelace nejvyšší – 0,737 ($p \leq 0,01$). Po přepočtu dat na hodnoty PAEE (Tabulka 2) byla shoda také významná 0,733 ($p \leq 0,01$).

Tabulka 2

Vyjádření míry korelace dat aktivního energetického výdeje Pearsonovým korelačním koeficientem pro akcelerometry upnuté na obou zápěstích a v pase

	<i>W-PAEE</i>	<i>R-PAEE</i>	<i>L-PAEE</i>
<i>W-PAEE</i>	1	,726**	,733**
<i>R-PAEE</i>	,726**	1	,869**
<i>L-PAEE</i>	,733**	,869**	1

Vysvětlivky: *W-PAEE* – hodnota aktivního energetického výdeje z akcelerometrů z pasů, *R-PAEE* – hodnota aktivního energetického výdeje z akcelerometrů z pravých zápěstí, *L-PAEE* – hodnota aktivního energetického výdeje z akcelerometrů z levých zápěstí. * $p \leq 0,05$. ** $p \leq 0,01$

Diskuze

Pro zjištění míry pohybové aktivity u osob s paraplegií využíváme různých metod a přístrojů, které monitorují tělesné funkce jako například respirační plyny (García-Massó, et al., 2013) či tepovou frekvenci (Hayes et al., 2005). Subjektivní hodnocení reprezentují různé typy

dotazníků uzpůsobených pro specifika pohybových aktivit osob s paraplegií, jako např. standardizovaný dotazník Leisure Time Physical Activity Questionnaire for People with Spinal Cord Injury (Martin Ginis, Hoong Phang, Latimer, & Arbour-Nicitopoulos, 2012), či adaptované polo-stukturované rozhovory, např. polostrukturovaný standardizovaný telefonický rozhovor The Physical Activity Recall Assessment for People with Spinal Cord Injury (Martin Ginis & Latimer, 2008). Pohybové snímáče se upínají jak na kolo invalidního vozíku (Cooper et al., 2002; Karmarkar et al., 2010), tak na různá místa na těle probanda (Bussmann et al., 2010; Esliger et al., 2011; García-Massó et al., 2013).

Obecně se vychází ze zásady upnutí akcelerometrů na obě zápěstí za účelem hodnocení objemu pohybových aktivit horních končetin. V případě poškození funkce jedné z horních končetin můžeme touto metodikou porovnávat objemy pohybové aktivity ke zdravé straně nebo srovnávat pohyby pažemi. Poté se tedy akcelerometry symetricky umísťují na obě paže pro možnost porovnávat záznamy snímající jejich elevaci (Amasay & Karduna, 2010).

Nightingale et al. (2014) připevnili na tělo vozíčkáře tři akcelerometry – první upínali na pravé zápěstí, druhý na pravou paži, poslední pak do oblasti pravého boku. V jejich další studii (Nightingale, Walhin, Thompson, & Bilzon, 2015) opět vycházeli z pravostranného uložení akcelerometrů na zápěstí a paži. Ani v jednom případě autoři neodůvodnili výběr fixace akcelerometrů na pravou stranu.

V dosud publikovaných studiích je zmíněno, že dominantní horní končetina je používána v komplexnějších úkolech. Studie Acuna et al. (2010) však jednoznačně stranové rozdíly neprokázala. Kutilek, Volf, Cerný a Hejda (2017) ve své studii zmiňují statisticky významné rozdíly v hodnocení třesu nedominantní horní končetiny vůči dominantní při zavřených očích, kdy nedominantní horní končetina vykazovala větší tremor vysvětlený nižší hmotností segmentů. Během chůze zdravých jedinců ale žádnou souvislost mezi dominancí horních končetin neprokázali. Stejně tomu bylo i při sledování odchylek v průběhu aktivního pohybu horních končetin během chůze zdravých probandů ve studii Dieu et al. (2016).

V naší pilotní studii jsme akcelerometry u každého z probandů upínali na obě zápěstí horních končetin a získané hodnoty porovnávali s výsledky z akcelerometru upnutého v pase, u kterého jsme předpokládali nejnižší hodnoty surových dat z důvodu snímání jen hrubé motoriky trupu. U akcelerometrů ze zápěstí jsme oproti tomu očekávali vyšší hodnoty záznamů pro jejich zapojení do lokomoce, tak i pro úkony jemné motoriky. Dle studie autorů Nightingale et al. (2014) jsme surová data také převedli na hodnoty aktivního energie

Obrázek 1 Vyjádření míry korelace hodnot surových dat získaných z akcelerometrů ze zápěstí dominantních horních končetin a pasů

Vysvětlivky: W-VMC – surová data z akcelerometrů z pasů, R-VMC – surová data z akcelerometrů z pravých zápěstí

Obrázek 2 Vyjádření míry korelace hodnot surových dat získaných z akcelerometrů ze zápěstí nedominantních horních končetin a pasů.

Vysvětlivky: W-VMC – surová data z akcelerometrů z pasů, L-VMC – surová data z akcelerometrů z levých zápěstí

tického výdeje, u kterých jsme předpokládali eliminaci jemných pohybů, které mohly být právě projevy jemné motoriky.

Vzorem naší studie byl výzkum García-Massó et al. (2013), kteří hledali optimální místo fixace akcelerometru na těle paraplegických osob. Čtyři akcelerometry umístili na obě zápěstí, nedominantní stranu pasu a nedominantní stranu hrudníku ve výši mečovitého výběžku hrudní kosti. Autoři naměřili nejvyšší korelační shodu výsledků z akcelerometrů upnutých na zápěstí nedominantní horní končetině s aktuální spotřebou kyslíku z externího spirometru.

Také Dieu et al. (2016) ve svém výzkumu posuzovali rozdíly v dominanci horních končetin při chůzi běžné populace za pomoci akcelerometrů umístěných na pravém a levém zápěstí. Výsledky neukázaly signifikantní rozdíl mezi naměřenými daty z akcelerometrů.

V naší studii jsme předpokládali průměrně vyšší hodnoty surových dat naměřených z akcelerometrů umístěných na dominantní pravé horní končetině, neboť akcelerometry zachytily i drobné odchylky, které právě mohly znamenat projevy jemné motoriky s pravostrannou preferencí. Hodnoty objemů surových dat z akcelerometrů upnutých na pravých horních končetinách jednoznačně převyšovaly hodnoty objemů surových dat z akcelerometrů fixovaných v pasech. Z toho vyplývá rozdílné zapojení částí trupu a končetin v rámci hrubé a jemné motoriky. Vyšší míra korelační shody byla zjištěna při porovnání hodnot surových dat mezi nedominantní horní končetinou a pasem. Z toho usuzujeme, že optimální místo fixace akcelerometru je právě na nedominantním zápěstí.

Sovák (1985) uvádí, že vyšší stupeň laterality vykazují právě praváci. Do příští rozsáhlejší studie by však bylo vhodné zařadit i probandy s dominantní levou horní končetinou, jejichž lateralita nebývá mnohdy tak jednoznačně definovaná.

Závěry

Analýza výsledků poukázala na nejednoznačnou dominanci pravé horní končetiny při habituálních pohybových aktivitách testovaných probandů. Statisticky nejvýznamnější korelační shoda byla zaznamenána mezi objemy surových dat z akcelerometrů nedominantních horních končetin a z akcelerometrů z pasů. Statisticky významná však byla i korelační shoda mezi surovými daty akcelerometrů dominantních horních končetin a pasů. Surová data po přepočtu dle vzorce pro výpočet aktivního energetického výdeje ale poukázala na značné rozdíly v získaných hodnotách a pro posouzení laterality horních končetin nebyly tyto výpočty rozhodující. Jako optimální místo fixace akcelerometru ActiGraph GT3X+ pro snímání habituální pohybové aktivity paraplegiků bylo tedy určeno zápěstí nedominantní horní končetiny pro eliminaci vlivů jemné motoriky oproti dominantní horní končetině.

Při hledání optimálního místa pro fixaci akcelerometrů je také důležité brát v potaz subjektivní hodnocení samotného probanda. Někteří probandi z naší studie uváděli mírný diskomfort při manuálním pohonu ortopedického vozíku jednak při průjezdu dveřním prostorem (akcelerometry zvětšovaly funkční šíři vozíku), nebo při přesunu do automobilu (akcelerometr upnutý v pase bránil dostatečné flexi a úklonu trupu). Mimo jiné u astenických probandů kapsa s uloženým akcelerometrem v pase způsobovala nepříjemné otlaky v místě fixace.

Na závěr lze konstatovat, že testované osoby s paraplegií se sice označily za praváky, ale nutně to neznamená jejich vyhraněnou pravorukost. V průběhu odběru dat pomocí akcelerometrů se tedy na laterální preferenci nebo dominanci horních končetin nezaměřujeme. Pokud bychom se však konkrétně věnovali testování míry vyhraněnosti laterální dominance, bylo by nutné provést cílené testování ještě před samotným sběrem dat z akcelerometrů.

Tato studie a z ní vyplývající informace mohou poskytnout rozšiřující náhled na problematiku hodnocení pohybové aktivity u osob s paraplegií. Dále mohou také posloužit jako podklad dalším studiím, které by se vlivem laterality na hodnocení habituální pohybové aktivity u paraplegiků zabývaly v širším kontextu.

Reference

- Acuna, M., Amasay, T., & Karduna, A. R. (2010). The reliability of side to side measurements of upper extremity activity levels in healthy subjects. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 168. doi: 10.1186/1471-2474-11-168
- Akbal, A., Kurtaran, A., Selçuk, B., & Akyüz, M. (2013). H-FABP, cardiovascular risk factors, and functional status in asymptomatic spinal cord injury patients, *Herz*, 38, 629–635. doi: 10.1007/s00059-013-3779-1
- Baňárová, P. S., Černický, M., & Malay, M. (2016). *Kineziologie: Pohyb ako základný prejav života*. Brno: Masarykova univerzita; Trenčianska univerzita Alexandra Dubčeka v Trenčíne.
- Bassett, D. R. Jr., Rowlands, A. V., & Trost, S. G. (2012). Calibration and validation of wearable monitors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(1), 32–38. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182399cf7
- Bryce, T. N. (2010). *Spinal Cord Injury*. New York, USA: Demos Medical.
- Bussmann, J. B. J., Kikkert, M. A., Sluis, T. A. R., Bergen, M. P., Stam, H. J., & Berg-Emons, van den, H. J. G. (2010). Effect of wearing an activity monitor on the amount of daily manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 48, 128–133. doi: 10.1038/sc.2009.72
- Cintas, H. L., Parks, R., Don, S., & Gerber, L. (2011). Brief Assessment of Motor Function: Content validity and reliability of the Upper Extremity Gross Motor Scale. *Physical & Occupational Therapy In Pediatrics*, 31(4), 440–450. doi: 10.3109/01942638.2011.572148
- Cooper, R. A., Thorman, T., Cooper, R., Dvorznak, M. J., Fitzgerald, S. G., Ammer, W., ... & Boninger, M. L. (2002). Driving characteristics of electric-powered wheelchair users: How far, fast, and often do people drive? *Archives of*

- Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(2), 250–255. doi: 10.1053/apmr.2002.28020
- Coulter, E. H., Dall, P. M., Rochester, L., Hasler, J. P., & Granat, M. H. (2011). Development and validation of a physical activity monitor for use on a wheelchair. *Spinal Cord*, 49, 445–450. doi: 10.1038/sc.2010.126
- Culhane, K. M., O'Connor, M., Lyons, D., & Lyons, G. M. (2005). Accelerometers in rehabilitation medicine for older adults. *Age and aging*, 34, 556–560. doi: 10.1093/ageing/afi192
- Čápková, J. (2016). *Od posturální ontogeneze k terapeutickému konceptu*. Ostrava: Repronis.
- Dieu, O., Mikulovic, J., Fardy, P. S., Bui-Xuan, G., Béghin, L., & Vanhelst, J. (2016). Physical activity using wrist-worn accelerometers: Comparison of dominant and non-dominant wrist. *Scandinavian Society of Clinical Physiology and Nuclear Medicine*, 37(5), 525–529. doi: 10.1111/cpf.12337
- Esliger, D. W., Rowlands, A. V., Hurst, T. L., Catt, M., Murray, P., & Eston, R. G. (2011). Validation of the GENE Accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(6), 1085–1093. doi: 10.1249/MSS.0b013e31820513be
- García-Massó, X., Serra-Ano, P., García-Raffi, L. M., Sanchez-Perez, E. A., Lopez-Pascual, J., & Gonzalez, L. M., (2013). Validation of the use of Actigraph GT3X accelerometers to estimate energy expenditure in full time manual wheelchair users with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 51, 898–903. doi: 10.1038/sc.2013.85
- Harvey, L. A. (2007). *Management of spinal cord injuries. A guide for physiotherapist*. London, UK: Churchill Livingstone.
- Hayes, A. M., Myers, J. N., Ho, M., Lee, M. Y., Perakash, L., & Kiratli, B. J. (2005). Heart rate as a predictor of energy expenditure in people with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 42(5), 617–624. doi: 10.1682/JRRD.2004.12.0150
- Hiremath, S. V., & Ding, D. (2011). Evaluation of activity monitors in manual wheelchair users with paraplegia. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 34(1), 110–117. doi: 10.1179/107902610X12911165975142
- Hiremath, S. V., Intille, S. S., Kelleher, A., Cooper, R. A., & Ding, D. (2015). Detection of physical activities using a physical activity monitor system for wheelchair users. *Medical Engineering & Physics*, 37, 68–76. doi: 10.1016/j.medengphy.2014.10.009
- Karmarkar, A. M., Collins, D. M., Kellner, A., Ding, D., Oyster, M., & Cooper, R. A. (2010). Manual wheelchair related mobility characteristics of older adults in nursing homes. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 5(6), 428–437. doi: 10.3109/17483107.2010.481346
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Česká republika: Galén.
- Kutilek, P., Volf, P., Cerny, R. & Hejda, J. (2017). The application of accelerometers to measure movements of upper limbs: Pilot study, *Acta Gymnica*, 47(1), 24–32. doi: 10.5507/ag.2017.003
- Martin Ginis, K. A., Hoong Phang, S., Latimer, A. E., & Arbour-Nicitopoulos, K. P. (2012). Reliability and validity tests of the leisure time physical activity questionnaire for people with spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93, 677–682. doi: 10.1016/j.apmr.2011.11.005
- Martin Ginis, K. A., Jetha, A., Mack, D. E., & Hetz, S. (2010). Physical activity and subjective well-being among people with spinal cord injury: A meta-analysis. *Spinal Cord*, 48, 65–72. doi: 10.1038/sc.2009.87
- Martin Ginis, K. A., & Latimer, A. E. (2008). *PARA-SCI administration and scoring manual*. Hamilton, Canada: McMaster university.
- Nightingale, T. E., Walhim, J.-P., Thompson, D., & Bilzon, J. L. J. (2014). Predicting physical activity energy expenditure in manual wheelchair users. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 46, 1849–1858. doi: 10.1249/MSS.0000000000000291
- Nightingale, T. E., Walhin J.-P., Thompson, D., & Bilzon, J. L. J. (2015). Influence of accelerometer type and placement on physical activity energy expenditure prediction in manual wheelchair users. *PloS one*, 10(5), e0126086. doi: 10.1371/journal.pone.0126086
- Pfeiffer, J., & Votava, J. (1983). *Rehabilitace s využitím techniky*. Praha: Avicenum.
- Postma, K. Berg-Emons, van den, H. J. G., Bussmann, J. B. J., Sluis, T. A. R., Bergen, M. P., & Stam, H. J. (2005). Validity of the detection of wheelchair propulsion as measured with an Activity Monitor in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43, 550–557. doi: 10.1038/sj.sc.3101759
- Sovák, M. (1985). *Výchova leváků v rodině* (7th ed.). Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Česká společnost pro míšní léze ČLS JEP. (2016). *Statistika počtu pacientů na spinálních rehabilitačních jednotkách 2005–2013*. [online] Retrieved from https://www.spinalcord.cz/_userfiles/dokumenty/statistiky/statistika-poctu-pacientu-na-spinálních-rehabilitačních-jednotkách-2005-2013.pdf
- Strath, S. J., Pfeiffer, K. A., & Whitt-Glover, M. C. (2012). Accelerometer use with children, older adults, and adults with functional limitations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(1), 77–85. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182399eb1
- Štěpánová, J., Kudláček, M., & Bednaříková, M. (2017). Metody analýzy pohybové aktivity osob s transverzální míšní lézí: Přehledová studie. *Tělesná kultura*, 39(1), 27–34. doi: 10.5507/tk.2015.013
- World Health Organization (2002). *The World health report 2002: Reducing risks promoting healthy life*. Geneva: WHO.
- Zäch, G. A., & Koch, H. G. (2006). *Paraplegie: Ganzheitliche rehabilitation*. Basel: Karger. doi: 10.1159/isbn.978-3-318-01255-2

Assessment of the influence of upper limb dominance on the evaluation of the volume of physical activity of persons with paraplegia using the ActiGraph GT3X+ accelerometer

Background: Mobility of persons with spinal cord injury in Th1-L2 area is primarily assured by manual wheelchair propulsion. It has not been exactly determined yet which methods have to be used to evaluate the volume and the intensity of their physical activity. **Objective:** The principal aim of this study was to characterize the influence of upper limb dominance in paraplegic persons on the evaluation of the volume of physical activity measured with the ActiGraph GT3X+ accelerometer in habitual conditions. The secondary aim was to determine the optimal fixation position of the accelerometer during the measurement of the habitual physical activity. **Methods:** The study involved 14 subjects, 3 women and 11 men, all of them with a dominant right upper limb. Each of them wore three accelerometers simultaneously, one each on the non-dominant wrist and dominant wrist and one on the waist on course of one day. The data obtained from the accelerometers were used in raw, not adapted numbers. In the second version, the data were calculated as units of active energy output. **Results:** The results showed arguable dominance of the right upper limbs during physical activity in habitual conditions. The results of the correlation match indicated the highest similarity between the raw data obtained from accelerometers fixed in the waist with the data from accelerometers fixed in the wrist of the non-dominant upper limb 0,737 ($p \leq 0,01$). **Conclusions:** The wrist of the non-dominant upper limb was determined as the optimal fixation point for the ActiGraph GT3X+ accelerometer for reading the habitual physical activity of paraplegics.

Keywords: transversal spinal lesions; laterality; dominance; accelerometer; physical activity