

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

Fakulta tělesné kultury

ANALÝZA SVALOVÉ AKTIVITY SKATEBOARDOVÉHO SKOKU OLLIE

Diplomová práce

Autor: Bc. Michal Vorlíček, učitelství pro střední školy,
tělesná výchova – geografie

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2013

Jméno a příjmení autora: Bc. Michal Vorlíček
Název diplomové práce: Analýza svalové aktivity skateboardového skoku Ollie
Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii
Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
Rok obhajoby bakalářské práce: 2013

Abstrakt:

Dobré zvládnutí základního skoku Ollie je nezbytné pro rozvoj dalších skoků ve skateboardingu. V literatuře nalezneme minimum vědecky podložených poznatků, které by popisovaly rozdíly ve svalové aktivitě u různé úrovně provedení tohoto skoku. Cílem této práce bylo charakterizovat svalovou aktivitu u základního skateboardového skoku Ollie a porovnat tuto aktivitu s těžší modifikací výskoku switchstance Ollie (stejný skok, ale opačné postavení končetin).

Měření se zúčastnilo 10 mužů ve věku 18 – 25 let, s průměrnou výškou 175 cm a hmotností 70 kg s několikaletými zkušenostmi s jízdou na skateboardu. Každý proband absolvoval 3 měřené skoky Ollie a poté 3 skoky switchstance Ollie, ve kterém se zamění přední a zadní dolní končetina. Snímání svalové aktivity bylo prováděno pomocí bezdrátových elektrod systému Delsys.

Skok byl rozdělen do čtyř fází, vymezených pěti klíčovými okamžiky. Svalová aktivita byla měřena u svalů: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. semitendinosus a m. gluteus medius. Významně vyšší aktivitu vykazoval m. gastrocnemius medius a m. rectus femoris na zadní dolní končetině při switchstance Ollie během fáze odrazu a m. tibialis anterior a m. semitendinosus na přední dolní končetině při Ollie během fáze dopadu.

Z výsledků porovnání svalové aktivity u obou skoků plyne, že v případě switchstance Ollie, jsou pohyby dolních končetin méně koordinované, svalová práce dolních končetin je neekonomická a excentrická kontrola pohybu je nedostatečná.

Klíčová slova: skateboarding – elektromyografie – switchstance Ollie – Ollie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Autor's first name and surname: Bc. Michal Vorlíček
Title of the thesis: Analysis of muscle activity during skateboard jump Ollie
Department: Department of Nature science in Kinantropology
Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.
The year of presentation: 2013

Abstract:

Correct mastering of a basic jump Ollie is essential for development of other jumps in skateboarding. Minimum of scientifically proved knowledge that describes the difference in muscular activity on various levels of this jump performance can be found in literature. The goal of this thesis is to characterize muscular activity in terms of the basic skateboard jump Ollie and to compare this activity with a more difficult modification of the leap switch stance Ollie (the same jump but reversed position of limbs).

10 men experienced in skateboarding for several years, aged 18-25 took part in the research, average height 175 cm and weight 70 kg. Every respondent participated in 3 measured Ollie jumps and after that 3 Ollie switch dance jumps. In case of the last-mentioned front and back lower limbs are switched. The scanning of muscular activity was carried out by the electrode system Delsys.

The jump was divided into four stages defined with five crucial moments. Muscular activity was measured in following muscles: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. rectus femoris, m. semitendinosus and m. gluteus medius. Significantly bigger activity was shown by m.gastrocnemius medius and m. rectus femoris on lower back limb during the take-off phase of switch dance Ollie and by m. tibialis anterior and m. semitendinosus on lower front limb during the landing phase of Ollie.

As a result of comparison of muscular activity of both jumps we can claim that in case of switch dance Ollie the movement of lower limbs is less coordinated, the muscular activity of lower limbs is uneconomic and eccentric movement control is insufficient.

Keywords: skateboarding – electromyography – switchstance Ollie – Ollie

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod dohledem
Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D., s použitím pramenů uvedených v seznamu literatury.

V Olomouci dne 23. dubna 2013

.....

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi PhD. a Mrg. Markétě Procházkové za poskytnutí cenných informací v oblasti biomechaniky a elektromyografie a katedře přírodních věd v kinantropologii za vypůjčení technického vybavení.

V Olomouci dne 23. dubna 2013

.....

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 SYNTÉZA POZNATKŮ	10
2.1 Rozdělení základních skoků ve skateboardingu	10
2.1.1 Ollie – předchůdci dnešní realizace.....	10
2.1.2 Ollie	11
2.1.3 Switchstance Ollie.....	12
2.1.4 Fakie Ollie	13
2.1.5 Nose Ollie (Nollie)	13
2.1.6 Frontside Ollie.....	14
2.1.7 Backside Ollie	15
2.2 Analýza skoků ve skateboardingu	16
2.3 Základní techniky a metodika jízdy na skateboardu	20
2.3.1 Držení těla	21
2.3.2 Paže	21
2.3.3 Odraz	21
2.3.4 Jetting	21
2.3.5 Základní princip zatáčení	22
2.3.6 Brzdění	22
2.3.7 Gyration.....	22
2.4 Elektromyografie	23

2.4.1 Záznam z nervu a svalu	23
2.4.2 Přístrojové zpracování signálu	24
2.4.3 Obecné zásady provádění elektromyografických měření	24
2.4.4 Hodnocení elektromyografického signálu.....	25
2.4.5 Analýza a zpracování signálu	25
2.4.6 Normalizace signálu EMG	28
3 CÍLE A HYPOTÉZY	30
3.1 Hlavní cíl	30
3.2 Dílčí cíl	30
3.3 Úkoly práce	30
3.4 Výzkumné otázky	30
4 METODIKA	31
4.1 Subjekty.....	31
4.2 Použité metody a technické vybavení	31
4.3 Průběh měření	31
4.4 Zpracování dat.....	33
5 VÝSLEDKY	35
6 DISKUZE	44
7 ZÁVĚR.....	46
8 SOUHRN.....	47
9 SUMMARY.....	48
10 REFERENČNÍ SEZNAM	49

10 PŘÍLOHY	50
10.1 Seznam vyobrazení a grafů	51

1 ÚVOD

Pro mnoho lidí po celém světě je skateboard koníčkem nebo dopravním prostředkem, ti nejlepší se účastní i soutěží. Při závodech porotci hodnotí vynalézavost soutěžících, předvedené akrobatické triky a skoky a zvládnutí techniky jízdy přes různé překážky.

O skateboarding se zajímají bohatí sponzoři i média, protože prestižní mezinárodní soutěže přitahují vždy spoustu diváků na tribuny a k televizním obrazovkám. Tak proč se tomuto sportu nevěnovat i na poli vědy?

Tato diplomová práce volně navazuje na bakalářskou práci Skateboarding – kinematická analýza základního skoku. Z ohlasů na tuto bakalářskou práci se autor utvrdil v tom, že je skateboarding opravdu aktuálním a zajímavým tématem. Dále bylo ověřeno, že je možné tento sport zkoumat i v laboratorních podmínkách biomechanické laboratoře.

Zatímco v bakalářské práci byl základní skok Ollie podrobně popsán zvnějšku kinematickou analýzou, v této diplomové práci se autor zaměřil na popis tohoto pohybu z pohledu svalové aktivity a zapojení jednotlivých svalů dolních končetin.

Zajímalo mne, v čem se skrývá podstata úspěchu. Čím je zkušený skater odlišný od začátečníka? Co při daném pohybu dělá jinak? Jaké svaly zapojuje intenzivněji, které dříve a které jsou více relaxované? Pokusil jsem se odhalit, co z motorické kontroly dolních končetin stojí za úspěšným přeskočením překážky, úspěšným dopadem a celkovým precizním zvládnutím základního skoku Ollie. Vždyť tato znalost může v dnešní době velmi prestižních skateboardových závodů udělat z neúspěšných úspěšné. Odpovědi na tyto otázky nabízí laboratorně zpracovaná analýza svalové aktivity dolních končetin.

Pro tento výzkum jsem si vybral metodu EMG analýzy. Zkušeným skaterům byla při výskoku měřena elektrická aktivita v pěti vybraných svalech na obou dolních končetinách. Tato aktivita byla měřena jak při přeskoku překážky ve svém obvyklém postavení (regular či goofy), tak v postoji zvaném switchstance, neboli druhou nohou vpřed. Tyto dvě naměřené hodnoty jsme dále porovnávali a hledali rozdíly v intenzitě svalové aktivity. Na základě těchto rozdílů jsme vytvořili tréninková doporučení do skateboardové praxe.

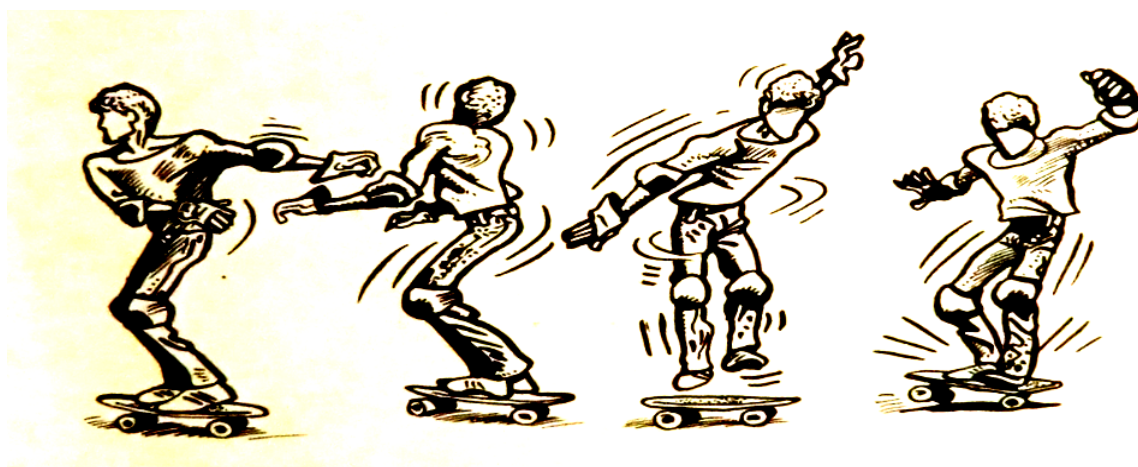
2 SYNTÉZA POZNATKŮ

2.1 Rozdělení základních skoků ve skateboardingu

2.1.1 Ollie – předchůdci dnešní realizace

Výskok s obrátkou

Podobně jako obrátka na desce je cvik odvozen od chůze – vlastní obrat provedeme po odrazu. Švih v pažích a rotace v těle nám umožní celý obrat o 360 stupňů nad deskou (obr. 1). Nacvičujeme nejdříve na zemi, a jakmile získáme jistotu v provedení, nacvičujeme na desce skateboardu. Při obrátce, podobně jako při obratech se skateboardem, stojíme vzpřímeně – odraz vzniká v celém těle najednou, při rotaci a při dopadu vyvažujeme pažemi. Dopad se snažíme změkčit povolením v kolenou – nesmíme zapomínat, že dopadáme na desku, která stojí na kolečkách. Rovněž obraty můžeme nacvičovat v klidu nebo za jízdy, ale vždy na rovném terénu (Fára, 1983).



Obrázek 1. Schéma výskoku s obrátkou (upraveno podle Fára, 1983)

Skok s deskou (žabí skok)

Se skateboardem je možné i skákat, jak při jízdě na rovné ploše, tak přes překážky, nebo z nájezdového můstku. Skok s deskou nacvičujeme za jízdy. Desku přidržujeme na kraji rukama (obr. 2). Po rozjezdu se maximálně pokrčíme a odrazíme. Desku neustále přidržujeme pod chodidly. Délka skoku a výška skoku je závislá na rychlosti a síle odrazu. Zpočátku nám

bude dělat potíže odraz, pro omezenou možnost pohybu. S deskou můžeme přeskakovat malé překážky nebo terénní nerovnosti. Skok s deskou můžeme také provádět z nízkého nájezdního můstku. Ale pozor, dopad na kolečka je již náročný na vyrovnání těžiště a také větší výška dopadu může deformovat nebo i poškodit části skateboardu. Skoky s deskou, někdy i s obratem, se ujaly v jízdě ve skate-parku. Skoky je třeba hodně cvičit, není možné nechat průběh náhodě. Dáváme pozor na práci s těžištěm, snažíme se získat jistotu při jízdě s držetím desky za okraj (Fára, 1983).



Obrázek 2. Schéma žabího skoku (upraveno podle Fára, 1983)

2.1.2 Ollie

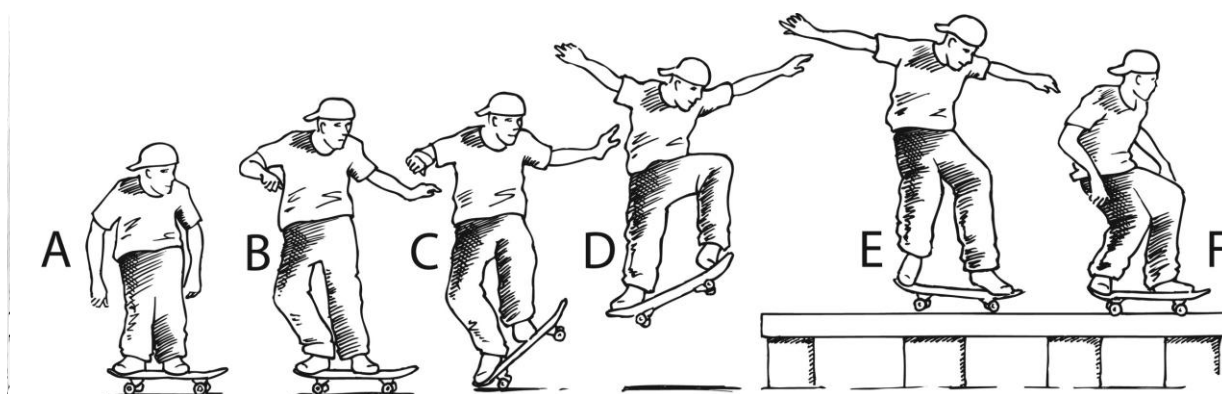
Ollie je základním trikem celého skateboardingu. Bez zvládnutí tohoto triku se budete jen velmi těžko učit další obtížnější triky. Jak ho tedy udělat? Nejdříve ho můžete zkusit na rovné zemi v klidu, bez jízdy, a potom rovnou v jízdě (Vorlíček, 2011).

Pozice

Když budete zkoušet Ollie, mějte svoji přední nohu přibližně za polovinou skateboardu a zadní nohu na konci jeho tailu (patky). Když budete mít ze začátku přední nohu blíže k polovině prkna, bude se vám Ollie lépe táhnout a zvedat prkno ze země. Vaše váha by přitom měla být z větší části na vaší přední noze (Karas, 2004).

Technika

Tento trik spočívá v přenosu rotační energie na energii pohybu ve vertikálním směru, který probíhá ve dvou fázích. V první fázi je důležitá práce zadní končetiny, která současně s vertikálním výskokem stlačí tail (koncovou část skateboardu) tak prudce dolů, až se dotkne země. „Tato síla vyvinutá na patku skateboardu zapříčiní, že prkno a jezdec opustí podložku. Velikost této hnací síly je v průměru $1614.7 \text{ N} \pm 118.6 \text{ N}$ ” (Frederic a kol., 2006). V druhé fázi pohybu pracuje noha přední. Jak přední část skateboardu začne stoupat, přední noha zachytí tento pohyb a celou plochou vnější hrany boty se začne třít po gripu směrem vzhůru a vpřed. Ve vzduchu se pak jezdec snaží srovnat nohy tak, aby při dopadu stál na šroubech podvozků a váhu měl rovnoměrně rozloženou na obě nohy (Vorlíček, 2011).



Obrázek 3. Diagram techniky Ollie. Rotace skateboardu kolem zadní nápravy (B-C). Kontrola letové trajektorie a orientace skateboardu (D). Přistání na skateboard (E-F) (upraveno podle Frederick a kol., 2006)

2.1.3 Switchstance Ollie

Tento trik je spíše pro pokročilé jezdce, kteří již dobře zvládají jízdu dopředu na svoji přirozenou nohu a nyní se chtějí naučit jízdu dopředu na svou druhou nohu. Je dobré, pokud jezdci, kteří se chtějí naučit switchstance Ollie, zvládají alespoň trochu nose Ollie, tedy Ollie prováděné přes přední nohu jezdce.

Pozice a postup je stejný jako při normálním Ollie. Rozdíl je v prohození nohou pro táhnutí a odraz triku. Mnoho jezdců si při switchstance Ollie pomáhá šikmější pozicí špičky zadní nohy proti směru jízdy a tailu prkna (Karas, 2004).

2.1.4 Fakie Ollie

Fakie Ollie je stejné jako nose Ollie s jedním základním rozdílem, a to že jezdec má prohozené postavení dolních končetin. Díky tomuto faktu by se trik mohl nazývat taktéž switchstance nose Ollie. Tento trik je velmi důležitý pro zvládnutí dalších triků z postavení zvaného fakie.

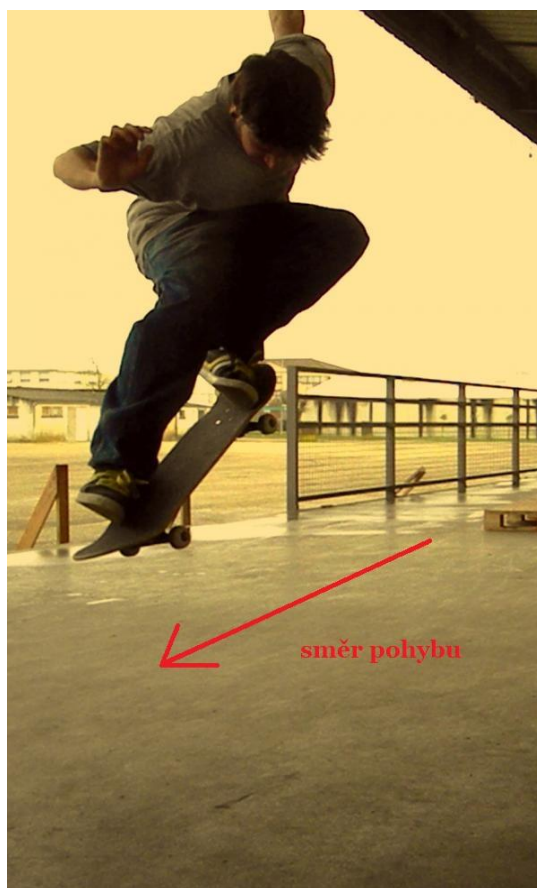
Rozjezd na tento trik je realizován z postavení switchstance, jezdec má tedy vpředu svou nedominantní dolní končetinu. Jezdec je na prkně posunut směrem ve směru jízdy. Přední nohou stojí na přední části skateboardu (nose). Zadní noha je situována zhruba v polovině desky.

Z tohoto postavení zahájíme klasické Ollie. Přední noha (nedominantní) zahajuje odraz stlačením přední části prkna a zadní noha provede klasické vytažení prkna do výšky. Toto tažení prkna vzhůru je možno díky abnormálnímu tření, které umožňuje povrch prkna – grip.

2.1.5 Nose Ollie (Nollie)

Tato forma výskoku je opět velmi podobná jako fakie Ollie. Jediný rozdíl je zde ve výchozím postavení nohou. Nollie je těžší varianta výskoku, jelikož vůdčí nohou je zde vaše noha nedominantní.

Jezdec se rozjede ve svém základním postavení s dominantní nohou vpředu. Tato noha se v průběhu rozjezdu posune na špičku prkna, čímž se z nohy vedoucí změní na nohu odrazovou (obr. 4).



Obrázek 4. Praktické provedení nose Ollie (upraveno podle Noir, 2012)

Impuls k odrazu udává dominantní noha stojící na špičce prkna a noha nedominantní umístěná zhruba v polovině skateboardu se začne posouvat po gripu směrem vzhůru a tím se jezdec i se skateboardem odlepí od země.

2.1.6 Frontside Ollie

Frontside Ollie je Ollie s rotací těla i skateboardu o 180 stupňů (obr. 5). Jezdec se ve vzduchu otáčí tak, že jeho obličej je během rotace ve směru jízdy. Při postoji levou nohou vpřed se jezdec otáčí proti směru hodinových ručiček. Postavení nohou je stejné jako při Ollie. Při výskoku začne jezdec frontsidovou rotací. Rotaci začíná hlava a ramena, poté trup a nakonec dolní končetiny. Po rotaci o 180 stupňů se jezdec soustředí na dopad a odjíždí původně zadní nohou vpřed (switchstance) (Vorlíček, 2011).



Obrázek 5 Praktické provedení triku frontside Ollie (upraveno podle Positive, 2007)

2.1.7 Backside Ollie

Stejně jako frontside Ollie, je backside Ollie výskok s rotací o 180 stupňů. Jediný rozdíl je ve směru rotace. Při jízdě levou nohou vpřed se jezdec otáčí po směru hodinových ručiček, neboli za špičkou přední nohy (obr. 6).



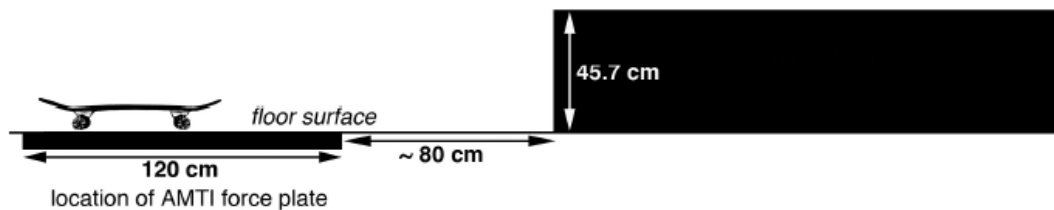
Obrázek 6. Praktické provedení triku backside Ollie (upraveno podle Jow, 2013)

Přední noha je před zahájením pohybu posunuta lehce k zadní hraně skateboardu. Po odrazu přichází fáze rotace. Rotaci opět začíná hlava a ramena. V nejvyšším bodě výskoku by měla být jezdcova záda ve směru jízdy. V druhé fázi letu dokončí jezdec rotaci o 180 stupňů tak, že protlačí původně zadní nohu na místo nohy přední. Při dopadu rozkládá jezdec váhu rovnoměrně na obě dolní končetiny (Vorlíček, 2011).

2.2 Analýza skoků ve skateboardingu

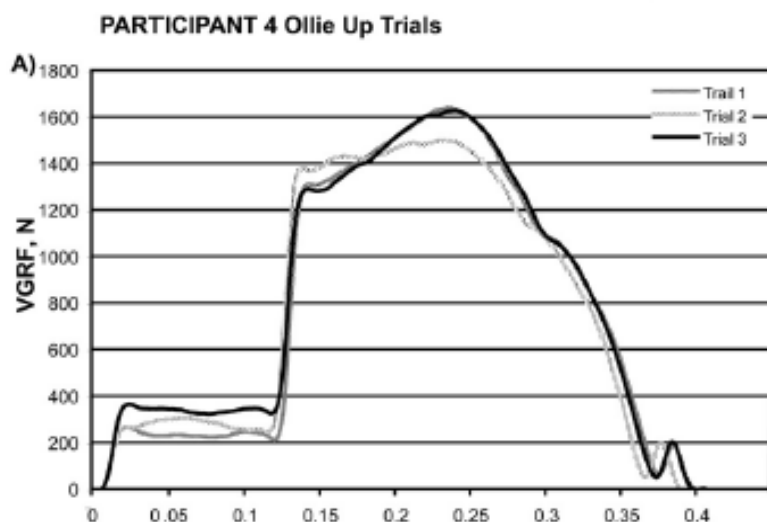
Jedním z článků, kde se můžeme dočíst o zkoumání elektrické aktivity ve svalech dolních končetin u skateboardistů, je studie Crocketta a Jensena (2007) nazvaná Kinematická analýza a svalová aktivita skateboardového odrazu u zkušených jezdců. Autoři zkoumali, kolikrát za minutu se musí jezdec na skateboardu odrazit nohou od země za jednu minutu, aby dosáhl požadované rychlosti. Tento pohyb byl zkoumán jak kinematicky, tak byla prováděna elektromyografická analýza na vybraných svalech. V tomto případě se jednalo o svaly: gastrocnemius medialis, tibialis anterior, rectus femoris a semitendinosus.

V jiné studii (Frederic, 2006) byla zkoumána reakční síla podložky při dvou typech skoku Ollie. V prvním případě skákalo 10 profesionálních jezdců Ollie na překážku. Ve druhém případě skákali jezdcí Ollie down – z překážky dolů (obr. 7).

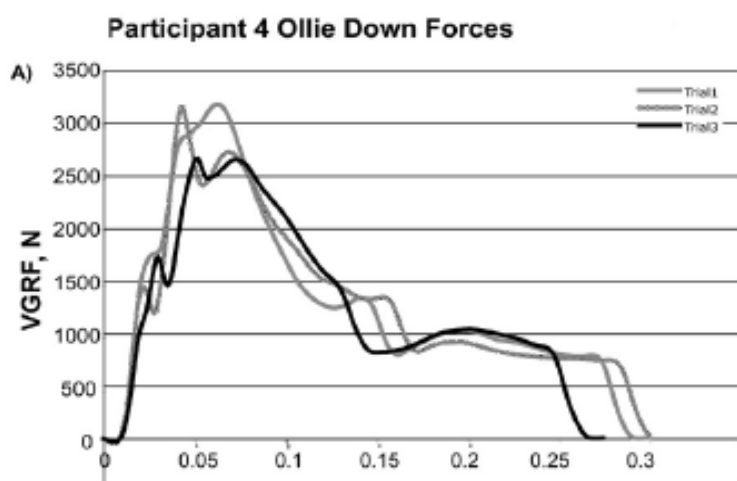


Obrázek 7. Schéma prostoru měření (upraveno podle Frederic, 2006)

Na silových plošinách byly naměřeny reakční síly podložky. Na obrázku 8 je znázorněn průběh reakční síly podložky v čase během skoku Ollie Up (výskok na překážku). Druhým sledovaným skokem bylo Ollie Down – neboli seskok dolů z překážky. Na obrázku 9 můžeme vidět průběh reakční síly podložky během tohoto skoku.



Obrázek 8. Graf průběhu reakční síly podložky – Ollie Up (upraveno podle Frederic, 2006)

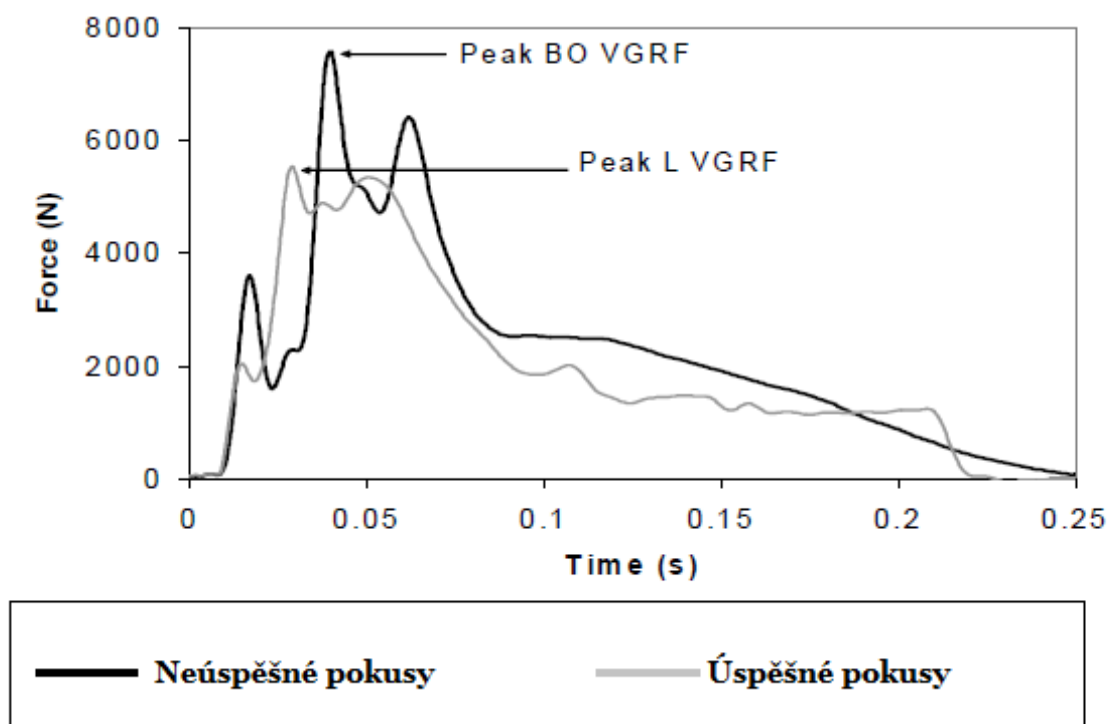


Obrázek 9. Graf průběhu reakční síly podložky – Ollie Down (upraveno podle Frederic, 2006)

Tyto síly byly porovnávány s daty získanými z podobných výzkumů v jiných sportech (dopad u volejbalu, basketbalu, běhu, gymnastiky). Bylo zjištěno, že nejvíce se dopad na skateboardu podobá dopadu na přeskočce ve sportovní gymnastice. Dopady jsou si podobné jak vznikajícími silami, tak nutností obnovení rovnováhy okamžitě po dopadu. Jediný zásadní rozdíl je, že u gymnastů se váha těla postupně rozloží od palce na noze po patu, ale u skateboardingu, kde pata nestojí na prkně, je veškerá síla soustředěna do oblasti metatarsů. Tento výzkum byl financován vývojem nové skateboardové obuvi, která se zaměřuje na ochranu přední části chodidla.

Velmi podobnou studii prezentovali autoři Determan, Frederic a Cox (2004) pracující pod záštitou Sole Technology Institute sídlící v Americkém městě Lake Forest. V experimentu s názvem „Impact forces during skateboarding landings“ byla zkoumána opět reakční síla podložky při skateboardovém dopadu. Hlavním cílem studie bylo zjistit, jak se liší reakční síly u úspěšného provedení triku a v případě neúspěšného pokusu (obr. 10).

V biomechanické laboratoři bylo nainstalováno šikmé zábradlí vhodné pro sleidové triky na skateboardu (jezdec klouže na prkně po zábradlí). Pod zábradlí v místě dopadu byla instalována silová plošina. Deset profesionálních jezdců předvedlo 3 úspěšné a 3 neúspěšné pokusy. V případě úspěšného pokusu jezdec dopadá na sleidu na prkno a odjíždí od překážky. V případě neúspěšného pokusu jezdec na zábradlí odkopává svůj skateboard a pod zábradlí dopadá na dolní končetiny.



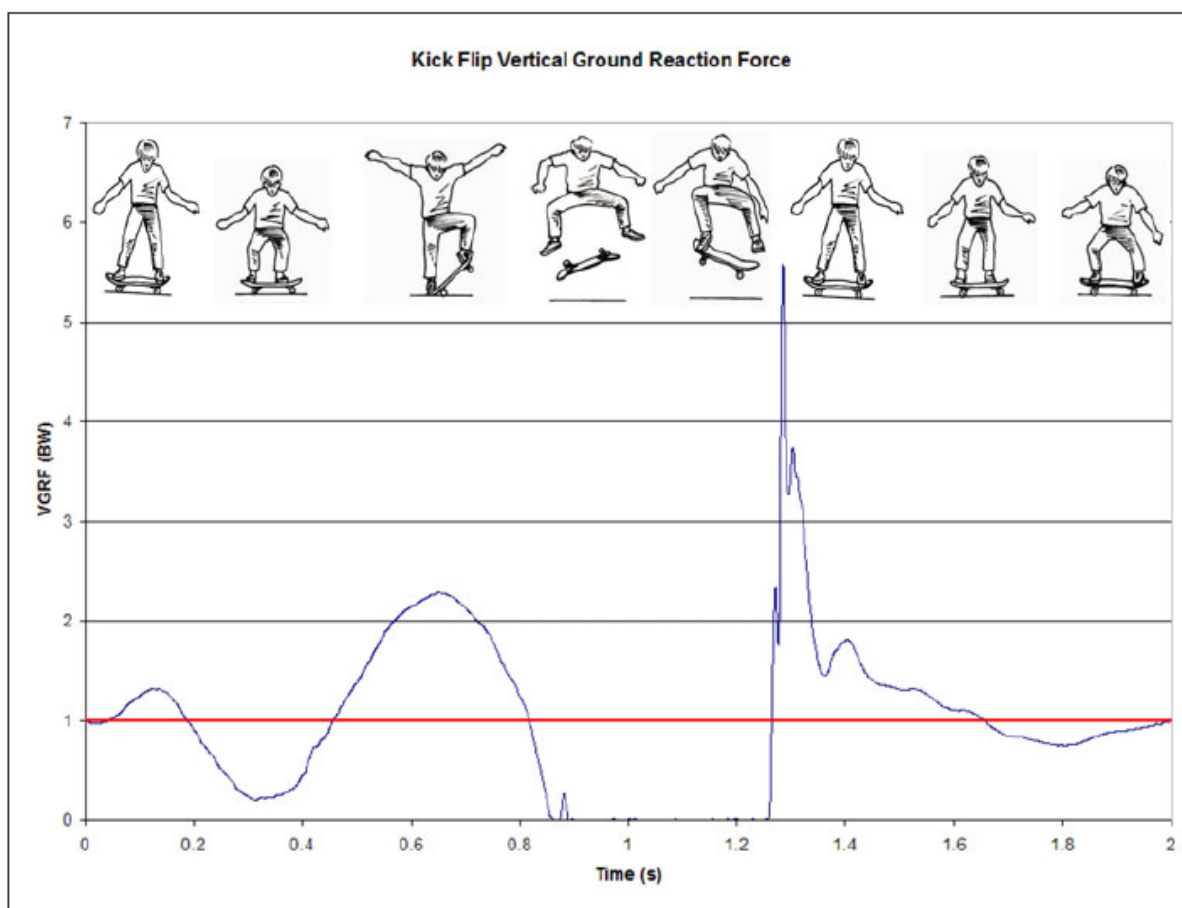
Obrázek 10. Graf reakční síly podložky dle úspěšnosti pokusů (upraveno podle Determar a kol., 2004)

Z výsledného grafu je zřejmé, že v případě neúspěšných pokusů (dopadu na nohy) jsou reakční síly podložky mnohem větší a zatížení svalového, šlachového a kosterního aparátu je větší, než u pokusů úspěšných.

Velkou roli zde hrají zkušenosti jezdce a tzv. pádová technika. Umění tlumení dopadů z velkých výšek. V každém případě jsou síly zde vznikající enormní, v porovnání s ostatními sporty, a vývoj skateboardového vybavení směrem k ochraně zdraví jezdců je bezesporu velmi důležitý.

Poslední vybraná studie se zabývá dynamickou analýzou skateboardového skoku zvaného Kickflip. U tohoto skoku se skateboard ve vzduchu protočí o 360 stupňů kolem vertikální osy a jezdec pak na svůj skateboard dopadá a odjíždí.

V tomto případě skákalo 10 profesionálních jezdců Kickflip z místa a místem odrazu a zároveň dopadu byla silová plošina. Z grafu (obr. 11) jsou jasně čitelné výsledné hodnoty reakčních sil podložky při tomto skateboardovém skoku.

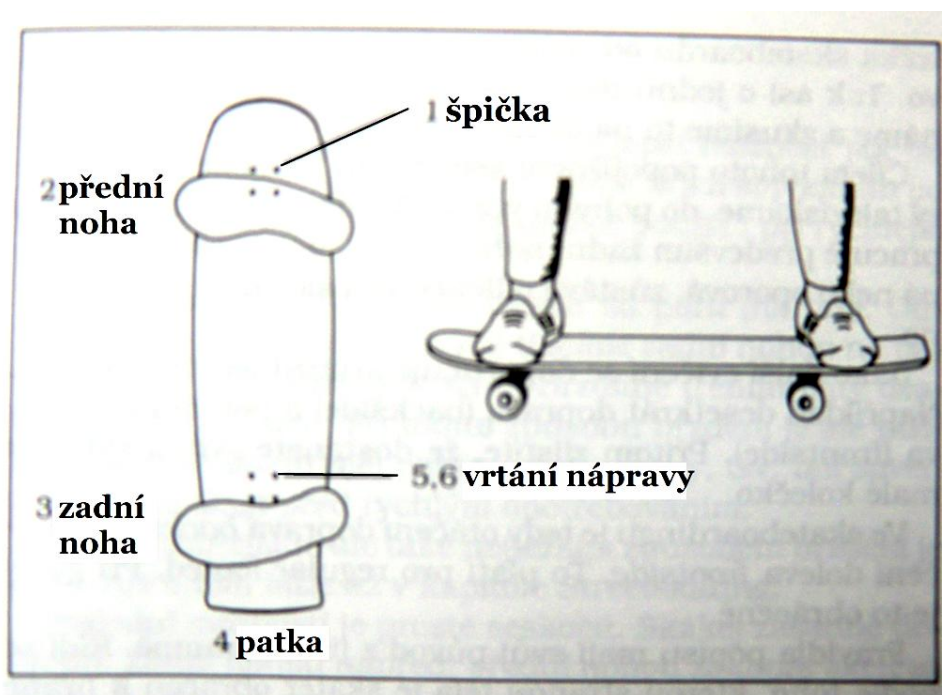


Obrázek 11. Vertikální reakční síla podložky a pohyb jezdce během Kickflipu (upraveno podle Determan a kol., 2006)

2.3 Základní techniky a metodika jízdy na skateboardu

Každý začátečník by měl mít na paměti, že jízda na skateboardu vyžaduje perfektní práci s těžištěm a rovnováhou. Liší se od jiných sportů spojených s rovnováhou, např. od cyklistiky, windsurfingu, lyžování, u nichž existuje možnost držet se relativně pevné konstrukce, která s postojem nohou vytváří lepší předpoklad pro zvládnutí nutných dovedností. I lyžování dává možnost v podobě práce s holemi zabránit kritické situaci opřením nebo odpichem. Skateboarding tuto možnost nemá. Určitou výhodou proti cyklistice je možnost nácviku figur na místě, ale rovnováha na samotném skateboardu není o mnoho snazší než při jízdě. V určitých situacích je naopak trik na místě mnohem složitější nebo dokonce vůbec nerealizovatelný. Poměrně vysoko umístěné těžiště je taky faktor, který začátečníkovi způsobuje více potíží než výhod, a proto je vhodné si hned zpočátku zopakovat hlavní principy jízdy na skateboardu (Fára, 1983).

Pokud se na skateboardu necítíte bezpečně, je dobré se opírat rukama. Třeba o zeď nebo o kamaráda. Prkno by zpočátku mělo stát na rovné ploše. Na skate pokládáme nejprve přední dolní končetinu. Hmotnost těla v tomto okamžiku spočívá na zadní dolní končetině. A ta bezpečně stojí na zemi. Poté přesouváme hmotnost těla na přední dolní končetinu a postavíme se na skateboard i zadní dolní končetinou. Noha je za zadní nápravou (truck) (obr. 12) (Doren & Pramann, 1991).



Obrázek 12. Správné postavení na skateboardu (upraveno podle Doren & Pramann, 1991)

2.3.1 Držení těla

„Držení těla je téměř při všech tricích a jízdě vzpřímené, udržování rovnováhy začíná již v bocích. Tělem si pomáháme při průjezdu oblouků, vlnovek; hmota těla nám umožní udržovat dynamickou rovnováhu. Velký rozsah pohybů je hlavně v oblasti kotníků, dále v oblasti kolen a pánve“ (Kotting, 1983).

2.3.2 Paže

Paže jsou hlavním faktorem ovlivňujícím rovnováhu, a to jak z počátku nácviku, tak i při dosažení vyšší dovednosti. Není nevýhodou, že se nemáme čeho držet, tato skutečnost je nahrazena možností pohybu paží téměř do všech stran. Švih, rychlost a velikost pohybu paží nám pomůže překonat kritické situace, rychle vychylovat těžiště, později zrychlovat jízdu při slalomu. Švih v pažích umožňuje lepší odraz při skocích. Jistota v pohybu paží nám dává značnou psychickou podporu při jízdě a v situaci, kdy už nelze regulovat pád, si jimi pomáháme zmírnit následky. Paže jsou při jízdě pokrčené, uvolněné a mírně oddálené od těla. Pohyb paží odpovídá současnému pohybu těla (Fára, 1983).

2.3.3 Odraz

„Vždy se odrážíme zadní nohou a tím získáváme švih a rychlost. Přední noha zůstává na desce. Zadní noha se rytmicky chodidlem odráží od země. Zpočátku se při tom člověk cítí vratce a nejistě, a proto to také nacvičujeme při pomalé jízdě. Cítit se na skejtu bezpečně, to trvá déle než jedno odpoledne“ (Doren & Pramann, 1991).

2.3.4 Jetting

Jetting je prvním cvičením se skateboardem. Můžeme při něm získat rychlost, jet vpřed a přitom nemusíme sundat nohu ze skateboardu. Můžeme jet tedy bez odrážení. Vycházíme ze základního postavení. Lehkým tlakem na patku (tail) skateboardu pozvedneme přední kolečka od země a zatočíme nalevo nebo napravo. Zhruba o jednu desetinu kruhu. Poté se krátce narovnáme a zkusíme to na stranu druhou. V pohybu pracuje především zadní dolní končetina. Přední dolní končetina, v tomto případě nazývána stojná nebo oporová, zůstává odlehčená a slouží pouze k udržení rovnováhy (Doren & Pramann, 1991).

2.3.5 Základní princip zatáčení

Impuls pro zatáčení dává přenesení váhy ve svislé ose těla nad boční okraj nebo až mimo desku. Přenesení hmotnosti nad pravou nebo levou stranu desky působí na akční blok závěsu ve směru zatížení po dobu trvání zatáčení. Váha se přenáší v dolních končetinách, pohyb vyvažujeme pokrčením v kolenou a prací v bocích. Tělo je v neutrální poloze a v relativním klidu (Kotting, 1983).

2.3.6 Brzdění

Skateboardové prkno nemá žádnou brzdu. Nejlepší možností jak ho zastavit je sestoupit zadní dolní končetinou. Noha poté brzdí jízdu smýkáním po zemi. Jinou možností je postavit skate na patku (na tail). Brzdíme třením patky o zem. Nejtěžším způsobem brzdění je sleid. Skateboard se natočí kolmo na směr pohybu a brzdíme třením koleček, kterým není umožněno otáčení, o zem (Doren & Pramann, 1991).

2.3.7 Gyration

Gyration je prvkem slalomové techniky. Nejprve je potřeba se dvakrát až třikrát odrazit zadní nohou. Nabranou rychlost můžeme udržet nebo dokonce i zvýšit, pokud projíždíme krátké obloučky. Hmotnost těla zůstává stále nad skateboardem. Švih vychází pouze z dolních končetin (Doren & Pramann, 1991).

2.4 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je souhrnné označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva.

Skupina metod proto, že se pod označením EMG skrývají některé zcela odlišné postupy. Mezi tyto postupy řadíme například kondukční studie periferních nervů, vyšetření svalů jehlovou elektrodou, nebo vyšetření blink-reflexu. Někdy hovoříme odděleně o kondukčních studiích, které umožňují získávat informace o vedení signálu v nervstvu periferie a o elektromyografii jako takové. V tomto zúženém slova smyslu znamená pouze vyšetření svalů. Jde o elektrofyziologické metody. Tyto metody zachycují elektrické projevy nervového systému a svalů. Hovoříme o elektrických dějích na membránách nervových a svalových buněk.

Všechny elektromyografické metody vycházejí ze stimulace a záznamu aktivity z periferních nervů nebo ze svalů. Jsou zde však i metody, které nám umožňují posoudit i činnost určité omezené části centrálního nervového systému. Tato část se obvykle podílí na tvorbě příslušného reflexního oblouku a díky tomu modifikuje námi získanou odpověď. Jinou možností projevu centrálních struktur v elektromyografických nálezech je ovlivnění některého z parametrů sledovaných při vyšetření (Dufek, 1995).

2.4.1 Záznam z nervu a svalu

Zaznamenáváme rozdíl potenciálů mezi dvěma místy. Na tato místa ukládáme dvě elektrody. Jedna elektroda je konvenčně označena jako aktivní a druhá jako referenční. Změna napětí aktivní vůči referenční elektrodě je pak snímána a vyhodnocována. Je-li oblast pod aktivní elektrodou vzhledem k místu pod referenční elektrodou nabitá záporně, vykreslí se negativní výchylka, kladný náboj pod aktivní elektrodou vychýlí křivku dolů – pozitivní vlna. Je-li náboj pod oběma elektrodami stejný, křivka se vykresluje přímo – bazální linie.

Za fyziologických podmínek je ale mezi snímacími elektrodami a zdrojem elektrických změn tkáň. Tato vrstva slouží více či méně jako dobrý vodič a mění charakteristiky snímaných potenciálů. Tyto tkáně jsou souhrnně označovány jako objemový vodič a chovají se jako vysokofrekvenční filtr. Čím je tato vrstva tkáně silnější, tím více je snižována amplituda akčních potenciálů a křivka je tedy vyhlazována (Dufek, 1995).

2.4.2 Přístrojové zpracování signálu

Signál generovaný periferními nervy má velmi nízkou amplitudu. Řádově se jedná o milivolyty a mikrovolyty. Proto musí být zesílen. K tomu slouží předzesilovač a zesilovač. Do předzesilovače vstupuje signál kabely. Obvykle je 500násobně zesílen a převáděn do zesilovače přístroje. Zde dojde k dalšímu zesílení 2 až 2000násobnému. Celkové zesílení signálu dosahuje hodnot 1 000 x až 1 000 000 x. Předzesilovač má vysoký vstupní odpor, vyloučí z dalšího zpracování část arteficiálního šumu. Zesilovače jsou konstruovány jako diferenciátory. Zesilují jen rozdíl (diferenci) potenciálů přiváděných z elektrod. Tímto mechanismem jsou z dalšího zpracování signálu vyloučeny výkyvy potenciálů, které mají artifiiciální původ. Poměr zesílení signálu diferenčního k výše popsaným signálům artifiiciálním je označován termínem common mode rejection ratio a je jedním z hlavních měřítek kvality zesilovače (Dufek, 1995).

2.4.3 Obecné zásady provádění elektromyografických měření

Elektrody musí být čisté a suché, pravidelně elektricky testované, zda je v pořádku kontakt mezi aktivní ploškou a výstupem

Očištěná a odmaštěná kůže v místech přiložení všech elektrod

Na elektrodách jen mírná vrstva kontaktního gelu dostatečná k zajištění kontaktu s kůží, ale netvořící můstek mezi póly elektrod

Pevné připojení k tělu probanda, zamezení pohybových artefaktů

Standardní poloha vyšetřované části těla

Teplota kůže alespoň 32 °C

Při vyšetření vedení motorickými vlákny získat zřetelný odstup sumačního svalového akčního potenciálu (CMAP) od bazální linie – je možné dodatečně k tomuto účelu zvýšit sensitivitu záznamu na standardně v laboratoři užívanou hodnotu (Dufek, 1995)

2.4.4 Hodnocení elektromyografického signálu

Surový záznam

Surový záznam povrchové elektromyografie (SEMG) je nezpracovaný elektromyografický signál, který představuje interferenční vzorec akčních potenciálů, jak je snímám elektrodami. Surový záznam by měl být prostý extrémních šumů a dalších artefaktů, které je nezbytné minimalizovat technickým přístrojovým nastavením a správnou aplikací elektrod před vlastním měřením.

Frekvence a velikost elektromyografického signálu jsou charakterizovány velikostí a množstvím snímaných MUAP (motor unit action potential). V surovém záznamu jsou zřejmé nerovnoměrně uspořádané amplitudy, jejichž průběh představuje interferenční vzorec snímaných akčních potenciálů. V nezpracovaném záznamu se navíc mohou objevit i náhodná relativně vysoká maxima amplitud, které reprezentují synchronní výboje více motorických jednotek a zkreslují informace o míře svalové aktivity (Konrad, 2005).

Již prostý náhled surového EMG záznamu obsahuje velmi důležité informace. V surovém záznamu jsme schopni diferencovat, zda sval je či není aktivní, popřípadě kvalitativně porovnat míru jeho aktivity v závislosti na testované činnosti.

Nicméně surový elektromyografický záznam, který se skládá z náhodně uspořádaných amplitud, není přesně reprodukovatelný. Aby bylo možné se signálem dále pracovat a výstupní hodnoty analyzovat, je nezbytné další zpracování signálu (Winter, 2005; Clancy et al., 2004).

2.4.5 Analýza a zpracování signálu

K analýze míry svalové aktivity se nejvíce využívá analýza změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase (Clancy et al., 2004).

a) Frekvenční analýza

Specifické aspekty frekvenčního spektra EMG signálu jsou nejčastěji analyzovány Fourierovou transformací, která slouží pro převod signálu z časové oblasti do oblasti frekvenční, čímž se získá celkové výkonné spektrum EMG signálu (total power spektrum). Pro účely hodnocení spektra se nejčastěji využívá průměrná frekvence, střední hodnota

frekvence a vlnový rozsah spektra. Fourierova transformace se vypočítává ze surových dat a interval analýzy se pohybuje od 0,25-1 sekundy (Hägg at al, 2004).

b) Analýza amplitudy

Kvalitativní analýze amplitudy pro zvýšení reliability a validity měření předchází specifické zpracování signálu (Winter, 2005; Hägg at al, 2004; Clancy et al., 2004). Na obrázku č. 4 ukazujeme postupné zpracování signálu, od surového záznamu až po zpracovaný, tedy rektifikovaný a vyhlazený signál.

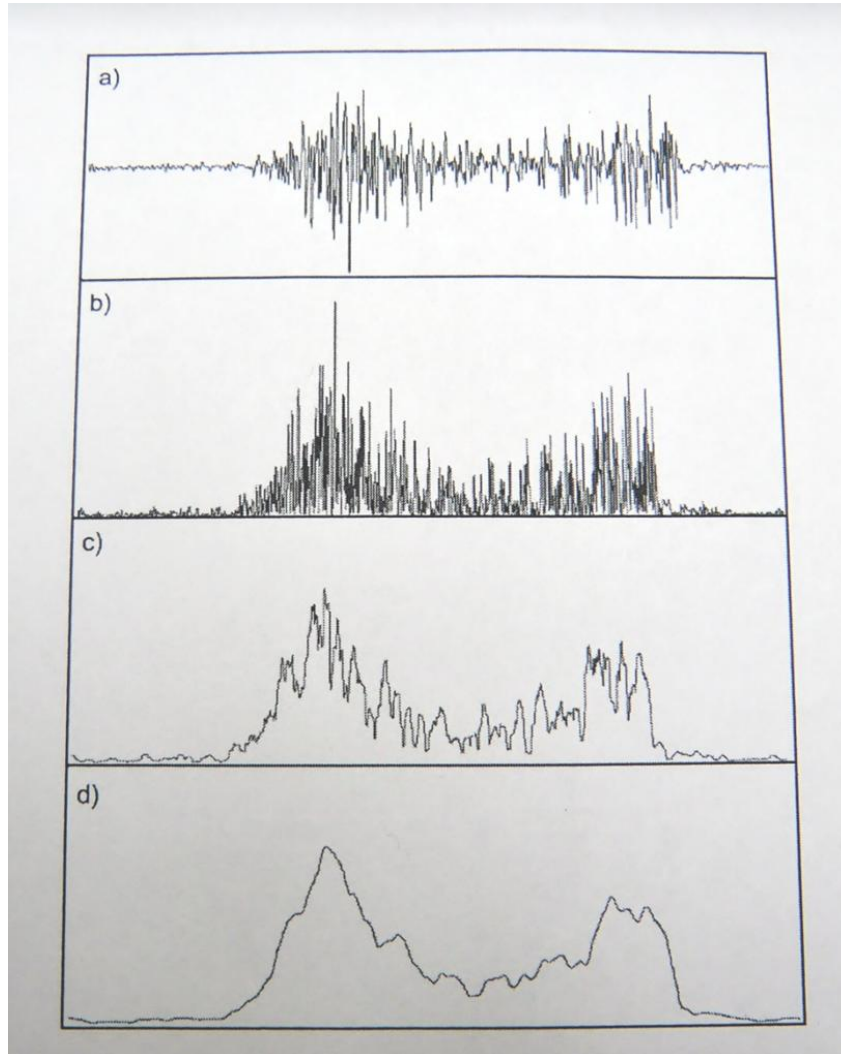
b1) Rektifikace

Amplituda EMG signálu se pohybuje kolem nulových hodnot. Pokud bychom výsledné hodnoty pouze zprůměrovali, byl by výsledek teoreticky roven nule. Rektifikace představuje jednoduchou metodu, kdy se negativní hodnoty surového záznamu eliminují (half wave rectification), nebo se převrátí do pozitivních hodnot (full wave rectification).

b2) Vyhlazení

I rektifikovaný signál se stále skládá z velkého množství uspořádaných amplitud signálu. Principem vyhlazení je potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu (ostré vrcholy vzniklé superpozicí MUAP) tak, že se jejich odchylka vyhladí. Výsledný signál můžeme označit jako lineární obálku. Nejvyužívanější jsou dva algoritmy vyhlazení pomocí průměru rektifikovaných hodnot (AVR – average rectified value) a střední kvadratické hodnoty (RMS – root mean square). V případě AVR jde o zprůměrování hodnot ve vybraném časovém intervalu. Výsledkem je vyhlazená křivka, která se skládá z několika po sobě jdoucích takto zprůměrovaných časových intervalů (posuvných okének). Čím je interval kratší, tím méně vyhlazeny jsou výsledné hodnoty. Doporučený časový rozsah je 100-200 ms. Při volbě intervalu je důležité zohlednit typ hodnocení pohybu, obecně čím rychlejší pohyb hodnotíme, tím kratší volíme úsek (tato zásada platí i pro volbu RMS). Za vhodnější algoritmus se shodně považuje vyhlazení pomocí střední kvadratické hodnoty. RMS lépe reflektuje

fyziologický vztah mezi chováním motorických jednotek a svalovou kontrakcí (Basmajian & De Luca, 1985).



Obr. 13 Ukázka SEMG signálu m. rectus femoris při přechodu přes schod a) surový záznam, b) zrektifikovaný signál (vytvořením absolutních hodnot amplitudy - full wave rectifacation), c) zrektifikovaný a vyhlazený signál (pomocí RMS s velikostí okénka 25 ms), d) zrektifikovaný a vyhlazený signál (pomocí RMS s velikostí okénka 100 ms) (Krobot a Kolářová, 2011).

2.4.6 Normalizace signálu EMG

Aby bylo vůbec možné výsledné zpracované hodnoty EMG záznamu jednoho svalu porovnat při opakovaných měřeních mezi různými svaly a mezi různými subjekty, je nezbytné provést normalizaci. Normalizace představuje vztažení naměřených parametrů k předem stanovené referenční hodnotě (Latash, 1998). Výsledkem je potom poměrové vyjádření o míře aktivity svalu, kdy zůstává zachován charakter průběhu změny amplitudy v čase.

Referenční hodnota se určí vždy při každém měření a pro každého pacienta. Surový EMG záznam je ovlivněn mnoha faktory a je velmi proměnlivý u různých svalů jednoho jedince, u jednoho svalu více jedinců, ale i při opakovaných měřeních jednoho svalu v čase. Normalizace záznamu je proto po předešlém zpracování signálu nezbytná.

Nejčastěji se v literatuře popisují níže uvedené typy normalizace, každá má určité výhody a jistá omezení. Při výběru záleží do značné míry jak na schopnostech a možnostech pacienta, tak na zkušenostech vyšetřujícího i na zvyklostech pracoviště. V následující kapitole jsou uvedeny některé možnosti stanovení referenční hodnoty (Krobot a Kolářová, 2011).

Stanovení referenční hodnoty

a) Maximální volní kontrakce

Jedna z nejrozšířenějších možností normalizace elektromyografického signálu. Změří se maximální volní izometrická kontrakce daného svalu, která se následně vztáhne k naměřeným hodnotám svalové aktivity v průběhu hodnoceného pohybu. Doporučená je délka kontrakce několik sekund, kterou je optimální několikrát zopakovat. Mezi pokusy je vhodné zařadit pauzy, aby se minimalizoval vznik svalové únavy (De Luca, 1997). Ze všech pokusů se následně vybere ten, kde došlo k největšímu nárůstu amplitudy. Testovací výchozí postura by měla být u všech subjektů stejná. Problémem této formy normalizace je, že EMG signál je při maximální kontrakci značně nestabilní, zejména u nesportovců nebo jedinců v celkové dekonkoci. Jednou z modifikací je provést submaximální kontrakci (Marras et al., 2001; De Luca, 1997), popřípadě vztáhnout maximální izometrickou kontrakci k hodnotám neměřených na dynamometru (Wei-Li Hsu et al., 2005).

„V klinické praxi považujeme metodu normalizace prostřednictvím maximální volní kontrakce za méně vhodnou. Navíc není výjimkou, že pacienti nejsou schopni dosáhnout maximální aktivace např. důsledkem omezeného pohybu, nebo dekonkoci. V tomto případě

doporučujeme stanovit jako referenční hodnotu tzv. aktivační hodnotu“ (Krobot a Kolářová, 2011).

b) Aktivační hodnota

Nejvíce efektivní pro klinické účely se jeví normalizace vztažením k naměřené velikosti svalové aktivity v průběhu pohybu k tzv. aktivační hodnotě. Ta se vypočítá jako průměrná hodnota klidové svalové aktivity plus její dvě směrodatné odchylky. Klidovou aktivitu vždy měříme v poloze, která je výchozí pro měření pohybu. Stanovení aktivační hodnoty se široce využívá zejména pro hodnocení začátku svalové aktivity – jako tzv. timing (Merletti et al., 2005).

c) Procentuální porovnání aktivity svalů testovaných bilaterálně

Svalovou aktivitu můžeme vyjádřit i jako procentuální rozdíl mezi pravým a levým testovaným svalem během symetrických aktivit (např. stoj, výskok, abdukce paží atd.) (Valouchová a Lewit, 2007).

d) Další možnosti

Referenční hodnotu představuje pro každý testovaný pohyb zvlášť průměrná nebo maximální hodnota amplitudy svalové aktivity (Konrad, 2005).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Hlavní cíl

Charakterizovat svalovou aktivitu u základního skateboardového skoku Ollie.

3.2 Dílčí cíl

Dílčím cílem bylo pomocí povrchové elektromyografie porovnat svalovou aktivitu základního skateboardového skoku Ollie a jeho těžší modifikace switch Ollie.

3.3 Úkoly práce

Úkoly vyplývající z hlavního a dílčího cíle diplomové práce:

- a) vyhledat a prostudovat odbornou literaturu k zadanému tématu a nalézt studie zabývající se podobnou problematikou
- b) vyzkoušet vhodnost laboratorních podmínek pro daný výzkum a následně zajistit vhodné materiální vybavení
- c) naplánovat a zrealizovat laboratorní měření
- d) z naměřených dat vybrat klíčové parametry a provést jejich analýzu

3.4 Výzkumné otázky

O1 - Je rozdíl v aktivitě sledovaných svalů při provedení základního skateboardového skoku Ollie a jeho těžší modifikace switchstance Ollie?

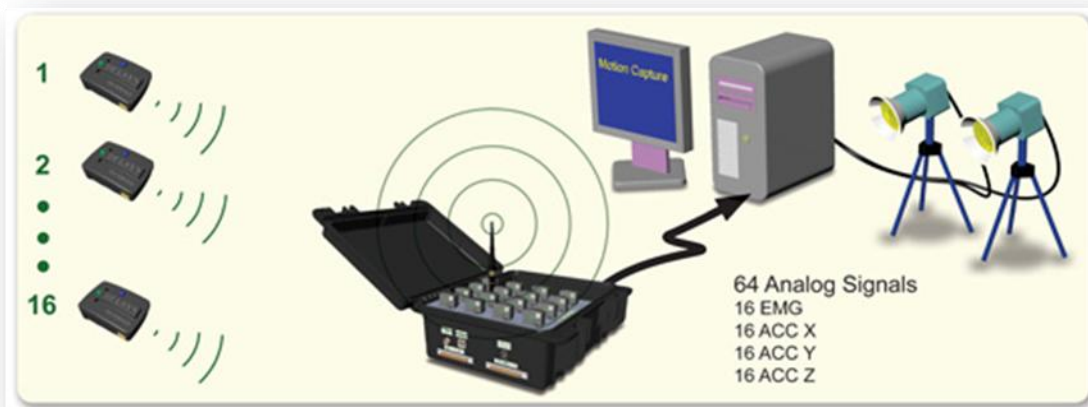
4 METODIKA

4.1 Subjekty

Experimentu se zúčastnilo 10 mužů bez zdravotních problémů ve věku 18 – 25 let s průměrnou výškou 175 cm a s váhou v průměru 70 kg. Všechny měřené osoby měly několikaleté zkušenosti se skateboardingem a velmi dobře ovládaly techniku základního skoku Ollie a jeho modifikace switchstance Ollie.

4.2 Použité metody a technické vybavení

Pro analýzu svalové aktivity byla použita metoda povrchové elektromyografie u vybraných svalových skupin. Pro sběr dat byl použit systém Delsys (Delsys Inc., Boston, MA, USA), který analyzuje svalovou aktivitu pomocí bezdrátových elektrod. Signál z elektrod je převáděn do sběrné stanice a dále do notebooku, ve kterém jsou ukládána data z elektrod paralelně s videozáznamem z připojené videokamery (Sony DCR-TRV, Tokyo, Japan, 50 Hz).



Obrázek 14. Schéma systému Delsys (upraveno podle Delsys Incorporated, 2012)

4.3 Průběh měření

Před samotným měřením byl vyčištěn povrch prostoru měření, aby byl zajištěn bezpečný průběh měření. Poté následovalo pilotní měření, kde bylo cvičně vyzkoušeno umístění elektrod a odhaleny případné problémy v měření.

Probandi byli seznámeni s laboratorním prostředím a měli několik minut na vyzkoušení si základních skoků v místě měření. Poté jim byly na dolní končetiny umístěny elektrody. Místa umístění byla oholena a důkladně vyčištěna a dále byla aplikována abrazivní pasta. Za asistence zkušené fyzioterapeutky byla na obou končetinách vyhledána přesná anatomická místa na svalech: m. semitendinosus, m. gastrocnemius medius, m. rectus femoris, m. tibialis anterior a m. gluteus medius. Pomocí oboustranné lepicí pásky byly na tyto místa připevněny elektrody.



Obrázek 15. Umístění vybraných elektrod na dolních končetinách

Každému jezdcovi byla naměřena klidová hodnota svalové aktivity ve stoji a poté byly naměřeny tři skoky Ollie a tři skoky switchstance Ollie. Všechny pokusy byly taktéž zaznamenány videokamerou.

Rozjezdová dráha měřila 15 m. Skokem Ollie jezdcovi překonávali překážku vysokou 20 cm a skokem switchstance Ollie překonávali překážku vysokou 2 cm. Po přeskočení překážky jezdec dopadl a na dojezdové dráze (10m) zastavil a ukončil tak svůj měřený pokus.



Obrázek 16. Switchstance Ollie v průběhu měření

4.4 Zpracování dat

Základní signál z měření byl zpracován v softwaru DelSys. Záznam byl upraven pomocí funkce Remove mean, dále byla provedena rektifikace křivky (full wave) a signál byl dále upraven metodou RMS (délka okna 25 ms). Takto zpracovaný signál byl exportován do MS Excel. Z videa byly vysledovány vybrané fáze skoku a časy jejich počátků byly taktéž zaznamenány do MS Excel.

Určeny byly tyto okamžiky:

- 1) těžiště v nejnižším bodě
- 2) ztráta kontaktu předního kola s podložkou
- 3) ztráta kontaktu zadního kola s podložkou
- 4) skateboard v nejvyšším bodě
- 5) kontakt skateboardu s podložkou

Tyto okamžiky vymeziply fáze:

- 1) fáze předodrazová
- 2) fáze odrazová
- 3) fáze letová vzhůru
- 4) fáze letová dolů

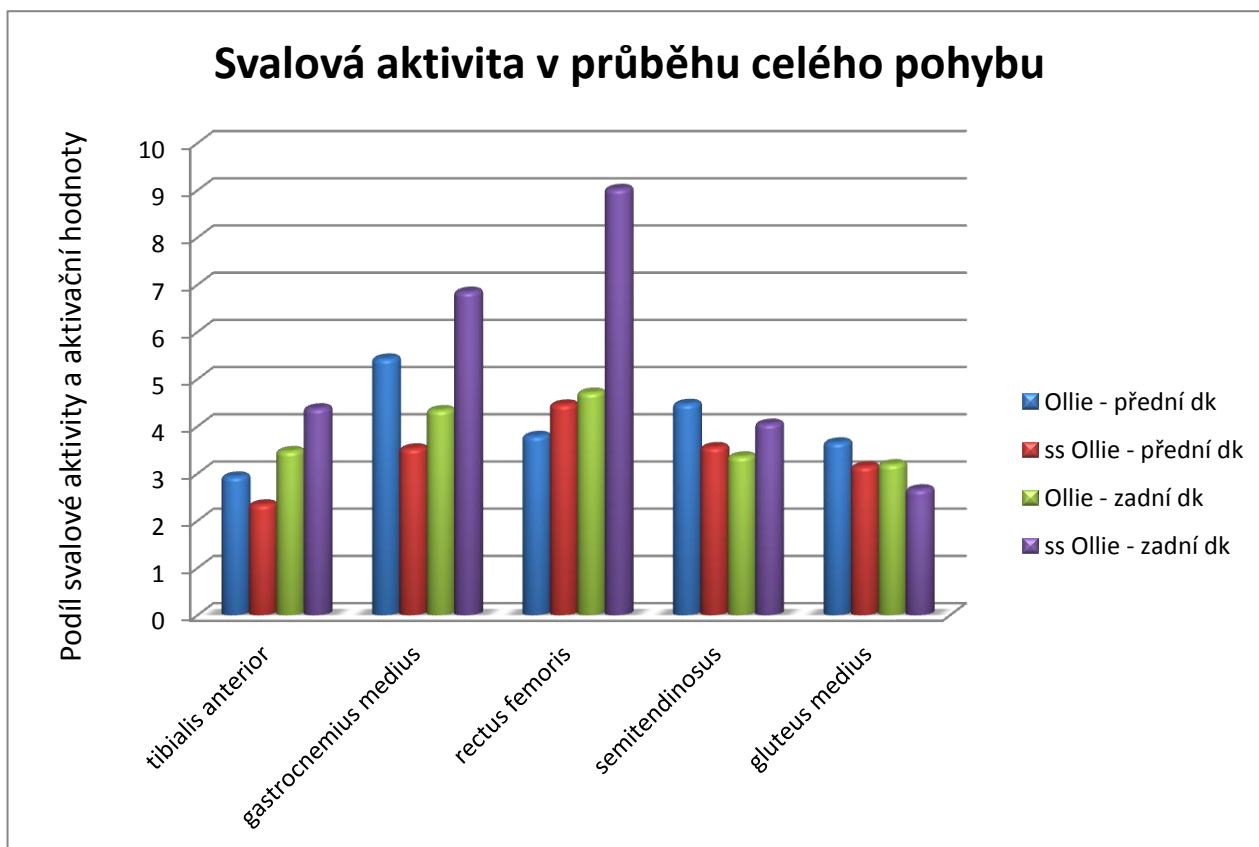
Pro každou z fází skoku byla vypočítána průměrná amplituda. To bylo aplikováno jak na skok Ollie, tak na skok switchstance Ollie. Tato průměrná amplituda byla vydělena aktivační hodnotou. Pro statistické porovnání byl vybrán medián pro každý sval, končetinu, fázi a typ skoku. U končetiny bylo rozlišeno, zda se jedná o přední nebo zadní končetinu. Rozdíly ve svalové aktivitě mezi skokem Ollie a switchstance Ollie byly zhodnoceny neparametrickým párovým Wilcoxonovým testem v programu Statistica (Version 8.0, StatSoft, Inc., Tulsa, USA). Rozdíl byl považován za významný, pokud byla hladina statistické významnosti $p < 0,05$.

5 VÝSLEDKY

V následující kapitole jsou graficky znázorněny a detailně popsány výsledky porovnání svalové aktivity u skateboardových skoků Ollie a switchstance Ollie. Výsledné grafy jsou demonstrovány z pohledu celého pohybu, jednotlivých fází pohybu a aktivity jednotlivých svalů ve všech fázích.

Na ose y je vždy zobrazen podíl svalové aktivity daného svalu a jeho průměrné aktivační hodnoty. Dosahuje-li svalová aktivita v průběhu celého pohybu např. hodnoty 9,03 (switchstance Ollie, m. rectus femoris, zadní dolní končetina), znamená to, že je tento sval 9 krát aktivnější, nežli v klidu. Na ose x jsou v první části zobrazeny měřené svaly a v části druhé jednotlivé fáze pohybu. U každého svalu uvádíme vždy čtyři hodnoty: svalovou aktivitu při Ollie na přední dolní končetině, při Ollie na zadní dolní končetině, při switchstance Ollie na přední dolní končetině a při switchstance Ollie na zadní dolní končetině.

Na prvním grafu (obr. 17) jsou znázorněny hodnoty svalové aktivity v průběhu celého pohybu. Již z tohoto grafu je velmi dobře viditelný základní trend dosažených výsledků. Jako signifikantní se zde ukázaly rozdíly v aktivitě m. rectus femoris ($p = 0,022$) a gastrocnemius medius ($p = 0,013$) na zadní dolní končetině. V případě obou svalů je tato aktivita významně vyšší při skoku switchstance Ollie. Další rozdíly můžeme pozorovat ve větší aktivitě stabilizátorů kotníku m. gastrocnemius medius ($p = 0,493$) a m. tibialis anterior ($p = 0,135$) na přední dolní končetině při skoku Ollie.



Obrázek 17. Graf svalové aktivity v průběhu celého pohybu

Přípravná fáze

Na grafu (obr. 18) je v případě m. rectus femoris ($p = 0,017$) a m. gastrocnemius medius ($p = 0,028$) prokazatelné, že svalová aktivita je podobná jako v průběhu celého pohybu. Opět zde jasně vidíme, že aktivita těchto dvou svalů je při switchstance Ollie na zadní dolní končetině výrazně vyšší než při Ollie. Toto tvrzení je velmi transparentní na grafech svalové aktivity jednotlivých svalů ve všech fázích (obr. 22 a obr. 23). Dále tento výsledek podtrhuje i veliký rozdíl v absolutní aktivitě těchto svalů. Zatím co m. gastrocnemius medius na zadní dolní končetině je při Ollie třikrát aktivnější než v klidové poloze, v případě switchstance Ollie je až osmkrát aktivnější. M. rectus femoris na zadní dolní končetině je při Ollie pětkrát aktivnější než v klidové poloze a při switchstance Ollie skoro devětkrát aktivnější. Další rozdíl ve svalové aktivitě během přípravné fáze skoku pozorujeme u m. gastrocnemius medius (obr. 18) na přední dolní končetině. Aktivita při Ollie je pětkrát vyšší než aktivační hodnota a při switchstance Ollie pouze dvakrát vyšší. Tento rozdíl, ale není statisticky významný ($p = 0,168$). Přestože je mezi mediány poměrně velký rozdíl,

objevilo se několik probandů, kteří měli vyšší svalovou aktivitu při výskoku v postavení switchstance. V aktivitě ostatních svalů jsou v této fázi rozdíly jen minimální.



Obrázek 18. Graf svalové aktivity v průběhu přípravné fáze

Odrážová fáze

V průběhu odrážové fáze, která je definována jako úsek mezi ztrátou kontaktu předních a zadních koleček s podložkou, jsme neobjevili žádné statisticky významné rozdíly ve svalové aktivitě. Z grafu (obr. 19) jsou opět patrné tři základní tendence. Svalová aktivita m. rectus femoris a m. gastrocnemius medius na zadní dolní končetině je vyšší při switchstance Ollie než při Ollie. Rozdíly však nejsou statisticky významné. Stejnou situaci můžeme pozorovat v případě m. gastrocnemius medius, jehož aktivita na přední dolní končetině je vyšší při Ollie než switchstance Ollie. Aktivity těchto tří svalů zde opět nabývají

hodnot kolem osmkrát větší svalové aktivity než je tomu v klidném stoji. Ostatní svaly vykazují aktivitu kolem dvou až čtyřnásobku aktivity v klidové poloze.



Obrázek 19. Graf svalové aktivity v průběhu odrazové fáze

Vzestupná letová fáze

Ve vzestupné letové fázi jsme také nenalezli žádné statisticky významné rozdíly ve svalové aktivitě dolních končetin mezi skokem Ollie a switchstance Ollie. Svalová aktivita se v průběhu této fáze pohybuje kolem čtyřnásobku aktivační hodnoty. Nejvyšší hodnotu zde vykazuje opět aktivita m. rectus femoris na zadní dolní končetině při skoku switchstance Ollie (8,7 krát převyšuje aktivační hodnotu).

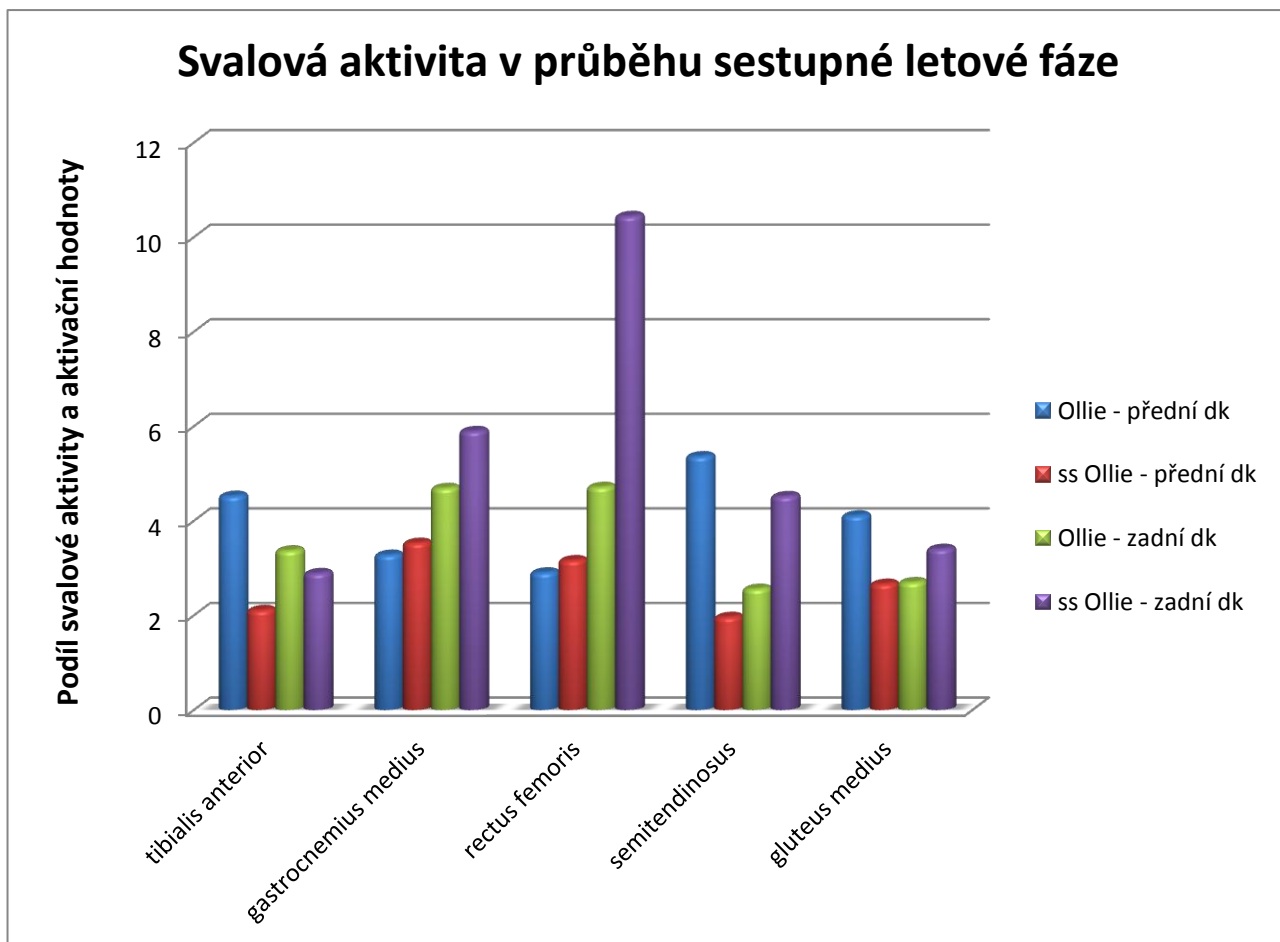


Obrázek 20. Graf svalové aktivity v průběhu vzestupné letové fáze

Sestupná letová fáze

Sestupnou letovou fází definují dva okamžiky. Počátek je v bodě, kdy je těžiště nejvýše a konec v bodě kontaktu skateboardu s podložkou. V této fázi jsme našli dva významné rozdíly ve svalové aktivitě. Jedná se o m. tibialis anterior a m. semitendinosus. V případě obou svalů byla na přední dolní končetině významně vyšší aktivita při Ollie. Hladina statistické významnosti je v případě obou svalů $p = 0,028$. Svalová aktivita se v této fázi pohybuje kolem čtyřnásobku aktivační hodnoty. Přestože je velmi výrazný rozdíl mezi aktivitou m. rectus femoris na zadní dolní končetině u Ollie a switchstance Ollie, nebyl tento statisticky významný. Aktivita m. rectus femoris na zadní dolní končetině dosahuje v tomto případě při switchstance Ollie až desetinásobku aktivity klidové. Tento výsledek je zároveň nejvyšší naměřenou aktivitou v průběhu celého skoku. Nejvyšší naměřenou hodnotou v případě skoku Ollie je aktivita m. gastrocnemius medius na přední dolní končetině

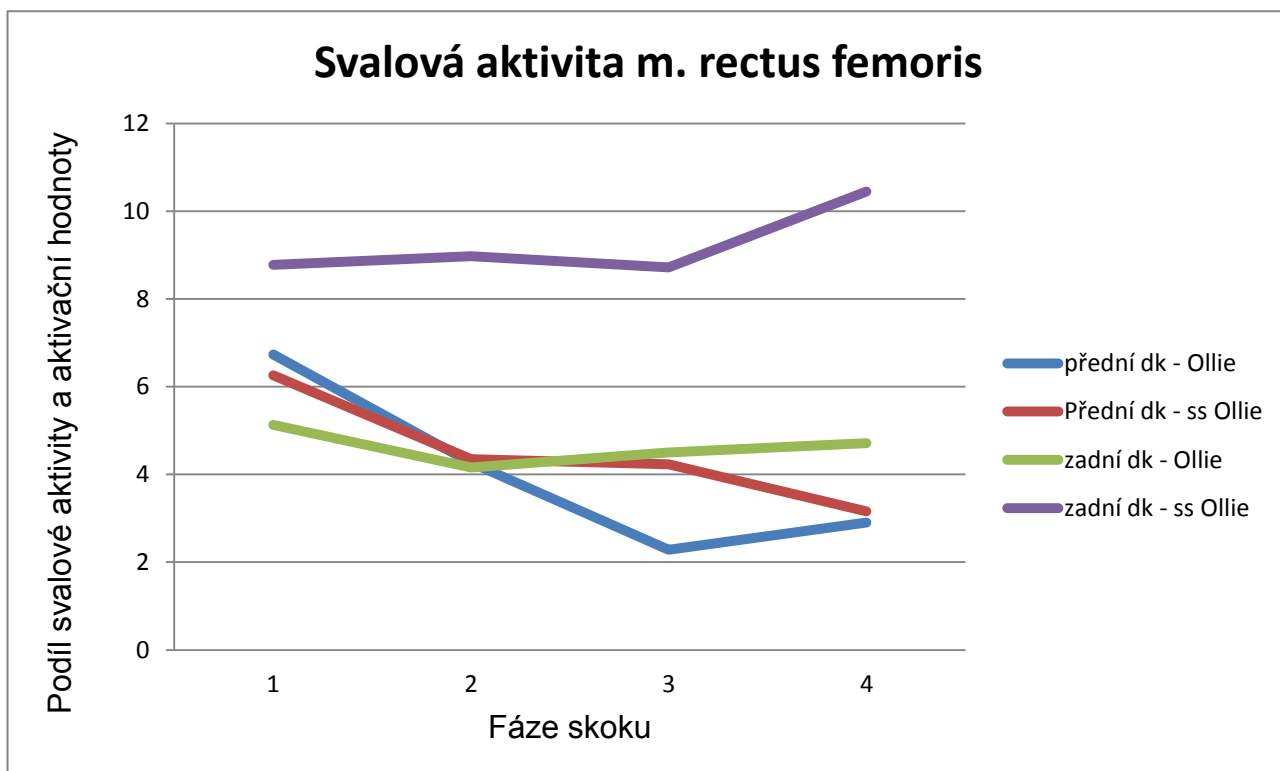
v průběhu odrazové fáze skoku. Tato aktivita nabývá hodnot sedmkrát převyšujících klidové postavení.



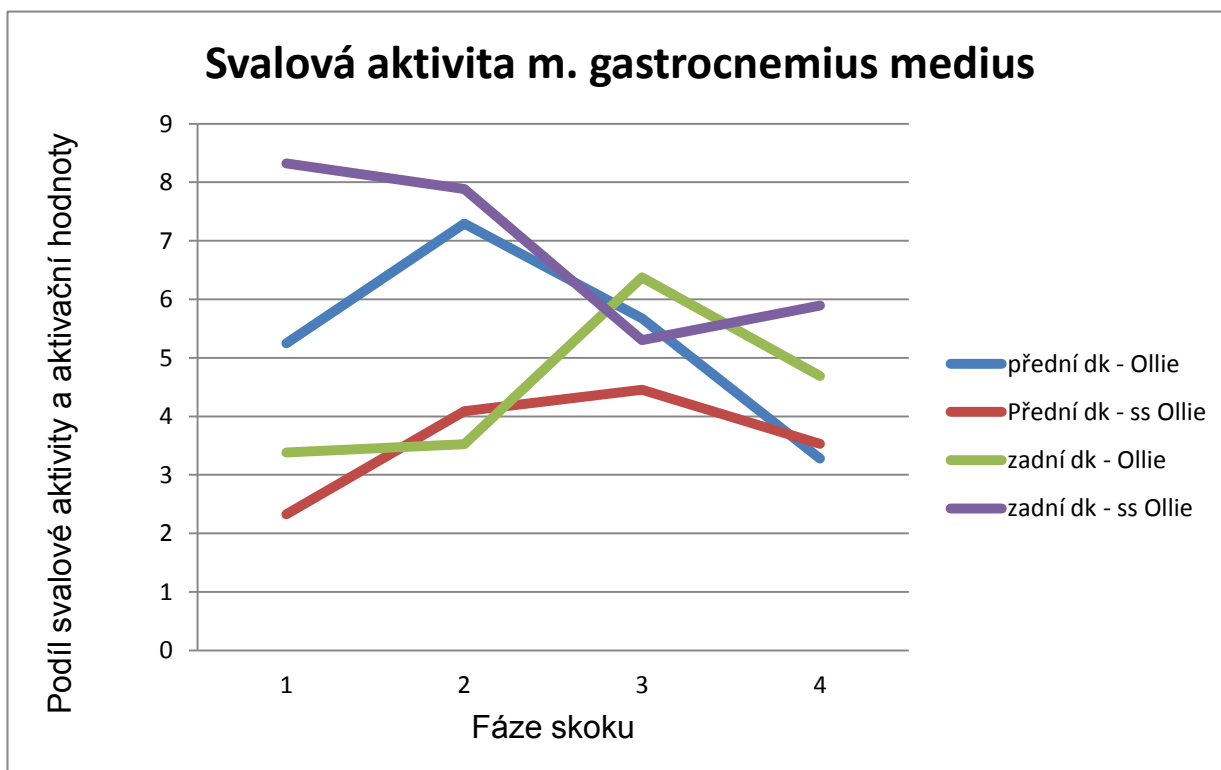
Obrázek 21. Graf svalové aktivity v průběhu sestupné letové fáze

Aktivita jednotlivých svalů

Zatím co u aktivity m. rectus femoris, během celého skoku, můžeme pozorovat velmi podobný průběh, pouze v jiných hodnotách (obr. 22), v případě m. gastrocnemius medius je jasně viditelná protichůdná aktivita na zadní dolní končetině. Zatímco při základním skoku Ollie aktivita mezi odrazovou a letovou fází výrazně stoupá, při switchstance Ollie svalová aktivita v této fázi klesá (obr. 23). Aktivity na přední dolní končetině mají průběh velmi podobný, pouze u Ollie je aktivita výraznější, a to zejména během odrazové fáze. Žádné z těchto rozdílů na přední dolní končetině nejsou statisticky významné.

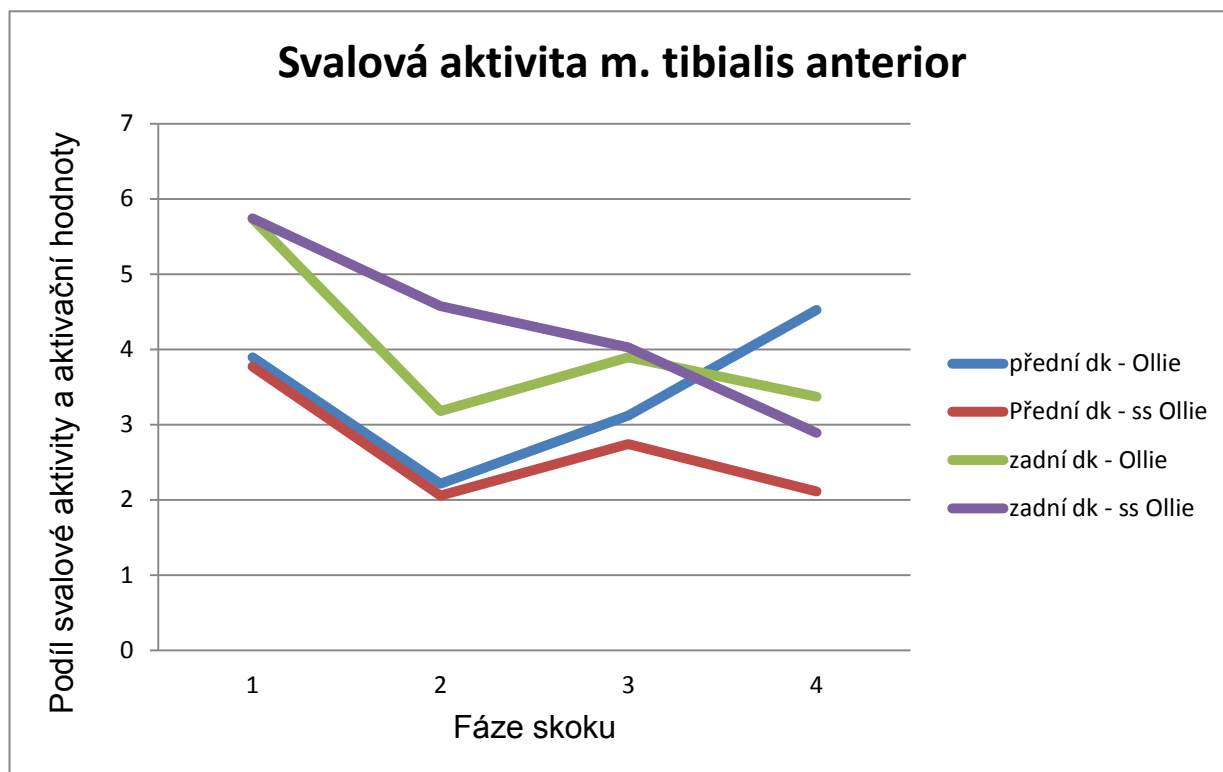


Obrázek 22. Graf svalové aktivity m. rectus femoris



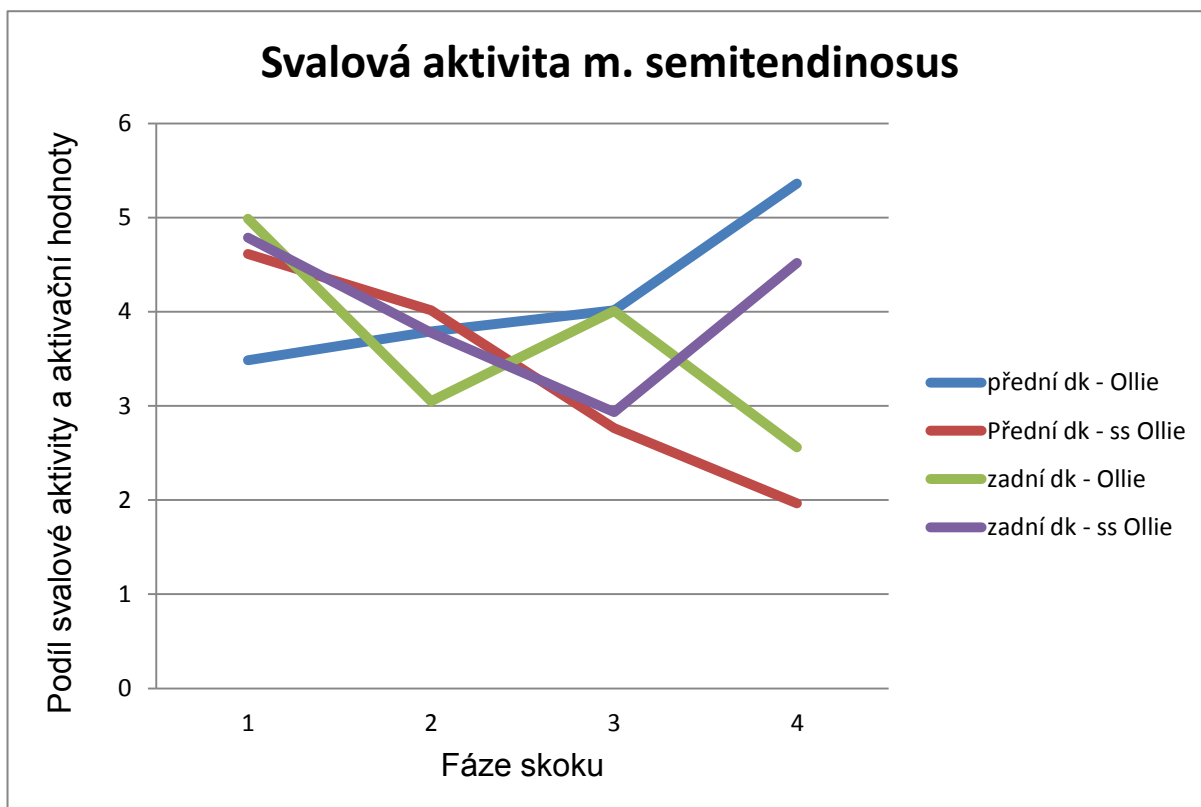
Obrázek 23. Graf svalové aktivity m. gastrocnemius medius

Z tohoto grafu (obr. 24) je dobře vidět rozdíl v aktivitě m. tibialis anterior při Ollie a switchstance Ollie. Při Ollie svalová aktivita po ukončení vzestupné letové fáze dále prudce stoupá, naproti tomu tato aktivita při switchstance Ollie klesá.



Obrázek 24. Graf svalové aktivity m. tibialis anterior

Velmi podobná situace se vyskytuje v aktivitě m. semitendinosus na přední dolní končetině. Při switchstance Ollie začíná sice aktivita tohoto svalu na vyšší úrovni (4,5), ale poté v průběhu celého pohybu klesá. Aktivita při Ollie začíná na hodnotě 3,5, ale naopak během celého pohybu stoupá. Statisticky významný rozdíl se objevuje v poslední fázi skoku, kde aktivita při Ollie 5,3 krát převyšuje aktivační hodnotu, zatím co při switchstance Ollie je svalová aktivita vyšší pouze dvakrát.



Obrázek 25. Graf svalové aktivity m. semitendinosus

6 DISKUZE

Skoky ve skateboardingu jsou koordinačně poměrně náročné a vyžadují zapojení více svalových skupin a také optimální načasování jejich aktivity (timing). Počet vědeckých studií zabývajících se skateboardingem je však minimální, a proto je možnost srovnání s výsledky jiných měření velmi omezená a výsledky nejsou jednoznačné.

V naší studii jsme zaznamenali pro skok Ollie nejvyšší aktivitu pro *caput mediale m. gastrocnemius* (7,6). V dostupných studiích jsou výsledky poněkud odlišné, avšak vzhledem k tomu, že se skateboardingem zabývají obecněji nebo využívají jiné měřicí metody, lze určité odlišnosti předpokládat. Podle studie Crockett a Jensen (2007) jsou při skateboardingu nejvíce zapojovány svaly *m. rectus femoris* a *m. tibialis anterior* (Crockett & Jensen, 2007). Candotti, Loss, Silva, Melo, Teixeira, Delwing & Noll (2012) zjišťovali vztah mezi výškou dosaženou při Ollie a testy izometrické síly u extenzorů kolene a extenzorů kyčle. Koeficient determinace pro extenzory kolene byl 0,506 a u extenzorů kyčle 0,488.

Přístup v naší studii je poněkud jiný. Pokusili jsme se porovnat rozdíly ve svalové aktivitě u dvou základních skoků ve svalové aktivitě. Jedná se v podstatě o tentýž skok, ale se záměnou končetin. Switchstance Ollie představuje slabší provedení, a proto zde můžeme očekávat jinou svalovou aktivitu než u skoku Ollie.

Prvním naměřeným rozdílem byla signifikantně zvýšená aktivita *caput mediale m. gastrocnemius* a *m. rectus femoris* při switchstance Ollie na zadní dolní končetině v průběhu přípravné fáze skoku. Tento rozdíl je taktéž signifikantní v průměrné aktivitě celého skoku. Dle tohoto výsledku můžeme usuzovat, že při switchstance Ollie dochází k přílišné (větší) svalové aktivitě na zadní dolní končetině. Jezdec má těžiště posunuto spíše k patce, nežli ke středu skateboardu. Jezdec není schopen efektivního dávkování svalové síly na zadní dolní končetině. Z důvodu nedostatečného tréninku a nízké úrovně zkušeností s tímto velmi složitým komplexním pohybem jezdec nedokáže odhadnout optimální sílu působící na patku skateboardu při odrazu. Patku stlačuje k zemi silou nedostatečnou nebo naopak nadměrnou, nedokáže dávkovat adekvátní svalovou aktivitu pro potřebu provedení tohoto koordinačně náročného pohybu. Tento energeticky neekonomický pohyb vede k efektu, kdy přestože vykonáme větší svalovou práci, výsledný skok je nižší. Bylo by jistě zajímavé sledovat tuto skupinu probandů po dobu intenzivního tréninku switchstance Ollie a pokusit se zjistit, zda by došlo k lepší koordinaci mezi svaly a tím ke snížení svalové aktivity. V žádném námi naměřeném případě nepřesahovala svalová aktivita *m. rectus femoris* při Ollie aktivitu

tohoto svalu při switchstance Ollie. Tento výsledek se poněkud neshoduje s tvrzením, že výška skoku Ollie závisí z 50,6 % na síle kolenních extensorů (Candotti a kol., 2012). Podle našeho názoru, spíše než větší síla, hraje roli optimální timing a svalová koordinace.

Druhým signifikantním rozdílem je zvýšená svalová aktivita m. tibialis anterior a m. semitendinosus při Ollie na přední dolní končetině během sestupné letové fáze skoku. V případě obou svalů aktivita v této fázi u switchstance Ollie klesá, naproti tomu při Ollie stoupá. Je tedy zřejmé, že při méně koordinovaném switchstance Ollie jezdec není schopen během letové fáze správně kontrolovat pohyb jednotlivých segmentů dolních končetin. Zvýšenou aktivitu m. tibialis anterior si vysvětlujeme jeho lépe provedenou excentrickou prací v rámci plantární flexe a pronace v kotníku. Při Ollie je mnohem aktivněji kontrolován zpětný pohyb kotníku do středního postavení. Vyšší svalová aktivita je taktéž výsledkem vyššího skoku, který je proveden ve větším rozsahu pohybu.

M. semitendinosus je v sestupné fázi skoku taktéž aktivnější v případě skoku Ollie. Tuto aktivitu zvyšuje řízená extenze v kolenním kloubu. Tato extenze přední dolní končetiny je lépe řízená a u vyššího skoku Ollie je pomalejší. V případě switchstance Ollie převládá pasivní svalová práce v závěru skoku.

Nezjistili jsme žádné výrazné rozdíly ve svalové aktivitě svalů, které se podílejí na stabilizaci pánve. Veškeré významné rozdíly se odehrávají na segmentech nižších.

Z poznatku, že nacházíme protichůdné svalové aktivity při porovnání těchto dvou skoků, můžeme konstatovat, že skok switchstance Ollie je méně koordinovaný, svalová práce je neekonomická a neefektivní. Trénink je nepostradatelný, jelikož jde o motoricky velmi složitý pohyb, vykonávaný ve více rovinách.

Mezi další pozitiva skateboadového tréninku patří vědecky doložený pozitivní transfer v nácviku skateboadových a snowboadových dovedností. Díky tomuto tréninkovému propojení se jezdec po absolvování skateboadového tréninku naučí snowboadovým dovednostem mnohem rychleji (Kunzel & Lukas, 2011).

7 ZÁVĚR

Z porovnání svalové aktivity vybraných svalů během jednotlivých fází skoku vyplývají následující závěry:

- během přípravné fáze skoku vykazují svaly m. rectus femoris a caput mediale m. gastrocnemius na zadní dolní končetině vyšší svalovou aktivitu při switchstance Ollie, než při Ollie
- během sestupné letové fáze skoku vykazují svaly m. tibialis anterior a m. semitendinosus na přední dolní končetině vyšší svalovou aktivitu při Ollie, než při switchstance Ollie
- v přípravné fázi výsledky ukazují na nekoordinovanou svalovou činnost při switchstance Ollie
- v letové fázi naznačuje větší aktivita svalů při Ollie aktivnější provedení pohybu, ve větším rozsahu a s lepší kontrolou

8 SOUHRN

Záměrem této diplomové práce bylo prakticky propojit dvě zcela odlišné oblasti, a to skateboardingu – sportu s velmi volnou ideologií a povrchové elektromyografie – exaktní vědecké analytické metody.

V první části práce jsou představena důležitá fakta z oblasti skateboardingu. Je zde popsána technika a metodika základních dovedností v jízdě na skateboardu, logicky jsou rozděleny a popsány základní typy výskoku na skateboardu a jsou objasněny možnosti jejich analytického zkoumání. Ve druhé části syntézy poznatků je detailně představena výzkumná metoda povrchové elektromyografie (EMG). Jsou popsány nezbytné přístroje, hlavní zásady měření, postupy při zpracování a normalizaci signálu.

Obsahem vlastního výzkumu bylo naměřit svalovou aktivitu pěti vybraných svalů na obou dolních končetinách. Tato svalová aktivita byla měřena v průběhu dvou variant skateboardového výskoku. A to Ollie, kdy je jezdec ve svém přirozeném skateboardovém postavení, a switchstance Ollie, kdy má jezdec na skateboardu dolní končetiny v postavení opačném. Měření se zúčastnilo 10 mužů bez zdravotních problémů ve věku 18 – 25 let s průměrnou výškou 175 cm a s hmotností v průměru 70 kg. Pro sběr dat byl použit systém Delsys, který analyzuje svalovou aktivitu pomocí bezdrátových elektrod.

Výsledné hodnoty obou skoků byly porovnány jednovýběrovým neparametrickým statistickým testem (Wilcoxon). Tyto hodnoty byly porovnány jak v rámci celého pohybu, tak v průběhu jednotlivých vybraných fází pohybu.

Z tohoto porovnání jsme zjistili, že během přípravné fáze skoku vykazují svaly m. rectus femoris a caput mediale m. gastrocnemius na zadní dolní končetině vyšší svalovou aktivitu při switchstance Ollie, než-li při Ollie, a během sestupné letové fáze skoku vykazují svaly m. tibialis anterior a m. semitendinosus na přední dolní končetině vyšší svalovou aktivitu při Ollie, než-li při switchstance Ollie. Z těchto rozdílů jsme vyvodili závěry a tréninková doporučení pro praktický nácvik výskoku na skateboardu.

Mezi hlavní přínosy práce můžeme zařadit zviditelnění skateboardingu na poli exaktní vědy, ověření možnosti laboratorního zkoumání skateboardingu a získání originálních dat týkajících se skateboardového prvku Ollie.

9 SUMMARY

The aim of this diploma thesis is to connect practically two absolutely different areas, skateboarding- free ideology sports and electromyography- exact scientific analytical method.

In the first part of the work important facts from the area of skateboarding are introduced. Technique and basic skills method in skateboarding are explained. Basic kinds of jumps are logically divided and described. The possibilities of their analytical exploration are clarified. In the second part which deals with a synthesis of findings a research method of surface electromyography (EMG) is introduced in details. Vital devices, main principles, processing and signal standardization technologies are described.

The subject matter of the research itself was to measure muscular activity of five selected muscles on both lower limbs. It was measured during processing of two variants of skateboard jumps: Ollie, when the rider is in his/her natural skateboard position and switchstance Ollie, when the lower limbs are in reversed position. 10 men without health problems, aged 18-25 years, average height 175 cm, average weight 70 kg took part in the research. The Delsys system that analyses muscular activity using wireless electrodes was used for the research.

Final figures of both jumps were compared by Wilcoxon test. Those figures were compared within both the whole movement and single movement phases.

We found out from the comparing that during preparation phase the lower back limb muscles *m. rectus femoris* and *caput mediale m. gastrocnemius* show higher activity by switchstance Ollie than by Ollie. During falling flight phase the lower front limb muscles *m. tibialis anterior* and *m. semitendinosus* show higher activity by Ollie than by switchstance Ollie. We deduced conclusions and training recommendations for practising of a skateboard jump.

The main contribution of this work can be seen in publicizing of skateboarding in the field of exact science, verifying of the possibility of laboratory testing in skateboarding and gaining of authentic data concerning the skateboard performance Ollie.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Candotti, C., Loss, J., Silva, R., Melo, M., Teixeira, R., Delwing, G., Noll, M. (2012). Lower limb force, power and performance in skateboarding. *Rev. Bras. Cienc. Esporte, Vol. 34*, str. 697-711
- Crockett, B., & Jensen, R. (2007). Kinematic analysis and muscular activity of skateboard propulsion in experienced participants. *ISBS Symposium, Vol. 25*, str. 602
- De Luca, J. (1997) The Use of Surface Elektromyografie in Biomechanics. *Journal of applied biomechanics, Vol. 13*, str. 135-163
- Delsys Incorporated (2012). *Delsys*. Retrived 23. 1. 2013 from World Wide Web: www.delsys.com
- Determan, J., Frederick, E., & Cox, J. (2004). Impact forces during skateboarding landings. *Canadian Society for Biomechanics, Vol. 13*, str. 28
- Determan, J., Frederick, E., Cox, J., & Nevitt, M. (2006). Kinetics of the skateboarding kickflip. *World Congress of Biomechanics, Vol. 5*, str. 221-224
- Determan, J., Frederick, E., Cox, J., & Nevitt, M. (2010). High impact forces in skateboarding landings affected by landing outcome. *Footwear Science, Vol. 3*, str. 159-170
- Doren, M., & Pramann, U. (1994). *Fascinující Skateboarding: Příručka pro teorii a praxi*. Praha: Svoboda
- Dufek, J. (1995). *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví
- Fára, J., Nálepa, J., & Kotting, P. (1983). *Windsurfing, Závěsné létání, Skateboarding*. Praha: Olympia
- Frederick, E., Determan, E., Whittlesey, S., & Hamill, J. (2006). Biomechanics of Skateboarding, Kinetics of the Ollie. *J Appl Biomech, Vol. 22*, str. 33-40
- Jow (2013). *Jows eventos radicais*. Retrived 7. 2. 2013 from World Wide Web: www.jows.com.br
- Kane, S. (1998). *Skateboard: Průvodce základními technikami skateboardingu*. Praha: Cesty
- Karas, M., & Kučera, J. (2004). *Skateboarding*. Brno: Computer Press
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. Scottsdale: Noraxon Inc
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci

- Künzell, S., & Lukas, S. (2011). Facilitation effects of a preparatory skateboard training on the learning of snowboarding. *Kinesiology*, Vol. 43, str. 56-63
- Latash, L. (1998) *Neurophysiological Basis of Movement*. Champaign: Human Kinetics
- Noir (2012). *Myspace*. Retrived 7. 2. 2013 from World Wide Web: www.myspace.com
- Vorlíček, M. (2011). *Skateboarding – kinematická analýza základního skoku*. Olomouc
- Winter, D. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken: John Wiley and Sons

10 PŘÍLOHY

10.1 Seznam vyobrazení a grafů

Obrázek 1. Schéma výskoku s obrátkou (upraveno podle Fára, 1983).....	10
Obrázek 2. Schéma žabiho skoku (upraveno podle Fára, 1983).....	11
Obrázek 3. Diagram techniky Ollie. Rotace skateboardu kolem zadní nápravy (B-C). Kontrola letové trajektorie a orientace skateboardu (D). Přistání na skateboard (E-F) (upraveno podle Frederick a kol., 2006).....	12
Obrázek 4. Praktické provedení nose Ollie (upraveno podle Noir, 2012).....	14
Obrázek 5 Praktické provedení triku Frontside Ollie (upraveno podle Positive, 2007).....	15
Obrázek 6. Praktické provedení triku Backside Ollie (upraveno podle Jow, 2013).....	15
Obrázek 7. Schéma prostoru měření (upraveno podle Frederic, 2006).....	16
Obrázek 8. Graf reakční síly podložky – Ollie Up (upraveno podle Frederic, 2006).....	17
Obrázek 9. Graf reakční síly podložky – Ollie Down (upraveno podle Frederic, 2006).....	17
Obrázek 10. Graf reakční síly podložky dle úspěšnosti pokusů (upraveno podle Detemar a kol., 2004).....	18
Obrázek 11. Vertikální reakční síla podložky a pohyb jezdce během kickflipu (upraveno podle Determan a kol., 2006).....	19
Obrázek 12. Správné postavení na skateboardu (upraveno podle Doren a Pramann, 1991).....	20
Obrázek. 13 Ukázka SEMG signálu m. rectus femoris při přechodu přes schod a) surový záznam, b) zrektifikovaný signál (vytvořením absolutních hodnot amplitudy - full wave rectifacation), c) zrektifikovaný a vyhlazený signál (pomocí RMS s velikostí okénka 25 ms), d) zrektifikovaný a vyhlazený signál (pomocí RMS s velikostí okénka 100 ms) (Krobot a Kolářová, 2011).....	27
Obrázek 14. Schéma systému Delsys (upraveno podle Delsys Incorporated, 2012).....	31
Obrázek 15. Umístění vybraných elektrod na dolních končetinách.....	32
Obrázek 16. Switchstance Ollie v průběhu měření.....	33
Obrázek 17. Graf svalové aktivity v průběhu celého pohybu.....	36
Obrázek 18. Graf svalové aktivity v průběhu přípravné fáze.....	37
Obrázek 19. Graf svalové aktivity v průběhu odrazové fáze.....	38
Obrázek 20. Graf svalové aktivity v průběhu vzestupné letové fáze.....	39
Obrázek 21. Graf svalové aktivity v průběhu sestupné letové fáze.....	40
Obrázek 22. Graf svalové aktivity m. rectus femoris.....	41

Obrázek 23. Graf svalové aktivity m. gastrocnemius medius.....	41
Obrázek 24. Graf svalové aktivity m. tibialis anterior.....	42
Obrázek 25. Graf svalové aktivity m. semitendinosus.....	43