

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Svaly potřebné k ovládní vybraných kompenzačních  
pomůcek pro lyžování osob s tělesným postižením**

Diplomová práce

Magisterská

Autor: Bc. Radim Antel

Vedoucí práce: Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Olomouc 2016

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Radim Antel

**Název diplomové práce:** Svaly potřebné k ovládní vybraných kompenzačních pomůcek pro lyžování osob s tělesným postižením

**Pracoviště:** Katedra aplikovaných pohybových aktivit

**Vedoucí bakalářské práce:** Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

**Rok obhajoby bakalářské práce:** 2016

#### **Abstrakt:**

Ve své diplomové práci se zabývám funkčností vybraných svalových skupin využívaných pro ovládní lyžařských kompenzačních pomůcek pro osoby s tělesným postižením.

K ovládní dvou vybraných kompenzačních pomůcek je potřeba rozdílných pohybových schopností lyžaře. Funkčnost potřebných svalových skupin vychází z potřeby vykonávaných pohybů na jednotlivých kompenzačních pomůckách Kartski a Skikáře. Způsob ovládní obou pomůcek je založen na podobném principu. Rozdíl je v tom, jakým směrem a jakou intenzitou je potřeba vyvinout ovládací síly. Z tohoto důvodu je dán rozdíl mezi aktivitou jednotlivých svalů. Cílem práce je vzájemná komparace vybraných svalů a zjištění rozdílu aktivních svalů při použití obou pomůcek. Teoretické otázky k danému tématu byly zodpovězeny na základě měření intenzity vybraných svalů pomocí Elektromyografie při reálné jízdě na lyžařském trenažeru s těmito pomůckami v aplikačním centru BALUO na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

#### **Klíčová slova**

Skikára, Kartski, paraplegie, tetraplegie, sportovně kompenzační pomůcky, lyžování osob se zdravotním postižením, lyžování osob s tělesným postižením, povrchová elektromyografie, sEMG

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. V platném znění souhlasím se zveřejněním své diplomové práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované UP Olomouc.

**Author's first name and surname:** Bc. Radim Antel

**Title of thesis:** The muscles needet for control of selected Assistive  
Skiing Devices used for peopple with disabilities

**Department:** Department of Adapted Physical Acitivity

**Supervisor:** Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

**The year of presentation:** 2016

**Abstract:**

In my thesis I deal with the functionality of selected muscle groups that are used to control the Ski Assistive Devices for disabled people. To gain a control of those two selected Assistive Devices, there is a need for different movement skills of skiers. The functionality of needed muscle groups is based on the needs of movements which are being performed with Mobility Aids Devices called Kartski and Skikára. The method of control of both devices is based on a similar principle. The difference is based on the direction and intensity, which is needed to provide an operating force. This is the point, where is the difference between the activity of individual muscles. The aim of this thesis is mutual comparison of selected muscles to determine the difference of the active muscles when using both devices. Theoretical questions of the subject were answered by measuring the intensity of selected muscle groups with the help of Electromyography on a ski simulator, while being really ridden both tools in the application center Baluo at the Faculty of Physical Culture Palacky University in Olomouc.

**Keywords**

Skikara, Kartski, paraplegia, tetraplegia, sports and mobility aids, skiing persons with disabilities, skiing, people with disabilities, surface electromyography, sEMG

I declare that in accordance with § 47b of Act No. 111/1998 Coll. in the latest version I agree with publication of his thesis, and that in full lenght, electronically as a publicly accessible part of the STAG database operated by UP Olomouc.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma: Svaly potřebné k ovládní vybraných kompenzačních pomůcek pro lyžování osob s tělesným postižením, vypracoval samostatně pod vedením Mgr. Ondřeje Ješiny, Ph.D., a odborného konzultanta Mgr. Amra Zaatara, Ph.D. K vypracování jsem použil jen prameny uvedené v seznamu citované literatury.

V Třemešné 15. 6. 2016

Bc. Radim Antel

Děkuji vedoucímu práce Mgr. Ondřeji Ješinovi, Ph.D., a odbornému poradci Mgr. Amru Zaatarovi, Ph.D., za pomoc a cenné rady, které mi poskytli při zpracování diplomové práce. Rovněž děkuji Mgr. Petře Kožušníkové za rady při stylistických úpravách, Mgr. Adamu Šimůnkovi za odbornou pomoc při zpracování statistických dat a všem zúčastněným při zkouškách a porovnávacích testech za cenné připomínky a souhlas s jejich uveřejněním na dokumentárních fotografiích.

# Obsah

1	Přehled poznatků .....	10
1.1	Úvod do problematiky osob se zdravotním postižením.....	10
1.2	Fyziologie svalu.....	15
1.3	Zimní pohybové aktivity osob s tělesným postižením.....	25
1.4	Technika a prostředky použité při výzkumu.....	34
2	Cíle a hypotézy práce.....	40
2.1	Cíl diplomové práce .....	40
2.2	Dílčí cíle.....	40
2.3	Úkoly práce.....	40
2.4	Hypotézy.....	40
3	Metodika .....	41
3.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	41
3.2	Využití techniky a metody zpracování dat.....	45
3.3	Postup práce a zpracování dat .....	47
4	Výsledky.....	51
5	Diskuze.....	57
6	Závěry .....	60
	Souhrn .....	60
	Summary .....	61
	Referenční seznam .....	62
	Seznam zkratk.....	66
	Přílohy.....	67

## Úvod

Volný a svobodný pohyb, každý může tuto frázi vnímat trochu jinak. Pro zdravého člověka žijícího v nesvobodné zemi to může znamenat pohyb mimo vymezené území, pro svobodného je to například pohyb na základě jeho vlastního rozhodnutí.

Někdo může žít ve svobodné zemi a mohl by jít, kam chce, ale brání mu v tom jiná omezení. Možnost být ve svém životě samostatný a vybrat si sám, bez cizí pomoci a ovlivnění, svou vlastní cestu. To je základním rysem svobodného života.

Abychom mohli jen tak někam jít a samostatně se pohybovat, potřebujeme zkoordinovat práci jednotlivých svalů a použít pro daný pohyb příslušné svalové skupiny. V případě že nám potřebné svaly nepracují, nebo je dokonce vůbec nemáme, musíme je pro vykonání stejné práce nahradit jinak. Některou funkci mohou přebrat jiné svaly, nebo je může nahradit kompenzační pomůcka ve spojení se svaly funkčními.

Jedním z cílených pohybů je jízda na lyžích řízená člověkem s tělesným postižením. Jízda, ve které si jednotlivé cíle klade každý sám a sám si je také plní. Protože na takových lyžích jako jsou Monoski, Bi-ski, Kartski, Skikára a další jezdí právě lyžaři s nějakým tělesným omezením. Chtěl bych touto prací přispět k rozšíření poznatků, jež pomohou při výrobě a výběru kompenzačních pomůcek, které lidem s tělesným omezením takovou svobodu umožňují.

# 1 Přehled poznatků

## 1.1 Úvod do problematiky osob se zdravotním postižením

Termínem zdravotní postižení (ZP) je označováno souhrnné postižení v několika oblastech. Podle Michalíka (2011) patří mezi nejčastěji rozlišovaná postižení:

- s tělesným handicapem
- s mentálním handicapem
- se zrakovým handicapem
- se sluchovým a řečovým handicapem
- s kombinovanými formami
- nemocní civilizačními chorobami

Michalík (2011) rozděluje osoby se zdravotním postižením do věkových skupin a podle jednotlivých druhů postižení jsou uvedeny skupiny s tělesným, zrakovým, sluchovým, mentálním, duševním a vnitřním postižením. V jiných zdrojích je zdravotní postižení uvedeno jako určitá odchylka ve zdravotním stavu člověka, která jej omezuje v některých pohybových činnostech, v oblastech kvality života, začlenění do společenských činností a uplatnění v oblasti pracovního zařazení, kulturního, sportovního a jiného vyžití (Za sklem, 2012). Z údajů uvedených Michalíkem (2011) vyplývá, že nejpočetnější skupina občanů se zdravotním postižením je z kategorie typu s vnitřním postižením a s tělesným postižením, kteří tvoří 37 % a 36 % z celkového množství osob se zdravotním postižením.

Tělesné postižení (TP) je chápáno jako porušení funkcí ve vztahu jedince a společnosti u osob se zdravotním postižením. Dochází k narušení role, kterou postižený ve společnosti zastává, soběstačnosti, vlastní mobility, pracovní a zájmové činnosti (Kudláček & Ješina, 2008). Jiní autoři upřednostňují termín porucha hybnosti, který lépe vystihuje funkční omezení těchto osob. Vnímáme tak schopnost pohybu osoby s postižením spolu s kompenzační pomůckou a tím se zaměřujeme na její celkovou schopnost zvládnutí pohybu (Kudláček & Ješina, 2013). Podle Hájkové (2006) se tělesné postižení odráží také v chování společnosti vůči osobám s handicapem. Vyvolává v nás skrytou nedůvěru v jejich schopnosti začlenění a uplatnění v pracovním procesu i ostatních sociálních příležitostech.

Poruchy neuromuskulárních funkcí mohou mít příčinu v onemocnění, nebo být ovlivněny poraněním při úrazu (Gnad et al., 2002). Tělesná postižení se vyznačují omezením pohybu a mírou poškození. Rozdělujeme je podle doby vzniku na vrozené a získané. Vrozené vady vznikají během těhotenství nebo při porodu. Vrozená postižení mají původ v prenatálním nebo



perinatálním období. Velice často mívá vrozené postižení genetický původ, mohou také vzniknout na základě různých, často virových onemocnění (Ješina et al., 2011).

1. **Prenatální anomálie** - vzniká v období gravidity
2. **Perinatální anomálie** - vzniká při porodu
3. **Postnatální anomálie** - vzniká v prvních měsících života

V jiném zdroji uvádějí Kudláček a Ješina (2013) nejčastější typy tělesného postižení:

- **Dětská mozková obrna (DMO)**
- **Rozštěpy páteře**
- **Progresivní svalová dystrofie**
- **Ochrnutí po poranění míchy**

Michalík uvádí s odvoláním na zdroj ČSÚ, že „celkový počet osob s tělesným postižením v České republice je 550 407 osob“ (Michalík, 2011, p. 39). Ve společnosti je TP stále často chápáno jako hlavní osobnostní znak osob s TP, ačkoliv neodpovídá jejich skutečným reálným schopnostem a charakteru osobnosti (Michalík, 2011). Ješina (2011) říká, že společným znakem osob s tělesným postižením je sice omezení jejich pohybu, ale při správně chápané inkluzi by tyto okolnosti neměly ovlivňovat myšlení a jednání ve všech společenských vrstvách.

Získaná postižení může způsobit úraz, hormonální poruchy, zánětlivá či degenerativní onemocnění mozku a míchy, zánětlivá onemocnění pohybového a nosného aparátu aj. Mohou mít také infekční původ nebo působit jako přímý či nepřímý následek úrazu. Na rozdíl od vrozených vad mohou vzniknout v kterémkoli období života. Postižení úrazem rozlišujeme na základě lokalizace postižení a uvádíme je jako:

- **Úrazy páteře bez poranění míchy**
- **Úrazy páteře s poraněním míchy**
- **Úrazy míchy bez poranění páteře**

Přímé poranění páteře je zapříčiněno přetížením mechanické odolnosti páteře. Dochází k porušení vazivových spojení, meziobratlových plotének nebo k poškození struktury obratlů. Nejčastěji je poraněna krční páteř a přechod mezi hrudními a bederními obratli (Lamichová et al., n. d.). Během úrazového děje může dojít k míšnímu poškození formou zhmoždění, stlačení, natáhnutí, popřípadě porušení krevního zásobení míchy. Poranění míchy se vyskytuje až v 50 % všech poranění páteře (Malý et al., 1999). S tím se téměř shodují statistiky publikované na stránkách Centra Paraple (2011), kde autoři uvádějí jako nejčastější poranění krční páteře s porušením míchy ve 40 % případů, poranění v oblasti hrudní páteře s 10 % poškození míchy a méně časté poranění bederní páteře se 3 % poškození míchy. Majkusová (2009) v rehabilitačním centru Jimramov s odvoláním na Českou spondylochirurgickou společnost upozorňuje na poranění páteře a míchy v České republice, které dosahuje až ke 300 úrazů

v jednom roce. Údaje světových statistik přisuzují 55 % poranění dopravním nehodám, 22 % pracovním úrazům, 18 % zraněním vznikajícím při sportu a 5 % je způsobeno násilím.

Ješina a Kudláček (2013) uvádějí jako nejčastější způsob poškození míchy úraz, jen výjimečně bývá mícha poškozena vlivem určitého onemocnění. Nejčastějšími příčinami úrazů jsou v současnosti automobilové a motocyklové havárie. Gnad et al. (2002) uvádějí příčiny poruch neuromuskulárních funkcí, které mohou nastat jednak onemocněním a jednak vlivem úrazového poranění. Funkční poranění je zastoupeno zhruba 90 %, anatomické poranění zbylými 10 % případů.

Úrazy páteře a míchy bývají také označovány jako spinální poranění. Jak uvádí Přidalová a Riegerová (2009), spinálními nervy je zajištěno spojení mezi míchou a periferními orgány. Poškozením míchy se naruší přenos informací mezi svalovou jednotkou a mozkem. Informace se nedostane do mozku a pohyb ovládaný vůlí se neuskuteční. Částečně je také poškozena funkce vyprazdňování a močení. Úplnou ztrátu vůlí ovládaného pohybu pod místem poškození nazýváme plegií, částečnou ztrátu vůlí ovládaného pohybu nazýváme parézou. Spasticita v ochrnutí těla se projevuje svalovými záškuby z důvodu přerušení vzruchu na cestě mezi svaly, mozkem a následně opět svaly. K přerušení vzruchu dochází v místě poškození míchy. Míšní léze znamená poškození míchy, ke kterému dochází většinou při poranění úrazem. Ztráta citlivosti a ochrnutí svalů nastává pod úrovní poranění (Centrum Paraple, 2011).

Poranění míchy můžeme rozlišit na úplné a neúplné. Při úplném poranění míchy je způsobena ztráta neurologických funkcí pod úrovní poranění. Při neúplném poranění dochází ke ztrátě motorických, senzomotorických a autonomních funkcí v různém rozsahu. Ztráta funkčnosti může být dočasná, nebo trvalá (Adamčová, 2005). Podle Kittnara et al. (2011) nedostávají svalová vlákna při lézi míšního neuronu žádnou aferentaci, ta se podílí na aktivním klidovém svalovém tonu inervovaných svalů. V důsledku toho vykazují svaly ochablost označovanou jako úplná, nebo neúplná myopatie.

Malý et al. (1999) upozorňují na celou řadu klasifikačních skupin pro kategorizaci poranění páteře. Podle tohoto zdroje zatím neexistuje možnost jednoznačného začlenění poranění páteře a z důvodů veliké variability ani nebude možné.

Mícha je dlouhý provazec tvořený šedou a bílou hmotou o délce 40 - 45 cm, podle Seidla (2004) až 50 cm. Leží v páteřním kanálu a končí u obratlů L1, L2. Mícha nedosahuje délky páteře z důvodu jejího pomalejšího růstu. Šedá hmota je tvořena neurocyty s četnými synapsemi, bílá hmota obsahuje nervové dráhy. Z míchy vychází z každého segmentu míšní nervy. Míšní nerv je utvořen ze dvou míšních kořenů vystupujících z míchy, a to motorického a senzitivního. V místě pod prvním bederním obratlem vytvářejí nervy cauda equina (koňský ohon). Míšní nervy mají za úkol zajistit spojení míchy s periferními orgány. Jsou smíšené a

obsahují senzitivní i autonomní vlákna. Těchto nervů je 31 párů, které postupně inervují svaly těla (Fleischman & Linc, 1979; Přidalová & Riegerová, 2009).

Podle oblasti výšky poškození míchy rozlišujeme tři skupiny TP:

**1. Tetraplegie:** K poškození míchy došlo v oblasti krční páteře a způsobuje částečnou ztrátu pohyblivosti horních končetin s úplnou ztrátou pohyblivosti těla a dolních končetin.

**2. Vysoká paraplegie:** K poškození míchy došlo v horní části zad a způsobuje částečnou ztrátu pohyblivosti těla a úplnou ztrátou pohyblivosti dolních končetin.

**3. Nízká paraplegie:** K poškození míchy došlo v dolní části zad a způsobuje úplnou, nebo částečnou ztrátu pohyblivosti dolních končetin. Citlivost v oblasti břicha směrem nahoru je zachována (Centrum Paraplegie, 2011).

Širší rozdělení uvádí Majkusová (2009) v článku „Míšní poranění“. Klasifikuje v něm TP podle výšky poranění v souvislosti s motorikou:

1. Pentaplegie při poškození míchy v oblasti C1 – C4, která se projevuje ochrnutím všech končetin, bránice, včetně trupového a břišního svalstva.

2. Kvadruplegie (tetraplegie) s poškozením míchy v oblasti segmentů C5 – Th1, při níž se projevuje částečná ztráta pohyblivosti horních končetin a úplná ztráta pohyblivosti dolních končetin a trupu.

3. Paraplegie, která vzniká při lézi hrudní míchy Th1 – Th12.

4. Paraparéza, která vzniká při poškození v oblasti bederní L1 – S2.

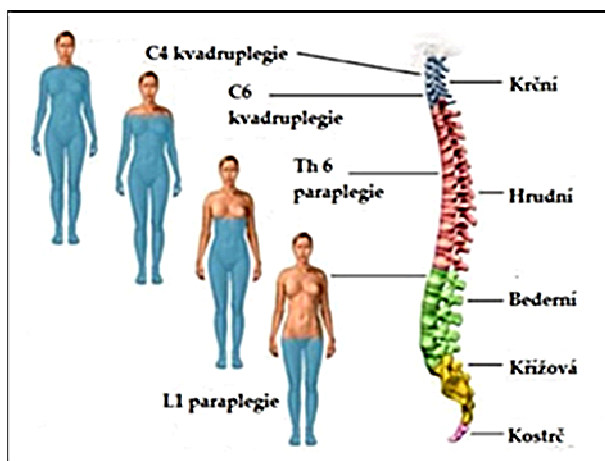
Poškození míchy bývají podle Hájkové et al. (2006) nezvratná, neboť mícha nemá regenerační schopnost. Dělí poškození na čtyři stupně:

1. Poškození horní krční míchy na úrovni 1. - 4. obratle s následkem spastického postižení všech končetin, poruchou citlivosti celého těla až ke krku.

2. Poškození dolní krční míchy na úrovni 5. - 8. obratle, spastické postižení dolních často i horních končetin s poruchou citlivosti na trupu i končetinách.

3. Poškození hrudní míchy, která způsobuje spastické postižení dolních končetin s poruchou citlivosti do výše léze.

4. Poškození bederní a křížové míchy provázené chabou obrnou dolních končetin a poruchou citlivosti na dolních končetinách (Obrázek 1).



Obrázek 1. Výše léze (Mlčoch, 2014)

Podle Adamčové et al. (2005), k této klasifikaci neřadíme lézi lumbosakrálního plexu, ani poranění periferních nervů mimo páteřní kanál. Na stránkách Centra paraple (2011) nalezneme následující rozlišení poranění míchy s uvedením poškozených obratlů:

1. Pentaplegie s lézí nad C4
2. Vysoká tetraplegie s lézí C4 – C5
3. Nízká tetraplegie s lézí C6 – C7
4. Vysoká tetraplegie s lézí Th1 – Th6
5. Nízká paraplegie s lézí Th7 a níže

Podle Adamčové et al. (2005) je poranění páteře nejčastěji lokalizováno v úrovni C4, C5, C6 a na torakolumbálním přechodu páteře nejčastěji v oblasti C5 a Th12. Příčiny poruch neuromuskulárních funkcí mohou nastat jednak onemocněním a jednak vlivem úrazového poranění. K poranění míchy nejčastěji dochází při úrazu. Z následujících statistických údajů (Centrum Paraple, 2011) vyplývá počet poranění s ohledem na druh příčinné události:

- Dopravní nehody (cca 55 %)
- Úrazy při práci doma (cca 22 %)
- Sport – skoky do vody, pády z výšky (18 %)
- Násilí (5 %)
- Patologické procesy – nádorová, cévní, degenerativní, zánětlivá onemocnění (minimální výskyt)

## 1.2 Fyziologie svalu

Kittnar et al. (2011) popisují význam kosterního svalstva pro pohyb. Toto příčně pruhované svalstvo umožňuje všem aktivní pohyb těla aktivní a vůlí ovládanou tenzí. Kosterní svaly člověka jsou složeny z více než 600 jednotlivých svalů a tvoří asi 40 % hmotnosti těla. Jejich prvořadou funkcí je působit silou kontrakce na kostru. Podle Bursové (2005) tvoří svaly jeden aktivní orgán pouze v součinnosti s kostrou, chrupavkami, vazy a klouby.

Základem každého příčně pruhovaného svalu je svalové vlákno (myofibrila) tvořené tenkými aktinovými a tlustými myosinovými myofilamenty. Jedno vlákno je komplexní mnohojaderná buňka. Svalová vlákna drží pohromadě pojivová tkáň sarkolema, na jejímž povrchu tvoří množství tenkých kolagenových vláken vrstvu polysacharidů, tzv. endomysium. Kolagenová vlákna se postupně navyšují na perimysium a epimysium, která formují šlachový úpon na konci svalu. V endomysiu probíhají kapiláry umožňující výživu svalových buněk a nervová vlákna řídící jejich kontrakci. Naprostá většina vláken je inervována jen jedním nervovým zakončením. Myofilamenta jsou v každé myofibrile příčně rozdělena Z-pruhy na jednotky zvané sarkomera. Kittnar et al. (2011) rozdělují kosterní svaly na tři druhy. Jeden typ pomalých vláken a dva typy rychlých. Podle Přidalové a Riegerové (2008) jsou kosterní svaly tvořeny čtyřmi typy vláken, které mají odlišné mechanické vlastnosti a různé metabolické požadavky.

1. **Pomalá vlákna typ I., *slow oxidativ*** mají díky většímu prokrvení a lepšímu zásobení schopnost menší unavitelnosti. Uplatňují se při vytrvalostní činnosti a udržují svalový tonus potřebný pro statické držení postury.

2. **Rychlá vlákna typ II A., *fast oxidative and glycolytic*** jsou objemnější s vyšším podílem myofibril a menším podílem mitochondrií. Jsou určena k rychlým kontrakcím prováděným velkou silou, ale vydrží být aktivní kratší dobu než pomalá vlákna. Z důvodu menšího množství kapilár a menší zásobitelnosti O<sub>2</sub> jsou tato vlákna méně ekonomická.

3. **Rychlá vlákna typ II B., *fast glycolytic*** jsou nejobemnější, mají nejméně kapilár, nízký obsah oxidativních enzymů a myoglobinu. Využívají k udržení kontrakce anaerobní metabolismus. Neekonomickou přeměnou glykogenu na ATP jsou rychle unavitelná s dlouhodobou schopností regenerace v řádu několika hodin (Kittnar et al., 2011; Přidalová & Riegerová, 2008).

4. **Přechodná vlákna typ III.,** jsou označovány jako vývojově nediferencovaná populace vláken, která je podle předpokladu možným představitelem tří předchozích typů vláken (Dylevský & Trojan, 2009).

Kittnar et al. (2011) uvádějí poměr svalových vláken v těle jako směs všech typů. Typ svalových vláken je dán geneticky, pohybovou aktivitou je možné omezeně ovlivnit vytrvalostní znaky. Rychlostní a silové schopnosti odvislé od zastoupení vláken typu II. jsou dány geneticky a nedají se změnit pohybovou aktivitou.

Podle Čiháka (2011) je svalové vlákno ovládáno jedním motoneuronem a tvoří motorickou jednotku. Velikost motorické jednotky je určena počtem inervovaných svalových vláken. Svaly určené pro jemnou motoriku mají menší motorické jednotky než velké svaly, které nepotřebují tak citlivé ovládání. Jinými slovy: „Počet motoneuronů inervujících jeden sval je o to větší, čím přesnější a jemnější jsou jeho funkce“ (Přidalová & Riegrová, 2009, p. 102).

Každá membrána svalového vlákna je z vnitřní strany buňky polarizována negativně a z vnější strany tedy na povrchu je pozitivní. Tento klidový potenciál se stimulací mění na akční potenciál. Akční potenciál se šíří po svalovém vlákně a vyvolává v něm kontrakci. Důvodem pro vznik akčního potenciálu ve svalovém vlákně jsou změny v propustnosti membrány pro ionty sodíku, draslíku a částečně i vápníku. Klidový potenciál lze zaznamenat myograficky a jeho hodnoty se pohybují mezi 80 až 90 mV. Akční potenciál se navyšuje o hodnoty 20 až 30 mV. Celková hodnota akčního potenciálu se pohybuje okolo 120 mV. Akční potenciál kosterního svalu probíhá asi 10 ms a je svým průběhem velice podobný akčnímu potenciálu nervového vlákna (Martiník, 2016).

Používání lyžařských kompenzačních pomůcek má význam pro osoby s omezenou hybností dolních končetin. Výrobci těchto pomůcek doporučují jejich využívání podle výšky léze nebo typu postižení. Poradenství o použití nabízí i specializované internetové stránky. DisabledGear.com (2016) doporučuje používání Kartski pro paraplegiky, osoby s amputací, některými úrovněmi rozštěpů páteře, se svalovou dystrofií, roztroušenou sklerózou a cerebrální parézou. Podle Duška z Centra handicapovaných lyžařů (2016) vychází všechny kompenzační pomůcky pro aktivní jízdu ze schopnosti klienta ovládat horní končetiny. Stejný názor zastává i Kvasnička (2012). Dostatečná pohyblivost horních končetin se jeví jako nutná potřeba pro užívání kompenzačních pomůcek.

Podle Jandy (1974) je hybnost horní končetiny závislá na jejím složitém připojení k trupu ramenním pletencem. Scapula (lopatka), clavícula (klíční kost) a humerus (kost pažní) vytváří spolu s hrudníkem komplex kloubů pracujících se vzájemnou závislostí. Plynulost v pohybu paže zajišťují svaly, které můžeme rozdělit podle toho, jak jsou na humeroskapulární kloub napojeny:

1. Sestupující (na nichž je pletenec zavěšen) – horní vlákna m. trapezius, m. levator scapulae, mm. romboideus, horní vlákna serratus anterior.

2. Přistupující v horizontále – střední vlákna m. trapezius, m. serratus anterior a částečně m. pectoralis major.

3. Vystupující k rameni – dolní část m. serratus anterior a m. trapezius, m. latissimus dorsi, m. pectoralis minor a dolní vlákna pectoralis major.

Svaly pletence ramenního dělíme podle funkce na:

1. skupinu, která spojuje pletenec s trupem – m. trapezius, mm. rhomboideus, m. levator scapulae, m. serratus anterior, m. pectoralis minor.

2. skupinu, která spojuje pletenec s paží – m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor, m. subscapularis, m. deltoideus, m. coracobrachialis.

3. skupinu, která spojuje lopatku s předloktím – m. biceps brachii, m. triceps brachii (Janda, 1974; Čihák, 2001; Přidalová & Riegerová, 2009).

Pohyb ramenního kloubu je tvořen kolem tří os:

1. Ventrální a dorsální flexe a extenze, na nichž se podílí hlavně m. deltoideus, m. coracobrachialis a m. biceps brachii, vedlejšími svaly jsou m. pectoralis major (část klavikulární) a m. deltoideus (část klavikulární). Při dorsální flexi a extenzi je to hlavně m. latissimus dorsi, m. teres major a m. deltoideus (spinální část). Vedlejšími svaly jsou m. teres minor, m. subscapularis a m. pectoralis major (sternální část).

2. Abdukce a addukce, na nichž se podílejí hlavně m. deltoideus, m. supraspinatus, m. serratus anterior. Vedlejšími svaly jsou m. deltoideus (zbylé části), m. infraspinatus, m. pectoralis major, m. caput longum a m. biceps brachii caput longum. Na addukci se podílí hlavně m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. teres major. Pomocnými svaly jsou m. teres minor, m. suprascapularis a m. triceps brachii caput longum.

3. Vnitřní a zevní rotace jsou podporovány hlavně svaly m. subscapularis, m. latissimus dorsi a m. teres major, s vedlejší podporou svalů m. pectoralis major, m. deltoideus (klavikulární část) a m. biceps brachii. Zevní rotaci zajišťují hlavně m. infraspinatus a m. teres minor, vedlejším svalem je spinální část m. deltoideus (Čihák, 2001; Přidalová & Riegerová, 2008).

### **Komparace svalové aktivity při ovládní různých kompenzačních pomůcek**

Woude (2001) se ve svém článku „Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion“ zabývá biomechanikou a fyziologií při ovládní ručního ortopedického vozíku z pohledu bezpečného ovládní a naopak přetěžování horních končetin. Jako nejvíce aktivované svaly zapojené v první fázi pohybu při pohánění ručního ortopedického vozíku uvádí m. deltoideus posteriori, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. flexor carpi radialis a m.

pectoralis major. Ke svalům zapojeným během odpočinkové fáze řadí m. deltoideus medialis a posterior. Nejvíce aktivovaný sval během koncové části pohybového cyklu je m. latissimus dorsi.

Dufková (2010) ve své disertační práci pojednává o výběru svalů při záběru kajakáře. Hlavní záběrové svaly vybrala na základě principů lidské motorické ontogeneze. Brala také zřetel na zapojení svalů v rámci svalových smyček. Při určení svalů zohlednila dostupnost povrchovými elektrodami pro měření povrchovou elektromyografií (sEMG). Z uvedených důvodů vybrala jako hlavní svaly podílející se na záběru kajakáře vpřed svaly m. latissimus dorsi, m. triceps brachii, m. biceps brachii, m. serratus anterior, m. obliquus externus abdominis, m. pectoralis major a m. quadriceps femoris.

Při jízdě na sportovně kompenzačních pomůčkách pro lyžování jsou zapojovány svaly horní končetiny a svaly zad. Podle Mutňanské (2007) při jízdě na Monoski pracují hlavně svaly ramenního kloubu - m. deltoideus, m. pectoralis major, biceps brachii a coracobrachialis, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres major. Při udržování dynamické rovnováhy zapojuje lyžař svaly pracující na elevaci a retrakci lopatky. Pro vychýlení těla dovnitř oblouku a tím také k přenosu váhy pracují svaly trupu – m. quadratus lumborum spolu s mm. obliqui. Při jízdě v terénu a vyrovnání terénních nerovností dochází také ke kontrakci břišních svalů – m. rectus abdominis, mm. obliqui a m. transversus abdominis. Při brzdění uvádí Mutňanská (2007) zapojení extenzorů předloktí. S tímto zjednodušeným uvedením by zřejmě nesouhlasil Kvasnička (2012), který pronaci předloktí doporučuje jen při lehkém dobrzdění.

Vatěrová (2006) vybrala svaly k porovnávání jízdy na ručním ortopedickém vozíku s plazením na základě jejich funkce. Skupinu sledovaných svalů tvoří:

1. m. triceps brachii sin. – caput longum
2. m. biceps brachii sin. – caput longum
3. m. latissimus dorsi sin.
4. m. trapezius sin. – pars transversa
5. m. serratus anterior sin.
6. m. pectoralis major sin. – pars sternalis

Antel (2013) vybral ve své bakalářské práci na téma „Popis specifických sportovně kompenzačních pomůček Skikára v komparaci s Kartski,“ svalové skupiny k vzájemnému porovnání. U poměřovaných svalů: m. flexor digitorum superficialis (ohýbače prstu), m. biceps brachii (dvojhlavý sval pažní), m. triceps brachii (trojhlavý sval pažní), m. deltoideus (střední deltový sval), m. pectoralis major (velký sval prsní), m. latissimus dorsi (široký sval zádový), m. infraspinatus (sval podhřebenový), m. upper trapez (horní sval trapézový), byly hodnoty zpracovány a vyhodnoceny podle naměřených hodnot.



Vybrané svalové skupiny považované za rozhodující při ovládní kompenzačních pomůcek jsou:

- m. biceps brachii (dvojhlavý sval pažní)

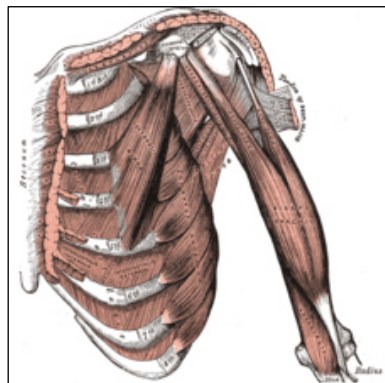
Objemný sval vyplňuje přední část paže. Je složen ze dvou částí, zevní dlouhé části, která začíná na zevním úhlu lopatky. Druhá krátká část vychází ze zobcovitého výběžku lopatky. Obě části jsou spojeny a vytváří jednu hmotu svalu. Sval je připojen k hlavě vřetenní kosti plochou povrchovou šlachou.

*Začátek svalu:* caput longum – tuberculum supraglenoidale, caput breve

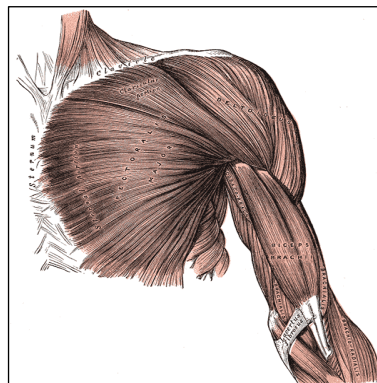
*Úpon svalu:* Sval je uchycen na povrchovou předloketní fascii ulnární strany.

*Funkce:* Hlavní funkce je v kloubu loketním flexe předloktí k paži, vedlejší funkcí je supinace předloktí a zevní elevace paže, dlouhá hlava pomáhá při abdukci, krátká hlava při addukci a ventrální flexi.

*Inervace:* nervus musculocutaneus (C5, C6)



Obrázek 2. Dvojhlavý sval pažní - hlubší pohled (Čihák, 2001)



Obrázek 3. Dvojhlavý sval pažní (Čihák, 2001)

- m. triceps brachii (trojhlavý sval pažní)

Objemný sval vyplňuje zadní oblast paže. Jeho horní část se skládá z dlouhé hlavy, vnější hlavy a vnitřní hlavy. Všechny tři hlavy se spojují v silnou svalovou hmotu do šlachy.

*Začátek svalu:* caput longum (dlouhá hlava) začíná na tuberculum infra glenoidale (zevní hraně lopatky), caput laterale (vnější hlava) na zadní ploše humeru (kosti pažní) a caput mediale (střední hlava) na zadní ploše humeru

*Úpon svalu:* Sval je uchycen úponovou šlachou na olekranonu.

*Funkce:* extenzor (napřimovač) loketního kloubu, dorsální flexe a abdukce v ramenním kloubu

*Inervace:* nervus radialis (C5, C6)



Obrázek 4. Trojhlavý sval pažní  
(Čihák, 2001)

- m. deltoideus (deltový sval)

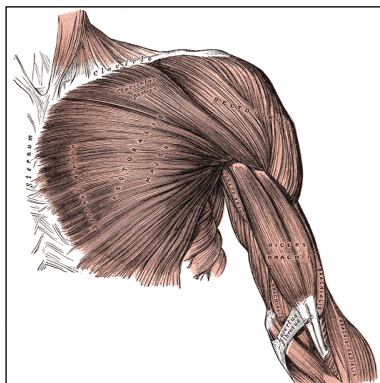
Je objemný, povrchově uložený sval, který vyplňuje celou povrchovou oblast ramene. Má tvar části kužele připomínající řecké písmeno delta. Skládá se ze tří částí: akromiální (nadpažkovou), spinální (lopatkovou) a klavikulární.

*Začátek svalů:* Upíná se ve 2/3 na spina scapulae (hřeben lopatky) a 1/3 na klavikulu (klíční kost).

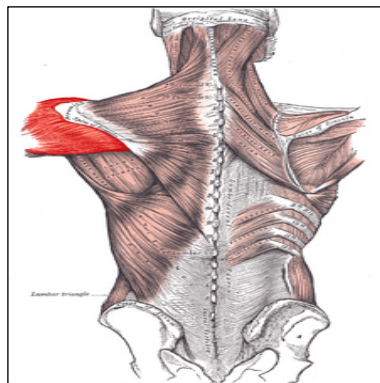
*Úpon svalů:* Všechny tři části deltového svalu se sbíhají a upínají se silnou šlachou nad tuberositas deltoidea humeri (polovinou kosti pažní).

*Funkce:* Sval udržuje klidovým napětím hlavici ramenního kloubu v jamce, klavikulární část se podílí na předpažení, nadpažková část se podílí spolu s m. pectoralis major na upažení, spinální lopatková část způsobuje zapažení.

*Inervace:* nervus axillaris (C5, C6)



Obrázek 5. Deltový sval – frontální  
pohled (Čihák, 2001)



Obrázek 6. Deltový sval – dorsální  
pohled (Čihák, 2001)

m. pectoralis major (velký sval prsní)

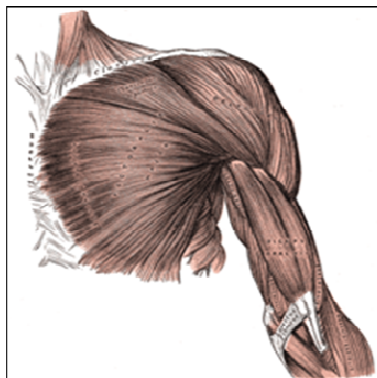
Velmi široký sval ve tvaru trojúhelníku patří mezi největší ploché svaly na těle. Pokrývá část hrudníku od přední kosti hrudní a přilehlých šesti žeber až k podpažní jamce. Sval je složen ze snopců na části klavikulární, sternokostální a abdominální.

*Začátek svalů:* Upíná se na mediální část klíční kosti, hrudní kost a přední část šestého žebra.

*Úpon svalů:* Krátkou silnou šlachou se upíná na hranu hrbolu kosti pažní, svalové snopce se při úponu překrývají ve tvaru písmene U.

*Funkce:* Jednotlivé snopce plní různé funkce, připažení je zajištěno kontrakcí celého svalu, v připažené poloze hýbe ramenem vpřed a hrbí záda, předpažení pomáhá jeho klavikulární část a paži v něm udržuje, sternokleidní a abdominální části pectoralis major rotují paži ze zevní rotace na vnitřní, k tomu umožňuje zvedat hrudní koš a je pomocným dýchacím svalem.

*Inervace:* nervus pectorales laterales (C8,Th1); mediales (C5 – C7)



Obrázek 7. Velký sval prsní (Čihák, 2001)

- m.latisimus dorsi (široký sval zádový)

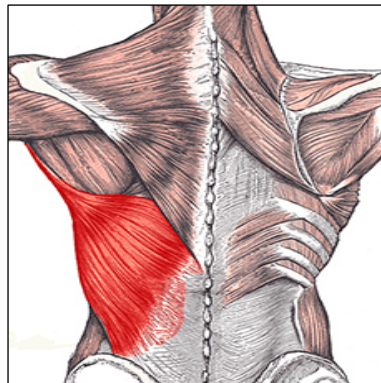
Velmi široký povrchový plochý sval, který překrývá dolní plochu zad.

*Začátek svalů:* Sval začíná na zadních výběžcích hrudních obratlů Th6-Th12 a bederních obratlů L1 - L5. Dolní část vychází z křížové kosti a hrany lopaty kosti kyčelní, horní část svalu vystupuje z posledních tří až čtyř horních žeber.

*Úpon svalů:* Sval prochází podpažní jamkou a upevňuje se šlachou na kost pažní.

*Funkce:* Addukce humeru a vnitřní rotace, ve spolupráci s m. teres major a spinální částí m. deltoideus zajišťují extenzi humeru v ramenním kloubu, při fixované paži zvedá žebra, vnější okraj svalu pomáhá zmenšit hrudník při prudkém výdechu.

*Inervace:* nervus supraclavicularis plexus brachialis n. thoracodorsalis (kořenová inervace (C6, C8))



Obrázek 8. Široký sval zádový  
(Čihák, 2001)

- m.upper trapez (horní sval trapézový)

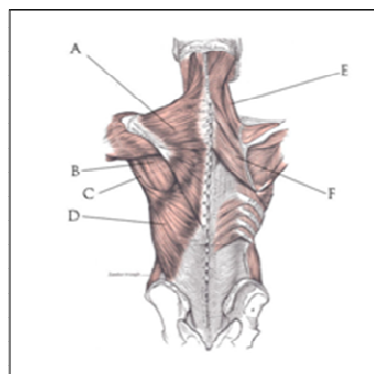
Velmi veliký, široký sval, který kryje téměř všechny ostatní svaly šíje, krku a velkou část zad.

*Začátek svalů:* Sval začíná na sedmi krčních a dvanácti hrudních trnových výběžcích obratlů včetně Th12.

*Úpon svalů:* Upíná se na hřeben lopatky akromion, nadpažkový výběžek a konec klíční kosti.

*Funkce:* Sval zvedá ramena, fixuje a stabilizuje lopatku, záklon hlavy, úklon hlavy a páteře, účastní se také na zdvižení paže nad horizontální polohu.

*Inervace:* nervus accessorius (XI. hlavový), plexus cervicalis



Obrázek 9. Horní sval trapézový  
(Čihák, 2001)

### **Inervace svalových skupin**

Míšní nervy jsou složeny z motorických, autonomních a senzitivních vláken. Vznikají spojením předních a zadních míšních rohů. Míšních nervů má člověk 31 párů, kterými jsou

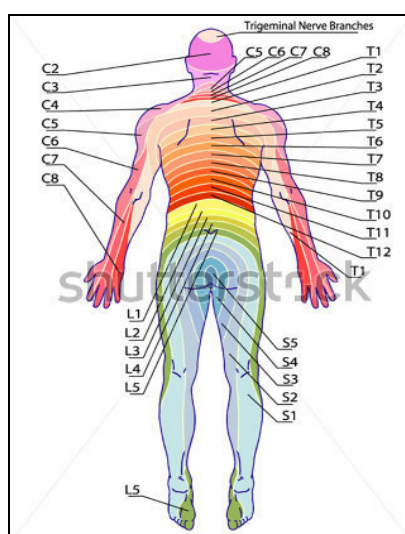
inervovány také kosterní svaly. Inervace svalových skupin je podle Přidalové a Riegerové (2009) zajištěna následujícími skupinami míšních nervů:

**Nervi cervicales** (8 párů) vystupují v krční oblasti páteře C1 – Th1 a inervují hlavu, krk a horní končetiny.

**Nervi thoracici** (12 párů) vystupují mezi hrudními obratli Th1 – Th12 a inervují svaly hrudníku.

**Nervi lumbales** (5 párů) vystupují mezi pánevními obratli L1 – L5 a inervují hluboké zádové svaly.

**Nervi sacrales** (5 párů) vystupují mezi srostlými obratli kosti křížové S1 – S5 a inervují svaly dolních končetin.



Obrázek 10. Inervace svalových skupin (Clipart.me, 2016)

Periferní nervy spojují CNS s orgány a tkáněmi celého těla dělíme na aferentní a eferentní.

- Aferentní vlákna:
- Senzitivní přijímají informace z vnitřních orgánů (bolest, teplo, tlak).
- Sensorické přijímají informace z vnějšího prostředí (zrak, chuť, sluch, čich).
- Eferentní vlákna:
- Motorická vlákna vyvolávají volní kontrakci kosterního svalstva.
- Autonomní, vegetativní řídí orgány a žlázy (hladké svaly, srdce, žlázy).

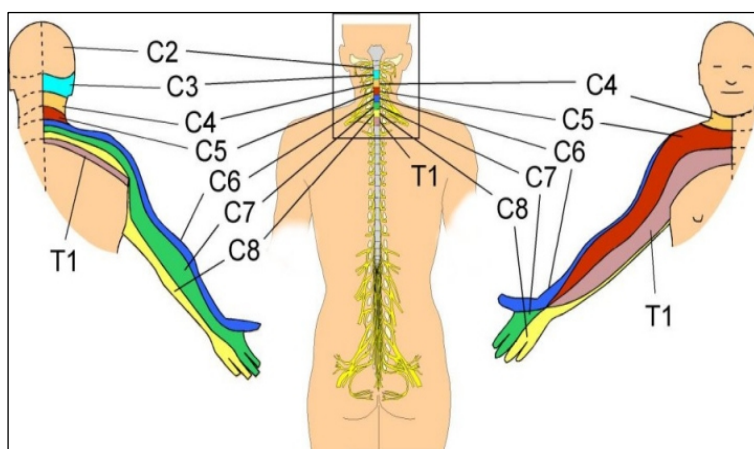
Holibková a Laichman (2004) spolu s Přidalovou a Riegerovou (2008) nazývají senzitivní dráhy jako ascendtní (dostředivé) – jedná se o všechny dráhy jdoucí vzestupně do vyšších úseků mozku. Motorické dráhy označují jako descendtní (odstředivé), které vedou podněty přivedené vzestupnými drahami do míchy a pak periferními nervy až k výkonným orgánům,

svalovým jednotkám kosterních svalů. Míšní (spinální) nervy jsou smíšené a obsahují jak eferentní (motorická), tak aferentní (senzitivní) a také autonomní (vegetativní) vlákna. Jednotlivé míšní nervy se dělí na slabší větev (dorsalis) a silnější větev (ventralis).

Míšních nervů je 31 párů. Prochází míšním kanálem a mezi každým páteřním obratlem se odděluje jeden pár. Mimo dvojice vycházející z hrudní páteře vytváří pleteně, neboli plexus.

Plexus cervicalis je vytvořen spojením ventrálních větví obratle C1 až C4 a inervuje svaly zadní části hlavy a krku.

Plexus brachialis je vytvořen spojením ventrálních větví obratle C5 až C8 spolu s Th1. Těchto pět párů vytváří tři složky: C5 až C6 truncus superior inervují horní část paže, C7 truncus



Obrázek 11. Inervace paží (Clipart.me, 2016)

medius inervující vnitřní část paže a C8 až Th1 truncus inferior inervující dolní část paže.

Nervi thoracici vystupují z obratlů Th1 až Th12 a inervují svaly a kůži zad a hrudníku. Tyto nervy nevytváří pleteně.

Nervi lumbales vystupují mezi bederními obratli L1 až L5 a jejich dorzální větve inervují některé z hlubokých zádových svalů spolu s kůží v bederní a hýžděové krajině.

Plexus lumbalis vytváří L1 až L4 spolu s Th1, inervuje břišní svaly, extenzory a abduktory stehna, m. iliopsoas, extenzory kolenního kloubu a částečně přední plochu stehna. Oblast pánve, stehna a zevního genitálu inervují dorsální nervy L5.

Nervi sacrales vystupují mezi S1 až S5 a inervují hýžděové svaly a svaly dolních končetin. Dorzální větve inervují hluboké hýžděové svaly. Ventrální větve S1 až S5 formují plexus sacralis a spolu s některými větvemi L4 a L5 vytváří plexus lumbosacralis, který inervuje dolní část břicha, dno pánevní, zevní pohlavní orgány a dolní končetiny.

### 1.3 Zimní pohybové aktivity osob s tělesným postižením

Kudláček a Ješina (2013) chápou Sport a sportovní rekreaci jako důležitou pohybovou činnost, pomocí které je udržováno a upevňováno zdraví a tělesná kondice osob s TP. Napomáhá také k dobré psychické kondici, vytvoření a udržování společenských vztahů a vazeb. Velkou měrou se podílí na integraci a vzájemném pochopení všech společenských vrstev. Dále rozdělují sportovní zapojení osob se zdravotním postižením do několika směrů:

1. paralympijské
2. hnutí speciálních olympiád
3. deaflympijské
4. integrované

Osoby s TP se zapojují do provozování sportu na rekreační úrovni převážně v integrované podobě a podobě sportovní, avšak v poslední době mírně stoupá i jejich zapojení na profesionální úrovni. Zimní sporty osob s TP se začaly rozvíjet více v období po druhé světové válce. První závody lyžování osob s tělesným postižením proběhly v roce 1970 a první MS v klasickém a sjezdovém lyžování se konalo o čtyři roky později. Skutečný rozvoj nastal až v osmdesátých letech, kdy byl organizován první kurz trojstopého lyžování. V současné době je na programu zimních paralympijských her šest sportů. Ke klasickému a sjezdovému lyžování přibyl biatlon, curling vozíčkářů a sledge hokej (Kudláček & Ješina, 2013).

Při jízdě za pomoci lyžařských kompenzačních pomůcek vycházíme ze stejných fyzikálních a biomechanických zákonů jako při běžném lyžování. Na lyžaře působí síly vnější a chceme-li lyže ovládat, působíme na ně silami vnitřními. Působení vnitřních sil se na venek projevuje pohybem jednotlivých částí těla (Drahoňovský & Novák, 2011).

Vnější síly jsou ty, které působí na pohyb lyžaře z vnějšího prostředí. Nejdůležitější vnější síly, se kterými budeme počítat, jsou podle Jandové et al. (2012) tíhová síla, třecí síly, reakční síly, aerodynamické síly a síly setrvačné.

Vnitřními silami rozumíme síly, které vznikají aktivitou svalových kontrakcí, řízenou centrální nervovou soustavou (CNS) uvnitř pohybového aparátu lidského těla. Pro pohyb člověka, v našem případě na lyžích nebo kompenzačních pomůčkách, je podstatná interakce těchto vnějších a vnitřních sil (Jandová et al., 2012). Kvasnička (2012) dělí vnitřní síly na aktivní a pasivní. Pasivní vznikají na základě svalové činnosti, ta ovlivňuje pohyb jednotlivých částí těla a tím působí na vnitřní prostředí. Pasivní síly, které mají význam při tlumení vnějších silových rázů, jsou určeny odporem a pružností šlach, vazů, chrupavek, kostí. Z textu Kvasničky (2012) vyplývá, že vnější síly působící na lyžaře s kompenzační pomůckou a bez ní jsou shodné. Vnitřní

síly, kterými lyžař ovlivňuje postavení těla ve frontální a sagitální rovině, jsou vyvolány rozdílně. Vertikální pohyb v rovině transversální nelze u sedícího lyžaře vyvolat působením vnitřních sil vůbec.

Z dalších důležitých pojmů spojených s lyžováním bych zmínil:

Těžiště lyžaře – je hmotný bod, ve kterém působí výsledná tíhová síla všech jednotlivých segmentů těla. Těžiště těla mění svou polohu spolu se změnou polohy těla (Štancl & Strobl, 2004). Drahoňovský a Novák (2011) uvádějí, že je nutné u lyžaře počítat také s jeho výstrojí a výzbrojí, v našem případě včetně kompenzační pomůcky.

Rovnováha – je stav, kdy se působící síly v těžišti navzájem vyruší a těžiště se při něm nachází uvnitř opěrné báze. Při dynamické rovnováze, kdy je lyžař v pohybu, musí dovnitř opěrné báze směřovat výslednice všech sil, které na lyžaře působí (Štancl & Strobl, 2004).

Setrvačnost – je síla, která brání změně pohybu lyžaře.

Tření – vzniká při pohybu mezi dvěma tělesy. Jeho velikost závisí na styčné ploše, jakosti povrchu a velikosti kolmému tlaku (Příbramský, Jelen & Vodičková, 2002; Drahoňovský, Novák & metodická komise APUL, 2011).

### **Sportovně kompenzační pomůcky pro lyžování**

Z názvu vyplývá, že se jedná o pomůcky sloužící k provozování zimních sportů, které kompenzují (nahrazují) určitou ztrátu nebo omezení v pohybu osob s tělesným postižením (Kudláček & Ješina, 2013). Při lyžování to jsou nejen níže popsané pomůcky pro vlastní jízdu, ale je to také spousta kompenzačních pomůcek pro zlepšení funkce pohybu a zvýšení komfortu pobytu v zimním prostředí. Mnozí uživatelé totiž potřebují řešit problémy nejen s pohyblivostí, ale také s termoregulací. K tomu slouží různé speciální tepelné vaky a kryty. Pro zlepšení úchopu uvádí Kvasnička (2012) speciální rukavice s fixačními pásky a na míru nastavitelné stabilizační hole mnoha výrobců. Ke kompenzačním pomůckám řadíme i běžné součásti lyžařské výstroje, které jsou mnohdy rovněž speciálně upravené podle individuální potřeby uživatele.

V současné době je pro označení všech typů lyží pro sedící osoby se zdravotním postižením používán název Sit-ski. Lyže jsou konstruovány buď s jednou (Monoski), dvěma (Dual-ski, Bi-ski, Tandem-ski) nebo čtyřmi (Ski-cart) lyžemi. Rozdílný je i způsob ovládání a zatáčení jednotlivých typů pomůcek, čímž je uživatelům umožněn výběr optimální kompenzační pomůcky. Každý výrobce nabízí rovněž různé rozměry sedaček umožňující těsný, ale pohodlný posed. Ze všech typů lyže pro sedící lyžaře je pro závodní potřeby používána pouze Monoski (Kvasnička, 2012).



## Monoski

**Popis:** Kompenzační pomůcka (Obrázek 12) pro osoby s postižením dolních končetin, která jim umožňuje jízdu po sněhu. Skládá se ze skořepinového sedadla, konstrukce spojující sedačku s jednou lyží, lyže a příslušenství.

Sedadlo je skořepina z laminátových nebo podobných materiálů, vypořstovaná tepelně izolačním, nenasákavým materiálem. Lyžař je v sedačce přidrřován pomocí pásů v oblasti stehien, břicha a nohou. Sedačky bývají vyrobeny v několika velikostech od dětských rozměrů po maximální. Určující je šířka boků klienta. Opora pro nohy je součástí rámové konstrukce. Konstrukce spojující sedačku s lyží je tvořena trubkovým příhradovým rámem, nebo je vyrobena z vylisku lehkých slitin.

Součástí rámu je opora pro nohy, systém umožňující spojení s lyží, pruřící element s tlumičem a možností jednoduché úpravy pro použití na sedačkové lanovce. Pro jízdu na lyžařském vleku je rám Monoski vybaven tažným zařizem s vypínacími karabinami. Bývá též osazen madlem pro pomoc asistenta při výuce.

Lyže je připevněna odnímatelným způsobem, zpravidla pomocí běžného lyžařského vázání s velkou vypínací silou (závodní provedení). Typ lyže je vybírán podle individuálních potřeb klienta a v případě závodního lyřování podle zvolené disciplíny. Podle Vachunkové (2013) lze na Monoski použít jakoukoliv lyži - od obřačky po slalomku.



Obrázek 12. Monoski (Udobno po svetu, 2006)

**Způsob ovládní:** Lyžař sedící ve skořepinové sedačce monolyže ovládá směr jízdy pomocí změny těžiště. Přenesením váhy na stranu budoucího zatáčení docílíme zatočení monolyže. Zahájení oblouku a udržení dynamické rovnováhy během jízdy pomáhají udržet stabilizátory. Lyžař může předozadním posunem těžiště těla regulovat rozložení tlaku a ovlivňovat točivé vlastnosti lyže (Kvasnička, 2012).

**Použití:** Monoski je určena pro osoby s postižením dolních končetin a různou mírou postižení páteře.

### Dual-ski

**Popis:** Dual-ski (Obrázek 13) je obdobou Monoski, rozdíl je v použití dvou paralelně postavených lyží běžného symetrického tvaru. Dual-ski poskytuje lyžaři větší stabilitu na úkor horší ovladatelnosti (Kvasnička, 2012). Skládá se ze skořepinového sedadla, konstrukce spojující sedačku s náklonnými rameny pro uchycení dvou paralelně postavených lyží.

Sedadlo je skořepina z laminátových nebo podobných materiálů, vypořstovaná tepelně izolačním, nenasákavým materiálem. Lyžař je v sedačce přidržen pomocí pásů v oblasti stehen, břicha a nohou. Sedačky bývají vyrobeny v několika velikostech od dětských rozměrů po maximální. Určující je šířka boků klienta. Opora pro nohy je součástí rámové konstrukce. Konstrukce spojující sedačku s lyžemi je tvořena trubkovým příhradovým rámem, nebo je vyrobena z výlisku lehkých slitin.

Součástí rámu je opora pro nohy, systém umožňující spojení s lyží, pružící element s tlumičem a možností jednoduché úpravy pro použití na sedačkové lanovce. Pro jízdu na lyžařském vleku je vybavena tažným zařízením s vypínacími karabinami. Bývá též osazena madlem pro pomoc asistenta při výuce.



Obrázek 13. Dual-ski (Udobno po svetu, 2006)

**Způsob ovládní:** Při náklonu lyžaře do oblouku jsou obě lyže postaveny na hrany pod stejným úhlem pomocí systému pák. Zatáčení je umožněno změnou těžiště na stranu vedeného oblouku. Souhlasím s Kvasničkou (2012), že lyže nabízí větší stabilitu a horší ovladatelnost, ale začátečníkům činí právě horší ovladatelnost potíže. Pro asistenty je jízda rovněž náročnější. V případě použití dvou lyží s větším poloměrem zatáčení je složité „usmýknout“ Dual-ski v případě potřeby. Tento manévr je lépe proveditelný na Monoski nebo Bi-ski, která má lyže speciální asymetrické konstrukce s malým poloměrem zatáčení.

**Použití:** Lyže je využívána pro začátečníky a klienty s těžším postižením a s potřebou asistenta.

### **Bi-ski**

**Popis:** Kompenzační pomůcka (Obrázek 14) se skládá ze sedačky vyrobené z laminátové skořepiny, které je upevněna na výklopném rámu. Rám je spojen se dvěma paralelně postavenými lyžemi asymetrického tvaru upevněnými na výkyvných ramenech. Pryžové silentbloky pomáhají udržet konstrukci v kolmém postavení proti plochám lyží. Konstrukce rámu umožňuje nízké posazení lyžaře. „Hodně postiženým lyžařům zajišťuje dostatečnou stabilitu nízko položené těžiště, čehož je dosaženo absencí odpružení“ (Kvasnička, 2012, p. 23). V tomto s Kvasničkou plně nesouhlasím, neboť provedení na Skikáře obdobně jako u nových modelů Bi-ski mírná odpružení umožňují.

Pro jízdu na sedačkové lanovce je rám výklopný a pro jízdu na lyžařském vleku je opatřen tažným lankem s vypínací karabinou. Asymetrické lyže s malým poloměrem zatáčení umožňují provedení řezaného oblouku o malém poloměru. Pomůcka může být vybavena pomocnými postranními lyžemi pro snazší udržení rovnováhy. Ty však neumožňují dostatečný boční náklon v případě potřeby a jsou proto vhodné pouze na mírné svahy k nácvičku samostatné jízdy.



Obrázek 14. Bi-ski (autorský snímek)

**Způsob ovládní:** Při samostatné jízdě klienta se Bi-ski řídí náklonem do směru vedeného oblouku. Lyže mají dobré boční vedení v řezaném provedení oblouku. Rovnováhu lyžaře pomáhají udržet stabilizátory stejně jako u Monoski. Stabilní posed lyžaře, který mu neumožňuje změnu těžiště v předozadním pohybu, velmi omezuje možnost jízdy smýkaným obloukem. Vachunková (2013) stejně jako Kvasnička (2012) upozorňují na omezeném využití pro samostatnou jízdu klienta.

**Použití:** Lyže je pro své nízké těžiště vhodná zejména pro pasivní jízdu klienta s větším postižením (Vachunková, 2013). Na starším provedení Bi-ski chybí jakékoliv odpružení a je

proto nutné přihlédnout k postižení klienta a nebezpečí poranění způsobeného otřesy. Zdatnější jezdci jsou jistěni instruktorem pouze pomocí lana (Kvasnička, 2012).

### **Tandem-ski**

**Popis:** Tandem-ski (Obrázek 15) je složena ze skořepinové sedačky upevněné výkyvně na rámu. Rám je přišroubován přes pohyblivé silentbloky k lyžím. Sedačka je opatřena čtyřbodovými pásy pro bezpečné upoutání klienta. Lyže jsou umístěny dál od sebe pro větší stabilitu lyžaře. Na koncích obou lyží jsou namontovány nášlapné brzdy pro asistenta. Dlouholetým vývojem byla dopracována k dokonalému komfortu pro klienta.

Rám je opatřen masivním madlem sloužícím k aktivnímu náklonu sedačky. Je upraven pro nastavení polohy při přepravě na sedačkové lanovce, ale není vybaven tažným zařízením pro tažení na lyžařském vleku.



Obrázek 15. Tandem-ski (Udobno po svetu, 2006)

**Způsob ovládní:** Klient je asistentem pouze vezen. Asistent stojí na patkách lyží ve speciálních třmenech opatřených nášlapnými brzdami. Drží se řídítek spojených s konstrukcí sedačky a klienta veze před sebou zajištěného ve speciální sedačce.

Tandem-ski řídí asistent náklonem sedačky do směru zatáčení pomocí madla. Systém pák postaví obě lyže mírně na hrany a smykem se otočí do požadovaného směru. K aktivní pomoci slouží též nášlapné brzdy na každé lyži. Brzdy slouží také ke snížení rychlosti nebo zastavení. Jak uvádí Kvasnička (2012), většinu iniciativy přebírá instruktor, který stojí v normální obuvi na konci lyží a náklonem těla celou Tandem-ski řídí.

**Použití:** Na stránkách DisableGear (2016) nazývají Tandem-ski jako Tandem-flex a uvádí ji jako lyži určenou pro ty, kteří nemají schopnost sami lyžovat. Výrobce uvádí, že je určena pro osoby s těžkým postižením, s nemožností ovládní kompenzačních pomůcek pomocí vlastních sil a schopností. Jedná se spíše o ozdravný pobyt v zimním prostředí s přímým vlivem na psychickou pohodu klienta, o účast na společné dovolené, o naplnění volného času apod. Je

však třeba brát ohled na celkový zdravotní stav klienta a nevystavovat ho nevhodným podmínkám jako je špatné počasí, nerovný nebo příliš prudký a nebezpečný terén (Tessier, 2016).

## Kartski

**Popis:** V současné době je inovovaná řada Kartski uváděna pod názvem Snow’Kart. Konstrukce Kartski (Obrázek 16) je osazena skořepinovou sedačkou a dvěma lyžemi na naklápěcích ramenech, které jsou pevně spojeny s ovládacími pákami. Skrze čepy uložené v místě vázání lyže umožňují páky natáčení lyží na vnější i vnitřní hrany, případně do pluhu (Kvasnička, 2012). Lyže lze nastavit do přívratu (pluhu), což je jeden z hlavních řídicích prvků, ale i do odvratu, což považuji v součinnosti s řízením za nežádoucí. Na pevném rámu je namontován rám sedačky, do kterého je lyžař fixován pomocí upínacích pásů. Rám sedačky je opatřen madlem pro asistenta, tažnými lankami pro tažení na lyžařském vleku a systémem vypínání. Vypnutí je možné samotným klientem, asistent má vypínání z vleku ztíženo volným uložením ovládacího lanka. Po uvolnění konstrukce sedačky asistentem lze sedačku přizvednout a tím je umožněna jízda na sedačkové lanovce. Pro usnadnění manipulace s Kartski je na levém čepu umístěna fixace proti samovolnému vychýlení lyže. Ve spodní části pevného rámu je zpětná brzda omezující nežádoucí pohyb zpět (Tessier, 2016).



Obrázek 16. Kartski (DisabledGear, 2016)

**Způsob ovládní:** Kartski lze ovládat třemi způsoby. Prvním způsobem je jízda podél hran se samostatným vedením pravé a levé lyže. Lyže zatáčí řezaným obloukem o poloměru závislém na daném poloměru lyží. Lyžař odtlačí stranou vnitřní ovládací páku do požadovaného směru zatáčení za současného přitážení vnější ovládací páky. Ovládací páky jsou pevně spojeny s otočnými rameny, na kterých jsou upevněny lyže. Lyže se pomocí šikmého otočného čepu otočí do požadovaného směru a zároveň se vyklopí na vnitřní hrany vzhledem k prováděnému oblouku. Při levém oblouku se levá lyže vychýlí do odvratu, pravá do přívratu a zároveň na levé

hrany a při pravém oblouku opačně. Při ovládní pák se lyžař opírá o boční výztuhy opěradla. Tělo během jízdy nemění svou polohu mezi rovinou sagitální a transverzální, vzhledem k pevnému spojení sedačky s rámem to znamená, že je vždy v kolmém postavení vůči ploše svahu. Při jízdě směrem k vrstevnici to způsobí (oproti svislé poloze) nepřírozené vyklonění těla stranou. Při projíždění obloukem však nejsou ramena v kolmém postavení ke směru jízdy a spolu s odkloněním od svahu působí jízda nepřírozeně. Pro snadnější udržení obou ovládacích pák ve stále stejné vzdálenosti od sebe mohou být konce těchto pák opatřeny spojovací tyčí. Udržení stejné vzájemné vzdálenosti obou konců pák je potřebné k rovnoběžnému postavení lyží a shodnému náklonu obou lyží na hrany.

Druhý způsob je obdobný prvnímu, jen ovládací páky jsou při něm spojeny táhlem a umožňují ovládní obou lyží současně. Lyže jsou drženy neustále v paralelním postavení, což zlepšuje způsob vedení lyží v oblouku a také částečně eliminuje úchop nedominantní ruky. Spojením ovládacích pák se vyřazuje možnost jízdy v přívratu.

Třetí způsob zatáčení je umožněn nastavením lyží do přívratu. Přitažením obou ovládacích pák k sobě se lyže otočí do přívratu se současným postavením na vnitřní hrany. Pokud držíme jednu páku v základní poloze, nebo pouze s mírným přitažením k tělu, zůstane souhlasná lyže na ploše, nebo mírně na vnitřní hraně. Přitažením opačné ovládací páky k tělu nastavíme opačnou lyži do přívratu za současného postavení opačné lyže na hranu. Vytvoříme tím jednostranný přívrat a celá Kartski zatáčí na stranu méně zahraněné lyže. Nevýhodou opět zůstává vychýlení těla od svislé osy a při jízdě po vrstevnici odklonění od svahu.

Brzdění je možné provést rovněž dvěma způsoby. První způsob provedeme přitažením ovládacích pák k tělu proti sobě. V tomto případě brzdíme oboustranným přívratem. Druhý způsob je umožněn zatažením obou pák současně směrem dozadu. Páky se otočí na čepu a do sněhové plochy se zaryjí brzdící hroty.

Jízda na vleku musí být pod neustálou kontrolou lyžaře, lyže se na nerovném terénu mohou dostat do odvratu a způsobit kolizi. Zapojení Kartski je provedeno obsluhou lyžařského vleku, vypojení podle schopností klienta samotným klientem, nebo asistentem. Nasazení na sedačkovou lanovku je umožněno za pomoci asistenta, za účasti nebo kontroly obsluhy lanovky (Antel, 2013).

**Použití:** Výrobce Tessier (2016) v současné době představuje inovovanou řadu Kartski s novým názvem SnowKart. Uvádí, že je určena klientům, kteří nemají dostatek síly v horní části těla, nebo dostatečnou rovnováhu pro lyžování na Monoski a Bi-ski. Díky spojení ovládacích pák je jediným zařízením pro lyžování, které lze řídit jednou rukou. Podle Kvasničky (2012) je Kartski vhodná na široké a mírné svahy a mohou ji využívat klienti s větším postižením a

omezeným úchopem. DisabledGear (2016) na svých stránkách uvádí Kartski jako pomůcku vhodnou pro samostatné lyžování.

### **Skikára**

**Popis:** Konstrukce Skikáry (Obrázek 17) je osazena skořepinovou sedačkou, dvěma lyžemi na naklápěcích ramenech, ovládacími pákami a pomocným madlem pro asistenta. Na pevném rámu je výkyvně namontován rám sedačky s madlem pro asistenta. Rám sedačky je výkyvný do stran a je táhly spojen s pohyblivými rameny na bocích pevného rámu. Ramena jsou zapnuta do běžného vázání lyží. Kynná ramena umožňují pomoci otočných čepů náklon lyží na hranu a postavení lyží do přívratu. Nežádoucí odvrát je fixován zarážkou. Rám sedačky je opatřen tažnými lanky pro tažení na lyžařském vleku a systémem vypínání. Vypnutí je možné klientem a při použití prodlouženého lanka i asistentem. Na zadní části pohyblivého rámu je oko pro fixní lano asistenta. Po uvolnění konstrukce sedačky asistentem lze sedačku přizvednout a je tím umožněna jízda na sedačkové lanovce. Ve spodní části pevného rámu je zpětná brzda omezující nežádoucí pohyb zpět.



Obrázek 17. Skikára (autorský snímek)

**Způsob ovládání:** Lyžař ovládá Skikáru dvěma způsoby. Prvním způsobem je jízda podél hran lyží, kdy lyže zatáčí řezaným obloukem. Lyžař se přitáhne k rukojeti ovládací páky v požadovaném směru zatáčení. Druhá ruka na vnější straně prováděného oblouku musí působit jako antagonist a udržovat tělo a tím sedačku v dynamické rovnováze. Naklopením sedačky se pomocí systému pák natočí výkyvná ramena a postaví obě lyže na hranu. Skikára klouže podél hran lyží a prohnutí carvingových lyží umožní zatáčení do požadovaného směru. Přitažení se musí provést citlivě podle rychlosti jízdy a sklonu svahu, stejně jako další změna směru novým opačným náklonem.

Druhý způsob zatáčení je umožněn postavením lyží do přívratu. Zatlačením na ovládací páky směrem dopředu se jiným systémem pák natočí ramena a tím i lyže do přívratného postavení. Větším přívratem na jedné straně zatáčíme na opačnou stranu. Postavení čepů umožňuje jen mírné zahranění lyže a na prudším svahu lyže reagují nedostatečně. Je potřeba držet sedačku ve svislém postavení. Při náklonu převezmou dominantní postavení lyže nakloené na hranu a pomůcka se chová jako v prvním případě.

Brzdění je umožněno zatlačením obou ovládacích pák směrem dopředu, čímž se lyže otočí na čepech do přívratu se současným postavením obou lyží na vnitřní hrany. Zvětšený odpor sněhu způsobuje brzdění.

Jízda na vleku je jednoduchá, klient velmi lehkou silou udržuje řídicí páky v zadní poloze a tím jsou lyže drženy v paralelním postavení. Lyže nelze postavit do odvratu díky čemuž je jízda na lyžařském vleku velmi snadná. Pokud by docházelo k vybočení z jízdní dráhy vlivem šikmého svahu, lze toto vyrovnat pomocí mírného náklonu do požadovaného směru. Náklon může provést klient přitažením k ovládací páce, nebo asistent pomocí madla. Zapojení Skikáry je provedeno obsluhou lyžařského vleku, vypojení podle schopností klienta samotným klientem, nebo asistentem. Nasazení na sedačkovou lanovku je možné za pomoci asistenta a za účasti, nebo kontroly obsluhy lanovky.

**Použití:** Podle výrobce je Skikára vhodná pro samostatnou jízdu klienta s těžší formou postižení než dovoluje jízdu na Monoski. Klient musí mít schopnost dobrého udržování dynamické rovnováhy. Přiklonění ke svahu během jízdy umožní sjíždět prudší svahy než s Kartski, ale v případě chybného náklonu směrem ze svahu hrozí ztráta rovnováhy a kolize. Pocity při jízdě jsou velice blízké klasickému sjezdovému lyžování (Antel, 2013).

## **1.4 Technika a prostředky použité při výzkumu**

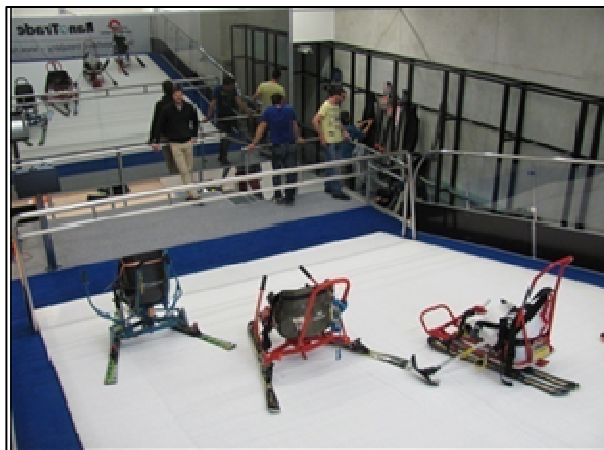
### **Lyžařský trenažér**

Lyžařský trenažér typu PROLESKI PRO 2V. od výrobce KAPITAL-TRADE z Ukrajiny (Obrázek 18), je určen pro jízdu na lyžích nebo snowboardu. Využívá se pro nácvik techniky jízdy nebo trénování v mimosezonní přípravě. Jedná se o šikmý pásový dopravník s nastavitelným sklonem od 8° do 23° a nastavitelnou rychlostí pásu od 2,5 do 35 km/h. Výška nástupu na kluznou plochu trenažéru je 950mm a je řešena pororošty šířky 1000mm se zábradlím.

Pás je zhotovený ze syntetického koberce v šířce 4650 mm a délce 6000 mm. Rychlost i sklon pásu lze měnit plynule během provozu. Bezpečnost lyžaře je jištěna čidlem v horní části



pásu s automatickým vypnutím posuvu a stop tlačítkem na ovladači v místě obsluhy nebo na dálkovém ovladači. Prostor pohyblivého pásu je vymezen zábradlím.



Obrázek 18. Proleski pro 2V (Тренажеры, 2012)

Před zahájením jízdy je pás zastaven a sklon je snížen na minimální hodnotu. Lyžař se postaví na pás doprostřed pomocného madla zpravidla do přívratu, aby tím zabránil skluzu. Při pomalém rozjezdu pásu získává nejdříve cit pro pohyb pásu a skluz lyží. Poté se nechá vyvést doprostřed jízdni plochy. Pak musí uvolnit postavení lyží tak, aby vyrovnal skluz s rychlostí posuvu pásu proti pohybu lyžaře a zůstal tak stále ve středu plochy. Pro snadnější jízdu slouží madlo, kterého se může z počátku přidržet. Pro lepší koordinaci a kontrolu pohybu slouží zrcadlová plocha před lyžařem. Trajektorie vyjetého oblouku je vymezena šířkou pásu, sklonem pásu a rychlostí jeho posuvu. Lyžař musí vzít na vědomí všechny tyto okolnosti a přizpůsobit jim míru hranění spolu s uzavřením oblouku tak, aby zůstal v daném prostoru (Тренажеры, 2012; Skiarena Milovice, 2015).

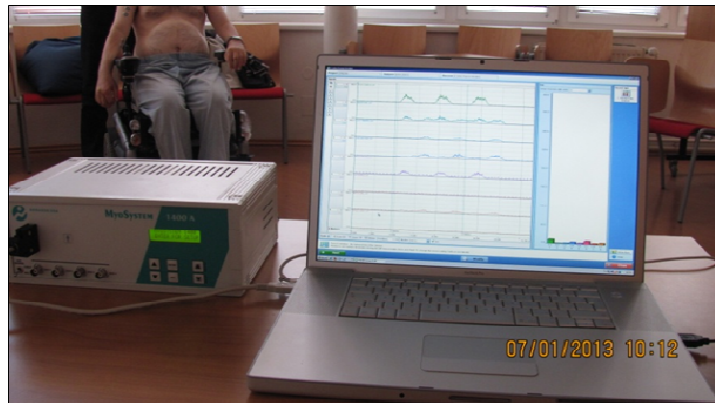
### **Elektromyografie (EMG)**

Elektromyografie (EMG) je technika využívaná k záznamu a hodnocení elektrické aktivity produkované kosterními svaly. Záznam je prováděn pomocí elektromyografu, přístroje který vytváří záznam v podobě elektromyogramu (Florimond, 2010). Kittnar et al. (2011) v Lékařské fyziologii uvádí elektromyograf (EMG křivku) jako výsledek elektromyografie. Prací svalových vláken je vyvolán elektromagnetický signál vedený nervy, který je snímán elektrodami a zachycen elektromyografem. Ten převede zesílený a filtrovaný signál do digitální podoby vhodné k dalšímu zpracování (Florimond, 2010).

Podle Krobota a Kolářové (2011) je EMG experimentální vyšetřovací metodou, která nám ukazuje aktivitu svalů snímanou pomocí bioelektrických signálů. Pomocí této vyšetřovací metody lze zaznamenat velikost svalové aktivity měřených svalů, okolních svalů a aktivitu jiných tkání. EMG využívá depolarizace postsynaptické membrány svalu, která je šířena oběma

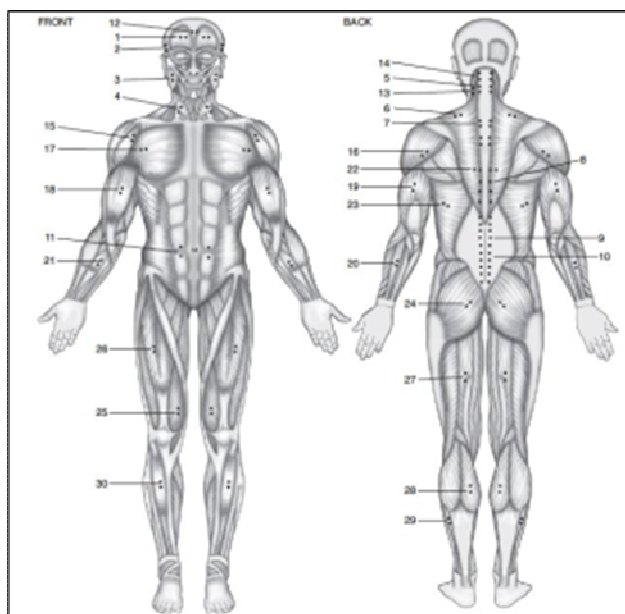
směry od neuromuskulární ploténky podél svalového vlákna. Elektromagnetickou depolarizací je vytvářeno elektromagnetické pole snímané elektrodami umístěnými v oblasti detekčního pole. Podle typů a umístění snímaných senzorů je zaznamenán akční potenciál jednotlivých motorických jednotek.

Kolář et al. (2009) uvádí rozdělení EMG podle umístění elektrod. Elektrody mohou být umístěny na povrchu těla, pak hovoříme o povrchové EMG, pokud jsou impulsy snímány pomocí jehliček vpíchnutých přímo do svalu, jedná se o detekční EMG.



Obrázek 19. Elektromyogram (autorský snímek)

Surface elektromyography (sEMG) snímá generované bioelektrické signály pomocí povrchových elektrod umístěných na kůži. Detekuje aktivitu většího množství svalových vláken a je schopna měřit více svalů najednou během různých pohybových aktivit (Krobot & Kolářová, 2011). Kittnar et al. (2011) uvádí způsob vyšetření pomocí dvou elektrod umístěných na kůži. Stimulace nervu elektrickým impulzem malých hodnot je snímána elektrodami a hodnoty jsou zaneseny do elektromyografu. Přesněji udává umístění elektrod Krobot a Kolářová (2011), kteří popisují bipolární snímání pomocí dvou elektrod umístěných paralelně ve směru svalových vláken jako nejčastější způsob. Dále uvádí monopólní snímání, kterým je měřeno napětí nad svalem a zemnicí elektrodou. Nevýhodou je riziko souběžného snímání elektrických impulsů okolních svalů.



Obrázek 20. Orientační umístění elektrod (Criswell, 2011)

Podle Kitnara et al. (2011) je hlavní rozdíl mezi povrchovou a jehlovou elektromyografií v použití elektrod. Elektrody tvoří velmi tenké jehly, které jsou zanořeny přímo do měřeného svalu. Pomocí jehlové elektromyografie můžeme měřit charakteristiku souboru svalových vláken ovládaných jedním nervovým vláknem. Podle Krobota a Kolářové (2011) je to metoda využívána pro detekci v diagnostice nervosvalových onemocnění.

Elektromagnetický impuls vygenerovaný svalovými vlákny je zachycen elektrodami, v elektromyogramu zesílen, vyfiltrován a převeden do digitální podoby (Florimond, 2010). Krobot a Kolářová (2011) popisují podstatu převodu signálu jednoduše. Elektrody, které snímají elektrický potenciál s různou fází, jsou umístěny paralelně na bříšku svalu. V nejméně aktivní oblasti je v určité vzdálenosti umístěna referenční elektroda. Bipolární signál je zesílen v diferenciálním zesilovači, ten snímá potenciálový rozdíl mezi oběma elektrodami v daném okamžiku a je digitálně zaznamenán. Signál je ze snímacích elektrod do záznamového zařízení veden kabely, nebo analogovým přenosem. Elektrody pro povrchové snímání impulsu se nazývají multielektrody a rozdělují se podle konstrukce na stripsy nebo gridy. Strips je plastový nebo silikonový pásek, na němž jsou plošky elektrod v lineárním uspořádání. Grid je uspořádán maticově v dvourozměrném poli. Užívají se jednorázové gridy se samolepící vrstvou.

Konečný výsledek měření ovlivňuje mnoho činitelů, které lze rozdělit na vnitřní a vnější. Vnitřní faktory nelze ovlivnit naší činností při měření, naproti tomu faktory vnější můžeme ovlivnit a nesprávným postupem lze výsledky negativně změnit.

#### Vnitřní faktory:

Podle Krobota a Kolářové (2011) je svalová aktivita měřeného svalu dána typem svalových vláken, jejich složením, počtem aktivních svalových vláken a umístěním aktivních

svalových vláken vůči elektrodě. Výsledek měření může být ovlivňován aktivitou okolních svalů, tzv. cross talk, protože každý pohyb je vždy realizován několika svalovými skupinami.

Elektrická aktivita jiných tkání může také kontaminovat snímání signál. Často se to stává se signálem elektrokardiografie (EKG). Vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalů mohou mít vliv na elektrickou vodivost. Pojivová tkáň, podkožní tuková vrstva, fyziologické změny tkání způsobené teplotou. Kvalitní měření EMG závisí na maximálně vodivém kontaktu mezi elektrodou a kůží. Vždy je nutné kvalitní očištění kůže od potu.

#### Vnější faktory:

Umístění elektrod je pro přesný výsledek měření klíčové. Elektrody na okraji svalu nebo v blízkosti šlachy mohou pravděpodobně snímat svalové aktivity okolních svalů. Elektrody pro povrchové EMG jsou doporučované kulaté o průměru 10mm. Referenční elektroda má být od stejného výrobce, shodného tvaru i velikosti. Umísťujeme ji na elektricky neaktivní část těla jako je například kotník.

Vzdálenost mezi elektrodami rovněž výrazně ovlivňuje platný výsledek měření. Vzájemná vzdálenost má být co nejmenší, doporučená míra je maximálně 200mm, u malých svalů maximálně  $\frac{1}{4}$  měřeného svalového vlákna. Kontaktní místo na kůži pro umístění elektrody má být očištěno a vysušeno. K očištění lze použít alkohol, nebo abrazivní pastu (Krobot & Kolářová, 2011). Avšak podle Doupalové a Zaatara (2015) stačí místo omýt vodou a řádně vysušit. Alkohol kůži příliš vysušuje a zmenšuje tím její vodivost.

Náhled na surový elektromyograf ukazuje, zda je sval v klidovém režimu nebo aktivní a zda do něj zasahují nějaké šumy. Před započítím měření by měl být sval plně relaxovaný a šum v záznamu způsobený kvalitou zesilovače, podmínkami snímání apod., by neměl přesáhnout hodnotu 10-15 mV. Tento šum nazýváme základní linií a měl by být ověřen před započítím měření. Linie musí mít na počátku měření hodnotu 0  $\mu$ V. Aktivace svalu se na myografu projeví jako nárůst amplitudy a frekvence signálu (Krobot & Kolářová, 2011).

K analýze a zpracování signálu vybereme vhodnou metodu. Pro hodnocení svalové aktivity vyhovuje nejlépe podle Merlettiho et al.(2004) analýza změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase. Krobot a Kolářová (2011) doporučují frekvenční analýzu k hodnocení svalové únavy, kdy využíváme průměrnou frekvenci, její střední hodnotu a vlnový rozsah spektra. Analýzu amplitudy předchází specifické zpracování signálu. Doupalová a Zatar (2015) upozorňují na nebezpečí relativně jednoduchého použití elektromyografie při zanedbání standardních postupů. Před vlastním měřením je nutné dodržet dané zásady. V první řadě je to aktivace přístrojového vybavení a výběr vhodných elektrod.

Zásadní je určení místa pro aplikaci elektrod spolu s úpravou kožního krytu. Je nutné zajistit požadovanou kožní impedanci v hodnotách pod 10 k $\Omega$  řádným očištěním, podle potřeby i oholením, umytím mýdlovou vodou s následným osušením.

Pro lokalizaci elektrod je nutné dodržovat zásady správného umístění. Vzájemná vzdálenost středů elektrod má být cca 20mm a umístění na svalu doporučují Doupalová a Zaatar (2015) na střed bříška měřeného svalu. Umístění elektrod je potřeba přesně zaznamenat pro případ opětovného měření. Vhodná je k tomu fotodokumentace. Umístění do blízkosti šlach a jiných svalů může negativně ovlivnit výsledky měření. Referenční elektrodu umísťujeme na šlachu, nebo kostěný výstupek. Spolu s pohybovým úkolem pro měření by měla být definována výchozí poloha a pozice sledovaných segmentů (Doupalová & Zaatar, 2015).

Před zpracováním a vyhodnocením sledovaného pohybu je nutné provést frekvenční filtraci na horní hranici 10-20Hz a dolní hranici 400 – 500 Hz. Tímto vymezením je odstraněn signál, který není vyvolán aktivací svalu. Poté musíme zpřesnit odchylky signálu. Rektifikace je matematická úprava převedení negativních hodnot amplitudy na pozitivní. Tím je umožněn výpočet průměrné hodnoty. Pak „vyhladíme“ signál pomocí algoritmů funkcí (smoothing) a provedeme normalizaci signálu (Doupalová & Zaatar, 2015).

Mezi standardní vyhodnocení amplitudy řadí Krobot a Kolářová (2011) maximum, průměr a procentní vyjádření. Konrad (2006) uvádí ve své aktualizované verzi ještě minimální hodnoty a plochu. Podle něj má maximální hodnota smysl pouze pro průměrné křivky, výpočet je lépe vést jen u několika bodů a ne v celém průběhu křivky, naproti tomu je průměrná hodnota amplitudy zřejmě nejdůležitější údaj dosažený EMG. Vypočítaná střední hodnota nejlépe ukazuje na analyzované údaje. Analyzované hodnoty jsou přímo úměrné času zkoumání a dobře ukazují míru aktivity vybraného svalu.

Procentické vyjádření, tzv. input (v %) je souhrn hodnot svalů zaznamenaných v jednom měření (v  $\mu$ V) a vyjádřený jako procentní základ. V dalším kroku jsou jednotlivé záznamy vyjádřeny v procentuálním poměru (Konrad, 2006).

## **2 Cíle a hypotézy práce**

### **2.1 Cíl diplomové práce**

Cílem práce je komparovat zapojení vybraných svalových skupin relevantních pro ovládání sportovně kompenzačních pomůcek Kartski a Skikáry.

### **2.2 Dílčí cíle**

1. Popsat rozdíl v zapojení svalů skupiny probandů s tělesným postižením a bez tělesného postižení.
2. Vybrat vhodné sportovně kompenzační pomůcky pro komparaci svalového napětí.
3. Stanovit optimální podmínky pro jízdu obou sportovně kompenzačních pomůcek.
4. Vybrat svalové skupiny pro komparaci.

### **2.3 Úkoly práce**

1. Nastudování poznatků v teoretické části se zaměřením na problematiku měření aktivity kosterních svalů pomocí sEMG.
2. Konzultace s odborným asistentem v oboru fyzioterapie.
3. Sestavení pracovního týmu.
4. Vypracování časového plánu měření.
5. Seznámení asistentů s cílem práce a jejich jednotlivými úkoly.
6. Poučení probandů o způsobu a délce jízdy na kompenzačních pomůckách spolu s průběhem měření sEMG.
7. Vlastní měření a záznam údajů.
8. Vyhodnocení dat

### **2.4 Hypotézy**

H01. Skupina ovládající Kartski dosahuje významné difference v oblasti vyššího svalového napětí než skupina ovládající Skikáru.

H02. Rozsah a ráz tělesného postižení ovlivňuje velikost svalového napětí při ovládání vybraných kompenzačních pomůcek.

### **3 Metodika**

Strategie předložené práce je heuristická. Heuristická analýza je podle Snozové (2013) založená na metodě pokus omyl. Je to proces, který se skládá z částí: plánování, průběhu šetření a vykázání výsledku. V mé práci bylo této metody použito při výběru sportovně kompenzačních pomůcek pro měření a v případě stanovení jízdnicích podmínek pro měření sEMG. Hodnotitelé, kteří byli vybráni z řad uživatelů a instruktorů lyžování na Monoski v závěru vyplnili dotazník připravený za tímto účelem (Příloha 6). Mnozí měli zkušenosti i s dalšími hodnocenými kompenzačními pomůckami. Při vstupní informační diskusi byli probandi seznámeni s cíli a významem hodnocení. Získané poznatky byly v průběhu testovacích jízd doplněny do protokolů měření (Příloha 5) a dotazníků jednotlivých hodnotitelů (Příloha 6) a na závěr vyhodnoceny.

#### **3.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Záměrem práce je porovnání aktivního zapojení vybraných svalových skupin při ovládní dvou sportovně kompenzačních pomůcek Kartski a Skikáry. Vedlejším cílem je zjistit, jak se na aktivitě vybraných svalů podílí zdravotní postižení části probandů. Ověření těchto cílů provedeme měřením sEMG se statistickým vyhodnocením. Splnění těchto cílů předchází výběr svalových skupin ke komparaci a výběr dvou kompenzačních pomůcek a určení optimálních podmínek pro testovací jízdy.

Byla vytvořena skupina devíti probandů bez postižení a skupina pěti probandů s TP. Obě skupiny byly seznámeny s problematikou výzkumu a každý testovaný podepsal informovaný souhlas s podmínkami účasti na výzkumu. Z této skupiny jsme po diskusi s odborným poradcem přesunuli probanda s amputací do skupiny bez postižení z důvodu nepředpokládaného narušení funkce ramenního pletence. Všichni probandi byli mužského pohlaví ve věkovém rozpětí 20 až 57 let, průměrný věk činil 32 let. Rovněž jsou všichni zúčastnění na různé úrovni lyžařských dovedností, většina má alespoň základní zkušenosti s jízdou na Monoski. Většina se účastnila testovacích jízd při výběru pomůcek, s možností spolurozhodování a doporučení při konečném výběru testovacích pomůcek. Každý proband se přímo účastnil komparačních jízd na Kartski a Skikáře.

Asistenti figurující při výzkumu byli rekrutováni z řad studentů APA a instruktorů lyžování s ohledem na jejich odborné znalosti a zkušenosti. Všichni se zúčastnili projektu dobrovolně a se zájmem. Jejich práce spočívala v asistenci při jízdě probandů na kompenzačních pomůckách, při obsluze lyžařského trenažéru, měřících přístrojů, při provádění servisních a přípravných prací a v zajištění fotodokumentace a videozáznamů.

Respondenti byli zajištěni z řad uživatelů a asistentů sportovně kompenzačních pomůcek pro lyžování. Z velké části se jednalo o studenty APA, asistenty a instruktory Monoski. Pro potřebnou verifikaci výzkumu byl zajištěn minimální počet 10 probandů bez TP, tři probandi s míšním poraněním páteře v rozsahu C5-Th12 a jeden s kloubním onemocněním. Většina probandů má teoretické i praktické zkušenosti s jízdou na Monoski včetně skupiny s tělesným postižením. V průběhu výzkumné práce tak mohli vzájemně zastávat funkce asistentů a v případě potřeby též fundovaně poradit nebo jinak vypomoci.

### **Skupina probandů bez TP**

**Proband 1., věk 23 let, váha 74 kg, výška 171 cm, BMI 25.** Proband je student bakalářského studia APA, lyžař, instruktor lyžování na Monoski se základními zkušenostmi.

**Proband 2., věk 25 let, váha 72 kg, výška 180 cm, BMI 22,1.** Proband je student magisterského studia APA, instruktor lyžování, instruktor lyžování na Monoski s rozvinutými zkušenostmi.

**Proband 4., věk 24 let, váha 80 kg, výška 185 cm, BMI 23,4.** Proband vystudoval tělesnou výchovu na FTK, je instruktor lyžování. S lyžováním osob s TP nemá teoretické ani praktické zkušenosti.

**Proband 6., věk 24 let, váha 81 kg, výška 179 cm, BMI 25,3.** Proband je cvičitel a lektor lyžování s praktickými zkušenostmi s výukou jízdy na Monoski.

**Proband 8., věk 28 let, váha 83 kg, výška 188 cm, BMI 23,5.** Proband je lektor lyžování a trenér závodních lyžařů na Monoski.

**Proband 9., věk 34 let, váha 79 kg, výška 185 cm, BMI 23,1.** Proband je vyspělý sportovní lyžař bez zkušeností s jízdou na sportovně kompenzačních pomůckách.

**Proband 10., věk 35 let, váha 83 kg, výška 189 cm, BMI 23,2.** Proband je sportovní lyžař a snowboardista, s jízdou na sportovně kompenzačních pomůckách se setkal poprvé.

**Proband 13., věk 33 let, váha 84 kg, výška 182 cm, BMI 25,4.** Proband je diplomovaný trenér, cvičitel snowboardingu a lyžování s patnáctiletou zkušeností s výukou. Je také instruktor lyžování osob se zdravotním postižením. Má bohaté praktické zkušenosti s výukou lyžařů s TP, s asistencí u všech porovnávaných kompenzačních pomůcek i se samostatnou jízdou na všech pomůckách v přírodním prostředí.

**Proband 14., věk 57 let, váha 72 kg, výška 174 cm, BMI 23,8.** Proband je zároveň zpracovatelem diplomové práce. Je instruktor snowboardingu, učitel a lektor lyžování, instruktor lyžování osob se zdravotním postižením. Aktivně se zabývá výukou lyžování a snowboardingu, rovněž se aktivně věnuje výuce lyžařů se zdravotním postižením.



## Skupina probandů s TP

**Proband 3., věk 44, váha 75 kg, výška 175 cm, BMI 24,5.** Proband prodělal poúrazovou amputaci dolních končetin. Je stále aktivní sportovec, v současné době reprezentuje Slovenskou republiku ve Sledge hokeji. V březnu 2016 vyzkoušel jízdu na Monoski a Bi-ski. Po absolvování základního poučení a zácvičku zvládl i samostatnou jízdu. Zácviček absolvoval na svahu Troják v Hostýnských vrších.

*Jméno:* X. X. 3.

*Datum narození:* 07/05/1972

*Věk:* 44 let

*Výška:* 175 cm před amputací

*Váha:* 75 kg

*Datum a místo úrazu:* 03/10/1991

*Doba od úrazu:* 15 let

*Příčina úrazu:* kolize s vlakem

*Polytraumata:* ztráta vědomí při amputaci a krvácení

*Kdy a kde ošetřen:* 03/10/1991, NsP Kyjov

*Vyšetření:* EKG, RTG

*Kdy a kde rehabilitován:* 1992, RÚ Chuchelná

**Proband 5., věk 35 let, váha 74 kg, výška 162 cm, BMI 28,2.** Proband je zkušený uživatel Monoski. Začal jezdit při studiu na obchodní akademii v Jánských Lázních a již 17 let se lyžování věnuje aktivně.

*Jméno:* X. X. 5.

*Datum narození:* 29/01/1981

*Věk:* 35 let

*Výška:* 162 cm

*Váha:* 74 kg

*Datum a místo úrazu:* prenatální onemocnění

*Příčina úrazu:* vrozené TP

*Polytraumata:* Od narození arthrogryposis multiplex congenita, který je uváděn jako syndrom mnohočetných kloubních kontraktur. Tato vrozená kloubní ztuhlost je způsobena fibrózou svalu spolu se zkrácením i ztluštěním kloubního pouzdra a vazů. Proband má postiženy pouze klouby dolních končetin. Postižení vede ke koncentrickému omezení funkčnosti kloubů končetin. Příčina vzniku onemocnění není známa.

**Proband 7., věk 37 let, váha 70 kg, výška 183 cm, BMI 20,9.** Proband je zkušený, aktivní uživatel Monoski s osmiletou praxí. S jízdou začal již v roce 2008.

*Jméno X. X. 7.*

*Datum narození: 21/09/1979*

*Věk: 37 let*

*Výška: 183 cm*

*Váha: 70 kg*

*Datum a místo úrazu: 07/2007, Indie – Kashmir*

*Doba od úrazu: 9 let*

*Příčina úrazu: pád kamení a hlíny na záda*

*Polytraumata:* Poranění páteře v oblasti Th9, ocesání výběžků na obratlích Th7 - Th10, otok míchy. Plné ochrnutí dolních končetin. V současné době je diagnostikována těžší paraparéza.

*Kdy a kde ošetřen: 07/2007, nemocnice Delhi (Indie)*

*Vyšetření: RTG, EMG*

*Kdy a kde rehabilitován:* Rehabilitován byl ve Fakultní nemocnici v Motole v období června až října 2007, následně do prosince ve FN v Ostravě a do května 2008 probíhala rehabilitace v RÚ Kladruby. Průběžná rehabilitační léčba se opakuje v pravidelných dvouletých cyklech po dobu čtyř měsíců.

**Proband 11., věk 28 let, váha 105 kg, výška 185 cm, BMI 30,6.** Proband je aktivní sportovec. Provozuje závodně atletické disciplíny vrh koulí a hod oštěpem. Na Monoski jezdí od února 2016, v současnosti dobře zvládá samostatnou jízdu na modré sjezdovce ve ski areálu Troják. Před úrazem byl zkušený sportovní lyžař.

*Jméno: X. X. 11.*

*Datum narození: 04/04/1988*

*Věk: 28 let*

*Výška: 185 cm*

*Váha: 105 kg*

*Datum a místo úrazu: 19/04/2009, louka v Zádveřicích u Zlína*

*Doba od úrazu: 7 let*

*Příčina úrazu:* Pád při paraglidingu z výšky cca 15m. Při dopadu na nohy si prudkým nárazem zlomil obratel L1.

*Polytraumata:* Zlomenina obratle L1, poranění míchy. Po pádu zůstal při vědomí. Při základním ošetření mu byly bolesti tišeny injekcemi. Poté byl transportován vrtulníkem do Fakultní nemocnice v Brně-Bohunicích, kde absolvoval dvě operace. Při první operaci mu byla

provedena výměna roztříštěného obratle. Při druhé operaci byly stabilizovány klouby Th12 až L2. Následkem úrazu je spastická paraplegie dolních končetin s paraparézou hamstringů a od kolenních kloubů níže úplná plegie.

**Proband 12., věk 30, váha 83 kg, výška 185 cm, BMI 24,3.** Proband je sportovně založený student s praktickou zkušeností s jízdou na Bi-ski, Dual-ski i Monoski. První zkušenost s Bi-ski a Dual-ski získal v Jánských Lázních v roce 2011. Od roku 2012 jezdí na Monoski v Krkonoších a Nassfeldu (Rakousko).

*Jméno:* X. X. 12.

*Datum narození:* 12/05/1985

*Věk:* 30 let

*Výška:* 185 cm

*Váha:* 83 kg

*Datum a místo úrazu:* 12/08/2008, v zahradním bazénu, obec Velká nad Veličkou

*Doba od úrazu:* 8 let

*Příčina úrazu:* Při skoku po hlavě do bazénu narazil hlavou o dno a zlomil si tři krční obratle.

*Polytraumata:* Zlomenina obratlů C5, C6, C7 s poškozením míchy v oblasti C5. Po úrazu zůstal při vědomí i během vyšetření ve Fakultní nemocnici v Brně, kde proběhla i operace. Následkem úrazu je spastická paraplegie. Po operaci byl opakovaně rehabilitován v RÚ Hrabyně a jednou v RÚ Kladruby.

### **3.2 Využití techniky a metody zpracování dat**

Hlavní užitou metodou bylo elektromyografické testování zapojených svalových skupin. Doplňkově jsme použili metodu dotazovací prostřednictvím nestandardizovaného dotazníku. Aktivitu zapojení svalových skupin při jízdě na vybraných kompenzačních pomůckách (Kartski a Skikára) jsme měřili pomocí EMG. Měření bylo provedeno v prostorech lyžařského trenažéru TMGS1 na pracovišti FTK UP v Olomouci. Pro měření byl využit přístroj NORAXON – MYOSYSTEM 1400 A. Záznam měření byl zpracován programem MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Signál byl snímán čtyřmi svody s 1000 Hz frekvencí. Na každý sval byly přiloženy dvě elektrody, mezi kterými byla vzdálenost 1,5 cm. Byly použity jednorázové samolepící elektrody firmy Kendall o průměru elektrody 24mm. Odpor poly-EMG přístroje byl > 10MΩ. Zapojení přístroje i přiložení snímacích elektrod bylo provedeno Bc. Barborou Badinovou a kontrolováno autorem práce pod dohledem odborného asistenta fyzioterapie Mgr. Amra Zaatara, Ph.D.

Měření bylo prováděno v reálné situaci při jízdě na lyžařském trenažéru TMGS1 za odborné obsluhy Bc. Pavla Plevy. Sklon pásu byl nastaven na úhel 10° a rychlost pásu při měření byla ustálena na 16 km/h. Podmínky pro jízdu byly shodné pro všechny probandy a obě kompenzační pomůcky. Všichni probandi dostali k vyplnění shodný dotazník vytvořený autorem práce. Vyhodnocením dotazníku vznikl ucelený přehled komparace jízdních požadavků u obou kompenzačních pomůcek.

Ve výzkumu byly použity sportovně kompenzační pomůcky pro lyžování Kartski a Skikára, lyžařský trenažér TMGS1 a elektromagnetický přístroj NORAXON – MYOSYSTEM 1400A spolu s analytickým programem MRXP1.03.05. Aktivita vybraných svalových skupin byla ověřena měřením pomoci povrchové elektromyografie a podíl aktivity jednotlivých svalů byl zpracován v programu MyoResearch XP Master Verzion 1.03.05 metodou komparace. Dílčí cíl 1. byl rovněž zpracován komparativní metodou.

Komparativní metoda, nebo též analýza, se zakládá na porovnávání hodnot, vlastností, výsledků dvou nebo více porovnávaných subjektů. V našem případě jsme vzhledem k hlavnímu cíli a hypotézám porovnávali svalovou aktivitu jedné skupiny na dvou rozdílných kompenzačních pomůčkách a v druhém případě byla skupina probandů rozdělena a poměřována vzhledem k vyvíjené svalové aktivitě na vybraných pomůčkách.

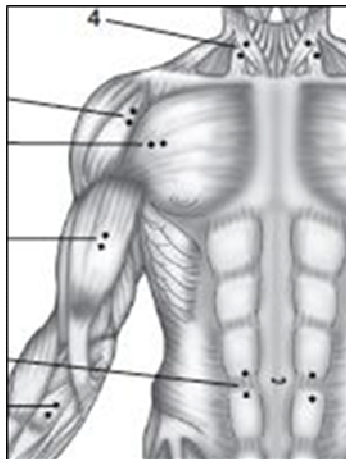
Aplikaci senzitivních elektrod předcházelo nastudování dané problematiky v odborné literatuře s následným praktickým zaškolením odborným asistentem. Podle předem určených svalů byly na základě odborné literatury vybrány plochy pro umístění elektrod. Výběr byl opět konzultován s odborným asistentem Mgr. Amrem Zaatarem, Ph.D. Každému probandovi byl vysvětlen způsob aplikace elektrod na tělo a umístění převodních kabelů. Podrobnými dotazy byla zjištěna jejich lateralita a palpačně upřesněny aplikační plochy na dominantní straně probanda, ty pak byly pečlivě omyty vodou a vysušeny sterilní osuškou. Poté byly nalepeny elektrody a k nim připojeny převodní kabely. Pouze v případě elektrod pro m. biceps brachii byly elektrody nalepeny spolu s kabelem z důvodu jiného typu upínání. Ke dvojici elektrod na m. biceps brachii byla svedena i zemnicí elektroda. Kabely byly proti sesmeknutí pojištěny lepicí páskou a svedeny přes opačné rameno do klína probanda. V klíně byly napojeny na slučovací skříňku a centrálním kabelem byl signál sveden do přístroje elektromyogramu. Elektrody jsme nechali umístěné na kůži probanda i pro druhé měření po výměně kompenzační pomůcky.

Očištění kůže i aplikace elektrod byla prováděna vždy stejnou asistentkou a kontrolovány autorem práce. Při aplikaci došlo před měřením dvakrát k odlepení elektrody. V obou případech byla nahrazena novou elektrodou. Problémy nastaly při propojení elektrod s převodními kabely na bicepsu. V tomto případě bylo nutné nejdříve spojit elektrody

s kabelem, poté odlepit ochrannou folii a umístit na kůži. Dvojice elektrod byla umístěna vždy na střed svalového břicha v ose svalových vláken. U dvojice elektrod snímající m. triceps brachii byla na vazy loketního kloubu umístěna zemnicí elektroda. Všechny poznatky byly zaznamenávány do protokolu o měření (Příloha 12).



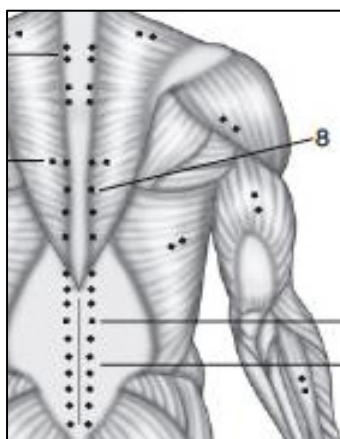
Obrázek 21. Umístění elektrod na m. triceps brachii a m. deltoideus (autorský snímek)



Obrázek 22. Schéma umístění elektrod (Criswell, 2011)



Obrázek 23. Umístění elektrod na m. triceps brachii a m. lat. dorsi (autorský snímek)



Obrázek 24. Schéma umístění elektrod (Criswell, 2011)

### 3.3 Postup práce a zpracování dat

Po nastudování teoretických poznatků proběhla diskuse s Mgr. Amrem Zatarem, Ph.D., o nastolené problematice a byl navržen tým odborných poradců. Časový plán měření byl rozdělen na dva dny přípravné (mimo doby na zajištění pomůcek a přístrojů) a dva dny určené pro měření. V prvním dni byly vybrány kompenzační pomůcky pro lyžování a stanoveny technické podmínky pro měření. Ve druhých dvou dnech bylo provedeno vlastní měření EMG. V poslední řadě byly zpracovány výsledky měření a provedeno statické vyhodnocení. Samotná jízda na lyžařském trenážeru není jednoduchá a při aktivní jízdě na Kartski nebo Skikáře

spojené s měřením EMG je neustále nutné dbát o bezpečnost probandů a také brát ohled na křehkost měřícího zařízení. Použití radiového signálu pro přenos údajů měření bylo znemožněno komplikací při komunikaci mezi dostupným přístrojem NORAXON – MYOSYSTEM 1400A a počítačem. Radiový přenos pracuje pouze s jedním konkrétním PC, který byl v době měření nedostupný. Proto byla zvolena varianta kabelového přenosu mezi NORAXON – MYOSYSTEM 1400A a PC s nainstalovaným operačním systémem Windows XP.

Pracovní tým pro měření byl sestaven s požadavkem na potřeby splnění stanovených cílů. Musel být složen s ohledem na organizační a odborné potřeby přípravy podmínek pro výzkumné měření a také s potřebou zajištění bezpečnosti při testování a výběru sportovně-kompenzačních pomůcek. Sestavením kvalitního týmu byla zajištěna bezpečná jízda probandů a požadovaná odbornost při měření přístroji EMG.

Nejprve byl proveden výběr prostředí pro měření. Z požadavku na objektivní měření, tedy měření za podmínek shodných se skutečnými podmínkami jízdy, vzešly dvě možnosti. Jízda přímo na svahu v zimních podmínkách s využitím dálkového přenosu EMG a jízda na lyžařském trenažéru. Po analýze obou možností a po diskuzi s odbornými pracovníky FTK jsem zvolil lyžařský trenažér v objektu aplikačního centra BALUO na FTK v Olomouci. Lyžařský trenažér splňuje veškeré podmínky objektivního měření. Jízdní podmínky jsou velice blízké jízdě na sněhu. Prostředí zaručuje stálé klimatické podmínky, stejné jízdní vlastnosti povrchu, shodné vymezení vyjížděného oblouku se shodnou délkou jízdy pro všechny probandy. Nesporné jsou rovněž výhody spojené s organizací měření jako dostupnost, technické zázemí apod.

Pro měření zapojených svalů zdravých osob i osob s postižením páteře bylo nutné vybrat vhodné kompenzační pomůcky. Byly vytipovány čtyři sportovně kompenzační pomůcky pro lyžování, Monoski, Bi-ski, Skikára a Kartski, které jsou obvykle používány v českých podmínkách. Z nich měly být vybrány dvě pro vzájemnou komparaci. Používání lyží na lyžařském trenažéru je vázáno podmínkami danými výrobcem, využívání trenažéru bylo omezeno na vhodnou dobu provozu. Abychom se přizpůsobili stanoveným podmínkám a časovým možnostem probandů, musel být stanoven plán testování s časovým harmonogramem. V první řadě bylo nutné zajistit sportovně kompenzační pomůcky. Kartski byla zajištěna v pražském středisku Paraple, Bi-ski v ZŠ a MŠ Ostrava-Poruba, Monoski a Skikára na FTK, katedře APA UP v Olomouci. Pro splnění podmínek používání lyží na lyžařském trenažéru jsme museli otupit hrany na poloměr  $R=1\text{mm}$ . Pomůcky bylo nutné dovybavit asistenčními lany potřebné délky pro jištění probanda při jízdě. Před praktickým testováním pomůcek musel být zpracován dodatek (Příloha 3) provozně bezpečnostního řádu pro jízdu sportovně kompenzačních pomůcek na lyžařském trenažéru PROLESKI PRO 2VS (Příloha 2).

S ohledem na praktické zkušenosti většiny zúčastněných s výukou lyžování osob se zdravotním postižením byly stanoveny podmínky asistence. Shora byl proband jištěn asistentem, který mohl pomocí lana ovlivnit jízdu směrem dolů a v případě kolize mohl jízdu usměrnit. Dole byl proband jištěn dalším asistentem s obdobným úkolem.

Použití všech těchto pomůcek při jízdě na lyžařském trenažéru bylo ověřeno přímo v provozu osmi na sobě nezávislymi lyžaři. Protokolem o ověření jízdních vlastností (Příloha 5) byla dána kritéria pro výběr dvou kompenzačních pomůcek. Všichni byli seznámeni s podmínkami bezpečného chování na lyžařském trenažéru a s jízdními vlastnostmi jednotlivých kompenzačních pomůcek. Při vysvětlení specifik ovládání Kartski a Skikáry pomohlo i grafické znázornění (Příloha 1).

Cílem prvního zkušebního dne bylo ověřit, zda je jízda na lyžařském trenažéru vtipovanými pomůckami možná a za jakých podmínek. Každý proband postupně vyzkoušel jízdu na všech výše uvedených pomůčkách a měl za úkol pocitově vyhodnotit způsob ovládání pomůcky s ohledem na bezpečnost. Zkušenosti pak uvedl do Dotazníku k protokolu 1 (Příloha 6).

Na základě odpovědí v tomto dotazníku a osobních zkušeností bylo konstatováno, že nejlépe a nejjistěji se ovládá sportovně kompenzační pomůcka Bi-ski. S ohledem na možnou vysokou míru postižení probandů doporučila skupina složená z instruktorů, asistentů a uživatele Monoski jako pomůcky pro komparaci Kartski a Skikáru. Kartski a Skikára byly vybrány z důvodu širších možností použití, od probandů bez TP po probandy s tetraplegií. Výběr pomůcek byl podpořen návazností na bakalářskou práci s tématem „Popis specifik sportovně kompenzační pomůcky Skikára v komparaci s Kartski.“

Pro objektivní měření bylo potřeba stanovit stejné podmínky, které by vyhovovaly všem probandům, s tělesným postižením i bez něj. Členové stejné skupiny jako při výběru kompenzačních pomůcek měli za úkol vyhodnotit způsob jízdy na Kartski a Skikáře, tedy sklon svahu a rychlost pásu lyžařského trenažéru. V průběhu jízdy byly jízdí podmínky postupně navyšovány. Sklon svahu byl zvyšován od minimální polohy až do 16°. Rychlost pásu byla zvyšována do 20 km/h. Každý proband byl v průběhu jízdy informován o sklonu a rychlosti pásu. Pocity každého probanda byly zaznamenány do protokolu (Příloha 7). S ohledem na bezpečné zvládnutí jízdy nebylo možné vyjetí těsně ke kraji pásu. Maximální vyjetí od spádnice jsme opticky vymezili pomocí reflexních pásků upevněných na předním zábradlí.

S ohledem na analýzu pohybu potřebného k ovládání Kartski a Skikáry byly vybírány skupiny svalů podílející se na ovládání obou pomůcek. Pro vzájemné porovnání musel být vybrán stejný způsob jízdy. Jak je uvedeno výše v popisu obou pomůcek, je jízda na nich srovnatelná. Rozdílný je pouze způsob ovládání a tím se předpokládá rozdíl napětí

v zapojených svalecth. Při výběru svalů vycházíme z posedu probanda, který je pro obě pomůcky shodný. Postavení paží na ovládacích pákách pomůcek je v pozici předpažmo poníž pokrčit zevnitř. Z analýzy pohybu při průjezdu jednoho shodného oblouku vyplývá, že na Kartski je nutný pohyb z výchozí pozice levou rukou doprava a pravou rukou doprava ve frontální rovině (Obrázek 25 a 26).



Obrázek 25. Kartski – Výchozí postavení rukou (autorský snímek)



Obrázek 26. Kartski - Pohyb rukou doprava (autorský snímek)

U Skikáry je naopak nutné přitažení trupu k levé ruce ve frontální rovině za současného vyrovnávání těla v dynamické rovnováze (Obrázek 28 a 29).



Obrázek 27. Skikára – Výchozí postavení rukou (autorský snímek)



Obrázek 28. Skikára – Přiklon doprava (autorský snímek)



## 4 Výsledky

### Výběr svalových skupin pro komparaci

Při stanovení vhodných svalů pro komparaci byly vytvořeny pomocné limity pro výběr:

- Hlavní limit vycházel z jejich významu při prováděné lokomoci podle Lince (1988).
- Pro potřeby ovládní pomůcek Kartski a Skikára měly být součástí pletence ramenního.
- Pro potřeby měření sEMG musely být svaly povrchové.
- Počet poměřovaných svalů byl limitován omezeným počtem přenosových kanálů.
- Využití poznatků z výše uvedených prací na podobné téma.

Tabulka 1. Výběr svalových skupin pro komparaci

	Vatěrová	Mutňanská	Dufková	Wonde	Antel	
	ort. vozík	Monoski	kajak	ort. vozík	Skikára	
m. pectoralis major	ANO	ANO	ANO	ANO	ANO	5X
m. biceps brachii	ANO	ANO	ANO	ANO	ANO	5X
m. triceps brachii	ANO	NE	ANO	ANO	ANO	4X
m. deltoideus	NE	ANO	NE	ANO	ANO	3X
m. latissimus dorsi	ANO	NE	ANO	ANO	ANO	4X

Podle Lince (1988) byly vybrány povrchové svaly podílející se na flexi, extenzi, abdukci, addukci, zevní a vnitřní rotaci ramenního kloubu. Tyto svaly byly porovnány s měřenými svaly ve výše uvedených pracích na podobné téma. Při konečném výběru se jevil pectoralis major pro ovládní Kartski a Skikáry jako méně rozhodující. Při omezeném počtu přenosových kanálů byly k poměrování vybrány svaly ramenního kloubu:

- **m. biceps brachii** (dvojhlavý sval pažní)

Inervace: Nervus musculocutaneus (C5, C6).

Funkce: V kloubu loketním celý sval ohýbá a supinuje; v kloubu ramenním – dlouhá hlava pomáhá při abdukci; krátká hlava pomáhá při addukci a ventrální flexi.

- **m. triceps brachii** (trojhavý sval pažní)

Inervace: Nervus radialis (C6 – C8).

Funkce: Extenze loketního kloubu; caput longum pomáhá při dorsální flexi a addukci v ramenním kloubu.

- **m. deltoideus** (střední deltový sval)

Inervace: Nervus axillaris (C5, C6).

Funkce: Sval jako celek udržuje klidovým napětím hlavici ramenního kloubu v jamce. Klavikulární část se podílí na předpažení.

- **m. latissimus dorsi** (široký sval zádový)

Inervace: Nervus supraclavicularis plexus brachialis, n. thoracodorsalis (kořenová inervace z C6 - C8).

Funkce: Addukce humeru a vnitřní rotace, extenze humeru v ramenním kloubu.

### **Výběr sportovně kompenzačních pomůcek**

Pro komparaci vybraných svalových skupin byly vybrány dvě vhodné sportovně kompenzační pomůcky. Základ pro výběr tvořily vyplněné dotazníky (Příloha 6), které probandi vyplnili následně po jízdě. Heuristickou metodou rozboru jednotlivých záznamů a na základě společné diskuze jsme došli ke konečnému výsledku a pro měření vybrali Kartski a Skikáru. Hlavními důvody pro výběr těchto kompenzačních pomůcek byly:

- Snadnější ovládní bez zdlouhavého zaškolení probandů.
- Možnost ovládní Kartski a Skikáry probandem s těžším tělesným postižením než na Monoski a Bi-ski.
- Menší riziko pádu.
- Navázání na bakalářskou práci autora projektu.

### **Stanovení jízdních podmínek**

Pro identické předpoklady měření bylo nutné stanovit optimální jízdí podmínky. Stejná skupina probandů (Příloha 7) jako při výběru kompenzačních pomůcek byla seznámena s danými požadavky:

1. Nalezení optimálního sklonu svahu pro vyrovnanou jízdí přímo
2. Sklon pásu
3. Rychlost pásu
4. Určení stylu jízdí pro měření
5. Vybočení oblouku od spádnice
6. Stanovení časového plánu měřených intervalů

Vyplněním dotazníku vlastní konstrukce (Příloha 8) se měli probandi vyjádřit k výše popsaným požadavkům. Závěry byly vyhodnoceny opět heuristickou metodou spojenou se společnou diskuzí. Na základě takto vyhodnocených připomínek jsme stanovili optimální podmínky pro jízdí následovně:

1. Optimální sklon pro vyrovnanou jízdí se nepodařilo nalézt.
2. Sklon pásu byl po vyhodnocení dotazníků a diskuzi stanoven na úhel 10°.
3. Rychlost pásu byla po vyhodnocení dotazníků a diskuzi stanovena na 19 km/h.

4. Pro styl jízdy byl vybrán řezaný oblouk.
5. Vybočení od spádnice tvořilo 170 cm.
6. Časový interval pro měření byl stanoven na 5 minut.

#### **Měření aktivity vybraných svalových skupin pomocí sEMG**

Data zaznamenaná měření svalové aktivity jednotlivých probandů byla seříděna do tabulky (Tabulka 2) v MS Excel pro následné zpracování specializovaným softwarem MyoResearch XP Master Version 1.03.05., který zpracoval hodnotové průměry svalového napětí u vybraných svalů. Pro získání normalizovaných dat jsme využili program MS Excel. Statistická významnost byla zpracovaná programem STATISTICA 12. Podle charakteru výzkumného šetření jsme použili statistickou metodu Mann Whitney U Test. Pomocí této metody byly ověřeny dané hypotézy.

Tabulka 2. Záznam z měření sEMG

proband	diagnóza	pomůcka	svaly	klidová	v zátěži	proband	diagnóza	pomůcka	svaly	klidová	v zátěži
1	1	K	bic.	1,6	6,8	8	1	K	bic.	54,7	55
1	1	K	tric.	0,6	0,8	8	1	K	tric.	12,3	12,2
1	1	K	delt.	0,3	0,7	8	1	K	delt.	29,3	29,2
1	1	K	dorz.	0,4	0,4	8	1	K	dorz.	37,1	37,3
1	1	S	bic.	1,3	5	8	1	S	bic.	67,9	78,4
1	1	S	tric.	0,4	1,8	8	1	S	tric.	23,6	22,1
1	1	S	delt.	0,7	1,5	8	1	S	delt.	20,7	23,1
1	1	S	dorz.	0,4	1,5	8	1	S	dorz.	49,9	47,7
2	1	K	bic.	1	2	9	1	K	bic.	71,7	75,1
2	1	K	tric.	1,6	1,5	9	1	K	tric.	31,3	31,2
2	1	K	delt.	1,5	1,5	9	1	K	delt.	41,1	41,7
2	1	K	dorz.	0,3	0,4	9	1	K	dorz.	80,3	78,4
2	1	S	bic.	65,7	68,9	9	1	S	bic.	4,9	4,6
2	1	S	tric.	5,8	6,1	9	1	S	tric.	0,9	0,9
2	1	S	delt.	16,7	17,5	9	1	S	delt.	2,9	3,1
2	1	S	dorz.	7,2	7,6	9	1	S	dorz.	1,4	1,2
3	1	K	bic.	11,1	40,8	10	1	K	bic.	77	81,9
3	1	K	tric.	12,6	40,3	10	1	K	tric.	39,2	38,9
3	1	K	delt.	26,6	69,1	10	1	K	delt.	41,4	41,6
3	1	K	dorz.	9,4	18,6	10	1	K	dorz.	33,7	33,2
3	4	S	bic.	0,1	0,1	10	1	S	bic.	13,2	12,2
3	4	S	tric.	0,7	3,4	10	1	S	tric.	2,2	2
3	4	S	delt.	0,4	1,4	10	1	S	delt.	2,3	2,3
3	4	S	dorz.	0,1	1,5	10	1	S	dorz.	10,1	7,6
4	1	K	bic.	26,9	27,7	11	2	K	bic.	6,9	71,9
4	1	K	tric.	22,1	22,5	11	2	K	tric.	56	65,7
4	1	K	delt.	18,1	18,3	11	2	K	delt.	15,5	72,9
4	1	K	dorz.	10,6	10,6	11	2	K	dorz.	12,9	19,5
4	1	S	bic.	3,4	3,3	11	2	S	bic.	4,2	4,1
4	1	S	tric.	13,9	24,2	11	2	S	tric.	200,6	194,6
4	1	S	delt.	12,7	18,2	11	2	S	delt.	17,2	16,2
4	1	S	dorz.	12,4	32,5	11	2	S	dorz.	8,2	77
5	3	K	bic.	4,3	4,5	12	2	K	bic.	39,6	39,6
5	3	K	tric.	6,4	6,7	12	2	K	tric.	182,9	182,5
5	3	K	delt.	2,5	2,6	12	2	K	delt.	54,6	59,1
5	3	K	dorz.	1	1	12	2	K	dorz.	68,4	67,3
5	3	S	bic.	51,8	46,5	12	2	S	bic.	294,8	340,8
5	3	S	tric.	9,3	16,6	12	2	S	tric.	144,3	150,2
5	3	S	delt.	13,2	14,8	12	2	S	delt.	61,2	67,3
5	3	S	dorz.	80,5	98,2	12	2	S	dorz.	809,3	823,9
6	1	K	bic.	6	41,3	13	1	K	bic.	205	129
6	1	K	tric.	18,9	16	13	1	K	tric.	71,8	125,6
6	1	K	delt.	8,9	13,8	13	1	K	delt.	16,7	83,6
6	1	K	dorz.	21,4	19,8	13	1	K	dorz.	12	96,7
6	1	S	bic.	87,9	90,8	13	1	S	bic.	55,8	60,4
6	1	S	tric.	217,3	217,5	13	1	S	tric.	174,3	188,4
6	1	S	delt.	26,6	27,5	13	1	S	delt.	18,5	19,4
6	1	S	dorz.	28,2	28,4	13	1	S	dorz.	132,6	143,1
7	2	K	bic.	70,6	71,9	14	1	K	bic.	357	364,5
7	2	K	tric.	64,3	58,5	14	1	K	tric.	131	139,2
7	2	K	delt.	28,4	29,4	14	1	K	delt.	35	39
7	2	K	dorz.	333,7	333,5	14	1	K	dorz.	39,1	39,1
7	2	S	bic.	55,2	55,8	14	1	S	bic.	19,5	84,6
7	2	S	tric.	39,6	40,7	14	1	S	tric.	33	188,4
7	2	S	delt.	16,5	17	14	1	S	delt.	8,4	10,8
7	2	S	dorz.	65,5	62,9	14	1	S	dorz.	22,4	142,5

Pozn.: Diagnóza: 1 - bez postižení; 2 - s postižením páteře; 3 - prenatální postižení kloubů; 4 - amputace dolních končetin  
Pomůcka: K - Kartski; S - Skikára

## Vyhodnocení hypotéz

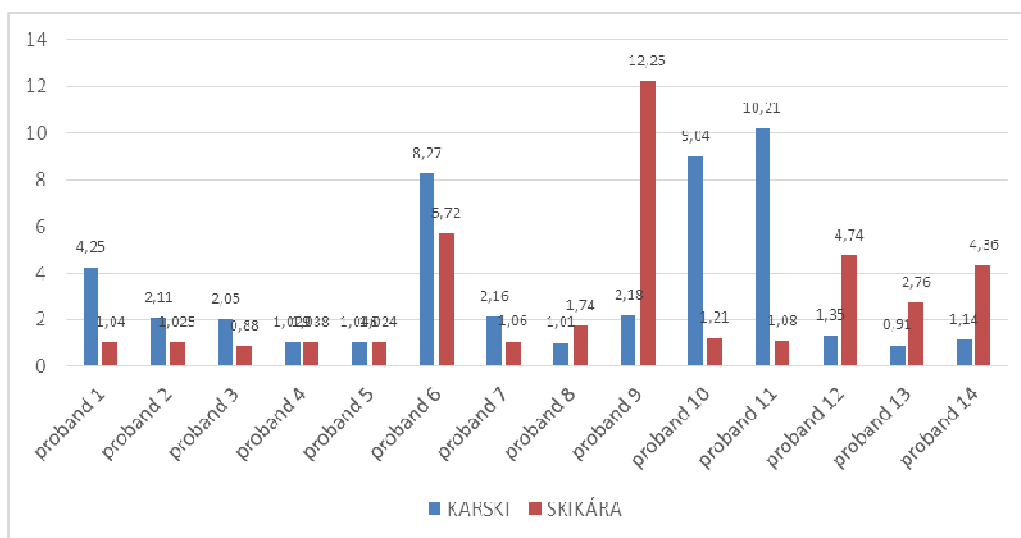
Data vedla k ověření hypotéz stanovených před započítím měření. Komparace dat byla provedena jen v případě statisticky významných hodnot.

**H01. Skupina ovládající Kartski dosahuje významné difference v oblasti vyššího svalového napětí než skupina ovládající Skikáru.** Při ověřování hypotézy H01 jsme zjišťovali vliv vybraných kompenzačních pomůcek na velikost svalového napětí poměřovaných svalů. Statistický významný údaj byl naměřen pouze u m. biceps brachii. Ostatní tři komparované svaly vykazovaly nižší statisticky významnou hodnotu (Tabulka 3). Z těchto důvodů nejsme schopni přijmout hypotézu H01, to znamená, že není významný rozdíl ve fyzické náročnosti při

jízdě na Kartski a Skikáře. Pohled na grafické znázornění svalové aktivity m. biceps brachii (Obrázek 30) sice ukazuje na jeho vyšší aktivitu při obsluze Kartski, ovšem pro celkové posouzení všech poměřovaných svalů je tento údaj nedostačující.

Tabulka 3. Výsledky statistické zkoušky H01

Proměnná	Mann-Whitneyův U Test (w/ oprava na spojitost) (radim) Dle proměn. pomůcka Označené testy jsou významné na hladině $p < .05000$									
	Sčet poř. skup. 1	Sčet poř. skup. 2	U	Z	p-hodn.	Z upravené	p-hodn.	N platn. skup. 1	N platn. skup. 2	2*1str. přesné p
bicepsN	216,0000	190,0000	85,00000	0,57435	0,565734	0,57466	0,565521	14	14	0,571420
tricepsN	178,0000	228,0000	73,00000	-1,12572	0,260286	-1,12572	0,260286	14	14	0,264910
deltN	226,0000	180,0000	75,00000	1,03382	0,301220	1,03382	0,301220	14	14	0,306426
dorzN	168,0000	238,0000	63,00000	-1,58519	0,112923	-1,58606	0,112726	14	14	0,113919

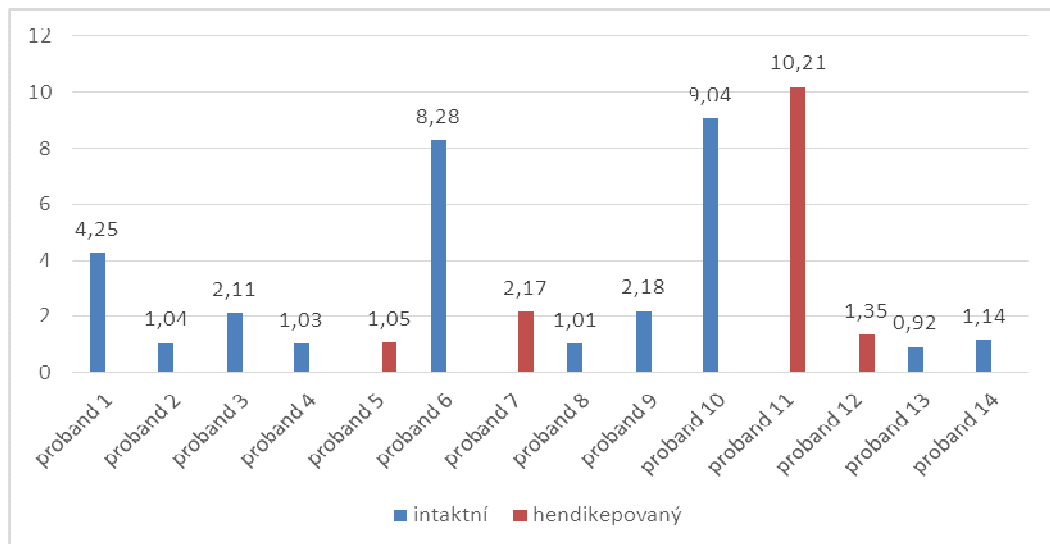


Obrázek 30. Porovnání svalového napětí m. biceps brachii u rozdílných kompenzačních pomůcek

**H02. Rozsah a charakter tělesného postižení ovlivňuje velikost svalového napětí při ovládní vybraných kompenzačních pomůcek.** Při ověřování hypotézy H02 jsme zjišťovali, zda charakter tělesného postižení ovlivňuje velikost svalového napětí při ovládní vybraných kompenzačních pomůcek. Zaznamenali jsme statisticky významný údaj u tří poměřovaných svalů ze čtyř, z čehož vyplývá, že existuje rozdíl ve svalové aktivitě intaktní skupiny a skupiny s TP (Tabulka 4) a jsme tím schopni přijmout Hypotézu H02. Z grafu (Obrázek 31) vyplývá naměřená hodnota svalové aktivity m. biceps brachii mezi oběma skupinami.

Tabulka 4. Výsledky statistické zkoušky H02

Proměnná	Mann-Whitneyův U Test (w/ oprava na spojitost) (radim) Dle proměn. diagnóza Označené testy jsou významné na hladině $p < .05000$									
	Sčet poř. skup. 1	Sčet poř. skup. 2	U	Z	p-hodn.	Z upravené	p-hodn.	N platn. skup. 1	N platn. skup. 2	2*1str. přesné p
bicepsN	289,0000	117,0000	79,00000	-0,025427	0,979714	-0,025441	0,979703	20	8	0,980139
tricepsN	272,0000	134,0000	62,00000	-0,889958	0,373489	-0,889958	0,373489	20	8	0,381147
deltN	302,0000	104,0000	68,00000	0,584830	0,558663	0,584830	0,558663	20	8	0,566139
dorzN	283,0000	123,0000	73,00000	-0,330556	0,740980	-0,330737	0,740843	20	8	0,746093



Obrázek 31. Porovnání svalového napětí m. biceps brachii v závislosti na zdravotním stavu probanda

## 5 Diskuze

Téma této diplomové práce vzniklo na základě potřeby dalšího vývoje sportovně kompenzačních pomůcek pro lyžování osob s tělesným postižením. Kvasnička (2012), jako jeden ze zpracovatelů metodiky lyžování na Monoski, uvádí několik různých zdrojů (Centrum Paraple, 2011; Centrum APA, 2012; Centrum handicapovaných sportovců, 2013), kde se dovídáme o možnostech využívání těchto pomůcek klienty s různým typem a stupněm postižení. Jen málo prací se však zabývá ověřením těchto možností. Již Kábele (1991) se zmiňuje o omezené schopnosti vozíčkářů v použití síly horních končetin. O náhradě méně funkčních, nebo chybějících svalů svalovými skupinami zdravými, nebo méně postiženými u uživatelů Monoski se zmiňuje Mutňanská (2007), která se však zabývá svalovou únavou a regenerací svalových skupin paraplegiků. Využívání výše zmíněných pomůcek je bohužel většinou založeno jen na heuristickém posouzení a nebývá vědecky ověřeno a jednoznačně potvrzeno. Na stránkách DisabledGear (2016) se můžeme dočíst o všestranném použití Kartski, ovšem bez jakéhokoliv zdůvodnění. Porovnáním alespoň dvou pomůcek jsme se pokusili posunout znalosti v dané problematice o kousek dále. Složitost takového zkoumání a organizaci příprav v přírodních podmínkách je možné odvodit z průběhu našeho šetření.

Statisticky významného rozdílu u H01 bylo dosaženo jen v případě poměřovaného svalu m. biceps brachii. Tím jsme došli k cennému poznatku, že mezi obsluhou Kartski a Skikáry nejsou z pohledu celkového využití svalů žádné větší rozdíly. Volba mezi těmito pomůckami bude limitována jinými kritérii než zapojením svalů pletence ramenního.

Zkoumáním rozdílu mezi skupinou rozdělenou na probandy s postižením a bez něj ovšem vyšlo najevo, že existují významnější statistické rozdíly v zapojení m. biceps brachii, m. deltoideus a m. latissimus dorsi. Z takového statistického výsledku můžeme vyvodit závěr, že i když byla při jízdě na kompenzačních pomůckách vykonána obdobná práce, každá skupina přitom zatěžovala výše uvedené svaly jinou intenzitou.

Při zpracovávání poznatků však bylo patrné, že je aktivita pracujících svalů velmi závislá na stylu jízdy, soustředěnosti, přenesení lyžařských dovedností a podobně. Projev soustředěnosti na jízdu se evidentně prokázal u probanda 2., u něhož došlo během testovací jízdy na Skikáře ve druhé minutě a dvacáté prvé sekundě ke kolizi hrozící pádem. Od té chvíle se jeho zvýšená soustředěnost projevila na hodnotách elektromyografu (Příloha 4), ačkoliv styl jízdy byl po zvládnutí kolize srovnatelný.

Ovlivnění výsledných hodnot mohlo nastat také v důsledku jízdních podmínek nastavených na lyžařském trenažéru. Příkřejší sklon svahu by jistě ukázal větší a zásadnější hodnoty, ale s ohledem na bezpečnost probandů jsme ztížené podmínky nepodstupovali. Při

jízdě na sněhu bychom měli navíc možnost jízdu „přismýknout“, což je v případě koberce velice náročné a riskantní. Rozdíl mezi použitím lyžařského trenažéru a jízdou v přírodních podmínkách pro záznam svalové aktivity sice nemůžeme prokázat, ale napovídají nám o tom poznatky z dizertační práce zaměřené na posouzení jízdy v kajaku na vodě a na kajakářském trenažéru. Dufková (2010) ve své práci dokládá rozdíly v zapojení svalů v obou prostředích a zdůvodňuje to například skluzem a náklonem lodě ve vodním prostředí oproti pevnému uchycení kajakářské sedačky na trenažéru.

Právě rozdílné vlastnosti sněhového podkladu a syntetického koberce nás vedou k podobnému zamyšlení. Jízda na trenažéru sice lépe splňuje podmínky variability, stále stejného prostředí, ale nedovoluje nám vyjetí delšího oblouku charakterizovaného větším vyjetím do stran od spádnice. Omezením této možnosti se výrazně zkrátila frekvence střídání oblouků a pravděpodobně také snížila aktivita zapojených svalů. Proband při měření projížděl v podstatě jen mírnou vlnovku, která ho nenutila k vyššímu nasazení a projevila se většinou malou intenzitou svalového napětí. Při zvýšeném sklonu a rychlosti pásu by intenzita svalového napětí pravděpodobně stoupla.

Při analýze jednotlivých jízd vyšlo najevo často rozdílné zapojení svalů jednotlivých probandů. Přisuzujeme to způsobu jízdy podle zkušeností nebo individuálním rozdílům ve využívání svalů. Příkladem může být diskutovaný způsob jízdy, kdy se někteří probandi na Skikáře přikláněli do oblouku přitažením paže, jiní jen přenesli těžiště úklonem dovnitř oblouku. Výsledné zahájení a projetí oblouku z pozice vedení lyží bylo shodné, ale při zapojení rozdílných svalů. Tato problematika by šla lépe zkoumat propojením záznamu EMG s videokamerou. To se nám z technických důvodů nepodařilo naplnit. Údaje z EMG spojené s videozáznamem ukazují na přesný pohyb spolu s grafickým znázorněním svalového zatížení. Lze tak lépe odhalit rozdíl v technice, nebo stylu jízdy probanda a odvodit správnou techniku pro ovládání dané kompenzační pomůcky.

Zajímavým vedlejším cílem, který musel nutně předcházet ostatním dílčím cílům a hypotézám byl výběr sportovně kompenzačních pomůcek. V tomto bodě byl výsledek založen na heuristické analýze pocitů jednotlivých hodnotitelů. Protokolárně byla vytvořena skupina sedmi hodnotitelů určená k výběru sportovně kompenzačních pomůcek a ke stanovení jízdních podmínek na lyžařském trenažéru (Příloha 5). Jedním z kritérií výběru byla možnost ovládání vybraných kompenzačních pomůcek probandem s těžší formou postižení páteře. Mezi oslovenými probandy se nám však taková možnost nenabídla, ale byli jsme na tuto alternativu připraveni. Vzájemné srovnání čtyř poměřovaných pomůcek sice nebylo žádným z cílů, ale přineslo hned několik zajímavých postřehů a poznatků. Jedním z nich bylo vyhodnocení Bi-ski jako nejbezpečnější a nejlépe ovládatelné pomůcky. V našich českých podmínkách je tato



pomůcka poněkud opomíjena a používá se téměř výhradně k pasívní účasti klienta při jízdě. Důvodem může být její poměrně vysoká cena, která ovlivňuje menší dostupnost a rozšíření.

Při stanovení jízdních podmínek se nám nepodařilo naplnit bod 1. Cílem bylo nalezení nulové adheze mezi plochou lyží a nakloněným, pohybujícím se kobercem. Ustálená pozice v prostoru pásu měla vést k uklidnění měřené svalové aktivity probanda a tím ke správnému zahájení měření. Proband sjížděl dolů i při minimálním sklonu pásu a nastavené rychlosti do 20 km/h. Proto jsme našli jinou možnost rozjezdu a v ustálené pozici byl proband držen zadním asistentem. Tento způsob však nevedl u některých probandů k uklidnění měřených svalů a zahájení plně neodpovídalo podmínkám pro EMG. Jiným požadavkem byla míra vybočení lyžaře od spádnice. Větší uzavření oblouku by se pravděpodobně projevilo na výraznější diferenciaci měřeného signálu, ale bylo ovlivněno technickou šířkou pásu lyžařského trenážeru. Ostatní nastavené parametry trenážeru odpovídaly potřebám měření. Časový interval byl stanoven na dobu 5 minut, i když pro naše účely stačil kratší časový interval. Stanovený čas vyhovuje částečně i pro potřeby měření únavy a tak mohou zaznamenané údaje sloužit k dalšímu vyhodnocení.

## 6 Závěry

Statisticky významného rozdílu bylo dosaženo jen v případě poměřovaného svalu m. biceps brachii. Tím jsme došli k cennému poznatku, že mezi obsluhou Kartski a Skikáry nejsou z pohledu celkového využití svalů žádné statisticky významné rozdíly. Výběr mezi těmito pomůckami bude limitován jinými kritérii než zapojením svalů pletence ramenního.

Zkoumáním rozdílu mezi skupinou rozdělenou na probandy s postižením a bez něj ovšem vyšlo najevo, že jsou významnější statistické rozdíly v zapojení m. biceps brachii, m. deltoideus a m. latissimus dorsi. Z takového statistického výsledku můžeme vyvodit závěr, že i když byla při jízdě na kompenzačních pomůckách vykonána obdobná práce, každá skupina přitom zatěžovala výše uvedené svaly jinou intenzitou. Z grafu (Obrázek 30) lze analyzovat vyšší náročnost při používání Skikáry, ovšem i tady je potřeba přihlídnout k osobním zkušenostem probanda a k jeho způsobu jízdy.

Vyhodnocováním podkladů měření jsme našli mnoho dalších teoretických otázek vhodných k ověření. Například posouzení s jak těžkou formou tetraplegie je možné užívat tyto kompenzační pomůcky, nebo jak se na jízdě účastní svalové skupiny flexorů a extenzorů zápěstí. Potvrzením získaných poznatků bude možné upravit stávající metodiku výuky, nebo upravit a vylepšit současné kompenzační pomůcky. Vedle těchto teoretických otázek jsme si upevnili mnoho praktických zkušeností při asistenci, nebo samotném ovládní výše uvedených pomůcek.

## Souhrn

V magisterské práci byla porovnávána aktivita čtyř svalových skupin pletence ramenního při ovládní vybraných kompenzačních pomůcek Kartski a Skikáry. Výsledek statistického vyhodnocení nám ukazuje náročnost ovládní obou poměřovaných pomůcek jako téměř rovnocennou. Rozdíl ve způsobu ovládní obou pomůcek nemá podstatný vliv na aktivitu svalového napětí porovnávaných svalových skupin. V případě komparace probandů bez postižení a probandů s postižením páteře je intenzita svalové aktivity statisticky rozdílná, to znamená, že zdravotní stav tuto aktivitu ovlivňuje. Z individuálního posouzení výsledku měření však jednoznačně nevyplývá, na čem je svalová aktivita přímo závislá. V případě komparace jízdy dvou zkušených instruktorů a jednoho zkušeného uživatele Monoski s poraněním míchy jsou naměřené hodnoty téměř shodné. Toto zjištění bych přisoudil dříve nabytým zkušenostem s jízdou na Monoski tří zmíněných probandů. Z detailního posouzení hodnot můžeme vyvodit větší náročnost ovládní Skikáry. Z praktického pohledu můžeme považovat obě pomůcky za rovnocenné se shodnými možnostmi použití a záleží na individuálním posouzení klienta, která pomůcka mu bude více vyhovovat.

## Summary

In the Master's Thesis, there is a comparison of activity of four muscle groups of the Shoulder Girdle, which is being used to control the selected Assistive Device Kartski and Skikára. The result of statistical evaluation shows us the difficulty of controlling both of these tools as nearly equivalent. The difference in the way of operation of those two devices has no significant effect on the activity of muscle tension of selected muscle groups. In case of comparison of probands without disabilities and probands with spinal injuries, the intensity of muscle activity is statistically different, which means that, the health condition is being positively affected by this activity. Individual assessment measurement result is rather positive but, the clear result what is the individual muscle activity directly based on, can not be clearly defined. In the case of comparison of two experienced instructors and one experienced user of Monoski, injured with Spinal Readings Injury, there are almost identical results.

This finding would be attributed to the experience gained by these three probands. By detailed assessment of the indicated values, it can be derived greater demand for control of Skikára device. From a practical point of view, both devices can be considered as equivalent devices with the same application possibilities.

## Referenční seznam

- Adamčová, H. et al. (2005). *Neurologie*. Praha: Triton.
- Antel, R. (2013). *Popis specifík sportovně kompenzační pomůcky Skikára v komparaci s Kartski*.  
Bakalářská práce. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta Tělesné Kultury.
- Bursová, M. (2005). *Kompenzační cvičení: uvolňovací, protahovací, posilovací*. Praha: Grada.
- Centrum APA. (2012). Retrieved 2. 5. 2016 from: <http://www.apa.upol.cz/web/index.php/e-learningove-texty-cols3/apa-osob-s-tp.html>>.abl
- Centrum handicapovaných lyžařů. (2013). Retrieved 2. 5. 2016 from: <http://monoski.info/>
- Centrum Paraple. (2011). Retrieved 15. 3. 2016 from: <http://www.paraple.cz/>
- Clipart.me. (2016). *Inervace svalových skupin*. Retrieved 16. 4. 2016 from: <http://clipart.me/>
- Criswell, E. (2011). *Cram's introduction to surface electromyography*. Sudbury, Mass: Jones and Bartlett.
- Česká asociace tělesně handicapovaných sportovců. (2007). Retrieved 10. 3. 2016 from: <http://www.caths.cz/>
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 1*. Praha: Grada.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 3*. Praha: Grada.
- DisabledGear.com (2016). *Disability equipment for less*. Retrived from: <http://disabledgear.com/pages/sit-ski>
- Doupalová, D., & Zaatar, A. M. Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie - Poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(1), 26-30.
- Drahoňovský, R., Novák, O., & metodická komise APUL. (2011). *Lyžování. Metodika výuky sjezdového lyžování*. Hostinné: Tiskárna Kooperativa.
- Dufková, A. (2010). *Srovnání kineziologického obsahu pohybu při záběru vpřed na rychlostním kajaku a pádlovacím trenažéru*. Disertační práce. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Katedra sportů v přírodě.
- Dušek, M. (2016). *Centrum handicapovaných lyžařů*. Retrieved 15. 3. 2016 from: <http://www.monoski.info/>.
- Dylevský, I. (2009). *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton.
- Dylevský, I., & Trojan, S. (2000). *Somatologie. Učebnice pro zdravotnické školy a bakalářské studium*. Praha: Avicenum.
- Fleischmann, J., & Linc, R. (1979). *Anatomie člověka II*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství.

- Florimond, V. (2010). *Basics of Electromyography*. Retrieved 20. 4. 2016 from: <http://www.thoughttechnology.com/pdf/manuals/MAR908-03%20SEMG%20applied%20to%20physical%20rehabilitation%20and%20biomechanics.pdf>.
- Gnad, T. et al. (2002). *Kapitoly z lyžování*. Praha: Univerzita Karlova v Praze.
- Grant, J. C. B. (2013). *Atlas anatomie*. Retrieved 25. 4. 2016 from: [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Grant\\_1962\\_663.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Grant_1962_663.png)
- Hájková, V. (2006). *Specifika pro handicapované klienty služeb cestovního ruchu*. Praha: Ministerstvo pro místní rozvoj ČR.
- Hoblíková, A., & Laichman, S. (2004). *Přehled anatomie člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Janda, V. (1974). *Vyšetřování hybnosti 1*. Praha: Avicenum.
- Jandová, S., Čuříková, L., Dygrín, J., Suchomel, A., Antoš, R., & Bittner, V. (2012). *Základy alpského a běžeckého lyžování*. Liberec: Technická univerzita v Liberci.
- Ješina, O., Kudláček, M. et al. (2011). *Aplikovaná tělesná výchova*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kábele, J. (1992). *Sport vozíčkářů*. Praha: OLYMPIA a.s.
- Kittnar, O. et al. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing a.s.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické praxi*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kudláček, M. et al. (2008). *Paralympijský školní den. 1*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kudláček, M., & Ješina, O. (2013). *Integrovaná tělesná výchova, rekreace a sport*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kvasnička, J. (2012). *Metodika lyžování na mono-ski*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale, Arizona: Noraxon INC. USA.
- Lamichová, S. et al. (n. d.). *Úrazy páteře a míchy*. Předlékařská první pomoc do škol. Retrieved 6. 4. 2016 from: <http://ppp.zshk.cz/>
- Linc, R. (1988). *Nauka o pohybu. Učebnice pro zdravotnické školy*. Praha: Avicenum.
- Malý, M. et al. (1999). *Poranenie miechy a rehabilitácia*. Bratislava, Slovenská republika: Bonus Real s.r.o.

- Majkusová, A. (2009). *Mišní léze*. Školící a fyzioterapeutické centrum Jimramov. Retrieved 20. 4. 2016 from: <http://www.jarmila-capova.cz/misni-leze/>
- Martiník, K. (2016). *Vybrané přednášky pro studenty fyziologie*. Retrieved 15. 3. 2016 from: <http://profmartinik.cz/>
- Merletti, R., Parker, P. A., Clancy, E. A., Farina, D., & Filligoi, G. (2004). Single-Chanel Techniques for Information Extraction from the Surface EMG Signal. *Electromyography: Physiology, Engeneering and non-invasive aplications*. New Jersey: John Wiley & Sons.
- Michalík, J. et al. (2011). *Zdravotní postižení a pomáhající profese*. Praha: Portál.
- Mlčoch, Z. (2014). *Nemoci a poranění míchy – příznaky, projevy, symptomy, léčba*. Retrived 5. 4. 2016 from: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/neurologie-nemoci-vysetreni/nemoci-a-poraneni-michy-priznaky-projevy-symptomy-lecba>
- Mutňanská, E. (2007). *Problematika lyžování paraplegiků na monoski z hlediska fyzioterapie*. Bakalářská práce. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Lékařská fakulta.
- Přidalová, M., & Riegerová, J. (2008). *Funkční anatomie I*. Olomouc: Nakladatelství Hanex.
- Přidalová, M., & Riegerová, J. (2009). *Funkční anatomie II*. Olomouc: Nakladatelství Hanex.
- Příbramský, M., Jelen, K., & Vodičková, S. (2002). *Česká škola lyžování*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Rokyta, R. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.
- Seidl, Z. (2004). *Neurologie pro studium i praxi: pro studium a praxi*. Praha: Grada.
- Skiarena Milovice. (2015). Retrived 1. 5. 2016 from: <http://www.skiarena-milovice.cz/>
- Snozová, M. (2013). Heuristická analýza. *In flow-e-zin*, 7(leden). Retrieved 3. 4. 2016 from: <http://www.inflow.cz/>
- Štancl, P., & Strobl, K. (2004). *Lyžování s úsměvem*. Olomouc: Nakladatelství Olomouc s.r.o.
- Šuc, N. (2011). *Smučane invalidov sedečega tipa*. Diplomová práce. Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.
- Tessier. (2016). *Adaptive Sports Equipment*. Retrieved 5. 3. 2016 from: <http://www.dualski.com/en/kartski/>
- Тренажеры. (2012). *Бесконечные склоны*. Retrieved 2. 5. 2016 from: <http://www.proleski.ru/>
- Udobno po svetu. (2014). *Sedeče smučanje*. Retrieved 6. 1. 2016 from: <http://udobnoposvetu.si/smucanje/>
- Vachunková, Š. (2013). Lyžování bez hranic. *Snow*, (74), 40 - 47.
- Vatěrová, H. (2011). *Srovnávací kineziologická analýza jízdy na vozíku a plazení*. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné kultury a sportu.

- Woude, L. H. V. (2001). Biomechanics and physiology in active manual wheelchair propulsion. *The National Center for Biotechnology Information*. Retrieved 5. 5. 2016 from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11801413>
- Za sklem o. s. (2012). *Slovníček. Zdravotní postižení*. Retrieved 6. 6. 2016 from: <http://www.zasklem.com/zdravotni-postizeni/>

## **Seznam zkratk**

TP – tělesné postižení

ZP – zdravotní postižení

EMG – elektromyografie

sEMG – povrchová elektromyografie



















EKG – elektrokardiografie



## **Přílohy**

1. Grafické znázornění ovládní kompenzačních pomůcek
2. Provozní řád areálu AC BALUO
3. Doplnění provozního řádu AC BALUO
4. Záznam sEMG z kolize P. 2/S
5. Protokol 1. Ověření jízdnic vlastností kompenzačních pomůcek
6. Dotazník k protokolu 1. Posouzení jízdy kompenzačních pomůcek na lyžařském trenážeru
7. Protokol 2. Stanovení optimálních jízdnic podmínek pro Kartski a Skikáru
8. Dotazník k protokolu 2. Stanovení optimálních jízdnic podmínek pro Kartski a Skikáru
9. Protokol 3. Měření aktivity vybraných svalových skupin
10. Formulář k záznamu z měření
11. Záznam k protokolu 3.
12. Protokol 4. Měření aktivity vybraných svalových skupin
13. Záznam k protokolu 4.

**Příloha 1.** Grafické znázornění ovládání kompenzačních pomůcek

Grafické znázornění ovládání komp. pomůcek		Grafické znázornění ovládání komp. pomůcek	
Skikára		Kart-ski	
	Páky ve střední poloze vzadu		Páky ve střední poloze (nutno odhadnout a kontrolovat)
	Lyže rovnoběžně na plochách		Lyže rovnoběžně na plochách
<b>STOP</b>		<b>STOP</b>	
	Páky vpřed		Páky k sobě
	Lyže do přivrátu na vnitřních hranách		Lyže do přivrátu na vnitřních hranách
<b>Jízda na vleku</b>		<b>Jízda na vleku</b>	
	Páky dozadu (zůstávají ve střední poloze opřeny o doraz)		Páky ve střední poloze (nutno odhadnout a kontrolovat)
	Lyže rovnoběžně na plochách		Lyže rovnoběžně na plochách
	Sedačka přitažena k pravé páce		Pravá páka stranou od těla Levá páka k tělu
	Lyže rovnoběžně na hranách zatáčí vpravo		Lyže rovnoběžně na pravých hranách
	Sedačka přitažena k levé páce		Levá páka stranou od těla Pravá páka k tělu
	Lyže rovnoběžně na hranách zatáčí vlevo		Lyže rovnoběžně na levých hranách
	Levá páka v základní poloze Pravá páka vpřed		Levá páka v základní poloze Pravá páka k tělu
	Pravá lyže do přivrátu zatáčí mírně vlevo		Pravá lyže do přivrátu zatáčí mírně vlevo
	Pravá páka v základní poloze Levá páka vpřed		Pravá páka v základní poloze Levá páka k tělu
	Levá lyže do přivrátu zatáčí mírně vpravo		Levá lyže do přivrátu zatáčí mírně vpravo
	Nežádoucí Nelze nastavit polohu pák		Páky stranou od těla
			Lyže v odvratu na vnějších hranách
	Nežádoucí Nelze nastavit polohu pák		Levá páka ve střední poloze Pravá páka stranou od těla
			Levá lyže na ploše Pravá lyže v odvratu na vnější ploše

### PROVOZNÍ ŘÁD AREÁLU AC BALUO - INDOOROVÁ SJEZDOVKA

- Každý z návštěvníků vstupu je do areálu a pobývá v něm na vlastní nebezpečí, provozovatel odpovídá pouze za škody a újmy způsobené špatným technickým stavem sportoviště či náčiní.
- Vstup na sportoviště je možný pouze po podpisu Čestného prohlášení návštěvníka.
- Před vstupem na sportoviště má návštěvník povinnost se seznámit s pravidly a doporučeními.
- Vstupem do areálu se zákazník zavazuje řídit jednotlivými body provozního řádu.
- Vstup do haly je možný pouze v rámci otevírací doby, a po uhrazení vstupního poplatku.
- Do areálu je zakázáno vnášet alkohol, návykové, omamné látky a zbraně.
- Je zakázáno vstupovat do prostor označených - zákaz vstupu.
- Je zakázáno vstupovat na trenažer v botách.
- Platí zákaz vnášení jídla, pití, skla, porcelánu či jakýchkoliv ostrých předmětů.
- V celém objektu platí zákaz kouření a manipulace s ohněm.
- Je zakázáno jakýmkoliv způsobem poškozovat, polepovat či popisovat zařízení a vybavení indoorové sjezdovky.
- Každý z návštěvníků je povinen dodržovat doporučení a nařízení osoby vykonávající dozor.
- Úrazy a škody na majetku je třeba neprodleně ohlásit osobě vykonávající dozor, nebo na recepci. Na pozdější reklamace nebude brán zřetel.
- Závady na sportovišti či sportovní výbroji je návštěvník povinen neprodleně hlásit instruktorovi vykonávající výuku a neprodleně toto zařízení nebo náčiní přestat používat.
- Každý návštěvník je povinen dodržovat obecně ustálená pravidla slušného chování a svým jednáním neohrožovat ani neobtěžovat ostatní návštěvníky.
- Prosíme o udržování pořádku v rámci celého areálu, odpadky patří do koše, vypůjčené sportovní náčiní zpět na své místo.
- Do prostor sjezdovky není dovolen vstup se psy ani jinými zvířaty

### DOPORUČENÍ A PRAVIDLA - INDOOROVÁ SJEZDOVKA AC BALUO

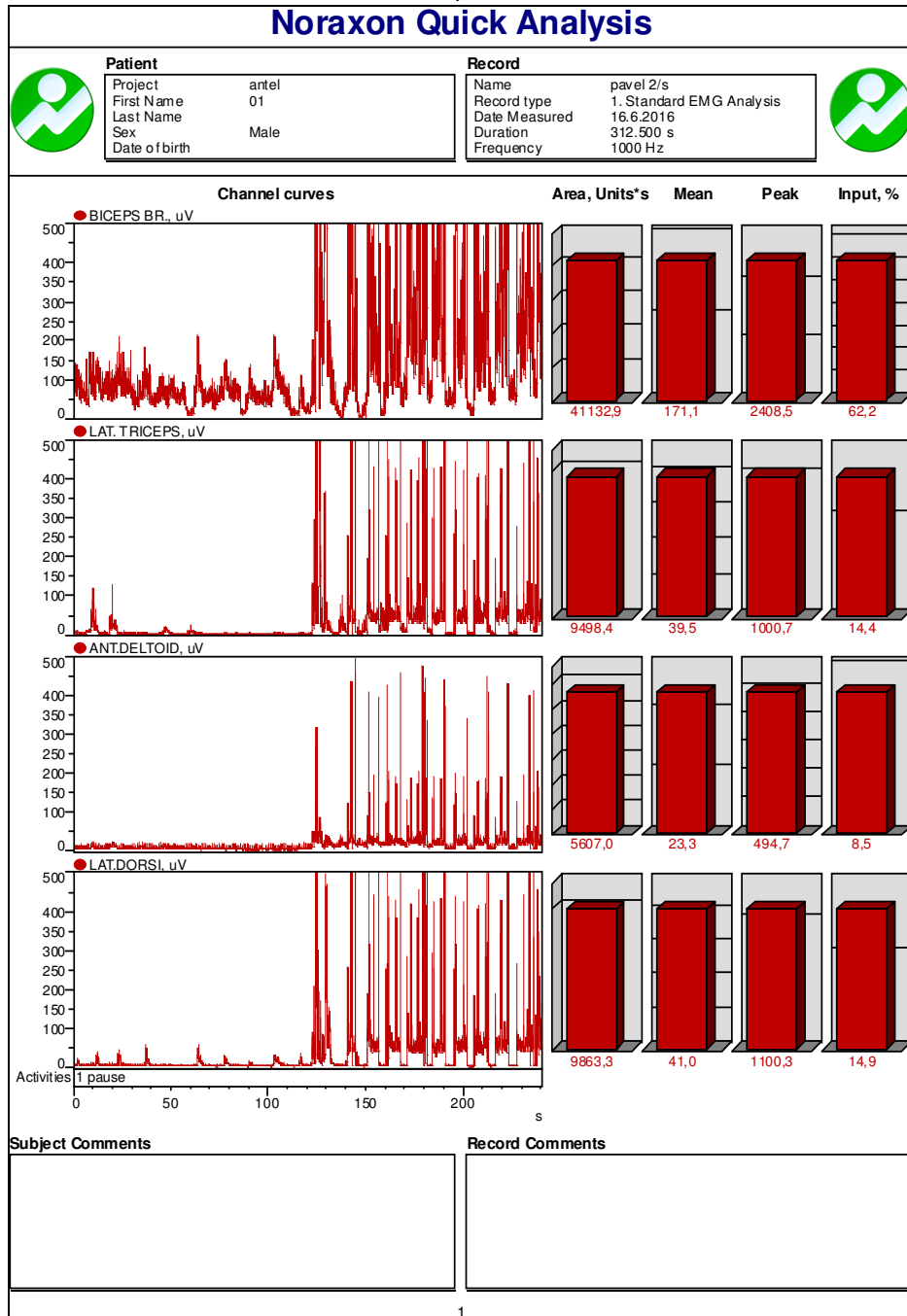
- Před vstupem na sportoviště se vždy rozcvič.
- Při jízdě na trenažeru se plně soustřeď na svůj pohyb a za všech okolností si buď jistý tím co, a jak chceš udělat.
- Na sportoviště vstupuj pouze ve sportovním oblečení, které neobsahuje žádné kovové prvky (zipy, přezky od pásků apod.), doporučeno je oblečení s dlouhými nohavicemi a rukávy.
- Před vstupem na sportoviště si sundej veškeré šperky (náušnice, náramky, řetízky, piercing apod.).
- Při vstupu na lyžařský trenažer je zakázán vstup se žvýkačkou.

### **Příloha 3.** Doplnění provozního řádu AC BALUO

#### **Provozně bezpečnostní řád pro jízdu sportovně kompenzačních pomůcek na lyžařském trenažéru TMGS1**

1. Jízdu na sportovně kompenzační pomůcce (Monoski, Bi-ski,...) je vždy nutné konzultovat dopředu s provozovatelem zařízení.
2. Lyže je třeba upravit podle provozovatele lyžařského trenažéru:
  - Otupení hran na požadovaný poloměr  $R = 1\text{mm}$ .
  - Dotažení bezpečnostního vázání na maximální hodnoty.
3. Obsluha ovládacího zařízení musí mít neustálou kontrolu nad stop tlačítkem.
4. Zajištění klientů se zdravotním postižením při jízdě na trenažéru:
  - Minimální počet asistentů pro jištění klienta jsou dva.
  - Před rozjezdem pásu zkontrolujte připravenost klienta a pomocných asistentů.
  - Asistent 1. drží klienta připoutaného na laně k zadní části pomůcky a v případě potřeby ho přibrzdí nebo koriguje velikost nasazeného oblouku. Správným potažením je schopen účinně zabránit kolizi a předejít pádu klienta, (pozor na zastínění čidla asistenčním lanem).
  - Asistent 2. drží klienta na laně připoutaného k přední části pomůcky a v případě potřeby jej potáhne směrem dolů ve směru jízdy. Je schopen zabránit nechtěné jízdě v horní části pásu, případně zmírnit nechtěný účinek pádu.
5. Poučení o bezpečnosti klientů:
  - Doporučujeme oděv s dlouhými rukávy a dlouhými nohavicemi.
  - Klient má povinnost mít řádně upnutou přilbu.
  - Všechny bezpečnostní popruhy a pásy musí být upnuty a utaženy.
  - Klient musí být před jízdou poučen o způsobu bezpečného rozjezdu.
  - Klient musí být před jízdou poučen o chování v případě pádu.

Příloha 4. Záznam ze sEMG z kolize P. 2/S



**Příloha 5.** Protokol 1. Ověření jízdních vlastností kompenzačních pomůcek

**Protokol 1. Ověření jízdních vlastností kompenzačních pomůcek**

**Kde:** Aplikační centrum BALUO, UP v Olomouci

**Kdy:** 4. 5. 2016

**Typ kompenzačních pomůcek:** Monoski, Bi-ski, Kartski, Skikára

**Typ pásového trenažéru:** TMGS1

**Typ EMG:** NORAXON – MYOSYSTEM 1400A v součinnosti s programem MyoResearch XP

**Video dokumentace:** Video kamera DCR-SR55 se stativem

**Zúčastnění:**

- Bc. et Mgr. Ilona Hapková Ph.D.
- Bc. Radim Antel
- Bc. Pavel Pleva
- Jakub Lehnert
- Jan Čihák
- Jakub Kracík
- Jiří Kudrna
- Bc. Karel Krásný
- Jakub Kriško

**Cíl činnosti:**

1. Vyzkoušet možnosti jízdy výše uvedených komp. pomůcek na pásovém trenažéru.
2. Zaznamenat optimální podmínky jízdy na základě osobních pocitů a zkušenosti.
3. Vybrat dvě kompenzační pomůcky pro výzkumnou činnost.
4. Stanovit optimální podmínky pro jízdu na vybraných kompenzačních pomůčkách.
  - Sklon svahu
  - Rychlost posuvu pásu
  - Rozsah oblouku (vybočení od spádnice)
  - Potřebu asistence
  - Výběr probandů na výzkumné měření

**Zápis z plnění úkolů:**

Časový rozpis:

- 16.00 – 19.00: Příprava materiálu (zajištění a přichystání kompenzačních pomůcek, bezpečnostních prvků, seřízení vázání).
- 19.00 – 19.30: Poučení o bezpečnosti, vysvětlení úkolů zkušebního dne, rozdělení úloh jednotlivým účastníkům.
- 19.30 – 20.30: Ověřování Monoski. Sklon pásu 10°, rychlost max. = 15,2 Km/h, 8. probandů.

20.30 – 21.30: Ověřování Bi-ski. Sklon pásu 10°, rychlost max. = 15,2 Km/h, 8. probandů.

21.30 – 22.15: Ověřování Kartski. Sklon pásu 10°, rychlost max. = 10,2 Km/h, 8. probandů.

22.15 – 23.00: Ověřování Skikáry. Sklon pásu 10°, rychlost max. = 10 Km/hod, 8. probandů.

**Bod 1.:** Byly vyzkoušeny všechny čtyři navržené kompenzační pomůcky osmi nezávislými probandy. Každá jízda byla kontrolována a jištěna dvěma asistenty. Jedním z horní plošiny lanem proti sjetí z pásu, druhý zajišťoval probanda lanovým úvazkem proti vyjetí směrem nahoru a také brzdil nekontrolovaný pohyb pomůcky při pádu probanda.

Dva proti sobě působící asistenti urychlili čas zkušební jízdy citlivým přibrzděním, nebo stažením směrem dolů. Lanovými úvazky byli schopni zajistit bezpečnost probandů při pádu, nebo nekontrolovaném vyjetí z pásu.

**Bod 2.:** Zkušební jízdy byly vedeny nejprve v přímé jízdě s korekcí rychlostí oběma asistenty při rychlosti pásu 10 km/h. Po získání jistoty v jízdě byly prováděny oblouky nejprve s malým vychýlením od spádnice cca 0,5 m, později se současným zvyšováním rychlosti pásu na 15,2 km/h až 1,5m od spádnice.

**Bod 3.:** Pro následné měření zapojených svalových skupin při ovládní komp. pomůcek byly vybrány Kartski a Skikára. Důvodem pro výběr bylo:

- Snadnější ovládní bez zdlouhavého zaškolení probandů.
- Možnost ovládní Kartski a Skikáry probandem s těžším tělesným postižením než na Monoski a Bi-ski.
- Menší riziko pádu.
- Navázání na bakalářskou práci autora projektu.

Celkové hodnocení prvního dne:

**Monoski:**

- přímá jízda bez problémů
- nejmenší stabilita ze všech pomůcek
- náročné vyrovnání ztráty stability při uzavřeném oblouku
- lyže je příliš zařezaná do koberce a brání tím smyku
- jedna lyže má nejmenší třecí odpor a nejvíce sjíždí z pásu

**Bi-ski:**

- v přímé jízdě velmi stabilní
- stabilní v oblouku
- „odpouští“ chyby lyžaře při větším náklonu a následné kolizi
- výhoda nízkého těžiště
- plynulá, příjemná jízda

**Kartski:**

- složitější jízda v přívratu v koordinaci pravé a levé lyže
- přímá jízda bez problémů
- těžší odhad poloměru zatáčení při jízdě řezaným obloukem
- složité držení lyží v paralelním postavení při řezaném oblouku
- dobrá stabilita při nastaveném svahu 10°

Skikára:

- přímá jízda bez problémů s těžším udržením ovládacích pák
- při jízdě v přívratu jsou lyže málo zahraněné
- dobrý přechod do oblouku přirozeným náklonem
- nutné soustředění na odpovídající náklon

V první části byly splněny body 1. až 3

**Příloha 6.** Dotazník k protokolu 1. Posouzení jízdy kompenzačních pomůcek na lyžařském trenažéru

<b>Dotazník k protokolu 1. Posouzení jízdy kompenzačních pomůcek na lyžařském trenažéru</b>	
<b>Místo výzkumu:</b> Aplikační centrum BALUO	<b>Datum:</b> 4. 5. 2016
<b>Typ kompenzační pomůcky:</b> Monoski, Bi-ski, Kartski, Skikára	
<b>Proband:</b> .....	
Jméno..... Pohlaví..... Věk..... Dovednosti.....	
<b>Nastavení pásu:</b>	
Sklon..... Rychlost pásu.....	<b>Hodnocení</b> .....
.....	
<b>Jízda:</b>	
Oblouk- Smýkaný, Řezaný	Uzavření (vychýlení od spádnice).....
<b>Asistence:</b>	
S asistencí – (jaký způsob).....	Bez asistence



**Příloha 7.** Protokol 2. Stanovení optimálních jízdních podmínek pro Kartski a Skikáru

**Protokol 2. Stanovení optimálních jízdních podmínek pro Kartski a Skikáru**

**Místo:** Aplikační centrum BALUO, UP v Olomouci

**Datum:** 23. 5. 2016

**Typ kompenzačních pomůcek:** Kartski, Skikára

**Typ pásového trenážeru:** TMGS1

**Typ EMG:** NORAXON – MYOSYSTEM 1400A v součinnosti s programem MyoResearch XP

**Video dokumentace:** Video kamera DCR-SR55 se stativem

**Zúčastnění:**

- Bc. et Mgr. Ilona Hapková Ph.D.
- Bc. Radim Antel
- Bc. Pavel Pleva
- Mgr. Jakub Lehnert
- Jan Čihák
- Jakub Kracík
- Jiří Kudrna
- Jakub Kriško
- Bc. Michaela Kubišová

**Cíl činnosti:** Stanovení optimálních jízdních podmínek vybraných kompenzačních pomůcek pro následné měření zapojených svalových skupin při ovládní těchto pomůcek:

1. Nalezení optimálního sklonu svahu pro vyrovnanou jízdu přímo
2. Určení optimálního svahu a rychlosti pásu pro vlastní měření
3. Sklon pásu
4. Rychlost pásu
5. Určení stylu jízdy pro měření
6. Vybočení oblouku od spádnice
7. Stanovení časového plánu měřených intervalů

**Zápis z plnění úkolů:**

**Bod 1.:** Sklon svahu v poměru k rychlosti posuvu pásu pro jízdu přímo tak, aby byl nalezen kompromisní poměr, při němž by lyžař nevyjížděl nahoru ani dolů, a nemusel brzdit, se nepodařilo nalézt. I při minimálním sklonu 8° byla vždy adheze mezi plochou lyží a syntetickým pásem menší a lyžař sjížděl směrem dolů.

**Bod 2.:** K nalezení optimálního poměru mezi sklonem a rychlostí pásu měl každý hodnotitel za úkol vyhodnotit jízdu podle svého osobního pocitu. Postupně byl zvyšován úhel sklonu s následným zvyšováním rychlosti pásu. Hodnotitel byl průběžně informován o

nastavených hodnotách a ty, které mu vyhovovaly nejvíce, byly zaznamenány do dotazníku. Po ukončení zkoušek byly jednotlivé dotazníky vyhodnoceny a po diskuzi jsme stanovili konečný sklon svahu a rychlost pásu pro následné měření EMG.

**Bod 3.:** Sklon pásu byl po vyhodnocení dotazníků a diskuzi stanoven na **10°**.

**Bod 4.:** Rychlost pásu byla po vyhodnocení dotazníků a diskuzi stanovena na **19 Km/h**.

**Bod 5.:** Pro styl jízdy byl vybrán řezaný na obou poměřovaných pomůckách.

**Bod 6.:** Vybočení oblouku bylo stanoveno na cca 170 cm od spádnice, což odpovídalo zhruba 60 cm od okraje pásu. Tato bezpečnostní hranice byla vyznačena signálními šňůrami na předním zábradlí.

**Bod 7.:** Měřený interval jízdy byl stanoven na **5 min.** jízdy. Vycházeli jsme z možnosti únavy netrénovaného probanda a počítali i s možným rizikem kolize při déle trvající jízdě.

**Příloha 8.** Dotazník k protokolu 2. Stanovení optimálních jízdních podmínek pro Kartski a Skikáru

### **Dotazník k protokolu 2. Stanovení optimálních jízdních podmínek**

**Typ Místo výzkumu:** Aplikační centrum BALUO

**Datum:** 23. 5. 2016

**Proband:**

Jméno..... Pohlaví..... Věk.....Dovednosti.....

**kompensační pomůcky:** *Kartski, Skikára*

**Nastavení pásu:**

Sklon pásu pro vyrovnanou jízdu přímo.....

Optimální sklon pásu..... Rychlost pásu..... Hodnocení .....

**Popis jízdy:**

Jízda přímo s rovnoběžným postavením lyží/sklon a rychlost pásu .....

.....

Jízda přímo v přívratu /sklon a rychlost pásu.....

Styl jízdy.....

Vychýlení od spádnice .....

Přechod do oblouku.....

Koordinace pohybu rukou a náklonu.....

Pocit bezpečné jízdy, rovnováhy.....

Fyzická náročnost .....

**Příloha 9.** Protokol 3. Měření aktivity vybraných svalových skupin

**Protokol 3. Měření aktivity vybraných svalových skupin**

**Kde:** Aplikační centrum BALUO, UP v Olomouci

**Kdy:** 16. 6. 2016

**Typ kompenzačních pomůcek:** Kartski, Skikára

**Typ pásového trenážeru:** PROLESKI PRO 2V

**Typ EMG:** NORAXON – MYOSYSTEM 1400A v součinnosti s programem MyoResearch XP

**Video dokumentace:** Video kamera DCR-SR55 se stativem

**Foto dokumentace:** fotoaparát Canon Power Shot SX120 IS

**Zúčastnění:**

- Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.
- Bc. Radim Antel
- Bc. Pavel Pleva
- Bc. Michaela Kubišová
- Bc. Barbora Badinová
- Robert Mazouch
- Jakub Lehnert
- Jan Čihák
- Jakub Kracík
- Jiří Kudrna
- Jakub Kriško
- Erik Fojtík
- Pavel Dvořák
- Petr Švanda
- Jiří Klán

**Cíl činnosti:** Měření činnosti vybraných svalových skupin pomocí sEMG.

**Podmínky měření:**

- Sklon svahu - 10°
- Rychlost posuvu pásu - 16 km/h
- Rozsah oblouku (vybočení od spádnice) - 170 cm
- Potřeba asistence – dva asistenti pro kompenzační pomůcku, dva asistenti při obsluze EMG, obsluha trenážeru, koordinátor a zapisovatel
- Výběr měřených svalů – m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. deltoideus, m. latissimus dorsi

Zápis z plnění úkolů:

- Začátek práce – 8.00, ukončení práce 19.30
- V osm hodin byl nainstalován měřicí přístroj NORAXON – MYOSYSTEM 1400A, stolní počítač s operačním systémem XP do kterého byl nainstalován program MyoResearch XP pro zpracování sEMG.
- Poté byla provedena kalibrace EMG za přítomnosti odborného poradce Mgr. A.Zaatara, Ph.D.
- V době od 9,00 proběhla instalace elektrod asistentkou u prvních dvou probandů, s následným měřením aktivity vybraných svalů. Jednotlivá měření těchto a později ostatních probandů byla zaznamenána do zápisu k protokolu měření seřazených podle pořadí měření a uvedených pod kódy jednotlivých probandů. Kódy měření byly vytvořeny z pořadového čísla měření, označení probandů podle seznamu probandů s doplněním typu pomůcky.
- Další měření probíhala dle časového plánu účasti jednotlivých probandů. Každé měření bylo zakódováno a zaznamenáno do společného zápisu (Záznam k protokolu 3, Záznam k protokolu 4) včetně doplnění o změny nebo nenadálé události.
- Současně s měřením byl vytvářen zápis měření v programu Myo Researd XP protokol, v něm byl zaznamenán kód s typem kompenzační pomůcky probanda a naměřené hodnoty svalové aktivity v průběhu měření.
- Všechna měření byla zaznamenávána na videozáznam a byla pořizována průběžná fotodokumentace.
- Měření prvních deseti probandů bylo ukončeno v 19.30 hodin.

#### **Příloha 10.** Formulář k záznamu z měření

<p><b>Záznam z měření</b></p> <p><b>Měření č.</b> .....</p> <p><b>Datum:</b>.....</p> <p>Proband:.....Pohlaví.....Věk.....Váha.....Tělesné postižení.....</p> <p>Kompenzační pomůcka, ..... Čas měření..... Délka měření.....</p> <p>Kompenzační pomůcka, ..... Čas měření..... Délka měření.....</p> <p>Poznámky.....</p>
--

**Příloha 11.** Záznam k protokolu 3.

**Záznam k protokolu 3.** Záznam z měření svalových skupin při ovládnání sportovně kompenzační pomůcky Kartski a Skikára.

**Kde:** Aplikační centrum BALUO, UP v Olomouci

**Kdy:** 16. 6. 2016

**Typ kompenzačních pomůcek:** Kartski, Skikára

**Typ pásového trenažéru:** TMGS1

**Typ Elektromyogramu (EMG):** NORAXON – MYOSYSTEM 1400 A

**Výběr měřených svalů** - m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. deltoideus, m. latissimus dorsi

**Příloha 12.** Protokol 4. Měření aktivity vybraných svalových skupin

**Protokol 4.** Měření aktivity vybraných svalových skupin

**Kde:** Aplikační centrum BALUO, UP v Olomouci

**Kdy:** 19. 6. 2016

**Typ kompenzačních pomůcek:** Kartski, Skikára

**Typ pásového trenažéru:** PROLESKI PRO 2V

**Typ EMG:** NORAXON – MYOSYSTEM 1400A v součinnosti s programem MyoResearch XP

**Video dokumentace:** Video kamera DCR-SR55 se stativem

**Foto dokumentace:** fotoaparát Canon Power Shot SX120 IS

**Zúčastnění:**

- Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.
- Bc. Radim Antel
- Bc. Pavel Pleva
- Bc. Barbora Badinová
- Mgr. Martina Nedělová
- Jakub Kracík
- Jan Kožušník
- Přemek Liška
- Bc. Jan Mikeska

**Cíl činnosti:** Měření činnosti vybraných svalových skupin pomocí sEMG

**Podmínky měření:**

- Sklon svahu - 10°
- Rychlost posuvu pásu - 16 Km/h
- Rozsah oblouku (vybočení od spádnice) - 170 cm

- Potřeba asistence – dva asistenti pro kompenzační pomůcku, dva asistenti při obsluze EMG, obsluha trenažéru, koordinátor a zapisovatel
- Výběr měřených svalů – m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. deltoideus, m. latissimus dorsi

Zápis z plnění úkolů:

- Začátek práce – 8.00, ukončení práce 14.00
- V osm hodin byl nainstalován měřicí přístroj NORAXON – MYOSYSTEM 1400A, stolní počítač s operačním systémem XP do kterého byl nainstalován program MyoResearch XP pro zpracování sEMG.
- Poté byla provedena kalibrace EMG za přítomnosti odborného poradce Mgr. A. Zaatara, Ph.D.
- V době od 9.00 proběhla instalace elektrod stejnou asistentkou u posledních čtyř probandů, s následným měřením aktivity vybraných svalů.
- Další aktivity byly shodné s protokolem č. 3.
- Měření bylo ukončeno ve 14.00 hodin.

**Příloha 13.** Záznam k protokolu 4.

**Záznam k protokolu 4.** Záznam z měření svalových skupin při ovládní sportovně kompenzační pomůcky Kartski a Skikára.

**Kde:** Aplikační centrum BALUO, UP v Olomouci

**Kdy:** 19. 6. 2016

**Typ kompenzačních pomůcek:** Kartski, Skikára

**Typ pásového trenažéru:** TMGS1

**Typ Elektromyogramu (EMG) :** NORAXON – MYOSYSTEM 1400 A

**Výběr měřených svalů** - m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. deltoideus, m. latissimus dorsi