



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

**Vliv nošení ochranných pomůcek na
posturální stabilitu těla příslušníků
integrovaného záchranného systému**

**The Effect of Wearing Protective
Equipment on the Postural Stability in
Members of Integrated Rescue System**

Diplomová práce

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Autor diplomové práce: Bc. Petra Špačková

Vedoucí diplomové práce: Ing. Slávka Čubanová

Kladno 2023

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Špačková** Jméno: **Petra** Osobní číslo: **511073**
Fakulta/ústav: **Fakulta biomedicínského inženýrství**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva**
Studijní program: **Aplikovaná fyzioterapie**

II. ÚDAJE K DIPLOMOVÉ PRÁCI

Název diplomové práce:

Vliv nošení ochranných pomůcek na posturální stabilitu těla příslušníků integrovaného záchranného systému

Název diplomové práce anglicky:

The Effect of Wearing Protective Equipment on the Postural Stability in Members of Integrated Rescue System

Pokyny pro vypracování:

Předmětem diplomové práce bude vliv nošení ochranných pomůcek na posturální stabilitu těla příslušníků integrovaného záchranného systému.

Teoretická část bude pojednávat o posturální stabilitě v kontextu pohybového systému lidského těla a fyzioterapie. Taktéž bude doplněna materiálovými vlastnostmi zkoumaných ochranných pomůcek. V závěru teoretické části budou diskutovány i způsoby měření posturální stability.

V praktické části bude popsán způsob měření a hodnocení posturální stability, kdy k měření budou využity stabilometrické plošiny. Charakterizován bude i výzkumný soubor participantů vybraných z členů IZS. Práce se zaměří na hodnocení posturální stability probandů bez ochranné pomůcky a s ochrannou pomůckou. Práce je koncipována ve formě kvantitativního výzkumu. Vyhodnocená data budou statisticky zpracována a prezentována formou tabulek, grafů a slovního popisu. Předpokládaným výstupem práce je zjištění, jak velký vliv má ochranná pomůcka na posturální stabilitu svého nositele.

Seznam doporučené literatury:

- [1] IVANENKO, Yury a GURFINKEL, Victor S. , Human Postural Control, Frontiers in neuroscience [online], ročník 12, Switzerland: Frontiers Research Foundation, 2018, Přístupné z: doi:10.3389/fnins.2018.00171, 1662-4548.
- [2] BRIDGER, Robert, Introduction to human factors and ergonomics, ed. Fourth edition [online], Boca Raton, FL: CRC Press, 2017 - 2018, doi:10.1201/9781351228442, ISBN 1-4987-9611-7.
- [3] YIOU, Eric, HAMAOUI, Alain a ALLALI, Gilles, Editorial: The Contribution of Postural Adjustments to Body Balance and Motor Performance, Frontiers in human neuroscience [online], Switzerland: Frontiers Research Foundation, 2018, Přístupné z: doi:10.3389/fnhum.2018.00487, 1662-5161.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) diplomové práce:

Ing. Slávka Čubanová katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva FBMI

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) diplomové práce:

Datum zadání diplomové práce: **15.02.2023**

Termín odevzdání diplomové práce: **18.05.2023**

Platnost zadání diplomové práce: **20.09.2024**

Ing. Slávka Čubanová
podpis vedoucí(ho) práce

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D., MBA
podpis děkana(ky)

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci s názvem Vliv nošení ochranných pomůcek na posturální stabilitu těla příslušníků integrovaného záchranného systému vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V Kladně dne 17.05.2023

.....
Bc. Petra Špačková

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucí mé práce Ing. Slávce Čubanové za odborné vedení, udílení cenných rad, ochotu a trpělivost.

Dále děkuji probandům za účast ve studii a všem, kteří se na tomto výzkumu jakkoli podíleli.

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá vlivem nošení balistické vesty na posturální stabilitu. Cílem práce je zjistit, zda má balistická vesta vliv na posturální stabilitu. Práce je řešena formou kvantitativního výzkumu.

Předmětem teoretické části je posturální stabilita v kontextu pohybového systému lidského těla a fyzioterapie. Doplněny jsou možnosti měření posturální stability, ergonomie a vlastnosti ochranných vest.

V praktické části byla hodnocena posturální stabilita 19 mužů z řad integrovaného záchranného systému v osmi různých pozicích. Pro měření byla využita balanční plošina Nintendo Wii a balanční podložka Airex.

Z výsledků vyplývá, že balistická vesta nijak významně neovlivnila posturální stabilitu ani při statickém stoji, ani při výpadu. Při statickém stoji není nijak signifikantní rozdíl mezi zatížením dolních končetin ani s balistickou vestou, ani balanční podložkou. Při výpadu bylo zjištěno větší zatížení zadní dolní končetiny.

Vyhodnocená data jsou statisticky zpracována a prezentována formou tabulek, grafů a slovního popisu.

V diskuzi jsou výsledky podrobně rozebrány a porovnány se studii jiných autorů. Závěr stručně shrnuje dosažené cíle práce a hodnotí přínos práce.

Klíčová slova

Posturální stabilita; ergonomie; balanční plošina Nintendo Wii; akcelerometr; integrovaný záchranný systém; ochranné pomůcky

ABSTRACT

This diploma thesis deals with the effect of wearing a ballistic vest on postural stability. The aim of the work is to find out, whether the ballistic vest has an effect on postural stability. The work is solved in the form of quantitative research.

The subject of the theoretical part is postural stability in the context of the musculoskeletal system of the human body and physiotherapy. Methods for measuring postural stability, ergonomics and characteristics of protective vests have been added.

In the practical part, the postural stability of 19 men from the integrated rescue system was evaluated in eight different positions. A Nintendo Wii balance platform and an Airex balance pad were used for the measurement.

The results show that the ballistic vest did not significantly affect postural stability either during static standing or during a lunge. During static standing, there is no significant difference between the load on the lower limbs with either the ballistic vest or the balance pad. A greater load on the rear lower limb was found during the lunge.

The evaluated data are statistically processed and presented in the form of tables, graphs and verbal descriptions.

In the discussion, the results are discussed in detail and compared with studies by other authors. The conclusion briefly summarizes the achieved goals of the work and evaluates the contribution of the work.

Keywords

Postural stability; ergonomics; Nintendo Wii Balance Board; accelerometer; Integrated Rescue System; protective equipment

Obsah

1	Úvod.....	8
2	Cíle práce a hypotézy	10
3	Přehled současného stavu.....	11
3.1	Lidské tělo jako mechanický systém	11
3.2	Posturální stabilita	22
3.2.1	Z hlediska anatomického a neurofyziologického.....	22
3.2.2	Posturální stabilita a její souvislosti.....	31
3.2.3	Vliv zátěže na stabilitu.....	37
3.2.4	Způsoby hodnocení posturální stability	42
3.3	Možnosti přístrojového měření posturální stability	43
3.3.1	Nintendo Wii Balance Board	43
3.3.2	Inerciální měřící jednotka.....	50
3.4	Vlastnosti ochranných pomůcek	55
3.4.1	Ergonomické zkoušky	55
3.4.2	Balistické vesty a jejich materiálové vlastnosti	59
3.4.3	Normy stanovené pro ochranný oděv	60
4	Metodika.....	62
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	62
4.2	Metoda získávání dat a jejich vyhodnocení.....	63
4.3	Prostředky využité k měření.....	64
5	Výsledky	67
6	Diskuze	74
7	Závěr	86

8	Seznam použitých zkratk.....	87
9	Seznam použité literatury.....	88
10	Seznam použitých obrázků	101
11	Seznam použitých tabulek.....	103
12	Seznam použitých grafů	104

1 ÚVOD

Fyzioterapie, jakožto velmi rozsáhlý a krásný obor, se může zabývat mnoha různými odvětvími. Nejjednodušším rozdělením může být fyzioterapie spojená s léčbou obtíží nebo fyzioterapie aplikovaná v rámci prevence vzniku zdravotních obtíží. Pokud se nyní zaměříme na prevenci, patří k ní mimo jiné i ergonomie.

Ergonomie je multidisciplinární obor, který zahrnuje jak biomechaniku lidského těla, fyziologii práce, antropologii, psychologii, společensko-ekonomické obory a spoustu dalších. Pochází z řeckých slov ergon - práce, a nomos - zákon. Hledají se tedy jakési normy a pravidla pro pracovní prostředí, jelikož pracovní prostředí má sloužit nám, ne my jemu.

Ergonomie hodnotí práci, její náročnost, rizikové faktory působící na člověka, ale také neopomíjí psychickou zátěž. Taktéž navrhuje a vytváří pomůcky na stroje nebo zařízení, která co nejvíce usnadní svému uživateli práci (Marek a Skřehot, 2009, s. 6-9).

V rámci ergonomie si představíme nejčastěji asi nastavení pracovního místa v kanceláři - jak daleko by měl být monitor a v jaké výši, jak bychom měli mít nastavený stůl, jak by měla vypadat správně nastavená židle pro naši tělesnou konstituci a podobně. Také si možná představíme ergonomii spánku. Na rozmachu je pro rodiče důležitá ergonomie dětského nosítka pro jejich potomka.

Jen málokdo si však vybaví oblast ergonomie, která se zabývá taktéž pracovním prostředím, ale pracovním prostředím někoho, kdo je v terénu a každodenně podstupuje jak fyzickou, tak psychickou zátěž. Na mysli mám složky integrovaného záchranného systému (dále jen IZS), tedy od policistů, až po hasiče a další složky. Tito jedinci na sobě nosí i zmíněné pomůcky, které mají sloužit uživateli. Jsou jimi ochranné pomůcky, které především chrání jejich zdraví a snižují pravděpodobnost újmy na životě.

Právě ergonomii ochranných pomůcek používaných příslušníky integrovaného záchranného systému bude věnována tato práce.

Když si uvědomíme fakt, že ochranné pomůcky, ať už hasičské obleky či balistické vesty, jsou těžké, je jasné, že ačkoli chrání život a zdraví, představují pro své nositele i určitou, možná nezanedbatelnou, fyzickou zátěž. Hmotnost balistických vest

se pohybuje v rozmezí 2-15 kg, a to na základě třídy balistické odolnosti podle US normy NIJ 0101.03, o které bude zmínka spolu s dalšími normami pro balistické vesty.

Je zřejmé, že pro výkon povolání, jakým je policista, záchranář nebo hasič, je potřeba jistá fyzická zdatnost, která se testuje již při náboru. Kromě fyzické zdatnosti je však potřeba i posturální stabilita, tedy stabilita našeho těla v klidu při stoji i v pohybu, zejména pro snížení pravděpodobnosti pádu či úrazu v průběhu výkonu pracovní činnosti.

V teoretické části bude pojednáno o samotné posturální stabilitě z hlediska fyzioterapie, dále budou uvedeny obecné vlastnosti balistických vest a hasičských obleků, také technické normy, které musí tyto obleky splňovat. V závěru teoretické části bude pozornost zaměřena na způsoby měření posturální stability. Zmíněný bude přehled základních a nejčastěji užívaných způsobů měření. Blíže však bude diskutováno užití balanční plošiny Nintendo Wii a akcelerometru pro posouzení posturální stability, jelikož právě tyto dva způsoby měření byly použity v praktické části této práce.

V praktické části bude zkoumán vliv balistické vesty na posturální stabilitu příslušníků integrovaného záchranného systému.

Cílem této práce je zjistit, jak velký vliv má nošení ochranných pomůcek, které jsou nyní dostupné a využívané, na posturální stabilitu jejich nositelů.

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

Cílem této práce je nastínit problematiku posturální stability v kontextu pohybového systému lidského těla a fyzioterapie, přiblížit materiálové vlastnosti ochranných vest, které ve svém povolání příslušníci integrovaného záchranného systému nosí, uvést normy, které musí splňovat a uvést, jakým způsobem se dá posturální stabilita hodnotit a měřit.

Hlavním a zejména praktickým cílem práce je zjistit, do jaké míry ochranná pomůcka ovlivňuje výchylky těla a další parametry stoje, a zda pro nositele nepředstavuje nepřiměřenou zátěž s možnými konsekvencemi (zejména v oblasti pohybového aparátu). Vyhodnocením výsledků bychom tedy mohli přispět k povědomí o této tématice v souvislostech. Pokud by výsledky ukázaly velký negativní vliv, může toto zjištění podpořit výrobu ergonomičtějších balistických vest a obleků.

Hypotézy jsou následující:

H₁: Předpokládá se, že výsledky měření na stabilometrické plošině se statisticky významně liší při měření probanda s balistickou vestou a bez ní.

H₀: Výsledky měření na stabilometrické plošině se statisticky významně liší při měření probanda s balistickou vestou a bez ní.

H_A: Výsledky měření na stabilometrické plošině se statisticky významně neliší při měření probanda s balistickou vestou a bez ní.

H₂: Předpokládá se, že při stoji s balistickou vestou je statisticky významný rozdíl mezi zatížením pravé a levé dolní končetiny.

H₀: Při stoji s balistickou vestou je statisticky významný rozdíl mezi zatížením pravé a levé dolní končetiny.

H_A: Při stoji s balistickou vestou není statisticky významný rozdíl mezi zatížením pravé a levé dolní končetiny.

U každé hypotézy byla míra statistické významnosti zvolena pětiprocentní ($p=0,05$).

3 PŘEHLED SOUČASNÉHO STAVU

3.1 Lidské tělo jako mechanický systém

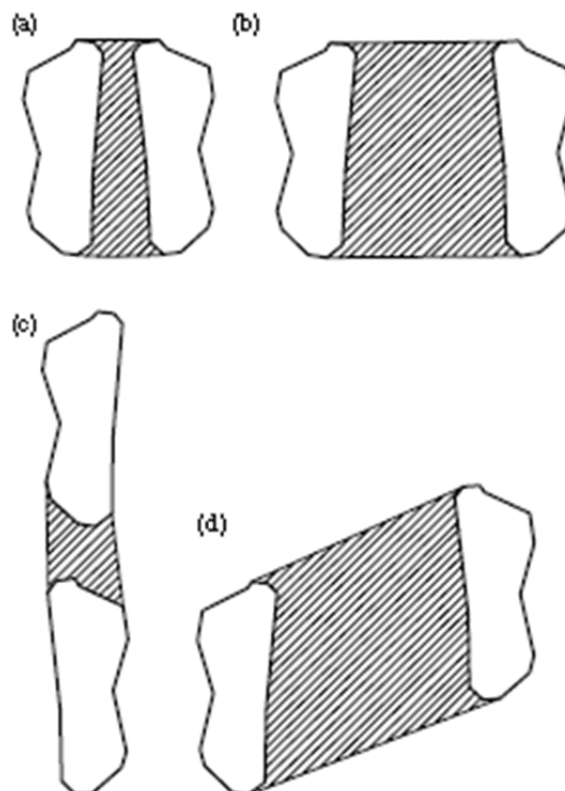
Bridger (2017) popisuje lidské tělo jako mechanický systém, který se řídí fyzikálními zákony. Mnoho posturálních a rovnovážných kontrolních mechanismů se děje mimo naše vědomí. Pokud dojde k selhání těchto mechanismů, tedy pokud například uklouzneme nebo ztratíme rovnováhu, rychle zjistíme, že fyzická stránka našeho těla má určité limity. Kostra hraje důležitou roli opory v těle a může být přirovnána k lešení, ke kterému jsou připevněné všechny ostatní části.

Jako každý mechanický systém, i tělo může být stabilní nebo nestabilní a je schopno čelit zátěži v určitém rozmezí. Tato zátěž může být z vnitřního prostředí nebo z vnějšího prostředí a akutní či chronická. Důležité je rozlišovat posturální zátěž a zátěž nutnou k provedení pohybového úkolu (Bridger, 2017).

Postura je průměrná orientace těla v určitém okamžiku. Posturální zátěž je mechanické zatížení těla v důsledku jeho postury. Zátěž nutná k provedení pohybového úkolu představuje síly působící na tělo při vykonávání daného úkolu (Bridger, 2017).

Úkoly a posturální zátěž se mohou nezávisle na sobě lišit. Zvedání činky představuje zátěž nutnou k provedení daného úkolu, ale zvednutí činky může být provedeno i v pozici, která nepředstavuje navíc i posturální zátěž. Naopak třeba malování stropu nepředstavuje tak velkou zátěž pro danou činnost, ale je náročnější z hlediska držení těla.

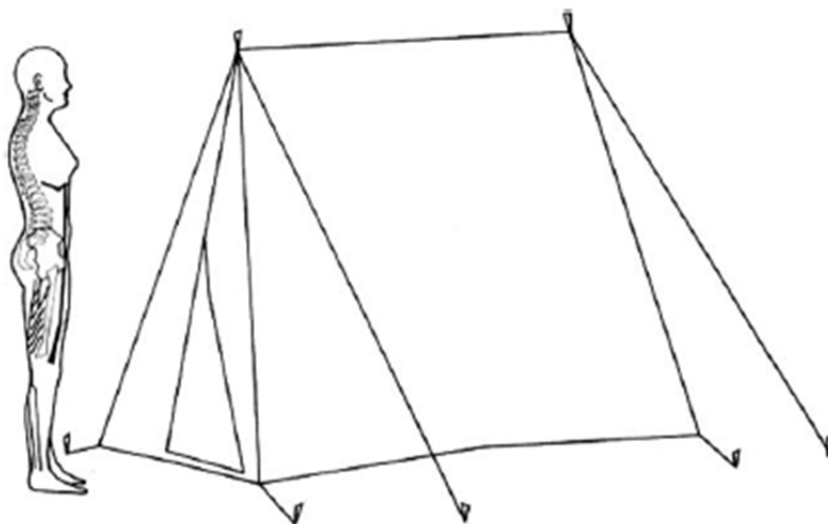
Kombinace center gravitace různých částí těla musí spadat mezi opěrnou bázi. Tuto skutečnost vidíme na obrázku č. 1 níže.



Obrázek 1 Stabilita těla závisí na opěrné bázi, dané pozicí chodidel. A) nestabilní postoj, b) stabilní ve všech směrech, c) stabilní v anteroposteriorním směru a d) stabilní v laterálním směru (Zdroj: Bridger, 2017).

Základní podmínkou pro posturální stabilitu ve stoji je, aby výslednice center gravitace (CoG) různých částí těla spadala do základny opěrné báze, která je udána polohou chodidel. V ideálním případě by linie působení částí těla měla procházet relativně nestlačitelnými kostmi nebo blízko k nim. Kostra tak podpírá části těla a sama se stabilizuje působením svalů a vazů, které slouží ke korekci momentálních posunů těžiště nad jejich kostními oporami (Bridger, 2017).

Zjednodušeně lze uvést analogii se stanem. Kostru je možné přirovnat ke stanové tyči s kotevními lany. Lana představují posturální svaly na každé straně. Látka stanu odpovídá měkkým tkáním těla. Jakékoliv posunutí CoG stanu v daném směru vede k napětí v kotevních lanech na opačné straně. Vazy představují pružiny, které stabilizují klouby stanové tyče a šlachy ke koncům kotevních lan, kde se zasouvají do tyčí (Bridger, 2017).

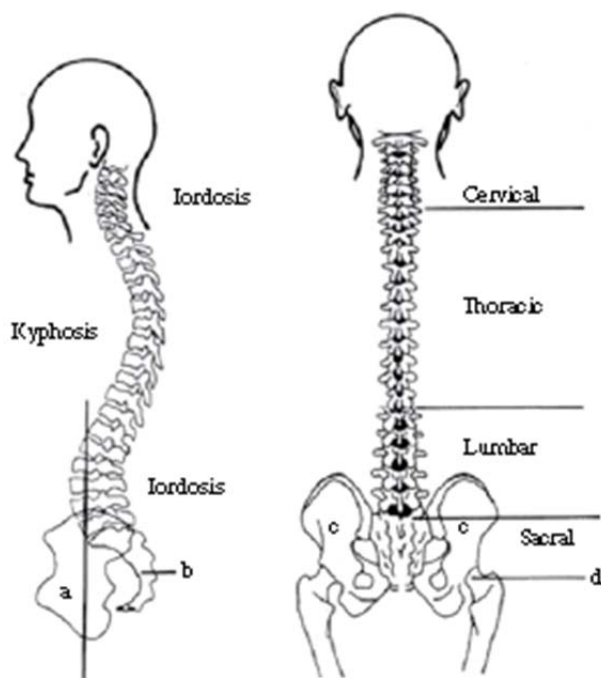


Obrázek 2 Analogie lidského těla se stanem. Kostra představuje tyč, svaly jsou kotevní lana a měkké tkáně symbolizují látku stanu (Zdroj: Bridger, 2017).

Lidská páteř jako taková je relativně slabá. Prohne se již při kompresivní síle 90 N. Funkce svalů trupu je naprosto zásadní k dodání kompresivní síly páteři. Přestože existuje neutrální pozice, kdy je páteř namáhána nejméně, míra zátěže záleží na úrovně antagonistické kontrakci flexorů a extenzorů trupu. Tato aktivita se zvýší, když člověk nese nějakou zátěž. Hlavní daní, kterou tělo musí platit za možnost kokontrakce, je zvýšené zatížení páteře. Ve vzpřímených polohách však výhody zvýšené stability páteře převažují nad těmito náklady (Bridger, 2017).

Nyní budou přiblíženy jednotlivé části lidského těla.

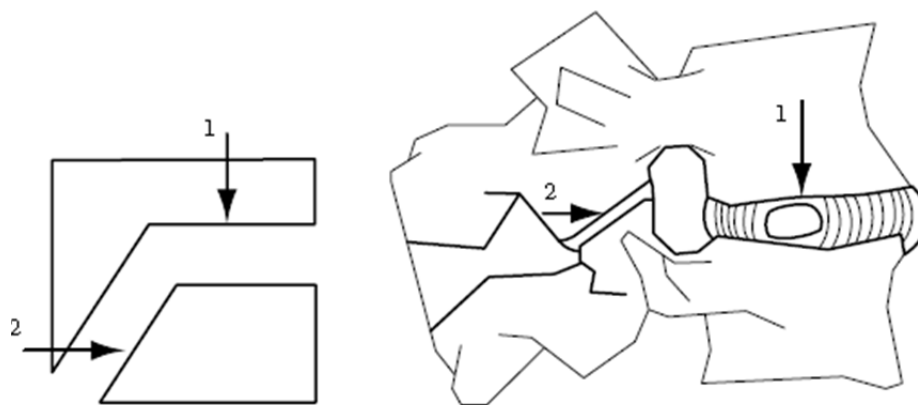
Páteř a pánev podpírají váhu těla nad nimi a přenáší zátěž na nohy prostřednictvím kyčelních kloubů. Téměř všechny pohyby trupu a hlavy zapojují do určité míry páteř a pánev. Zakřivení páteře do lordózy a kyfózy je z prostého hlediska - kvůli zatížení. Zakřivení páteře vzniká při vývoji v dětském věku, kdy dítě zaklání hlavičku (vznik krční lordózy), popřípadě si stoupá (vznik bederní lordózy). Kyfóza je pak přirozeným kompenzačním mechanismem. Poškození těchto zakřivení, ať už hyperlordóza nebo oploštělá kyfóza a podobně, mohou způsobovat muskuloskeletální obtíže (Bridger, 2017).



Obrázek 3 Krční, hrudní a bederní páteř a pánev (a) a kost křížová (b). Tíha horní části těla je přenášena přes bederní páteř a kyčelní kosti (c) až na kyčelní kosti (d) a odtud dále na nohy. (Zdroj: Bridger, 2017).

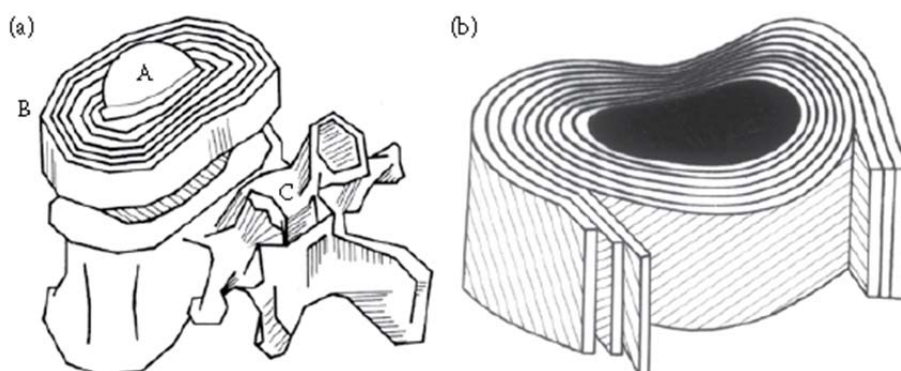
Krční a bederní páteř jsou konvexní anteriorně. Právě přítomnost těchto křivek umísťuje páteř blízko nebo přímo pod gravitační linii horních částí těla. Výsledkem je snížení energetických požadavků na udržení vzpřímeného stoje a umístění lumbálních pohybových segmentů do takové polohy, která je výhodná a která odolává stlačení. Hrudní páteř je vpředu konkávní, je zpevněná a podporovaná žebry a přidruženými svaly (Bridger, 2017).

Páteř lze zjednodušeně považovat za soubor tří anatomicky odlišných, ale funkčně propojených pilířů. Přední část se skládá z obratlových těl meziobratlových plotének a předních a zadních podélných vazů a je hlavní nosnou strukturou axiálního skeletu. Odolává kompresivní zátěži částí těla ležících nad ním. Dvě identické zadní části jsou umístěny na neurálním oblouku, který tvoří kostní dutinu, jíž prochází mícha. Tyto dvě části se skládají ze zygapofyzeálních neboli facetových kloubů s příslušnými kostními výběžky, vazy a svaly. Zadní část funguje jako kloubový pilíř, který řídí pohyb celé páteře a poskytuje upevňovací body pro zádové svaly. Obratlová těla a jejich příslušné struktury se zvětšují od vrcholu k dolní části páteře v souladu se zvýšenou zátěží, kterou musí nést (Bridger, 2017).



Obrázek 4 Funkce meziobratlové ploténky (1) a facetových kloubů (2). (Zdroj: Bridger, 2017).

Meziobratlové ploténky fungují jako tlumiče. Oddělují obratle a umožňují jim spojení, zatímco facetové klouby omezují množství pohybu do všech směrů. Každý meziobratlový disk se skládá z koncentrických vrstev chrupavky, jejíž vlákna jsou uspořádána šikmo (Bridger, 2017).



Obrázek 5 a) Meziobratlová ploténka a obratlové tělo. "A" představuje nucleus pulposus, "B" je anulus fibrosus a "C" je inferiorní facetový kloub.

b) Detaily struktury anulus fibrosus. Skládá se z několika vrstev chrupavky. (Zdroj: Bridger, 2017).

Vrstvy chrupavky uzavírají centrální dutinu, která obsahuje proteoglykany. Pozitivní osmotický tlak zajišťuje, že voda má vždy tendenci vstupovat do disku. Disky jsou tak předurčeny k tomu, aby vydržely zatížení (Bridger, 2017).

Obratlová ploténka vykazuje viskoelastické chování. Při působení sil se disk nejprve deformuje a poté se rychle vrátí do původního tvaru, když přestane síla na meziobratlový disk působit. Při nepřetržitém zatížení však disk vykazuje typ viskózní deformace, která je známá jako "creep" - do češtiny někdy překládáno jako "tečení". Creep nastává v důsledku zatížení nad nebo pod prahovou úrovní (Bridger, 2017).

Při kompresivním zatížení se ploténka zužuje, neboť je tekutina vypuzována a horní a dolní obratlová těla se tak přibližují k sobě. Při tahu se tekutina pohybuje do disku a prostor disku se rozšiřuje. Zužování a rozšiřování meziobratlového prostoru je přirozené a dochází k němu v důsledku sil vyvíjených na páteř během každodenního života (Bridger, 2017).

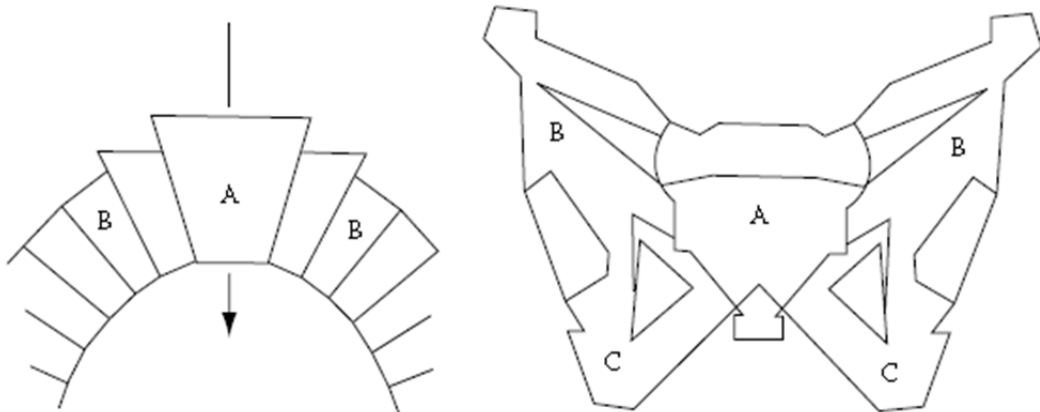
Vzhledem k tomu, že člověk má 24 obratlových těl a každé má svůj disk, zmenšování a rozšiřování meziobratlového prostoru má za následek měřitelné změny výšky člověka. V praxi to znamená, že většina lidí je ráno asi o 1% vyšší než večer. Je však zjištěno, že téměř 50% výšky získané po nočním spánku se ztrácí během první půl hodiny po vstávání. Meziobratlové ploténky nemají přímý přívod krve, míra hydratace a výživy ploténky tedy závisí na změnách zatížení (Bridger, 2017).

Ke změně výšky dochází také věkem. Přibližně po 30 letech života meziobratlové ploténky degenerují, vznikají mikrotrhliny a zjizvená tkáň, tekutina se rychleji ztrácí a meziobratlový prostor se zužuje. Většina bolestí zad způsobených povoláním se vyskytuje u lidí středního věku, a je to právě z tohoto důvodu. U seniorů spolu s dalšími degenerativními procesy dochází ke stabilizaci páteře, ale za cenu ztráty pohyblivosti daných segmentů (Bridger, 2017).

Pánevní je složena ze tří kostí - kostí křížovou a dvěma pánevními kostmi. Tyto tři kosti jsou drženy pohromadě ve tvaru prstence pomocí vazů. Pánevní kost je sama o sobě tvořena srůstem ze tří kostí: os ilium, os ischium a os pubis. Pubická kost leží v přední části pánve, spojuje ostatní kosti dohromady, vytváří prstencový tvar a působí jako podpěra. Vlastní nosnou funkci vykonávají zadní struktury pánve: křížové kosti a kyčelní kosti (Bridger, 2017).

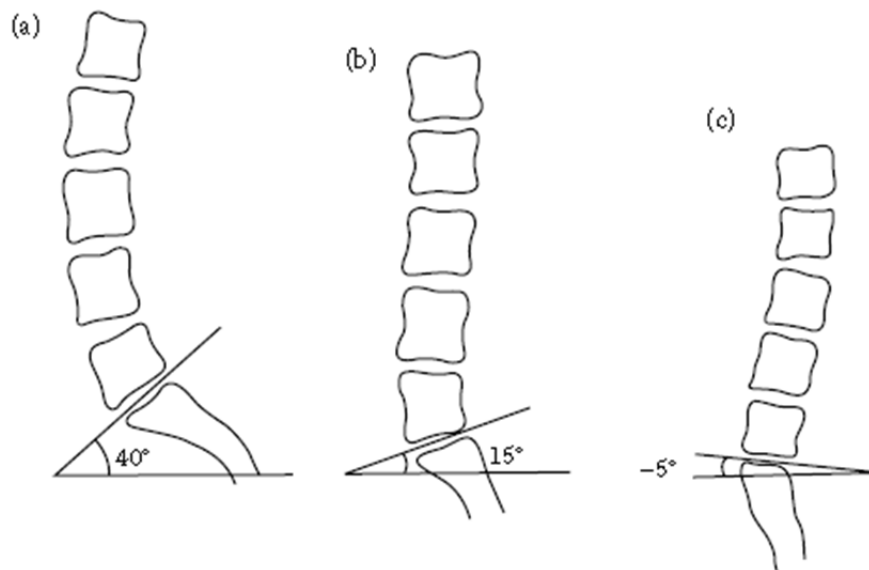
Pánevní lze přirovnat k oblouku, který přenáší zatížení horní části těla na hlavice stehenních kostí ve stoji, popřípadě na sedací hrboly vsedě.

Na obrázku níže vidíme, že křížová kost má tendenci klouzat dopředu ven z oblouku, a proto je chráněna pevnými vazy umístěnými mezi křížovou kostí a kyčelními kostmi.



Obrázek 6 Pánev je prstencovitého tvaru. A je kost křížová, B kyčelní kost, C kost sedací. (Zdroj: Bridger, 2017).

Bederní páteř vychází z křížové kosti a stupeň bederní lordózy závisí na lumbosakrálním úhlu, který zase závisí na sklonu pánve (viz obrázek níže). Pánev může být znázorněna jako součást pákového systému, přičemž kyčelní kloub je považován za opěrný bod. Mnoho svalů připojených k pánvi lze považovat za lana, která fixují pánev na hlavice stehenní kosti. Tyto svaly mohou vyvíjet torzní moment na pánev, který způsobuje změnu sklonu pánve (i když to není jejich hlavní funkce), (Bridger, 2017).



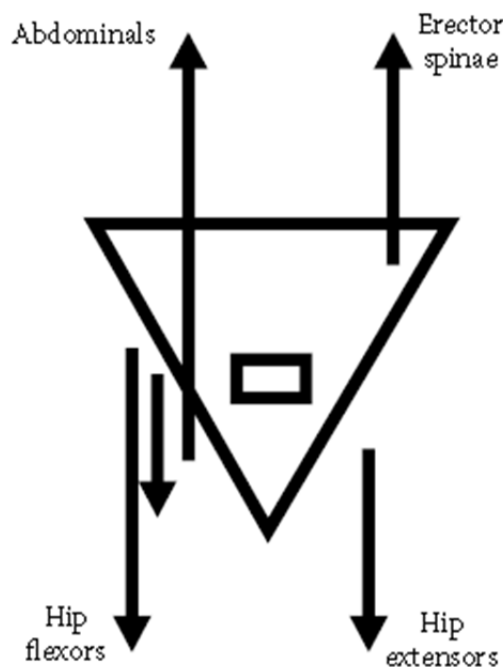
Obrázek 7 Lumbosakrální úhel v různých pozicích. a) při stojí, b) oploštěná lordóza při ochablém sedu na židli, c) minimální lumbosakrální úhel a tendence k bederní kyfóze v důsledku sedu na nízké židliče bez opory zad. (Zdroj: Bridger, 2017).

Hamstringy, hýžd'ové svaly, iliopsoas, vzpřimovače páteře a další svaly spolu s vazy kyčelního kloubu jsou součástí lumbopelvického systému. Naklonění pánve v přední nebo zadní rovině závisí na rovnováze torzních momentů vyvíjených antagonistickými svaly (Bridger, 2017).

Vzpřímený stoj je pozice s relativně nízkým posturálním zatížením a udává se, že energetický výdej potřebný k udržení posturální stability je asi 6% nad klidovou hodnotou.

Hlavními posturálními svaly jsou:

- Plantární flexory, které prodlužují hlezenní kloub a zabraňují kývání těla vpřed.
- Iliopsoas - udržuje pánev v předklonu, aby byla zachována bederní lordóza.
- Vzpřimovače páteře a krátké hluboké zádové svaly - udržují integritu páteře stabilizací kloubů páteře.
- Extenzory krku - zabraňují ohýbání krku.
- Musculus temporalis - jeden z hlavních svalů, který ovládá čelist a udržuje ji zavřenou (Bridger, 2017).

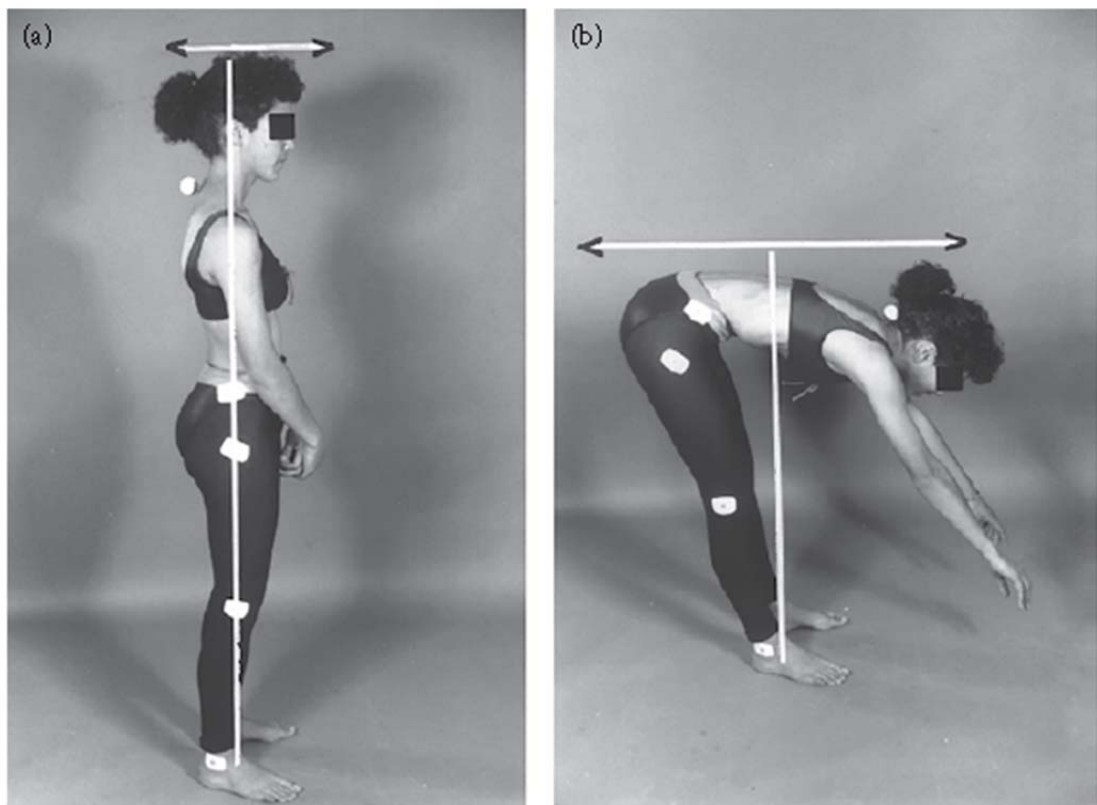


Obrázek 8 Schéma znázorňující svalový systém pánve ze sagitálního pohledu. Když se zkrátí břišní svaly nebo extenzory kyčle, pánev se klopí vzad a výsledkem je oploštění bederní lordózy. Pokud se zkrátí flexory kyčelního kloubu nebo vzpřimovače páteře, pánev se klopí vpřed a výsledkem je kompenzační zvětšení bederní lordózy (Zdroj: Bridger, 2017).

Někdy se jim říká antigravitační svaly. S výjimkou musculus temporalis udržují tyto svaly vyrovnání segmentu těla, takže jejich tíha je podporována kostrou. Z tohoto pohledu není klidné stání nic jiného, než jemně vyladěný balanční pohyb, při kterém antigravitační svaly provádějí drobné úpravy za cílem korigovat momentální změny těžiště (Bridger, 2017).

Při vzpřímeném stoji se těžiště pohybuje za střed kyčelního kloubu, což způsobuje, že pánev má tendenci se naklánět dozadu. Tento fakt zbavuje břišní svaly posturální role a je důvodem, proč jsou tyto svaly při stoji uvolněné. Jiným případem je však nošení zátěže na zádech, chůze z prudkého kopce a podobně, kde břišní svaly hrají roli (Bridger, 2017).

Uvedme příklad, kdy se stojící osoba nakloní dopředu, jako by se chtěla dotknout prstů u nohou. Pánev se posune dozadu, aby kompenzovala posunutí centra gravitace horní části těla (viz obrázek 9 níže).



Obrázek 9 a) Vzpřímený a stabilní stoj, b) kompenzační mechanismus, kdy kyčelní klouby se flektují, trup se předklání vpřed a kotníky dělají lehkou plantární flexi pro udržení rovnováhy těla. (Zdroj: Bridger, 2017).

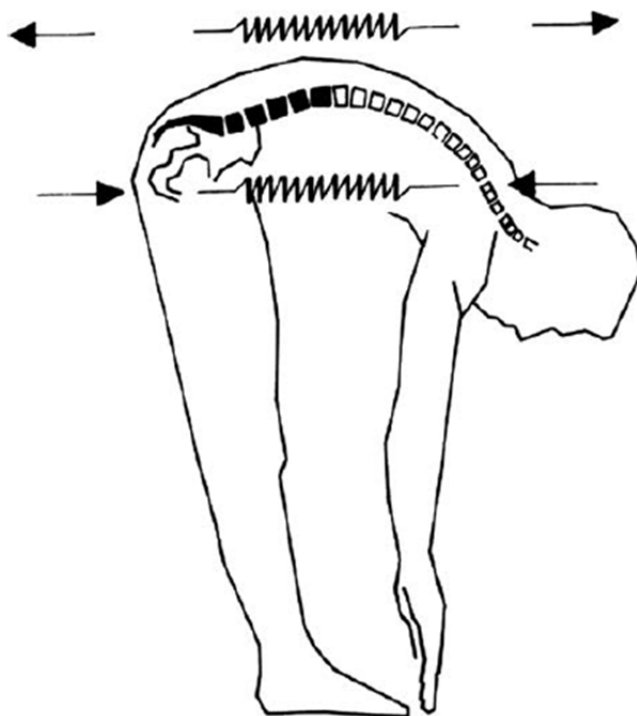
Tento pohyb není možné provést, pokud není dostatek místa pro kompenzační pohyby hýždí. Představme si to na příkladu, kdy se postavíte zády a patami ke zdi a pokusíte se zvednout předmět z podlahy, aniž byste pohnuli chodidly. Ať by byla snaha a pohybové dovednosti sebevětší, není fyzicky možné provést takový úkol, protože ihned ztratíme rovnováhu a padáme směrem k zemi.

Aby bylo tělo ve stavu statické rovnováhy, musí být splněny následující podmínky:

- Síly působící vzhůru na tělo od podlahy se musí rovnat silám působícím na podlahu (např. hmotnost těla + držené předměty).
- Síly působící dopředu (například předklon) se musí rovnat silám působícím dozadu (protažení zádových svalů).
- Torzní moment ve směru hodinových ručiček (například důsledkem asymetrického zatížení) se musí rovnat torznímu momentu proti směru hodinových ručiček (například působením zádových svalů a svalů kyčle), (Bridger, 2017).

V ideálním případě by kostra měla hrát hlavní roli při podpoře různých částí těla, protože to je její funkce. Svaly, vazy a měkké tkáně však mohou také hrát roli, ale za cenu zvýšeného energetického výdeje, nepohodlí nebo rizika poranění měkkých tkání (Bridger, 2017).

Na obrázku 10 je znázorněn způsob, jakým lze při předklonu udržet stabilní držení těla neomezeně dlouho, i když samotné držení těla je nepohodlné. Je to proto, že dochází k namáhání zadních vazů páteře a bederních meziobratlových plotének. Zatížení horní části těla již není podporováno axiální kompresí spinálních struktur, ale napětím vazů a asymetrickou kompresí (zaklíněním) meziobratlových plotének (Bridger, 2017).



Obrázek 10 V této pozici dochází ke kompresi obsahu břišní dutiny, meziobratlové ploténky se zužují a posteriorní ligamenta páteře se natahují. (Zdroj: Bridger, 2017).

Zátěž by měla být zejména na kostech, než na měkkých tkáních. Je však pravdou, že vazy jsou schopné odolat vysokým tahovým silám, zejména pokud jsou vyvíjeny ve směru vláken. Vazy hrají hlavní roli při ochraně kloubů tím, že omezují rozsah pohybu a odolávají náhlým posunům, které by mohly poškodit kloub. Pokud jsou však vazy vystaveny náhlým silám při předpětí v extrémních kloubních pozicích nebo při složitých pohybech, může dojít ke zranění (Bridger, 2017).

To je jeden z důvodů, proč ergonomové zdůrazňují, že je důležité dbát na pozici rukou, zápěstí, lokte a trupu při používání nástrojů, ovládacích prvků nebo při zvedání břemen. Držení předmětů v extrémních a nepřírodných polohách kloubu predisponuje kloub ke zranění. Zátěž na kloub by měla být ideálně uprostřed rozsahu pohybu (Bridger, 2017).

V následující kapitole bude pozornost zaměřena zejména na posturální stabilitu ve své celistvosti.

3.2 Posturální stabilita

Posturální stabilita je závislá na kontribuci (příspěví) vestibulárního, vizuálního a somatosenzorického systému a jejich integraci centrálním nervovým systémem (Valldeperes, 2019). Tyto systémy fungují společně a mají na sebe vzájemný vliv.

Jednoduše můžeme říci, že poruchou somatosenzorického systému budeme do zdravého centrálního nervového systému dostávat méně informací, které jsou pro posturální stabilitu důležité, a proto i odpověď bude méně kvalitní než u zcela zdravého jedince. Stejně tak v opačném případě - pokud máme vestibulární, vizuální i somatosenzorický aparát zdravý, avšak porucha bude na některé z příslušných etáží centrálního nervového systému zodpovědného za posturální stabilitu a vnímání těla v prostoru, dochází k poruše integrace externích informací v mozku. Ani v tomto případě nemůžeme očekávat, že bude odpověď standartní a zcela kvalitní.

V rámci posturální stability je také zapotřebí zmínit dýchací svaly, jež mají kromě respirační funkce také funkci posturální a dynamickou. Podílí se tedy na pohybech horních končetin, trupu a zajišťují posturu. Jedním velmi důležitým svalem z hlediska postury je bránice.

Posturální činnost dýchacího svalstva spočívá v tom, že bránice zpevní hrudník a celý trup - například při defekaci, zvedání těžkého břemene, při nějakých silových sportovních výkonech a podobně (Řezaninová, 2011).

3.2.1 Z hlediska anatomického a neurofyziologického

Pro úplné pochopení posturální stability, popřípadě patologické situace instability, je nutné uvést principy neurální aktivity spojené s posturou u zdravých jedinců. Klíčovými strukturami v souvislosti s posturální kontrolou jsou zejména: mozkový kmen, cerebellum, bazální ganglia, thalamus a několik oblastí kortexu.

Výzkum na zvířatech prokázal, že mozkový kmen obsahuje klíčové spoje pro posturální kontrolu. Těmi jsou vestibulární jádra, mezencefalická oblast a pontomedulární retikulární formace (Dijkstra, 2020).

Ve studiích zahrnutých v této metaanalýze (Dijkstra, 2020) byly prováděny úkoly (zejména posturální) a v témž čase byla sledována aktivita mozku (neuroimaging).

V následujících odstavcích jsou zjištěny těchto studií.

Prvním z nich je, že aktivita cerebella (především vermis) se objevila v 6 z 8 studií. Zajímavostí je, že ty studie, které měřily statickou posturální kontrolu prostřednictvím stoje nebo představy pohybu (v zahraniční literatuře nazývané motor imagery) v kombinaci s funkční magnetickou rezonancí (fMRI), udávaly aktivaci vermis cerebella. Na druhou stranu zbylé dvě studie, ve kterých byla použita pozitronová emisní tomografie (PET) v kombinaci s představou pohybu nebo simulací stoje prostřednictvím aktivace flexorů planty a dorsa nohy, cerebellum aktivováno nebylo (Dijkstra, 2020).

Studie zaměřené na představu pohybu taktéž udávaly aktivaci vestibulárních jader, pontomezencefalického spojení a levé části středního mozku. Dalšími aktivovanými subkortikálními oblastmi byl thalamus, nucleus caudatus, putamen nebo pallidum bazálních ganglií a hipokampus. Simulace stoje taktéž ukázala rozšířenou aktivaci ve frontální, parietální, temporální a okcipitální oblasti, stejně jako v cingulárním kortexu (Dijkstra, 2020).

Dynamickou posturální kontrolou se zabývaly tři studie. Testovaly buď stoj na jedné noze, nebo tandemový stoj (tzn. jedna noha za druhou v jedné linii) během posturálních úkolů nebo představy kývavého pohybu. Byla prokázána aktivace v nucleus ruber, mezencefalické lokomoční oblasti (mesencephalic locomotor region - MLR) a pontu. Nejvíce však bylo aktivováno cerebellum spolu s několika ohnisky vermis. Přítomna byla však i aktivita pravého inferiorního temporálního a okcipitálního gyru (Dijkstra, 2020).

Tři studie se pak zabývaly reaktivní posturální kontrolou za použití funkční magnetické rezonance v kombinaci se simulací stoje (motor imagery). Ve všech studiích se zapojuje cerebellum, thalamus, suplementární motorická oblast (SMA) a gyrus temporalis superior. Suplementární motorická oblast hraje totiž roli v iniciaci a načasování posturálních odpovědí (Dijkstra, 2020).

Navzdory heterogenním metodologiím studií byla identifikována aktivace anteriorního cerebella, což poukazuje na jeho klíčovou roli v posturální kontrole. Kvantitativní analýza ukázala, v souvislosti se studii na zvířatech, širokou škálu dalších oblastí mozku kromě cerebella, které se podílí na posturální kontrole. Těmi jsou

již zmíněné struktury: mozkový kmen, bazální ganglia, thalamus a některé kortikální oblasti (Dijkstra, 2020).

Cerebellum se skládá z funkčních zón, které ovlivňují posturu různým způsobem. Vermis integruje spinální vestibulární a zrakové informace a ovlivňuje vestibulospinální a retikulospinální dráhu. Zona intermedia integruje spinální informace a ovlivňuje řízení motoriky skrze projekci do kortikální motorické kůry a nucleus ruber. Hlavní funkcí zona intermedia je regulace a preciznost pohybu (Dijkstra, 2020).

Pokud však při stožení dojde k perturbacím, je to laterální vestibulární jádro, které aktivuje extenzory spolu s koaktivací antagonistických svalů za cílem udržet rovnováhu (Dijkstra, 2020).

Kvantitativní výzkum tyto skutečnosti potvrzuje a víme, že při řízení postury dochází také k aktivaci mozkové kůry, vestibulárních jader, pontomezencefalického spoje a nucleus ruber. Thalamus je prostředkem senzoričských informací a taktéž přispívá k integraci těchto informací při řízení postury (Dijkstra, 2020).

Přestože hipokampus není typicky spojován s posturální kontrolou, výzkum ukazuje, že i hipokampus je často aktivován při udržování stožení. Zdá se, že je důležitou součástí při zpracování senzoričských informací, jež jsou stěžejní pro udržení vzpřímené postury (Dijkstra, 2020).

Zajímavostí je, že aktivita nucleus ruber byla přítomna pouze v případě dynamické posturální kontroly ve srovnání se statickou kontrolou, nikoli však ve srovnání s ležením. Není překvapivé, že k dynamické posturální kontrole přispívá striatum, což je část bazálních ganglií. Bazální ganglia dokáží totiž potlačovat svalový tonus a lokomoci v důsledku silných inhibičních vlivů na jádra mozkového kmene (Dijkstra, 2020).

Při dynamické posturální kontrole byla pozorována aktivita ve frontálním a parietálním laloku a cingulární kůře. Cingulární kůra je zodpovědná za koordinaci komplexních pohybů (Dijkstra, 2020).

V této metaanalýze bylo zjištěno, že anteriorní cerebellum bylo zapojováno v široké škále posturálních úkolů. Cerebellum je obecně známé pro svůj modulační efekt jader mozkového kmene, která jsou součástí kontrolních mechanismů postury. Klíčová role cerebella ve spojení s dalšími supraspinálními centry může odrážet extrémně dynamický proces, který je vyžadován pro konstantní adaptaci a modulaci externích

požadavků na udržení vzpřímeného postoje. Má se za to, že kortiko-ponto-cerebelární okruh zajišťuje adaptaci posturálních odpovědí založených na předchozí zkušenosti (Dijkstra, 2020).

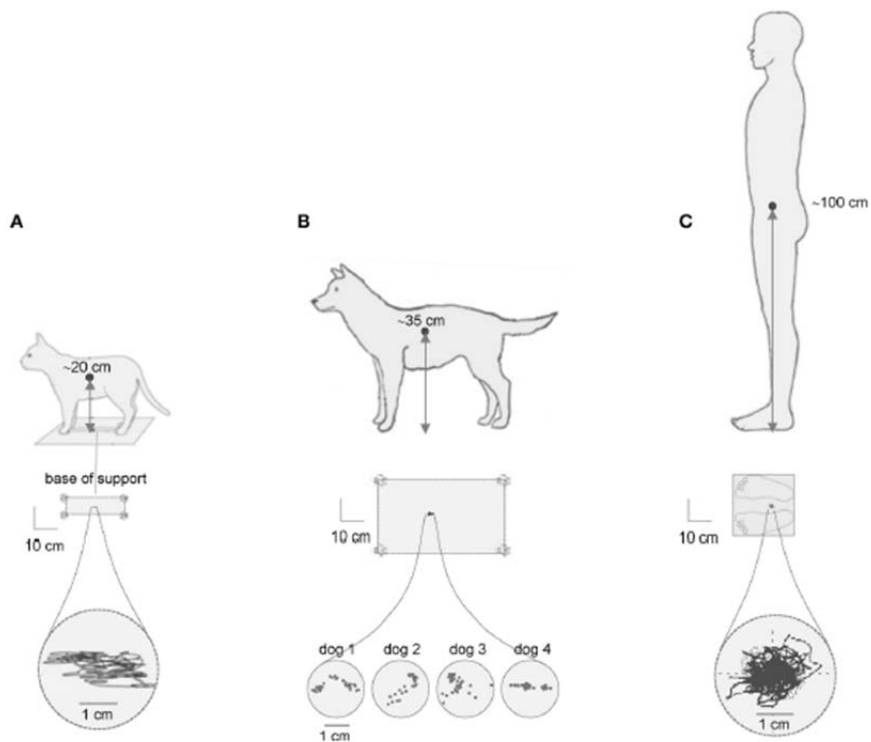
V odstavcích výše byla diskutována centra a struktury zapojující se do řízení postury z pohledu anatomického a neurofyziologického. Nyní bude popsán rozdíl mezi posturou a rovnováhou.

Z hlediska posturální kontroly jsou totiž stále zřetelnější dvě různé úrovně posturální kontroly. Tou první je postura, která nastavuje distribuci svalové aktivity – tonus neboli napětí svalů. Druhou úrovní je rovnováha neboli ekvilibrium, které spíše kompenzuje perturbace způsobené aktivitou vnitřního či vnějšího prostředí (Ivanenko, 2018).

Přestože jsou tyto dvě úrovně neodmyslitelně propojené, zdá se, že jejich neurofyziologické i funkční vlastnosti jsou založeny na odlišném základu. Poruchy svalového tonu však také ovlivňují kvalitu pohybu (Ivanenko, 2018).

I když je u člověka těžiště (CoM - center of body mass) lokalizováno relativně vysoko, a to přibližně metr vysoko (udává se oblast obratlů L4/L5) a opěrná báze relativně malá, je potřeba říci, že automaticky neplatí, že čím výše je těžiště těla, tím větší jsou oscilace centra tlaku. Například na obrázku 11 níže vidíme porovnání centra tlaku a jejich fluktuaci během stoje u kočky, psa a člověka.

Můžeme si všimnout, že oscilace centra tlaku jsou relativně podobné navzdory rozdílům ve výšce těžiště a opěrné baze. Srovnatelné výchylky těla byly pozorovány také u koní a u krys. Amplitudy oscilací centra tlaku (CoP) jsou mnohem menší než opěrná báze, takže i kdyby byly větší, tak stále poskytují stabilitu (Ivanenko, 2018).



Obrázek 11 Centra tlaku u A) kočky, B) psa a C) člověka. Znáznorněna je i velikost opěrné baze a velikost oscilací (Zdroj: Ivanenko, 2018).

Antigravitační podpora je u lidí také částečně poskytována systémem kostí, kloubů, vazů a svalů, ale také potřebuje aktivní kontrakci extenzorů dolních končetin, trupu a krku. Kontrola posturálního tonu není jednoduchá a vyžaduje specializovaný nervový okruh (Ivanenko, 2018).

Samozřejmě je potřeba zmínit, že posturální kontrola se u různých lidí liší a je individuální, neboť závisí na individuální morfologii těla, řízení a koordinaci z mozkových center, schopnosti integrace vizuálních a proprioceptivních informací, a podobně (Ivanenko, 2018).

Na řízení svalového tonu však nesmíme nahlížet pouze jako na výsledek činnosti subkortikálních a kortikálních struktur. Musíme zvážit i komplexnost svalového aparátu jako takového. Je obecně známá teorie svalové kontrakce, kdy, zjednodušeně řečeno, aktin a myosin klouzají po sobě a myozinové hlavy se připojují k aktinu. Tato teorie tedy zahrnuje i regulační proteiny a proteiny cytoskeletu, které jsou zodpovědné za viskoelastické vlastnosti svalů a efektivní a hospodárnou generaci síly (Ivanenko, 2018).

Příkladem důležitého regulačního proteinu je nebulin, který specifikuje délku tenkých filament, což hraje roli v několika buněčných procesech zahrnujících regulaci svalové kontrakce, viskoelastických vlastností, formaci Z-disku a shlukování myofibril (Ivanenko, 2018).

Dále je nutno zdůraznit, že postura není pasivní. Specifická malá aktivita svalů na krku, hrudníku a končetinách určuje klidové napětí svalů, individuální postoj, výraz obličeje a podobně. Svaly zajišťující vzpřímenou posturu mají nižší nároky na energii a mají větší výdrž. Posturální svaly nazýváme také svaly tonické. Posturální aktivita normálně zahrnuje pomalá svalová vlákna, která jsou odolnější vůči únavě než vlákna rychlá (Ivanenko, 2018).

Vzpřímený stoj je tradičně definován tak, že závisí na sensorických vstupech, a to zrakových, vestibulárních a somatosenzorických za cílem poskytnout rovnováhu a správné uspořádání pohybových segmentů ve vztahu ke gravitaci.

V dalších pár odstavcích budou probrány tři mýty panující o posturální kontrole. Těmi jsou: 1) systém posturální kontroly je lineární, 2) posturální kontrola je determinována reflexy, 3) posturální kontrola je to samé jako kontrola rovnováhy (Ivanenko, 2018).

Pojďme si tedy vysvětlit, proč posturální kontrola není lineární proces. Pokud není z jakýchkoliv důvodů postura člověka nestabilní, oscilace pohybových segmentů nepřevyšují 1 až 2° pohybu v kloubu a oscilace se pohybují kolem 1 až 2 cm. Fakt, že oscilace jsou velmi malé, podporuje předpoklad, že tento systém je lineární v omezeném rozsahu pohybu, a proto můžeme používat lineární počítačové modely a analýzy. Do jisté míry je tento předpoklad platný, ale měli bychom mít na paměti, že je zde značná nelinearita. Tu nacházíme už na úrovni svalů, neboť jejich odolnost vůči malým perturbacím je mnohem vyšší, než odolnost vůči vyšším perturbacím. Malé perturbace se pohybují kolem jednoho stupně, což odpovídá 1% změn v délce svalového vlákna a nazýváme tento fenomén „short range stiffness“ neboli tuhost při malém rozsahu pohybu (Ivanenko, 2018).

Větší tuhost totiž nalezneme tam, kde je potřeba stabilita a pohyb je vykonáván většinou v menších rozsazích pohybu. Vyšší tuhost také zajistí efektivnější a rychlejší přenos svalové síly a tím můžeme zvýšit rychlost daného pohybu. Této skutečnosti je využíváno především při koncentrických pohybech (Flexibilita a strečink, © 2011).

Přestože nemusí být tuhost lýtkových svalů a Achillovy šlachy dostatečná ke kompenzaci vychylování těla během stoje, jejich podíl je zásadní. Složka tuhosti je menší při větších výchylkách těla. Při zvýšeném kymácení těla je tedy výrazné snížení tuhosti kotníku, a to až o 40 %. Při kývání těla dopředu, dochází k paradoxnímu zkrácení musculus soleus a musculus gastrocnemius díky poddajnosti Achillovy šlachy. Při návratu do výchozí pozice se svaly zase natahují (Ivanenko, 2018).

Není tolik známo o vztahu mezi vlastnostmi Achillovy šlachy a specifickou architekturou fascikulu svalu musculus gastrocnemius. U některých svalů můžeme totiž vidět úhel zpeření svalu, což je úhel mezi longitudinální osou svalu a jeho vlákny. V případě, že narůstá napětí svalových vláken, roste i tento úhel zpeření (Pennation Angle, PA), (Pacienlli, 2021).

Pro bližší informace o architektuře svalů a úhlu zpeření doporučuji bakalářskou práci Martina Květoně s názvem „Geometrické charakteristiky svalů horní končetiny“.

Byla pozorována signifikantní negativní korelace mezi úhlem zpeření musculus gastrocnemius a délkou Achillovy šlachy. Nenašla se však korelace mezi zpeřením musculus gastrocnemius a celkovou rovnováhou, která byla hodnocena pomocí OSI, což je celkový index stability (overall stability index). Tato studie ukázala, že čím delší je Achillova šlacha, tím menší bývá úhel zpeření musculus gastrocnemius. Navíc hodnocení rovnováhy nemusí být senzitivním měřením pro určení, zda ovlivňuje architektura svalů a šlach výkon jedince (Pacinelli, 2021).

Kontrola rovnováhy a pohyby vnitřních struktur (svalových vláken, vazů a měkkých tkání) nejsou omezeny pouze na distální klouby. Poruchy rovnováhy mohou být také důsledkem dýchacích pohybů hrudníku a břicha a měly by být kompenzovány pohybem dolních končetin a pánve. Navíc posturální stabilita vyžaduje neustálou aktivitu svalů osového skeletu ke stabilizaci trupu a hlavy, a vyvažovat tak pohyby distálních částí těla (Ivanenko, 2018).

Také chodidlo podléhá při stoji oscilacím v důsledku malých posunů CoM a deformacím měkkých tkání a klenby nohy. U zdravých jedinců běžně pozorujeme vertikální oscilace patní kosti a přednoží kolem 0,5 mm, jež tvoří přibližně půl stupně náklonu těla.

U dětí je předpoklad těchto oscilací vyšší, jelikož chodidlo prochází výraznými vývojovými změnami (např. přítomnost tukového polštáře v chodidle malých dětí). Navíc samotné chodidlo se formuje až do věku cca 6 let (Ivanenko, 2018; Kolář, 2009).

Je potřeba zdůraznit, že podobné amplitudy oscilací CoP u různých zvířat (viz obrázek 11) se liší a je potřeba je normalizovat na tělesnou výšku, hmotnost a velikost opěrné báze.

Dalším mýtem je, že posturální kontrola je sumací posturálních reflexů. Kontrola rovnováhy během stoje i pohybu však závisí na komplexních interakcích fyziologických mechanismů a zpracování sensorických informací ve vyšších etážích centrálního nervového systému v souvislosti s vnímáním tělesného schématu. Také závisí na očekáváních jedince a jeho cílech, na kognitivních faktorech a předchozí zkušenosti.

Vnímání tělesného schématu a jeho složky se vyskytují už na úrovni míchy a přispívají ke zpracování posturálních odpovědí a sensorických informací z vnějšku. Ve zkratce lze říci, že posturální kontrola už není považována za jeden systém nebo daný soubor rovnovážných reflexů, ale spíše je považována za motorickou dovednost. Navíc vyšší etáže CNS a zapojení kortikálních center se zvyšuje při zvyšujících se nárocích na kontrolu rovnováhy (Ivanenko, 2018).

Třetím mýtem je tvrzení, že posturální kontrola a kontrola rovnováhy představuje to samé. Systém posturální kontroly se musí vypořádat se dvěma úkoly současně. Jedním z úkolů je distribuce tonické svalové aktivity, tedy zajištění postury (vzpřímeného stoji). Druhým úkolem je kompenzace vnitřních nebo vnějších perturbací a udržení rovnováhy těla. Můžeme si klást otázku, zda jsou tyto dva úkoly rovnocenné. V rámci kontroly pohybu a udržování stability jednotlivých částí těla při pohybu se zapojují neurální okruhy v mozkovém kmeni, mozečku, motorickém kortexu, hipokampu a mnoha dalších strukturách (Ivanenko, 2018).

Přestože jsou samozřejmě tyto dva úkoly, a to rovný stoj a pohyb, neodmyslitelně propojené a dochází také k překrývání a interakci mezi těmito okruhy, významně se liší. Neurofyziologická data týkající se řízení pohledu, pohybu hlavy, pohybu končetin, postury a lokomoce, ukazují, že během přechodných pohybů ve srovnání

s dlouhodobějším udržováním určité polohy během stoje jsou aktivovány odlišné interneurony a motoneurony (Ivanenko, 2018).

Pokud budeme hovořit o řízení svalového tonu, pochází z několika supraspinálních center zahrnujících retikulární formaci, vestibulární jádra, cerebellum a mezodiencefalická jádra. Tyto oblasti mozku mohou vykazovat dlouhotrvající aktivitu, která poskytuje prolongovanou excitaci a inhibici výkonných motorických systémů. Kromě toho také existují specializované dráhy vedoucí do míchy a dochází tak k aktivaci trupu a jeho svalstva při různých posturálních a motorických úkolech (Ivanenko, 2018).

Například sestupné dráhy vedoucí k axiální muskulatuře, která zajišťuje trupovou stabilizaci prostřednictvím sestupných drah mozkového kmene a monoaminergních drah, jsou odlišné od sestupných drah vedoucích k motoneuronům dolních končetin (Ivanenko, 2018).

Základem sedu nebo stoje je tonus kosterních svalů. Fázičká aktivita je často volní a ovládáme ji vůlí (může být však i automatická). Tonická aktivita je vůlí neovladatelná a méně probádaná. Svalový tonus mizí při narkóze, zatímco tonickou aktivitu můžeme pozorovat ve spánku, neboť určitou fázi spánku doprovázejí tonické svalové kontrakce. Změny svalového tonu také ovlivňují pohyby (Ivanenko, 2018).

Například porucha správného držení hlavy a trupu může mít za následek postupně flekční držení těla během chůze. Navíc poruchy držení trupu, jeho dynamika a variabilita během chůze se může lišit u idiopatických a parkinsonských kamptokormií, což poukazuje na rozdílné patofyziologické mechanismy (Ivanenko, 2018). Kamptokormie je termín označující trvalou flexi trupu, kdy pacient není schopen se narovnat.

Centrální nervový systém je schopen kombinovat mobilitu se stabilitou a povaha interakcí mezi držením těla a pohybem je dlouhodobým problémem oblasti neurověd zabývajících se pohybem a jeho řízením. Sherrington tento aspekt popsal následujícím způsobem - „držení těla následuje pohyb jako stín.“ (Grillner, 2020). Dokonce anticipuje pohyb.

Tonická svalová aktivita a posturální kontrola vyžaduje specializované nervové okruhy. Příslušný svalový tonus je nedílnou součástí každého pohybu a poruchy

svalového tonu mohou zase zpětně ovlivnit pohybový výkon jedince. Abychom pochopili ovládání držení těla a řízení pohybu, musíme lépe pochopit, jak se generuje tonus posturálního svalstva a jak je udržován, včetně pochopení jeho neuromuskulárního podkladu (Ivanenko, 2018).

3.2.2 Posturální stabilita a její souvislosti

V této kapitole bude pozornost soustředěna na souvislosti s posturální stabilitou v praxi.

Proprioceptivní, zrakový, vestibulární a kognitivní systém spolupracuje při neustálém přeměrování pozice těla v prostoru, zajišťují pohled a posturální kontrolu.

Pro rehabilitační program šitý na míru pro pacienty s poruchami zraku a posturální stabilitou je nutné komplexní zhodnocení stavu. Toto hodnocení mohou představovat jak klinické, tak instrumentální metody. Cílem je navrhnout nejlepší možnou terapeutickou intervenci pro daného pacienta pomocí kvalitativních a kvantitativních dat pacientovy rovnováhy a míry poruchy chůze.

V klinické praxi využíváme vyšetření vestibulookulárního reflexu (VOR), který hodnotíme z videozáznamu provedení head impulse testu. Novinkou hodnocení může být inerciální měřicí jednotka (IMU), která poskytuje kvalitní objektivní data s vyšší senzitivitou než klinické hodnocení. IMU tak dokáže rozlišit například pacienta s roztroušenou sklerózou od zdravého jedince nebo pacienta s jiným neurologickým onemocněním (Manzari, 2022).

Běžná rehabilitace se většinou zaměřuje na zlepšení statické a dynamické posturální stability a v terapii se pozornost soustředí na stabilizaci trupu nebo cvičení na nestabilních plošinách, jakými jsou například pěnové podložky nebo různé úseče a podobně. Další možnou strategií, jak pracovat na posturální kontrole, je vyloučení zrakové kontroly. Tím stimuluje integraci sensorických informací. Navíc by bylo efektivní trénovat stabilitu během chůze a využít dual tasking.

Dual tasking představuje kombinaci pohybu a kognitivního úkolu. Příkladem takového cvičení dual taskingu by byl trénink chůze, při které má pacient odečítat číslo 7 od 100. Ohledně posturální kontroly je potřeba se zaměřit nejen na trénink samotné stability, ale volit i jiné přístupy - jako například práce s jednotlivými systémy, které posturu řídí (již zmíněné vyloučení zrakové kontroly,

zaměstnání centrálního nervového systému kognitivním úkolem apod.) (Manzari, 2022).

Cílem studie Papalia a kolektivu (2022) bylo zjistit, jak jsou provázány posturální stabilita a zrak u pacientů se strabismem tedy šilhavostí. Dalším cílem bylo zhodnotit benefity operace očí na motorické dovednosti a rovnováhu. Porovnávaly se dva přístupy a to: chirurgický a konzervativní. Posturální stabilita pacientů byla hodnocena na základě posturografie, kde se sbírala data jako délka a střední rychlost centra tlaku (CoP). Také byla popsána dynamika mezi osami x a y.

Je obecně známo, že statická rovnováha se vyvíjí mezi 6. až 10. rokem věku dítěte a že kymácení těla je u mladších vyšší, než je tomu u dospělých. Je to dáno tím, že u dětí hraje predominantní roli v udržování rovnováhy zraková kontrola. Posturální stabilita pacientů se strabismem byla ve srovnání s kontrolní skupinou nižší a docházelo ke změnám ve vychylování těla v ose y, což může být dáno kotníkovou strategií udržování rovnováhy v důsledku kompenzace zrakového deficitu (Papalia, 2022).

Všichni pacienti, kteří podstoupili operaci očí, vykazovali zlepšení stability a délka a střední rychlost centra tlaku se signifikantně snížila, a to i při zavřených očích. Ke zlepšení samozřejmě došlo až po několikátýdenní rekonvalescenci, kdy se oko po operaci zhojilo. Léčba chirurgická se zdá být tedy efektivnější než konzervativní metody jako například využití prizmat, což jsou skla lámající světelné paprsky tak, aby směřovaly do centra nejostřejšího vidění. Uleví tak strabickému oku (Papalia, 2022).

Pokud jde o roli zraku ve stabilitě, vliv na ni má prostorová představivost nebo orientace, v zahraniční literatuře nazývaná embodied mental rotation. Jde o úkoly, kdy člověk před sebou vidí kostku nebo nějaký jiný předmět (object based mental rotation task) a má určit, zda je zrcadlově obrácený či nikoliv. Také může na obrázku být část lidského těla (egocentric mental rotation task), jakou je například ruka v různé pozici. Člověk musí určit, zda jde o pravou nebo levou ruku a v jaké se ruka nachází pozici (Hofmann, 2023).

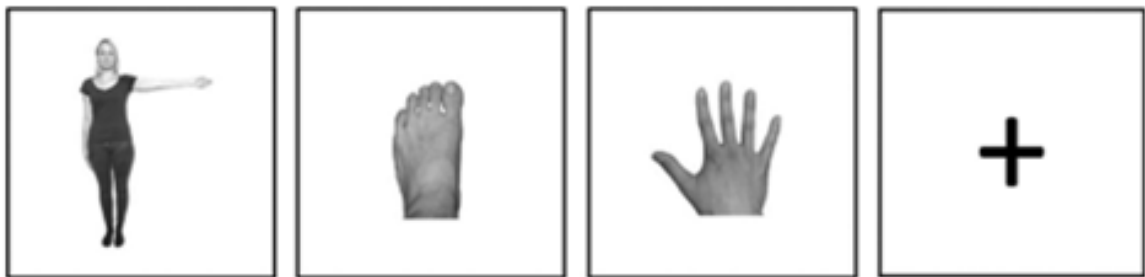
Toto jsou příklady dvou typů. Prvním je představivost založená na objektu a druhým příkladem je egocentrická transformace. Obrázky s částmi lidského těla nazýváme ztělesněné, neboť znalost našeho těla a senzomotorických důsledků je využívána při tomto typu úkolu. Bylo prokázáno, že prostorová orientace objektu je vnímána

jako externí těleso a objekt, na který se díváme. Egocentrická perspektiva úkolu prostorové představivosti je však zpracována zcela odlišně. A to tak, že ruku, na kterou se díváme sice na obrázku stejně jako na kostku, si na rozdíl od kostky internalizujeme a představujeme si rotaci na našem vlastním těle (Jansen, 2020).

Hofmann s kolektivem (2023) studovali vliv těchto dvou typů představivosti na posturální stabilitu a našli významné rozdíly. Při egocentrickém pohledu na ruce nebo nohy docházelo k většímu vychylování středu těla než při pohledu na celé postavy. Při větších rotačních úhlech obrázku docházelo k vyššímu kymácení těla.

Při pohledu na objekty jako například kostku nevyvolávaly předměty odlišnou míru kymácení těla člověka, který se na obrázek koukal. Avšak vyšší úhly rotace těles na obrázku vedly k větším výchylkám těla pozorovatele. Oba experimenty ukázaly stabilizující efekt této prostorové představivosti ve srovnání s kontrolní skupinou.

Prvním úkolem bylo poznat, která ruka je zvednutá a o kterou ruku a nohu na obrázku jde (viz obrázek 12).



Obrázek 12 Experiment 1 (Zdroj: Hofmann, 2023)

Druhý experiment spočíval v rozlišení, zda jde o pootočení objektu vlevo a vpravo, nebo zda jde o zrcadlové obrazy (viz obrázek 13).



Obrázek 13 Experiment 2 (Zdroj: Hofmann, 2023)

Také bylo prokázáno, že čas reakce při kognitivním úkolu je prediktorem posturální stability. Autoři podporují další výzkum v této oblasti a je žádoucí, aby se interakce mezi úkoly na prostorovou představivost objektu a posturální stabilitou lépe

prozkoumala a pochopila, neboť by tyto kognitivní úkoly mohly představovat zajímavý přístup při rehabilitaci pacientů s poškozenou posturální kontrolou (Hofmann, 2023).

Poškozená posturální kontrola může nastat i po otřesu mozku. Po něm mohou být změněné následující parametry - stabilita, délka kroku, rychlost chůze nebo posturální kontrola. Změny v chůzi mohou korelovat se stupněm deficitu a prognózou stavu. Vyšetření dynamické a posturální stability může identifikovat mnohem nenápadnější deficity při chůzi a tato vyšetření tak mohou napomoci k lepšímu zhodnocení stavu a vhodné terapii (Reidy, 2023).

Jak u zdravých subjektů, tak pacientů může posturální kontrolu a rovnováhu ovlivnit i aplikace transkraniální stimulace stejnosměrným proudem. Některé studie totiž ukazují, že anodální stimulace facilituje posturální kontrolu nebo rovnováhu více než ta katodální. Na druhou stranu existují názory, že mezi nimi rozdíl není. Najdeme i studie, které tvrdí, že naopak katodální stimulace facilituje posturální kontrolu více než ta anodální.

V metaanalýze Halakoo a kolektivu (2023) nebyl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivní transkraniální stimulací a falešnou transkraniální stimulací u zdravé populace. U pacientů po cévní mozkové příhodě se posturální kontrola zlepšila a výsledky ukazují účinnost jak anodální stimulace ovlivňující postižený primární motorický kortex, tak katodální u nepostiženého motorického kortexu ve srovnání s falešnou transkraniální stimulací.

Transkraniální stimulace aplikovaná na primární motorickou kůru byla zkoumána při učení se rovnovážným úkolům. Byla aplikována buď anodální nebo falešná transkraniální stimulace. Obě skupiny se úspěšně naučily zadaný balanční úkol. Analýzy mezi skupinou anodální a falešné stimulace neodhalily žádný rozdíl (Yiou, 2019).

V případě patologického stavu a přítomnosti vestibulárního schwannomu dochází k markantnímu vlivu na posturální systém. Zobeiri s kolegy (2022) si kladli za cíl kvantifikovat kinematiku pohybu hlavy u pacientů s vestibulárním poškozením při cvičení zaměřeném na trénink stability.

Bylo zjištěno, že pacienti s vestibulárním schwannomem mají mnohem větší variabilitu pohybu hlavy ve srovnání se zdravými jedinci. Tato variabilita je přítomna jak před operací, tak i po operaci, zejména při absenci vizuálních stimulů.

Dále byla nalezena korelace mezi kinematickými měřeními pohybu hlavy během balančních cvičení (většinou bez zrakové kontroly) a několika klinickými hodnoceními u jedinců s vestibulárním schwannomem před operací.

Pacienti s větší variabilitou pohybu hlavy také měli horší DVA skóre. Test Timed Up and Go a další testy rychlosti chůze zvládli pomaleji. Také měli nižší skóre ve funkčním hodnocení chůze (FGA - Functional Gait Assessment). Na druhou stranu však nebyla nalezena silná korelace mezi klinickými hodnoceními a postoperační kinematikou hlavy pro ty samé pacienty s vestibulárním schwannomem (Zobeiri, 2022).

Test DVA je funkčním hodnocením vestibulookulárního reflexu během aktivní rotace hlavy. Výsledky této studie poskytují evidenci, že využití inerciálních měřicích jednotek (IMU), zaznamenávajících pohyb hlavy, je benefitem v klinické praxi. Například kinematika hlavy pacientů s vestibulárním schwannomem před operací predikuje jejich skóre v klinických testech a kvantifikuje tak změněné pohybové vzorce k získání jasného a jednotného hodnocení pohybu (Zobeiri, 2022).

Zvýšené nároky na řízení rovnováhy jsou přítomny například u nestability kotníku, který je náchylný ke zraněním během dopadu nebo doskoku. Funkční nestabilita kotníku se navíc vyskytuje relativně často. Zrak je součástí důležitých komponent zajišťujících posturální stabilitu. Zrková deprivace zvyšuje riziko úrazu při různých pohybech. Meng (2022) zkoumal riziko úrazu během doskoku na jednu nohu a kinetiku dolních končetin u pacientů s funkční nestabilitou kotníku při vyloučení zrakové kontroly. Byla měřena reakční síla podložky, čas k dosažení vrcholu této reakční síly, torzní momenty v kloubech dolní končetiny a změny vertikální délky.

Výsledky dokazují, že lidé s funkční instabilitou kotníku mají větší riziko úrazu a výpadek zrakové kontroly toto riziko zvyšuje. Vzhledem k tomu, že kotníková strategie vyrovnávání pozice těla je kvůli funkční nestabilitě nedostačující, uplatňuje se zde spíše kyčelní strategie, aktivita svalů má průběh proximodistální a vliv na nestabilní dolní končetinu je tak významnější a s větší pravděpodobností může vést ke zranění (Meng, 2022).

Pocity nestability mohou zažívat také pacienti s diabetem kvůli sníženému vnímání z chodidla v důsledku diabetické polyneuropatie.

Posturální kontrola se může lišit jak věkem, tak pohlavím. Diabetes je hlavní příčinou zhoršení zraku a periferní neuropatie. Tyto důsledky snižují posturální stabilitu. Diabetes je také asociován se zvýšeným body mass indexem, který ovlivňuje posturální stabilitu a zvyšuje výchyly těla. Také je potřeba zmínit, že pacienti s diabetem často berou spoustu léků, jejichž vedlejší účinky mohou také ovlivnit posturální kontrolu. Cvičení a jakákoliv fyzická aktivita a silné svaly dolních končetin mohou zlepšit rovnováhu těchto pacientů. Byly zkoumány dvě skupiny - kontrolní skupina zdravých lidí a skupina pacientů s diabetem druhého typu (Villaseñor-Moreno, 2022).

Výchyly těla byly zaznamenávány při čtyřech různých situacích v porovnání s baseline při stoji s otevřenými očima. Pozice byly: na pevné podložce se zavřenými očima, na pevné podložce s otevřenými očima a 30 stupňů extenzí v krční páteři, na měkké podložce se zavřenými očima a na měkké podložce s otevřenými očima a 30 stupňů extenze v krční páteři (Villaseñor-Moreno, 2022).

Výsledky ukazují, že muži měli kratší délku výchylek těla než ženy a také menší oblast kolísání CoP. Zajímavé je, že zavření očí mělo největší efekt na výchyly těla jak u pacientů s diabetem, tak u zdravých subjektů. Oproti tomu extenze v krční páteři měla nejmenší vliv na výchyly těla, a to i v případě, že jedinci stáli na měkké podložce. Zavření očí při stoji na měkké podložce u pacientů s polyneuropatií a bez retinopatie zapříčinilo větší oblast vychýlení těla, než tomu bylo u pacientů, kteří měli jak polyneuropatii, tak retinopatii (Villaseñor-Moreno, 2022).

Je tomu tak proto, že pacienti s retinopatií se adaptovali na snížené vizuální informace pro řízení rovnováhy, a proto vyřazení zrakové kontroly nemá tak markantní vliv jako u pacientů, kteří retinopatií nemají. S přibývajícím věkem ubývá i svalová síla a také snížená plantární flexe palce, která je více zvýrazněná u žen než u mužů. Během stoje musí starší jedinci více vyvažovat, aby udrželi centrum tlaku v podobné oblasti (Villaseñor-Moreno, 2022).

Je potřeba říci, že pacienti s diabetem také mají zvýšenou tuhost kotníku. Může to být i tím, že kotníky mají velmi často i oteklé. Tato zjištění pobízejí k individualizaci rehabilitačních programů pro dospělé s diabetem, a to zejména v souvislosti s přítomností retinopatie, polyneuropatie nebo BMI, věku a podobně (Villaseñor-Moreno, 2022).

Na posturální stabilitu má také vliv druh tréninku. Tím se u 65 postmenopauzálních žen s diagnostikovanou osteopenií zabýval Kienberger (2022). Ženy byly náhodně rozděleny buď do skupiny tréninku na vibrační desce, odporového tréninku nebo kontrolní skupiny bez cvičení. Sledována byla kostní denzita před intervencí a po 12 měsících. Svalová síla, posturální kontrola a kvalita života byly sledovány před intervencí, po 6 měsících, po 12 měsících a po 15 měsících.

Ani vibrační ani odporový trénink (ve frekvenci 30 minut 2x týdně) po intervenci neukázal nijak signifikantní změny v kostní denzitě ve srovnání s kontrolní skupinou. Izokinetická síla se však zlepšila u všech tréninkových skupin. Kvalita života stejně jako posturální kontrola se však zlepšila pouze u skupiny odporového tréninku. Všechny tři skupiny měly konstantní kostní denzitu. Zlepšení kvality života a posturální kontroly po odporovém tréninku by mohlo být přínosem pro postmenopauzální ženy s osteopenií (Kienberger, 2022).

3.2.3 Vliv zátěže na stabilitu

Fyzická i psychická zátěž člověka se projevuje na těle ať bolestí, zvýšeným rizikem úrazu nebo změnou postury, biomechaniky pohybu a podobně.

Ve studii Koblauch a kolektivu (2021) byl předmětem zkoumání vliv balistické vesty u Dánských policistů na jejich výkon. Byla sledována reakce a čas odezvy, výdrž svalů bederní páteře a čas nutný k nastoupení a vystoupení z policejního auta. Co se týká výdrže svalů bederní oblasti, byl použit Biering-Sørensen test, který je široce používaným antigravitačním testem. Pozitivita tohoto testu je relativně spolehlivým indikátorem pro rozvoj bolesti zad.

V testování výdrže svalů bederní páteře byl nalezen signifikantní rozdíl, a to o 24%. Bez balistické vesty to bylo 151 sekund a s vestou 117 sekund. Policisté taktéž udávali vyšší fyzickou únavu po testování s balistickou vestou. Při nošení vesty policistům také trvalo déle nastoupit i vystoupit z policejního auta. Nebyly však nalezeny signifikantní rozdíly v reakčním času, času odezvy, ani elektromyografické aktivitě.

Nošení balistické vesty signifikantně ovlivňuje rychlost pohybu při nastupování a vystupování z policejního auta a taktéž ovlivňuje výdrž svalů zejména bederní páteře,

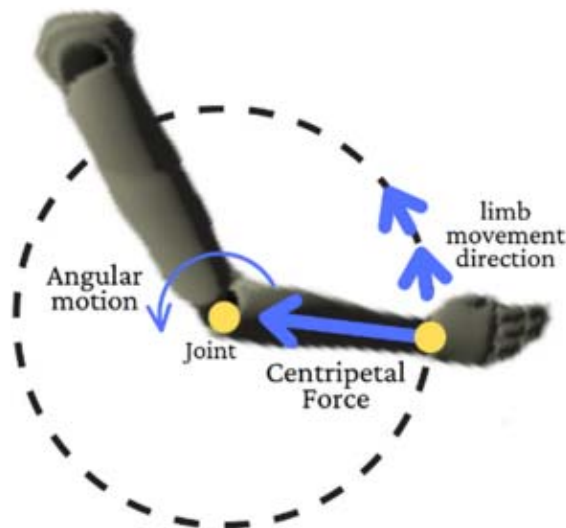
přestože nevypadá, že by ovlivňoval reakční čas jedince a čas odezvy. Zdá se, že balistická vesta zhoršuje výkon při plnění úkolů, které vyžadují velké úsilí, což nabádá k lepšímu designu těchto vest. Nositelé také uvádějí, že mají sníženou mobilitu, a to jim může způsobovat velký diskomfort při nošení vesty.

Larsen a kolektiv (2018) poukázal na asociaci mezi diskomfortem z nošení povinného vybavení a muskuloskeletální bolesti, která potenciálně může vést ke zvýšené absenci v práci.

Dodatečná zátěž, kterou vesta na hrudník působí, může vést ke zvýšené aktivitě svalů a namáhání či přetížení nonkontraktilních tkání za cílem udržet tělo v rovnováze. Tento fakt může alespoň zčásti vysvětlit diskomfort, který policisté uvádějí.

Diskomfort se nevyskytuje pouze u policistů, ale také u hasičů. Mezi hasiči jsou také relativně běžnými muskuloskeletálními obtížemi bolesti zad, a to z důvodu povahy jejich práce a nošení ochranných pomůcek. Yunus s kolegy (2022) hodnotil biomechaniku pohybu hasičů s oblečenou ochrannou pomůckou během zvedání břemene (viz obrázek 15). Měření probíhalo za pomoci inerciální měřicí jednotky, která zaznamenávala deviační úhel těla a úhlové zrychlení extenze hrudníku hasičů.

Na obrázku 14 níže je zobrazen příklad úhlového pohybu v loketním kloubu.



Obrázek 14 Příklad úhlového pohybu v kloubu (Zdroj: Yunus, 2022)



Obrázek 15 Sledované pohyby: a) podřep, b) ohýbání se k břemenu (Zdroj: Yunus, 2022)

Biomechanická analýza úhlové deviace a úhlového zrychlení ukázala, že při používání ochranných pomůcek dochází k významnému omezení pohybu a limitované mobilitě hrudníku. Pokud vezmeme v potaz lidský faktor, úhlovou deviaci ovlivňuje věk hasičů při nošení ochranných pomůcek. BMI hasičů ovlivňuje úhlovou akceleraci bez nošení ochranných pomůcek během zvedání břemene (Yunus, 2022).

Ve zkratce řečeno ergonomické a ekonomicky chovající se postura má menší úhlovou odchylku těla a méně pohybu při statickém stoji.

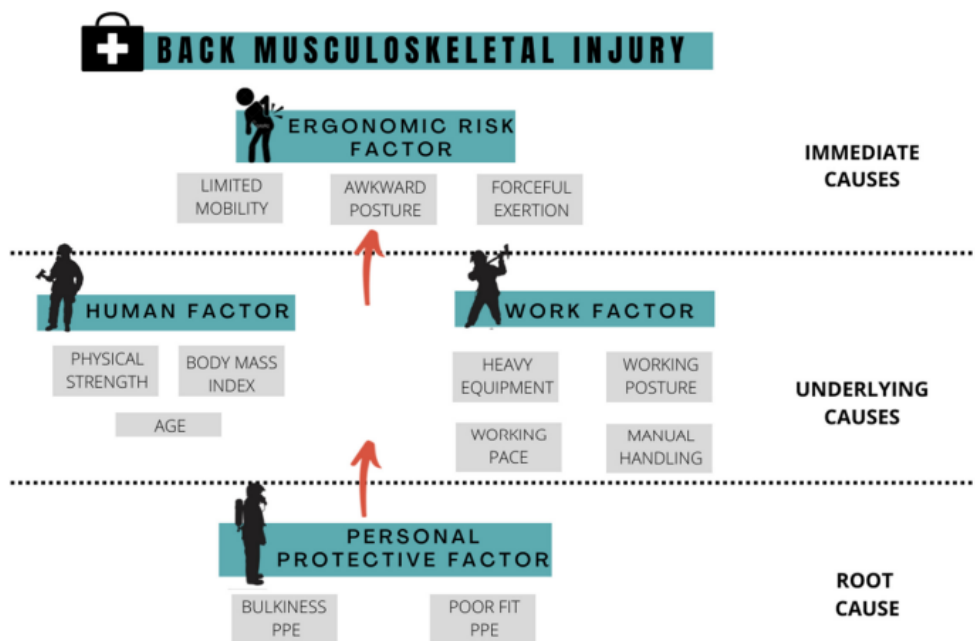
Hasiči nejčastěji udávali bolesti bederní páteře. 63% dotázaných spojovalo přítomnost bolestí bederní páteře s prací. Dalšími oblastmi pohybového aparátu, ve kterém hasiči udávají diskomfort, jsou krk, ramena a horní část zad.

Z výzkumu vyplývá, že při nošení ochranných pomůcek mělo 74% hasičů menší úhlovou odchylku extenze hrudníku při provádění stejného úkolu - tedy zvedání hadice. Zatímco pouze 1 hasič nevykazoval jakékoli změny v úhlové odchylce při nošení ochranných pomůcek. 16% hasičů vykazovalo minimální zvýšení úhlové deviace.

Deviace se zvyšuje v důsledku zvyšujícího se věku, který ovlivňuje fyzickou sílu jedince.

Tato studie ukazuje, že používání ochranných pomůcek během zvedání břemen významně přispívá k omezení pohybu a zhoršené mobilitě u hasičů.

Na obrázku 16 níže je řada příčin bolestí zad hasičů.



Obrázek 16 Schéma příčin způsobujících muskuloskeletální obtíže u hasičů (Zdroj: Yunus, 2022)

Obecně výsledky této studie ukazují, že ergonomická intervence by měla být aplikována, aby se zlepšila bezpečnost mezi hasiči. Ergonomické intervence vztažené k člověku, pracovnímu prostředí a ochranným pomůckám by významně minimalizovaly riziko zranění.

Nošení ochranných pomůcek u hasičů, vojáků a podobných profesí má svůj nezanedbatelný význam, avšak je potřeba, aby docházelo ke stále ergonomičtějšímu vývoji v designu ochranných pomůcek. Uvedeme pro příklad kazuistiku vojáka s diagnózou meralgia paresthetica, ke které došlo z důvodu nošení neprůstřelné vesty.

Balistická vesta vede k obrovské redukci mortality při vojenských operacích. Na druhou stranu je tato ochranná výbava těžká, snižuje mobilitu jedince a může vést k různým zdravotním obtížím nositele.

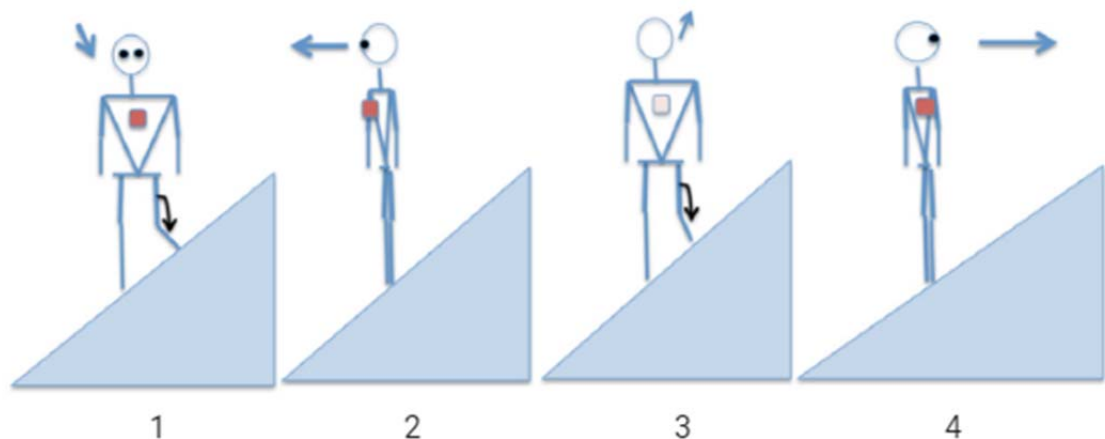
Uveden bude příklad třicetiletého francouzského vojáka, který vyhledal pomoc kvůli hypestezii na stehně. Balistickou vestu nosil 14 hodin denně na pětidenní misi. Byla mu diagnostikována meralgia paresthetica z důvodu komprese nervus cutaneus femoris lateralis, když mu při ohybu nebo sedu vesta tlačila na oblast pánve a boků. Po měsíci se jeho stav zlepšil a přetrvávala pouze mírná hypestezie (Derkenne, 2015).

Všechny vesty musí splňovat standard STANAG 2920. Ke zlepšení vlastností vest samozřejmě dochází - můžeme uvést například keramické pláty na boční strany vesty, různé velikosti a možnost vestu rychle sundat v případě úrazu. Také ramenní popruhy jsou lemovány pěnou s vysokou hustotou k ochraně deltových svalů, zatímco elastické pásky poutají vestu těsně k tělu, aby se zlepšila distribuce hmotnosti vesty (Derkenne, 2015).

Ergonomie se nezkoumá pouze u vojáků policistů a podobně. Existují studie, které zkoumaly nošení balistických vest u zdravotníků v terénu jako například záchranáři (Ritchie, 2023).

Jsou také profese, kde je nutné pracovat v prostředí nakloněné roviny, a proto je vhodné zkoumat posturální stabilitu i v těchto podmínkách a na různých nakloněných rovinách. Výsledky ukazují, že signifikantní zvýšení vychylek těla se objevilo zejména u 2 ze 4 zkoumaných pozic. Nejnáročnější pozice na udržení stability byly: pozice při otevřených očích na nakloněné rovině, když dominantní noha byla níže než nedominantní (pozice 1). Druhou obtížnou pozicí byl stoj s otevřenými očima na nakloněné rovině s dominantní nohou výše, než byla nedominantní (pozice 3).

U těchto pozic se totiž objevovala také mírná everze, popřípadě inverze obou kotníků. Zbývající dvěma testovanými pozicemi byl stoj při otevřených a zavřených očích na nakloněné rovině, kdy paty byly 20 stupňů nad prsty (pozice 2) a poslední pozicí byl stoj při otevřených a zavřených očích na nakloněné rovině s prsty 20 stupňů nad patami (pozice 4), (Frames, 2013). Pozice jsou vyobrazeny na obrázku 17 níže.



Obrázek 17 Testované pozice na nakloněných rovinách (Zdroj: Frames, 2013).

Největší anteriorní CoP posun byl u pozice 1. Největší mediolaterální posun se objevil v pozici číslo 3, kdy dominantní noha byla výše než nedominantní.

Výsledky ukazují, že pozice 1-3 zvyšují posturální instabilitu a zvyšují tak nároky na udržení rovnováhy. Zároveň, pokud má jedinec z jakéhokoli důvodu zhoršené zrakové nebo proprioceptivní vnímání, o to více tyto dva faktory snižují opěrnou bázi při stoji na nakloněné rovině (Frames, 2013).

3.2.4 Způsoby hodnocení posturální stability

Posturální stabilitu můžeme hodnotit klinickými testy nebo pomocí přístrojové techniky zvané posturografie. Posturografii můžeme dále dělit na statickou, která se nazývá stabilometrie, a dynamickou, kterou označujeme jako dynamometrii.

V rámci fyzioterapie máme k dispozici hodnocení samotné stability ve stoji, kde se využívá zužování opěrné báze a vyloučení kontroly zraku. To představuje Rombergova zkouška. Romberg I znamená, že člověk stojí s chodidly od sebe na šířku ramen, Romberg II je stoj spojný a Romberg III je stoj spojný se zavřenými očima. Během testu hodnotíme stabilitu, vychylování, míru oscilací trupu a podobně.

Dalším testem je tandemová chůze, kdy pacienta požádáme, aby udělal 10 kroků kladením jedné nohy těsně před špičku druhé nohy. Tento test můžeme provádět jak s otevřenými očima tak se zavřenými. Příkladem dynamického testu může být test, kdy pacient stojí u stěny a aniž by udělal krok, má rukou dosáhnout co nejdále před sebe. Dosažená vzdálenost je pak srovnána s normami, které zohledňují jak věk, tak pohlaví. Výsledky mimo normu vidáme zejména u starších pacientů nebo u pacientů s poruchou rovnováhy.

Příkladem dalších testů jsou: test vstávání ze židle, hloubka předklonu nebo Mini-BESTest (= Balance Evaluation Systems Test), který obsahuje 14 podtestů, jež jsou zaměřeny na rovnováhu, posturální reakci a dynamiku pohybu.

Opakované vystavování se perturbacím se jeví jako efektivní způsob učení efektivnějších posturálních strategií pro udržení rovnováhy jak během cvičení, tak v dlouhodobém horizontu. Studie ukázala, že výsledky testu rovnováhy se ustálily během tří pokusů, neboť maximum normalizovaných výsledků bylo dosaženo právě ve třetím pokusu z celkových 7 testovaných pokusů (Keklicek, 2019).

Bylo proto potřeba několik měření, aby se eliminoval adaptační efekt. Při něm se tělo učí efektivnější posturální strategii. Z toho důvodu je doporučeno, aby byl test prováděn vícekrát nebo aby se počítalo s efektem učení pro validní výsledky a jejich správnou interpretaci (Keklicek, 2019).

Tento nástin různých klinických testů není zdaleka celý, slouží tak jen pro představu. Tato práce se bude totiž zabývat zejména přístrojovým měřením posturální stability.

V této kapitole budou také představeny různé formy přístrojového měření posturální stability. Zlatým standardem posturografie je tenzometrická plošina snímající distribuci tlaku z plosky. Na základě těchto dat jsme schopni vyhodnotit posturální stabilitu. Se vzestupem techniky a inovací však vyvstává i otázka, zda není vhodný jiný způsob měření, popřípadě zda dosáhneme stejných výsledků, pokud použijeme například inerciální měřicí jednotky (IMU), které budou blíže popsány v kapitole 3.3.2.

IMU jsou lehké, přenosné, méně nákladné a zároveň je můžeme rozmístit kdekoli po těle. Například na horní končetiny, dolní končetiny a trup, tudíž nám mohou dát informaci z konkrétních částí těla.

3.3 Možnosti přístrojového měření posturální stability

3.3.1 Nintendo Wii Balance Board

Jak již bylo zmíněno, posturální stabilitu můžeme vyšetřovat několika způsoby. Nejčastějším kvalitativním testem je Berg Balance Scale, která je sice běžně užívaná, ale není dostatečně přesná. K měření posturální stability mohou sloužit také inerciální měřicí jednotky jakožto kvantitativní způsob měření posturální stability.

Tenzometrické plošiny jsou však stále nejčastěji užívaným prostředkem k přesnějšímu měření posturální stability. Jejich pořizovací cena je ale velmi vysoká, a proto je snaha do klinické praxe vnést i jiné levnější varianty. Levnější variantou můžeme mít na mysli například Nintendo Wii Balance Board (NWBB), které bylo představeno v roce 2007 a bylo původně zamýšleno jako hra pro děti. Postupem času se ukázalo, že může mít využití i v jiné oblasti, a to právě v oblasti posturografie.

Řada studií se zabývá diagnostikou nebo terapií pomocí této plošiny. Konkrétně zkoumají, zda jsou výsledky měření podobné a odpovídající těm výsledkům,

kteře dostaneme z uznávaných používaných zařízení. Předmětem zájmu je tedy hlavně validita, reliabilita a také otázka, zda může být tato balanční plošina použita u určitých diagnóz, případně zda má terapie pro pacienty s různými druhy diagnóz pozitivní efekt. Pokud pozitivní efekt přináší, je předmětem dalšího výzkumu otázka, v čem tkví onen pozitivní efekt a zlepšení.

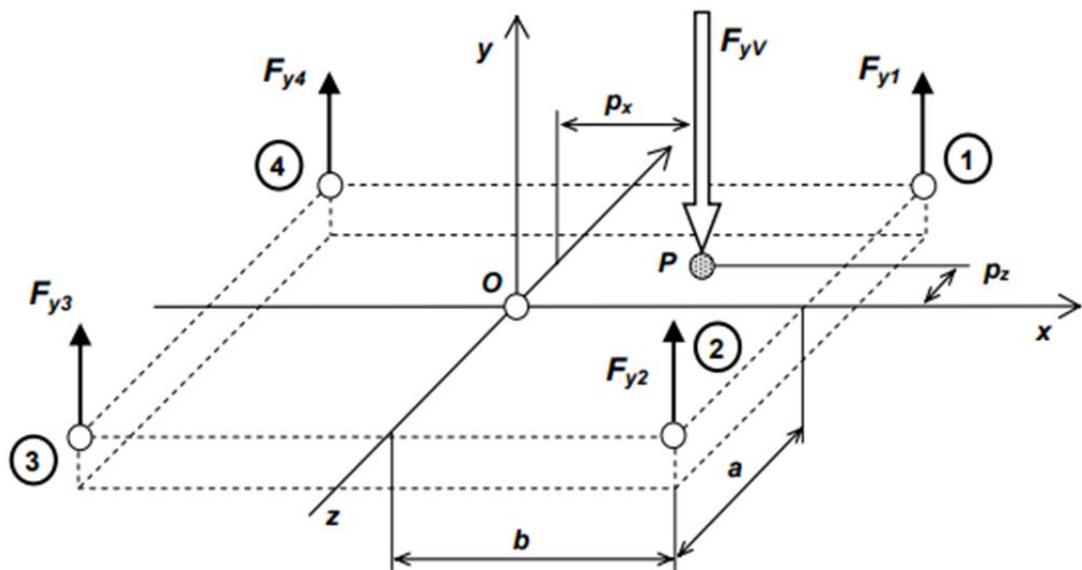
Negus a kolektiv (2019) testovali plošinu NWBB ve čtyřech pozicích: stoj na obou nohách s rozstupem na šíři ramen, stoj spojný na obou nohách se zavřenými očima, stoj na jedné noze s otevřenými očima a jako poslední stoj na jedné noze se zavřenými očima. Každá pozice byla testována po dobu 30 sekund. Hodnotilo se Wii Stillness Score (WSS) vyjadřující míru rovnováhy. Zjištěním bylo, že WSS prokazuje excelentní intra a interreliabilitu ve třech ze čtyř pozicí. Poslední pozice byla obtížná k vyhodnocení, jelikož několik probandů nebylo schopno stát 30 sekund na jedné noze bez zrakové kontroly.

Autoři (Negus, 2019) tuto plošinu považují za přenosný a nenákladný přístroj k měření rovnováhy ve stoje, avšak mají na paměti některé limitace, kvůli kterým by nedoporučovali běžné užívání v klinickém hodnocení stability. Příkladem takové limitace, může být fakt, že derivované (po konvertování dat do počítače) stillness skóre nedosahuje záporných čísel, a proto jsou všechna záporná čísla konvertována na 0%, což představuje limitaci tohoto přístroje.

Meade a kolektiv (2020) mají za to, že NWBB je vhodný pro kvantifikaci persistence výchylek těla v anteroposteriorním směru, ale není tak přesný v mediolaterálním směru.

Přestože má NWBB limitace, na základě evidence můžeme říci, že může být spolehlivým a kvalitním nástrojem pro posuzování rovnováhy. V systematickém přehledu bylo analyzováno 21 studií, které se zabývaly validitou a reliabilitou NWBB pro hodnocení rovnováhy. Souběžná validita na základě srovnání s jinými silovými deskami se ukázala být velmi vysokou. Nízká nebo střední validita byla uvedena v šesti studiích, kde mohly však hrát roli některé z následujících faktorů, a to: volba nepřiliš známé silové plošiny, trvání testu na obou nohách méně než 30 sekund, porovnávání nestejných veličin u dvou různých přístrojů (například porovnávání CoP u NWBB s celkovým skóre ze silové plošiny), tvorba platformy pro získávání dat (Apple, iOS) nebo malý výzkumný soubor (Clark, 2018).

Existuje však již velké množství studií, které svými výsledky potvrzují, že NWBB může být validním a vhodným prostředkem pro klinickou analýzu posturální stability ve srovnání s tenzometrickou plošinou. Na druhou stranu je potřeba mít na paměti fakt, že tenzometrické plošiny mají mnohem větší počet senzorů, zatímco NWBB disponuje pouze čtyřmi senzory. Pro podrobnou analýzu, například pro výrobu specifických ortotických pomůcek, je zapotřebí využít tenzometrické plošiny (Sgrò, 2014). Schématické znázornění silových poměrů nalezneme na obrázku 18 níže.



Obrázek 18 Schéma silových poměrů na desce a v podpěrách stabilometrické plošiny (Zdroj: Kutílek, 2012, s. 82)

Clark a kolektiv (2019) zkoumali validitu NWBB ve srovnání se zlatým standardem posturografie - tedy s laboratorními silovými plošinami. Nicméně minimální detekovatelná změna u NWBB převyšovala hodnoty u silových plošin ve třech ze čtyř testů. NWBB lze tedy považovat za validní přístroj k měření posturální stability a může představovat přístroj vhodný pro klinické užití.

Pro přesnost měření síly a centra tlaku při použití NWBB byly analyzovány tři lehce užívané plošiny a šest často užívaných plošin. Mezi těmito plošinami byla nalezena odchylka měření síly $\pm 9,1$ N, poloha CoP v rozmezí $\pm 4,1$ mm. Z těchto výsledků vyplynulo, že autoři NWBB považují za užitečné zařízení, které by mohlo být vhodné v případech, kdy je pro nás dostačující nižší přesnost měření (Bartlett, 2014).

Nemělo by být však považováno za zcela ekvivalentní k posturografickým laboratorním zařízením. Při měření vertikální síly je totiž NWBB o jeden řád méně

přesný, než je tomu u laboratorních silových desek. Také je o dva řády méně přesný, než je doporučeno pro určení centra tlaku v posturografii (Bartlett, 2014).

Park a Lee (2014) k balanční plošině Nintendo Wii vytvořili software, u kterého testovali reliabilitu a validitu a porovnali ji s laboratorními silovými plošinami. Použitý software byl shledán spolehlivým a v klinickém použití může sloužit jako finančně nenáročný, přenosný a praktický nástroj pro hodnocení rovnováhy. Výsledky ukazují, že délka trajektorie CoP a rychlost CoP z NWBB byly vynikající jak v rámci interreliability, tak intrareliability.

Nyní bude zaměřena část této kapitoly na praktické užití NWBB v rozličných situacích a zda jsou i v těchto specifických měřeních validní a reliabilní.

Plošiny Nintendo Wii totiž naleznou využití i u diagnóz, jakou je například roztroušená skleróza. Castelli a kolektiv (2015) si kladli za cíl zjistit, zda je míra výchylek těla udávaná na plošině Nintendo Wii podobná těm, které jsou získány ze standardních tenzometrických plošin. Přestože výsledky z obou přístrojů souhlasily v přijatelné míře, balanční plošina Nintendo Wii měla tendenci přeceňovat výchyly těla (v anglické literatuře nazýváno postural sway) v porovnání se standardní plošinou. K přeceňování výchylek docházelo jak u pacientů s roztroušenou sklerózou, tak u kontrolní skupiny.

Nicméně autoři dospěli k závěru, že není výrazný rozdíl mezi dvěma testovanými přístroji a jejich výsledky posturální stability. Dokáže tedy pomoci rozlišit pacienty, kteří mají zvýšené riziko pádu a pacienty, u nichž je riziko pádu minimální. Tento fakt podporuje tvrzení, že balanční plošina Nintendo Wii je validní. Tento výzkum může vést k implementaci nebo inovaci softwaru, který by mohl být využíván ke statické posturografii (Castelli, 2015).

Velmi spolehlivou validitu a reliabilitu NWBB potvrzuje například i Keune (2017). Plošinu považuje za efektivní a jednoduchý nástroj k monitoraci pacientů s roztroušenou sklerózou a lze jej využívat v klinické praxi.

Nalezneme i mnoho studií, které se zabývají možným užitím NWBB u sportovců. Testování rovnováhy se provádí i při dřepování, což představuje častou součástí tréninku sportovců nebo jeden z cviků při rehabilitaci. Taktéž můžeme analyzovat míru rovnováhy při dřepování z dynamického hlediska provádění pohybu a rozložení centra tlaku (center of pressure - CoP). Výsledky ukázaly velmi vysokou korelaci a nízkou

střední kvadratickou odchylku CoP v předozadním a mediolaterálním směru. Prostorové parametry vypočtené z rozložení centra tlaku a reakční síly podložky představovaly fixní odchylky mezi balanční plošinou Nintendo a tenzometrickou plošinou (Mengarelli, 2018).

Měření z obou plošin však vykazovalo vysokou linearitu a konzistenci u mnoha parametrů. Přítomnost fixních odchylek by mohla reflektovat nedostatek horizontálních reakčních sil podložky, které jsou využívány pro výpočet CoP. Tento předpoklad byl podpořen přepočtem centra tlaku bez horizontálních reakčních sil podložky, což má za následek rozdíly s daty získanými z NWBB. I přes své limity se dá považovat jako kvalitní přístroj pro posouzení rozložení centra tlaku během dřepu. Je však zapotřebí dalších studií k posouzení variability mezi zařízeními a reprodukovatelností testů (Mengarelli, 2018).

Posuzování posturální stability je považováno za důležitý aspekt i u pacientů s otřesem mozku, který se nevyhýbá ani již zmiňovaným sportovcům. Studie ukazují, že deficit posturální kontroly může být pozorován v rámci až 72 hodin po otřesu mozku. Deficit posturální kontroly je výsledkem nedostatku senzorycké integrace rovnovážných mechanismů v mozku. Většina posturálních deficitů se upraví během několika dnů po úrazu, ale některé symptomy mohou přetrvávat v delším časovém horizontu. Předmětem studia Guzman a Aktana (2016) bylo posouzení, zda je NWBB, v porovnání s BESS skórem, objektivním měřítkem, které může být použito u atletů pro měření posturální stability.

Otřes mozku jakožto následek sportovního úrazu je asi častější, než bychom si mohli myslet a NWBB může sloužit jako alternativa pro posouzení posturální stability po otřesu mozku. Může nám poskytovat doplňující informace k těm, které získáme z BESS testu a ImPACT testu. BESS test (Balance Error Scoring System) slouží pro hodnocení stability zejména u sportovců po otřesu mozku a ImPACT (Immediate Post-concussion Assessment and Cognitive Testing) také hodnotí stav po otřesu a to zejména z hlediska kognice. Limitací této studie je však fakt, že testování ve studii nemusí reflektovat stejné podmínky, ve kterých se běžně toto hodnocení provádí (Merchant-Borna, 2017).

Využití nalezené diskutované plošiny i u pacientů s Parkinsonovou chorobou. Po osmítýdenním cvičení pomocí her na NWBB, se zlepšila Berg balance scale

o tři body a s otevřenými očima se snížily výchyly těla na balanční plošině až o 31 %. Nebyly však pozorovány výrazné změny v náladě ani sebejistotě při chůzi (Mhatre, 2013).

Výchyly těla k jedné straně, rozdílnou distribuci tlaku a asymetrické zatěžování dolních končetin u pacientů s unilaterální patologií - konkrétně totální endoprotézou, zkoumal Abujaber a kolektiv (2015). Zatížení jednotlivých končetin porovnávali na tenzometrických plošinách a balanční plošině Nintendo Wii, které dosahovaly vynikající shody. Výsledky ukazovaly trend, kdy při použití NWBB byla vertikální reakční síla podložky (VGRF = vertical ground reaction force) na nepostižené straně nižší a VGRF na operované straně vyšší.

Tyto drobné rozdíly lze přičíst také faktu, že je při měření na balanční podložce Nintendo Wii z hlediska prostoru omezená pozice nohy, jelikož přístroj měřil pouze 52 x 33,5 cm, zatímco tenzometrické plošiny v laboratoři měří 60 x 90 cm. Z tohoto důvodu bylo náročnější umístit nohy tak, aby byla chodidla rozmístěna symetricky. Pokud je však noha posunutá směrem k jedné straně, zvětšuje se tam výsledná síla, která je pod touto končetinou zaznamenána. Řešením tohoto problému je použití dvou balančních podložek. Přesto autoři považují NWBB za validní vhodnou a levnou alternativu k tenzometrickým plošinám (Abujaber, 2015).

Balanční plošina může také nalézt využití u posuzování bdělosti a ostražitosti člověka. Ukázalo se, že posturografické vyšetření dokáže kvantifikovat spánkovou deprivaci. Zároveň není možné ovlivnit výkon spánkem nedeprivovaných jedinců a jejich výkon v posturografickém měření tím, že se budou na monitoru dívat na spánkově deprivované jedince (Tietäväinen, 2018).

Jelikož nepochybně existuje vztah mezi rovnováhou, posturou a dýcháním, má smysl zkoumat její měření za různých podmínek dýchání nebo u pacientů s onemocněním dechového ústrojí. U chronických respiračních patologií se může totiž při nádechu vyskytovat zvýšená zátěž na nádechové svalstvo. V návaznosti na tento fakt je ovlivněna i rovnováha. 37 zdravých jedinců bylo měřeno na plošině Nintendo Wii při pěti různých situacích: kontrolní měření bez žádné intervence, dýchání přes náustek, zatížení při 10 %, 40 % a 60 % maximu inspiračního tlaku. Byla zjištěna korelace mezi zátěží při inspiraci a perturbacemi jedince při stoji. Dodávají však, že je potřeba validitu NWBB pro klinické užití testovat i na pacientech s respiračním onemocněním - například

s chronickou obstrukční plicní nemocí. Ti mají totiž zvýšenou aktivaci inspiračních svalů a změněnou posturální kontrolu (Van Hove, 2019).

NWBB je validním zařízením, které zachycuje alterace rovnováhy z nespočítatelného množství důvodů. Zachycení alterace rovnováhy se samozřejmě týká i starších aktivních osob. Posturografické měření dokáže rozlišit jedince s deficitem řízení rovnováhy a bez deficitu (Estévez-Pedraza, 2022).

Špatná rovnováha má neblahý vliv na schopnost optimálně motoricky reagovat a zvyšuje tak riziko pádu. NWBB může být vhodný pro hodnocení stability a může být užitečný při prevenci pádu u geriatrické populace (Rohof, 2020).

NWBB bylo použito k rozlišení pacientů s vyšším rizikem pádu a mělo velmi kvalitní výsledky. Oproti běžným plošinám má několik výhod – je levný, přenosný a může být použitý i ve výzkumu. Zejména může však sloužit i mimo nemocniční prostředí a testovat tak starší osoby, které jsou pádem ohroženy nejvíce (Huang, 2022).

Některé studie udávají signifikantní degradaci stability po 60. roku věku, nicméně tyto závěry jsou založené na několika málo parametrech. Tyto studie totiž neberou v potaz změnu stability u skupiny seniorů ve velmi vysokém věku, nezohledňují pohlaví a podobně. Valná většina výsledků neukázala žádný statisticky signifikantní rozdíl, pokud šlo o různé věkové skupiny. Proto Kutílek a kolektiv (2018) nedoporučuje užívat malý počet parametrů pro hodnocení posturální stability.

Při hodnocení skupiny žen a mužů ukazovala většina parametrů statisticky signifikantní rozdíl během stání na měkké podložce a se zavřenými očima. Rozdíl byl ve prospěch žen, muži si v tomto testu vedli hůře. Pokud budeme hodnotit stoj na pevné podložce s otevřenými očima, tam mezi ženami a muži žádné rozdíly nalezeny nebyly. V této studii se měřilo 27 parametrů souvisejících s CoP, a to během 30 sekund stoje na pevné podložce s otevřenými očima a na měkké podložce se zavřenými očima (Kutílek, 2018).

Dalším zajímavým zjištěním je, že rozdíly mezi věkovými skupinami zdravých jedinců stejného pohlaví v porovnání se starší skupinou nejsou viditelné. Proto se nedoporučuje používat pouze malé množství parametrů pro hodnocení posturální stability (Kutílek, 2018).

Funkční test dosahu je testem, který hodnotí dynamický výkon při jednoduchých úkolech. Využití nalézá zejména u starších osob nebo například pacientů

s Parkinsonovou chorobou. Autoři porovnávali běžně používané silové plošiny s plošinou Nintendo Wii při funkčním testu dosahu a zjistili, že parametry CoP se u obou plošin nelišily o více jak 2 %. NWBB má tedy širokou škálu využití (Mengarelli, 2018).

Přestože je posturální stabilita ve vyšším věku křehčí a náchylnější k poruchám, nesmíme opomenout i druhou stranu mince. A tou jsou děti, pro které tato plošina byla původně určena a zároveň jde o jedince, kteří stále ještě nejsou vyvinutí v dospělého člověka a jejich motorické chování a řízení se stále vyvíjí a zdokonaluje. Je třeba mít na paměti, že tělesné proporce dětí jsou naprosto odlišné od dospělých. Nelze je tedy v žádném případě považovat za „malé dospělé“. I z hlediska biomechaniky mají odlišné pohybové chování.

Z tohoto důvodu je potřeba validitu a reliabilitu použití plošiny Nintendo Wii zkoumat i u dětí. Larsen a kolektiv (2014) měřili 54 dětí ve věku od 10 do 14 let, a to čtyřmi balančními testy - stoj na obou nohách s otevřenými očima, stoj na dominantní noze, stoj na nedominantní noze a stoj na obou nohách se zavřenými očima. Reprodukovatelnost testů, jak pro stoj na obou nohách, tak na jedné noze, byla uspokojivá u NWBB i u běžně používaných silových plošin.

3.3.2 Inerciální měřicí jednotka

Inerciální měřicí jednotka (IMU) je elektronické zařízení, které se sestává z akcelerometrů a gyroskopů. Některé mohou obsahovat i magnetometry. IMU podává údaje o rychlosti, zrychlení a pozici v prostoru. Pomocí integrace zrychlení a úhlových rychlostí lze vypočítat polohu a orientaci IMU a odhadnout jeho trajektorii. Většinou se setkáváme s IMU, jež jsou dvouosé či tříosé (Česenek, 2019, s. 3).

Na každou z os vždy připadá jeden akcelerometr a jeden gyroskop, případně i magnetometr. Magnetometry bývají umístěné na Kardanově závěsu, jenž je taktéž v cizojazyčné literatuře označován jako gimbal (Fejgl, 2022, s. 14).

Používají se nejčastěji dvouosé a tříosé IMU, přičemž na každou osu vždy připadá právě jeden akcelerometr, gyroskop, popřípadě magnetometr.

Nyní bude krátce pojednáno o jednotlivých komponentách IMU.

Akcelerometr je senzor měřící lineární a úhlové zrychlení. Využívá se tedy k měření vibrací a orientace. Existuje několik typů akcelerometrů. Jde o mechanický, piezoelektrický, piezorezistivní a termální.

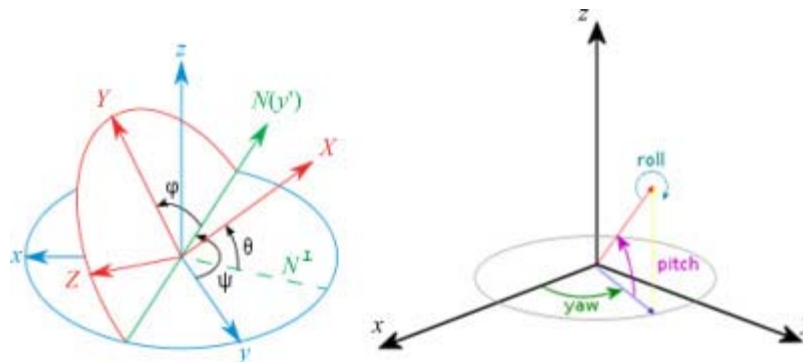
Gyroskop snímá orientaci a úhlové rychlosti. Obecně lze říci, že využívá skutečnosti, že rotující soustava je neinerciální vztažná soustava. Nejčastěji se setkáváme s třemi typy gyroskopů: mechanickým, optickým a MEMS gyroskopem.

Dalšími senzory může být například zmíněný magnetometr měřící magnetické pole, tlakoměr nebo teploměr (Česenek, 2019, s.4-10).

Samotnou pozici v prostoru můžeme popsat třemi různými způsoby. Například použitím Eulerových úhlů, což je soustava 3 úhlů, které určují orientaci tuhého tělesa v inerciální kartézské soustavě.

Jednoduše lze říci, že první úhel φ vzniká rotací okolo osy z (představuje tedy yaw). Druhý úhel θ vzniká rotací okolo osy y (pitch) a konečně úhel ψ vzniká otočením okolo osy x a představuje roll (Curtis, 2021, s. 588-597).

Výše zmíněné souvislosti jsou znázorněny na obrázku 19 níže.

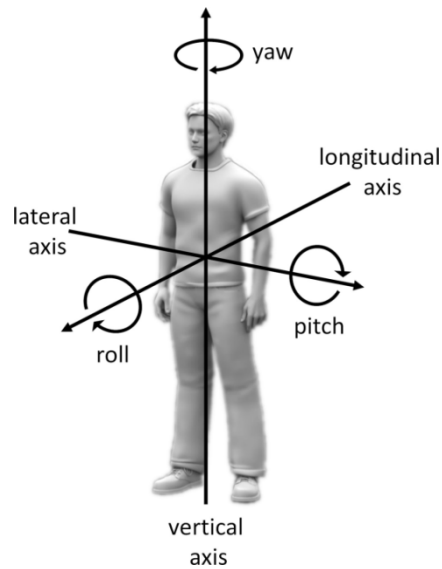


Obrázek 19 Schéma rotační soustavy a Eulerových úhlů (Zdroj: Ma, 2020)

Problematika Eulerových úhlů se však stává singulární v případě, že je nutační úhel θ roven nule. V tomto případě si lze pomoci užitím úhlů yaw, pitch a roll (Curtis, 2021, s. 597).

Dalším způsobem je tedy yaw, pitch and roll. Přeložit to můžeme jako otočení, sklon a naklonění. Yaw je rotace kolem vertikální osy (otočení doprava a doleva), pitch představuje rotaci kolem příčné osy (sklon nahoru a dolů) a roll rotaci kolem podélné osy (naklonění do stran). Rotace pro specifické části těla popisujeme současně s tím,

kteřá část těla rotuje vůči zbytku těla. Kupříkladu rotaci hlavy k levému rameni při rovném stoji vzhledem ke gravitaci můžeme pojmenovat jako yaw (otočení) vzhledem k trupu (Arnold, 2019). Obrázek níže tuto skutečnost ilustruje na příkladu lidského těla.



Obrázek 20 Definice os rotací lidského těla (Zdroj: Arnold, 2019)

Příklad yaw, pitch and roll na příkladu rotace hlavy je znázorněna blíže v práci Lüsi (2017) a na obrázku níže:



Obrázek 21 Vysvětlení rotací yaw, pitch a roll (Zdroj: Lüsi, 2017)

Třetím možným způsobem popsání pozice je pomocí kvaternionů.

Pro účely této práce bude naprosto dostačující, pokud uvedeme, že kvaternion představuje zobecnění komplexních čísel (Curtis, 2021, s. 600-601).

Nyní bude představeno praktické využití IMU v posturografii. Příkladem může být Sway Star systém, který je založen na přímém měření angulárních deviací trupu blízko těžiště (zkratka CoM z anglického Center of Mass). Sensory byly umístěny na zádech v úrovni obratle L3 a L5. Ve srovnání s plošinami, které nepřímě vyhodnocují úhly naklonění (Sway Angles) za užití komplexních matematických metod, zmiňovaný Sway Star systém vyhodnocuje tyto parametry přímo a také umožňuje analýzu posturální kontroly ve dvou směrech, a to: sklon (pitch - anteriorní/ posteriorní) a naklonění (roll - ze strany na stranu). Je však nutné podotknout že tyto pohybové senzory nejsou dostatečně přesné, aby určily opravdové rozložení jednotlivých částí těla a mohly tak vyhodnotit dynamické změny v akceleraci, rychlosti a orientaci (Valldeperes, 2019).

Valldeperes a kolektiv (2019) použití bezdrátové inerciální měřící jednotky při měření zkoumali. Autoři uvádí, že při měření akcelerometry dochází k dvěma hlavním chybám. První z nich je variabilita měření, která je určena hardwarem. Druhou chybou bývá gravitační akcelerace, která je typicky přítomna v prostředí Země. Tyto dvě chyby jsou vždy přítomny při měření akcelerometrem. Pokud tyto chyby přidáme do kumulativního trapezoidního součtu, výsledkem bude rychlost a tendence polohy k deviaci. Tento “integrační drift” je velmi známý artefakt, který ovlivňuje výpočet pozice při užití akcelerometru. Tento artefakt můžeme minimalizovat užitím pouze úhlových orientací nebo rychlostí jakožto nepřímých prostředků k odhadu polohy v prostoru nebo použit korektivní algoritmy. Data získaná akcelerometrem bývají většinou upravená za použití gyroskopického nebo magnetometrického systému a Kalmanova filtru.

Použití inerciální měřící jednotky představuje neinvazivní metodu pro kvantifikování posturální stability. Hejda a kolektiv (2015) se touto metodou zabývali. Levný tříosý gyroskop byl umístěn na pacientův hrudník a měřil roll, pitch and yaw úhly. Použitím této neobvyklé metody, založené na celkové délce 3D trajektorie úhlu naklonění těla, jsme schopni hodnotit 3D pohyb hrudníku.

Běžně užívaná posturografie funguje na sledování centra tlaku, ale použití inerciální měřicí jednotky měří yaw, pitch and roll jednoho pohybového segmentu, jehož výsledkem je pak komplexní kinematický řetězec.

Měření a evaluace všech tří úhlů na místo dvou je také z toho důvodu, že kalibrace gyroskopu nemusí být dostatečná a měření všech tří úhlů tak redukuje ztrátu informace z 3D pohybu jako celku. Začlenění všech tří úhlů také minimalizuje vliv špatného umístění senzorů na pohybovém segmentu.

Této studii se zúčastnilo 10 pacientů s progresivní cerebelární ataxií a 11 zdravých subjektů. Testování probíhalo v několika pozicích, a to na pevné podložce a na měkké podložce s otevřenými očima a se zavřenými očima. Posturografický systém Synapsis srovnal data získaná z běžně užívaných metod s těmi daty získanými z IMU. Bosé nohy byly umístěny vedle sebe roznožené pod úhlem 30° a ruce byly podél těla. Zaznamenávány byly pohyby trupu, pozice centra tlaku a čas nutný k vykonání daného úkolu (Hejda, 2015).

Inerciální měřicí jednotka byla umístěna na druhém až třetím lumbálním obratli blízko centra těžiště (center of mass). Po naměření byla vypočtena celková dráha 3D prostoru a data byla statisticky zpracována v Matlabu.

Výsledky neukázaly signifikantní rozdíl mezi provedením s očima zavřenými a otevřenými v rámci jedné nebo druhé skupiny. Signifikantní rozdíl byl však nalezen mezi skupinou pacientů a tou kontrolní. A to ve všech čtyřech úkolech (Hejda, 2015).

Medián celkové trajektorie u pacientů s cerebelární ataxií při stožení na pevné podložce s otevřenými očima byl 2,5x delší než medián trajektorie u kontrolní skupiny zdravých jedinců. Medián celkové trajektorie u pacientů stojících na pevné podložce s očima zavřenými byl 2,2x delší než medián u kontrolní skupiny. U měkké podložky s otevřenými očima u pacientů byla trajektorie 4,5x delší než u kontrolní skupiny. U stožení na měkké podložce s očima zavřenými byl medián celkové trajektorie u pacientů 7,6x delší než medián trajektorie u zdravých subjektů (Hejda, 2015).

Ve většině případů ukazují výsledky pacientů s cerebelární ataxií silnou korelaci mezi celkovou trajektorií a statokinetickou délkou, což je délka trajektorie CoP - centra tlaku. V případě pacientů byly změny velké a signifikantní v případě orientace hrudníku a taktéž signifikantně ovlivňovaly pozici centra tlaku celého těla.

Výsledky porovnání pacientů s cerebelární ataxií a kontrolní skupinou indikují, že tímto měřením lze zjistit silné rozdíly mezi pacienty a kontrolní skupinou i přesto, že byli pacienti měření převážně na pevných podložkách.

Zde jsou některé limitace studie. První je, že vzorek pacientů a kontrolní skupiny byl malý. Dále může být použití našich výsledku limitováno v klinické praxi kvůli použitým podmínkám měření. Také byly hodnoceny pouze 2 fyzické parametry pohybu těla ve 3D prostoru. Komplexní pohybový vzorec by byl samozřejmě popsán mnohem lépe za užití tří parametrů.

Studie Hejdy a kolektivu (2015) zjistila, že posturální stabilita založená na délce trajektorie vychýlení těla je vhodným hodnocením a identifikací posturální stability, popřípadě instability. Tato metoda se jeví jako konzistentní s výsledky získanými z tradičních posturografických metod. Zajímavým zjištěním je přítomnost silnější korelace v případě pacientů s cerebelární ataxií a slabší korelace v případě zdravých jedinců. To je dáno faktem, že malé změny v orientaci trupu, které jsou většinou pomocí IMU měřeny, nemají tak velký efekt na změny pozice CoP a opačně.

Výsledky taktéž ukazují, že nejlepším úkolem, jak identifikovat deficit v posturální kontrole, je stoj na měkké podložce se zavřenýma očima. Máme tedy za to, že tříosý gyroskop umístěný na pacientově těle může být spolehlivým nástrojem v klinické praxi pro hodnocení biomechaniky pohybu. Budoucí práce by se měly zaměřit na větší vzorek probandů s jinými vestibulárními nebo neurologickými poruchami a měření provést po delší době po terapeutické intervenci (Hejda, 2015).

3.4 Vlastnosti ochranných pomůcek

3.4.1 Ergonomické zkoušky

V rámci této kapitoly budou krátce představeny ergonomické zkoušky textilních materiálů používaných při výrobě balistických vest a zároveň bude diskutována ergonomie samotného pracovního prostředí ve vztahu k fyzické zátěži příslušníků IZS a zátěži spojené s nošením balistické vesty.

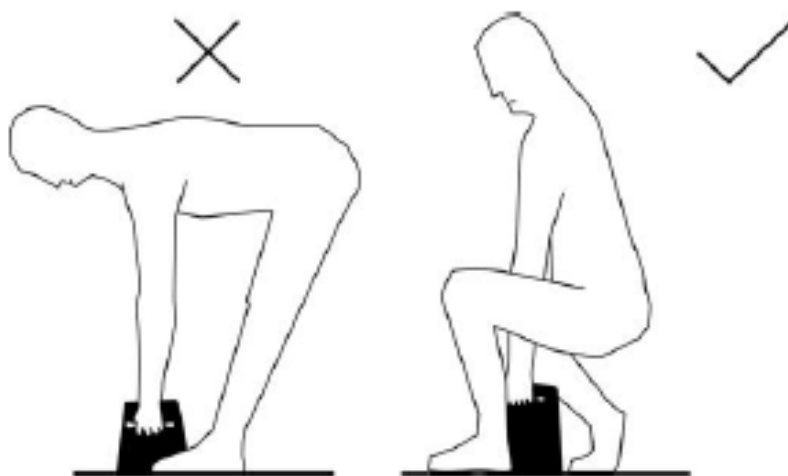
Zprvu tedy něco málo o ekonomických zkouškách textilních materiálů. Hlavním cílem testování textilií je zhodnotit vlastnosti produktu nebo výkon produktu. Testování vlastností konečného produktu měří fyzikální, chemické, fyziologické a speciální vlastnosti produktu.

Konkrétně jde o:

- 1) mechanické vlastnosti materiálu - tedy pevnost, tažnost, odolnost a pružnost
- 2) fyziologické vlastnosti - izolační schopnost, prodyšnost, savost a propustnost vodních par
- 3) způsob údržby materiálu, aby si zachovával své vlastnosti
- 4) speciální vlastnosti - ty jsou předmětem zájmu zejména u materiálů používaných ve zdravotnictví - dbá se tedy hlavně na biokompatibilitu, odolnost proti působení bakterií, možnost sterilizace a podobně
- 5) poslední kategorií jsou samozřejmě také estetické vlastnosti materiálu - zda žmolkovatí, zda je materiál stálobarevný při otěru (Zemanová, 2010).

Co se týká ergonomie samotného pracovního prostředí, je potřeba zabývat se zejména zvedáním břemen a nošením zátěže.

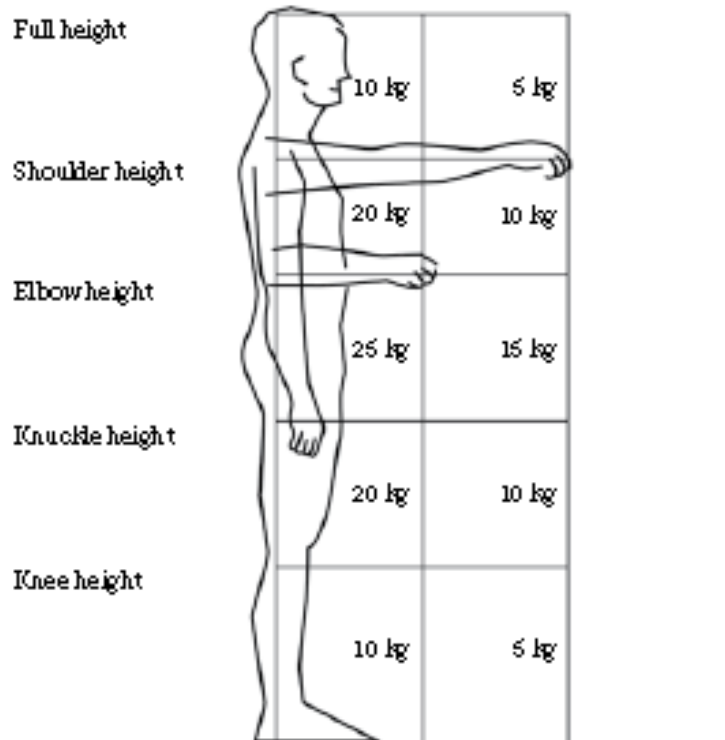
Poučky pro správné zvedání břemen jsou známé - měli bychom zvedat břemeno pokrčením nohou, ne ohýbáním tak, jak je zobrazeno na obrázku 22 níže. Jde zde zejména o prevenci bolesti zad a výhřezu meziobratlové ploténky.



Obrázek 22 Vhodný a nevhodný způsob zvedání břemene (Zdroj: Bridger, 2017).

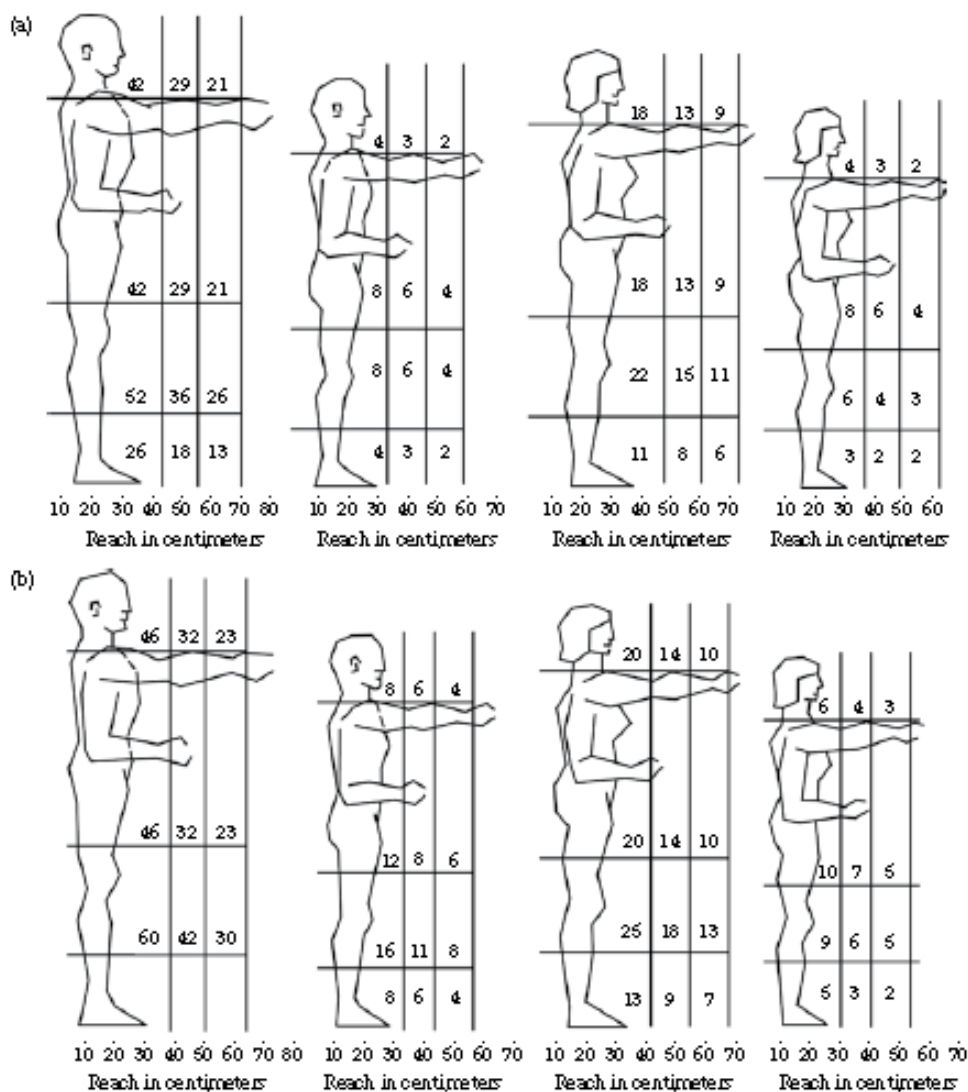
Opatrnější by měly být zejména postmenopauzální ženy, které vlivem estrogenu mohou trpět osteoporózou tedy demineralizací kostí vedoucí ke snížení kostní denzity a pevnosti, která se týká zejména páteře, pánve a dlouhých kostí. Ještě ohroženější jsou zdravotní sestry, které často udávají incidenci bolestí zad v souvislosti se zvedáním pacienta při péči o něj (Bridger, 2017).

Existují také doporučení, která stanovují maximální zátěž pro zvedání břemen v sagitální rovině tak, aby to bylo bezpečné. Doporučení jsou znázorněna na obrázku 23 níže.



Obrázek 23 Doporučené zátěže pro zvedání (Zdroj: Bridger, 2017).

Rozšířená verze udává maximální zátěž pro zvedání břemene na základě toho, jak často je břemeno zvedáno. Je proto dělena na časté a ojedinělé zvedání. Doporučení je určeno zejména pro pracovníky, u nichž se očekává, že mají dostatečnou fyzickou zdatnost (například vojáci). Rozdíly mezi těmito dvěma doporučeními jsou velké a ukazují tak kontrast toho, co může člověk bezpečně v práci každý den zvedat a co je schopen zvednout, pokud by to bylo potřeba. Na obrázku níže jsou znázorněny hodnoty pro 5. a 95. percentil zaměstnanců. Ideální je pohybovat se mezi těmito hodnotami (Bridger, 2017).



Obrázek 24 Doporučená maximální zátěž pro 5. a 95. percentil zaměstnanců. a) časté zvedání břemene, b) ojedinělé zvedání břemene (Zdroj: Bridger, 2017).

Celkově se má za to, že člověk může bezpečně nést asi jednu třetinu beztukové tělesné hmoty, což představuje hmotnost kostí svalů, vody, měkkých tkání apod. Na druhou stranu je potřeba zohlednit vliv na posturální stabilitu jedince a způsob chůze při této zátěži (Bridger, 2017).

Nošení břemen zvyšuje nároky na lidské tělo ve dvou směrech. Zaprvé zvyšuje fyziologické nároky při chůzi a zátěž svalů dolních končetin (zejména plantárních flexorů a čtyřhlavého svalu stehenního). Zadruhé, způsob, jakým je zátěž připevněna k tělu může být dalším přídatným zdrojem namáhání posturálního systému. Je doporučeno, aby byla zátěž situována co nejvíce kolem trupu a rovnoměrně rozložena. Také se udává, že nespécifické bolesti nohou nebo metatarsalgie mohou být

způsobeny jak špatnou obuví, tak ale i dlouhou chůzí s velkou zátěží, zejména pokud je zátěž nerovnoměrně rozložená. Při chůzi s těžkým nákladem má totiž člověk tendenci se lehce předklánět, což zatěžuje přední část nohy. Vyrovnávání této zvýšené zátěže přednoží, stejně jako zadní část trupu, může obnovit vzpřímenější držení těla a také distribuci zátěže během chůze (Bridger, 2017).

3.4.2 Balistické vesty a jejich materiálové vlastnosti

Balistická vesta je osobním ochranným prostředkem, který je určený k ochraně trupu proti střelným a bodným zbraním, střepinám z granátu či min. Je určená pro nošení na oděv a musí být konstruována tak, aby umožňovala snadné a rychlé oblékání, měla pevné upnutí a splňovala veškeré technické požadavky, které jsou dané normou.

Balistická vesta je tvořena vložkou z několika vrstev odolných textilií. Nejčastěji jde o kevlar, twaron nebo dyneema. Kevlar byl vytvořen v polovině šedesátých let a jde o aramidová vlákna s vysokou mechanickou odolností a udává se, že jsou až pětkrát pevnější než ocel. Vyrábí se z něj balistické vesty, hasičské obleky, ale například i oblečení speciálně vyráběné pro motorkáře (Mašek, 2017).

Dyneema vyráběná z polyetylénu má taktéž vysokou mechanickou odolnost a pružnost. Dokáže absorbovat extrémně vysokou energii, je vysoce odolná proti působení vody či UV záření. Posledním z trojice nejznámějších materiálů používaných pro výrobu balistické vesty je twaron, který je také tvořen aramidovými vlákny s nízkou hořlavostí (Mašek, 2017).

Balistická vesta s měkkou balistickou vložkou svého nositele neochrání proti puškové munici. Takovou ochranu potřebuje například voják. V tomto případě lze zvýšit stupeň požadované balistické ochrany o tvrdé balistické pláty. Nejčastěji se setkáme s keramickými a ocelovými pláty (Rady pro výběr balistické vesty/nosiče plátů, c2023).

Co se týká terminologie, rozlišujeme balistickou vestu a nosič plátů. Základním rozdílem je, že balistická vesta chrání hrudní koš, břicho, boky, oblasti ramenního kloubu a může být připojený chránič pro krk a třísla. Oproti tomu nosič plátů slouží především k ochraně hrudního koše zepředu, zezadu a z boku. Oproti balistické vestě

se neklade důraz na ochranu podbřišku, krku a ramen. Díky tomu jsou nosiče plátů lehčí a umožňují větší pohyblivost (Rady pro výběr balistické vesty/nosiče plátů, c2023).

Zjednodušeně lze říci, že balistická vesta je vhodná pro vojáka ve válečné oblasti a nosič plátů je vhodný například pro policistu.

3.4.3 Normy stanovené pro ochranný oděv

Často každá země může mít svou vlastní normu pro balistické vesty. Nejčastěji se používají normy amerického národního institutu spravedlnosti (National Institute of Justice – NIJ). Konkrétně jde o dvě normy, z čehož jedna stanovuje minimální požadavky pro balistickou vestu určenou proti střelbě a druhá stanovuje minimální požadavky, které musí balistická vesta splňovat, aby byla odolná proti sečným a bodným zraněním.

Z české normy můžeme jmenovat ČSN 39 5360, norma NATO se nazývá STANAG 2920 (Balistické normy, c2023).

Norma NIJ 0101.06 se týká vest určených proti střelbě (Ballistic Resistance of Body Armor NIJ Standard-0101.06, 2008).

Norma NIJ 0115.00 stanovuje minimální požadavky pro odolnost vest proti bodným a sečným zraněním (Stab Resistance of Personal Body Armor, NIJ Standard-0115.00, 2000).

Norma NIJ 0101.06 dělí typy balistické ochrany do několika tříd, a to konkrétně do těchto následujících tříd: třída I, třída II, třída IIA, třída III, třída IIIA a třída IV. Balistické prvky, které jsou označeny třídou IV, jsou tedy tou nejodolnější možnou ochranou.

Dělení do balistických tříd je na základě ochrany vůči projektilům ráže určité velikosti o různé hmotnosti a dopadové rychlosti. Tuto skutečnost vidíme v tabulce 1.

Tabulka 1 Balistická odolnost měkké atordé balistiky dle normy NIJ 0101.06 (Zdroj: Balistické normy, c2023).

Úroveň odolnosti	Dílčí úroveň	Odolnost vůči střelám	Hmotnost [g]	Minimální rychlost [m/s]
I	1	.22 LR LRN	2,6	329
	2	380 ACP FMJ RN	6,2	322
IIA	1	9 mm FMJ*	8,0	341
	2	40 S & W FMJ	11,7	322
II	1	9 mm FMJ RN	8,0	367
	2	357 Mag JSP	10,2	436
IIIA	1	9 mm FMJ RN	8,2	436
	2	44 Mag SJHP	15,6	436
III	1	7.62 mm NATO FMJ	9,6	847
IV	1	30 kalibr M2 AP	10,8	878

4 METODIKA

Tato diplomová práce je řešena formou kvantitativního výzkumu.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro potřeby studie bylo naměřeno celkem 19 mužů z řad příslušníků IZS. Jejich stručná charakteristika je zaznamenána v tabulce 2. Základními údaji byl věk, výška, váha, přítomnost závažného onemocnění, frekvence cvičení za 1 týden a velikost chodidla.

Všichni účastníci studie splňovali kritéria pro účast ve studii a podepsali informovaný souhlas s účastí v této studii. Vylučujícím kritériem by bylo zejména onemocnění znemožňující stoj nebo onemocnění, jež má vliv na řízení posturální kontroly (např. poruchy vestibulárního aparátu).

Tabulka 2 Stručná charakteristika výzkumného souboru

Proband	Věk [rok]	Výška [cm]	Váha [kg]	Přítomnost onemocnění	Cvičení týdně	Velikost chodidla [cm]
1	19	189	70	astma	3x	28
2	25	180	73	ne	4x	27
3	19	183	77	ne	2x	28,5
4	20	179	79	ne	3x	26,5
5	21	174	82	ne	3x	26
6	20	194	78	ne	6x	28
7	29	171	70	ne	5x	26
8	32	179	69	ne	2x	26,5
9	25	190	73	ne	4x	28,5
10	24	182	79	ne	4x	27
11	23	175	69	astma	3x	26,5
12	25	183	85	alergie	3x	27
13	35	168	77	ne	4x	26,5
14	28	170	72	ne	5x	26,5
15	22	181	81	ne	4x	27,5
16	24	184	81	ne	3x	27
17	19	182	75	ne	3x	27,5
18	23	174	72	ne	3x	26,5
19	27	180	73	ne	2x	27,5

Z hlediska deskriptivní statistiky byl výzkumný soubor charakterizován průměrným věkem $24,2 \pm 4,5$ let, průměrnou výškou $179,9 \pm 6,9$ cm a průměrnou váhou $75,5 \pm 4,8$ kg.

Tabulka 3 Deskriptivní statistika vybraných naměřených charakteristik souboru

Parametr	N	Průměr	SD	Medián	Minimum	Maximum
Věk [rok]	19	24,2	4,5	24	19	35
Výška[cm]	19	179,9	6,9	180	168	194
Váha[kg]	19	75,5	4,8	75	69	85
Velikost chodidla [cm]	19	27,1	0,8	27	26	28,5

Pozn. SD= směrodatná odchylka; N= počet probandů ve výzkumném souboru

4.2 Metoda získávání dat a jejich vyhodnocení

Měření probíhalo v laboratoři budovy Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT na Sítiné v Kladně od října 2022.

Nejprve byla nastavena zařízení – jak plošiny Nintendo Wii, tak kamery tak, aby byly pokaždé ve stejné pozici a vzdálenosti a zaměřovaly probanda z boku a zezadu. Když byly plošiny pomocí Bluetooth připojeny k notebooku, mohlo započít měření.

Každý z účastníků studie byl změřen v 8 různých pozicích bosky. Každá pozice byla měřena 1,5 minuty. Pozice byly následující:

- 1) stoj bez vesty a bez podložky
- 2) stoj bez vesty s balanční podložkou
- 3) výpad bez vesty a bez podložky
- 4) výpad bez vesty s podložkou
- 5) stoj s vestou a bez podložky
- 6) stoj s vestou a balanční podložkou
- 7) výpad s vestou bez podložky
- 8) výpad s vestou a balanční podložkou.

Každý účastník měl možnost zaujmout pozici a říct, kdy je připraven započít měření. Bylo vhodné, aby byl v laboratoři klid, aby se neotáčel za zdroji hluku, nepovídal si a podobně. Protože i tyto faktory by mohly zkreslit výsledky měření.

Po shromáždění všech naměřených dat následovalo statistické zpracování v Matlabu. Ve výsledcích jsou tyto grafy prezentovány.

4.3 Prostředky využité k měření

Pro potřeby měření byla použita balistická vesta vz 95 desert přední+zadní díl 2009 SPM od firmy Lopaco.



Obrázek 25 Balistická vesta vz 95 desert přední+zadní díl 2009 SPM-Lopaco (Zdroj: vlastní)

Při měření byla také použita balanční podložka AIREX, která měla za cíl znesnadnit udržení rovnováhy, protože neposkytuje pevnou oporu a chodidla musí pro udržení rovnováhy vynaložit více energie.



Obrázek 26 Balanční podložka AIREX (Zdroj: Balanční podložka AIREX balance-pad elite, c2023)

V neposlední řadě bude zmíněna stabilometrická plošina Nintendo Wii Balance Board (NWBB). Konkrétně byly použity dvě pro lepší senzitivitu. Použitím jedné plošiny pro každou nohu se zabýval ve své studii Abujaber (2015).

Plošina NWBB byla v zásadě představena v kapitole o možnostech přístrojového měření, nyní budou však doplněny technické specifikace.

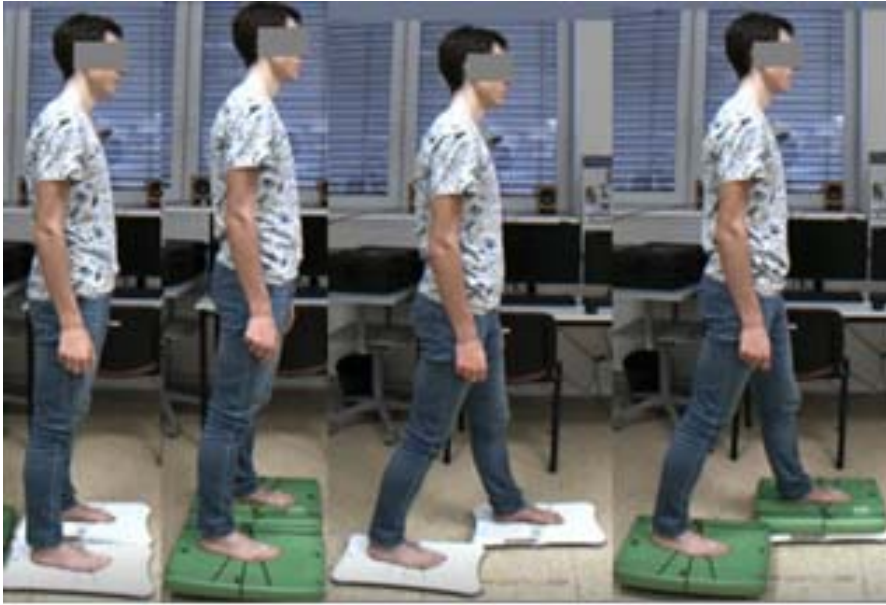
Jedna plošina váží 3,5 kg, unese maximálně 150 kg a pro své fungování potřebuje dvě AA baterie. Ve svých rozích obsahuje dohromady 4 senzory.

NWBB komunikuje s Wii Lab v notebooku prostřednictvím Bluetooth. Připojení k notebooku je signalizováno svícením modré kontrolky na desce. Výsledkem měření jsou hodnoty CoP.



Obrázek 27 Stabilometrická plošina Nintendo Wii Balance Board (Zdroj: vlastní)

Níže je znázorněna série pozic měřených s vestou a bez vesty. Každá z pozic byla měřena po dobu 90 sekund. Subjekt byl bosky a oči měl otevřené.



Obrázek 28 Měření bez vesty - 4 různé pozice (Zdroj: vlastní)



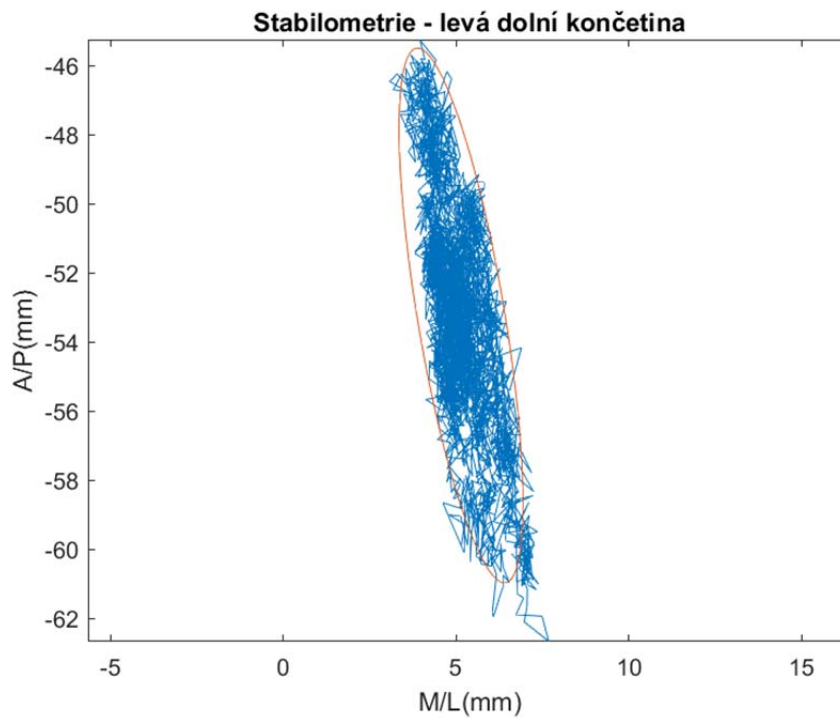
Obrázek 29 Měření s balistickou vestou - 4 různé pozice (Zdroj: vlastní)

5 VÝSLEDKY

V této kapitole budou stručně shrnuty výsledky práce a potvrzení či vyvrácení hypotéz stanovených v druhé kapitole této práce.

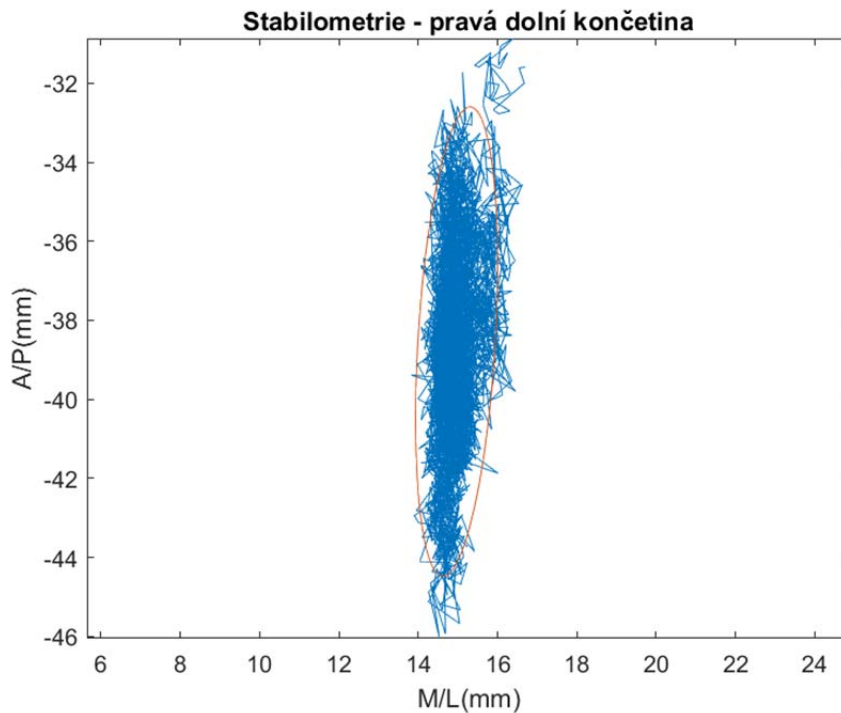
V grafu 1 je znázorněno centrum tlaku pod levým chodidlem. Medián zatížení je 39,74 kg a obsah 95% konfidenční elipsy činí 31,08 mm².

Graf 1 Centrum tlaku pod levým chodidlem (medián zatížení: 39,74 kg, obsah 95% konfidenční elipsy: 31,08 mm²)



V grafu 2 je znázorněno centrum tlaku pod pravým chodidlem. Medián zatížení je 28,33 kg a obsah 95% konfidenční elipsy činí 18,21 mm².

Graf 2 Centrum tlaku pod pravým chodidlem (medián zatížení: 28,33 kg, obsah 95% konfidenční elipsy: 18,21 mm²)



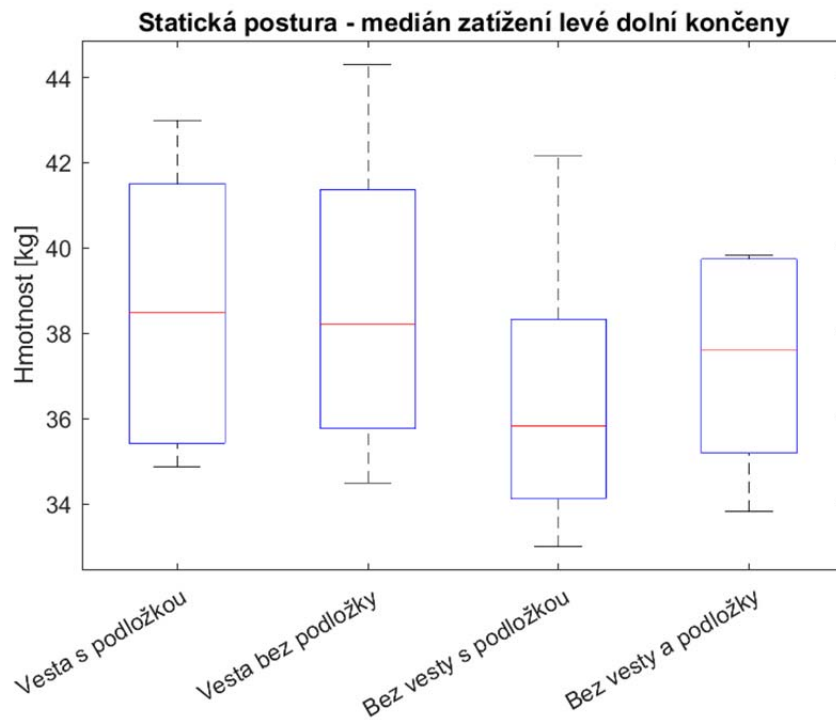
Výsledky těchto dvou grafů výše mohou poukázat zejména na rozdíl v mediánu zatížení, kdy medián zatížení levé dolní končetiny je až o 10 kg vyšší než pravé dolní končetiny a obsah 95% konfidenční elipsy je až 1,7x vyšší než na pravé noze. Z grafů je zřejmé, že levá dolní končetina měla výraznější výchylky centra tlaku a byla tak méně stabilní. Dosahovala větších výchylek v mediolaterálním směru i anteroposteriorním směru. Tento fakt ilustruje i obsah konfidenční elipsy, který byl u pravé nohy násobně menší, tudíž docházelo k menším výchylkám hodnot.

V následujících dvou boxplotech (graf 3 a graf 4) jsou porovnány hodnoty zatížení jednotlivých dolních končetin při statickém stoji.

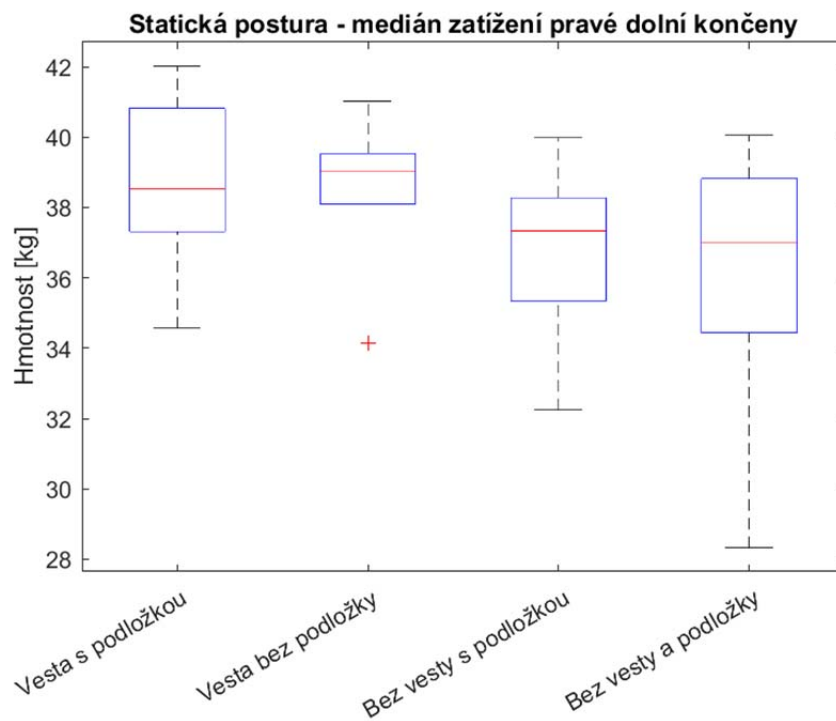
Horizontální příčky boxplotu zobrazují (bráno odspoda): minimum, první kvartil, medián, třetí kvartil a maximum. Vertikální přerušované příčky, tzv. „vousky“ znázorňují 1,5násobek mezikvartilového rozpětí. Výška boxu se rovná mezikvartilovému rozpětí a charakterizuje rozptýlenost dat.

Z grafů 3 a 4 vyplývá, že při statickém stoji není nijak signifikantní rozdíl mezi zatížením dolních končetin ani s balistickou vestou, ani balanční podložkou. Z tohoto důvodu nulovou hypotézu zamítáme a alternativní je označena za pravdivou a potvrzenou.

Graf 3 Medián zatížení levé dolní končetiny při statickém stoji



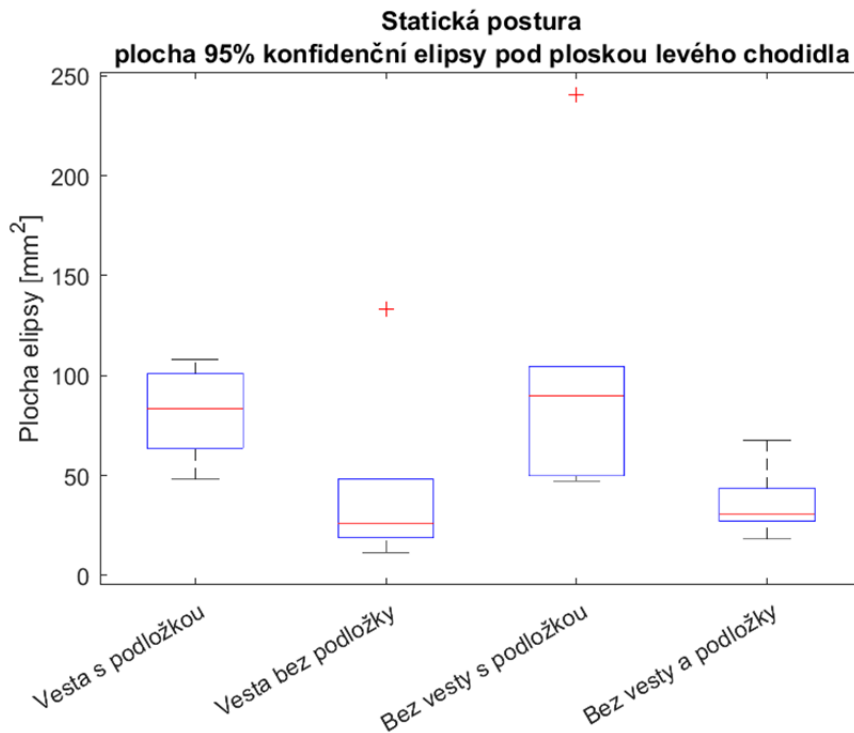
Graf 4 Medián zatížení pravé dolní končetiny při statickém stoji



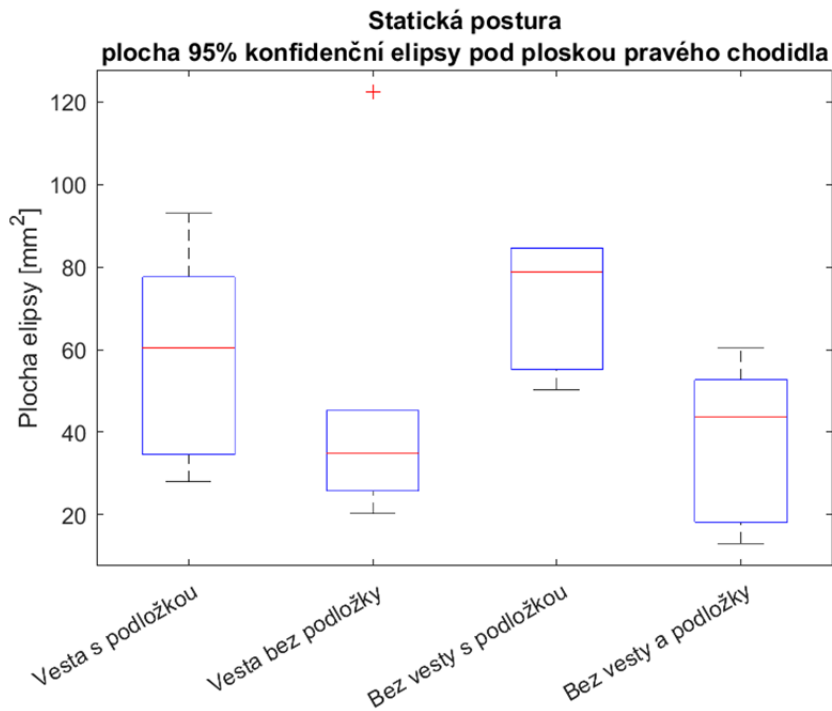
Při porovnávání konfidenční elipsy si lze povšimnout, že medián plochy konfidenční elipsy u pravé nohy dosahuje ve všech testovaných pozicích při statickém stoji nižší hodnoty, než je tomu u levé nohy.

U následujících dvou grafů (graf 5 a graf 6) je však důležitější zmínit, že plocha konfidenční elipsy pod ploskou se významně liší při testování s podložkou a bez podložky nezávisle na balistické vestě. Tuto skutečnost nacházíme jak pod ploskou pravého chodidla, tak ploskou levého chodidla. Při použití balanční podložky tedy dochází k větší ploše konfidenční elipsy v důsledku snížení kvality propriocepce.

Graf 5 Plocha 95% konfidenční elipsy pod ploskou levého chodidla při statickém stoji

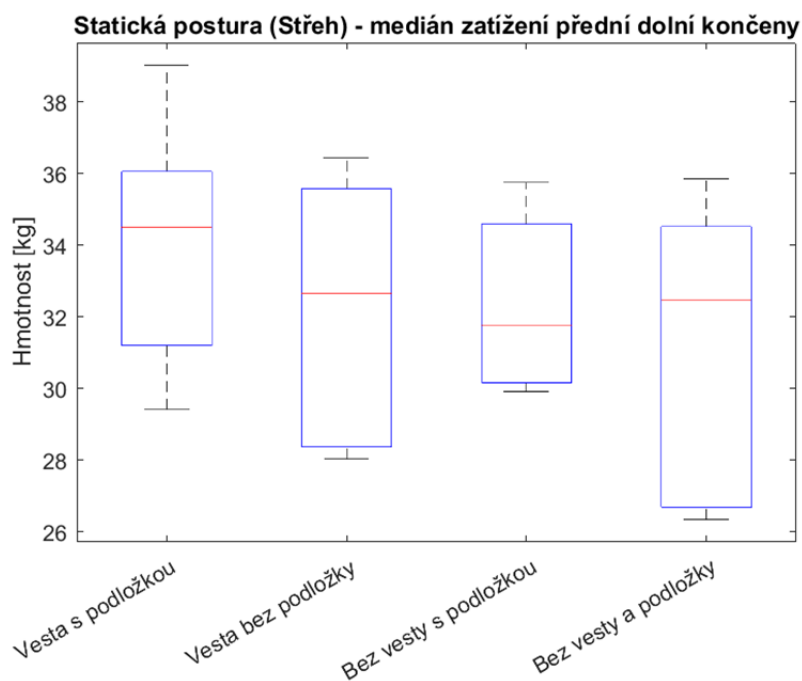


Graf 6 Plocha 95% konfidenční elipsy pod ploškou pravého chodidla při statickém stoji

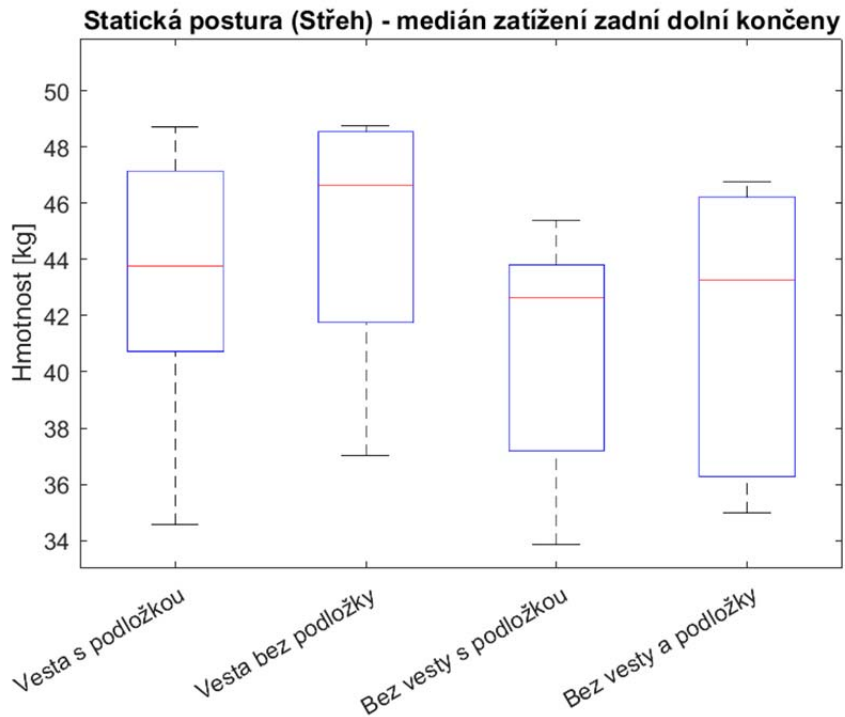


Grafy 7 a 8 vypovídají o mediánu zatížení přední a zadní dolní končetiny při výpadu. Dochází k významně většímu zatížení zadní dolní končetiny ve všech testovaných pozicích. Rozdíl mediánu zatížení mezi přední a zadní končetinou většinou dosahuje 10 a více kg.

Graf 7 Medián zatížení přední dolní končetiny při výpadu

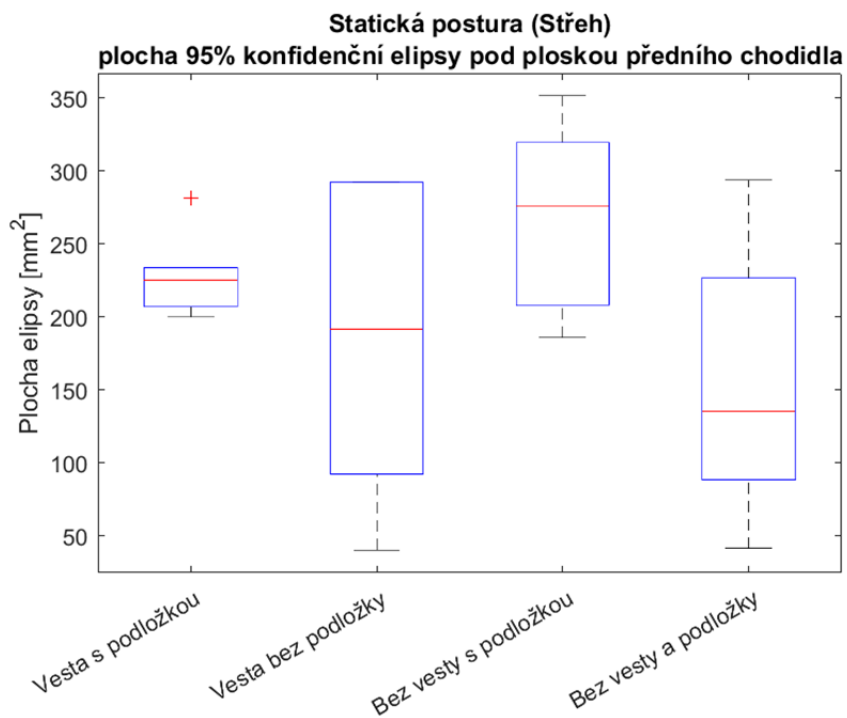


Graf 8 Medián zatížení zadní dolní končetiny při výpadu

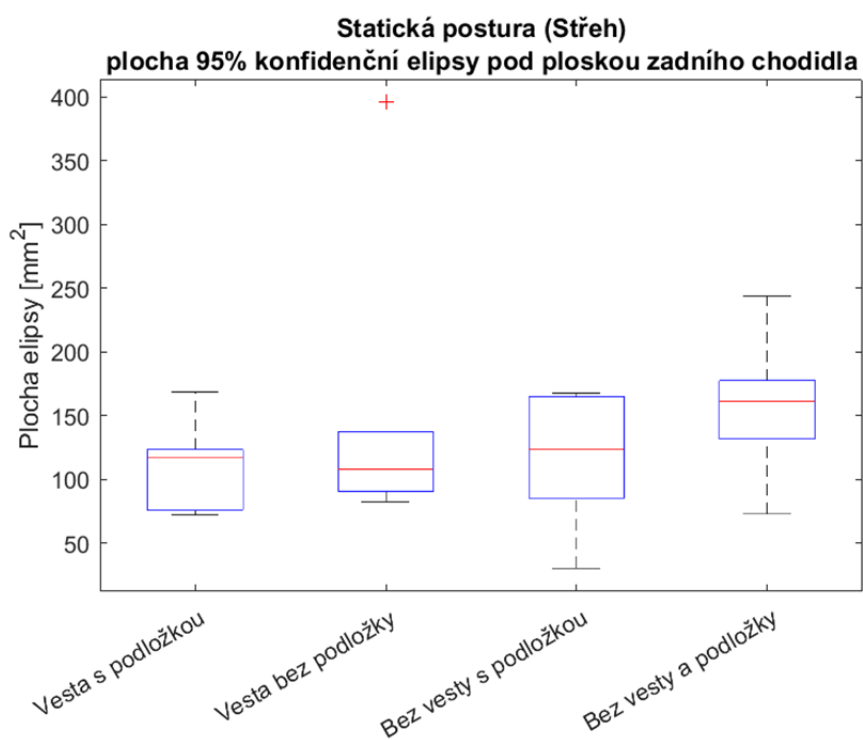


Plocha konfidenční elipsy pod ploškou předního (viz graf 9) a zadního chodidla (viz graf 10) se liší a dosahuje nižších rozptylů a nižších hodnot pod ploškou zadního chodidla, na kterém je z výsledků grafů 7 a 8 větší zatížení.

Graf 9 Plocha 95% konfidenční elipsy pod ploškou předního chodidla při výpadu



Graf 10 Plocha 95% konfidenční elipsy pod ploskou zadního chodidla při výpadu



Hlavním zjištěním však je fakt, že balistická vesta nijak významně neovlivnila posturální stabilitu ani při statickém stojí ani při výpadu. Hypotéza nulová je tedy i v tomto případě zamítnuta a platí alternativní.

6 DISKUZE

Práce se zabývá vlivem nošení balistické vesty na posturální stabilitu. Teoretická část byla zaměřená především na rešerši posturální stability v širším kontextu, také byly představeny možnosti hodnocení a přístrojového měření posturální stability a v závěru teoretické části byla diskutována ergonomie a vlastnosti balistických vest. V praktické části byly ověřeny stanovené hypotézy. Výsledky ukázaly následující čtyři nejdůležitější zjištění.

Zaprvé, při statickém stoji není nijak signifikantní rozdíl mezi zatížením dolních končetin ani s balistickou vestou, ani s balanční podložkou. Bylo také zjištěno, že při použití balanční podložky dochází k větší ploše konfidenční elipsy (v důsledku zhoršené propiocepce).

Při výpadu se plocha konfidenční elipsy pod ploskou předního a zadního chodidla významně liší a dosahuje nižších rozptylů a nižších hodnot pod ploskou zadního chodidla, na kterém je z výsledků větší zatížení. Může to poukázat buď na stabilizující efekt vyšší hmotnosti působící na dolní končetinu. Také může být ovlivněno postavením zadní dolní končetiny do lehké vnější rotace v kyčli, kdy bude směřovat více dovnitř.

Samozřejmě, že výpad se neprovádí s oběma nataženými končetinami tak, aby špičky směřovaly dopředu. Lehká rotace zadního chodidla je přítomna, pokud máme mít natažené nohy, ale právě tento způsob postavení zadní nohy může způsobit větší stabilitu (právě proto přirozeně tuto pozici zaujímáme). Tato pozice nohou nedovoluje tak velkou variabilitu pohybu a vychylování v mediolaterálním směru.

Naopak přední noha, která směřuje špičkou přímo dopředu má variabilitu zejména v té mediolaterální rovině větší (předpokládá se, že ještě větší, pokud má jedinec s plochou nohu) a při vyvažování rovnováhy vlastně dochází k neustálému balancování mezi pohybem chodidla do inverze nebo everze.

A konečně posledním a nejdůležitějším zjištěním je fakt, že balistická vesta nijak významně neovlivnila posturální stabilitu ani při statickém stoji ani při výpadu.

Ve srovnání s našimi výsledky totiž Heller (2009) uvádí, že nošení armádní výbavy zvyšuje výchyly těla v anteroposteriorním směru a také mediolaterálním směru a má

tudíž vliv na posturální stabilitu. Zvýšené výchylky těla také korelují s vyšší pravděpodobností pádu u starších jedinců.

Pro porovnání s hasiči, Colburn (2019) má za to, že nošení hasičské výstroje nijak významně neovlivnilo anteroposteriorní posturální stabilitu nebo motorické odpovědi u mladých zdravých jedinců.

Fyziologickým mechanismem, který zapříčiňuje výchylky těla, je ten, že nošení zátěže zvyšuje nároky na kardiovaskulární systém. To znamená zrychlení srdečního tepu, dechové frekvence a právě intenzivnějším pohybem těchto vnitřních orgánů se zvyšuje i pohyb centra tlaku (CoP) a jeho výchylky (Heller, 2009).

Kdyby bylo bráno v potaz pouze nošení nějaké zátěže v rukou (například tašky) napříč různými věkovými kategoriemi, je na místě otázka, zda, popřípadě jaký vliv to má na výchylky těla. Testovány byly čtyři situace: stoj bez zátěže, zátěž odpovídající 5 % tělesné hmotnosti nesená v levé ruce, nesená v pravé ruce a nesená v obou rukách. Vnější zátěž způsobila snížení parametrů CoP u starší populace. U lidí středního věku a mladých jedinců nebyly pozorovány žádné změny. Má se tedy za to, že snížení výchylek těla v důsledku nesení menší zátěže má u starších jedinců ve stoji stabilizující efekt (Hill, 2018).

Hlavními zjištěními je, že snížení výchylek při držení lehké zátěže v levé, pravé či obou rukách, bylo pozorováno od 60. roku výše. Snížení výchylek těla může být interpretováno jako příznivá adaptační odpověď organismu. Nižší rozložení CoP totiž indikuje preciznější kontrolu posturální rovnováhy a kratší dráha indikuje nižší potřebnou energii, kterou je potřeba vynaložit (Hill, 2018).

Například nošení batohu způsobuje posun těžiště posteriorně. To je kompenzováno lehkým předkloněním trupu. Pokud je pozice těžiště výš, tělo je méně stabilní a pozorujeme vyšší výchylky těla (Hill, 2018).

Výsledek nošení těžkého batohu může být generalizovaný i na rekreační turisty, kteří chodí do hor s těžkým vybavením nebo na jedince trpící obezitou, kteří na hrudníku nesou váhu navíc. Zvyšuje se také subjektivní vnímání zátěže. Jak u výše zmíněných příkladů, tak při nošení balistické vesty u subjektů z armády i z jiných profesí (Heller, 2009).

Systematický přehled udává, že nošení břemen snižuje posturální stabilitu a má signifikantní efekt na oblast vychýlení centra tlaku CoP a posun v anteroposteriorním

směru. Také bylo zjištěno, že zátěž na zádech (například batoh) je, narozdíl od zátěže v přední části těla nebo na stranách, nejobtížnější a nejméně stabilní. Zvyšuje totiž CoP v anteroposteriorním směru a výchylky těla (Martin, 2023).

Výchylky těla v důsledku zátěže a změny stability chodidla byly zkoumány i u policistů. Policisté byli hodnoceni ve čtyřech situacích: bez zátěže, se zátěží 5kg, se zátěží 25 kg a se zátěží 45 kg. Délka dráhy a průměrná rychlost se postupně zvyšovaly se zvyšující se zátěží. Relativní síly pod levým přednožím a pravou patou se zmenšily a zvýšily se relativní síly pod levou patou a pravým přednožím (Kasović, 2022).

Při nošení těžkých břemen se statické parametry rychle měnily a to zejména co se týká délky dráhy CoP a průměrné rychlosti. Když je vzpřímená pozice těla ovlivněna vnějším zatížením, výsledný pohyb je vyvážen jednou ze strategií, která zvyšuje posturální výchylky těla. Vyšší zátěž také ovlivňuje fyziologické funkce a má za následek vyšší nároky z hlediska tepové frekvence, dýchání a propioceptivních informací přednožím (Kasović, 2022).

Pozorovány byly také změny relativních reakčních sil země během zvýšené zátěže. Jak vertikální, tak anteroposteriorní reakční síly země, se s narůstající zátěží zvyšují (Kasović, 2022).

Oproti studii Kasović (2022) je limitací naší studie testování pouze jedné balistické vesty. Bylo by vhodné doplnit výzkum o různé balistické vesty s hmotností pohybující se jak od těch nejlehčích - například 5 kg, až po výstroj, která má 20 kg.

Při výzkumech prováděných především mezi armádními vojáky bylo zjištěno, že nošení velké zátěže způsobuje muskuloskeletální obtíže ve smyslu bolestí zad, únavových zlomenin dolních končetin, neurologických poranění jako například obrna brachiálního plexu a v neposlední řadě také poranění kůže, konkrétně odřeniny či puchýře. Chronické zvýšení úrovně fyzické zátěže může být také příčinným faktorem nemoci jakožto výsledek snížené imunity, a to zejména u policistů s nižšími úrovněmi fyzické zdatnosti (Tomes, 2017).

Přestože neprůstřelná vesta poskytuje ochranu svému nositeli, stejně jako jiné typy zátěže, bude představovat riziko úrazu a zvýšené nároky na fyziologické funkce nositele.

Když se odhlédne od armády, nošení balistické vesty je čím dál častější také u policie. Zejména u bezpečnostních složek (v cizojazyčné literatuře označované jako LEO - Law Enforcement Officer). Přestože velké procento těchto policistů tráví služby sedavými činnostmi nebo pochůzkami, je u nich vyžadována jistá úroveň fyzické zdatnosti. Ta je nezbytná k tomu, aby byli schopni dostatečně včas a účinně řešit incidenty, ke kterým mohou být povoláni. Při těchto incidentech mohou být fyzicky napadeni různými delikventy, agresivními fanoušky při sportovních akcích, lidmi pod vlivem návykových látek a podobně (Tomes, 2017).

Kromě těchto pracovních úkolů vyžaduje jejich profese i nošení zátěže, mezi níž patří hrudní souprava, komunikační systém, zbraně, pouta, osobní ochranné pomůcky nebo také baterka. Tato zátěž činí většinou cca 3,5 kg u běžného policisty. Policista ze speciálního policejního útvaru může mít až 22 kg (Tomes, 2017).

Čím dál častěji se totiž setkáváme se zvýšeným množstvím násilných trestných činů, a proto by měly být policejní složky vybavené zejména ochranou před bodnutím, střelbou a jinou formou takového způsobu fyzického napadení.

Dále budou diskutovány vlivy nošení balistických vest na své nositele. Konkrétně bude pozornost zaměřena na následující vlivy: efekt na fyziologické děje těla nositele, vliv na střelbu, mobilita uživatelů, kinematické a kinetické efekty nošení, vliv na kognitivní funkce, subjektivní vnímání zátěže nositelů a vliv tepelný.

Co se týká fyziologických dějů v lidském těle, existují tři parametry, které se při nošení balistické vesty zvýšily. Jsou jimi: aktivita kardiovaskulárního systému, dýchacího systému a srdeční frekvence. Tyto výsledky odpovídají zjištěním studovaným na příslušnících armády (Tomes, 2017).

Přestože nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly při střelbách (měřila se vzdálenost dopadu kulky od středu cíle z hlediska vertikální a horizontální osy), autoři uvádí, že střelby v horizontální ose měly tendenci být lepší při nošení balistické vesty, a to jak při statické pozici, tak v pohybu. Přestože tento výsledek nebyl signifikantní, má se za to, že přesnost střelby může být lepší právě při nošení balistické vesty. Vzhledem k faktu, že v ní policisté střelbu trénují. Také může být vesta a její hmotnost potenciálním stabilizujícím efektem při střelbě (Tomes, 2017).

Při výzkumu v oblasti armády bylo zjištěno, že zátěž pušky nesnižuje přesnost. Avšak prodlužuje dobu nutnou k zasažení cíle. Tato prodleva by mohla ovlivnit efektivitu boje a také schopnost přežití v boji (Tomes, 2017).

Předmětem zkoumání byla také mobilita nositelů balistických vest. Základním efektem ve srovnání se stavem bez vesty byl prodloužený čas k dokončení úkolu, snížená mobilita a snížená rovnováha. Studie zabývající se nošením neprůstřelné vesty a plné výbavy také udávají nevýhody z hlediska biomechanického. V důsledku zvýšení zátěže dochází ke sníženému rozsahu pohybu trupu. To může vést k rozvoji muskuloskeletálních obtíží, nejčastěji k bolestem zad. Ty jsou závažnými predisponujícími faktory ve schopnosti výkonu povolání (Tomes, 2017).

Z hlediska pohybu trupu bylo nošení balistické vesty vyvažováno zvýšením flexe trupu nebo extenzí během testovaných aktivit. Dále došlo ke sníženému rozsahu pohybu nebo snížené stabilitě. Tyto dopady nošení balistické vesty, jejichž hmotnost se pohybovala od 6,4 do 12,5 kg, byly statisticky významné. Dalšími pozorovanými dopady byl delší čas pro splnění zadaného úkolu a zvýšená reakční síla země (GRF - Ground Reaction Force). Kombinace zvýšené hodnoty GRF a únavy mají největší dopad na držení trupu, snížení rozsahu pohybu nebo sníženou stabilitu (Tomes, 2017).

Ve výzkumu amerických vojáků byla nalezena signifikantní pozitivní korelace mezi dobou, po kterou vojáci každý den nosili balistickou vestu, a mezi mírou muskuloskeletálních obtíží. Ti, kteří nosili neprůstřelnou vestu 4 hodiny denně a více, měli výrazně větší riziko vzniku bolestí pohybového aparátu. Nejčastěji šlo o bolesti šíje, beder a horních končetin (Tomes, 2017).

Oblastí, která by neměla být opomenuta, je kognitivní výkon. Roberts (2013) zjistil snížení kognitivních funkcí při nošení zátěže ve formě výbavy ochrannými prostředky (např. neprůstřelné vesty). Zjistil, že čím více jsou účastníci studie unavení, tím se snižují exekutivní funkce.

Majchrzycka s kolektivem (2015) však nenašla statisticky významný rozdíl mezi nošením a nenošením neprůstřelné vesty na kognitivní výkon. Kognitivní výkon měřila pomocí Grandjeanovy stupnice, pomocí testu pozornosti a vnímavosti. Ani Caldwell (2011) neudává významný vztah mezi kognitivním výkonem a nošením neprůstřelné vesty, která v této studii vážila něco málo přes 7 kg.

Jiný výzkum zjistil výrazné zhoršení exekutivních funkcí a zhoršené zpracování na úrovni mozku při nošení zátěže (v tomto výzkumu subjekty nesly 30% své tělesné hmotnosti). Toto zjištění by mohlo být významné jak pro bezpečnostní složky, tak pro vojáky. U nich totiž kritické myšlení a rozhodovací schopnosti hrají důležitou roli. Navíc je potřeba tuto schopnost mít delší dobu a ještě pod psychickým tlakem (Tomes, 2017).

Vlivy na nositele vesty mohou být tedy shrnuty takto: zvýšená zátěž hodnocená pomocí různých fyziologických parametrů, snížená pracovní kapacita (měřená jako snížení skóre kondičního testu), delší čas na dokončení úkolů, snížená rovnováha a stabilita, zvýšená reakční síla země, subjektivní vnímání zvýšené zátěže při práci a v neposlední řadě zvýšení teploty jádra těla nositele (Tomes, 2017).

Dvě studie totiž zjistily, že při zatížení ze 7 kg na 19 kg se zvýšila tělesná teplota až o 0,5 °C. Je potřeba zdůraznit, že tyto výsledky byly hodnoceny nezávisle na pohybových aktivitách v rámci studie. Právě čas, kdy je subjekt při zátěži vystavený podmínkám v horkém nebo vlhkém prostředí, je nejsilněji asociován s odchylkami teploty od normálních hodnot (Tomes, 2017).

Soubor několika negativních vlivů může být příčinou poklesu výkonu – jak fyzického, tak může vést i ke snížení kognitivních schopností a zvýšenému riziku poranění. Z tohoto důvodu by měly být pečlivě vybírány typy vest s ohledem na úroveň fyzické kondice, na náplň práce a snažit se ergonomicky optimalizovat vestu pro jednotlivé nositele (Tomes, 2017).

Kromě únavy, zhoršení exekutivních funkcí a rozvoje bolestí pohybového aparátu může nadměrná zátěž ovlivnit i výchylky těla vojáků. Únava je blízce spojena s duševní nepohodou a zhoršenou kvalitou spánku. Hasiči, vojáci a podobné profese vykazují vysokou prevalenci těchto obtíží (Zhang, 2022).

Americká armáda doporučuje, aby vojáci měli výbavu s hmotností maximálně 22 kg během boje a 33 kg během pochodu. Ženy v armádě také bývají dvakrát častěji zraněné než muži. U žen nejčastěji dochází k natažení svalu, vyvrtnutí kotníku a podobně. Je to dáno laxitou vazivou v důsledku genetické výbavy, popřípadě vlivem hormonů. Heller (2009) proto zkoumal, jaký vliv má nošení armádní výbavy u žen v armádě.

Další limitací naší studie je testování pouze mužů, neboť ženy se čím dál častěji dostávají do armády, a proto by bylo vhodné zkoumat ergonomii u žen, jelikož mají jiné

proporce těla. Při zátěži vlivem například laxicity vaziva se jejich tělo může chovat nepatrně odlišně, než je tomu u mužů.

Výsledky Hellera (2009) ukázaly, že délka trajektorie CoP se při zátěži zvýšila o 64 %, mediolaterální pohyb se zvýšil o 131 %, anteriorní pohyb se zvýšil o 54 % a oblast CoP se zvýšila o 229 %.

Zátěž je kromě výše zmíněných vlivů také spojena se změnami torzního momentu kloubů a kompenzační aktivací reflexu, a proto má vliv i na posturální kontrolu. Závislost zátěže indukované velikostí gravitace na posturální kontrolu v experimentálních podmínkách byla testována ve studii Ritzmann (2015).

Rovnováha byla zaznamenávána při stoje na jedné noze při normální zátěži 1 g, při menší zátěži (0,16 g a 0,38 g) a při vyšší zátěži, než je norma (1,8 g). Bylo pozorováno rozložení frekvence CoP, stejně jako kinematika kotníku, kolene a kyčle. Frekvence se dělily na: nízké 0,15-0,5Hz, střední 0,5-2Hz a vysoké 2-6Hz (Ritzmann 2015).

Spinální excitabilita svalu musculus soleus na lýtku byla stanovena pomocí náborové křivky H reflexu (pomocí poměru maximální amplitudy H reflexu vůči maximální motorické odpovědi M - H/M poměr).

Ve srovnání s normální zátěží způsobila vyšší zátěž zvýšení výchylky hlezenního kloubu, zvýšila frekvenci na 2 až 6 Hz a zvýšila poměr H/M. Současně se snížila výchylka kyčelního kloubu a frekvence byla nízká, tedy od 0,15 do 0,5 Hz. Ve srovnání s normálním zatížením způsobila nižší zátěž modulace v opačném směru, než tomu bylo u vyšší zátěže. Došlo tak ke snížení výchylky hlezenního kloubu, snížení frekvence a poměru H/M. Dále se zvýšily výchylky kyčelního kloubu. Jak při nižší zátěži, tak při vyšší zátěži, byl rozšířen střed tlakového působení (Ritzmann 2015).

Při zvýšení zátěže byla pozorována změna strategie, kdy se z kyčelní strategie se přechází na kotníkovou strategii. Předpokládá se, že při zvýšené zátěži jsou zvýšené torzní momenty kompenzovány pomocí rychlé reflexně vyvolané posturální reakce v distálních svalech. Naopak u menší zátěže je situace opačná, a proto může být posturální rovnováha řízená spíše proximálními segmenty pro nastavení těžiště nad opěrnou bázi (Ritzmann 2015).

Lidské tělo za použití síly svalů zajišťuje vhodný torzní moment působící proti gravitační síle ve vertikále a kompenzuje výkyvy rovnovážné kontroly způsobené

posunem těžiště v horizontální rovině. Bylo prokázáno, že různě velká zátěž má značný vliv na kontrolu rovnováhy a je spojená se změnami torzního momentu v kloubu i somatosenzorickou zpětnou vazbou a neuromuskulární aktivitou (Ritzmann 2015).

Hlavními zjištěními této studie bylo, že podmínky při nižším či vyšším zatížení způsobily zvýšenou dráhu výkyvů CoP, která byla doprovázená zvýšenou kokontrakcí, která se projevila současně aktivovanými antagonistickým svalovými skupinami zahrnujícími kotník, koleno a kyčel (Ritzmann 2015).

Dalším zjištěním je, že modulace v citlivosti H reflexu v musculus soleus a kinematice kloubu byla protichůdná pro podmínky vyšší a nižší zátěže. Zátěží se zvyšovala citlivost H reflexu. Umělé zatížení v nulové gravitaci vedlo k ekvivalentním neuromuskulárním a funkčním hodnotám ve srovnání s normálními podmínkami. To znamená, že za normálních podmínek je kontrola rovnováhy optimálně přizpůsobena (Ritzmann 2015).

Na kontrolu rovnováhy jsou samozřejmě kladeny vyšší nároky při nošení zátěže. Důležitou biomechanickou změnou, ke které při chůzi se zátěží dochází, je lehký předklon. Tento mechanismus slouží jako kompenzační mechanismus pro udržení rovnováhy. Wang (2017) sledoval vojáky při nesení výbavy s hmotností 15 kg, 25 kg a bez výbavy. Zvýšil se tep, spotřeba kyslíku, ale parametry nebyly signifikantně změněny ani při zátěži 15 kg, ani při zátěži 25 kg. Autor to vysvětluje tak, že dochází k adaptaci na zvýšení požadavku na fyzický výkon. Pravidelná fyzická aktivita zlepšuje posturální stabilitu indukci pozitivních funkčních adaptací na zátěž.

Při zátěži se dá zkoumat i specifická situace, jakou je vliv nošení balistické vesty a batohu na rychlost a dynamickou sílu během výkopu. Každý z účastníků studie Vágnera (2020) provedl 6x výkop bez zátěže a poté s 30 kg zátěží, která se skládala z armádního vybavení. Boty a kalhoty měly 3 kg, balistická vesta vážila 12 kg a batoh měl hmotnost 15 kg. Měřily se následující parametry: maximum síly, impuls, čas k dosažení maxima síly, doba kopu, maximum rychlosti pohybu nohy, kolene, kyčle a ramene při kopu (Vágner, 2020).

Výsledky ukazují, že zátěž 30 kg snížila nejvyšší hodnotu rychlosti kyčle a ramene. Dále snížila dynamickou sílu během výkopu. To znamená, že člověk, který potřebuje provést výkop se zátěží více než 30 kg, by se měl zaměřit na posílení svalů spojených s udržováním posturální stability (Vágner, 2020).

Nejvíce korelující hodnoty byly pozorovány mezi rychlostí kolene a ramene při zátěži a bez zátěže. Dále mezi rychlostí nohy a kolene bez zátěže a mezi rychlostí kolene a kyčle bez zátěže. Čas výkopu byl se zátěží signifikantně delší, než bez zátěže. Vyvinutá síla byla signifikantně vyšší se zátěží než bez zátěže (Vágner, 2020).

30 kg zátěž neovlivňuje maximální hodnotu rychlosti nohy, ani dobu dosažení maxima síly výkopu. Nicméně negativním efektem zvýšené zátěže je fakt, že tato situace zpomaluje provedení výkopu a zvyšuje maximum rychlosti v kyčli a rameni s paralelním zvýšením vyvinuté síly při výkopu (Vágner, 2020).

U vojáků z hlediska poranění vlastním přičiněním nejčastěji dochází ke zraněním kotníku. Pokud už jednou ke zranění došlo, je relativně vysoké riziko recidivy. Je rozdíl ve statické a dynamické posturální stabilitě mezi vojáky, kteří se v průběhu jednoho roku zranili, narozdíl od těch, kteří zranění nebyli? Zranění měli signifikantně nižší anteroposteriorní indexy stability při doskoku na zraněnou dolní končetinu ve srovnání s nezraněnou končetinou. To znamená, že zraněná dolní končetina měla horší stabilitu v anteroposteriorním směru než ta nezraněná (Bansbach, 2017).

Porovnávány byly také končetiny vůči sobě - zraněná a nezraněná. Statisticky signifikantní se neukázaly být faktory, jakými je věk, výška a váha. Nebyly zjištěny žádné rozdíly v souvislosti s dominancí či nedominancí zraněné končetiny. Mezi skupinou zraněných a zdravých jedinců nebyl nalezen signifikantní rozdíl v dynamické posturální stabilitě. Z výsledků tedy vyplývá, že zranění jedné dolní končetiny nemusí nutně vést k deficitům v dynamické posturální kontrole. Nejspíš je jedinci během rehabilitace a běžného pohybu natrénovali a stabilitu obnovili (Bansbach, 2017).

Porovnat lze také rozdíl mezi vlivem různých vest na svého nositele z hlediska posturálních parametrů, subjektivního vnímání a funkčního pohybu. Orr a kolektiv (2018) porovnával vestu používanou v armádě (dále jen MBA - Military Body Armour), která má hmotnost 6,4 kg a vestu s hmotností 2,1 kg, jejíž nositeli jsou bezpečnostní složky (dále jen LEBA - Law Enforcement Body Armour).

Typ vesty nijak signifikantně neovlivnil výchylky těla v anteroposteriorním ani mediolaterálním směru. Neovlivnil ani délku kyvné dráhy, rychlost vychylování těla, skok do výšky, výstup z vozu ani sprint na 5 metrů. Signifikantní rozdíly jak pro MBA, tak pro LEBA však byly nalezeny v posledních 5 sekundách ve srovnání

s prvními 5 sekundami balančního testu. Šlo o rozdíly v délce kyvné dráhy a rychlosti vychylování. To indikuje, že kontrola vychylování poklesla po 30 sekundách nošení MBA nebo LEBA (Orr, 2018).

MBA bylo spojeno s výrazně pomalejšími časy pro dokončení testů hbitosti, horším skóre funkčního screeningu pohybu (Functional Movement Screen) a s horším subjektivním hodnocením komfortu. LEBA byla vnímána jako pohodlnější a během pohybových testů dosahovaly subjekty lepších výkonů. Dopady MBA a LEBA se tedy v dopadech na svého nositele významně liší a proto by neměly být považovány za zaměnitelné (Orr, 2018).

U vojenských policistů se hodnotila také elektromyografická odezva před a po dvou pracovních dnech. Balistická vesta vážila 6 kg. Hodnoceno bylo paravertebrální svalstvo a přímé břišní svalstvo v testu maximální izometrické kontrakce během extenzních pohybů trupu, které začínaly ze sedu.

Thorakolumbální oblast byla ta, která byla nejčastěji udávána jako bolestivá. Signifikantní rozdíly byly zjištěné hlavně u policistů, kteří jsou ve službě více než 10 let. Bolest beder vede k dekonkci páteře, unavuje svaly a vytváří svalové dysbalance, které způsobují atrofii svalových vláken typu I. Čím více jsou postiženy paravertebrální svaly, tím méně jsou využívány, což má za následek abnormální pohyby trupu a zvýšení rizika poranění vazů nebo meziobratlových plotének (Santos, 2017).

Po pracovním dni došlo k poklesu EMG signálu v pravém musculus rectus abdominis a v pravém musculus iliocostalis. Je to dáno tím, že zejména na pravé straně důstojníci obvykle nosí zbraně. U policistů, kteří jsou ve službě více než 10 let, bylo snížení EMG signálu u musculus iliocostalis na obou stranách (Santos, 2017).

Pokud porovnáme naši studii se studií Santos (2017), může být limitací naší studie fakt, že nejstarší testovaný byl ve věku 35 let. To znamená, že testujeme mladé zdravé jedince. Nemůžeme mít proto porovnání s příslušníky IZS, kteří jsou již například 35 let ve službě. Pro další studie bych doporučovala, aby vzorek byl pokud možno rozdělený ještě dle délky služby. Také je vhodné, aby bylo zastoupeno co nejvíce věkových kategorií, protože i věk je predisponujícím faktorem muskuloskeletálních obtíží. Zátěž na takové lidské tělo může mít jiné adaptační mechanismy a dosahovat při měření posturální stability jiných výsledků než u zdravých dvacetiletých jedinců.

Rozdíl může být také patrný mezi nošením balistické vesty nebo pouhého policejního opasku. Taktická vesta měla signifikantně lepší výsledky pro stoj na nestabilní ploše se zavřenými očima než při stejných podmínkách bez zátěže nebo s policejním opaskem. Může to být dané vnější zátěží nad těžištěm nositele, které umožňuje větší stabilitu při stoji se zavřenými očima na nerovnoměrném povrchu. Další možností může být schopnost stimulace mechanoreceptorů, svalového vřetenka v rameni a dolní části zad, což díky kinesteticky adaptované odpovědi zlepšuje stabilitu na nestabilním povrchu (Shim, 2023).

Naopak skupina s policejními opasky byla signifikantně lepší při stoji se zavřenými očima na stabilní ploše. Může to být způsobeno rovnoměrně rozloženou hmotností pásů blízko těžiště. Celkově však taktické vesty neposkytovaly policistům dostatečnou stabilitu ve srovnání se skupinou bez vybavení nebo s opasky (Shim, 2023).

Balistická vesta má vliv také na fyziologické odpovědi organismu, na výkon a na mobilitu nositele. Předmětem testování bylo pět testů mobility: test rovnováhy, vystupování z auta, shyby, plazení a test ovladatelnosti. Po sérii těchto úkolů byl absolvován pětiminutový běh s vestou a poté byly testy mobility zopakovány. Testy mobility byly negativně ovlivněny zátěží s průměrným snížením výkonu, který se pohyboval mezi 13 % a 42 % (Dempsey, 2013).

Participantů studie museli vynaložit značně vyšší úsilí v pětiminutovém běhu se zátěží. Měli tedy zvýšený srdeční tep, zvýšenou hodnotu VO_{2max} , což představuje maximální množství kyslíku, které je možné při fyzické zátěži dodat svalům. Po běhu byl výkon v testech mobility znovu redukován o dalších 6 až 16 % (Dempsey, 2013).

Avšak toto platí pouze pro testování s vestou. Při testování bez vesty nebyly nalezeny žádné rozdíly mezi různými fázemi testování. Při testování s vestou měli testované subjekty také celkově pomalejší čas při vystupování z auta, sprintování bylo až o 16% pomalejší a shybů udělali s vestou až o 42 % méně než bez vesty (Dempsey, 2013).

Kromě testů mobility a testů fyziologické odpovědi na zvýšenou zátěž by bylo při dalším bádání vhodné hodnotit nejen vliv různých typů balistických vest s různou hmotností, ale také zvýšit množství pozic, ve kterých je subjekt testován. Nabízí se statické testování i dynamické. Pokud se budeme držet statického testování, jak tomu bylo v naší studii, bylo by vhodné, aby byl vliv balistické vesty zhodnocen při stoji na jedné noze, v různě širokých opěrných bazích (Romberg I, II, III, tandemový stoj,

a podobně) nebo s vyloučením zrakové kontroly - tedy při zavřených očích. Vyloučení zrakové kontroly se jistě dá udělat při stožení na obou nohách. Při stožení na jedné noze se zavřenýma očima je také měření možné také, avšak je potřeba zajistit oporu pro případ zavrátání a také se naskytá problém, s kterým by se autor této studie mohl potýkat. Tím je fakt, že ne každý jedinec je schopen na jedné noze se zavřenýma očima ustát 30 a více sekund, aniž by se dotkl druhou nohou země.

Tato práce se snažila poskytnout komplexní náhled na problematiku zátěže spojené s nošením balistické vesty nejen na posturální stabilitu svého nositele. Může být odrazovým můstkem v dalším studování této problematiky, navržení ergonomičtějších ochranných pomůcek a zejména uplatnit inovace v praxi u příslušníků integrovaného záchranného systému, kteří se s nošením balistické vesty setkávají každý pracovní den.

Závěrem bych dodala, že se ergonomie zátěže v různých pracovních odvětvích zdá jako stále nedostatečně probádaná oblast, která by si zasloužila svou pozornost a zejména péči v primární prevenci muskuloskeletálních obtíží.

7 ZÁVĚR

Cílem práce bylo podat důkladnou rešerši zaměřenou na posturální stabilitu v kontextu zátěže představované nošením balistické vesty a možnostmi měření posturální stability.

V praktické části byly ověřeny stanovené hypotézy. Ukázalo se, že při statickém stoji není nijak signifikantní rozdíl mezi zatížením dolních končetin ani s balistickou vestou, ani s balanční podložkou. Také bylo zjištěno, že balistická vesta nijak významně neovlivnila posturální stabilitu ani při statickém stoji, ani při výpadu.

Na podkladě řady zmíněných studií však není vyloučeno, že z dlouhodobého hlediska může mít zátěž ve formě ochranných pomůcek negativní vliv nejen na posturální stabilitu.

Přínos práce vidím zejména v přivedení pozornosti k oblasti ergonomie pracovního prostředí ve speciálních podmínkách, kterým pracovní prostředí příslušníků integrovaného záchranného systému bezpochyby jsou. Zároveň může být podkladem pro hlubší bádání v rámci tohoto tématu.

8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

BMI = Body Mass Index – index tělesné hmotnosti

CNS = centrální nervový systém

CoG = Center of Gravity – těžiště

CoM = Center of Mass – těžiště

CoP = Center of Pressure – střed tlaku

EMG = elektromyografie

FGA = Functional Gait Assessment – funkční hodnocení chůze

fMRI = funkční magnetická rezonance

GRF = Ground Reaction Force – reakční síla podložky

IMU= Inertial Measure Unit – inerciální měřicí jednotka

IZS = integrovaný záchranný systém

LEBA = Law Enforcement Body Armour - výstroj bezpečnostních složek

LEO = Law Enforcement Officer – bezpečnostní složky policie

MBA = Military Body Armour – armádní výstroj

MLR = Mesencephalic Locomotor Region –mezencefalická lokomoční oblast mozku

NWBB = Nintendo Wii Balance Board – balanční plošina Nintendo Wii

PA = Pennation Angle – úhel zpeření (např. svalu)

PET = pozitronová emisní tomografie

SMA = Supplementary Motor Area - suplementární motorická oblast

VGRF = Vertical Ground Reaction Force – vertikální reakční síla podložky

VO_{2max}= maximální objem kyslíku

VOR= vestibulookulární reflex

WSS= Wii Stillness Score – hodnocení rovnováhy

9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ABUJABER, Sumayeh, Gregory GILLISPIE, Adam MARMON a Joseph ZENI, 2015. Validity of the Nintendo Wii Balance Board to assess weight bearing asymmetry during sit-to-stand and return-to-sit task. *Gait & Posture* [online]. **41**(2), 676-682 [cit. 2022-12-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.023

ARNOLD, Gabriel, Fabrice R. SARLEGNA, Laura G. FERNANDEZ a Malika AUVRAY, 2019. Somatosensory Loss Influences the Adoption of Self-Centered Versus Decentered Perspectives. *Frontiers in Psychology* [online]. **10**(419) [cit. 2022-12-10]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2019.00419

Balanční podložka AIREX balance-pad elite, c2023. In: *Tejpy.cz* [online]. [cit. 2023-01-11]. Dostupné z: https://www.tejpy.cz/balancni-podlozka-airex-balance-pad-elite/?variantId=20818&gclid=CjwKCAjw04yjBhApEiwAJcvNoZWZnEgHiqNaFlvVOkLYvYRf6pPAwevt9gpKZDu7EZr4K9J7FcDF4hoCZwkQAvD_BwE

Balistické normy, c2023. In: *Gared* [online]. Solnice: GARED [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://gared.cz/normy/>

Ballistic Resistance of Body Armor NIJ Standard-0101.06, 2008. In: *National Institute of Justice* [online]. Washington, D.C.: National Institute of Justice [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://nij.ojp.gov/library/publications/ballistic-resistance-body-armor-nij-standard-010106>

BANSBACH, Heather M., Mita T. LOVALEKAR, John P. ABT, Deirdre RAFFERTY, Darcie YOUNT a Timothy C. SELL, 2017. Military personnel with self-reported ankle injuries do not demonstrate deficits in dynamic postural stability or landing kinematics. *Clinical Biomechanics* [online]. **47**, 27-32 [cit. 2023-05-16]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.05.008

BARTLETT, Harrison L., Lena H. TING a Jeffrey T. BINGHAM, 2014. Accuracy of force and center of pressure measures of the Wii Balance Board. *Gait & Posture* [online]. **39**(1), 224-228 [cit. 2022-12-18]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.07.010

BRIDGER, Robert, 2017. *Introduction to Human Factors and Ergonomics* [online]. Fourth Edition. Boca Raton, FL: CRC Press [cit. 2022-10-01]. ISBN 9781351228442. Dostupné z: doi:10.1201/9781351228442

CALDWELL, Joanne N., Lian ENGELEN, Charles VAN DER HENST, Mark J. PATTERSON a Nigel A. S. TAYLOR, 2011. The Interaction of Body Armor, Low-Intensity Exercise, and Hot-Humid Conditions on Physiological Strain and Cognitive Function. *Military Medicine* [online]. **176**(5), 488-493 [cit. 2023-05-16]. ISSN 0026-4075. Dostupné z: doi:10.7205/MILMED-D-10-00010

CASTELLI, Letizia, Luca STOCCHI, Maurizio PATRIGNANI, Giovanni SELLITTO, Manuela GIULIANI a Luca PROSPERINI, 2015. We-Measure: Toward a low-cost portable posturography for patients with multiple sclerosis using the commercial Wii balance board. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. **359**(1-2), 440-444 [cit. 2022-12-18]. ISSN 0022510X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jns.2015.10.016

CLARK, Ross A., Benjamin F. MENTIPPLAY, Yong-Hao PUA a Kelly J. BOWER, 2018. Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review. *Gait & Posture* [online]. **61**, 40-54 [cit. 2022-12-14]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2017.12.022

CLARK, Ross A., Benjamin F. MENTIPPLAY, Yong-Hao PUA a Kelly J. BOWER, 2018. Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review. *Gait & Posture* [online]. **61**, 40-54 [cit. 2022-12-18]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2017.12.022

COLBURN, Deanna, Lindsey RUSSO, Robert BURKARD a David HOSTLER, 2019. Firefighter protective clothing and self contained breathing apparatus does not alter balance testing using a standard sensory organization test or motor control test in healthy, rested individuals. *Applied Ergonomics* [online]. **80**, 187-192 [cit. 2023-05-16]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2019.05.010

CURTIS, Howard D., 2021. Rigid body dynamics. In: *Orbital Mechanics for Engineering Students* [online]. Fourth Edition. Elsevier, 2021, s. 543-632 [cit. 2022-12-10]. ISBN 9780128240250. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-824025-0.00011-8

ČESENEK, David, 2019. *Modelování inerciální měřicí jednotky*. Praha. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí práce Chudoba Jan.

DEMPSEY, Paddy C., Phil J. HANDCOCK a Nancy J. REHRER, 2013. Impact of police body armour and equipment on mobility. *Applied Ergonomics* [online]. **44**(6), 957-961 [cit. 2023-05-16]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2013.02.011

DERKENNE, Clément, Antoine LAMBLIN, Xavier DEMAISON a Adrien DARLÉGUY, 2015. A Heavy Protection. *Military Medicine* [online]. **180**(12), e1287-e1289 [cit. 2023-04-24]. ISSN 0026-4075. Dostupné z: doi:10.7205/MILMED-D-15-00191

ESTÉVEZ-PEDRAZA, Ángel Gabriel, Enrique HERNANDEZ-LAREDO, María Elena MILLAN-GUADARRAMA, Rigoberto MARTÍNEZ-MÉNDEZ, María Fernanda CARRILLO-VEGA a Lorena PARRA-RODRÍGUEZ, 2022. Reliability and Usability Analysis of an Embedded System Capable of Evaluating Balance in Elderly Populations Based on a Modified Wii Balance Board. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **19**(17) [cit. 2022-12-18]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph191711026

FEJGL, Miloš, 2022. *Analýza inerciální měřicí jednotky IMU360D-F99-B20 s ohledem na využití v průmyslové automatizaci*. Liberec. Bakalářská práce. Technická univerzita v Liberci, Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií. Vedoucí práce Jiří Jelínek.

Flexibilita a strečink, © 2011. *Aplikace dynamického a statického strečinku* [online]. Brno: Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity [cit. 2023-04-02]. Dostupné z: <https://www.fsps.muni.cz/strecink/?stranka=flexibilita-a-strecink>

FRAMES, Chris a Thurmon E. **LOCKHART**, 2013. Assessment of postural stability using inertial measurement unit on inclined surfaces in healthy adults. *Biomedical sciences instrumentation* [online]. (49), 234-242 [cit. 2023-04-24]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3716272/>

GRILLNER, Sten a Abdeljabbar EL **MANIRA**, 2020. Current Principles of Motor Control, with Special Reference to Vertebrate Locomotion. *Physiological Reviews* [online]. **100**(1), 271-320 [cit. 2023-04-02]. ISSN 0031-9333. Dostupné z: [doi:10.1152/physrev.00015.2019](https://doi.org/10.1152/physrev.00015.2019)

GUZMAN, Jill a Nadine **AKTAN**, 2016. Comparison of the Wii Balance Board and the BESS tool measuring postural stability in collegiate athletes. *Applied Nursing Research* [online]. **29**, 1-4 [cit. 2022-12-14]. ISSN 08971897. Dostupné z: [doi:10.1016/j.apnr.2015.04.008](https://doi.org/10.1016/j.apnr.2015.04.008)

HALAKOO, Sara, Fatemeh **EHSANI**, Motahareh **HOSNIAN**, Alireza **KHEIRKHAHAN**, Afshin **SAMAEI** a Alireza **EMADI**, 2023. The comparative effects of anodal and cathodal trans-cranial direct current stimulation on balance and posture: A systematic review of literature and meta-analysis. *Journal of Clinical Neuroscience* [online]. **107**, 68-76 [cit. 2023-04-02]. ISSN 09675868. Dostupné z: [doi:10.1016/j.jocn.2022.12.001](https://doi.org/10.1016/j.jocn.2022.12.001)

HEJDA, Jan, Ondrej **CAKRT**, Vladimír **SOCHA**, Jakub **SCHLENKER** a Patrik **KUTILEK**, 2015. 3-D trajectory of body sway angles: A technique for quantifying postural stability. *Biocybernetics and Biomedical Engineering* [online]. **35**(3), 185-191 [cit. 2023-04-02]. ISSN 02085216. Dostupné z: [doi:10.1016/j.bbe.2015.02.001](https://doi.org/10.1016/j.bbe.2015.02.001)

HELLER, Michelle F., John H. **CHALLIS** a Neil A. **SHARKEY**, 2009. Changes in postural sway as a consequence of wearing a military backpack. *Gait & Posture* [online]. **30**(1), 115-117 [cit. 2023-05-16]. ISSN 09666362. Dostupné z: [doi:10.1016/j.gaitpost.2009.02.015](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.015)

HILL, M.W., M.J. DUNCAN, S.W. OXFORD, A.D. KAY a M.J. PRICE, 2018. Effects of external loads on postural sway during quiet stance in adults aged 20–80 years. *Applied Ergonomics* [online]. **66**, 64-69 [cit. 2023-05-16]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2017.08.007

HOFMANN, Philipp, Leonardo JOST a Petra JANSEN, 2023. Embodied Mental Rotation – Does It Affect Postural Stability?. *Journal of Motor Behavior* [online]. **55(2)**, 202-219 [cit. 2023-04-02]. ISSN 0022-2895. Dostupné z: doi:10.1080/00222895.2022.2151970

HUANG, Chuan-Ching, Hsiang-Hsuan HUNG, Fu-Shan JAW a Yi-Ho YOUNG, 2022. Comparison of the Wii Balance Board System and Foam Posturography System in Assessing Postural Balance. *Ear & Hearing* [online]. **43(6)**, 1800-1806 [cit. 2023-01-02]. ISSN 1538-4667. Dostupné z: doi:10.1097/AUD.0000000000001242

IVANENKO, Yury a Victor S. GURFINKEL, 2018. Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience* [online]. **12** [cit. 2022-09-01]. ISSN 1662-453X. Dostupné z: doi:10.3389/fnins.2018.00171

JANSEN, Petra, Anna RENDER, Clara SCHEER a Markus SIEBERTZ, 2020. Mental rotation with abstract and embodied objects as stimuli: evidence from event-related potential (ERP). *Experimental Brain Research* [online]. **238(3)**, 525-535 [cit. 2023-04-02]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi:10.1007/s00221-020-05734-w

KASOVIĆ, Mario, Tomaš VESPALEC a Lovro ŠTEFAN, 2022. Effects of Load Carriage on Postural Sway and Relative Ground Reaction Forces in Special Police Officers: A Cross-Sectional Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **19(24)** [cit. 2023-05-16]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph192416710

KEKLICEK, Hilal, Elif KIRDI, Ali YALCIN, Deniz YUCE a Semra TOPUZ, 2019. Learning effect of dynamic postural stability evaluation system. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. **32(1)**, 7-14 [cit. 2023-03-28]. ISSN 18786324. Dostupné z: doi:10.3233/BMR-181172

KEUNE, Philipp M., William R. **YOUNG**, Ioannis T. **PARASKEVOPOULOS**, Sascha **HANSEN**, Jana **MUENSSINGER**, Patrick **OSCHMANN** a Roy **MÜLLER**, 2017. Measuring standing balance in multiple sclerosis: Further progress towards an automatic and reliable method in clinical practice. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. **379**, 157-162 [cit. 2023-01-02]. ISSN 0022510X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jns.2017.06.007

KIENBERGER, Yvonne, Robert **SASSMANN**, Florian **RIEDER**, Tim **JOHANSSON**, Helmut **KÄSSMANN**, Christian **PIRICH**, Anton **WICKER** a Josef **NIEBAUER**, 2022. Effects of whole body vibration in postmenopausal osteopenic women on bone mineral density, muscle strength, postural control and quality of life: the T-bone randomized trial. *European Journal of Applied Physiology* [online]. **122**(11), 2331-2342 [cit. 2023-04-02]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-022-05010-5

KOBLAUCH, Henrik, Mette K. **ZEBIS**, Mikkel H. **JACOBSEN**, Bjarki T. **HARALDSSON**, Klaus P. **KLINGE**, Tine **ALKJÆR**, Jesper **BENCKE** a Lars L. **ANDERSEN**, 2021. Influence of Wearing Ballistic Vests on Physical Performance of Danish Police Officers: A Cross-Over Study. *Sensors* [online]. **21**(5) [cit. 2023-04-24]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s21051795

KOLÁŘ, Pavel, c2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KUTÍLEK, Patrik a Adam **ŽIŽKA**, 2012. *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*. V Praze: České vysoké učení technické. ISBN 978-80-01-04993-8.

KUTÍLEK, Patrik, Slávka **VÍTEČKOVÁ**, Ana Carolina **D'ANGELES**, Eva **KUTÍLKOVÁ**, Miroslav **JANURA**, Lucia **BIZOVSKÁ**, Zdenek **SVOBODA** a Marketa **HAMRIKOVA**, 2018. P 096 – Differences in postural stability in the elderly: Not all tests measure the same. *Gait & Posture* [online]. **65**, 387-388 [cit. 2023-04-02]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.06.068

LARSEN, Lisbeth Runge, Martin Grønbech JØRGENSEN, Tina JUNGE, Birgit JUUL-KRISTENSEN a Niels WEDDERKOPP, 2014. Field assessment of balance in 10 to 14 year old children, reproducibility and validity of the Nintendo Wii board. *BMC Pediatrics* [online]. **14**(1) [cit. 2022-12-18]. ISSN 1471-2431. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2431-14-144

LARSEN, Louise Bæk, Elisabeth Elgmark ANDERSSON, Roy TRANBERG a Nerrolyn RAMSTRAND, 2018. Multi-site musculoskeletal pain in Swedish police: associations with discomfort from wearing mandatory equipment and prolonged sitting. *International Archives of Occupational and Environmental Health* [online]. **91**(4), 425-433 [cit. 2023-04-24]. ISSN 0340-0131. Dostupné z: doi:10.1007/s00420-018-1292-9

LÜSI, Iiris, Sergio ESCALERA a Gholamreza ANBARJAFARI, 2017. Human Head Pose Estimation on SASE Database Using Random Hough Regression Forests. In:

MA, Yue, 2020. Dynamics of tracked UGVs in three-dimensional space. In: *Dynamics and Advanced Motion Control of Off-Road UGVs* [online]. Elsevier, 2020, s. 77-94 [cit. 2022-12-10]. ISBN 9780128187999. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-12-818799-9.00003-7

MAJCHRZYCKA, Katarzyna, Agnieszka BROCHOCKA, Anna ŁUCZAK a Krzysztof ŁĘŻAK, 2015. Ergonomics Assessment of Composite Ballistic Inserts for Bullet- and Fragment-Proof Vests. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* [online]. **19**(3), 387-396 [cit. 2023-05-16]. ISSN 1080-3548. Dostupné z: doi:10.1080/10803548.2013.11076995

MANZARI, Leonardo, Nicolas PEREZ-FERNANDEZ a Marco TRAMONTANO, 2022. Editorial: Gaze and postural stability rehabilitation. *Frontiers in Neurology* [online]. **13** [cit. 2023-04-02]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2022.1034012

MAREK, Jakub a Petr SKŘEHOT, 2009. *Základy aplikované ergonomie*. Praha: VÚBP. Bezpečný podnik. ISBN 978-80-86973-58-6.

MARTIN, Joel, James **KEARNEY**, Sara **NESTROWITZ**, Adam **BURKE** a Megan **SAX VAN DER WEYDEN**, 2023. Effects of load carriage on measures of postural sway in healthy, young adults: A systematic review and meta-analysis. *Applied Ergonomics* [online]. **106** [cit. 2023-05-16]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2022.103893

MAŠEK, Miroslav, 2017. Od oceli po kevlar (3): Historie a současnost neprůstřelných vest. In: *100+1* [online]. Brno: Extra Publishing [cit. 2023-05-14]. Dostupné z: <https://www.stoplusjednicka.cz/od-oceli-po-kevlar-3-historie-neprustrelnych-vest>

MEADE, Zachary S., Vivien **MARMELAT**, Mukul **MUKHERJEE**, Takashi **SADO** a Kota Z. **TAKAHASHI**, 2020. Comparison of a portable balance board for measures of persistence in postural sway. *Journal of Biomechanics* [online]. **100** [cit. 2022-12-18]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2020.109600

MENG, Lingyue, Lintao **KONG**, Lingyu **KONG**, Qiuxia **ZHANG**, Jianzhong **SHEN** a Yuefeng **HAO**, 2022. Effects of visual deprivation on the injury of lower extremities among functional ankle instability patients during drop landing: A kinetics perspective. *Frontiers in Physiology* [online]. **13** [cit. 2023-04-02]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi:10.3389/fphys.2022.1074554

MENGARELLI, Alessandro, Stefano **CARDARELLI**, Annachiara **STRAZZA**, Francesco **DI NARDO**, Sandro **FIORETTI** a Federica **VERDINI**, 2018. Validity of the Nintendo Wii Balance Board for the Assessment of Balance Measures in the Functional Reach Test. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. **26**(7), 1400-1406 [cit. 2022-12-18]. ISSN 1534-4320. Dostupné z: doi:10.1109/TNSRE.2018.2843884

MENGARELLI, Alessandro, Federica **VERDINI**, Stefano **CARDARELLI**, Francesco **DI NARDO**, Laura **BURATTINI** a Sandro **FIORETTI**, 2018. Balance assessment during squatting exercise: A comparison between laboratory grade force plate and a commercial, low-cost device. *Journal of Biomechanics* [online]. **71**, 264-270 [cit. 2022-12-14]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2018.01.029

MERCHANT-BORNA, Kian, Courtney Marie Cora JONES, Mattia JANIGRO, Erin B. WASSERMAN, Ross A. CLARK a Jeffrey J. BAZARIAN, 2017. Evaluation of Nintendo Wii Balance Board as a Tool for Measuring Postural Stability After Sport-Related Concussion. *Journal of Athletic Training* [online]. **52**(3), 245-255 [cit. 2022-12-18]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-52.1.13

MHATRE, Priya V., Iris VILARES, Stacy M. STIBB, Mark V. ALBERT, Laura PICKERING, Christina M. MARCINIAK, Konrad KORDING a Santiago TOLEDO, 2013. Wii Fit Balance Board Playing Improves Balance and Gait in Parkinson Disease. *PM&R* [online]. **5**(9), 769-777 [cit. 2022-12-18]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2013.05.019

NASROLLAHI, Kamal, Cosimo DISTANTE, Gang HUA, Andrea CAVALLARO, Thomas B. MOESLUND, Sebastiano BATTIATO a Qiang JI, ed. *Video Analytics. Face and Facial Expression Recognition and Audience Measurement* [online]. Cham: Springer International Publishing, 2017-03-29, s. 137-150 [cit. 2022-12-10]. Lecture Notes in Computer Science. ISBN 978-3-319-56686-3. Dostupné z: doi:10.1007/978-3-319-56687-0_12

NEGUS, Jonathan J., Donald CAWTHORNE, Ross CLARK, Oliver NEGUS, Joshua XU, Prof Lyn MARCH a David PARKER, 2019. Validity and reliability of the Nintendo Wii Fit Stillness score for assessment of standing balance. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology* [online]. **15**, 29-34 [cit. 2022-12-10]. ISSN 22146873. Dostupné z: doi:10.1016/j.asmart.2018.09.001

ORR, Robin, Ben SCHRAM a Rodney POPE, 2018. A Comparison of Military and Law Enforcement Body Armour. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **15**(2) [cit. 2023-05-16]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph15020339

PACINELLI, Lauren Elizabeth, 2021. *Applied physiological investigations of the structure and mechanics of the muscle-tendon complex in conjunction with associated neuromuscular performance*. Kansas. Dissertation. Kansas State University.

PAPALIA, G. F., G. MANGANO, L. A. DIAZ BALZANI, G. CUPO, G. GIURAZZA, A. DI ZAZZO, M. COASSIN a R. PAPALIA, 2022. Strabismus and postural control: a systematic review. *MUSCULOSKELETAL SURGERY* [online]. **106**(4), 345-356 [cit. 2023-04-02]. ISSN 2035-5106. Dostupné z: doi:10.1007/s12306-022-00737-y

PARK, Dae-Sung a GyuChang LEE, 2014. Validity and reliability of balance assessment software using the Nintendo Wii balance board: usability and validation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **11**(1) [cit. 2022-12-18]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-11-99

Rady pro výběr balistické vesty/nosiče plátů, c2023. In: *StrikeFace.cz* [online]. [cit. 2023-05-14]. Dostupné z: <https://www.strikeface.cz/blog/rady-pro-vyber-balisticke-vesty-a-nosice-platu/>

REIDY, Joseph, Ralph MOBBS, Jake KIM, Eamon BROWN a Rowena MOBBS, 2023. Clinical gait characteristics in the early post-concussion phase: A systematic review. *Journal of Clinical Neuroscience* [online]. **107**, 184-191 [cit. 2023-04-02]. ISSN 09675868. Dostupné z: doi:10.1016/j.jocn.2022.11.005

RITCHIE, Duncan T. a Christopher DOYLE, 2023. Ergonomic impact of prehospital clinicians using body armour: A qualitative study. *Applied Ergonomics* [online]. **108** [cit. 2023-04-24]. ISSN 00036870. Dostupné z: doi:10.1016/j.apergo.2022.103947

RITZMANN, Ramona, Kathrin FREYLER, Elmar WELTIN, Anne KRAUSE, Albert GOLLHOFER a Jean L. MCCRORY, 2015. Load Dependency of Postural Control - Kinematic and Neuromuscular Changes in Response to over and under Load Conditions. *PLOS ONE* [online]. **10**(6) [cit. 2023-05-16]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0128400

ROBERTS, Aaron P. J. a Jon C. COLE, 2013. The Effects of Exercise and Body Armor on Cognitive Function in Healthy Volunteers. *Military Medicine* [online]. **178**(5), 479-486 [cit. 2023-05-16]. ISSN 0026-4075. Dostupné z: doi:10.7205/MILMED-D-12-00385

ROHOF, Ben, Marcel **BETSCH**, Björn **RATH**, Markus **TINGART** a Valentin **QUACK**, 2020. The Nintendo® Wii Fit Balance Board can be used as a portable and low-cost posturography system with good agreement compared to established systems. *European Journal of Medical Research* [online]. **25**(1) [cit. 2022-12-18]. ISSN 2047-783X. Dostupné z: doi:10.1186/s40001-020-00445-y

ŘEZANINOVÁ, Jana, 2011. Respirační fyzioterapie. *Masarykova univerzita* [online]. [cit. 2023-03-28]. Dostupné z: https://is.muni.cz/el/1451/podzim2011/bp1137/um/Respiracni_fyzioterapie.pdf

SANTOS, Michele Caroline dos, Eddy **KRUEGER** a Eduardo Borba **NEVES**, 2017. Electromyographic analysis of postural overload caused by bulletproof vests on public security professionals. *Research on Biomedical Engineering* [online]. **33**(3), 175-184 [cit. 2023-05-16]. ISSN 2446-4740. Dostupné z: doi:10.1590/2446-4740.09016

SGRÒ, Francesco, Giuseppe **MONTELEONE**, Marica **PAVONE** a Mario **LIPOMA**, 2014. Validity Analysis of Wii Balance Board Versus Baropodometer Platform Using an Open Custom Integrated Application. *AASRI Procedia* [online]. **8**, 22-29 [cit. 2022-12-18]. ISSN 22126716. Dostupné z: doi:10.1016/j.aasri.2014.08.005

SHIM, Andrew, David **SHANNON**, Mike **WALLER**, Robert **TOWNSEND**, Adebimpe **OBEMBE** a Monica **ROSS**, 2023. Tactical vests worn by law enforcement: is this improving stability for optimal job performance?. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics* [online]. **29**(1), 177-180 [cit. 2023-05-16]. ISSN 1080-3548. Dostupné z: doi:10.1080/10803548.2021.2024993

Stab Resistance of Personal Body Armor, NIJ Standard-0115.00, 2000. In: *National Institute of Justice* [online]. Washington, D.C.: National Institute of Justice [cit. 2023-05-15]. Dostupné z: <https://nij.ojp.gov/library/publications/stab-resistance-personal-body-armor-nij-standard-011500>

TIETÄVÄINEN, Aino, Maria **KUVALDINA** a Edward **HÆGGSTRÖM**, 2018. Nintendo Wii Fit-Based Sleepiness Testing is Not Impaired by Contagious Sleepiness. *Safety and Health at Work* [online]. **9**(2), 236-238 [cit. 2022-12-18]. ISSN 20937911. Dostupné z: doi:10.1016/j.shaw.2017.10.004

TOMES, Colin, Robin Marc **ORR** a Rodney **POPE**, 2017. The impact of body armor on physical performance of law enforcement personnel: a systematic review. *Annals of Occupational and Environmental Medicine* [online]. **29**(1) [cit. 2023-05-16]. ISSN 2052-4374. Dostupné z: doi:10.1186/s40557-017-0169-9

VÁGNER M, **MALEČEK J**, **HOJKA V** et al. A carried military load increases the impact force and time of a front kick but reduces the peak velocity of the hip and shoulder of the kicking leg. *Arch Budo* 2020; 16: 69-76

VALLDEPERES, Ariadna, Xabier **ALTUNA**, Zuriñe **MARTINEZ-BASTERRA**, Marcos **ROSSI-IZQUIERDO**, Jesus **BENITEZ-ROSARIO**, Nicolas **PEREZ-FERNANDEZ** a Jorge **REY-MARTINEZ**, 2019. Wireless inertial measurement unit (IMU)-based posturography. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology* [online]. **276**(11), 3057-3065 [cit. 2022-11-20]. ISSN 0937-4477. Dostupné z: doi:10.1007/s00405-019-05607-1

VAN HOVE, O., A. **VAN MUYLEM**, D. **LEDUC**, B. **JANSEN**, V. **FEIPEL**, S. **VAN SINT JAN** a B. **BONNECHÈRE**, 2019. Validation of the Wii Balance Board to assess balance modifications induced by increased respiratory loads in healthy subjects. *Gait & Posture* [online]. **68**, 449-452 [cit. 2022-12-18]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2018.12.033

VILLASEÑOR-MORENO, Julio, Catalina **ARANDA-MORENO**, Ignacio **FIGUEROA-PADILLA**, María **GIRALDEZ-FERNÁNDEZ**, Michael **GRESTY** a Kathrine **JÁUREGUI-RENAUD**, 2022. Individual Cofactors and Multisensory Contributions to the Postural Sway of Adults with Diabetes. *Brain Sciences* [online]. **12**(11) [cit. 2023-04-02]. ISSN 2076-3425. Dostupné z: doi:10.3390/brainsci12111489

WANG, Zeng Gang, Ming Chao **DING**, Xin **YIN**, Yan **ZHAO**, Fei **HU**, Ji Zheng **MA** a Andrew Thomas **DEL POZZI**, 2017. Influence of 15 km moderate or high-intensity interval military load carriage activity on postural stability. *Cogent Medicine* [online]. **4**(1) [cit. 2023-05-16]. ISSN 2331-205X. Dostupné z: doi:10.1080/2331205X.2017.1408926

YIOU, Eric, Alain **HAMAOU**I a Gilles **ALLALI**, 2018. Editorial: The Contribution of Postural Adjustments to Body Balance and Motor Performance. *Frontiers in Human Neuroscience* [online]. **12** [cit. 2022-09-01]. ISSN 1662-5161. Dostupné z: doi:10.3389/fnhum.2018.00487

YUNUS, Muhamad Nurul Hisyam, Mohd Hafidz **JAAFAR**, Ahmad Sufiril Azlan **MOHAMED**, Nur Zaidi **AZRAAI**, Norhaniza **AMIL** a Remy Md **ZEIN**, 2022. Biomechanics Analysis of the Firefighters' Thorax Movement on Personal Protective Equipment during Lifting Task Using Inertial Measurement Unit Motion Capture. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **19**(21) [cit. 2023-04-24]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph192114232

ZEMANOVÁ, Veronika, 2010. *Hodnocení vlastností textilních ortopedických pomůcek: Evaluation of properties of textile orthopedical instruments*. Liberec. Bakalářské práce. Technická univerzita v Liberci.

ZHANG, Shu, Junying **JIANG**, Leilei **HAO**, Yu **YU**, Qi **ZHANG** a Hui **MENG**, 2022. What matters most? Network analysis of mental health, recovery experiences, sleep, and fatigue among career firefighters. *Stress and Health* [online]. [cit. 2023-05-16]. ISSN 1532-3005. Dostupné z: doi:10.1002/smi.3215

ZOBEIRI, Omid A., Lin **WANG**, Jennifer L. **MILLAR**, Michael C. **SCHUBERT** a Kathleen E. **CULLEN**, 2022. Head movement kinematics are altered during balance stability exercises in individuals with vestibular schwannoma. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **19**(1) [cit. 2023-04-02]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/s12984-022-01109-0

10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Stabilita těla závisí na opěrné bázi, dané pozicí chodidel. A) nestabilní postoj, b) stabilní ve všech směrech, c) stabilní v anteroposteriorním směru a d) stabilní v laterálním směru (Zdroj: Bridger, 2017).	12
Obrázek 2 Analogie lidského těla se stanem. Kostra představuje tyč, svaly jsou kotevní lana a měkké tkáně symbolizují látku stanu. (Zdroj: Bridger, 2017).	13
Obrázek 3 Krční, hrudní a bederní páteř a pánev (a) a kost křížová (b). Tíha horní části těla je přenášena přes bederní páteř a kyčelní kosti (c) až na kyčelní kosti (d) a odtud dále na nohy. (Zdroj: Bridger, 2017).	14
Obrázek 4 Funkce meziobratlové ploténky (1) a facetových kloubů (2). (Zdroj: Bridger, 2017).	15
Obrázek 5 a) Meziobratlová ploténka a obratlové tělo. "A" představuje nucleus pulposus, "B" je anulus fibrosus a "C" je inferiorní facetový kloub. b) Detaily struktury anulus fibrosus. Skládá se z několika vrstev chrupavky. (Zdroj: Bridger, 2017).	15
Obrázek 6 Pánev je prstencovitého tvaru. A je kost křížová, B kyčelní kost, C kost sedací. (Zdroj: Bridger, 2017).	17
Obrázek 7 Lumbosakrální úhel v různých pozicích. a) při stoji, b) oploštěná lordóza při ochablém sedu na židli, c) minimální lumbosakrální úhel a tendence k bederní kyfóze v důsledku sedu na nízké židličce bez opory zad. (Zdroj: Bridger, 2017).	17
Obrázek 8 Schéma znázorňující svalový systém pánve ze sagitálního pohledu. Když se zkrátí břišní svaly nebo extenzory kyčle, pánev se klopí vzad a výsledkem je oploštění bederní lordózy. Pokud se zkrátí flexory kyčelního kloubu nebo vzpřimovače páteře, pánev se klopí vpřed a výsledkem je kompenzační zvětšení bederní lordózy (Zdroj: Bridger, 2017).	18
Obrázek 9 a) Vpřímený a stabilní stoj, b) kompenzační mechanismus, kdy kyčelní klouby se flektují, trup se předklání vpřed a kotníky dělají lehkou plantární flexi pro udržení rovnováhy těla. (Zdroj: Bridger, 2017).	19
Obrázek 10 V této pozici dochází ke kompresi obsahu břišní dutiny, meziobratlové ploténky se zužují a posteriorní ligamenta páteře se natahují. (Zdroj: Bridger, 2017). ...	21
Obrázek 11 Centra tlaku u A) kočky, B) psa a C) člověka. Znázorněna je i velikost opěrné baze a velikost oscilací (Zdroj: Ivanenko, 2018).	26
Obrázek 12 Experiment 1 (Zdroj: Hofmann, 2023).	33
Obrázek 13 Experiment 2 (Zdroj: Hofmann, 2023)	33

Obrázek 14 Příklad úhlového pohybu v kloubu (Zdroj: Yunus, 2022)	38
Obrázek 15 Sledované pohyby: a) podřep, b) ohýbání se k břemenu (Zdroj: Yunus, 2022)	39
Obrázek 16 Schéma příčin způsobujících muskuloskeletální obtíže u hasičů (Zdroj: Yunus, 2022).....	40
Obrázek 17 Testované pozice na nakloněných rovinách (Zdroj: Frames, 2013).	41
Obrázek 18 Schéma silových poměrů na desce a v podpěrách stabilometrické plošiny (Zdroj: Kutílek, 2012, s. 82).....	45
Obrázek 19 Schéma rotační soustavy a Eulerových úhlů (Zdroj: Ma, 2020)	51
Obrázek 20 Definice os rotací lidského těla (Zdroj: Arnold, 2019).....	52
Obrázek 21 Vysvětlení rotací yaw, pitch a roll (Zdroj: Lüsi, 2017).....	52
Obrázek 22 Vhodný a nevhodný způsob zvedání břemene (Zdroj: Bridger, 2017).....	56
Obrázek 23 Doporučené zátěže pro zvedání (Zdroj: Bridger, 2017).....	57
Obrázek 24 Doporučená maximální zátěž pro 5. a 95. percentil zaměstnanců. a) časté zvedání břemene, b) ojedinělé zvedání břemene (Zdroj: Bridger, 2017).	58
Obrázek 25 Balistická vesta vz 95 desert přední+zadní díl 2009 SPM-Lopaco (Zdroj: vlastní)	64
Obrázek 26 Balanční podložka AIREX (Zdroj: Balanční podložka AIREX balance-pad elite, c2023)	64
Obrázek 27 Stabilometrická plošina Nintendo Wii Balance Board (Zdroj: vlastní).....	65
Obrázek 28 Měření bez vesty - 4 různé pozice (Zdroj: vlastní)	66
Obrázek 29 Měření s balistickou vestou - 4 různé pozice (Zdroj: vlastní).....	66

11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

Tabulka 1 Balistická odolnost měkké a tvrdé balistiky dle normy NIJ 0101.06 (Zdroj: Balistické normy, c2023).	61
Tabulka 2 Stručná charakteristika výzkumného souboru	62
Tabulka 3 Deskriptivní statistika vybraných naměřených charakteristik souboru	63

12 SEZNAM POUŽITÝCH GRAFŮ

Graf 1 Centrum tlaku pod levým chodidlem (medián zatížení: 39,74 kg, obsah 95% konfidenční elipsy: 31,08 mm ²)	67
Graf 2 Centrum tlaku pod pravým chodidlem (medián zatížení: 28,33 kg, obsah 95% konfidenční elipsy: 18,21 mm ²)	68
Graf 3 Medián zatížení levé dolní končetiny při statickém stoji	69
Graf 4 Medián zatížení pravé dolní končetiny při statickém stoji	69
Graf 5 Plocha 95% konfidenční elipsy pod ploskou levého chodidla při statickém stoji	70
Graf 6 Plocha 95% konfidenční elipsy pod ploskou pravého chodidla při statickém stoji	71
Graf 7 Medián zatížení přední dolní končetiny při výpadu	71
Graf 8 Medián zatížení zadní dolní končetiny při výpadu.....	72
Graf 9 Plocha 95% konfidenční elipsy pod ploskou předního chodidla při výpadu	72
Graf 10 Plocha 95% konfidenční elipsy pod ploskou zadního chodidla při výpadu	73