

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

VLIV OCHLAZENÍ PERIFERNÍCH ČÁSTÍ DOLNÍCH KONČETIN NA  
POSTURÁLNÍ STABILITU

Diplomová práce

Autor: Bc. Jana Havelková, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Petr Bitnar

Praha 2019

## Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Jana Havelková

Název diplomové práce: Vliv ochlazení periferních částí dolních končetin na posturální stabilitu

Pracoviště: Klinika rehabilitačního a tělovýchovného lékařství

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Petr Bitnar

Rok obhajoby diplomové práce: 2019

## Abstrakt:

Tato diplomová práce se zabývá vlivem ochlazení periferních částí dolních končetin na posturální stabilitu. Teoretický úvod práce se věnuje mechanismu působení chladu na lidský organismus a na jednotlivé tkáně, na které chlad přímo působí, tedy kůži, svaly, šlachy, vazy a nervy. Dále popisuje posturální stabilitu, etiologii poruch stability a jejich důsledky. Cílem praktické části práce bylo zhodnotit vliv ochlazení nohou na posturální stabilitu a zároveň vyhodnotit délku trvání tohoto vlivu. Hodnotila se statická stabilita u 26 zdravých dobrovolníků na přístroji Zebris FDH-T. Chlazení probíhalo po dobu 12 minut vodou o teplotě 10-12 °C. Měření stability bylo prováděno celkem třikrát: před ochlazením, těsně po ukončení aplikace chladu a následně s minutovým odstupem. Hodnotila se plocha 95% konfidenční elipsy COP (Centre of Pressure), délka trajektorie a průměrná rychlost COP a distribuce zatížení na chodidlech. Při hodnocení vlivu ochlazení nohou na balanční schopnosti se statisticky významně potvrdil efekt pouze na plochu 95% konfidenční elipsy. U ostatních parametrů se však po ochlazení zvýšil průměr naměřených hodnot. Trvání efektu ochlazení nohou bylo zkoumáno porovnáním měření minutu po ukončení aplikace s chladu s kontrolním měřením. Plocha 95% konfidenční elipsy COP i v tomto případě vzrostla, ale nárůst již nebyl statisticky významný. Výsledky proto naznačují, že efekt ochlazení rychle odeznívá. Vliv ochlazení na distribuci zatížení na chodidlech se nepotvrdil.

Klíčová slova: posturální stabilita, ochlazení, statická stabilita, Zebris FDH-T

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author's first name and surname: Jana Havelková, BA.

Title of the master thesis: Influence of cooling of peripheral parts of lower extremities on postural stability

Department: Department of Rehabilitation and Sports Medicine

Supervisor: Petr Bitnar, MA.

The year of presentation: 2019

Abstract

This thesis examines the effect of cooling of peripheral parts of lower limbs on postural stability. The introduction describes the mechanisms how cold affects the human organism and individual tissues exposed to cold, such as skin, muscles, tendons, ligaments and nerves. In addition, postural stability, etiology of balance disorders and their implications are described. The aim of the practical part of the thesis is to assess the impact of cooling of feet on postural stability and also to determine the duration of such an effect. Static stability was assessed on 26 healthy individuals with a Zebris FDT-H instrument. The cooling procedure was carried out with 10-12°C water over a period of 12 minutes. Postural stability was measured 3 times during the experiment: before the cooling, immediately after the cooling and 1 minute after the cooling. The measured variables were: the 95% COP (Centre of Pressure) confidence ellipse area, COP trajectory and COP average velocity and the distribution of weight on the soles. The impact of the cooling procedure on the 95% confidence area was statistically significant. The results of other measurements also demonstrated increased values of measured variables after the cooling procedure. The persistence of the cooling effect was evaluated by comparing the first (control) measurement with the measurement 1 minute after the cooling procedure. Even though the 95% confidence ellipse area increased, the difference was no longer statistically significant. The results thus indicate that the cooling effect dissipates relatively quickly. The impact of the cooling on weight distribution on soles was not confirmed.

Keywords: postural stability, cooling, static stability, Zebris FDH-T

I agree that this thesis be lent within the library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Petra Bitnara, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 12. 5. 2019

.....

### Poděkování autora

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu práce Mgr. Petru Bitnarovi za odborné vedení diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat všem probandům, kteří se tohoto výzkumu zúčastnili.

# Obsah

Seznam zkratk .....	8
Úvod.....	9
1 Vliv ochlazení na lidský organismus .....	10
1.1 Teplo.....	10
1.2 Termoregulace.....	10
1.2.1 Role kůže a podkoží v termoregulaci .....	11
1.3 Reakce organismu na celkovou aplikaci chladu .....	15
1.4 Reakce lidského těla na lokální aplikaci chladu.....	16
1.5 Vliv lokálního ochlazení na nervy, kůži, podkoží, svaly a vazy .....	18
1.5.2 Vliv chladu na vazivo a šlachy .....	20
1.5.3 Vliv chladu na nerv.....	22
2 Postura .....	25
2.1 Posturální stabilita .....	25
2.2 Posturální řízení.....	28
2.3 Vliv senzoričkého systému na posturální kontrolu .....	30
2.3.1 Role vestibulární aparátu v řízení posturální stability .....	30
2.3.2 Role zraku v řízení posturální stability.....	31
2.3.3 Role propiocepce v řízení posturální stability.....	32
2.4 Posturální reflexy .....	34
2.5 Význam nohy pro posturální stabilitu .....	36
2.6 Etiologie a klinické důsledky zhoršení posturálního řízení .....	37
2.6.1 Etiologie .....	38
2.6.2 Vestibulární dysfunkce .....	38

2.6.3 Mozečkové dysfunkce .....	38
2.6.4 Poruchy stoje a chůze způsobené věkem.....	39
2.6.5 Polyneuropatie .....	39
2.7 Posturografie .....	41
2.7.1 Význam.....	41
2.7.2 Mechanismus měření .....	41
2.7.3 Výstupní parametry .....	42
Cíl práce a hypotézy .....	44
3 Praktická část .....	47
3.1 Metodika .....	47
3.2 Výběr a charakteristika skupiny účastníků.....	47
3.3 Zebris FDM-T Rahawalk .....	47
3.4 Sledované parametry .....	49
3.5 Průběh testování .....	51
3.6 Statistické zpracování dat.....	51
4 Výsledky .....	54
4.1 Hodnocení a ověření výše uvedených hypotéz .....	54
4.1.1 Plocha 95% konfidenční elipsy .....	54
4.1.2 Délka trajektorie COP.....	55
4.1.3 Průměrná rychlost COP .....	57
4.1.4 Rozložení celkového zatížení mezi pravé a levé chodidlo.....	58
4.1.5 Distribuce zatížení končetin na přední a zadní části chodidel.....	59
5 Diskuze.....	61
6 Závěr .....	68

Referenční seznam .....	69
Přílohy .....	76



## **SEZNAM ZKRATEK**

CNS	centrální nervová soustava
COM	Centre of Mass
COP	Centre of Pressure
COG	Centre of Gravity
PNS	periferní nervová soustava
RF	retikulární formace

# ÚVOD

Posturální stabilita je nenahraditelný prvek lidské motoriky. Slouží k udržení vzpřímeného držení těla. Poruchy posturální stability mohou vzniknout na základě poruch nervového či pohybového systému. Ukazuje se, že na balanční schopnosti jedince může mít vliv i působení chladu. Ochlazením části těla dochází k ovlivnění jednotlivých tkání, jako jsou svaly, šlachy, vazy a nervy. Snížená teplota tkání může ovlivnit jejich vlastnosti. Chodidla jsou z hlediska postury důležitým segmentem, který slouží jako opora pro váhu těla a umožňuje bipedální lokomoci. Zároveň slouží jako významný zdroj informací o poloze těla v prostoru. Cílem této práce je pomoci objasnit vliv ochlazení akrálních částí dolních končetin, tedy chodidel na posturální stabilitu.

Teoretická část práce se věnuje vlivu chladu na termoregulaci a na jednotlivé tkáně pohybového systému, jako jsou svaly, vazy, šlachy a nervy. Druhá část se věnuje řízení posturální motoriky, udržování posturální stability a shrnuje základní klinické jednotky spojené s poruchami postury. Dále popisuje základy kinetického vyšetření stability na posturografu.

Praktická část diplomové práce sleduje vliv ochlazení periferních částí dolních končetin na statickou stabilitu. Balanční schopnosti byly hodnoceny posturografickým vyšetřením s eliminací zrakové kontroly na přístroji Zebris FDH-T. Hodnotil se přímý vliv ochlazení a jednak trvání účinku působení chladu v krátkém časovém úseku. Hodnotily se parametry popisující COP (plocha 95% konfidenční elipsy, průměrná rychlost COP a délka dráhy COP) a distribuce zatížení na chodidlech.

# 1 TEORETICKÁ ČÁST: VLIV OCHLAZENÍ NA LIDSKÝ ORGANISMUS

## 1.1 Teplo

Teplo můžeme definovat jako fyzikální kinetickou energii. Tato energie se může měnit na jiné druhy energie. Na živé a neživé objekty působí odlišným způsobem. Člověka můžeme zařadit mezi homoiotermní, neboli teplokrevné živočichy. V lidském těle se nachází velké množství enzymů. Jsou to v podstatě biologické katalyzátory. Díky nim mohou v organismu probíhat chemické reakce, které by pravděpodobně bez jejich přítomnosti neproběhly. Důležitou podmínkou pro jejich fungování je však velmi malý teplotní rozsah, při kterém jsou schopny provádět svoji úlohu. Proto je pro lidský organismus nutné udržovat co nejstálější teplotu a také celkově udržovat homeostázu. (Jandová, 2009)

Jako chlad se označuje fyziologický, subjektivní vjem. Důvodem, proč není fyzikálním pojmem, je skutečnost, že všechno, co má teplotu vyšší než absolutní bod mrazu ( $-273,15^{\circ}\text{C}$ ) má určitou dávku tepelné energie. Vjem chladu závisí na více faktorech a je to prožitek individuální. Za určitých podmínek je dolní bod tolerance tepla díky termoregulaci v organismu  $-180^{\circ}\text{C}$  v kryokomorách po dobu od 0,5 až 3 minut. (Jandová, 2009) Horní hranice teplotní tolerance je  $130^{\circ}\text{C}$  na suchém vzduchu na 20 min. S rostoucí vlhkostí vzduchu klesá horní hranice tolerance okolní teploty. (Trojan, 2003)

## 1.2 Termoregulace

Z hlediska tělesné teploty a termoregulace se tělo funkčně rozlišuje na tepelné jádro a tepelnou slupku. Tepelné jádro se definuje jako část těla, která má vysokou metabolickou aktivitu. Zahrnuje oblasti orgánů, hrudník, mozek a hluboko uložené tkáně končetin. Jádro je aktivně schopné termoregulací udržovat stálou teplotu. Tepelná slupka označuje povrchovou vrstvu těla, která je složena z kůže, podkoží, podkožního tuku a končetin. Na rozdíl od jádra má slupka poikilotermní vlastnosti. V případě člověka to znamená, že se teplota slupky mění podle teploty okolního prostředí a podle požadavků termoregulace jádra. (Jandová, 2009) Slupka se zásadním způsobem podílí na regulaci teploty jádra. K udržování stálé tělesné teploty jádra je třeba vyváženého poměru produkce, přísunu a odvodu tepelné energie. Teplo je mezi tělem a okolním prostředím vedeno pomocí kondukce, konvekce, evaporace a radiace. (Tansey

& Johnson, 2015) Tělesná teplota se vlivem denní doby, aktivity organismu a hormonální sekrece mění. (Rokyta, 2015) Navíc není na všech místech těla stejná. Teplota jádra je za normálních podmínek vyšší než teplota slupky. (Trojan, 2003) Tepelná slupka zase může mít až o 4°C méně v porovnání s jádrem. (Jandová, 2009) Při měření v podpaží se pohybuje mezi 35,8°C až 37°C. (Rokyta, 2015)

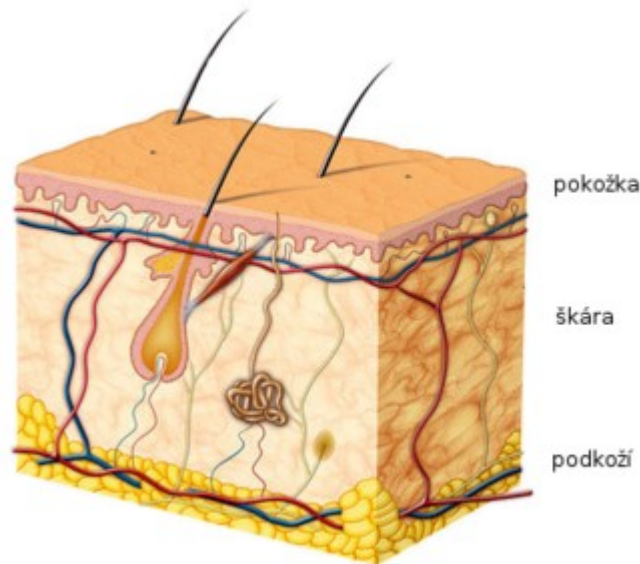
Pro termoregulaci je nezbytná přesná detekce teploty v jednotlivých částech těla. Teplota je registrována jak centrálními, tak i periferními termoreceptory. Centrální termoreceptory lze nalézt v míše, v obalech vnitřních orgánů, ve velkých cévách a v preoptické oblasti hypotalamu. (Trojan, 2003) Periferní termoreceptory se nacházejí v kůži. Poměr čidel detekujících teplo a chlad je v jádru a slupce jiný. V kůži převažují chladové receptory a centrální receptory vnímají spíše teplo. (Tansey & Johnson, 2015)

Hlavním regulačním centrem pro řízení tělesné teploty je hypotalamus, který ovlivňuje tělesnou teplotu. Hypotalamus se z hlediska termoregulace dělí na dvě části. V přední části hypotalamu se nachází preoptická oblast s vysoce citlivými termoreceptory na teplo. Zadní část hypotalamu, v oblasti corpora mammillaria se nachází termoregulační centrum. Neobsahuje žádné receptory pro detekci tepla, ale je koordinačním a řídicím centrem termoregulace. Aferentně se sem přenášejí informace z centrálních i periferních termoreceptorů. Aktivací termoregulačních mechanismů z této části se tělo chrání před nežádoucí změnou teplot. Hypotalamus funguje jako termostat. Pokud dojde ke zvýšení či snížení žádané hodnoty jádra (označuje se jako set point, 37,1°C), dojde k aktivaci termoregulačních reakcí. (Trojan, 2003)

### **1.1.1 Role kůže a podkoží v termoregulaci**

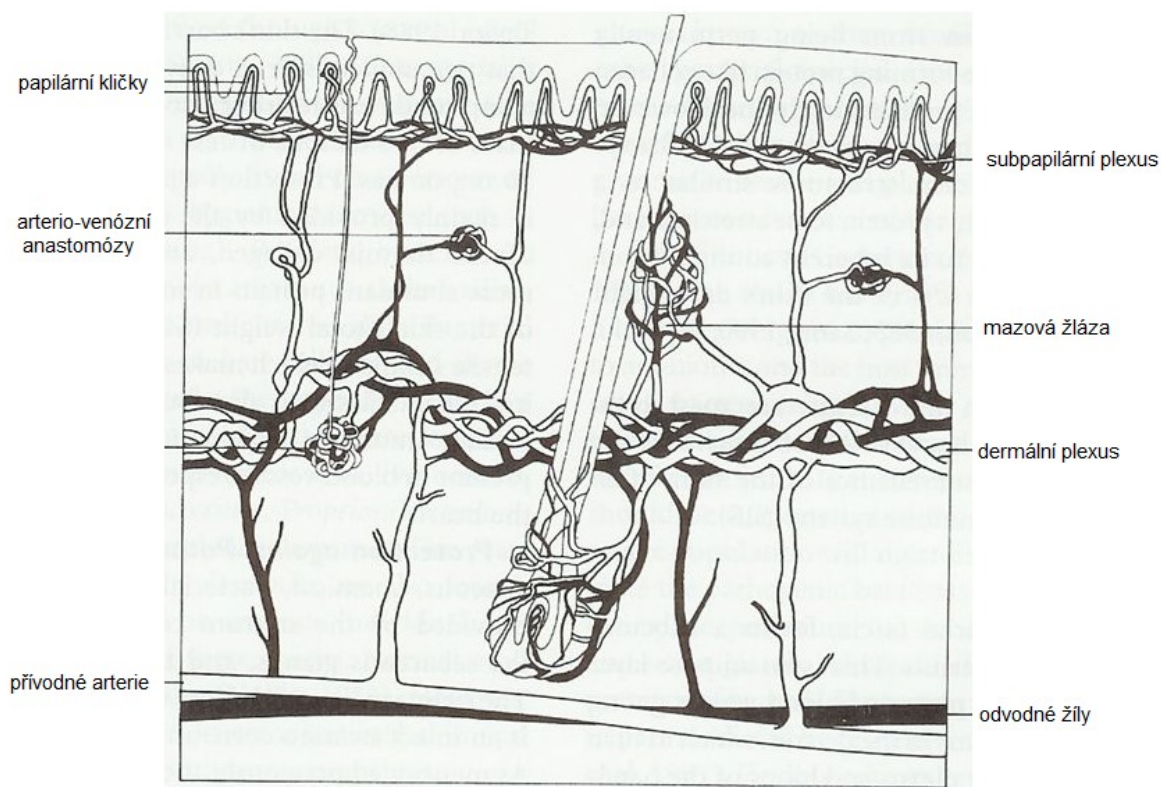
Kůže je největším tělesným orgánem. Kromě termoregulační funkce slouží jako ochranná vrstva před působením zevních vlivů, infekce a zabraňuje dehydrataci. Vzhledem k tomu, že je kůže bohatá na receptory sensorického systému, slouží k detekci sensorických vjemů, bolesti a teploty. (Dąbrowska et al., 2018) Kůže (cutis) se skládá ze dvou vrstev: pokožky (epidermis) a škóry (corium) Epidermis je tvořena epitelovou tkání, která má původ v ektodermové zárodečné liště. Pod pokožkou se nachází škára. Tato tkáň je mezodermálního původu a je tvořena převážně vazivem. Pod kůží se nachází další vrstva, podkoží (tela subcutanea). Anatomicky odděluje dermis od svalových fascií nebo od periostu kostí. Je také mezodermálního původu a je tvořeno hlavně vazivem. (Čihák, 2016) Mezi vazivovou tkáň je vmezeřen podkožní tuk.

Distribuce tuku je na různých částech těla různá. Tela subcutanea by měla být na většině místech posunlivá vůči fasciím, proto se mohou na kůži tvořit řasy. V některých místech je však pevně přirostlá k okolním tkáním. Všechny vrstvy kůže jsou bohaté na senzory. (Eliška & Elišková, 2009)



**Obrázek 1. Anatomický popis kůže, převzato z <https://www.hojeni-ran.cz/anatomie-lidske-kuze>**

Cévní zásobení kůže a podkoží má velký význam v termoregulaci. V dermis cévy utváří dvě arteriální a dvě venózní sítě. Nejprve je krev do kůže vedena přívodními větvemi, které se v korigiu nebo na přechodu korigiu a tela subcutanea spojují v hlubokou kožní síť (dermální plexus). Více na povrchu se nachází povrchová síť (subpapilární plexus). Periferní části subpapilární sítě přechází v kapiláry, na které navazuje venózní systém. Obě arteriální sítě jsou mezi sebou spojeny četnými anastomózami, které vedou kolmo k povrchu těla. Venózní systém je také tvořen hlubokou a povrchovou pletením. (Čihák, 2016) Arteriální a venózní systém kůže je na některých místech spojen arterio-venózními spojkami, které mají v termoregulaci nezastupitelnou roli (viz níže). (Trojan, 2003)



**Obrázek 2. Anatomický popis cévního zásobení kůže, upraveno z (Daniels, 1987)**

Kůže je součástí tzv. tepelné slupky, která je ještě tvořená podkožím, podkožním tukem a končetinami. Slupka funguje jako velmi účinný izolátor proti okolním tepelným vlivům, které na lidské tělo neustále působí. Na tepelné vodivosti slupky se podílí regulace perfúze krve v těchto tkáních a tuková vrstva. (Jandová, 2009) Lipidové buňky tukové vrstvy jsou vmezeřeny do vaziva podkoží. (Lüllmann-Rauch, 2012) Chrání tepelné jádro před unikáním tepla do vnějších vrstev a následně do okolí. Zároveň tlumí přísun tepelné energie do jádra z okolí. (Kittnar, 2011) Dermis je největším senzorickým orgánem v těle. Hojně vyskytující se receptory informují řídicí centra termoregulace o teplotě okolí. (Trojan, 2003)

Rozsáhlé krevní řečiště kůže je převážně využito k termoregulačním procesům. Na řízení tělesné teploty se výrazně podílí povrchový cévní systém kůže. Kožní cévy mají schopnost mohutně snižovat a zvyšovat průtok krve. Při nutnosti velkého odvodu tepla z jádra je průtok cévami až několik litrů za minutu. Naopak v chladném zevním prostředí, kdy je ztráta tepla nežádoucí, kožními cévami protéká objem v řádu mililitrů za minutu. Vazomotorika cév je řízena hlavně sympatikem. (Kittnar, 2011) Na tvářích, nose, prstech, dlaních, chodidlech a uších pomáhá udržovat teplo systém arterio-venózních anastomóz. Tyto spojky přemostěním

obchází kapilární plexus. Anastomózy mají silnou svalovou vrstvu, která je také řízena sympatikem a slouží k rychlé regulaci prokrvení těchto tkání. (Trojan, 2003)

Teplu je z lidského těla odváděno též pomocí odpařování. Kůže zprostředkovává regulaci tělesné teploty odpařováním. V kůži se nachází 2-3 miliony pravých potních žláz. Pocení je řízeno termoregulačním centrem v hypotalamu. Pokud tělesná teplota vzroste, hypotalamus vydá cestou cholinergních vláken pokyn v pocení. (Kittnar, 2011)

### **1.1.1.1 Termoregulační mechanismy pro zvyšování tělesné teploty**

Pokud je teplota jednotlivých částí těla vyhodnocena jako nízká či ohrožující pro stálost teploty jádra, dochází k nastartování kompenzačních mechanismů s cílem znovu nastolit teplotní rovnováhu. Stimulace těchto mechanismů probíhá přes sympatikus. Mezi tyto termoregulační mechanismy patří: vazomotorická reakce kožních cév, třesová reakce, netřesová reakce, piloerекce a nakonec změna chování. (Tansey & Johnson, 2015)

Pokud teplota kůže poklesne pod 35°C, dojde k reflexní vazokonstrikci kožních cév. Největší intenzita reakce se projeví u teploty 31°C. (Castellani & Young, 2016) Vazokonstrikcí dojde ke snížení průtoku krve kůží, čímž dojde k utlumení odvodu tepla z jádra. (Tansey & Johnson, 2015)

Tělo na chlad reaguje zvýšenou produkcí tepla. Děje se tak jednak vědomě, a to zvýšenou fyzickou aktivitou, tak i nevědomě třesovou reakcí, reakcí kožních cév a zvýšením metabolické aktivity. Třesová reakce je mimovolní svalová aktivita, jejíž výsledkem není cílený pohyb, nýbrž tvorba tepla. Účinnost svalové aktivity pro lokomoci je pouze 40%, zbytek energie je proměněn na tepelnou energii. (Jandová, 2009) Největší intenzita třesové reakce se projeví při teplotě jádra 34-35°C. Pokud se teplota sníží přibližně na 31°C, třes vymizí. (Castellani & Young, 2016)

Dalším fyziologickým mechanismem termoregulace je netřesová produkce tepla pomocí hnědé tukové tkáně. Původně se předpokládalo, že je tento mechanismus využíván v pouze u malých dětí. Ukázalo se však, že i u dospělých je tento způsob tvorby tepla využíván. (Castellani & Young, 2016) V reakci na chlad se v hnědé tukové tkáni aktivuje specifický, mitochondriální protein (UCP protein). Díky němu se zamezí tvorbě ATP v mitochondriální membráně a získaná energie je využita ve formě tepla. (Tansey & Johnson, 2015) Tansey a Johnson (2015) také tvrdí, že termoregulační odpovědi třesovou a netřesovou reakcí mají větší

citlivost na změny teploty kůže, kdežto reakce kožních cév je indukována snadněji na podnět z tělesného jádra.

K omezení ztráty tepla využívá tělo piloerecti. Jedná se o aktivaci drobného hladkého svalstva upnutého na folikuly chlupů. Výsledkem svalové kontrakce je vzpřímení chlupů na kůži. Tím dochází k utlumení proudění vzduchu a snížení ztrát tepla. (Tansey & Johnson, 2015) Posledním mechanismem, kterým člověk reaguje na chlad, je termoregulační chování. Jedinec se cíleně více pohybuje nebo se obléká či hledá přístřešek. (Rokyta, 2015)

### **1.3 Reakce organismu na celkovou aplikaci chladu**

Reakce organismu na celkové ochlazení se liší od ochlazení malého okrsku těla. Pokud se teplota jádra sníží pod nastavený tzv. set-point (kritickou hodnotu 37,1 °C), nastává hypotermie. Klinicky lze rozdělit hypotermii na pět stupňů. V prvním stupni se teplota jádra pohybuje mezi 35°C až 32°C. Pokud teplota klesne na 32°C až 28°C, zvyšuje se riziko srdeční zástavy, objevují se atriální fibrilace a dochází k výrazné centralizaci oběhu. (Brown et al., 2012) Objevují se poruchy vědomí a mizí třesová tvorba tepla. Třetí stupeň hypotermie se vyznačuje teplotou jádra mezi 28°C až 24°C. Tento stupeň s sebou přináší již bezvědomí. Teplota jádra pod 28°C už hrozí výrazným rizikem srdeční zástavy. Pod 24°C je postižený většinou bez známek života, ale pokud se zahájí nezbytné medicínské kroky, ještě lze smrt odvrátit. Při teplotě pod 13,7°C (pátý stupeň hypotermie) nastává smrt z důvodu nevratných změn. (Durrer et al., 2003)

Při působení hypotermního podnětu reaguje člověk na změnu teploty řadou reakcí různých tělesných systémů. Dochází k ovlivnění kardiovaskulárního systému a metabolismu. Působením chladu se podráždí termoreceptory, které vyšlou informace ve formě akčního potenciálu do zadních rohů míšních. V míše se dráha kříží a postupuje vzestupně jako spinolaterální trakt. Dále pokračuje až do středního mozku. Cestou vysílá kolaterály do retikulární formace. Na úrovni oblongaty dojde k podráždění presorické oblasti rostrální ventrolaterální míchy, které přes sympatickou pletěň ovlivní činnost kardiovaskulárního systému. Sympatickou reakcí se zvýší tepová frekvence, zároveň i krevní tlak. (Velasco et al., 1997) Šrámek et al. (2000) zkoumali vliv celkové aplikace chladu na člověka. Při ponoření jedince na 60 minut do vody o teplotě 32°C, došlo k mírnému snížení tepové frekvence a krevního tlaku. Při ponoření do vody o teplotě 20°C došlo ke zvýšení metabolického výdeje a k poklesu rektální teploty. Překvapivě však nebyl navýšen krevní tlak a srdeční frekvence,



nýbrž se tyto hodnoty se oproti kontrolní skupině mírně snížili. Ve 14°C vodě došlo již k výraznému nárůstu metabolismu, a přestože se zvýšila srdeční frekvence i krevní tlak, rektální teplota klesla o 1,7°C. Dá se tedy předpokládat, že působením teplotně neutrálního podnětu převažuje parasympatická aktivita. Naopak při působení chladu dochází k aktivaci sympatiku

Působením chladu se mění sekrece některých hormonů. Typicky se zvyšuje vylučování katecholaminů. Tyto hormony zajišťují adekvátní reakci na chlad. Arterioly a venuly cestou katecholaminů reagují reflexní vazokonstrikcí cév kůže. Tím se sníží ztráty tepla. Tato reakce nastává, pokud hypotalamus zaznamená snížení teploty pod hranici 36,8°C. (Ganong, 2005) Nejvýznamnějším z katecholaminů je noradrenalin, který cestou alfa a beta-adrenergických postsynaptických receptorů způsobuje vazokonstrikci arteriol. Tím pak přispívá k celkové periferní rezistenci. (Velasco et al., 1997) Šrámek et al. (2000) mimo jiné zkoumali hladiny vybraných hormonů. Při ponoření do 14°C vody zjistili zvýšení koncentrace noradrenalinu až o 530 %. Dále zjistili zvýšení dopaminu a aldosteronu. Adrenalin se signifikantně nezvýšil a kortizol se mírně snížil.

#### **1.4 Reakce lidského těla na lokální aplikaci chladu**

Působení chladu, ať už lokálně či celotělově, vyvolá u organismu termoregulační reakce. Lokální působení chladu vyvolá jak místní, tak i celkovou reakci organismu. Náhlá aplikace chladu vyvolá u jedince zvýšení srdeční frekvence i krevního tlaku. Ponoření končetiny do ledové vody o teplotě 0°C až 4°C na jednu minutu vede ke zrychlení tepové frekvence a vzestupu systolického tlaku o 15 až 20 mmHg a diastolického o 5 až 10 mmHg. Tato reakce je zprostředkována sympatikem. S růstem krevního tlaku dojde i k reflexní vazokonstrikci kůže nad místem aplikace. (Velasco et al., 1997) K vazokonstrikci cév dojde reaktivně i na dalších částech těla (viz dále). Janský et al. (2003) sledovali reakce organismu na částečné ochlazení. Probandi byli ponořeni po dobu 45 min do 12°C vody po úroveň kolen. Měřením bylo zjištěno navýšení srdeční frekvence a krevního tlaku. Tepová frekvence zůstala po dobu chlazení zvýšená, ale krevní tlak se do 10 min od začátku ponoření opět snížil. Zajímavé je, že srdeční frekvence, stejně i jako teplota povrchu neponořené části těla nebyla konstantní, ale v podobných časových intervalech kolísala.

Působením chladu na část těla se sníží teplota ochlazované tkáně. Snížením teploty daného segmentu lokálně klesají metabolické nároky buněk. Toho se dá využít při ošetření akutních úrazů měkkých tkání pohybového aparátu. Snížením metabolických potřeb lze

ochránit tkáň před sekundárním poškozením z důvodu nedostatečného přítoku krve, a s ním i kyslíku a dalších nezbytných látek pro fungování buněk. (Malanga et al., 2015) Poklesem teploty se zároveň sníží potřeba kyslíku tkáněmi, zmenšuje se tvorba oxidu uhličitého a omezuje se potřeba energetických zdrojů. (Schmutzhard et al., 2012) Zároveň se v poškozených tkáních hypotermií snižuje zánětlivá odpověď organismu. Předpokládá se, že tímto způsobem se dá zabránit dalšímu poškození zasažených tkání. (Yenari & Han, 2012)

Lokální ochlazení tkání vede ke snížení vedení bolesti. Jedním z mechanismů, které k redukci bolesti vedou, může být tzv. cold-induced neuropraxia, tedy neuropraxie způsobená ochlazením. Ochlazením se ovlivní práh intenzity stimulů, při kterém je signál vnímán jako bolest. (Malanga et al., 2015) Algafly a George (2007) objevili signifikantní snížení této hranice a zároveň i zvýšení tolerance bolesti při ochlazení kůže v oblasti nervu. Algické vnímání může být rovněž ovlivněno snížením rychlosti vedení akčního potenciálu nervem.

Lokální aplikace chladu ovlivňuje přímo i svaly, vazy, šlachy a nervy. Podrobně jsou tyto účinky popsány v další podkapitole.

Dalším mechanismem, který působí při lokální aplikaci tepla nebo chladu je tzv. konsenzuální reakce. (Jandová, 2009) Oteplením jedné končetiny dojde i na druhé končetině ke stejným vegetativním reakcím, jako na končetině ochlazované. V případě působení hypertermního podnětu sledujeme vazodilataci, naopak u hypotermního čekáme vazokonstrikci. (Daanen, 2003)

Působením chladu na organismus by mohlo při delší vazokonstrikci dojít k poškození tkání v akrálních oblastech. Proto se uplatňuje tzv. hunting reflex. Tato reakce byla poprvé popsána Lewisem (Research institute of medicine, 1996) Dochází při ní k periodicky opakující se krátké vazodilataci. Vazodilatace se objevuje 5 až 10 min od začátku působení chladu. (Daanen, 2003) Tím se v těchto segmentech těla krátkodobě zvýší teplota až o 5°C. (Jandová, 2009) Tato reakce je pravděpodobně umožněna arterio-venózními spojkami, sympaticky řízenými anastomózami. Při vazodilataci v nich může proudit značné množství krve. Tyto spojky se nachází hlavně na dlaních, ploskách, uších, nose, loktech, rtech a tvářích. Anastomózy mohou podle potřeby degradovat či vznikat nové. Předpokládá se, že při krátké vazodilataci, která má za úkol prokrvit akrální části těla, dojde hlavně k otevření těchto spojek. (Daanen, 2003)

Po skončení aplikace chladu je nutné opětovné zvýšení lokální teploty. V cévách dochází k reaktivní vazodilataci a následné hyperémii ochlazených segmentů. Hyperémie působí až 20 min po přerušení aplikace chladu a reaktivní vazodilataci lze detekovat ještě delší dobu, 20-40 min po ukončení aplikace. (Jandová, 2009)

## **1.5 Vliv lokálního ochlazení na nervy, kůži, podkoží, svaly a vazy**

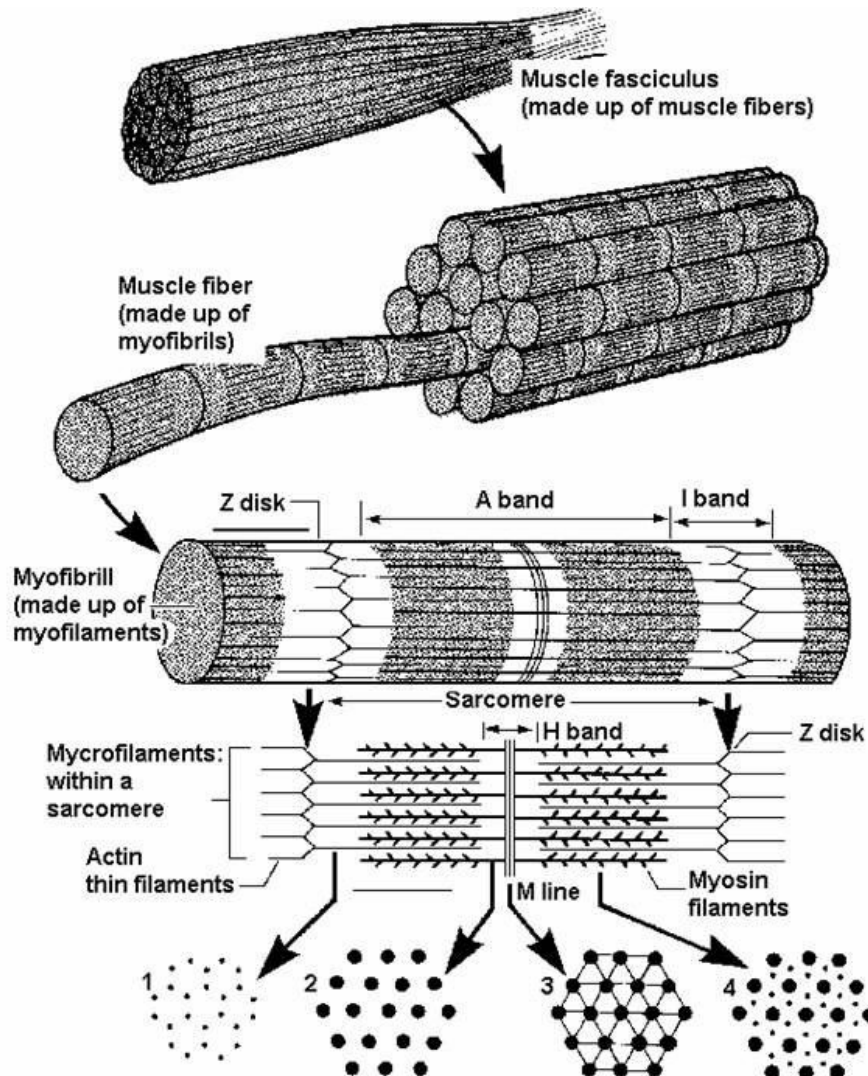
Tato část práce se věnuje působení chladu na jednotlivé anatomické struktury dolních končetin. Termický podnět může přímo působit na kůži a podkoží, dále na svaly, na vazy, na šlachy a nakonec i na periferní nervy. Každá z těchto tkání reaguje na chladový podnět rozdílným způsobem.

### **1.1.1.2 Anatomie kosterního svalu**

Základní stavební jednotkou kosterního svalu je svalové vlákno. Podstatou samotného pohybu jsou kontrakce svalových vláken. Vlákno je mnohoaderná buňka různé délky. Je tvořena myofibrily, které jsou obklopeny buněčnou membránou, sarkolemou. (Ganong, 2005) Jednotlivá svalová vlákna se spojují do primárních snopců (fasciculi). Malé svaly mohou být tvořeny pouze primárními snopci. Pokud je sval větší, fasciculi jsou sdružovány do sekundárních snopců. Seskupování svalových jednotek může probíhat v závislosti na konkrétním svalu i do vyšších řádů. Jednotlivá seskupení jsou obklopena svalovými obaly. Endomysium obaluje jednotlivá svalová vlákna, perimysium jednotlivé snopce a epimysium celé svaly. Morfologicky můžeme příčně pruhovaný sval rozdělit na začátek, úpon, svalové břicho, šlachu a fascie. (Čihák, 2001)

Myofibrily jsou tvořeny kontraktilními bílkoviny. Tyto proteiny jsou aktin a myozin, dále tropomyozin a troponin. Základní funkční jednotkou myofibrily je sarkomera, která ohraničuje pravidelně uspořádaná filamenta aktinu (tenká vlákna) a myozinu (silná vlákna). Tenká aktinová vlákna jsou upevněna na lištu, která se označuje jako Z-linie. Sarkomera je ohraničena párem těchto Z-linií. Silná myozinová vlákna se nachází mezi jednotlivými aktinovými filamenty. Při relaxaci svalového vlákna se aktin a myozin překrývají pouze částečně. Podstatou svalové kontrakce je zasunování těchto filament do sebe. Jednotlivé části svalových vláken mají rozdílnou schopnost lomit paprsky světla. Z tohoto důvodu lze na vláknech sledovat světlejší a tmavší pruhy. Kosternímu svalstvu se proto také říká příčně pruhované. Tmavší proužek (A-proužek) je tvořen silnými vlákny, které se zároveň překrývají s tenkými. Uprostřed A-proužku je světlejší pruh H-zóny, kterou tvoří pouze myozinová

filamenta. Světlejší pruh na vlákne je naopak tvořen pouze filamenty slabými. Ve středové části je vidět tmavší pruh, který je utvořen ze Z-linie (viz obrázek 3). (Ganong, 2005)



**Obrázek 3. Popis struktury svalu a svalového vlákna, převzato z <http://people.eku.edu/ritchisong/301notes3.htm>**

Tenká filamenta jsou tvořena dvojicí aktinových vláken zatočených do šroubovice, do kterých je zapletené vlákno tropomyozinu. Na tropomyozinu jsou v pravidelných intervalech připojeny molekuly troponinu. Silná vlákna jsou tvořena pouze myozinem. Tento protein má dvě jednotky: myozin II a dvě hlavy. Hlavy jsou místem spojení myozinu s aktinem. (Ganong, 2005) Fyziologie svalové kontrakce a svalové receptory a jejich funkce je popsána v další kapitole.

### **1.1.1.3 Působení chladu na svaly**

Chlad může ovlivnit dráždivost a nastavení svalových vřetének, a tím i nastavení citlivosti gama-systému. Při celkovém působení a náhlém lokálním ochlazení dochází nejprve k tzv. cold response – okamžité reakci svalů na chlad. Dojde ke zvýšení dráždivosti svalových vláken, a tím se navýší svalový tonus. Pokud působení chladu nadále pokračuje, aktivita gama systému se snižuje a s ní i svalový tonus. Pokud dochází k postupnému lokálnímu ochlazení, tzv. cold response není tak výrazná a svalový tonus se postupně snižuje. (Poděbradský a Vařeka, 1998)

Eldred et al. (1960) zkoumali lokální působení chladu na sval u koček. Z jejich výsledků vyplývá, že přímým ochlazením svalu dochází ke snížení elektrické aktivity svalových vřetének. Zjistili, že ochlazení má větší efekt na anulospirální zakončení než na keříčkové či zakončení na šlachách. Při zvyšování teploty se frekvence akčních potenciálů vytvořených ve vřeténcích opět zvyšuje. (Eldred et al., 1960) Tuto hypotézu potvrdila i studie, která sledovala vliv ochlazení na T- a H- reflex u lidí. Po ochlazení měřeného svalu se snížila aktivita svalových vřetének (Bell & Lehmann, 1987).

## **1.1.2 Vliv chladu na vazivo a šlachu**

### **1.1.2.1 Anatomie**

Vazivo se řadí mezi pojivové tkáně. Mezi pojiva obecně zahrnujeme také kosti a chrupavky. Z větší části vzniká pojivová tkáň ze středního zárodečného listu, mezodermu. Tyto tkáně se skládají hlavně ze dvou složek: buněk a mezibuněčného prostoru. Pro pojiva je typická převaha extracelulární matrix na úkor vmezeřených buněk. (Dylevský, 2009)

Rozlišujeme dva druhy buněk ve vazivu: fixní a volné. Fixní buňky jsou fibroblasty a fibrocyty. Dále to mohou být retikulární buňky, pigmentové buňky a tukové buňky. Buňky volné se ve vazivu nachází podle aktuálních patofyziologických podmínek v tkáni. Patří mezi ně makrofágy, žírné buňky, dále plasmatické buňky a některé krevní buňky (např. monocyty, atd.). Mezibuněčná hmota je tvořena jednak složkou vláknitou a jednak amorfní hmotou. Vlákenná složka vaziva může být kolagenní, retikulární a elastická. (Čihák, 2001) Amorfní hmota se skládá z glykoproteinů, proteoglykanů, vody a adhezních proteinů. (Lüllmann-Rauch, 2012)

Pro kolagenní fibrily vláknité složky vaziva je typická tuhost a pevnost v tahu. Mají vlnovitě uspořádaná vlákna, která se na rozdíl od elastických při tahu v podstatě neprodlouží. V dnešní době je známo 28 druhů kolagenu. Vlákna jsou většinou tvořena více druhy kolagenu.

Nejhojněji se vyskytují typy kolagen I, II a III, méně často pak kolagen V, XI. (Lüllmann-Rauch, 2012)

Pro elastická vlákna je naopak typická pružnost v tahu. Vlákno se může použitím malé síly až 2,5 krát prodloužit. Fibrily nemají paralelní uspořádání jako kolagenní vlákna, ale spíše vytváří síťovité struktury. Elastické vazivo se v těle nachází v kůži, v plicní tkáni, nebo spoluutváří strukturu ligamenta flava. Retikulární vlákna jsou tvořena z většiny z kolagenu typu III. Název vláken toho typu (reticulum) vychází ze síťovitého uspořádání struktury. Vyskytují se v bazálních membránách nebo v retikulárním vazivu. (Lüllmann-Rauch, 2012)

Amorfní složku intersticiální matrix tvoří molekuly glykosaminoglykanů a proteoglykanů a adhezivních proteinů. Glykosaminoglykany a proteoglykany mají schopnost vázat velké množství vody. To je předpokladem jejich mechanických vlastností, jako je například nestlačitelnost. Glykosaminoglykany se dříve nazývaly mukopolysacharidy. Tvoří je až 150 disacharidových jednotek a lze je najít v podstatě ve všech tkáních. Existuje mnoho podtypů této sloučeniny. Příkladem lze uvést dermatansulfát, chondroitinsulfát a hyaluronát. (Lüllmann-Rauch, 2012) Sůl kyseliny hyaluronové je velmi důležitá sloučenina se schopností vázat na sebe molekuly vody. Navázáním maximálního množství vody navýší svůj objem až 1000 krát. (Dylevský, 2009) Je tedy zásobárnou vody a vytváří viskózní gel, který je nestlačitelný. Tato vlastnost je využita například v bursách nebo šlachových pochvách. Dále se jeho vlastností využívá v kloubní synovii. (Lüllmann-Rauch, 2012) Schopnost vázat velké množství molekul vody je podstatou tixotropních vlastností tkání. (Poděbradský & Poděbradská, 2011) Glukosaminoglykany utváří spolu s proteinovými řetězci další sloučeniny, proteoglykany. Nachází se bazálních laminách, v pojivku a v dalších tkáních. (Lüllmann-Rauch, 2012)

Podle složení a vlastností rozlišujeme jednotlivé typy vaziva. Výše uvedené součásti se nachází v jednotlivých typech vaziva v jiném poměru. Mezi typy vaziva řadíme mesenchym, rosolovité vazivo, kolagenní vazivo, řídké vazivo a tuhé kolagenní vazivo. Dále elastické, retikulární a tukové vazivo. (Čihák, 2003)

Pro účel této práce jsou nejdůležitější kolagenní vaziva. Podle složení je dělíme na řídká a tuhá. Fibrilární, neboli řídké vazivo obsahuje kolagenní vlákna hlavně typu I a III, elastické fibrily a hyaluronát a proteoglykany a tvoří značnou část intersticiální hmoty. (Čihák, 2003) Šlachy, vazy a fascie jsou zařazovány do skupiny tuhých kolagenních vaziv. Mají podobné

složení s rozdílným poměr složení jednotlivých molekulárních útvarů. Šlachy slouží k přenosu síly svalů na kosti. Jsou složeny z 80 až 90 % z kolagenních vláken, která jsou nositeli pevnosti šlach. Elastická vlákna jsou ve šlachách zastoupena do 5%. Kolagenní vlákna jsou mírně zvlněná a při natažení šlachy se narovnávají. Vazy zpevňují kloubní spojení nebo jsou součástí kloubních pouzder. Obsahují 4 až 5 % elastických vláken. Na rozdíl od šlach mají jiné uspořádání fibroblastů mezi kolagenními vlákny. (Dylevský, 2009)

### **1.1.2.2 Působení chladu na vazivo**

Šlachy a vazy jsou charakteristické svými specifickými mechanickými vlastnostmi jako je tuhost a viskoelasticita. Výsledky studií zabývající se vlivem působení tepla na šlachy a vazy naznačují, že teplota mechanické vlastnosti ovlivňuje. Petrofsky et al. (2013) zkoumali zkřížené vazy v koleni a Alegre et al. (2016) testoval vlastnosti patelární šlachy. Obě studie se shodují, že se zvyšujícím se teplem roste flexibilita vazů. Naopak při ochlazení se zvyšuje tuhost, a navíc je třeba pro pasivní natažení tkáně vyvinout větší sílu. Obě studie vycházely z testů in vivo na dobrovolnících. Vzhledem k tomu, že in vitro a in vivo mají šlachy a vazy trochu odlišné vlastnosti, tyto studie lépe vystihují reálné vlastnosti vaziv.

Rozcvičení před výkonem se obecně považuje za vhodnou prevenci vzniku úrazů měkkých tkání pohybového aparátu. (Herman et al., 2012) Jedním z efektů rozcvičení, které by na vznik úrazů mohlo mít vliv, je zvýšení přítoku krve a s ním i oteplení prokrvované tkáně. (Park et al., 2018) Vliv flexibility šlach a vazů spolu s rozcvičením se dává do souvislosti se vznikem poranění těchto tkání. Doposud však neexistuje přímý důkaz, který by tento předpoklad potvrzoval. (Petrofsky et al., 2013)

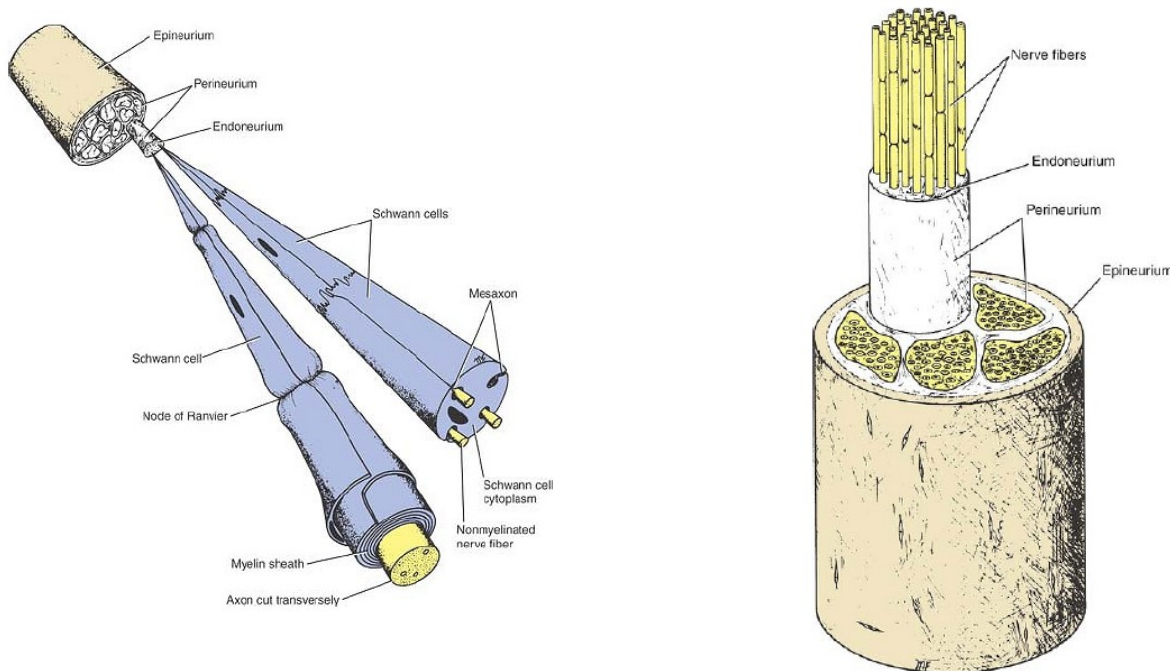
### **1.1.3 Vliv chladu na nerv**

#### **1.1.3.1 Anatomie nervu**

Nervová buňka je základní funkční jednotkou nervové soustavy. Morfologicky ji dělíme na tělo, axon a dendrity. Neurony mohou být buď unipolární, nebo bipolární, nebo multipolární. Samotné neurony jsou obklopeny gliovými buňkami, které na rozdíl od neuronů nemají schopnost tvorby a převodu nervového vzruchu. (Snell, 2006) Mají převážně nutriční, podpůrnou a ochrannou funkci. (Dylevský, 2009) Nervová vlákna se dělí na myelinizovaná a nemyelinizovaná. Myelinové pochvy vláken jsou tvořeny gliovými buňkami. V CNS se nazývají oligodendrocyty. V PNS to jsou Schwannovy buňky. Myelinizované axony vedou elektrický signál rychleji a mají mezi gliovými buňkami tzv. Ranvierovy zářezy, tedy přerušeni.

Nemyelinizovaná nervová vlákna vedou pomaleji a jsou obalena v gliových buňkách celá. (Snell, 2006)

Nervová soustava se tradičně dělí na centrální, periferní a autonomní část. Centrální část nervové soustavy zahrnuje míchu a mozek. Periferní nervová soustava je tvořena kraniálními a spinálními nervy. (Čihák, 2016) Periferní nerv se skládá z většího počtu nervových vláken, které se shlukují do svazků. Samotný nerv je obalen několika vrstvami pojivového vaziva, které slouží jednak jako mechanická opora nervovým vláknům a jednak jako ochrana nervu. Nervová vlákna svazku leží v jemném vazivovém obalu, který se nazývá endoneurium. Svazky nervových vláken jsou obklopeny perineuriem, který lze v případě přetržení sešít. Nakonec je celý periferní nerv obalen epineuriem. Nerv je navíc obklopen dalším vazivem, které společně s nervovými obaly dovoluje mírné pohyby a natažení nervu. Nervová vlákna jsou ve svém průběhu mírně zvlněná, lze je tudíž do určité míry natáhnout. (Dylevský, 2009)



**Obrázek 4. Struktura periferního nervu (Snell, 2006)**

Jednotlivé nervy se dělí podle funkce na motorické, senzitivní a autonomní. Periferní nervy mohou být podle složení z výše uvedených typů převážně senzitivní, motorické, nebo smíšené. Motorické vedou signál směrem od CNS do periferie. Nervová těla mají uložena



v předních míšních rozích, případně v motorických jádrech hlavových nervů, a inervují somatické svaly. Jejich axony končí na nervosvalových ploténkách. Senzitivní nervy vedou elektrický signál aferentně, tedy od periferních částí směrem k CNS. Mají těla ve spinálních gangliích (nebo v gangliích hlavových nervů). (Snell, 2006) Začínají buď jako volná nervová zakončení v kůži, nebo přenáší senzorní informace ze specializovaných receptorů (mechanoreceptory, termoreceptory, proprioceptory) (Čihák, 2016) Autonomní nervy směřují k buňkám hladkého svalstva, kde se napojují na cytoplazmatickou membránu svalu. (Dylevský, 2009) Slouží k ovládání hladkého svalstva interních orgánů, cév či derivátů epidermis, jako jsou potní žlázy, vlasy nebo chlupy a další. (Čihák, 2016)

### **1.1.3.2 Působení chladu na nervy**

Se snižující s teplotou ochlazovaných tkání dochází k působení chladu i na samotné nervy. Míra ochlazení nervů může být ovlivněna více faktory. Mohou to být hloubka tkáně, v jaké se nerv nachází, dále množství okolních tkání, věk nebo použitá teplota chladicího média. Efekt chlazení nakonec závisí i na tom, o jaký typ nervu se jedná. Tedy zda se jedná o senzorní, nebo motorický nerv. Zdá se, že zpomalení rychlosti vedení se více projevuje u senzorních než u motorických vláken. (Herrera et al., 2010) Algaflý a George (2007) zkoumali souvislost mezi teplotou kůže a rychlostí vedení v periferním senzorním nervu. Pozorovali rychlost vedení nervem nejprve před ochlazením, poté ve chvíli, kdy teplota kůže klesla na 15°C a pak ještě při teplotě kůže 10°C. Z výsledků studie vyšlo snížení rychlosti vedení o 33 % při teplotě kůže 10°C v porovnání s měřením před kryoterapií. Podle autorů tato změna připadá na 0,4 m/s na snížení teploty kůže o 1°C. Předpokládá se, že principem efektu ochlazení na rychlost vedení periferními nervy mohou být změny na membráně nervových buněk. (Herrera et al., 2010)

Herrera et al. (2010) také poukázali na fakt, že efekt ochlazení na rychlost vedení periferních nervů může být modifikován i formou aplikace chladu. K ochlazení byly použity tři způsoby: ponoření končetiny do studené vody (okolo 10°C), chlazení sáčkem s ledem a nakonec aplikace masáže ledem po dobu 15 minut. Z výsledků vyplývá, že nejefektivněji snížilo rychlost vedení nervem ponoření končetiny do studené vody. Poukázali na fakt, že zpomalení rychlosti vedení senzorním nervem může podpořit analgetický efekt při aplikaci kryoterapie.

## 2 POSTURA

Postura je „aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová“. (Kolář, 2009) Je součástí a zároveň i elementárním předpokladem každého pohybu. (Kolář, 2009)

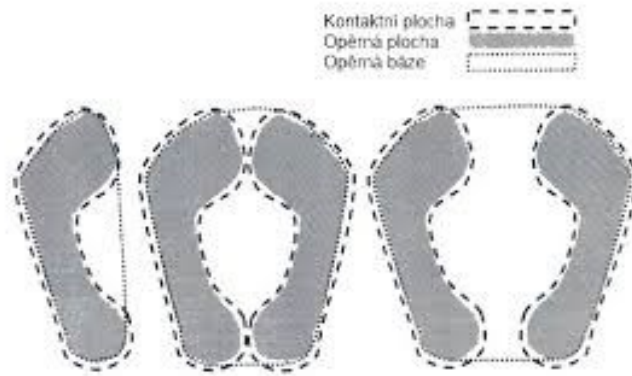
Lidské tělo je ve vzpřímené poloze ve stoji nestabilní. Je to dáno malou úložnou plochou a vysoko postaveným těžištěm. Tuto biomechanickou situaci lze připodobnit k obrácenému kyvadlu. (Vařeka, 2002) Postura je realizovaná posturálním systémem. Posturální systém udržuje stabilitu ve statické pozici, a zároveň zajišťuje rovnováhu při provádění pohybu. Míra excitability posturálního systému závisí na labilitě dané polohy. Pokud je těžiště výš od opěrné báze, poloha je méně stabilní a excitabilita posturálního systému je vyšší. (Véle, 1995)

Jako posturální stabilitu označujeme schopnost člověka udržet vzpřímené držení. Jedinec je pak schopen reagovat na změny vnitřních a zevních podmínek, které na tělo působí destabilizačně. Posturální stabilita zamezuje ztrátě rovnováhy a následně pádu. Rovnováha je pak komplex strategií, které slouží k zajištění posturální stability. Je realizována souborem postojových a reflexních reakcí. (Vařeka, 2002)

### 1.6 Posturální stabilita

Area of Support, česky opěrná plocha je část podložky, která je v určitém okamžiku využita k vytvoření opěrné báze. Dříve se opěrná plocha považovala za synonymum s plochou kontaktu. Pro oporu nelze využít plnou kapacitu plochy kontaktu, proto je přesnější použít termín opěrná plocha.

Jako opěrnou bázi (Base of Support) považujeme plochu, která je ohraničená zevními částmi opěrné plochy a pomyslnou spojnicí opěrné plochy obou nohou. Neplatí vždy, že je položena v horizontální rovině. Je ale vždy kolmá na výslednici zevních sil, které na plochu působí. (Vařeka, 2002)

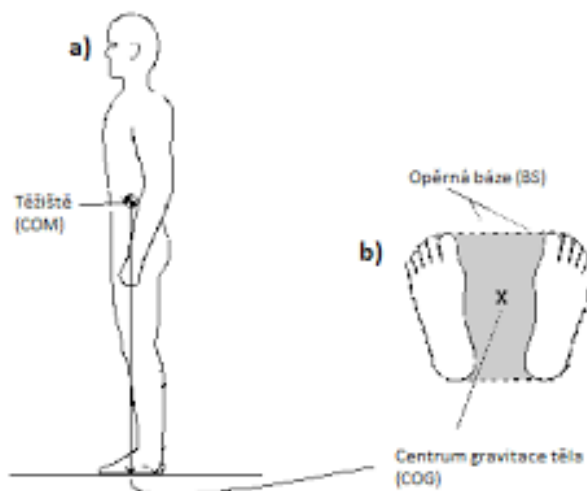


**Obrázek 5. Opěrná plocha, opěrná báze a kontaktní plocha (Vařeka, 2002)**

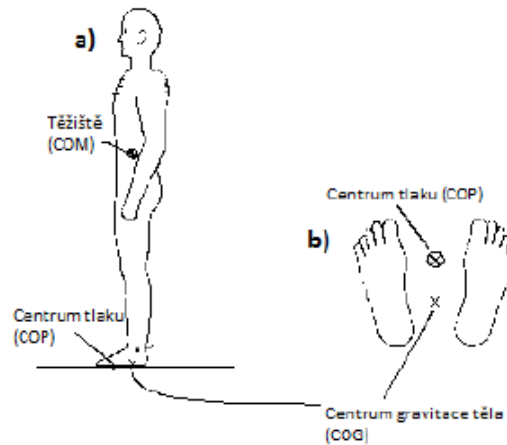
V určitých případech lze definovat úložnou plochu (Area of Load). Neslouží k opoře a je dána spíše pasivním uložením těla na podložku. Příkladem této situace je poloha novorozence, který ještě nemá vytvořenou opěrnou plochu ani bázi. (Vojta, 1993)

V případě lidského těla označujeme těžiště jako COM (Centre of Mass). Je to pomyslný bod, ve kterém je soustředěna hmotnost těla v globálním vztažném systému. Je to bod, ve kterém je výsledný moment tíhových sil všech částí lidského těla roven nule.

COG, Centre of Gravity, je průmět těžiště do roviny opěrné báze. COG se musí držet při statické poloze v poli, které je dáno opěrnou bází. Pokud se dostane mimo, systém už nedokáže vnitřními silami COG vrátit do báze, a aby nedošlo k pádu, musí dojít k přesunu opěrné plochy. Tím se dostane COG zpátky do plochy opěrné báze. (Vařeka, 2002)



**Obrázek 6. a) popis umístění těžiště ve vzpřímeném stoji, b) zobrazení průmětu těžiště do opěrné báze (Kirby, 2002)**



**Obrázek 7. a) popis a umístění těžiště a Centre of pressure ve stoji, b) umístění průmětu těžiště a COP do opěrné báze (Kirby, 2002)**

COG nesmí být zaměněno za COP (Centre of Pressure), které vyjadřuje výslednici vektorů reakčních sil od podložky. Z hlediska mechaniky lze říct, že dokonale tuhé těleso má shodné COP s COG. Lidské tělo nemá vlastnosti dokonale tuhého tělesa, tudíž je nutno tyto dva pojmy v kineziologii rozlišovat. (Vařeka, 2002)

COM, COG a COP se v lidském těle navzájem ovlivňují. Biomechanicky udržení stoje závisí na udržení průmětu těžiště v opěrné bázi. Při pohybu je situace trochu jiná. Těžiště se v lokomoci pohybuje. Pokud směr tohoto pohybu míří do opěrné báze, stabilita zůstane neporušená, i když se COG dostane mimo opěrnou bázi. (Hof et al., 2005)

Na posturální stabilitu lze pohlížet z dvou různých situací. Buď se udržuje rovnováha v pohybu, nebo ve statické poloze. Žádná statická poloha není ve skutečnosti úplně nehybná. Proto není termín statická poloha přesný. Vzhledem k tomu, že kontrakce svalů není nikdy konstantní, mění se momenty sil působících na pákách segmentů lidského těla. Dochází tak k drobnému vychylování těla. Z tohoto důvodu se mění i poloha COP, COG i COM. (Bizovská et al., 2017)

Míra stability je také přímo úměrná velikosti opěrné báze. Rozkročení zlepšuje stabilitu ve frontální rovině. V sagitální rovině jsou pak ale kladeny větší nároky na udržení rovnováhy. Stabilita je také závislá na výšce COM od opěrné báze. Jejich vzájemný vztah je vyjádřen nepřímou úměrou. (Bizovská et al., 2017)

Pro popis vzájemných vztahu COP, COG a COM se využívá model obráceného kyvadla. V tomto modelu se berou v potaz pouze pohyby v sagitální rovině. V této hypotetické situaci se předpokládá pohyb možný pouze v hlezenním kloubu. Cílem je udržet COG v opěrné bázi tak, aby nedošlo ke ztrátě stability, pádu. V situaci, kdy je COG před COP, hrozí, že jedinec může ztratit bilanci. Proto musí řídicí prvek systému (CNS) dát povel k zapojení plantárních flexorů nohy. Ve chvíli, kdy jsou aktivovány, COP se přesune před COG, a tím dojde k odvrácení pádu. Stejný princip platí pro opačnou situaci, kdy je COP za COG. V tu chvíli musí dojít k omezení aktivity plantárních flexorů. Tato situace je pro udržení rovnováhy náročnější, protože plantární flexory mají převahu nad dorsálními flexory. Z tohoto důvodu při stožení na patách musí jedinec výrazně víc využít trupové svalstvo a svaly horních končetin. Z výše uvedeného modelu vyplývá, že COP má vždy větší rozsah pohybu než COG. (Vařeka, 2002)

## 1.7 Posturální řízení

Řízení stabilní vzpřímené polohy a pohybu je velice složitý proces. Aby nedošlo ke ztrátě rovnováhy a případně pádu, musí být stabilita udržována aktivitou posturálního systému. Pro pohyb je důležitá plynulost a přesnost. Ty jsou při pohybu realizovány pomocí posturálního a lokomočního systému. Tyto systémy pracují antagonisticky. Pro souvislou, nepřerušovanou lokomoci musí spolu posturální a lokomoční systém dostatečně kooperovat. (Véle, 2006)

Základem jakékoliv statické i dynamické činnosti je svalový tonus. (Trojan et al., 2005) Dříve se věřilo, že posturální stabilita, tudíž i adekvátní svalový tonus je realizován pouze přes komplex reflexů, které se aktivovaly na základě vestibulární, zrakové a somatosenzorické informace. Předpokládalo se, že posturální systém je řízen pouze několika centry v CNS. Dnes můžeme říct, že posturální stabilita zahrnuje komplex fyziologických reakcí, které jsou řízeny multisegmentálně. (Horak, 2006) Je to adaptabilní chování, které má zároveň vlastnost předvídat a detekovat vjemy a vede k udržení stability. (Bizovská et al., 2017)

Obecně lze říct, že posturální systém má tři základní složky. Jsou to nervový, muskuloskeletální a senzorický systém. Informace o aktuální poloze těla a o jejích změnách jsou detekovány senzorickým systémem. V těle představují senzorické zrakové informace, vjemy z vestibulárního aparátu a pak signály z exteroceptorů a proprioreceptorů. Tyto systémy informují CNS o aktuálním stavu, o průběhu pohybu a podílí se také na predikci pohybu. Tyto informace jsou v CNS zpracovávány a integrovány. (Bizovská et al., 2017)

Dále je nedílnou součástí posturálního systému muskuloskeletální složka. Zahrnuje svaly, fascie, vazy, kloubní pouzdra i samotné klouby. Tento systém je efektoem posturálního řízení. (Ivanenko & Gurfinkel, 2018) Podle Véleho (2006, s. 101) se na udržení vzpřímeného postavení těla podílí jednak stabilizační svaly (shunt muscles) a jednak záběrové svaly (spurt muscles). Stabilizační svaly jsou krátké a začínají a končí v blízkosti kloubů. Zajišťují postavení v jednotlivých skloubení. Jsou to krátké autochtonní svaly páteře a některé svaly horního a dolního pletence (svaly rotátorové manžety a pelvitrochanterické svaly). Záběrové svaly jsou na rozdíl od stabilizačních umístěny více na povrchu a spojují jednotlivé tělesné segmenty. Slouží jednak ke stabilizaci celého těla, ale i k pohybu. Mezi záběrové se započítává svalstvo trupu i končetin. (Véle, 2006, s. 103) Poslední složkou posturálního systému je integrační a řídicí systém, tedy CNS, který zpracovává informace z muskuloskeletálního systému a řídí a koordinuje posturální systém. Do určité míry má také schopnost predikce pohybu. Důležité je zmínit schopnosti vnímat tělo v prostoru a účelně s ním pohybovat, dále vliv motivace, pozornosti a soustředění na řízení postury. Pro udržení stability je potřeba vzájemná kooperace mezi těmito systémy. Dohromady jsou schopny zaručit, že se jedinec orientuje v prostoru, relevantně zpracovává a integruje senzorické vjemy, správně koordinuje pohyb a využívá adekvátní motorické strategie a programy. A nakonec je schopen adaptace na vnější prostředí. (Bizovská et al, 2017) Podle Horak (2006) jsou pro posturální stabilitu a orientaci také důležité kognitivní procesy. Čím složitější posturální situace, tím větší jsou kladeny nároky na kognici.

Informace ze senzorického systému jsou zpracovávány v CNS, odkud se pomocí postojových, vzpřimovacích a polohových reflexů realizuje opěrná motorika. I když se na řízení postury podílí všechny koordinační úrovně od míchy až po mozkovou kůru, nejdůležitějším řídicím systémem opěrné motoriky je descendentní retikulární formace (RF). RF se funkčně dělí na facilitační a inhibiční část. Facilitační oblast získává aferentaci z vestibulárního mozečku, vestibulárního aparátu, kolaterál specifických senzorických drah a z kortexu. Svým působením reflexně zvyšuje napětí na antigravitačních svalech a zároveň inhibuje flexory. Tímto způsobem zajišťuje vzpřímené postavení. Inhibiční oblast RF působí na extenzory naopak tlumivě. Je ovlivněna informacemi z bazálních ganglií, spinálního mozečku a také mozkové kůry. Kromě RF je důležitým prvkem i mozeček. Vestibulární část cerebella se podílí na udržování vzpřímené polohy těla. Získává informace z vestibulárních jader, mozkové kůry a proprioreceptorů pohybového aparátu. Zpracované informace jsou vedeny do RF, odkud se hlavně přes gama-systém podílí na vzpřímeném postavení. Na postuře se podílí i spinální

mozeček, který zpracovává informace z proprioreceptorů. Tím, že dostává zpětnou vazbu o aktuální poloze segmentů těla vůči sobě, nastavuje aktivitu proprioreceptivních reflexů. Dále působí na inhibiční oblast RF. (Trojan, 2003)

## **1.8 Vliv senzorického systému na posturální kontrolu**

Senzorický systém patří k nenahraditelným složkám řízení posturálního systému. Pokud jeden ze smyslů není k dispozici, jiné se pokusí do určité míry tento chybějící prvek nahradit. Při stožení na pevném povrchu se na řízení stability podílí somatosenzitivní informace ze 70 %, vestibulární z 20 % a vizuální z 10 %. V závislosti na změnách okolního prostředí, například přechodem z pevné podložky na měkkou, se výše uvedený poměr mění. (Horak, 2006)

### **1.1.4 Role vestibulární aparátu v řízení posturální stability**

Vestibulární systém detekuje pohyb a polohu hlavy v prostoru. Zároveň prostřednictvím vestibulookulárního reflexu zajišťuje fixaci na nazíraný objekt. Informace z tohoto systému se podílí na udržování vzpřímené polohy těla.

Nachází se spolu se sluchovým aparátem v kostěném hlemýždi v kosti skalní. Skládá se ze tří polokruhovitých kanálků. Kanálky jsou citlivé na rotační zrychlení. Zadní kanál detekuje latero-laterální pohyby hlavy, laterální zajišťuje informace o rotačních pohybech hlavy, a nakonec přední, který informuje o předozadních pohybech hlavy. Dále je vestibulární aparát tvořen dvěma váčky. Ty detekují lineární zrychlení. Utriculus informuje o horizontálním zrychlení, sacculus o vertikálním. (McCaslin et al., 2011; Králíček, 2004)

Změna polohy hlavy je detekována receptorovými buňkami. Signál je předáván bipolárními neuronům s tělem v ganglion vestibulare ve vnitřním zvukovodu. Centrální část neuronu pokračuje do mozkového kmene jako pars vestibularis nervi vestibulocochlearis, kde se napojuje na vestibulární jádra. Z vestibulárních jader vedou neurony do různých částí CNS. Cestou tractus vestibulospinalis se napojují na mediální skupinu míšních motoneuronů, jejichž prostřednictvím pomáhají zajišťovat přes antigravitační svalstvo vzpřímené držení těla. Dále jsou signály pomocí tractus vestibulocerebellaris directus a indirectus přiváděny do mozečku, kde jsou zpracovávány. (Čihák, 2016) Odtud se eferentními spoji informace vrací do vestibulárních jader, a to hlavně do nukleus vestibularis lateralis. Archicerebellum tímto způsobem ovlivňuje posturální stabilitu přes aktivaci pletencového a axiálního svalstva. (Králíček, 2004) Dále vestibulární jádra vysílají vlákna do fasciculus longitudinalis medialis,

kteřý zajišťuje koordinaci pohybu očí s pohyby hlavy tak, aby byl nazíraný předmět stále v zorném poli. Svalový tonus je také výrazně ovlivněn přes dráhu vedoucí do retikulární formace. Z vestibulárních jader vedou další spojky k jádrům hlavových nervů a jako tractus vestibulocorticalis přes thalamus do mozkové kůry (gyrus postcentralis, gyri temporales transversi) pro vědomé určení polohy hlavy v prostoru. (Čihák, 2016)

### **1.1.5 Role zraku v řízení posturální stability**

Dalším důležitým sensorickým orgánem, který se značně podílí na posturální stabilitě je zrak. Percepčním orgánem je oko. Oko detekuje viditelné spektrum elektromagnetického vlnění. Světlo nejprve prochází optickým systémem oka, následně receptory zrakového ústrojí, tyčinky a čípky převedou viditelné světlo na elektrický signál. Jako akční potenciál je veden zrakovou dráhou do mozku, kde je pak vytvářen výsledný zrakový vjem. (Králíček, 2004)

Vizuální podnět je veden zrakovým nervem do chiasma opticum, které se nachází nad stella turcica. V chiasmatu se spojují nervy z obou očí. Pro další postup se většina drah kříží. Vlákna pak signál pokračuje jako tractus opticus a míří do corpus geniculare laterale, který je již součástí thalamu. Tam se signál přepojuje na neurony vedoucí do zrakové kůry. Pro koordinaci zraku a pohybového systému jsou důležitá vlákna, která nevstoupí do corpus geniculare laterale, ale pokračují do colliculus superior tecta. (Snell, 2006) Tectum slouží jako integrační centrum pro zrakové a senzitivní podněty z kůry, signály z colliculli superiores, colliculi inferiores, bazálních ganglií, mozečku a hypothalamu. Z tecta jsou informace vedeny tectospinálními a tectoreticulospinálními drahami až k motoneuronům. Cestou těchto drah je ovlivněna posturální stabilita. Dále z tecta vedou neuronové dráhy do mozečku a do thalamu, a následně do kortexu. (Čihák, 2016)

Udržení nazíraného předmětu v zorném poli je důležité pro stabilitu a orientaci v prostoru. Zásadní roli zde hraje nervový svazek fasciculus longitudinalis medialis. Integruje totiž činnost okohybných nervů (nervus oculomotorius, trochlearis a abducens) s podněty z vestibulárního aparátu. Řídí vestibulo-okulární reflex. Pokud dojde k vychýlení hlavy, oči se reflexně stočí opačným směrem. (Králíček, 2004) Dále se uplatňuje cerviko-okulární reflex. Zajišťuje souhru pohybu očí s pohybem hlavy pomocí informací z proprioreceptorů svalů krční páteře. U zdravého jedince se ale uplatňuje v mnohem menší míře než vestibulo-okulární reflex. V případě poruch statokinetického čidla může jeho funkci do určité míry nahradit. (Kadaňka Jr & Bednařík, 2018)

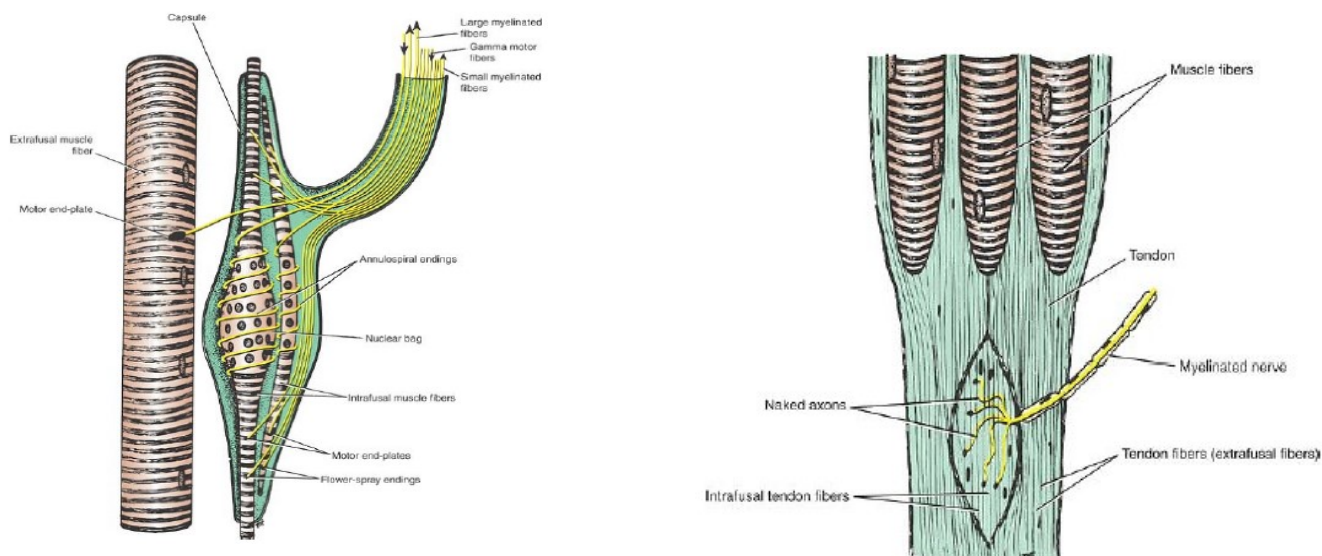


### 1.1.6 Role propriocepce v řízení posturální stability

Proprioreceptory slouží k určení vzájemné polohy jednotlivých částí těla a zároveň detekují pohyby segmentů. Tato čidla se nachází v přímo ve svalech, dále ve šlachách a v kloubních pouzdrech. Jsou to svalová vřetenka, Golgiho šlachová tělíska a receptory podobné Ruffiniho a Vater-Paciniho tělískům v kloubních pouzdrech a ve vazech. Vzhledem k morfológické podobnosti jsou označována jako ruffiniformní a paciniformní. Předpokládá se, že paciniformní tělíska detekují kinestezii a ruffiniformní zase statestézii. Další čidla, která se funkčně označují za proprioreceptory, jsou přímo Ruffiniho tělíska v kůži. Předpokládá se, že signalizují napnutí kůže při pohybu segmentem. (Králíček, 2004)

Svalové vřetenko je svalový proprioreceptor. Je tvořeno pěti až deseti intrafuzálními vlákny. Centrální části intrafuzálních vláken nemají schopnost kontraktility. Okrajové části se ale smršťovat mohou. Centrální části vláken jsou pak pasivně natahovány kontraktilními. Toto protažení je detekováno terminálními senzitivních nervů. Intrafuzální vlákna jsou dvojího typu: nuclear bag fibres a nuclear chain fibres. Liší se od sebe rychlostí, jakou se kontrahují. Nuclear bag fibres se stahuje pomalu a nuclear chain fibres naopak. Senzitivní inervace vřetének je dvojího typu. Terminální zakončení senzitivních nervů je buď primární, nebo sekundární. Primární nebo také anulospirální představuje zakončení A-alfa neuronů. Jeho terminály jsou na obou typech intrafuzálních vláken. Sekundární zakončení se nachází na nuclear chain fibres a zastupuje nervová vlákna typu A-beta. Motorickou inervaci zajišťují gama-motoneurony napojené na koncové části intrafuzálních vláken vřetének. (Snell, 2006)

Golgiho tělíska představují receptory ve šlachách. Nachází se v blízkosti šlachosvalového přechodu. Tento typ receptoru má pouze aferentní inervaci vedenou přes A-alfa nervová vlákna. Detekují změny svalového napětí. Tělíska se uplatňují při obráceném myotatickém reflexu. (Snell, 2006)



**Obrázek 8. Zobrazení svalového vřeténka (vlevo) a šlachového tělíska (vpravo) (Snell, 2006)**

Informace z proprioreceptorů jdou nejprve přes pseudounipolární neurony, které mají těla ve spinálních gangliích. Centrální část neuronu vstupuje zadními rohy do míchy. Percepce z horních končetin a horní poloviny trupu pak pokračuje zadními míšními provazci až do synaptického spojení s nucleus cuneatus lateralis. Část vláken se odděluje jako tractus cuneocerebellaris a míří do spinálního mozečku. Zbytek neuronů se kříží a kontralaterální stranou pokračuje jako lemniscus medialis do talamu. Z talamu jsou informace přenášeny do somatosenzorické kůry. Signály z dolní poloviny trupu a dolních končetin sice také vstupují do míchy, ale ihned se napojují na neurony nukleus Stilling-Clarka. Odtud pokračují jako tractus spinocerebellaris dorsalis et ventralis. V oblongatě se část vláken odděluje a vstupuje do spinálního mozečku a zbytek se přepojuje v nucleus Z. Z tohoto jádra pokračuje do talamu a opět do somatosenzorického kortexu. (Králíček, 2004) Percepce přivedená do spinálního mozečku se po zpracování dále posílá do kůry a do dorzolaterálního systému motorických drah. Jedná se hlavně o tractus vestibulospinalis a reticulospinalis, přes který je ovlivněn svalový tonus a posturální stabilita. (Čihák, 2016; Králíček, 2004)

Nezbytnou složkou udržení vzpřímeného stoje je svalový tonus. Ten je udržován pod vlivem alfa a gama-motoneuronů. Alfa-motoneurony mají funkci efektoru pro motorické dráhy. Pracují jako konečná společná dráha. Jeden motoneuron může mít až 5500 synapsí. Alfa-

motoneuron je tak ovlivňován ať už excitačně, nebo inhibičně všemi úrovněmi motorického řízení. Gama-motoneurony jsou součástí tzv. gama-systému. Tento systém nastavuje dráždivost vřetének a reguluje tak svalový tonus. (Trojan, 2003) Svalové vřeténko funguje jako komparátor délky intrafuzálních a extrafuzálních vláken svalu. Detekuje změnu a rychlost délky intrafuzálních vláken. Gama-motoneurony vedou z míchy do kontraktálních částí svalových vřetének. Aktivací gama-motoneuronů se nastaví výchozí napětí vřeténka, které je detekováno primárním a sekundárním zakončením. Tyto informace se senzitivními nervy dostávají do míchy a dále do vyšších řídicích center, která pak mohou přenastavit přes gama-motoneurony napětí na svalovém vřeténku, a tím i citlivost na protažení. (Králíček, 2004) Gama-systém je řízen vyššími centry CNS. Podněty z mozkové kůry, bazálních ganglií, vestibulárního aparátu a mozečku tak ovlivňují svalový tonus přes retikulární formaci. (Trojan, 2003)

## 1.9 Posturální reflexy

Posturální motorika je realizovaná přes posturální reflexy. Jsou to reflexní reakce na stimulaci senzoričkových receptorů. Cílem reakce je udržení posturální stability a udržení nazíraného předmětu v zorném poli. Hierarchicky nejnižší úroveň řízení posturální motoriky je míšní úroveň. Na této úrovni jsou integrovány nejjednodušší míšní reflexy. Dělí se na propioceptivní a exteroceptivní. Proprioceptivní, neboli napínací reflex je vyvolán podrážděním svalového vřeténka nebo šlachového tělíska. Signál je následně aferentně veden do míchy, kde je přepojen na alfa-motoneuron, který vyvolá reflexní stah téhož svalu. Exteroceptivní reflexy vznikají na základě dráždění exteroceptorů. Jsou již polysynaptické. Podle výsledné reakce je dělíme na extenzorové a flexorové. Extenzorové reflexy jsou základem pro vybavení postojových reakcí. (Trojan, 2003)

Na úrovni míchy a středního mozku se koordinují postojové a vzpřimovací reakce. (Trojan, 2003) Tyto reakce udržují reflexně vzpřimené držení těla. Mezi postojové reakce se řadí jednoduché lokální statické reakce, dále segmentální statické reakce a celkové statické reakce. (Králíček, 2004) Lokální statické reakce působí pouze na část těla. Jako příklad lze uvést vyvolání opěrné funkce chodidla při dotyku o zem. Oporou dojde k podráždění propioceptorů a exteroceptorů chodidla. Statická reakce působí lokálně na svalstvo segmentu, kde došlo k senzoričkovému podráždění. Reakcí na dráždění dojde k aktivaci svalstva dolní končetiny, která pak funguje jako opěrná struktura pro udržení vzpřimeného postavení těla. (Trojan, 2003) Segmentální statické reakce se již týkají více segmentů těla. Příkladem

může být zkřížený extenzorový reflex. Podrážděním receptorů na jedné končetině se vyvolá reakce lokálně, ale zároveň dojde k aktivaci svalů končetiny druhé. Hierarchicky nejvýše postavené jsou celkové statické reakce. Ovlivňují tonus celého trupu a končetin zároveň. Jsou to tonické šíjové reflexy, které slouží k udržení vzpřímeného postavení při pohybech hlavy. Dále se mezi tyto reakce zahrnuje tonické labyrintové reflexy. Pohybem hlavy dochází k redistribuci svalového tonu a svalové aktivity, jejíž výsledkem je opět udržení vzpřímeného postavení. Na rozdíl od šíjových reflexů vyvolaných podrážděním proprioreceptorů, labyrintové reflexy jsou provokovány drážděním ze statického čidla. Při rychlých pohybech rotace hlavy dochází k podráždění čidla kinetického. (Králíček, 2004) Na aktivitu tonických a fyzických labyrintových reflexů má velký vliv retikulární formace. (Trojan, 2003)

Postojovým reflexům jsou nadřazeny ještě vzpřimovací reakce. Představují reflexy, pro které je již nutná koordinace vyšších center. V řízení reflexů má zásadní úlohu retikulární formace. Z informací z proprioreceptorů šíjových svalů a vestibulárního aparátu se přes retikulární formaci aktivuje posturální svalstvo, které tak udrží vzpřímené postavení hlavy a trupu. Základním stimulem pro dráždění receptorů je směr působení gravitace. (Trojan, 2003) Nejdůležitější vzpřimovací reakcí je labyrintový vzpřimovací reflex. Tělový vzpřimovací reflex na polohu hlavy a na polohu těla, dále šíjový vzpřimovací reflex jsou na rozdíl od předchozího vyvolány podrážděním exteroceptorů a šíjových proprioreceptorů. Zrakové vzpřimovací reflexy integrují zároveň signály ze zrakového ústrojí a řídí pohyby hlavy cestou zrakové kůry mozku. (Králíček, 2004)

Kromě postojových a vzpřimovacích reflexů jsou v postojové motorice uplatňovány umíst'ovací reakce, které jsou již integrovány na úrovni mozkové kůry. (Ganong, 2005) Jedná se o vestibulární umíst'ovací reakci. Lze ji demonstrovat na pokusném dekortikovaném zvířeti, které během pádu extenduje končetiny a roztáhne prsty. Reflex je vyvolán reakcí makulárních receptorů na změnu polohy hlavy. U zrakové reakce vyvolá vizuální stimul posturální reakci. Zvíře bez obou labyrintů, ale se zachovaným zrakem při pádu natáhne končetiny. (Králíček, 2004) Reakce poskoku slouží k udržení rovnováhy opory končetin. Pokud do pokusného zvířete několikrát strčíme, poskoky znovu obnoví stabilitu a udrží vzpřímené držení těla. (Ganong, 2005)

## 1.10 Význam nohy pro posturální stabilitu

Noha má u člověka dvě základní funkce. Jednak nese celou váhu těla, má tedy opěrnou funkci a jednak se uplatňuje při pohybu. Noha, jako funkční jednotka, je tvořena komplexem kostních struktur spojených složitým systémem kloubních spojení zpevněné řadou vazů. (Wright et al., 2012) Kostra chodidla tvoří dohromady tři klenby. Jsou to dvě podélné a jedna příčná. Spolu se svaly utváří pružnou oporu, která nejen zajišťuje aktivní kontakt s podložkou, ale také odpružuje mechanické údery do nohy, které se přenáší do vyšších částí těla. (Véle, 2006)

Zásadní úlohu pro posturální stabilitu hrají aferentní informace ze senzoričkových receptorů na chodidle. Jednak to jsou proprioreceptory, které reagují na změny napětí ve svalech, vazech a kloubních pouzdrech. A pak to jsou exteroceptory, které informují o změnách na kůži. K podráždění sensorů dochází při jakékoliv změně polohy, umístění těžiště či pohybu. (Bizovská et al., 2017)

Exterorecepce z chodidel patří mezi významné zdroje informací o poloze těla. Přenesením váhy dochází ke změně zatížení chodidla, která je detekována příslušným okrkem mechanoreceptorů v kůži opěrné plochy nohy. Kavounoudias et al. (1998) dokonce označili mechanoreceptory na chodidle jako „dynamometrickou mapu“ pro CNS. Percepce z mechanoreceptorů má spolu s informacemi z dalších senzoričkových receptorů vliv na udržení vzpřímeného stoje a dávají prostorovou představu o poloze těla. Jednotlivé typy mechanoreceptorů se liší rozdílným vnímáním různých druhů podnětů, dále se liší podle rychlosti adaptace receptoru na podnět. Podle toho je dělíme na rychle a pomalu adaptující se čidla. Mezi kožní receptory se podle hloubky umístění v kůži řadí Merkelovy disky, Meissnerova tělíska, Ruffiniho tělíska a Vater-Paciniho tělíska. (Králíček, 2004)

Kavounoudias et al. (1998) zjistili, že podrážděním mechanoreceptorů vibrací části chodidla se vyvolá posturální reakce, která vede k vychýlení těla opačným směrem ve snaze udržet stabilitu. Zdá se však, že samotná detekce z exteroceptorů má v udržování posturální stability pouze částečný význam a v případě její absence může být úspěšně nahrazena informacemi z jiných senzoričkových orgánů. Meyer et al. (2004) testovali vliv percepce z kůže na posturální stabilitu. Pro eliminaci senzoričkových vjemů z kůže použili lokální anestetikum aplikované do kůže na stojnou část chodidla. Zjistili, že znecitlivění noty má signifikantní vliv na stabilitu bipedálního stoje pouze při absenci zrakové kontroly. Podobně, význam absence

percepce z exteroceptorů byl významný až při posturálně náročnější poloze, unilaterálním stojí.

Podobně důležitou roli pro posturální stabilitu hrají proprioreceptory ve vazech. Chodidlo je morfologicky složeno z 26 kostí, které jsou navzájem propojeny složitým komplexem kloubních spojení. (Čihák, 2001) Receptory detekují vzájemné postavení v kloubech a napětí na kloubních pouzdrech a vazech, čímž pomáhají udržovat vzpřímený postoj a kontrolují pohyb. Postojovou motoriku ovlivňují na úrovni míchy, dále nepřímo přes gama-systém, a nakonec i projekcí na kortikální úrovni. Percepce z vazů podporuje udržení kloubní stability, která je nedílnou součástí opěrné funkce nohy a udržení vzpřímeného postavení těla. (Sjölander et al., 2002)

Svaly chodidla slouží kromě funkce pro motoriku také jako bohatý zdroj proprioceptivních informací. Každá změna napětí ve svalech je proprioreceptory detekována. Zpětnovazebným systémem gama-systému dochází k ovlivnění činnosti jednotlivých svalů, a tím ovlivnění posturální stability. Svaly akrální části dolních končetiny lze rozdělit na svaly nohy, které začínají a končí na chodidle a na svaly, které mají převážně funkci pohybu s hlezenním kloubem. Drobné svaly nohy mají velmi výraznou somatosenzorickou funkci. (McKeon et al., 2015) Se zvyšujícími se nároky na posturální stabilitu roste aktivita těchto drobných svalů nohy. (Kelly et al., 2012)

Udržování vzpřímené polohy těla a stability zajišťuje multisenzorická aferentace z receptorů po celém těle. Zpracováním a propojením informací z jednotlivých smyslových systémů se tvoří výsledný vjem sledované modality. (Kavounoudias et al., 2001) Ukázka integrace senzorických informací a vzájemnou propojenost lze demonstrovat na příkladu studie od Fallon et al. (2005) Z výsledků práce vyplývá, že stimulací mechanoreceptorů chodidla se indukuje aktivita na motoneuronech svalů dolních končetin. Elektrickou stimulací mechanoreceptorů došlo ke zvýšení elektrické aktivity ve svalech na chodidle.

## **1.11 Etiologie a klinické důsledky zhoršení posturálního řízení**

V následujících podkapitolách jsou shrnuty vybrané klinické jednotky, které mohou způsobit poruchy posturální stability.

### **1.1.7 Etiologie**

Poruchy posturální stability můžeme podle etiologie rozdělit na neurologické, strukturální a funkční. Neurologické mohou být způsobeny poruchou vestibulární, extrapyramidovou, mozečkovou či cerebrální. Dále může být zasažen i periferní nervový systém. Poruchy stability strukturální etiologie zahrnují úrazy, vrozené poruchy či anatomické anomálie. Nakonec mohou být poruchy rovnováhy funkčního charakteru. Příkladem mohou být změny svalového napětí. (Bizovská et al., 2017) V následujících podkapitolách je přehled vybraných onemocnění, které mají vliv na posturální stabilitu.

### **1.1.8 Vestibulární dysfunkce**

Poruchy vestibulárního aparátu dělíme na periferní a centrální. Dále mohou být buď unilaterální, nebo bilaterální. U periferního vestibulárního syndromu dochází k postižení buď vestibulárního nervu, nebo k poruše labyrintu. Mezi klinické jednotky tohoto syndromu můžeme zařadit vestibulární neuronitidu, benigní paroxysmální polohové vertigo, Ménièreovu chorobu, vaskulárně podmíněné syndromy, vestibulární paroxysmie či bilaterální vestibulopatie. (Jeřábek, 2007) Centrální syndrom vzniká na základě poškození druhého nervu vestibulární dráhy CNS. Bývá součástí kmenových a mozečkových syndromů. Etiologie poruchy může být zánětlivá, cévní nebo nádorová. (Seidl, 2015) Příznaky vestibulární poruchy bývají vertigo rotačního charakteru, vegetativní příznaky (nauzea a zvracení), nystagmus, spontánní tonické úchytky. (Jeřábek, 2007) Spolu s těmito symptomy je porušena i posturální stabilita. (Fujimoto et al., 2014; McCaslin et al., 2011; Fujimoto et al., 2013)

### **1.1.9 Mozečkové dysfunkce**

Mozeček se nachází v zadní jámě lební. Je to důležitá struktura mozku, která se podílí na koordinaci pohybu, přesnosti pohybu a motorickém učení. Dále pomáhá udržovat rovnováhu a vzpřímený stoj. Symptomy způsobené cerebelární lézí se projevují na stejné straně, jako je příčina onemocnění. Jsou přítomny pouze v pohybu. Příznaky poruch mozečku jsou typické pro zasaženou oblast. Rozdělujeme je hlavně na dvě jednotky: na palleocerebelární syndrom a neocerebelární syndrom. Neocerebelární syndrom se projevuje sníženými elementárními posturálními reflexy, mozečkovou ataxií (hypermetrie, asynergie, adiadochokinéza), pasivitou, intencním třesem a pozitivním rebound syndromem. Pro palleocerebelární syndrom je charakteristická velká asynergie. (Seidl, 2015) Jsou zvýrazněné poruchy stability a poruchy chůze. (Bultmann et al., 2014; Bakker et al., 2006; Marquer et al., 2014)

### **1.1.10 Poruchy stoje a chůze způsobené věkem**

Stárnutí je komplexní a multifaktoriální proces, který probíhá na úrovni strukturální, funkční a molekulární. Stárnutí probíhá v celém organismu. U každého se projevuje individuálně. Vzniká tak individuální fenotyp stáří. (Alvis & Hughes, 2015)

S rostoucím věkem se u jedinců zhoršuje posturální stabilita. Zvyšující se instabilita je spojena se zvýšeným rizikem pádu. Mezi další faktory, které jsou spojené s rizikem pádu, patří: snížená svalová síla, poruchy chůze, zrakový a kognitivní deficit. Dále používání kompenzačních pomůcek, přidružená onemocnění, historie pádů v anamnéze, vyšší věk a polypragmasie. (Piirtola & Era, 2006) Pády mohou vést k vážným důsledkům. Může dojít ke zranění, nutnosti hospitalizace nebo může být pro jedince pád až fatální. (Rubenstein, 2006)

### **1.1.11 Polyneuropatie**

Polyneuropatie je skupina onemocnění, které způsobují poruchy vedení periferními nervy. Zasažené mohou být motorické, senzitivní, nebo vegetativní nervy. Léze těchto třech základních typů nervů se mohou projevit samostatně, nebo v kombinaci s dalšími. Dále můžeme dělit polyneuropatie podle etiologie. Jsou to idiopatické, dále hereditární (Charcot-Marie-Tooth), zánětlivé (Guillain-Barré syndrom, chronická zánětlivá demyelinizační polyradikuloneuritis, sarkoidóza), metabolické (diabetes mellitus, urémie,...), vaskulitidy, nádorové onemocnění, infekční (syfilis, HIV, borelióza, lepra), toxické (olovo, arsen, talium), léky (vincristin, platina, fenocytin), drogy a alkohol. (Ehler, 2013)

#### **1.1.11.1 Diabetická neuropatie**

Vzhledem k vzrůstajícímu počtu jedinců, kteří se v České republice léčí s diabetem, se tato podkapitola více zabývá problematikou polyneuropatie jako důsledku chronického diabetu. Podle Zdravotnické ročenky ČR (2016) se v roce 2016 léčilo s diabetem celkem 861 500 osob (z toho 91,4 % s diabetem 2. typu). Toto onemocnění má řadu akutních i chronických komplikací. Mezi akutní řadíme hyperglykemické ketoacidotické kóma, hyperosmolární neketoacidotické diabetické kóma a nakonec hypoglykemické kóma. Chronické komplikace se objevují až po delší době od vzniku onemocnění. Rozdělujeme je na mikroangiopatie, které vedou k nefropatii, retinopatii a neuropatii, a makroangiopatie. Ty urychlují vznik a progresy aterosklerózy. Dále se mezi chronické komplikace může zahrnout i větší náklonost k infekcím. Typickou jednotkou, která vzniká na základě diabetu, je diabetická noha. (Anděl et al., 2007) Diabetická neuropatie je nejčastější komplikací diabetu. (Pelikánová, 2010). Poškození nervů



se děje na metabolicko-vaskulárním podkladě. Neuropatie se může projevit různými klinickými symptomy. Je to z důvodu, že se může poškození periferního nervstva projevit v různých částech těla pacienta a navíc může zasáhnout různé typy nervů.(Edelsberger, 2008) Porucha se pak může projevit silnými bolestmi, parézami nervů a svalovou slabostí. Kromě těchto subjektivně špatně snášených příznaků výrazně přispívá k rozvoji diabetické nohy. (Rybka, 2007)

Neuropatie je sice nejčastější komplikací diabetu, ale přesto se údaje o výskytu značně liší. Důvod je dán tím, že některé druhy neuropatií se mohou projevovat až po delší době, po asymptomatickém období. Dále mohou údaje o četnosti záviset na typu diabetu, období, kdy byla neuropatie diagnostikována, na věku pacienta a dále i na složení zkoumaného populace diabetiků.(Edelsberger, 2008). Prevalence neuropatií je proto z tohoto důvodu udávána něco mezi 10-80 % mezi nemocnými diabetem. (Pelikánová, 2010)

Diabetická neuropatie se může klasifikovat podle různých kategorií, a to podle topografie postižení, dále podle typu postiženého vlákna a nakonec i podle závažnosti, zda je neuropatie reverzibilní, nebo již ireverzibilní. Závažnost neuropatie dělíme na čtyři stupně. Nultý stupeň je označen jako bez přítomnosti neuropatie. Stupeň jedna se sice projevuje jako období bez subjektivních příznaků, ale při klinickém či EMG vyšetření se dají najít určité známky abnormálního nálezu. Druhý stupeň je charakteristický přítomností jak alespoň dvou příznaků z klinického nebo EMG vyšetření, tak i subjektivními projevy. V rámci úrovně závažnosti postižení u tohoto stupně můžeme rozdělit pacienty na ty, kteří jsou schopni chůze na patách a na ty, kteří již tento pohybový vzor nezvládnou. Třetí stupeň je již vyjádřen těžkou polyneuropatií. Jsou přítomny závažné subjektivní i objektivní příznaky. Tradiční dělení podle typu zasažených nervových vláken se také hojně využívá. Mohou být zasaženy somatosenzorické nervy nebo autonomní nervstvo. Podle toho můžeme popsat klinické příznaky u dvou různých klasifikačních jednotek, somatosenzorické a autonomní neuropatie. (Pelikánová, 2010)

Neuropatie mohou vést k poruchám stability a lokomoce. Pokud jsou zasaženy senzitivní nervy, chybí aference do CNS z proprioceptorů a dalších receptorů. Posturální systém používá informace ze somatosenzorického systému ve větší míře, než aferenci ze zrakového či vestibulárního systému. Dochází pak ke zvýšeným titubacím (Bonnet et al., 2009), a tím pádem k zhoršení posturální stability. (Bizovská et al., 2017)

## 1.12 Posturografie

Posturografie je metoda, která objektivizuje balanční schopnosti jedince. Význam těchto přístrojů se v klinické praxi stále zvyšuje. Hojně se využívá v diagnostice posturálních poruch, ale i terapii. Posturografy jsou dnes často kombinované s audiovizuálním zařízením, nebo s dalšími diagnostickými metodami, jako je EMG, kinematická analýza a další.

### 1.1.12 Význam

Posturografie slouží k objektivizaci posturálních poruch. Má významnou pozici mezi vyšetřovacími metodami dysfunkcí vestibulárního aparátu. Computed dynamic posturography je podle Blacka (2001) schopná detekovat posturální poruchy i u části pacientů, kteří vykazují normální nálezy na elektronystagmografii a při kalorimetrické odpovědi. Také může pomoci rozlišit, zda jde o periferní či centrální lézi vestibulárního syndromu. Další skupinu představují neurologická onemocnění. Stabilometrie kvantifikuje poruchy stability u neurologických chorob a syndromů, jako je například Parkinsonova choroba, sklerosis multiplex, polyneuropatie, či poruchy posturálních funkcí i u dalších neurologických nemocí. (Black, 2001) V některých případech lze přímo poruchu diagnostikovat. Jedná se o rozlišení mozečkové léze, somatoformní fobické posturální vertigo a primární ortostatický tremor. (Kolář, 2009) Se zvyšujícím se věkem se zhoršují balanční schopnosti jedince. (Piirtola & Era, 2006) Proto slouží posturografie u starší populace a seniorů k objektivizaci poruch rovnováhy a zhodnocení rizika pádů. (Black, 2001)

V rámci terapie se dá použít pro objektivizaci efektu terapie, stanovit prognózu vývoje, přiměřenou dávku zátěže u posttraumatických stavů. Jako příklad lze uvést trénink symetrické opory u pacientů po amputacích či po traumatech. Potom může být součástí terapie cílený feedback symetrie postury, dále jako audiovizuální feedback. Nakonec může posturografie sloužit k vědeckým účelům. (Míková, 2007)

### 1.1.13 Mechanismus měření

Plošina posturografu snímá piezoelektrickými nebo tenzometrickými senzory reakční síly působící na podložku (Ground Reaction force). Působíštěm reakčních sil je COP, u nějž posturograf zaznamenává pohyb a polohu. Výstupem posturografického vyšetření je pak délka trajektorie COP v čase, velikost plochy konfidenční elipsy a nakonec směrodatné odchytky

COP v mediolaterálním a anterioposteriorním směru. (Kolář, 2009; Míková, 2007) Podle kvality a míry vybavení přístroje můžeme sledovat grafické zobrazení výsledků testování. Např. na záznamu barevně odlišené zatížení na různých částech chodidla.

Posturografii můžeme rozdělit na statickou a dynamickou. Statická měří posturální schopnosti ve statické poloze. Podložka může být buď tvrdá, případně pro objektivizaci ztížených balančních podmínek se využívají speciální méně stabilní povrchy. Pomocí dynamické posturografie se analyzují reakce posturálního systému na nepředvídané pohyby. Tyto pohyby se provádí nejčastěji jako předozadní, boční a rotační translační pohyby v horizontální rovině. Dále se reakce balančního systému testují nakláněním plošinky. (Kolář, 2009) Nedílnou součástí hodnocení posturálního systému je vyšetření lokomoce (hlavně chůze), pro které se využívají silové chodníky. (Míková, 2007)

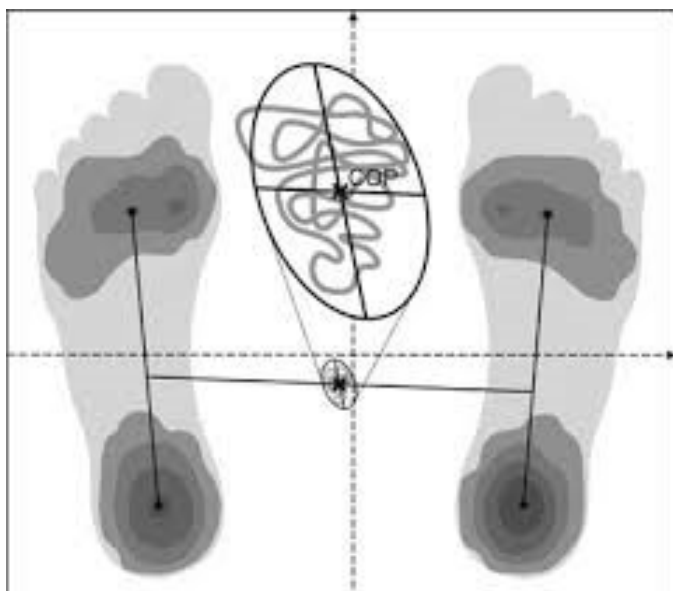
V roce 1986 se poprvé komerčně v praxi objevila computed dynamic posturografie. Tato metoda hodnotí posturální stabilitu a balanční schopnosti jako klasický posturograf, ale zároveň je schopná dobře kvantifikovat všechny tři sensorické vstupy ovlivňující posturální stabilitu (vizuální, vestibulární a somatosenzický input). Zpravidla se provádí vyšetření statického stoje (SOT – sensory organisation test). Přístroj pak měří spontánní titubace lidského těla bez pohybu tenzometrické plošinky a slouží k objektivizaci klidové neměnné pozice. Dále se může měřit reakce jedince a tedy posturálního systému na nečekané pohyby tenzometrické plošiny (MCT – motor control test). Při tomto testování se kvantifikuje schopnost jedince a tedy i posturálního systému na pohyb reagovat. U obou typů testování se využívají různé kombinace sensorických vstupů. (Black, 2001)

#### **1.1.14 Výstupní parametry**

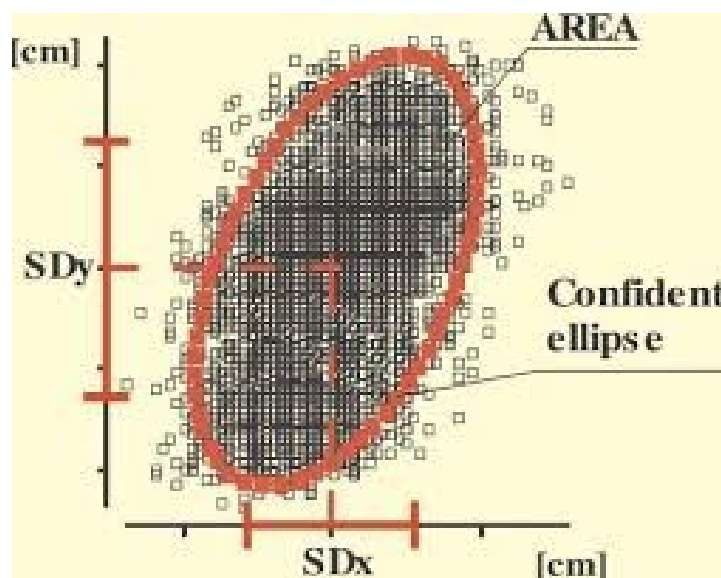
Výstupní parametry z posturografického vyšetření jsou: plocha konfidenční elipsy, délka trajektorie COP, průměrná rychlost COP a amplituda vychýlení COP v mediolaterálním a anterioposteriorním směru. (Kolář, 2009)

Stabilometr detekuje polohu COP. Při statické poloze dochází přirozeně k titubacím. COP se tak bez přestání pohybuje. Tyto výchylky jsou detekovány jako pohyb COP. První parametr, plocha konfidenční elipsy, je počítán jako 95 % všech poloh COP. Někdy se počítá pouze 64 %. (Míková, 2007) Všechny tyto parametry jsou měřeny v předem určeném směru.

Podle Bizovské (2017) se výše uvedené hodnoty při zhoršení balančních schopností zvětší, tím pádem vedou k menšímu riziku pádu. Přesto je vždy třeba přihlídnout k metodice, s jakou byla data naměřena. Větší intenzita pertubací, spojená s posturální instabilitou vede ke zvýšení konfidenční plochy elipsy. Studie od Doná et al. (2016) která zkoumala změny v posturální stabilitě u pacientů s Parkinsonovou chorobou, tento výrok potvrzuje.



Obrázek 9. Zobrazení plochy elipsy COP (Hellmann et al., 2011)

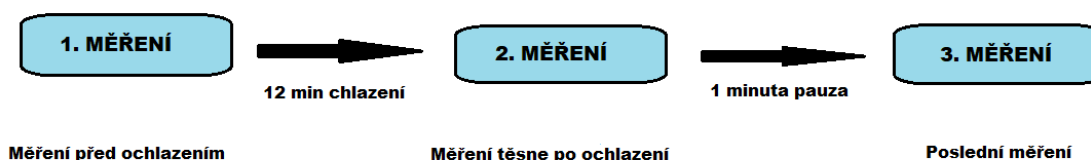


Obrázek 10. 95% konfidenční elipsa všech poloh COP, převzato z [http://krtvl.upol.cz/prilohy/36\\_1148227488.pdf](http://krtvl.upol.cz/prilohy/36_1148227488.pdf)

## CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

Cílem této práce je popsat vliv ochlazení akrálních částí dolních končetin na posturální stabilitu. Objektivizace balančních schopností po ochlazení probíhala na přístroji Zebris FDM-T System. Testoval se klidový stoj se zavřenýma očima. Zavřením očí se eliminoval vliv zrakové aferentace na řízení posturální stability. Tím se dal přímo hodnotit vliv aferentních informací z chodidel. Analýza stoje se testovala celkem třikrát:

- **1. měření - testování stability před ochlazením dolních končetin**
- **2. měření - testování stability těsně po ochlazení dolních končetin**
- **3. měření - testování stability jednu minutu po 2. měření.**



**Obrázek 11. Schéma metodiky této studie, popisuje 1., 2. a 3. měření**

Vyšetřením klidového stoje se zkoumal vliv ochlazení na jednotlivé parametry popisující pohyb COP. Nejčastěji sledované parametry, které ve statické posturografii popisují COP, jsou plocha 95% konfidenční elipsy, délka trajektorie COP, průměrná rychlost COP a distribuce zatížení na chodidlech. Tato diplomová práce popisuje vliv ochlazení dolních končetin na tyto parametry.

Tato práce vychází z předpokladu, že se při zhoršení stability zvětší rozsahy titubací, které jsou typické pro každou statickou pozici. Ochlazením dojde ke snížení rychlostí vedení v periferních nervech. Dále dojde k ovlivnění i dalších tkání nohy, které se na řízení posturální stability podílí. Mezi ně patří svalstvo, vazy, šlachy, receptory senzoričského systému apod. Na základě těchto předpokladů byly definovány následující hypotézy:

- **H0(1): Plocha 95% konfidenční elipsy se při 2. měření nezmění oproti 1. měření.**

- **Halt(1):** Plocha 95% konfidenční elipsy se při 2. měření změní oproti 1. měření.
- **H0(2):** Plocha 95% konfidenční elipsy se při 3. měření nezmění oproti 1. měření.
- **Halt(2):** Plocha 95% konfidenční elipsy se při 3. měření změní oproti 1. měření.
- **H0(3):** Délka trajektorie COP se při 2. měření nezmění oproti 1. měření.
- **Halt(3):** Délka trajektorie COP se při 2. měření změní oproti 1. měření
- **H0(4):** Délka trajektorie COP se při 3. měření nezmění oproti 1. měření.
- **Halt(4):** Délka trajektorie COP se při 3. měření změní oproti 1. měření.
- **H0(5):** Průměrná rychlost COP se při 2 měření nezmění oproti 1. měření.
- **Halt(5):** Průměrná rychlost COP se při 2. měření změní oproti 1. měření.
- **H0(6):** Průměrná rychlost COP se při 3. měření nezmění oproti 1 měření
- **Halt(6):** Průměrná rychlost COP se při 3. měření změní oproti 1. měření.
- **H0(7):** Celkové zatížení na levé a pravé noze se při 2. měření neliší oproti 1. měření.
- **Halt(7):** Celkové zatížení na levé a pravé noze se při 2. měření liší oproti 1. měření.

- **H0(8): Celkové zatížení na levé a pravé noze se při 3. měření neliší oproti 1. měření.**
- **Halt(8): Celkové zatížení na levé a pravé noze se při 3. měření liší oproti 1. měření.**
  
- **H0(9): Celkové zatížení na zadních částech chodidel se při 2. měření nezmění oproti 1. měření**
- **Halt(9): Celkové zatížení na zadních částech chodidel se při 2. měření změní oproti 1. měření**
  
- **H0(10): Celkové zatížení na zadních částech chodidel se při 3. měření nezmění oproti 1. měření**
- **Halt(10): Celkové zatížení na zadních částech chodidel se při 3. měření změní oproti 1. měření**

## **3 PRAKTICKÁ ČÁST**

### **1.13 Metodika**

Tato práce se zabývá vlivem ochlazení akrálních částí dolních končetin na posturální stabilitu. Testování se zúčastnilo celkem 26 dobrovolníků. Měření probíhalo ve Fakultní nemocnici Motol. Ochlazení bylo provedeno ponořením končetin do vody o 10 až 12°C na 12 min. Posturální stabilita byla měřena metodou statické posturografie na přístroji Zebris FDM-T. Testovala se celkem třikrát: před ochlazením dolních končetin, po ochlazení a nakonec 1 minutu po 2. měření. Naměřené hodnoty byly statisticky zpracovány. Výsledky výzkumu jsou podrobně popsány v další kapitole.

### **1.14 Výběr a charakteristika skupiny účastníků**

Do studie byli vybráni zdraví dobrovolníci ve věku od 18 do 35 let. Aby se mohli probandi výzkumu účastnit, museli splnit následující podmínky: V posledním 12 měsících nesměli mít žádný úraz či operaci na dolních končetinách. Dále nesměli mít senzitivní poruchy na dolních končetinách a poruchy prokrvení (Raynaudův syndrom apod.). V anamnéze nesměli mít závažné srdeční onemocnění a jiné vážné celkové onemocnění.

Do studie se přihlásilo celkem 26 účastníků, kteří splnili výše uvedené podmínky. Průměrný věk probandů byl 26,85 let s rozptylem 3,28 let a mediánem 26,5 let. Z 26 účastníků bylo 5 mužů (19,23 %) a 22 žen (80,77%).

Před začátkem testování byli účastníci poučeni o průběhu studie, kontraindikacích. Dále byli informováni, že mohou z jakéhokoliv důvodu přerušit testování ještě před dokončením měření. Test by byl pak okamžitě ukončen.

### **1.15 Zebris FDM-T Rahawalk**

Testování posturální stability probíhalo metodou statické posturografie na přístroji Zebris FDM-THL-M Rehawalk®Locomotion. Zebris FDM-T je multifunkční přístroj opatřený pohyblivým tlakovým chodníkem. Snímaná plocha chodníku o velikosti 11,8 x 49,5 cm má do sebe zintegrovány vysoce kapacitní silové senzory. Zatížení je snímáno pomocí celkem 3432 senzorů. Pro měření se využívá vzorkovací frekvence až 120 Hz. Maximální zatížení, které jsou senzory schopné detekovat je až 120 N/cm<sup>2</sup>.



Zebris FDM-T je určen ke kvantitativní analýze stoje a chůze. Navíc může být využitý i pro terapeutické účely. Systém Zebris pak funguje jako feedback správného stereotypu stoje, lokomoce či může pomoci reedukovat správnou distribuci zatížení. Dále disponuje systémem pro reedukaci chůze. Pacient plní úkoly podle zvoleného programu, který je promítán na obrazovce. V rámci systému Zebris mohou být zároveň sledovány záznam z posturografie, EMG a pomocí kamerového systému i některé parametry kinematické analýzy.

Hodnoty jednotlivých parametrů je možno sledovat simultánně během vyšetření. Následně je možné si záznam zpětně přehrát a interpretovat průběh vyšetření. Software má mnoho možností rozmanitého grafického zobrazení výsledků, které značně usnadňují interpretaci výsledků. (Manual Zebris FDM-T)



**Obrázek 12. Multifunkční přístroj Zebris FDM-T, převzato z <https://www.zebris.de/en/medical/products-solutions/gait-analysis-and-gait-training/>**

## 1.16 Sledované parametry

V této práci byla hodnocena analýza klidového stoje se zavřenýma očima. Parametry, které bylo možné pro záměry této studie vyhodnotit, jsou:

### 1. *95% konfidenční plocha elipsy*

Plocha konfidenční elipsy je parametr, který se počítá jako minimální plocha obsahující 95 % poloh COP v průběhu měření. U systému Zebris se udává v mm<sup>2</sup>.

### 2. *Délka trajektorie COP*

Tento parametr udává délku trajektorie, kterou COP urazí za měřený čas. Údaj se vyjadřuje v mm.

### 3. *Průměrná rychlost COP*

Průměrná rychlost COP je udávána v mm/s. Software automaticky spočítá průměr z rychlostí COP v rámci nastaveného měřeného času.

### 4. *Zatížení končetin na přední a zadní části chodidla*

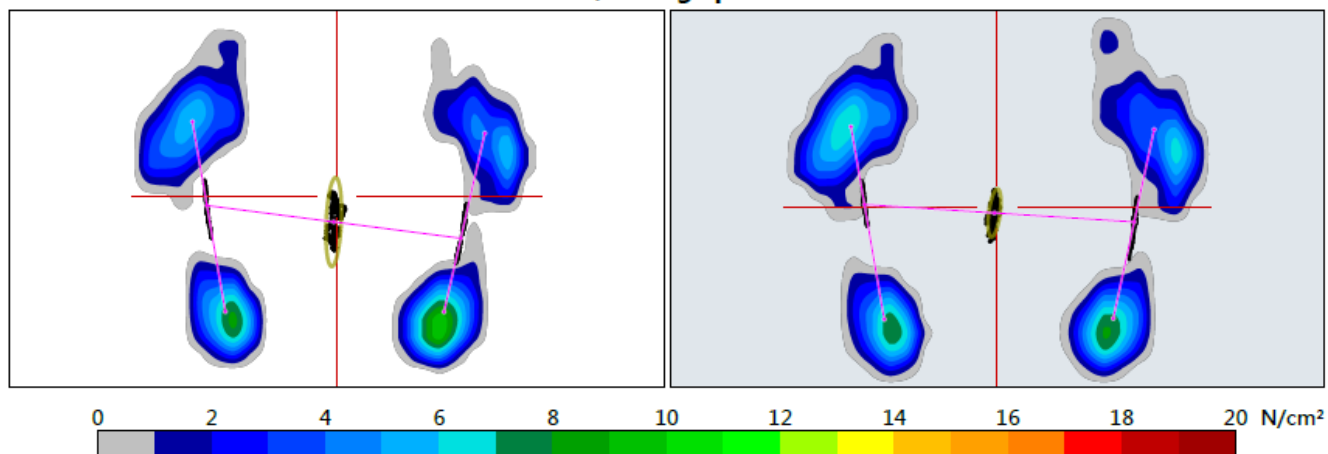
Zatížení se u systému Zebris zaznamenává do podoby křivky grafu závislosti zatížení (v N/cm<sup>2</sup>) na měřeném čase. Program pak automaticky přepočítává tyto hodnoty na průměrné zatížení v celém časovém úseku. Výstupní hodnota se udává v procentech. Výsledky jsou zobrazeny zvlášť pro pravé a zvlášť pro levé chodidlo.

### 5. *Rozložení celkového zatížení mezi pravé a levé chodidlo*

Systém Zebris také vyhodnocuje rozložení celkového zatížení mezi pravé a levé chodidlo. Výstupní hodnota se vyjadřuje opět v procentech.

## Stance parameters

Stance, average pressure

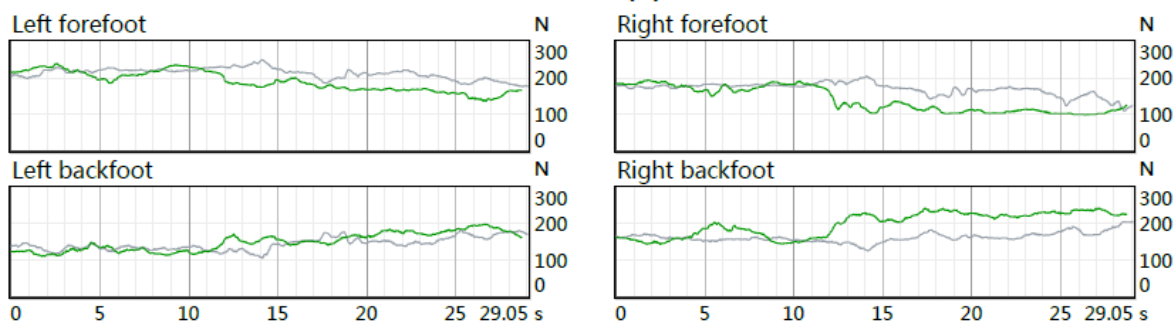


Obrázek 13. Grafické zobrazení rozložení zatížení na opěrné ploše chodidel s trajektorií COP v průběhu měření stoje na přístroji Zebris FMD-T

### Parameters

Analysis time, sec	28,7	40 sec
	29,1	
95% confidence ellipse area, mm <sup>2</sup>	581	700 mm <sup>2</sup>
	217	
COP path length, mm	238	300 mm
	232	
COP average velocity, mm/sec	8	10 mm/sec
	8	

### Force (N)



### Average Forces (%)

Left		Right	
Forefoot	56	41	Forefoot
Backfoot	60	51	Backfoot
	44	59	
	40	49	
Total	50	50	Total
	52	48	

Obrázek 14. Ukázka vyšetřovacího protokolu statické posturografie na přístroji Zebris FDM-T

## 1.17 Průběh testování

Testování probíhalo v laboratoři na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství ve Fakultní nemocnici Motol během jara 2018. Kontrolní měření stability probíhalo na systému Zebris FDM-T. V laboratoři byla v průběhu měření stálá teplota okolo 23°C.

Testoval se klidový volní stoj se zavřenýma očima. Vyloučením zrakového vstupu se snížil příjem aferentních informací ze senzorickeho systému. Měření probíhalo naboso. U všech třech testování byly zajištěny stejné podmínky stoje. Posturální stabilita se na přístroji testovala celkem třikrát. Nejprve se od dobrovolníků zjistily základní údaje, které byly zaneseny do systému Zebris. Dále bylo provedeno 1. kontrolní měření po dobu 30 s. Poté se přistoupilo k fázi chlazení dolních končetin. K ochlazení se používala voda, jejíž teplota se v průběhu celého testování udržovala mezi 10-12°C. Pro udržení konstantní teploty se do testovací nádoby přidávaly v případě potřeby sáčky s ledem. Teplota chladového média se ověřovala teploměrem Clatronic Profi PC-DHT 1039. Samotné chlazení probíhalo ponořením akrálních částí dolních končetin po úroveň maleolů do nádoby s vodou. Doba hypotermní aplikace byla vždy 12 minut. Ihned po ukončení této fáze se u participantů provedlo 2. měření stability. 3. měření se provádělo 1 min po předchozím měření. Délka testování stability na systému Zebris FDM-T trvala vždy 30 s.

## 1.18 Statistické zpracování dat

Tato práce se snaží osvětlit vliv ochlazení akrálních částí dolních končetin na posturální stabilitu. Pomocí statické posturografie se na přístroji Zebris FDM-T System sbírala data celkem ze tří po sobě jdoucích měření. Ze zdrojových dat se vyhodnotily následující parametry: plocha 95% konfidenční elipsy, délka trajektorie COP, průměrná rychlost COP, celkové rozložení zatížení mezi pravou a levou končetinu a distribuce zatížení končetin mezi přední a zadní částí chodidel. Výsledky jednotlivých měření jsou vyjádřeny v různých jednotkách (mm, mm<sup>2</sup>, mm/s a procenta).

V rámci statistického zpracování se porovnávaly soubory jednotlivých měření. Aby se zjistil přímý vliv ochlazení na posturální stabilitu, jako první se vždy porovnávaly výsledky z 1. měření, (před ochlazením), s hodnotami z 2. měření (měřeno těsně po ochlazení). Poté se porovnávaly soubory dat z 1. měření s výsledky z 3. měření (naměřeno 1 min po 2. měření).

Pro statistické zpracování zdrojových dat byla použita metoda Analýzy rozptylu s opakovanými měřeními (repeated measure ANOVA).

Pro vyhodnocení změny mezi jednotlivými měřeními byla pro každý parametr (plocha 95% konfidenční elipsy, délka trajektorie COP, průměrná rychlost COP, distribuce zatížení mezi pravé a levé chodidlo a distribuce zatížení mezi přední a zadní částí chodidel) definována nulová a alternativní hypotéza:

- H<sub>0</sub>: naměřené hodnoty se při 2. měření oproti 1. měření nezmění
- H<sub>0</sub>: naměřené hodnoty se při 3. měření oproti 1. měření nezmění
- H<sub>alt</sub>: naměřené hodnoty se při 2. měření změní oproti 1. měření
- H<sub>alt</sub>: naměřené hodnoty se při 3. měření změní oproti 1. měření

Statistickým testem ANOVA byly zpracovány následující parametry: plocha 95% konfidenční elipsy, délka trajektorie COP, průměrná rychlosti COP a distribuce zatížení končetin na přední a zadní část chodidel. V tomto testu se k alternativní hypotéze přikláníme, pokud je hodnota testové statistiky F vyšší než kritická hodnota F. Pro potvrzení nulové hypotézy musí platit, že kritická hodnota F je větší, než hodnota testové statistiky F. Pro testování byla hladina významnosti zvolena 5 %.

Pro zhodnocení vlivu ochlazení dolních končetin na distribuci zatížení mezi přední a zadní část chodidel byl použit výpočet a statistické zpracování dat ze zatížení na zadních částech nohou (pro zjednodušení zde jako „zatížení na patách“). Byl zvolen takovýto postup, protože se změna zatížení na patách přímo projeví na zatížení na přední části nohy. Pro tento sledovaný parametr se definovaly hypotézy:

H<sub>0</sub>: hodnoty se při jednom měření nezmění oproti jinému měření

H<sub>alt</sub>: hodnoty se při jednom měření změní oproti jinému měření

Proto pokud se hypotéza zamítne (ať už H<sub>0</sub> či H<sub>alt</sub>), zamítla by se i stejná hypotéza pro zatížení na přední části chodidel. Celkový procentuální podíl zatížení na obou patách byl v jednotlivých měřeních definován jako:

*Zatížení na patách = (% zatížení levé nohy x % zatížení levé paty) + (% zatížení pravé nohy x % zatížení pravé paty)*

K ověření hypotéz byl využit opět test ANOVA.

Tato práce také zkoumá vliv ochlazení nohou na celkovou distribuci zatížení mezi levou a pravou končetinu. Sleduje, zda po ochlazení dojde k redistribuci zatížení ve prospěch jedné z končetin. I v tomto případě se k hodnocení dat použil test ANOVA. Hladina významnosti byla určena na 5 %. Pro zamítnutí nulové hypotézy musí být F hodnota vyšší než F kritická hodnota.

## 4 VÝSLEDKY

V této kapitole jsou shrnuty výsledky z testování, které vznikly na základě statistického zpracování zdrojových dat.

### 1.19 Hodnocení a ověření výše uvedených hypotéz

#### 1.1.15 Plocha 95% konfidenční elipsy

Tato studie se snaží objasnit vliv ochlazení nohou na velikost plochy 95% konfidenční plochy elipsy. Porovnáním 1. měření (před ochlazením) s 2. měřením (po ochlazení) se sledoval přímý vliv ochlazení na plochu elipsy. Byla definována nulová a alternativní hypotéza:

- $H_0(1)$ : Plocha 95% konfidenční elipsy se při 2. měření nezmění oproti 1. měření.
- $H_{alt}(1)$ : Plocha 95% konfidenční elipsy se při 2. měření změní oproti 1. měření.

Na základě statistického zpracování naměřených dat bylo zjištěno, že se velikost plochy 95% konfidenční elipsy průměrně zvětšila o 52,27%. Dále byla vypočítána hodnota F a kritická hodnota F. Vzhledem k tomu, že F statistika je větší než kritická hodnota, v tomto případě se přikláníme k alternativní hypotéze. P-hodnota testu vyšla 0,001, což je výrazně pod zvolenou 5% hladinou významnosti (viz tabulka č. 1). Lze tedy říct, že se plocha 95% konfidenční elipsy při 2. měření statisticky významně zvětšila oproti 1. měření.

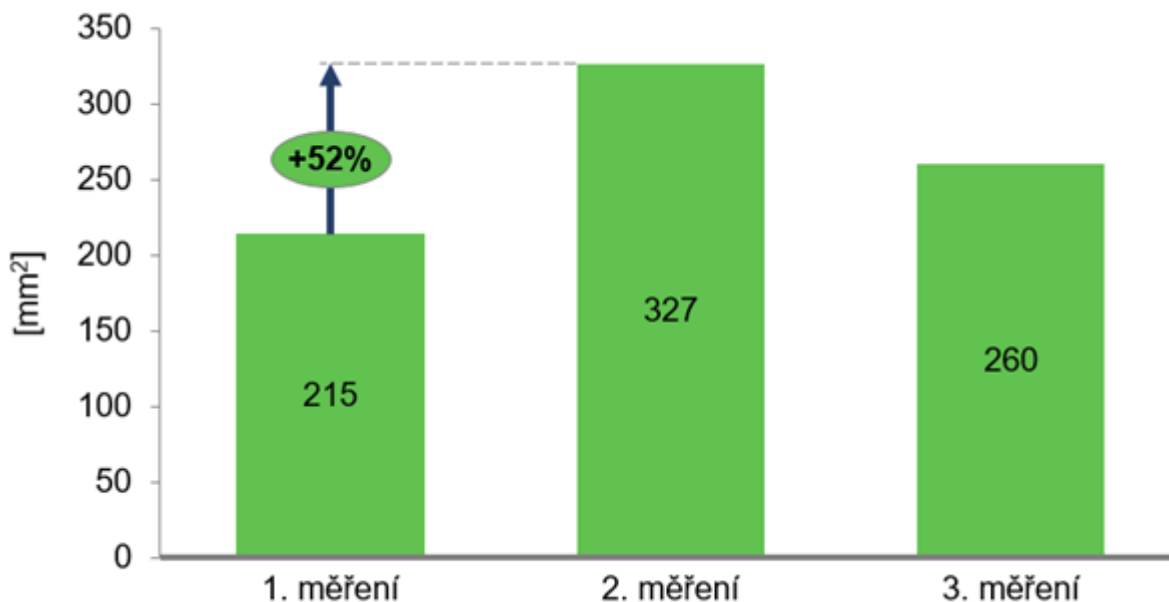
95% konfidenční plocha elipsy COP	Průměr	Směrodatná odchylka	F statistika	F kritická hodnota	P-hodnota
1. měření	214,923	112,243	14,148	4,242	0,001
2. měření	327,269	178,272			

Tabulka č. 1: Porovnání ploch konfidenční elipsy u 1. a 2. měření

V případě porovnání výsledků testování před ochlazením (1. měření) a 1 minutu po 2. měření (3. měření) byly definovány následující hypotézy:

- $H_0(2)$ : Plocha 95% konfidenční elipsy se při 3. měření nezmění oproti 1. měření.
- $H_{alt}(2)$ : Plocha 95% konfidenční elipsy se při 3. měření změní oproti 1. měření.

Velikost plochy elipsy je podle statistického zpracování při 3. měření vyšší průměrně o 21,17% než při 1. měření. Ovšem podle výpočtů hodnoty F a kritické hodnoty F se přikláníme k nulové hypotéze. Hodnota P byla spočítána na 0,113. Lze proto říct, že se sice plocha 95% konfidenční elipsy průměrně při 3 měření zvětšila oproti 1. měření, ale tato odchylka není pro hladinu významnosti 5 % statisticky významná.



Graf č. 1: Průměrná plocha 95% konfidenční elipsy při 1., 2. a 3. měření

95% konfidenční plocha elipsy COP	Průměr	Směrodatná odchylka	F-hodnota	F-kritická hodnota	P-hodnota
1. měření	214,923	112,243	2,691	4,242	0,113
3. měření	260,42	160,70			

Tabulka č. 2: Porovnání ploch konfidenční elipsy u 1. a 3. měření

### 1.1.16 Délka trajektorie COP

Dále se zkoumal vliv ochlazení akrálních částí dolních končetin na délku trajektorie COP. Pro porovnání délky trajektorií před a těsně po ochlazení (tedy pro 1. a 2. měření) byly formulovány dvě hypotézy:



- *H0(3): Délka trajektorie COP se při 2. měření nezmění oproti 1. měření.*
- *Halt(3): Délka trajektorie COP se při 2. měření změní oproti 1. měření*

Ze zpracovaných výsledků bylo vypočítáno, že se délka trajektorie COP při 2. měření zvýšila o 9,22 %. P-hodnota vyšla na 0,207. Tato hodnota je nad hladinou významnosti 0,05, proto se přikláníme spíše k nulové hypotéze. Podobně i porovnáním hodnoty F a kritické hodnoty lze dospět k závěru, že ze statistického hlediska vychází pouze nevýznamná odchylka délky trajektorie COP při 2. měření oproti 1. měření, i když se průměr 2. měření zvýšil (viz tabulka č. 3).

Trajektorie COP	Průměr	Směrodatná odchylka	F-hodnota	F-kritická hodnota	P-hodnota
1. měření	312,808	134,262	1,677	4,242	0,207
2. měření	341,654	110,262			

**Tabulka č. 3: Porovnání trajektorie COP u 1. a 2. měření**

Pro porovnání délek trajektorie COP při 1. měření s 3. měřením byly definovány následující hypotézy:

- *H0(4): Délka trajektorie COP se při 3. měření nezmění oproti 1. měření.*
- *Halt(4): Délka trajektorie COP se při 3. měření změní oproti 1. měření.*

Z testování vyšlo, že se délka trajektorie je u 3. měření o 6,26% nižší než u 1. měření. Dle statistického testu je vidět, že kritická hodnota F je vyšší, než hodnota F. Zároveň je P-hodnota tohoto testu 0,395. Proto v tomto případě zamítáme alternativní hypotézu a přikloníme se k nulové. (viz tabulka č. 4) Délka trajektorie COP se tedy při 3. měření statisticky významně nezměnila oproti 1. měření.

Trajektorie COP	Průměr	Směrodatná odchylka	F-hodnota	F-kritická hodnota	P-hodnota
1. měření	312,808	134,262	0,749	4,242	0,395
3. měření	293,230	88,707			

Tabulka č. 4: Porovnání trajektorie COP u 1. a 3. měření

### 1.1.17 Průměrná rychlost COP

Pro objasnění vztahu průměrné rychlosti COP a ochlazení akraálních částí dolních končetin se opět porovnávala všechna měření. Pro souvislosti mezi 1. a 2. měřením se definovaly dvě hypotézy:

- *H0(5): Průměrná rychlost COP se při 2. měření nezmění oproti 1. měření.*
- *Halt(5): Průměrná rychlost COP se při 2. měření změní oproti 1. měření.*

Podle výsledků se průměrná rychlost COP při 2. měření průměrně zvýšila o 9,75%. Přesto podle statistického zpracování testem ANOVA (viz tabulka č. 5) nelze potvrdit, že se průměrná rychlost COP při 2. měření statisticky významně zvýšila oproti 1. měření. Proto se přikláníme k nulové hypotéze.

Průměrná rychlost COP	Průměr	Směrodatná odchylka	F-hodnota	F-kritická hodnota	P-hodnota
1. měření	10,654	4,578	1,890	4,242	0,181
2. měření	11,692	3,739			

Tabulka č. 5: Porovnání průměrné rychlosti COP u 1. a 2. měření

Pro vyhodnocení vztahu průměrné rychlosti COP mezi 1. a 3. měřením se stanovily následující hypotézy:

- *H0(6): Průměrná rychlost COP se při 3. měření nezmění oproti 1. měření*
- *Halt(6): Průměrná rychlost COP se při 3. měření zmenší oproti 1. měření.*

Při 3. měření se průměrná rychlost COP průměrně zmenšila o 5,78% oproti 1. měření. Hodnota F je nižší než kritická hodnota F. Proto v případě porovnání 2. a 3. měření můžeme potvrdit nulovou hypotézu. (viz tabulka č. 6)

Průměrná rychlost COP	Průměr	Směrodatná odchylka	F-hodnota	F-kritická hodnota	P-hodnota
1. měření	10,654	4,578	0,641	4,242	0,431
3. měření	10,038	3,091			

Tabulka č. 6: Porovnání průměrné rychlosti COP u 1. a 3. měření

### 1.1.18 Rozložení celkového zatížení mezi pravé a levé chodidlo

Jedním z cílů této práce bylo definovat souvislost mezi ochlazením nohou a změnou distribuce zatížení mezi obě dolní končetiny. Odhalit, zda se zatížení po ochlazení změnilo více ve prospěch jednoho chodidla. Pro 1. a 2. měření byly definovány následující hypotézy:

- $H_0(7)$ : Celkové zatížení na levé a pravé noze se při 2. měření neliší oproti 1. měření.
- $H_{alt}(7)$ : Celkové zatížení na levé a pravé noze se při 2. měření liší oproti 1. měření.

Z výsledků statistické analýzy vychází P-hodnota 0,627. Tato hodnota výrazně přesahuje hladinu významnosti 5 %, a proto se přikláníme k nulové hypotéze. Můžeme tedy předpokládat, že se zatížení na levé a pravé končetině při 2. měření statisticky neměnilo oproti 1. měření.

	Průměr	Směrodatná odchylka	F-hodnota	F-kritická hodnota	P-hodnota
Soubor (1)	5,30	4,03	0,243	4,242	0,627
Soubor (2)	5,000	3,763			

Tabulka č. 5: Soubor (1): procentuální rozdíl zatížení levého a pravého chodidla u 1. měření; Soubor (2): procentuální rozdíl zatížení levého a pravého chodidla u 2. měření

Pro porovnání distribuce zatížení na obou chodidlech byly pro 2. a 3. měření stanoveny tyto hypotézy:

- *H0(8): Celkové zatížení na levé a pravé noze se při 3. měření neliší oproti 1. měření.*
- *Halt(8): Celkové zatížení na levé a pravé noze se při 3. měření liší oproti 1. měření.*

P hodnota z výsledků statistické analýzy vychází 0,308. Z toho lze tedy vyvodit, že se ani při 3. měření hodnoty zatížení nezměnily oproti 1. měření. Tudíž se statisticky nezměnilo ani rozložení zatížení na pravém a levém chodidle.

	Průměr	Směrodatná odchylka	F hodnota	F krit	P-hodnota
Soubor (1)	5,30	4,03	1,083	4,242	0,308
Soubor (2)	4,615	4,070			

**Tabulka č. 6: Soubor (1): procentuální rozdíl zatížení levého a pravého chodidla u 1. měření; Soubor (2): procentuální rozdíl zatížení levého a pravého chodidla u 3. měření**

### 1.1.19 Distribuce zatížení končetin na přední a zadní části chodidel

Cílem této studie také bylo hodnocení vlivu ochlazení akrálních částí dolních končetin na distribuci zatížení mezi přední a zadní část chodidel. Pokusit se zjistit, zda se vlivem ochlazení zatížení zvýšilo buď na přední části, nebo na zadní části chodidel. Pro vyhodnocení tohoto jevu, se pro výpočet využilo zatížení zadních částí chodidel. Pro rozdíl mezi 1. a 2. měřeními byly definovány tyto hypotézy:

- *H0(9): Celkové zatížení na zadních částech chodidel se při 2. měření nezmění oproti 1. měření*
- *Halt(9): Celkové zatížení na zadních částech chodidel se při 2. měření změní oproti 1. měření*

Ze statistického zpracování vychází P-hodnota 0,570, což je výrazně nad hranicí 5% hladiny významnosti. Dále hodnota F vychází z testu menší než kritická hodnota F. Z těchto

důvodu se musí zamítnout alternativní hypotéza a přiklonit se k nulové. Rozdíl mezi průměry jednotlivých měření je zanedbatelný, proto v tuto chvíli můžeme soudit, že zatížení zadních částí chodidel se ve 2. měření neliší od hodnot naměřených v 1. měření.

	Průměr	Směrodatná odchylka	F-hodnota	F-kritická hodnota	P-hodnota
Výběr (1)	53,375 %	8,584	0,327	4,030	0,570
Výběr (2)	53,908 %	8,292			

**Tabulka 7: Výběr (1): (celkové zatížené levé nohy \*zatížení levé paty) + (celkové zatížení pravého nohy\*zatížení pravé paty) u 1. měření; Výběr (2): (celkové zatížené levé nohy \*zatížení levé paty) + (celkové zatížení pravého nohy\*zatížení pravé paty) u 2. měření**

Pro zhodnocení rozdílu mezi 1. a 3. měřeními byly definovány tyto hypotézy:

- *H<sub>0</sub>(10): Celkové zatížení na zadních částech chodidel se při 3. měření nezmění oproti 1. měření*
- *H<sub>alt</sub>(10): Celkové zatížení na zadních částech chodidel se při 3. měření změní oproti 1. měření*

I v tomto případě po statické analýze můžeme alternativní hypotézu zamítnout a přiklonit se k nulové. Kritická hodnota F je větší než hodnota F a hodnota-P vychází 0,680. Rozdíl průměrů jednotlivých měření je opět zanedbatelný. Proto i zde platí, že zatížení zadních částí chodidel se při 3. měření oproti 1. nezmění. (viz tabulka č. 10)

	Průměr	Směrodatná odchylka	F-hodnota	F-kritická hodnota	P-hodnota
Výběr (1)	53,375%	8,292	0,172	4,030	0,680
Výběr (2)	53,765%	9,121			

**Tabulka č. 8 Výběr (1): (celkové zatížené levé nohy \*zatížení levé paty) + (celkové zatížení pravého nohy\*zatížení pravé paty) u 2. měření; Výběr (2): (celkové zatížené levé nohy \*zatížení levé paty) + (celkové zatížení pravého nohy\*zatížení pravé paty) u 3. měření**

## 5 DISKUZE

Tato diplomová práce se zabývá působením ochlazení na postojovou motoriku. Cílem studie je zhodnotit vliv ochlazení nohou na posturální stabilitu a zároveň vyhodnotit délku trvání tohoto vlivu. Dobrovolníci měli ponořená chodidla do výše maleolů ve vodě o 10-12 °C po dobu 12 min. Statická posturální stabilita bez zrakové kontroly probandů se měřila celkem třikrát. Nejprve před ochlazením jako kontrolní měření, poté těsně po aplikaci chladu, a nakonec jednu minutu poté. Statistickým zpracováním dat se porovnávalo kontrolní měření s měřením těsně po aplikaci chladu a pak kontrolní měření s měřením minutu po aplikaci chladu. V prvním případě se zkoumaly přímé důsledky ochlazení periferních částí dolních končetin na posturální stabilitu. V druhém případě se pozorovalo trvání efektu ochlazení.

Poruchy posturální stability mohou nejčastěji vznikat na základě poruch nervového systému, nebo strukturálních či funkčních změn muskuloskeletálního aparátu. (Bizovská et al., 2017) Chodidlo hraje v postojové motorice zásadní roli. Noha funguje jako opora celé váhy těla a umožňuje tak vzpřímený stoj a realizuje bipedální lokomoci. Zároveň slouží jako zásadní zdroj informací z receptorů svalů, šlach, vazů i kůže, které umožňují představu o poloze a pohybu těla v prostoru. (Wright et al., 2012) Díky aferentním informacím může CNS řídit vzpřímené držení, průběh pohybu a do jisté míry předvídat trajektorii těžiště těla, a zabránit tak ztrátám rovnováhy. (Horak, 2006)

Ochlazením určité části těla dochází k ovlivnění lokálních tkání. Ochlazení modifikuje funkci a vlastnosti kůže, svalů, šlach, vazů a nervů. Ochlazením svalů se sníží elektrická aktivita svalových vřetének a šlachových tělísek. (Eldred et al., 1960) Tím, že se změní přísun aferentních informací, může dojít k ovlivnění svalové aktivity. (Bell & Lehmann, 1987) Chlad navíc působí přímo na mechanické vlastnosti tkání. Ochlazení u šlach vyvolá snížení elastických vlastností. Omezená elasticita šlach a vazů se považuje za rizikový faktor pro vznik traumatických stavů. (Petrofsky et al., 2013) Chlad také snižuje rychlost vedení akčního potenciálu v periferních nervech. Podle Algaflly a George (2007) připadá snížení rychlosti vedení nervem na 0,4 m/s na 1°C. Zdá se také, že ochlazení má větší vliv na sensorické nervy než na motorické. (Herrera et al., 2010)

Ochlazení struktur pohybového aparátu se hojně využívá v terapii muskuloskeletálních poruch. Kryoterapie se běžně aplikuje u akutních úrazů pohybového systému. Ochlazením se omezí nežádoucí zvýšené prokrvení tkání a zároveň se zmenší metabolické nároky. Dále se

sníží tvorbu otoku a omezí se zánětlivá reakce. Navíc má kryoterapie lokální analgetický účinek. (Malanga et al., 2015) Dalším příkladem využití lokální kryoterapie může být inhibice spastických svalů. (Garcia et al., 2019; Allison & Abraham, 2001) Na druhou stranu, ochlazením některých z výše uvedených tkání dochází k ovlivnění jejich vlastností způsobem, který může mít vliv na vznik úrazů. Příkladem může být ochlazení vazů a šlach, u kterých se změnou elastických vlastností zvyšuje riziko jejich poškození. (Petrofsky et al., 2013)

Senzorické informace jsou nezbytné pro provedení pohybu a udržování vzpřímeného postavení těla. (Horak, 2006) Zhoršením citlivosti na chodidle se vyřadí jeden ze zásadních zdrojů informací lidského těla. (Wright et al., 2012) Tento deficit pak musí jedinec nahradit percepcí ze zrakového a vestibulárního systému. (Horak, 2006) Somatosenzorické informace se podílí nejen na udržování stability, ale i přípravě a provedení pohybu (Králíček, 2004). Navíc mohou pomoci predikovat vychýlení těžiště, a tak zabránit ztrátám rovnováhy. (Dakin & Bolton, 2018) Z těchto důvodů může ztráta citlivosti přispět k poruchám posturální stability. (Simoneau et al., 1994; Lafond et al., 2004) Poruchy balančních schopností jsou pak jedním z rizikových faktorů vzniku pádů, (Yamamoto et al., 2001; Rogers et al., 2003) a tím i vzniku úrazů. (Cavanagh et al., 1992) Dá se předpokládat, že lokálním snížením teploty části těla dochází k ovlivnění vedení senzoryckých informací z ochlazovaného segmentu. Změnou propioceptivních a exteroceptivních signálů ovlivněním receptorů nebo samotného vedení nervem lze očekávat ovlivnění posturální stability jako takové. Chlad by pak mohl mít z hlediska senzitivní citlivosti podobné účinky na posturální stabilitu jako poruchy citlivosti jiné etiologie.

Pro objasnění důsledků přímého ochlazení chodidel na posturální stabilitu byly hodnoceny jednotlivé parametry popisující Centre of Pressure (COP). Prvním měřeným parametrem COP je plocha 95% konfidenční elipsy (viz obrázek č. 13 na straně 55). V situaci, kdy dojde ke zhoršení posturální stability, lze očekávat zvětšení celkové plochy konfidenční elipsy. (Bizovská et al., 2017; Doná et al., 2016) Z výsledků této studie vychází, že se po ochlazení nohou zvýšila plocha 95% konfidenční elipsy průměrně o 52,3 %. Tento nárůst je statisticky významný (hodnota-P je 0,001). Z výsledků lze tedy vyvodit, že působení chladu na chodidla má zjevný vliv na velikost konfidenční elipsy, a tak i na zhoršení balančních schopností jedince.

Dalším sledovaným parametrem popisujícím pohyb COP, je průměrná rychlost COP. Autoři studií, kteří se zabývali parametry popisujícími posturální stabilitu se shodují, že se

zhoršenými balančními schopnostmi se rychlost COP zvyšuje. (Palmieri et al, 2002; Fujimoto et al., 2013; Baloh et al., 1994) Ze zpracování výsledků této práce vyplývá, že se průměrná rychlost COP zvýšila o 9,75 % oproti kontrolnímu měření před chlazením. Ačkoliv není ze statistického hlediska tato změna rychlosti COP významná, výsledky zhoršení posturální stability ochlazením přesto naznačují. Výsledky této studie mohou být ovlivněny výběrem testované polohy, tedy bilaterálního stoje. Tato pozice patří mezi posturálně méně náročné. (Palmieri et al., 2002) Proto se dá očekávat výraznější ovlivnění parametrů COP až u balančně složitějších situací. Podobně jako v případě průměrné rychlosti COP bylo v tomto výzkumu zjištěno, že se délka trajektorie průměrně zvýšila o 9,22%. Přestože ze statistického hlediska nelze naměřené hodnoty označit za významné, zvýšený průměr ovlivnění chladem naznačuje. Důvodem statisticky nevýznamných zvýšení délky trajektorie a rychlosti COP může být právě zvolení balančně lehčího bipedálního stoje, při kterém se parametry COP nemusí tak výrazně projevit.

Dále se porovnávaly výsledky kontrolního měření před ochlazením (1. měření) s výsledky měření minutu po ukončení aplikace chladu (tedy 3. měření), které mapovalo trvání a intenzitu vlivu ochlazení. Ochlazení určitého segmentu těla vede k ovlivnění funkce zasažených tkání, jako je vedení elektrického signálu nervem (Herrera et al., 2010), elektrická aktivita proprioreceptorů (Eldred et al., 1960) nebo modifikace mechanických vlastností vazů a šlach (Petrofsky et al., 2013; Alegre et al., 2016). Ovlivněním funkce jednotlivých tkání nohou ochlazením mohou být modifikovány i posturální schopnosti jedince. (Fullam et al., 2015)

Po ukončení silného působení chladu se tělo přirozeně snaží teplotu ochlazeného segmentu vyrovnat a dochází k reaktivní hyperémii. Tato fyziologická reakce má zajistit větším prokrvením zvýšení teploty v ochlazených tkáních. (Jandová, 2009) Dá se tedy předpokládat, že trvání efektu chladu na posturální stabilitu může záviset na míře prokrvení a teplotě zasažených tkání. Z výsledků této práce vyplývá, že hodnoty sledovaných parametrů (plocha 95% konfidenční elipsy, trajektorie COP a průměrná rychlost COP) se při 3. měření ze statistického hlediska nezměnily oproti kontrolnímu měření před ochlazením. Přesto z průměrů obou měření vyšlo, že plocha 95% konfidenční elipsy je při měření minutu po aplikaci chladu o 21,17 % vyšší než před ochlazením. Lze proto vyvodit, že vliv chladu na posturální stabilitu je v tomto experimentu spíše krátkodobý a po ukončení chlazení rychle odeznívá. Důvodem může být rychlý nástup reaktivní hyperémie, pomocí které dochází ke zvýšení teploty v ochlazených tkáních. Zvýšením teploty se tak může obnovit funkce zasažených tkání. Na



druhou stranu, studie od Kenneta et al. (2007) naměřila statisticky významné snížení teploty kůže i po 30 minutách po přerušení kryoterapie. Autoři studie ale na rozdíl od mého experimentu chladili médiem o nižší teplotě a navíc použili delší dobu aplikace (20 min). Je tedy pravděpodobné, že trvání vlivu ochlazení na posturální stabilitu ovlivňuje teplota chladícího média a délka jeho aplikace.

Dalším parametrem, který posturograf hodnotí, je distribuce zatížení na chodidlech. Značná část populace nemá v klidném postoji stejné rozložení váhy mezi pravým a levým chodidlem. (Véle, 2006, s. 185) Rozložení zatížení na nohou může být ovlivněno mnoha faktory. Tyto vlivy lze rozdělit na zevní a vnitřní. Mezi zevní faktory například náklon a povrch stejné plochy, obuv atd. Vnitřní faktory, které distribuci zatížení ovlivňují, jsou kupříkladu nožní klenba, konfigurace kyčelních kloubů i celkově postavení celého těla a osového orgánu. (Véle, 2006) Na posturální stabilitu může mít také vliv dominance jedné dolní končetiny. Maredia et al. (2015) změřili, že u jedinců středního věku je větší zatížení na dominantní končetině a zjistili posturální titubace těla anterio-laterálním směrem k dominantní končetině. Jedním z cílů této práce bylo zjistit, zda se po ochlazení změní distribuce váhy mezi levým a pravým chodidlem. Vzhledem k tomu, že ochlazení může ovlivnit přenos somatosenzorických informací, lze předpokládat, že se po ochlazení dolních končetin zatížení na chodidlech může změnit. Opět se porovnávalo 1. a 2. měření, tedy stav před a těsně po ochlazení a dále 1. a 3. měření, tzn. před ochlazením a minutu po 2. měření. V obou případech nedošlo k znatelným změnám průměrů. Ani z výsledků statistického zpracování nejsou naměřené hodnoty významně změněny. Z výsledků této studie lze usuzovat, že ochlazením se celková distribuce mezi levou a pravou končetinou nezmění.

Podobně se tato práce snažila zjistit, zda se ochlazením změní předozadní rozložení zatížení na chodidlech. Člověk využívá pro udržení vzpřímené polohy jednak kotníkovou a jednak kyčelní strategii. Kotníková strategie zaručuje udržení stability v předozadním směru. Vychází z modelu obráceného kyvadla. Předpokládá se tudíž, že na změnu polohy těžiště tělo reaguje kompenzačním pohybem v opačném směru v hlezenním kloubu. Hybnost v kolenních, kyčelních kloubech a páteři je omezená. Kyčelní strategie předpokládá pohyb jak v kyčelních kloubech, tak i v hlezenních. Míra převahy jedné z těchto strategií závisí na senzoričtém podnětu a na konkrétním motorickém úkonu. Při aktivaci kotníkové strategie se aktivitou buď plantárních či dorzálních flexorů hlezenního kloubu a svalů dolních končetin a trupu zajišťuje, aby nedošlo k výraznějšímu vychýlení těžiště a ztrátě rovnováhy. (Rinalduzzi et al., 2016)

Spolu s pohybem v hlezenním kloubu dochází ke změnám pohybu COP, tedy ke změnám distribuce zatížení na chodidle. (Vařeka, 2002) Ovlivnění vedení somatosenzorické aferentace z oblasti dolních končetin může přispět ke zhoršení balančních schopností. Lidé s poškozením periferních nervů, například s diabetickou neuropatií, vykazují značné zhoršení posturální stability (Yamamoto et al., 2001) a navíc u nich deficit aferentní percepce z dolních končetin vede k navýšení užití kotníkové a kyčelní strategie. (Rinalduzzi et al., 2016) Ochlazením tkání dochází k ovlivnění jejich funkce, dochází ke snižování rychlosti vedení nervem (Algaflly & George, 2007; Herrera et al., 2010) a zmenšování elektrické aktivity svalových receptorů. (Eldred et al., 1960) Proto by se dalo i v případě ochlazení chodidel očekávat ovlivnění vedení somatosenzorické aferentace z oblasti dolních končetin, a tudíž i ke změnám posturálních strategií. Porovnáním 1. a 2. měření, tedy přímého vlivu ochlazení, se nezjistila významná změna distribuce zatížení mezi přední a zadní části chodidel. Stejně tak při porovnání 1. a 3. měření nedošlo ke statisticky významné změně distribuce zatížení na chodidlech. Lze tedy usuzovat, že ochlazení chodidel nemá vliv na distribuci zatížení mezi přední a zadní částí nohou a že při ochlazení nohou v 10°C vodě po dobu 12 min nedochází ke změně posturální strategie. Zároveň však došlo ke zvětšení plochy 95% konfidenční elipsy, které zjevně ukazuje na zvýšení titubací při stoji po ochlazení chodidel. Může se tedy zdát, že došlo pouze k mírnému narušení posturální stability, které nebylo tak výrazné, že by muselo dojít ke změně posturálních strategií.

Tato studie se zabývala vlivem ochlazením akrálních částí dolních končetin v 10-12°C vodě po dobu 12 min na posturální stabilitu. Hodnotili se parametry popisující COP. Zvětšení těchto parametrů je spojováno se zhoršením posturální stability. (Bizovská et al., 2017; Palmieri et al., 2002) V této studii byla chladem nejvíce ovlivněna plocha 95% konfidenční elipsy. U ostatních parametrů se sice statistický význam nepotvrdil, přesto zvýšení průměrů ostatních hodnot oproti kontrolnímu měření ovlivnění posturální stability naznačuje. Dále se ukázalo, že účinky chladu na balanční schopnosti jsou v tomto experimentu krátkodobé a po ukončení aplikace chladu rychle odeznívají. Vliv chladu na distribuci zatížení na chodidlech se nepotvrdil. Poruchy posturální stability mohou vyústit v ovlivnění motorických výkonů, ať už ve sportu nebo při běžných motorických úkonech, a jsou spojeny s rizikem pádu. Modifikace aferentních sensorických informací z chodidla může u jedinců s již zhoršenými balančními schopnostmi poruchy stability zvýraznit. Navíc, snížením teploty ve tkáních nohy se ovlivní jejich funkce. Tyto změny pak mohou vést k traumatickému poškození těchto struktur.

Z hlediska náročnosti posturálních poloh patří bipedální stoj mezi ty méně náročné. Proto považuji za největší slabinu této práce právě zvolení této polohy pro výzkum. Jiné studie často považují tuto pozici pro zhodnocení posturální stability za nedostatečnou a často se zaměřují i na jiné pozice, jako je například unipedální stoj či zkoumají schopnost organismu reagovat na dynamické podněty. Proto bych pro další výzkum vlivu ochlazení končetin na posturální stabilitu zvolila kromě referenčního bipedálního stoje i další posturálně náročnější polohy. Získala by se tím jasnější a komplexnější představa o posturální motorice a stabilitě.

## Závěr

Tato diplomová práce se snaží objasnit vliv ochlazení akrálních částí dolních končetin na posturální stabilitu. Působení chladu na statickou stabilitu se testoval u 26 dobrovolníků na přístroji Zebris FDM-T.

Zhoršení balančních schopností se může projevit mnoha klinickými důsledky. Poruchy stability zvyšují riziko vzniku pádů a vznik úrazů. Navíc mohou být pro jedince velkou psychickou zátěží a mohou zhoršovat kvalitu života.

Teoretická část této diplomové práce se nejprve věnuje vlivu působení chladu na lidský organismus. Zabývá se objasněním základních termoregulačních mechanismů, dále reakcí jedince na celkovou a lokální aplikaci chladu a nakonec působením chladu na kůži a podkoží, svaly, vazy a šlachy a nervy. Druhá část teoretického úvodu popisuje posturální stabilitu a vliv senzorického systému na její řízení. Dále se věnuje etiologiím a klinickým důsledkům poruch stability. Praktická část se snaží zhodnotit přímý vliv ochlazení na posturální stabilitu a délku jeho trvání. Testování probíhalo u 26 zdravých dobrovolníků. Měření posturální stability se provádělo bez kontroly zraku vždy před ochlazením dolních končetin (1. měření), těsně po ochlazení (2. měření) a nakonec ještě jednu minutu poté (3. měření). Statistickým zpracováním se porovnávalo 1. měření s 2. měřením a dále 1. se 3. měřením. Sledovaly se parametry popisující Centre of Pressure: plocha 95% konfidenční elipsy, délka trajektorie COP a rychlost COP. Dále se hodnotila distribuce zatížení na chodidlech: rozložení váhy mezi pravé a levé chodidlo a distribuce mezi přední a zadní částí nohou.

Zhodnocení přímého vlivu ochlazení chodidel na posturální stabilitu se provádělo porovnáním 1. a 2. měření. Ze zpracování výsledků se zjistilo statisticky významné zvýšení plochy 95% konfidenční elipsy po ochlazení. U dalších parametrů, tedy délky trajektorie COP a průměrné rychlosti COP, se vliv ochlazení nepotvrdil. Na druhou stranu, u obou sledovaných parametrů došlo k navýšení průměrných naměřených hodnot. Pro hodnocení délky trvání efektu ochlazení nohou se porovnávaly výsledky 1. a 3. měření. Ze statistického hlediska se naměřené hodnoty parametrů popisující COP u 3. měření v porovnání s 1. měřením nezměnily. Přesto byla průměrná plocha 95% konfidenční elipsy o 21,17 % vyšší u 3. měření než u 1. měření. Vzhledem k tomu, že je zvětšení parametrů popisující COP spojeno se zhoršením balančních schopností, lze vyvodit, že ochlazení nohou má v tomto experimentu na posturální stabilitu

spíše mírný vliv, který po ukončení aplikace chladu rychle odeznívá. Nakonec se hodnotila distribuce zatížení na chodidlech. Ani zde se vliv ochlazení potvrdit nepodařilo.

## REFERENČNÍ SEZNAM

ALEGRE, Luis M., Michael HASLER, Sebastian WENGER, Werner NACHBAUER a Robert CSAPO. Does knee joint cooling change in vivo patellar tendon mechanical properties? *European Journal of Applied Physiology*. 2016, **116**(10), 1921–1929. ISSN 1439-6319.

ALGAFLY, Amin A a Keith P GEORGE. The effect of cryotherapy on nerve conduction velocity, pain threshold and pain tolerance. *British Journal of Sports Medicine*. 2007, **41**(6), 365–369. ISSN 0306-3674.

ALLISON, S. C. a L. D. ABRAHAM. Sensitivity of qualitative and quantitative spasticity measures to clinical treatment with cryotherapy. *International Journal of Rehabilitation Research. Internationale Zeitschrift Fur Rehabilitationsforschung. Revue Internationale De Recherches De Readaptation*. 2001, **24**(1), 15–24. ISSN 0342-5282.

ALVIS, Bret D. a Christopher G. HUGHES. Physiology Considerations in the Geriatric Patient. *Anesthesiology clinics*. 2015, **33**(3), 447–456. ISSN 1932-2275.

ANDĚL Michal, Ludmila BRUNEROVÁ, Jan NOVÁK, Marcela HAŠPICOVÁ a Ludmila TREŠLOVÁ. Diabetes mellitus: současný pohled na patogenezi, klasifikaci a léčbu. *Neurologie pro praxi*. 2007, **8**(1), 49–54. ISSN 1213-1814.

BAKKER, Maaïke, John H. J. ALLUM, Jasper E. VISSER, Christian GRÜNEBERG, Bart P. VAN DE WARRENBURG, Berry H. P. KREMER a Bastiaan R. BLOEM. Postural responses to multidirectional stance perturbations in cerebellar ataxia. *Experimental Neurology*. 2006, **202**(1), 21–35. ISSN 0014-4886.

BELL, K. R. a J. F. LEHMANN. Effect of cooling on H- and T-reflexes in normal subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1987, **68**(8), 490–493. ISSN 0003-9993.

BALOH, Robert W., et al. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *Journal of the American Geriatrics Society*, 1994, 42.4: 405-412. ISSN 0002-8614.

BIZOVSKÁ, Lucia, Miroslav JANURA, Marcela MÍKOVÁ a Zdeněk SVOBODA. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2017. ISBN 978-80-244-5259-3

BLACK, F. Owen MD. Clinical status of computerized dynamic posturography in neurotology. *Current Opinion in Otolaryngology & Head & Neck Surgery*. 2001, **9**(5), 314–318. ISSN 1068-9508.

BONNET, Cédric, Claudia CARELLO a M. T. TURVEY. Diabetes and Postural Stability: Review and Hypotheses. *Journal of Motor Behavior*. 2009, **41**(2), 172–192. ISSN 0022-2895.

BROWN, Douglas J.A., Hermann BRUGGER, Jeff BOYD a Peter PAAL. Accidental Hypothermia. *New England Journal of Medicine*. 2012, **367**(20), 1930–1938. ISSN 0028-4793.

BULTMANN, Uta, Daniela PIERSCIANEK, Elke R. GIZEWSKI, Beate SCHOCH, Nicole FRITSCHÉ, Dagmar TIMMANN, Matthias MASCHKE a Markus FRINGS. Functional recovery and rehabilitation of postural impairment and gait ataxia in patients with acute cerebellar stroke. *Gait & Posture*. 2014, 39(1), 563–569. ISSN 0966-6362.

CASTELLANI, John W. a Andrew J. YOUNG. Human physiological responses to cold exposure: Acute responses and acclimatization to prolonged exposure. *Autonomic Neuroscience*. 2016, 196, SI:Thermoregulation, 63–74. ISSN 1566-0702.

CAVANAGH, P. R., J. A. DERR, J. S. ULBRECHT, R. E. MASER a T. J. ORCHARD. Problems with gait and posture in neuropathic patients with insulin-dependent diabetes mellitus. *Diabetic Medicine: A Journal of the British Diabetic Association*. 1992, 9(5), 469–474. ISSN 0742-3071.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN: 80-7169-970-5

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 3*. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN: 978-80-247-5636-3

DAANEN, H. A. M.. Finger cold-induced vasodilation: a review. *European Journal of Applied Physiology*. 2003, 89(5), 411–426. ISSN 1439-6327.

DĄBROWSKA, A. K., F. SPANO, S. DERLER, C. ADLHART, N. D. SPENCER a R. M. ROSSI, nedatováno. The relationship between skin function, barrier properties, and body-dependent factors. *Skin Research and Technology*. 2017, 24(2), 165–174. ISSN 0909-752X.

DAKIN, Christopher J.; BOLTON, David AE. Forecast or fall: prediction's importance to postural control. *Frontiers in neurology*, 2018, 9. ISSN 1664-2295.

DONÁ, F., C. C. AQUINO, J. M. GAZZOLA, V. BORGES, S. M. C. A. SILVA, F. F. GANANÇA, H. H. CAOVIŁLA a H. B. FERRAZ. Changes in postural control in patients with Parkinson's disease: a posturographic study. *Physiotherapy*. 2016, 102(3), 272–279. ISSN 0031-9406.

DURRER, Bruno, Hermann BRUGGER a David SYME. The Medical On-site Treatment of Hypothermia: ICAR-MEDCOM Recommendation. *High Altitude Medicine & Biology*. 2003, 4(1), 99–103. ISSN 1527-0297, 1557-8682.

EDELSBERGER, Tomáš. *Diabetická neuropatie: průvodce ošetrujícího lékaře*. Praha: Maxdorf, 2008. Jessenius. ISBN 978-80-7345-171-4.

EHLER, Edvard. Polyneuropatie. *Neurologie pro praxi*. 2013, 14(1), 20–27. ISSN 1213-1814.

ELDRED, Earl, David F. LINDSLEY a Jennifer S. BUCHWALD. The effect of cooling on mammalian muscle spindles. *Experimental Neurology*. 1960, 2(2), 144–157. ISSN 0014-4886.

ELIŠKA, Oldřich, ELIŠKOVÁ, Miloslava. *Aplikovaná anatomie pro fyzioterapeuty a maséry*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-246-1716-1

FALLON, James B., Leah R. BENT, Penelope A. MCNULTY a Vaughan G. MACEFIELD. Evidence for Strong Synaptic Coupling Between Single Tactile Afferents From the Sole of the Foot and Motoneurons Supplying Leg Muscles. *Journal of Neurophysiology*. 2005, 94(6), 3795–3804. ISSN 0022-3077.

FUJIMOTO, Chisato, Naoya EGAMI, Makoto KINOSHITA, Keiko SUGASAWA, Tatsuya YAMASOBA a Shinichi IWASAKI. Postural stability in vestibular neuritis: Age, disease duration, and residual vestibular function. *The Laryngoscope*. 2014, 124(4), 974–979. ISSN 0023-852X.

FUJIMOTO, Chisato, Toshihisa MUROFUSHI, Yasuhiro CHIHARA, Munetaka USHIO, Mitsuya SUZUKI, Takuhiro YAMAGUCHI, Tatsuya YAMASOBA a Shinichi IWASAKI. Effect of severity of vestibular dysfunction on postural instability in idiopathic bilateral vestibulopathy. *Acta Oto-Laryngologica*. 2013, 133(5), 454–461. ISSN 1651-2251.

FULLAM, Karl, et al. Dynamic postural-stability deficits after cryotherapy to the ankle joint. *Journal of athletic training*, 2015, 50.9: 893-904. ISSN 1062-6050.

GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd., 1. v Galénu. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-311-7.

GARCIA, Luccas Cavalcanti, Carolina Carmona ALCÂNTARA, Gabriela Lopes SANTOS, João Victor Almeida MONÇÃO a Thiago Luiz RUSSO. Cryotherapy Reduces Muscle Spasticity But Does Not Affect Proprioception in Ischemic Stroke: A Randomized Sham-Controlled Crossover Study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2019, 98(1), 51–57. ISSN 1537-7385.

HELLMANN, D., N. N. GIANNAKOPOULOS, R. BLASER, L. EBERHARD a H. J. SCHINDLER, 2011. The effect of various jaw motor tasks on body sway. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011, 38(10), 729–736. ISSN 0305-182X.

HERMAN, Katherine, Christian BARTON, Peter MALLIARAS a Dylan MORRISSEY. The effectiveness of neuromuscular warm-up strategies, that require no additional equipment, for preventing lower limb injuries during sports participation: a systematic review. *BMC Medicine*. 2012, 10, 75. ISSN 1741-7015.

HERRERA, Esperanza, Maria C SANDOVAL, Diana M CAMARGO a Tania F SALVINI,. Motor and sensory nerve conduction are affected differently by ice pack, ice massage, and cold water immersion. *Physical Therapy*. 2010, 90(4), 581–591. ISSN 1538-6724.

HOF, A. L., M. G. J. GAZENDAM a W. E. SINKE. The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*. 2005, 38(1), 1–8. ISSN 0021-9290.

HORAK, Fay B.. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006, 35(suppl\_2), ii7–ii11. ISSN 0002-0729.

IVANENKO, Yury a Victor S. GURFINKEL. Human Postural Control. *Frontiers in Neuroscience*. 2018, 12. ISSN 1662-4548.



- JANDOVÁ, Dobroslava. *Balneologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-2820-9.
- JANSKÝ, L., V. VÁVRA, P. JANSKÝ, P. KUNC, I. KNÍŽKOVÁ, D. JANDOVÁ a K. SLOVÁČEK. Skin temperature changes in humans induced by local peripheral cooling. *Journal of Thermal Biology*. 2003, **28**(5), 429–437. ISSN 0306-4565.
- JEŘÁBEK, Jaroslav, et al. Periferní vestibulární syndromy. *Neurologie pro praxi*, 2008, 8.6: 344-346. ISSN 1213-1814.
- KADAŇKA JR, Zdeněk a Josef BEDNAŘÍK. Cervikální vertigo-fikce či realita? *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*. 2018, 81(5).
- KAVOUNOUDIAS, A., R. ROLL a J. P. ROLL. The plantar sole is a „dynamometric map" for human balance control. *Neuroreport*. 1998, **9**(14), 3247–3252. ISSN 0959-4965.
- KAVOUNOUDIAS, A., R. ROLL a J. P. ROLL. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *The Journal of Physiology*. 2015, **32**(Pt 3), 869–878. ISSN 0022-3751.
- KELLY, Luke A., Sami KUITUNEN, Sebastien RACINAIS a Andrew G. CRESSWELL. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2012, **27**(1), 46–51. ISSN 1879-1271.
- KENNET, Jane, Natalie HARDAKER, Sarah HOBBS a James SELFE. Cooling Efficiency of 4 Common Cryotherapeutic Agents. *Journal of Athletic Training*. 2007, **42**(3), 343–348. ISSN 1062-6050.
- KIRBY, K. A. Foot and Lower Extremity Biomechanics II: Precision Intricast Newsletters, 1997-2002. Payson, AZ: Precision Intricast. 2002. ISBN 0965730913.
- KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha.: Univerzita Karlova v Praze - nakladatelství Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0350-0.
- LAFOND, Danik, Hélène CORRIVEAU a Francois PRINCE. Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*. 2004, **27**(1), 173–178. ISSN 0149-5992.
- LÜLLMANN-RUCH, Renate. *Histologie*. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN: 978-247-3729-4
- MALANGA, Gerard A., Ning YAN a Jill STARK. Mechanisms and efficacy of heat and cold therapies for musculoskeletal injury. *Postgraduate Medicine*. 2015, **127**(1), 57–65. ISSN 0032-5481, 1941-9260.

MAREDIA, Sulofana, Shraddha SAWANT a Senthil KUMAR. Influence of leg dominance over foot pressure and postural sway in middle age population: an observational study. *International Journal of Research in Medical Sciences*. 2015, 1358–1362. ISSN 2320-6071.

MARQUER, A., G. BARBIERI a D. PÉRENNOU. The assessment and treatment of postural disorders in cerebellar ataxia: A systematic review. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2014, **57**(2), 67–78. ISSN 1877-0657.

MCCASLIN, Devin L., Gary P. JACOBSON, Sarah L. GRANTHAM, Erin G. PIKER a Susha VERGHESE. The Influence of Unilateral Saccular Impairment on Functional Balance Performance and Self-Report Dizziness. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2011, **22**(8), 542–549. ISSN 1050-0545.

MCKEON, Patrick O., Jay HERTEL, Dennis BRAMBLE a Irene DAVIS. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med*. 2015, **49**(5), 290–290. ISSN 0306-3674.

MEYER, Peter F., Lars IE ODDSSON a Carlo J. DE LUCA. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Experimental brain research*. 2004, **156**(4), 505–512. ISSN 0014-4819.

MÍKOVÁ, M. Klinická a přístrojová diagnostika v rehabilitaci [online]. Olomouc 2007, [cit. 15. 02. 2019]. Dostupné z [http://krtvl.upol.cz/prilohy/101\\_1174427151.pdf](http://krtvl.upol.cz/prilohy/101_1174427151.pdf)

PALMIERI, Riann M., Christopher D. INGERSOLL, Marcus B. STONE a B. Andrew KRAUSE. Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2002, **11**(1), 51–66. ISSN 1056-6716.

PARK, Hyoung-Kil, Min-Kyung JUNG, Eunkyung PARK, Chang-Young LEE, Yong-Seok JEE, Denny EUN, Jun-Youl CHA a Jaehyun YOO. The effect of warm-ups with stretching on the isokinetic moments of collegiate men. *Journal of Exercise Rehabilitation*. 2018, **14**(1), 78–82. ISSN 2288-176X.

PELIKÁNOVÁ, Terezie a Vladimír BARTOŠ. *Praktická diabetologie*. 4., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2010. Jessenius. ISBN 978-80-7345-216-2

PETROFSKY, Jerrold Scott, Michael LAYMON a Haneul LEE. Effect of heat and cold on tendon flexibility and force to flex the human knee. *Medical Science Monitor : International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*. 2013, **19**, 661–667. ISSN 1234-1010.

PIIRTOLA, M a P. ERA. Force platform measurements as predictors of falls among older people - A review. *Gerontology*. 2006, **52**(1), 1–16. ISSN 0304324X.

PODĚBRADSKÝ, Jiří a Ivan VAŘEKA, 1998. *Fyzikální terapie I*. 1. vydání. Praha: Grada. 1998, ISBN 8071696617.

PODĚBRADSKÝ, Jiří, PODĚBRADSKÁ, Radana. *Fyzikální terapie, manuál a algoritmy*. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN: 978-80-247-2899-5

RESEARCH INSTITUTE OF MEDICIN, (US) Committee on Military Nutrition, Bernadette M. MARRIOTT a Sydne J. CARLSON, 1996. *Physiology of Cold Exposure* [online]. Washington (DC).: National Academies Press (US) [cit. 2019-03-01]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK232852/>

RINALDUZZI, Steno, et al. Stance postural strategies in patients with chronic inflammatory demyelinating polyradiculoneuropathy. *PLoS one*, 2016, 11.3: e0151629. ISSN 1932-6203.

ROGERS, Michael E., Nicole L. ROGERS, Nobuo TAKESHIMA a Mohammad M. ISLAM. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. *Preventive Medicine*. 2003, **36**(3), 255–264. ISSN 0091-7435.

ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.

RUBENSTEIN, Laurence Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age And Ageing*. 2006, **35** Suppl 2, ii37–ii41. ISSN 0002-0729.

RYBKA, Jaroslav. *Diabetes mellitus - komplikace a přidružená onemocnění: diagnostické a léčebné postupy*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1671-8.

SEIDL, Zdeněk. *Neurologie pro studium i praxi. 2.*, přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-5247-1.

SCHMUTZHARD, Erich, Marlene FISCHER, Anelia DIETMANN a Gregor BRÖSSNER. Therapeutic hypothermia: the rationale. *Critical Care*. 2006, **16**(Suppl 2), A2. ISSN 1364-8535.

SIMONEAU, G G, J S ULBRECHT, J A DERR, M B BECKER a P R CAVANAGH. Postural instability in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes Care*. 1994, **17**(12), 1411–1421. ISSN 0149-5992.

SJÖLANDER, Per, Håkan JOHANSSON a Mats DJUPSJÖBACKA. Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2002, **12**(3), 167–176. ISSN 1050-6411.

SNELL, Richard S. *Clinical neuroanatomy*. Philadelphia.: Lippincott Williams & Wilkins. 2006. 6. edice. ISBN 0-7817-5993-5.

ŠRÁMEK, P., M. ŠIMEČKOVÁ, L. JANSKÝ, J. ŠAVLÍKOVÁ a S. VYBIRA. Human physiological responses to immersion into water of different temperatures. *European journal of applied physiology*. 2000, **81**(5), 436–442. ISSN 1439-6319

TANSEY, Etain A. a Christopher D. JOHNSON. Recent advances in thermoregulation. *Advances in Physiology Education*. 2015, **39**(3), 139–148. ISSN 1043-4046.

TROJAN, Stanislav a kolektiv: *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN: 80-247-0512-5

TROJAN, Stanislav. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.

VAŘEKA, Ivan. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, 9.4: 115-121. ISSN 1211-2658.

VELASCO, Manuel, Juanita GOMEZ, Mario BLANCO a Imelda RODRIGUEZ. The cold pressor test: pharmacological and therapeutic aspects. *Journal of Therapeutics*. 1997, 4(1), 34–38. ISSN 1075-2765.

VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-297-4.

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozšíř. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

VOJTA, Václav. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku: včasná diagnóza a terapie*. Praha: Grada Publishing, 1993. ISBN: 80-85424-98-3

WHEATHER, Paul R, BURKITT, H. George, DEAKIN, Philip J. *Functional histology : a text and colour atlas*. 2. edice. Churchill Livingstone, Edinburgh ; New York, 1987. ISBN 0-443-02341-7

WRIGHT, W. G., Y. P. IVANENKO a V. S. GURFINKEL. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. *Journal of Neurophysiology*. 2012, 107(5), 1513–1521. ISSN 0022-3077.

YAMAMOTO, R., T. KINOSHITA, T. MOMOKI, T. ARAI, A. OKAMURA, K. HIRAO a H. SEKIHARA. Postural sway and diabetic peripheral neuropathy. *Diabetes Research and Clinical Practice*. 2001, 52(3), 213–221. ISSN 0168-8227.

YENARI, Midori A. a Hyung Soo HAN. Neuroprotective mechanisms of hypothermia in brain ischaemia. *Nature Reviews Neuroscience*. 2012, 13(4), 267. ISSN 1471-003X

ZEBRIS MEDICAL GMBH. FDM-T Bedienungsanleitung: Uživatelský manuál. Isny im Allgäu (Německo), 2011

## PŘÍLOHY

Příloha 1: výsledky měření plochy 95% konfidenční elipsy COP (mm<sup>2</sup>)

	měření č.1	měření č.2	měření č.3
1.proband	268	282	182
2.proband	301	653	460
3.proband	169	371	344
4.proband	349	228	394
5.proband	356	581	217
6.proband	134	180	165
7.proband	83	135	236
8.proband	111	90	69
9.proband	238	253	357
10.proband	188	258	130
11.proband	146	209	392
12.proband	56	110	65
13.proband	86	189	34
14.proband	586	528	380
15.proband	286	661	326
16.proband	162	421	129
17.proband	207	228	324
18.proband	169	208	135
19.proband	320	331	811
20.proband	203	148	189
21.proband	156	290	247
22.proband	324	404	220
23.proband	152	356	150
24.proband	174	277	260
25.proband	178	746	364
26.proband	186	372	191

**Příloha 2: výsledky měření dráhy COP (mm)**

	<b>měření č.1</b>	<b>měření č.2</b>	<b>měření č.3</b>
<b>1.proband</b>	426	327	379
<b>2.proband</b>	438	369	409
<b>3.proband</b>	277	316	326
<b>4.proband</b>	290	297	290
<b>5.proband</b>	242	238	232
<b>6.proband</b>	271	285	308
<b>7.proband</b>	244	193	201
<b>8.proband</b>	746	359	354
<b>9.proband</b>	288	319	282
<b>10.proband</b>	360	373	152
<b>11.proband</b>	233	266	303
<b>12.proband</b>	115	235	211
<b>13.proband</b>	157	271	121
<b>14.proband</b>	559	614	411
<b>15.proband</b>	401	592	493
<b>16.proband</b>	177	285	210
<b>17.proband</b>	243	259	217
<b>18.proband</b>	297	472	263
<b>19.proband</b>	270	263	427
<b>20.proband</b>	397	388	354
<b>21.proband</b>	173	264	287
<b>22.proband</b>	444	496	261
<b>23.proband</b>	257	245	295
<b>24.proband</b>	232	376	311
<b>25.proband</b>	277	284	193
<b>26.proband</b>	319	497	334

**Příloha 3: výsledky měření průměrné rychlosti COP (mm/s)**

	<b>měření č. 1</b>	<b>měření č.2</b>	<b>měření č. 3</b>
<b>1.proband</b>	15	11	13
<b>2.proband</b>	15	13	14
<b>3.proband</b>	9	11	11
<b>4.proband</b>	10	10	10
<b>5.proband</b>	8	8	8
<b>6.proband</b>	9	10	11
<b>7.proband</b>	8	7	7
<b>8.proband</b>	25	12	12
<b>9.proband</b>	10	11	10
<b>10.proband</b>	12	13	5
<b>11.proband</b>	8	9	10
<b>12.proband</b>	4	8	7
<b>13.proband</b>	5	9	4
<b>14.proband</b>	19	21	14
<b>15.proband</b>	14	20	17
<b>16.proband</b>	6	10	7
<b>17.proband</b>	8	9	7
<b>18.proband</b>	10	16	9
<b>19.proband</b>	9	9	15
<b>20.proband</b>	14	13	12
<b>21.proband</b>	6	9	10
<b>22.proband</b>	15	17	9
<b>23.proband</b>	9	8	10
<b>24.proband</b>	8	13	11
<b>25.proband</b>	10	10	7
<b>26.proband</b>	11	17	11

**Příloha 4: výsledky měření rozložení zatížení mezi špičku a patu u levé nohy (%)**

	levá špička			levá pata		
	měření č.1	měření č. 2	měření č. 3	měření č.1	měření č. 2	měření č. 3
<b>1.proband</b>	54	59	55	46	41	45
<b>2.proband</b>	38	38	49	62	62	51
<b>3.proband</b>	43	52	56	57	48	44
<b>4.proband</b>	31	34	34	69	66	66
<b>5.proband</b>	58	56	60	42	44	40
<b>6.proband</b>	31	27	32	69	73	68
<b>7.proband</b>	40	40	42	60	60	58
<b>8.proband</b>	67	63	59	33	37	41
<b>9.proband</b>	49	40	32	51	60	68
<b>10.proband</b>	38	51	55	62	49	45
<b>11.proband</b>	59	61	57	41	39	43
<b>12.proband</b>	67	59	71	33	41	29
<b>13.proband</b>	55	48	50	45	52	50
<b>14.proband</b>	42	45	42	58	55	58
<b>15.proband</b>	43	54	41	57	46	59
<b>16.proband</b>	36	31	35	64	69	65
<b>17.proband</b>	50	39	37	50	61	63
<b>18.proband</b>	54	46	59	46	54	41
<b>19.proband</b>	42	47	52	58	53	48
<b>20.proband</b>	59	64	58	41	36	42
<b>21.proband</b>	49	62	52	51	38	48
<b>22.proband</b>	43	44	45	57	56	55
<b>23.proband</b>	56	46	48	44	54	52
<b>24.proband</b>	49	51	46	51	49	54
<b>25.proband</b>	51	52	40	49	48	60
<b>26.proband</b>	48	44	36	52	56	64



**Příloha 5: výsledky měření rozložení zatížení mezi špičku a patu u pravé nohy (%)**

	pravá špička			pravá pata		
	měření č.1	měření č. 2	měření č. 3	měření č.1	měření č. 2	měření č. 3
<b>1.proband</b>	48	52	45	52	48	55
<b>2.proband</b>	34	37	43	66	63	57
<b>3.proband</b>	35	37	44	65	63	56
<b>4.proband</b>	33	37	38	67	63	62
<b>5.proband</b>	44	41	51	56	59	49
<b>6.proband</b>	34	34	25	66	66	75
<b>7.proband</b>	43	36	38	57	64	62
<b>8.proband</b>	49	47	47	51	53	53
<b>9.proband</b>	34	39	30	66	61	70
<b>10.proband</b>	40	50	47	60	50	53
<b>11.proband</b>	55	52	50	45	48	50
<b>12.proband</b>	65	60	72	35	40	28
<b>13.proband</b>	56	50	53	44	50	47
<b>14.proband</b>	48	46	52	52	54	48
<b>15.proband</b>	43	46	43	57	54	57
<b>16.proband</b>	29	26	34	71	74	66
<b>17.proband</b>	46	43	40	54	57	60
<b>18.proband</b>	54	55	61	46	45	39
<b>19.proband</b>	41	41	36	59	59	64
<b>20.proband</b>	50	52	42	50	48	58
<b>21.proband</b>	51	56	49	49	44	51
<b>22.proband</b>	45	42	42	55	58	58
<b>23.proband</b>	44	46	46	56	54	54
<b>24.proband</b>	51	42	43	49	58	57
<b>25.proband</b>	52	44	44	48	56	56
<b>26.proband</b>	51	38	48	49	62	52

**Příloha 6: výsledky měření rozložení zatížení mezi levou a pravou nohu (%)**

	zatížení levé nohy			zatížení pravé nohy		
	měření č.1	měření č. 2	měření č. 3	měření č.1	měření č. 2	měření č. 3
<b>1.proband</b>	58	54	56	42	46	44
<b>2.proband</b>	52	52	55	48	48	45
<b>3.proband</b>	49	47	49	51	53	51
<b>4.proband</b>	50	49	49	50	51	51
<b>5.proband</b>	50	50	52	50	50	48
<b>6.proband</b>	48	48	48	52	52	52
<b>7.proband</b>	56	54	54	44	46	46
<b>8.proband</b>	44	41	42	56	59	58
<b>9.proband</b>	48	49	51	52	51	49
<b>10.proband</b>	48	48	49	52	52	51
<b>11.proband</b>	52	49	50	48	51	50
<b>12.proband</b>	50	47	49	50	53	51
<b>13.proband</b>	45	46	45	55	54	55
<b>14.proband</b>	51	50	51	49	50	49
<b>15.proband</b>	52	50	51	48	50	49
<b>16.proband</b>	49	48	47	51	52	53
<b>17.proband</b>	46	46	47	54	54	53
<b>18.proband</b>	53	53	50	47	47	50
<b>19.proband</b>	46	45	45	54	55	55
<b>20.proband</b>	46	47	48	54	53	52
<b>21.proband</b>	47	48	49	53	52	51
<b>22.proband</b>	50	48	48	50	52	52
<b>23.proband</b>	52	52	52	48	48	48
<b>24.proband</b>	47	47	52	53	53	48
<b>25.proband</b>	47	51	50	53	49	50
<b>26.proband</b>	53	48	49	47	52	51