

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2014

Josef Mácha

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Josef Mácha

Studijní obor: Fyzioterapie

Srovnání zatížení plosky nohy při různém zatížení batohu

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2014

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a všechny použité prameny jsem uvedl v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 29. 3. 2014

.....

vlastnoruční podpis

Děkuji. Probandům za trpělivost a Bc. Regentové za poskytování techniky.....

Anotace

Tato bakalářská práce zkoumá vliv různého rozložení hmotnosti batohu na plosku nohy. Výzkumu se zúčastnilo 40 studentů ZČU, z Fakulty zdravotnických studií ve věku 21 – 31 let (průměrný věk 22,4 roku), výšky v rozmezí 150 – 190 cm (průměrná výška 1,698cm), a hmotnosti v rozmezí 50 – 100 kg (průměrná hmotnost 70,28 kg). Měření se uskutečnila v prostorách katedry fyzioterapie a ergoterapie. Měření probíhala pomocí Foot Scan tlakové

plošiny a data zpracovával program Foot Scan gait. Dle výstupů z měření byly sestaveny tabulky a grafy demonstrující rozdíly při různých rozloženích zátěže v batohu. Měřena byla síla působící na jednotlivé segmenty nohy (F) a tlak působící na cm^2 (P) v totožné oblasti.

Příjmení a jméno: Josef Mácha

Katedra: Fyzioterapie a ergoterapie

Název práce: Srovnání zatížení plosky nohy při různém rozložení hmotnosti batohu

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran: číslované 135

Počet příloh: 26 stran

Počet titulů použité literatury: 21 knih, 2 internetových zdrojů

Klíčová slova: ploska, zatížení, srovnání, vliv, hmotnost

Souhrn:

Tato bakalářská práce se zabývá problematikou vlivu hmotnosti batohu jeho různém uspořádání na plosku nohy, a srovnání tohoto vlivu s vlivem chůze samotné.

Teoretická část je zaměřena na poznání nohy jako funkčního celku, poznání funkční typologie nohy, její geometrie, krokového cyklu, srovnání ruky a nohy vzhledem k odlišným funkcím

V praktické části je potom přehled určitých typů reakcí (nikoli všech reakcí probandů) plosky nohy na různé rozložení hmotnosti batohu, znázorněný grafy a tabulkami

Annotation

This bachelor's work examines an influence of different load of backpack on sole of foot. 40 students from ZČU, Faculty of health studies has been involved in research. They are between 21-31 years old (average age is 22,4 years), height between 150-190cm (average height is 1,698 m) and weight between 50-100 kg (average of weight is 70,28 kg). Measurement has been realised in rooms of department of physiotherapy and ergotherapy. Measurement has been realised by Foot Scan pressures machine, informations have been processed by Foot Scan gait program. Outputs were processed to tables and graphs, which demonstrate differences between different distributions of load in backpack. Force (F) causing on sole of foot and pressure (P) causing on square centimeter in the same area has been measured.

The theoretical part focuses on understanding the legs as a functional whole, knowledge of functional typology feet, its geometry, the step cycle, compared to the hand and feet due to the different functions

Surname and name: Josef Mácha

Department: Department of Fyzioteraphy and ergotheraphy

Title of thesis: Comparison of load soles with different weight distribution backpack

Consultant: Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages: numbered 125

Number of appendices: 26 pages

Number of literature items used: 21 books, 2 internet sources

Key words: sole of foot, load, compression, influence, weight

Summary:

This thesis deals with the influence of the weight of the backpack its various configurations on foot, and compared this with the effect of walking alone.

The theoretical part focuses on understanding the legs as a functional whole, knowledge of functional typology feet, its geometry, the step cycle, compared to the hand and feet due to the different functions.

In the practical part the list of certain types of responses (not all reactions probands) soles for different weight distribution backpack, demonstrated with graphs and tables .

Obsah

Souhrn:.....	5
Annotation	6
Úvod.....	19
Kapitola 1	20
Porovnání ruky a nohy.....	20
Kapitola 2	21
Evoluce	21
Spirála a klín	21
Spirální ždímání ručníku aneb důkaz vzniku z protirotací.....	22
Z běžce na sedavce	22
Význam nohy.....	22
Fce nohy.....	22
Kinematika nohy.....	23
Plantární flexe	23
Dorsální flexe	23
Inverze.....	23
Everze.....	23
Abdukce (pronace)	24
Addukce (supinace).....	24
Klouby nohy	24
Hlezení kloub	24
Articulatio subtalaris	26
Henkeho osa	26
Propojení subtalárního a talo-crurálního kloubu.....	28
Klouby předního tarsu	29
Articulatio calcaneocuboidea	29
Articulatio talo-calcaneo-navicularis	29
Chopartův kloub(transverso-tarsální kloub, art. tarsi transversa).....	29
Articulatio cuneonavicularis	30
Meziklínové klouby.....	31

Lisfrankův kloub	32
MTP klouby.....	32
IP klouby	33
Geometrie nohy.....	33
Boční pohled	33
Plantární pohled.....	34
Maximální plantární tlak	34
Maximální tlak na hlavičku I. metatarsu	34
Kapitola 3	35
Klenby.....	35
Podélná klenba	35
Ideální otisk nohy	37
Příčná klenba	38
Příčně plochá noha	38
Poznání příčně ploché nohy	38
Plantogram	39
Vývoj plosky nohy v průběhu dospívání směrem k plochonoží nebo vysoké noze	39
Pozitivní působení na ploché nohy.....	41
Pasivní podpůrné složky chodidla	42
Plantární aponeuroza	42
Subkutání vaziově – tuková vrstva.....	43
Kapitola 4	44
Vztah některých svalů ke klenbě nohy (aktivní podpora kleneb) a krokovému cyklu	44
M. tibialis ant.....	44
M. peroneus longus	44
M. peroneus. brevis	44
M. peroneus tertius	44
M. gastrocnemius	44
M. soleus	45
M. plantaris.....	45
M. tibialis post.....	45
M. flexor hallucis longus.....	45

M. flexor digitorum longus	46
Plantární svaly	46
Kapitola 5	48
Význam svalů na nožní klenby dle různých autorů, dohady o původu plochonoží	48
Kapitola 6	50
Růst vzájemné závislosti pohybů segmentů dolní končetiny	50
Hyperpronační syndrom	50
Kapitola 7	51
Typologie nohy	51
Funkční typy nohy	52
Odchylky nohy od normálu	52
Varozní zánoží (RF var)	52
Varozní přednoží (FF var)	54
Supinované přednoží (FF sup)	54
Funkční pes equinus	54
Valgozní přednoží (FF valg)	54
Plantárně flektovaný I. paprsek (PF 1. st)	54
Pes equinus	55
Běžné vady a deformity nohou a hlezna	55
Výška nožní klenby u funkčních subtypů nohy	55
Výskyt funkčních typů a subtypů u mužů a žen	57
Kapitola 7	58
Těžiště a rozložení hmotnosti	58
Těžiště	58
Sagital Plane Facilitation	59
Kapitola 8	61
Vhodné nastavení batohu	61
Rovinatý terén	62
Sestupy	63
V létě	63
V Zimě	64

Kapitola 9	65
Chůze	65
Analýza chůze	65
Fáze kroku	66
Stojná fáze (oporná) asi (60% cyklu)	66
Iniciální kontakt (Heel Strike).....	66
Plný kontakt.....	67
Období střední opory.....	67
Období aktivního odrazu.....	68
Období pasivního odlepení.....	68
Následuje švihová fáze (asi 40% cyklu)	68
Další možná rozdělení krokového cyklu	70
Mechanismus krokového cyklu	71
Rozložení tlaku při kontaktu chodidla s podložkou	71
Kinematika krokového cyklu	71
Přenos zatížení v průběhu stojné fáze	71
Kapitola 10	73
Postura	73
AS (area of support),AC (area of contact),BS (base of support)	73
COM (Centre of Mass).....	73
COG (Centre of Gravity).....	73
COP (centre of pressure).....	74
Kapitola 11	75
Mechanická zátěž a její účinek	75
Mechanické vlastnosti tkání.....	76
Biomechanická nomenklatura různých typů zátěže (dělení zátěže)	77
Biologické materiály.....	78
Kapitola 12	80
Somatometrie nohy	80
Kapitola 13	81
Možnosti přístrojové analýzy chůze	81

Dynamická plantografie	81
Kapitola 16	83
Vztah nohy a páteře	83
Poruchy funkce chodidla	83
Blokády Lisfrancova, Chopartova a talo-krurálního skloubení	83
Poruchy stereotypů	83
Poruchy vnímání a vyšetření povrchového čítí	83
Vliv funkčních změn v chodidle na řetězení dalších poruch	84
Prevence zranění v oblasti hlezna a chodidla	84
Rehabilitace hlezna a chodidla	85
Kapitola 17	86
Adaptace	86
Biologické působení pohybové aktivity	87
Únava	88
Známky nastupující únavy (prvotní)	88
Vyvolavatelé patologické zátěže	89
Změny na tkáních při zátěži	89
Tlak na sval a uzávěr krevního řečiště	89
Zatížení nohy	90
PRAKTICKÁ ČÁST	92
Metodika	92
Cíl výzkumu	92
Charakteristika výzkumné části	92
Cíle práce	94
Hypotézy	94
Stanovené úkoly	94
Ú4	95
Výsledky	95
PŘÍLOHY	98
Výsledky k parametru Max F (maximální naměřená síla v daném segmentu)	98
PŘÍLOHY	108
Výsledky k parametru Max P (maximální tlak ve sledované oblasti)	108

Diskuse	124
Hypotézy	124
ZÁVĚR	127
POUŽITÁ LITERATURA	128
Internetové zdroje	130
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	131
Kapitola 1	20
Porovnání ruky a nohy	20
Kapitola 2	21
Evoluce	21
Spirála a klín	21
Spirální ždímání ručníku aneb důkaz vzniku z protirotací.....	22
Z běžce na sedavce	22
Význam nohy	22
Fce nohy.....	22
Kinematika nohy	23
Plantární flexe	23
Dorsální flexe	23
Inverze.....	23
Everze.....	23
Abdukce (pronace)	24
Addukce (supinace).....	24
Klouby nohy	24
Hlezení kloub	24
Articulatio subtalaris	26
Henkeho osa	26
Propojení subtalárního a talo-crurálního kloubu.....	28
Klouby předního tarsu	29
Articulatio calcaneocuboidea	29
Articulatio talo-calcaneo-navicularis	29

Chopartův kloub(transverso-tarsální kloub, art. tarsi transversa)	29
Articulatio cuneonavicularis	30
Meziklínové klouby.....	31
Lisfrankův kloub	32
MTP klouby.....	32
IP klouby	33
Geometrie nohy.....	33
Boční pohled	33
Plantární pohled.....	34
Maximální plantární tlak	34
Maximální tlak na hlavičku I. metatarsu	34
Kapitola 3	35
Klenby.....	35
Podélná klenba	35
Ideální otisk nohy	37
Příčná klenba	38
Příčně plochá noha	38
Poznání příčně ploché nohy	38
Plantogram	39
Vývoj plosky nohy v průběhu dospívání směrem k plochonoží nebo vysoké noze	39
Pozitivní působení na ploché nohy.....	41
Pasivní podpůrné složky chodidla	42
Plantární aponeuroza	42
Subkutání vaziově – tuková vrstva.....	43
Kapitola 4	44
Vztah některých svalů ke klenbě nohy (aktivní podpora kleneb) a krokovému cyklu	44
M. tibialis ant.....	44
M. peroneus longus	44
M. peroneus. brevis	44
M. peroneus tertius	44
M. gastrocnemius	44
M. soleus	45

M. plantaris.....	45
M. tibialis post.....	45
M. flexor hallucis longus.....	45
M. flexor digitorum longus	46
Plantární svaly	46
Kapitola 5	48
Význam svalů na nožní klenby dle různých autorů, dohady o původu plochonoží	48
Kapitola 6	50
Růst vzájemné závislosti pohybů segmentů dolní končetiny	50
Hyperpronační syndrom	50
Kapitola 7	51
Typologie nohy	51
Funkční typy nohy	52
Odchyly nohy od normálu	52
Varozní zánoží (RF var).....	52
Varozní přednoží (FF var).....	54
Supinované přednoží (FF sup)	54
Funkční pes equinus	54
Valgozní přednoží (FF valg)	54
Plantárně flektovaný I. paprsek (PF 1. st)	54
Pes equinus.....	55
Běžné vady a deformity nohou a hlezna	55
Výška nožní klenby u funkčních subtypů nohy	55
Výskyt funkčních typů a subtypů u mužů a žen.....	57
Kapitola 7	58
Těžiště a rozložení hmotnosti	58
Těžiště.....	58
COP (centre of pressure).....	59
Sagital Plane Facilitation	59
Kapitola 8	61
Vhodné nastavení batohu.....	61

Nastavení batohu dle terénu.....	62
Rovinatý terén	62
Sestupy	63
V létě	63
V Zimě.....	64
Kapitola 9	65
Chůze	65
Analýza chůze	65
Fáze kroku	66
Stojná fáze (oporná) asi (60% cyklu)	66
Iniciální kontakt (Heel Strike).....	66
Plný kontakt.....	67
Období střední opory.....	67
Období aktivního odrazu.....	68
Období pasivního odlepení.....	68
Následuje švihová fáze (asi 40% cyklu)	68
Další možná rozdělení krokového cyklu.....	70
Mechanismus krokového cyklu	71
Rozložení tlaku při kontaktu chodidla s podložkou.....	71
Kinematika krokového cyklu	71
Přenos zatížení v průběhu stojné fáze	71
Kapitola 10	73
Postura	73
AS (area of support),AC (area of contact),BS (base of support)	73
COM (Centre of Mass).....	73
COG (Centre of Gravity).....	73
COP (centre of pressure).....	74
Kapitola 11	75
Mechanická zátěž a její účinek	75
Mechanické vlastnosti tkání.....	76
Biomechanická nomenklatura různých typů zátěže (dělení zátěže)	77
Bilogické materiály	78

Kapitola 12	80
Somatometrie nohy	80
Kapitola 13	81
Možnosti přístrojové analýzy chůze	81
Dynamická plantografie	81
Kapitola 16	83
Vztah nohy a páteře	83
Poruchy funkce chodidla	83
Blokády Lisfrancova, Chopartova a talo-krurálního skloubení	83
Poruchy stereotypů	83
Poruchy vnímání a vyšetření povrchového cití	83
Vliv funkčních změn v chodidle na řetězení dalších poruch	84
Prevence zranění v oblasti hlezna a chodidla	84
Rehabilitace hlezna a chodidla	85
Kapitola 17	86
Adaptace	86
Biologické působení pohybové aktivity	87
Únava	88
Známky nastupující únavy (prvotní)	88
Vyvolavatelé patologické zátěže	89
Změny na tkáních při zátěži	89
Tlak na sval a uzávěr krevního řečiště	89
Zatížení nohy	90
Kapitola 18	Chyba! Záložka není definována.
Alternativní pohled na plosku	Chyba! Záložka není definována.
THAJSKÁ MASÁŽ NOHY	Chyba! Záložka není definována.
PRAKTICKÁ ČÁST	92
Metodika	92
Cíl výzkumu	92
Charakteristika výzkumné části	92

Výzkumné otázky.....	Chyba! Zložka není definována.
Hypotézy	94
Výsledky.....	95
Výsledky k parametru Max F (maximální naměřená síla v daném segmentu).....	98
Výsledky k parametru Max P (maximální tlak ve sledované oblasti).....	108

Úvod

V této bakalářské práci se budu zabývat vlivem různého rozložení hmotnosti batohu na plosku nohy.

To jakým způsobem působí hmotnost batohu na plosku nohy je závislé na několika faktorech. Jednak navyšováním / snižováním hmotnosti batohu, jednak změnami težiště batohu vzniklými různým uspořádáním věcí v něm, jeho obsahem, typem batohu, vlastnostmi batohu. Změnou težiště batohu dochází ke změně težiště celého těla. Budeme-li měnit težiště batohu, bude zátěž tím větší čím dále od zad se bude težiště vyskytovat. Dále je podstatné zda je zátěž v batohu upevněna nebo se může volně hýbat a působit tak při svižnějším pohybu výrazné posuny hmotnosti batohu. Také upevnění batohu na těle bude mít svůj význam ve stabilitě batohu a tím i k rovnoměrnému rozložení hmotnosti

Je nezbytné abych nejprve uvedl několik stěžejních informací k anatomii a kineziologii této oblasti. Budu se zabírat úsekem dolní končetiny v rozsahu od articulatio talocruralis po phalangés distales digitorum.

TEORETICKÁ ČÁST

Kapitola 1

Porovnání ruky a nohy

Noha je anatomicky velmi podobná ruce. Nicméně vzhledem k jiné funkční potřebě jsou zde proporcionální rozdíly. Tak například carpus tvoří asi $1/6$ délky ruky, tarsus potom asi $1/2$ délky nohy. Carpální kosti jsou méně mohutné, pohyblivější, kosti tarsu jsou robustní, méně pohyblivé, určité pro pružné přenosy sil, zároveň ale i pro pevné a stabilní spojení se zbytkem těla, pro nošení celého těla. Metacarpus a metatarsus jsou strukturálně vlastně totožné, diferenciace je zde pouze v mohutnosti jednotlivých kostí. Kosti metacarpu jsou kratší, slabší, určené pro manipulaci, kosti metatarsu silnější, pevnější, napojují se na tarsus a nesou hmotnost celého těla. Prsty na ruce jsou dlouhé a obratné, tvoří cca $1/2$ délky ruky, prsty na noze asi $1/5$ délky nohy, jsou tak nějak zakrnělé a nepříliš pohyblivé, nicméně funkčně velmi významné. (Dylevský, 2009)

Kapitola 2

Noha se skládá 26 kostí (7 tarsálních, 5 metatarsů, 14 článků prstů), 107 vazů a 19 svalů. Tyto části se skládají do celků, kterými jsou zánoží (zadní oddíl, zadní tarsus) (Vařeka ,Vařeková,2009) - to reprezentuje talus a calcaneus, středonží (střední oddíl, přední tarsus) (Vařeka ,Vařeková,2009) – zastoupeno os cuboideum, os naviculare a ossa cuneiformia, a na předonoží (přední oddíl) (Vařeka ,Vařeková,2009) – to je tvořeno metatarsy a články prstů. Při zjednodušeném dělení dělí transverso-tarsální kloub nohu na zánoží (zadní tarsus) a předonoží (přední tarsus, metatarsus a prsty) (Vařeka ,Vařeková,2009). Z funkčního hlediska je důležité dělení na mediální a laterální paprsek. Mediální je tvořen calcaneem, talus, os naviculare, I.-III. metatarsy, klínovými kostmi a prsty. Laterální tvoří calcaneus, os cuboideum, IV. a V. metatars a příslušné prsty. Oba hlavní paprsky se v předonoží dostávají vedle sebe. (Vařeka ,Vařeková, 2009).

Evoluce

Naše nohy jsou, tak jako vše, dílem evoluce. Ta původně zamýšlela používat je jako úchopového nástroje, tedy takové druhé ruce. K tomu měl sloužit poměrně značně pohyblivý palec. Jeho pružné, a poměrně pevné ukotvení na klínové kosti je ale bohužel značně vulnerabilní a tím i málo odolné vůči nesprávné zátěži. Proto bylo nutno strukturálně a tím i funkčně změnit nástroj úchopu na prostředek lokomoce. A jak to příroda zařídila.....?(Christian Larsen, , 2004).

Spirála a klín

Naše noha je stavěna jako spirála. Má to svůj důvod, a sice v tom že ji člověk začal využívat jako nástroj lokomoce. Potřebou používat „druhé ruce „ spíše jako prostředek pohybu než úchopu musela jít ruku v ruce s možností užívat ji jako opory, páky. Tím že noha začala být důležitá jako opora a prostředek lokomoce, se musela ale změnit i její konstituce. Nejde jen o zhmotnění některých kostí, a zkrácení jiných kostí. Jde i o architekturu. Ruka je ideální pro úchop. Uspořádání kostí tvoří jakousi kopuli. To umožňuje svinutí a opět rozvinutí do podoby koule a tím snadno uchopit a pustit. Nicméně stoj na ní je náročný a pro bipedální pohyb je toto uspořádání skutečně nedostatečné. Naše pata proto zrotovala o 90°, zhmotněla, kopulovitá klenba se změnila na správnou a palec se přesunul vpřed, paralelně k ostatním prstům. Noha nyní spočívá na vertikální, a tím stabilní patě, nárt se stal pružným ale stále je pevným celkem, palec nyní poskytuje oporu

na vnitřní straně nohy. Pata je rotována směrem do supinace, přednoží směrem do pronace. Toto protisměrné uspořádání tvoří spirálu, pevnou a pružnou. Spirála zároveň udržuje klínovité kosti pohromadě. Protisměrný zkrut je přitlačuje proti sobě, a díky jejich tvaru je navíc na místě ukotvuje i narůstající zátěž těla. Čím větší zátěž na ně působí, tím zaklíněnější jsou v sobě, a tím pevněji drží pohromadě (Christian Larse, , 2004).

Spirální ždímání ručníku aneb důkaz vzniku z protirotačí

Vezmeme-li ručník a budeme jím kroutit do rotace jednou rukou a do protirotače druhou, ručník se začne svíjet v protisměrných rotacích. Při svíjení / ždímání, se nejprve vyklene do písmene C, dalším ždímáním / svíjením vytvoří písmeno S – trojrozměrnou, šroubovitou spirálu – helix (Christian Larse, 2004).

Z běžce na sedavce

Asi před sto lety se z člověka, tedy z dřívějšího aktivního běžce, stal aktivní sedavec. Při tom ale stále platí že každý, i když neběžec, nachodí za život asi 16 milionů kroků. Stojná plocha každé nohy je asi 100 cm². Na tyto plochy se přenáší hmotnost celého zbytku těla. Nohy potřebuje každý člověk pro tiché našlapování, tlumení nárazů, udržení stability, lokomoci, ale i jen proto aby prostě a rovně stál na místě (Christian Larsen, 2004).

Význam nohy

Jednotlivé části nohy můžeme označit jako zásadní pro určitou funkci. Ačkoliv toto rozdělení rozhodně netvrdí že jen ta konkrétní část nohy postačí pro dokonalé zvládnutí té konkrétní požadované funkce, jsou to právě zmíněné části které mají na té které funkci největší zásluhy. Tak tedy pro stabilitu je rozhodující zánártí, pružnost celku se odvíjí od nártu, zejména od vnitřní podélné klenby, odvíjení nohy zajišťuje přednoží, konečně za tlumení nárazů a odrážení jsou zodpovědná bříška pod MTP klouby (Christian Larsen, 2004).

Fce nohy

Tak tedy noha je jednak celkem anatomickým, potřebným pro přehledné čelnění dolní končetiny, jednak, a to je důležitější, je to funkční celek. Jako takový je třeba jej vnímat coby součást celku daleko většího – lidského těla. Je s ním úzce funkčně propojený. Jakékoliv fyzické zatížení se do nohou promítne, stejně jako se promítne patologie nohou do zbytku těla. Nohy jsou mediátorem přenosu hmotnosti při chůzi, umožňují její přenos

všemi směry a tedy lokomoci. Na začátku každého kroku fungují jako pružný systém, na jeho konci potom jako pevné opěrné systémy, jakési páky. Christian Larsen, 2004)

Nohy nám umožňují vzpřímeně stát, pohybovat se v prostoru, utíkat, skákat, plížit se, vystupovat a nastupovat, balancovat, adaptovat se na terén, tlumit nárazy při chůzi, doskoku, měnit rychle směr pohybu.....nohy jsou zkrátka něco, co Homo sapiens sapiens, poté co přijal život na zemi a bipedální chůzi, dříve i dnes nezbytně pořeboval aby mohl žít bez omezení a tak jak jej evoluce změnila. (vlastní)

Kinematika nohy

Klouby dolní končetiny jsou typické tím že všechny pohyby v nich jsou složené. Žádný pohyb není čistý. Všechny probíhají ve více kloubech a rovinách najednou. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Plantární flexe

Pohyb v talo-crurálním kloubu. Provádí jej m. triceps surae, synergisté jsou hluboká vrstva svalů lýtka a m. peronei. Stabilizaci provádějí fixátory kolene a kyčle a ventrální bérková skupina. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011)

Dorsální flexe

Také pohyb v horním zánártním kloubu. Provádí jej m. tibialis anterior, pomocné svaly jsou m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus, eventuálně m. peroneus tertius. Pohyb je opět stabilizován fixátory kolene. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011)

Inverze

Pohyb v dolním zánártním kloubu. Prováděna m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus. Synergisté pohybu jsou m. triceps surae a m. tibialis anterior. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011)

Everze

Zajišťují m. peronei a m. extensor digitorum longus. Everze inverze je stabilizována fixátory kolene a kyčle. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011)

Inverze není limitována kostní bariérou. Kromě vnitřního kotníku který je zodpovědný za fixaci talu. Je limitována pouze laterálními kolaterálními vazy. Při působícím násilí může dojít k přetržení vazů. Naproti tomu everze naráží při pohybu na odpor zevního kotníku.

Při násilí dojde k ulomení kotníku. Lze tedy vyvodit obecný závěr že inverze trhá vazy, everze láme kotník. (Kapandji, 1991 z práce Bc. Miloslava Cieslarová,2011)

Abdukce (pronace)

Pohyb zevně od dlouhé osy nohy v horizontální rovině. Provádějí ji mm peronei. M peroneus longus navíc tvaruje všechny klenby. (Bc. Miloslava Cieslarová, ,2011)

Addukce (supinace)

Pohyb dovnitř od dlouhé osy nohy v horizontální rovině. Provádějí ji m. extenzor hallucis longus, mm. tibiales ant. et post.. Supinátory jsou silnější než pronátory, a proto při polohách kdy chodido není v opoře, zaujímá automaticky polohu supinace. Toto vyrovnává tendenci k pronaci která je přítomna během přenosu hmotnosti během fáze opory. (Dylevský, 2009).

Klouby nohy

Většina kloubů nohy je jen málo pohyblivých, nicméně jejich existence je nezbytná pro správné pružení nohy a tím celého těla

Uspořádání v některých kloubech limituje pohyb v jiných. Například při výponu na špičky je limitována plantární flexe. To je omezující hlavně pro tanečníky kteří potřebují při některých krocích co největší plantární flexi při výponu na špičky. (Hamill & Knutzen, 1995 z práce Bc. Miloslava Cieslarová,2011)

.

Hlezení kloub

Talus

Je to nejproximálnější kost nohy. Vidlice bércových ostí nasedá na jeho nejkraniálnější strukturu- na jeho trochleu (kladku). Trochlea je vpředu širší než vzadu. Talus rozkládá hmotnost těla do paty a směrem k palcovému paprsku. Tomu odpovídá i architektonika jeho spongiosy K talu patří dále corpus. Z něj vybíhá dorsálně processus posterior tali. Skrze sulcus tendinis musculi felxoris hallucis longi je rozdělen na tuberculum lagterale a mediale. Ventrálně vybíhá collum tali a caput tali, artikulární ploška pro os naviculare. Trochlea přechází i na boky kosti, zde jsou plošky pro oba kotníky. Naspodu se nacházejí

faciei articulares talaris posterior, media et anterior. Mezi střední a zadní artikulační ploškou je sulcus tali.

Horní zánártní kloub, talocrurální kloub. Je to kladkový kloub ve kterém artikulují 3 kosti a sice bérce a talus. Zde tvoří vidlice bérce oba kotníky. Stabilita kloubu je určena tvarem kostí a kloubních ploch, uspořádáním vazů a aktivitou svalů. Při flexi je vidlice bérce rozpínána a kloub se stává stabilnějším. Pro svou stavbu jsou v něm možné pohyby v rovině sagitální, tedy flexe a extenze. Osa obou kotníků ale prochází šikmo, a to směrem medio-laterálním a ventro-dorsálním. Tedy zevnitř, šikmo vzad a zevně. (Dylevský 2009)

Kloubní pozdro je samozřejmě zpevněno vazy. Je zde lig. deltoideum – nazýváno dle svého tvaru podobného řecké Deltě, nebo též lig. collaterale mediale, sestávající z několika částí. Skládá se z pars tibiotalaris ant. a post., pars tibionavicularis a pars tibiocalcanearis. Zevně máme potom lig. collaterale laterale, to se skládá z lig. talofibulare ant. a post. a z lig. calcaneofibulare. Lig. talofibulare ant. je místo nejčastějšího poranění při supinačně působícím násilí. (Vařeka, Vařeková, 2009).

Osa pohybu talocrurálního kloubu probíhá oběma kotníky šikmo, zezadu, zespoda, z boku dovnitř, dopředu a vzhůru, ve sklonu asi 20-30° k frontální rovině, asi 85° svírá s osou nohy. (Vařeka, Vařeková, 2009). Pohyb v talu je kombinací flexe a supinace na jedné straně – tj inverze, a extenze a pronace - tedy everze na straně druhé. Je to způsobeno orientací a zakřivením kloubních ploch které neumožňují čistý pohyb v sagitální rovině – čistou flexi / extenzi. Současně s everzí se pohybuje fibula dorso - mediálně a rotuje vnitřně, ventrolaterálně s vnější rotací se pohybuje při inverzi. (Vařeka, Vařeková, 2009).

Při dorsální flexi hlezna (dále jen extenzi) dochází k rozpínání vidlice bérce, kosti jsou v této pozici pevnji přimknuté a celý systém hlezniho kloubu stabilnější. Při plantární flexi (dále jen flexi), semknutí povoluje, skloubení již není tak stabilní, je možný i posun do stran, ale při plantární flexi je zároveň aktivován m. tibialis post. a ten přitlačuje oba kotníky k sobě. (Vařeka, Vařeková, 2009).

Rozsah pohybu tohoto kloubu je asi 90°, během pohybu dochází ale k využití asi jen 50° - 60° tohoto rozsahu. (Dylevský aj. 2000 z práce Bc. Miloslava Cieslarová, 2011)

Základní anatomické postavení v hleznu je při vzpřímeném stoji. Střední postavení - funkční 0 - je ve střední vzdálenosti mezi pohyby v obou osách – mezi pronací a supinací a

mezi plantární a dorsální flexí, tj při lehu na lehátku a paty jsou mimo podložku.(Dylevský 2009)

Articulatio subtalaris

Calcaneus

Talus nasedá na calcaneus. Je to největší z tarsálních kostí. Artikuluje kraniálně s talem, ventrálně s os cuboideum, tedy tvoří articulatio subtalaris a calcaneo-cuboidea. S talem je sklouben tak že jeho střední a zadní artikulační plocha zapadají do analogických hlavic na talu. Calcaneus je laterálně a kaudálně od talu, který jej také podpírá skrze sustentacuum tali. Obě kosti spolu tvoří tzv. sinus tarsi – spojení sulcus tali a sulcus calcanearis, ten je vyplněn lig. talocalaneum interosseum tarsi. Je to mimořádně pevný spoj. Dorsálně a kaudálně se nachází tuber calcanei, tedy místo úponu svalů lýtky. Zde dochází k výskytu patních ostruh, které jsou často indikovány k operaci nebo aplikaci rázových vln. Laterálně na calcaneu je trochlea peronealis, pod ní je sulcus tendinis m. peronei longi, tedy místo průběhu šlachy m. peroneus longus et brevis.(Dylevský 2009)

Je to zadní část dolního zánártního kloubu. Jamku tvoří zadní kloubní ploška na talu, hlavicí tvoří analogická hlavice na calcaneu. Je to nekongruentní kloub, tzn. je zde možná kloubní hra. Stabilita se mění závisle na okamžité poloze jednotlivých kloubních ploch spojujících talus a calcaneus. V neutrální poloze naléhají kloubní pochvy dobře, tehdy také nese kloub největší zátěž. Dobře komuniují kloubní plochy při pronaci, kdy jsou v těsném kontaktu. Poměr pohybu do supinace : pronaci (inverze : everzi) je asi 2 : 1 (Root, Orien, Weed, Huges 1971), jiní autoři (např. Michaud) udává asi 2,8 : 1. Kloub je uzavřen v tenkém pouzdře a nekomunikuje s dalšími kostmi. (Vařeka,Vařeková,2009). Pohyby v tomto kloubu jsou složené, dějí se kolem šikmé osy. Jsou to kombinace flexe, addukce a supinace, a kombinace extenze, abdukce a pronace. Kloub je zpevněn skrze silné lig.talocalaneum post., laterale et mediale a lig. talo-calcaneum interosseum probíhajícím v sinus tarsi, dva ploché, silné čtvercové svazky, leží přesně v ose bérce a bránící nadměrné pronaci paty. Laterálně překrývá vchod do sinus tarsi cervikální vaz, bránící nadměrné supinaci nohy (Vařeka,Vařeková,2009).

Henkeho osa

V kloubu se dějí pohyby kolem 3 os. Ty dogromady tvoří tzv Henkeovu osu. Ta je orientována dorso-plantárně, medio-laterálně, antero-posteriorně a supero-mediálně. Počátek má v colum tali (horní okraj os naviculare), prochází přes sinus tarsi, vychází

postero-laterálně u tuber calcanei (u jeho plantární plochy). Je to osa subtalárního i Chopartova kloubu. Její poloha a orientace se mění při pohybu, jak se mění posatvení kloubních ploch, respektive jakou částí se kloubní plochy právě dotýkají, tedy aktuální osa kloubu je určena aktuálně komunikujícími kloubními úseky, taktéž se při pohybu mění stabilita kloubu, viz výše. Při pronaci má osa vzhledem k transversální rovině malý sklon, je orientována více mediálně, při supinaci je průběh strmější a osa se k sagitální rovině přibližuje (osa se napřimuje) (Vařeka, Vařeková 2009). Její průmět do tranversální roviny tvoří úhel asi 23° ($4 - 47^\circ$) s dlouhou osou nohy, do roviny sagitální tvoří úhel asi 41° ($21 - 69^\circ$) s tranversální rovinou. Manterův model předpokládá v kloubu systém šroubovice. Po ní se talus během pronace calcaneu pohybuje vpřed, při supinaci calcaneu je tlačěn vzad. (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Dungal 1989 a Michaud 1997).

Pohyb v kloubu, vzhledem k charakteru osy, má za následek rotaci zánoží ve frontální rovině. Částečně probíhá i addukce / abdukce v transversální rovině, neboť osa pohybu s ní svírá též určitý úhel. Je to vnitřní rotace paty. I v tomto kloubu je možná plantární a dorsální flexe, jen je rozsah daleko menší než u hlezna. (Vařeka, Vařeková, 2009).

Poměr úhlů osy kloubu s transversální nebo frontální rovinou k úhlu osy se sagitální rovinou je v průměrném kloubu asi 3 : 1, tzn. na každý stupeň v sagitální rovině připadají 3° v rovině frontální nebo tranversální. Existují individuální rozdíly a jsou významné. Pokud osa kloubu svírá s rovinou tranversální i frontální přibližně stejný úhel, pak i pohyby v obou rovinách budou přibližně stejně velké. Pokud je současně malý úhel se sagitální rovinou (kolem 16°), pak pohyb v této rovině bude minimální. Kapandji (1987 z práce Vařeka, Vařeková, 2009) přirovnává pohyb calcaneu k lodi najíždící šikmo na vlnu, současně se noří před, dochází k rotaci kolem sagitální osy (stěžeň lodi), a loď se k tomu ještě naklání na bok. (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Kapandji ,1987)

Wenick a Volpe (1991 z práce Vařeka, Vařeková, 2009) popisují pohyb v kloubu Inmanovým a Mannovým modelem pantu. Ten je lokalizován mezi talus a calcaneus, spojuje dvě ramena, ta jsou na sebe přibližně kolmá. Rotace jednoho ramene kolem jeho dlouhé osy je následována rotací toho druhého kolem jeho dlouhé osy. Při ztížení nohy se přenáší vnitřní rotace tibie přes talus a subtalární kloub na patu, ta jde tímto působením do pronace, při zevně rotované tibií stejným mechanismem dochází k supinaci paty. Jednotlivá ramena jsou ve svých rotacích ovlivněna pozicí pantu vzhledem těmto ramenům. Jestliže svírá osa pantu přibližně stejný úhel s rovinami obou ramen, potom rotace jednoho ramene

kolem jeho dlouhé osy ovlivní stejnou měrou rotaci toho druhého kolem jeho dlouhé osy. Při přiblížení osy pantu k rovině distálního ramene, dochází potom i při malé rotaci proximálního ramene k výrazným rotacím ramene distálního. Příklad – při odchylce osy pantu od transversální roviny o 70° a tedy roviny frontální o 20° , rotace proximálního (vertikálního) ramene bude značně převyšovat rotaci ramene distálního (horizontálního). Při opačném poměru bude naopak distální segment výrazně pohyblivější ve své rotaci než segment proximální. (Valmassy, 1996, Payne z práce Vařeka, Vařeková 2009)

Propojení subtalárního a talo-crurálního kloubu

Subtalární a talo-crurální kloub jsou funkčně propojeny. Například lidé s větší rotací v hlezenních kloubech (chuze špičkami od sebe) mají, kompenzačně zvetšený rozsah pohybu v kloubu subtalárním. (Dylevský aj., 2000, Dylevský 2009 z práce Bc. Miloslava Cieslarová, 2011)

Rozsah pohybu v kloubu transversotarsálním je ovlivněn vzájemným postavením talu a calcaneu, tedy postavením v kloubu subtalárním (Vařeka, Vařeková 2009). Supinace v subtalárním kloubu způsobí, že osy kloubních ploch talu a calcaneu pro skloubení s os naviculare a os cuboideum jsou rovnoběžné. Ve frontální rovině jsou kolmé na průmět šikmé osy otáčení v transversotarsálním kloubu, tzn. plantární a dorsální flexe probíhá v jejich směru. Díky jejich rovnoběžnosti je možný maximální rozsah do dorsální flexe, kdy je ale malá stabilita kloubu. Narůstající supinace v subtalárním kloubu navyšuje rozbíhavost kloubních ploch, zvyšuje stabilitu kloubu, ale snižuje jeho pohyblivost. Distální segment můžeme rozdělit pivotem na další 2 části. Rotace se bude účastnit jen calcaneus (střední segment). Vnitřní rotace tibie a talu vyvolá pronaci calcaneu, ale kvůli transversotarsálnímu kloubu ve funkci pivotu nenásleduje přednoží pohyb do pronace v plném rozsahu, a je stále v kontaktu s podložkou. Vzhledem k plné pronaci zánoží je přednoží v relativní supinaci, což má za následek oploštění klenby nohy. Opačně potom při zevně rotované tibií jde pata do supinace, přednoží opět drží na podložce a dostává se do relativní pronace a nožní klenba se vyklenuje (Vařeka, Vařeková 2009).

Jiný způsob uzamčení transversotarsálního kloubu je při pronaci os cuboideum, tedy supinaci paty kdy je napnutá plantární aponeuroza. (Vařeka, Vařeková 2009 z práce Bojsen a Möller 1979)

Komplexní pohyb zánártního kloubu umožňuje rotacemi a překlápěním adaptaci nohy na nerovný náročný terén. (Vařeka, Vařeková 2009)

Klouby předního tarsu

Os cuboideum

Má proximálně vlnovité prohnutí pro skloubení s calcaneem, distálně se kloubí se IV. a V. metatarssem, mediálně s os naviculare a s laterální klínovitou kostí. Na plantární ploše je žlábkem pro šlachy m. peroneus longus. Articulatio calcaneo-cuboidea má tu vlastnost že při pronaci os cuboideum vzhledem ke calcaneu dochází k uzamykání laterálního paprsku ((Vařeka, Vařeková 2009 z práce Bojsen –Möller 1979).

Articulatio calcaneocuboidea

Laterální část předního zánártního kloubu. Shora je kloubní pouzdro zesíleno laterální částí lig. bifurcatum, plantárně je pouzdro zesíleno skrze lig. calcaneocuboideum plantare, to je překryto silným vazem jenž je částí lig. plantare longum. Ten běží od calcaneu až po TMT klouby. Vaz má dvě vrstvy - stratum superficiale et profundum. Hluboká část je jen na os cuboideum.(Dylevský,2009)

Articulatio talo-calcaneo-navicularis

Je tvořen střední a přední kloubní ploškou na talu a calcaneu, a zároveň jej tvoří caput tali a kloubní plocha na os naviculare. Je to multiaxiální kloub. Kloub zpevňuje lig. talo-naviculare dorsale a lig. calcaneonaviculare plantare doplněné o fibrocartilago navicularis, ta je zesponu podepřena ještě šlachou m. tibialis posterior. Stabilitě napomáhá na laterální straně ještě mediální část lig. bifurcatum. (Vařeka, Vařeková 2009)

Chopartův kloub(transverso-tarsální kloub, art. tarsi transversa)

Je funkční i klinická jednotka. Je to kloub mající 2 části, a sice art. talocalcaneonavicularis a art. calcaneocuboidea. Zahrnuje téměř celý přední oddíl dolního zánártního kloubu. Tvarem připomíná písmeno S. Mediálně je štěrbina kloubu distálně konvexní, laterálně potom proximálně konkávní. Jeho existence a dobrý fyziologický stav je podmínkou pro pružící pohyby nohy. Jsou zde možné pohyby ve všech směrech ale jen malé. Kompenzačně se zvětšují při omezení horního nebo dolního subtalárního kloubu. Pokud některý z těchto kloubů zatuhne, patologicky se toto projeví i u souvisejících kloubů. Chopartův kloub je pod vlivem hlavně kloubu subtalárního. Při chůzi, kdy je noha při kontaktu chodidla s terémem v everzi v kloubu subtalárním, se kloub Chopartův uvolňuje aby se noha snáze přizpůsobila podkladu. Pohyb v něm je kolem dvou os které jsou vzájemně společné. Jsou to rotace kolem těchto os, ty jsou longitudunální a šikmá. (Vařeka, Vařeková 2009 z práce Wernick a Volpe,1996, Manterův popis). Ta podélná běží

proximo – distálně, latero – mediálně a planto – dorsálně. Dle Maggeho (1992) její průmět do tranversální roviny tvoří se sagitální rovinou úhel asi 9° , a průmět do sagitální roviny tvoří s tranversální rovinou úhel asi 15° , průběh je tedy blízký průběhu osy subtalárního kloubu. Díky malému sklonu k dlouhé ose nohy umožňují především pohyby ve frontální rovině – pronace, supinace. Toto je výhodné pro přednoží z hlediska udržení se na podložce při pronaci a supinaci calcaneu šikmá osa tranversotální kloubu je při porovnání s podélnou příkrá a značně šikmo orientovaná. Průběhem je podobná ose hlezna. Má značné odchylky v sagitální i tranversální rovině. Průmět v sagitální rovině je 52° od transversální, průmět v transversální je 57° od sagitální. Tyto exkurze umožňují značné pohyby v těchto rovinách, tj dorzifexi s addukcí, a plantární felxi s abdukci (Vařeka, Vařeková 2009 z práce Wernick a Volpe, 1996). Vzhledem k velkým možnostem pohybu v sagitální rovině je nazýván sekundárním hleznem, a při omezení hlezna je také schopen jeho pohyby kolem své šikmé osy kompenzovat. Zpevňuje ho lig. plantare longum a lig. bifurcatum (spojení lig. calcaneocuboideum a lig. calcaneonaviculare). Tento vaz je zároveň tzv Clavis articulationis Choparti (klíč Chopartova kloubu), po jeho protěti je kloub přístupný. (Vařeka, Vařeková 2009 z práce Dylevský aj. 2000)

Os naviculare

Je plochá kost. Proximálně skloubená s talem, laterálně s os cuboideum, venrálně potom s ossa cuneiformia. Na mediální straně je hmatný tuberositas ossis navicularis, je to jeden z orientačních bodů na noze. (Vařeka, Vařeková 2009, Dylevský 2009)

Articulatio cuneonavicularis

Hlavice je lehce konvexní distální plocha os naviculare. Jamkou jsou 3 trojúhelníkovité plošky pro ossa cuneiformia. Kloubní pozdro je zesíleno silnými krátkými vazy. Malý pohyb mezi kostmi klínovitými a os naviculare probíhá ve směru osy nohy, přispívá k udržení vnitřní podélné klenby. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Ossa cuneiformia

Kosti klínové. Jsou 3 a nacházejí se mezi os naviculare proximálně, I., II. a III. metatarsem distálně, os cuboideum laterálně. Artikulují s os naviculare 3 téměř plochými trojúhelníkovitými plochami. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Mediální klínovitá kost je největší, ostřím klínu obrácená do hřbetu nohy. Střední klínovitá kost je nejmenší, ostří klínu je orientováno do planty. Laterální klínovitá kost má též plantárně směřující ostří, je ale delší střední klínovitá kost (Vařeka, Vařeková, 2009)

Meziklínové klouby

Klouby mezi nimi umožňují malé vertikální pohyby, ty modulují zakřivení příčné klenby. Laterální klínová kost poskytuje svou mediální částí oporu příčnému oblouku. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Metatarsus

Je dalším celkem nohy. Sestává z 5 protáhlých kostí, které proximálně artikulují s ossa cuneiformia a os cuboideum, distálně potom přecházejí v metatarso-falangové klouby. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Každý metatarsus tvoří bazi – širší část, téměř rovná kloubní ploška pro zánártní kost, boční plošku pro vzájemnou artikulaci metatarsů, trojboký corpus a caput, z boku oploštělý, distálně konvexní plochy přechází naspod ve 2 kondylární výběžky. Dorsálně je to kulovitá plocha, plantárně potom spíše válcová. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Mají podobný tvar. I. kost je nejmohutnější, II. je nejdelší, a prochází jí dlouhá osa nohy, k ní se vztahují abdukce a addukce prstů, směrem k V. prstu jsou kosti kratší a štíhlejší. Mají přibližně trojúhelníkový průřez s klínem směřujícím do planty. Mezi nimi jsou spatia metatarsalia, v nichž se nacházejí mm. interossei. Metatarsofalangové klouby tvoří C-oblouk. Samotné kosti jsou uspořádány nikoliv vedle sebe v ploché řadě, ale do jakéhosi oblouku který je pokračováním příčné klenby. Na I. a V. metatarsu jsou tuberositas ossis metatarsalis I.- ten je na plantární ploše metatarsu, a je zde pro palcové sezamské kosti, a V. – tento se nalézá laterálně na svém metatarsu, a je zde pro úpon m. peroneus brevis. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Jsou vzájemně pevně spojeny vazy a i tvar jejich kloubních ploch umožňuje jen malé pohybové exkurze. Zevní metatarsy jsou pohyblivější než vnitřní. Flexe a extenze metatarsů není pohyb kolmý na dlouhou osu nohy ale šikmý – pohybují se po povrchu kužele, tzn. při plantární flexi se přibližují. Pohyb I. metatarsu je kombinací plantární flexe a abdukce (palec jde ven, laterálně), ale vzhledem k prstům (a tedy dlouhé ose nohy) jde o addukci, rozsah je cca 15°. Naopak pohyb V. metatarsu je kombinace plantární flexe a addukce, a to vzhledem k rovině střední i podélné ose nohy. Přibližování hlaviček při plantární flexi podporuje vytvoření příčné klenby, tj. zvýrazněno i tvarem a umístěním kloubních plošek os cuboideum a ossa cuneiformia. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Lisfrankův kloub

Tarsometatarsální kloub. Synoviální, vzájemně komunikující klouby. Výjma I. TMT kloubu, ten má vlastní pouzdro a vlastní kloubní dutinu. TMT klouby jsou udržovány mezikostními, plantárními a dorsálními vazy. Linie kloubů běží šikmo mediolaterálně, kraniokaudálně, anteroposteriorně. Linie kloubů má tvar S – mediální klínovitá kost prominuje více než intermediální, laterální též více než střední ale méně než mediální, vybíhá také více než os cuboideum. Linie I. a V. tarsometatarsálního kloubu mají opačnou šikmost. Linie I. kloubu jde šikmo vpřed laterálně, jde středem diafýzy V. metatarsu. Linie V. kloubu jde šikmo vpřed ale mediálně, a téměř jde skrze hlavičku I. metatarsu (Vařeka, Vařeková, 2009).

Lisfrankův kloub je kloub mezi bazemi metatarsů, kostmi klínovitými a os cuboideum. Jeho pohyblivost je velmi nízká. Jsou to jen jakési posuny kromě I. TMT kloubu. Ostatní části tohoto skloubení mají silná pouzdra která výrazné exkurze nedovolují. (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Dylevský aj., 2000; Dylevský, 2009).

MTP klouby

Metatarsofalangové klouby. U dospělého přibližně 2 -3 cm od meziprstní řasy. Baze mají mělké jamky, plantárně jsou tyto doplněny o fibrocartilago plantaris, které je součástí ligg. plantaria. Pouzdra jsou zesílena postraními (kolaterálními) vazy. Hlavičky metatarsů a kloubní pouzdra MTP kloubů jsou propojena skrze napříč jdoucím lig. metatarsium transversum profundum. Na rozdíl od ruky je do něj zavzat i I. prst (pouzdro I. MTP kloubu). Dorziflexe I. MTP kloubu spolu s napínáním plantární aponeurozy má výraznou úlohu jako zpevňující faktor při odrazu nohy, tedy její omezení bude podnětem k různým patologiím (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Bojsen, Möller 1979). Základním pohybem v MTP kloubech je flexe a extenze. Až na I. MTP, kde je možná i rotace, je pohyb v MTP kloubech malý. Metatarsy jsou v podélné ose zakřiveny, jsou zároveň nestejně dlouhé – II. a III. končí proti ostatním distálněji, to je důvodem proč není pro pohyb v kloubech společná osa. Osa může procházet buďto příčně skrze hlavičku I. a II. metatarsu, nebo šikmo přes hlavičku II. – V. metatarsu. To je také důvodem že Bojsen - Möller neakceptuje tripodní model nohy. Zdůvodněno tím že při chůzi je nejprve zatížena pata, dále zevní hrana chodidla (středonoží), a během zrychlení při odvinutí plosky se zatížení přenáší na metatarsy (MTP klouby). Odraz probíhá potom nejprve kolem šikmé osy MTP kloubů (low gear), potom kolem příčné osy MTP kloubů (high gear), zrychlení končí přenesením

zátížení na palec a přes jeho vrchol se noha odrazí (odpoutá) od podložky a vymrští se vpřed. (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Bojsen - Möller 1979, 1985).

Phalangés digitorum

Posledním oddílem nohy jsou samotné články prstů. Jsou vždy 3- až na palec- a sice proximální, mediální a distální. Proximálně jsou konkávní pro hlavičky metatarsů. Hlavičky proximálních článků mají kladky pro kratší a silnější mediální články. Distální články jsou zakončeny tuberositami, jež slouží jako úpon měkkých tkání konečků prstů. Palec má články pouze 2, zato mohutné. V pokračování metatarsu je i II. prst nejdelší. Následující prsty jsou stále kratší . (Vařeka, Vařeková, 2009)

IP klouby

Jsou to kladkové klouby, opatřené koalterálními vazy. Mají slabá pouzdra která jsou na dorsu srostlá se šachami extenzorů, na plantární straně mají potom fibrocarilaginés plantáres (vazivové destičky). Umožňují flexi a extenzi. Proximální IP klouby jsou schopny větší flexe než distální, extenzi mají omezenou oba články do fyziologického normálu, tj do 0°(Vařeka, Vařeková, 2009)

Geometrie nohy

Zde jsou popsány údaje o jednotlivých rozměrech a vzdálenostech mezi kostmi nohy a mezi kostmi a podložkou.

Boční pohled

Délka nohy - $249,7 \pm 13,6$ mm, vzdálenost mezi podložkou a dolní plochou sezamských kostí pod hlavicí I. metatarsu (tj toušťka tukového polštáře a kůže) – $7,6 \pm 2,8$ mm, vzdálenost mezi podložkou a dolním povrchem hlavičky V. metatarsu – $5,1 \pm 1,7$ mm, vzdálenost mezi podložkou a dolním povrchem baze V. metatarsu – $12,4 \pm 3,4$ mm, vzdálenost mezi podložkou a spodním povrchem os naviculare (její tuberosity) - $40,2 \pm 8,2$ mm, vzdálenost mezi podložkou a dolním povrchem tuber calcanei – $9,8 \pm 2,4$ mm, úhel mezi podložkou a přímkou znázorňující průběh spodní plochy calcaneu - $22,5 \pm 6,1^\circ$, úhel mezi horizontem a přímkou znázorňující průběh rní plochy calcaneu – $21,3 \pm 6,1^\circ$, úhel mezi horizontem a přímkou značící proximální konec os naviculare (Chopartův úhel) – $62,0 \pm 4,9^\circ$, úhel mezi horizontem a přímkou značící proximální konec os cuneiforme mediale ± $62,3 \pm 4,8^\circ$, úhel mezi horizontem a přímkou značící proximální konec I. metatarsu (Lisfrankův úhel) - $63,2 \pm 4,3^\circ$, úhel mezi horizontem a podélnou osou V. metatarsu – $11,0 \pm 3,0^\circ$, úhel mezi horizontem a podélnou osou I. metatarsu – $21,3 \pm 4,6^\circ$,

úhel mezi horizontem a podélnou osou I.prstu – $7,3 \pm 2,7^\circ$, úhel mezi horizontem a podélnou osou těla talu – $28,8 \pm 4,5^\circ$, (Biomechanika kloubů člověka, Valenta,Konvičková,Valerián,1999)

Plantární pohled

Úhel mezi I. a V. metatarsem – $22,9 \pm 4,3^\circ$, úhel mezi I. a II. metatarsem – $7,8 \pm 2,7^\circ$, úhel mezi podélnou osou I. metatarsu a proximálním článkem I. prstu – $14,4 \pm 8,8^\circ$, úhel mezi podélnou osou proximálního a distálního článku I. prstu – $10,4 \pm 4,4^\circ$, vybočení mediální sezamské kosti kolmo k ose I. metatarsu mediálně – $3,9 \pm 0,95$ mm, vybočení mediální sezamské kosti anteroposteriorně , tj rovnoběžně s podélnou osou I. metatarsu - ($11,8 \pm ,9$ mm),vybočení laterální sezamské kosti od podélné osy I. metatarsu laterálně – $7,6 \pm 4,3$ mm, vybočení laterální sezamské kosti anteroposteriorně – $14,4 \pm 2,7$ mm, distální posun (protruze) hlavičky II. metatarsu vzhledem k hlavičce I. metatarsu – $1,3 \pm 3,2$ mm – tzv. Mortonův index, minimální tloušťka diáfýzy I. metatarsu – $13,6 \pm 1,8$ mm, minimální tloušťka diáfýzy II. metatarsu – $6,9 \pm 0,8$ mm, minimální tloušťka diáfýzy III. metatarsu – $6,1 \pm 1,0$ mm (Biomechanika kloubů člověka, Valenta,Konvičková,Valerián,1999)

Maximální plantární tlak

Na patu při chůzi je vyvíjen tlak v rozmezí 183 - 200 kPa, o velikosti rozhoduje poloha calcaneu, inklinace podélné osy k I. a V. metatarsu (Biomechanika kloubů člověka, Valenta,Konvičková,Valerián, 1999)

Maximální tlak na hlavičku I. metatarsu

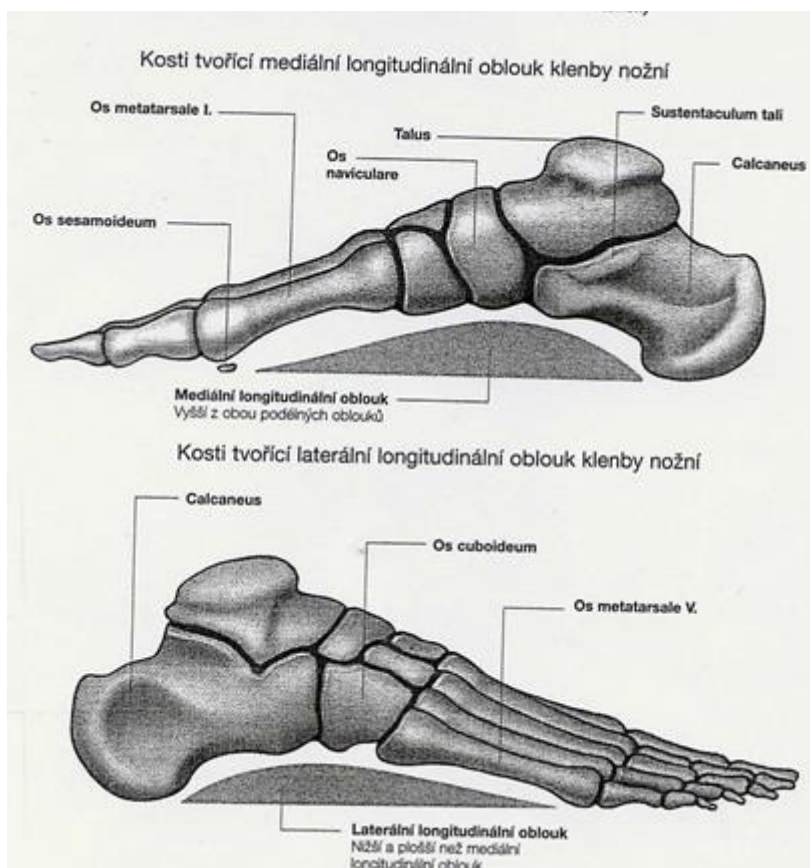
Tlak na hlavičce I.metatarsu je 98 – 367 kPa, závislý na Mortonově indexu, na poloze sezamských kostí, na inklinaci podélné osy těla I. metatarsu, na sklonu patní kosti. Jestliže sklon těla I.metatarsu klesá, tlak na jeho hlavičce klesá přirozeně také a vliv sklonu calcaneu je zanedbatelný, při vzrůstu sklonu těla I. metatarsu je vliv sklonu calcaneu výrazný. (Biomechanika kloubů člověka, Valenta,Konvičková,Valerián, 1999)

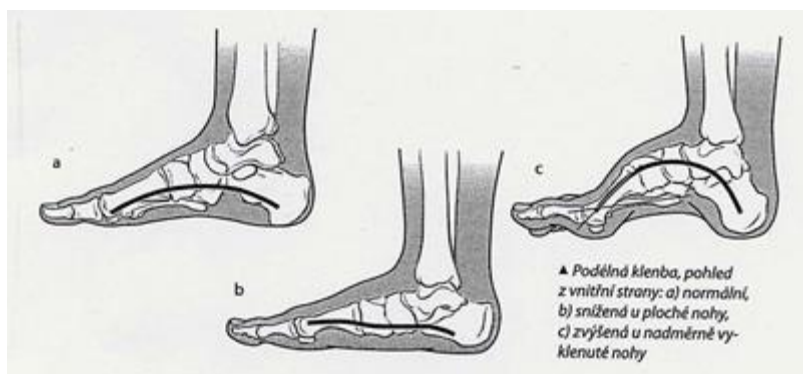
Kapitola 3

Klenby

Podélná klenba

Existuje vnitřní a vnější a obě jsou podmíněny existencí spirálního systému v noze. Existují jako důsledek protichůdných rotací paty a přednoží. Mediální klenba je vnitřní podélné vyklenutí nohy v rozsahu od calcaneu po hlavičky metatarsů (patří sem I.,II.,III. metat) . Jejím vrcholem je talus, zároveň ji podpírá a výška by měla odpovídat asi šířce 2 prstů. Pokud dochází ke snižování (borcení) klenby, pak se talus protlačuje mezi os naviculare a calcaneus. (Dylevský 2009,Vařeka,Vařeková,2009)





(Obrázky z Vyšetřovací metody hybného systému, Stašková Š.)

Je to prvek nezbytný pro elasticitu nohy, tak jako klenba příčná, ale má také nezastupitelný význam ve stabilitě celého těla. Též slouží k eliminaci zátěže měkkých tkání a je zdrojem proprioceptivních informací. Správná klenba chrání tepny a nervy chodidla, nebrání odtoku žilní krve. Dovoluje přizpůsobení chodidla terénu, změnu směru a přenos hmotnosti těla z jedné strany na druhou. Tradičně byla považována jako spojení 3 oblouků do jedné klenby, 3 oblouky ohraničující klenbu. Na vrcholu klenby je klenák (talus), ten musí být pevný aby mohl přenášet hmotnost do 3 pilířů, ty jsou na halvičkách I. a V. metatarsu a na posteriorní ploše calcaneu. Tento pohled je dnes překonán. Dnes je klenba z funkčního hlediska brána jako štafle nebo střecha, kde poloha klenby je zajišťována klenbami. (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Kapandji 1987). Laterální podélná klenba je nižší, její kosti jsou v kontaktu s podložkou. Tvoří ji calcaneus, os cuboideum a IV. a V. metatars. Jejím vrcholem je štěrbina articulationis calcaneo-cuboidea. Mediální je mnohem vyšší, její zatížení a zranitelnost je větší. Je tvořena calcaneem, ten je v kontaktu s podložkou svým hrbolem, talem, ten přenáší hmotnost z vyšších etáží, os naviculare je stropem (klenákem) klenby, os cuneiforme mediale, není v kontaktu s podložkou, hlavice I. metatarsu, ta je v kontaktu s podložkou. (Vařeka, Vařeková, 2009). Mezi oběma klenbami si můžeme představit řadu dalších oblouků které budou stále nižší směrem od laterální k mediální klenbě. Obě podélné klenby jsou udržovány systémem podélně orientovaných vazů a svalů, jejichž šlachy mají na plantě tutéž orientaci. Konkrétní struktury udržující klenbu nohy jsou – lig. plant. longum a svaly, ty jsou důležitější – hluboká skupina svalů lýtky - m. flex. hallucis longus, m. tib. post., m. flex. digit. longus, ventrálně na bérce potom m. tib. ant., skrze šlašitý třmen táhne chodidlo jednak vzhůru, jednak směrem ke calcaneu, pomáhá ještě aponeurosis plantaris, plantární svaly významné pro klenbu nohy jsou tyto - m. abductor hallucis m. flexor hallucis brevis m. adductor hallucis - caput obliquum, m.

flexor digit. brevis, m. quadratus plantae. (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Clippinger, 2007),.

Ideální otisk nohy

Otisk střední části chodidla by měl optimálně vypadat asi tak že jeho šířka bude rovna 1/3 šířky bříškové části, snížená podélná vnitřní klenba bude mít tu šířku větší než 1/3, plochá noha se ve své střední části bude vyznačovat šířkou stejnou jako je šířka bříškové části. Tendence k nadměrnému vyklenutí je popisována jestliže je střední část plosky užší než 1/3, pokud je noha nadměrně vyklenutá, pak je bříšková a střední část rozdělena na dva samostatné oddíly. (Stašková Š)



(Obrázky –, Stašková Š)



a) normální otisk, b) propadlá vnitřní podélná klenba, c) vysoká noha

(Obrázky –, Stašková Š)

Jednoduchý test spočívá ve výše zmíněném otisknutí plosky na podlahu, papír apod., nebo také v zasouvání tužky pod klenbu. U zvýšeně vyklenuté nohy projede tužka jako tunelem, u nohy se sníženou klenbou se nepodaří tužku pod plosku zasunout. (Christian Larsen, 2004)

Příčná klenba

Je po celé délce nohy, je tvořena mnoha příčnými oblouky které se stavbou, výškou a tvarem liší dle úrovně. Střední klenutí (nejvyšší) je ze 4 kostí, dotýká se podložky jen laterální částí os cuboideum. Klenákem je os cuneiforme intermedium, ta spolu s I. metatarssem tvoří podélnou osu nohy. Zadní oblouk je v úrovni os cuboideum a os naviculare. Přední oblouk je v rozsahu I. až V. metatarsu, na podložce spočívají sezamskými kostmi. Po obou stranách podepřena podélnými klenbami. Je to tlumič nárazů, existuje ale jen při odlehčení, jen tehdy je viditelná. Při zátěži se zcela oploští, svaly které ji podmiňují se pružně protáhnou, při odlehčení se zase smrští zpět. Energie pohlcená při dopadu nohy se opět uvolní a toto uvolnění dodá volnímu odrazu další sílu, pružnou. Toto pružení snižuje množství síly které musíme do odrazu dát, je to jako pružina na chodidle, při ritmickém opakování vzniká v noze vlnovitý pohyb (Vařeka,Vařeková,2009).

Příčná kl je nenjnápadnější v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Na udžení příčné klenby se podílejí napříč probíhající vazy, šlašitý třmen m. tib. ant., m. peroneus long. et brevis, k udržení příčné kleby má význam též plantární aponeuroza, konkrétně její příčné svazky, které propojují svazky podélné (Vařeka,Vařeková,2009).

Příčně plochá noha

Příčná klenba je roztažená a zploštělá. Hmotnost se přenáší i na body které na ni anatomicky ani fyziogicky nejsou připravené. Přednoží se přetěžuje tlakem a je bolestivé. Dnes tímto trpí lidé čím dál více, a to ve všech věkových skupinách. Asi 20 % dětí má deformované přednoží. Ve stáří potom téměř každý druhý trpí na sníženou příčnou kenbu a drápovité prsty. Rizikové faktory jsou nadměrná zátěž z nadváhy nebo nošení břemen, nevhodná obuv, vychýlená osa nohy, a jiné. (Vařeka,Vařeková,2009).

Poznání příčně ploché nohy

Klasicky propadlá příčná klenba je protlačena kaudálně a měké tkáně jsou mechnicky namáhány, zánětlivě se zvětšují a jsou bolestivé. Přednoží je na první pohled rozšířené, jakoby rozplácené. Hlavičky metatarsů by měly být za sebou jako perly na šňůře, měli bychom vidět jejich hlavičky. Pokud nejsou viditelné, metatarsy jsou pokleslé, a my namísto hlaviček vidíme šlachy, jde o pokles příč klenby. Pokud jde o prsty, tak zdravé prsty by měly být napřímé a uvolněné, všech 10 nehtů dobře viditelných, pokud toto nesplňují, pak jde o průkaz deficitu v příčné klenbě. Zdravé přednoží by mělo tvořit jakýsi

C oblouk - metatarsy a uvolněné prsty tvoří výraznou linii tvaru C. Dále pokud je přednoží protlačeno dolů s tvrdou zrohovatělou kůží na bříškách prstů - otlaky- a drápotivými prsty, je to znamení výrazného a ztuhlého poklesu příčné klenby. (Vařeka, Vařeková, 2009).

Plantogram

Je to obraz plosky nohy. Svým obrysem a poměrem jeho jednotlivých rozměrů informuje o stavu klenby. Jeden ze základních ukazatelů může být poměr mezi největší a nejmenší šířkou plantogramu, tzv. Chippaux- Šmiřákův index. Při tomto poměru do 45% jde o nohu normálně klenutou, nad 45% je to noha nadměrně vyklenutá. (Klementa, 1897)

Dle tohoto indexu můžeme dělit nohu na normálně klenutou, nohu se zvýšenou klenbou a nohu se sníženou klenbou. Od 45 % do 100% poměru jde o nohu plochou. Je zde několik stupňů, a sice od 45,1 do 50 % jde o mírně plochou nohu, od 50,1 do 60 % máme středně plochou nohu a od 60,1 do 100 % se jedná o silně plochou nohu. Noha normálně klenutá má hodnoty od 0,1% do 25 % , od 25,1 % do 40 %, a od 40,1 % do 45 %. Vysoká noha má potom jako charakteristickou veličinu vzdálenost mezi patní a přední částí nohy, a sice tyto hodnoty – od 0,1 cm do 1,5 cm je nohy mírně vysoká , od 1,6 cm do 3 cm středně vysoká, a od 3,1 cm je velmi vysoká. Tento index se mění s postupujícím věkem, má výraznou descendentní ale i ascendentní tendenci. Noha se v ranném věku vyrovnává z plochonoží do normálního klenutí ale i z normálu do nadměrného vyklenutí a zase zpět. Rozdíly u plochonoží / vysoké nohy jsou také v rámci jednoho dítěte mezi jeho levou a pravou nohou. (Klementa, 1897)

Vývoj plosky nohy v průběhu dospívání směrem k plochonoží nebo vysoké noze

Plochá noha

Z 32-34 % v 7 letech klesá index až na 9-11% v 15 letech, tedy s věkem ztrácí dětská noha svou relativní plochost. Malé výkyvy se vyskytují vlevo ve 13-14 letech, vpravo v 11-14 letech. 7-8 letí mají asi z 1/3 plochou nohu na obou stranách, 9-10 letí vlevo z 1/4 a vpravo z 1/5. 11-15 letí mají obě nohy z 10-15% ploché. Výskyt plochonoží je různý mezi levou a pravou DK. Na levé je výskyt plochonoží asi o 1% častější než na pravé (18,1 : 17,2%). Mezi 18-20 letými už není v různém výskytu ploché nohy na levé a pravé noze výraznější rozdíl. ve 14 letech mají žáci na levé asi 12,5 – 13,3 % plochých nohou, na pravé potom 8,8-10% plochých nohou. V 15 letech klesá výskyt na levé i pravé na 7,3% plochých nohou. V 16 letech na levé noze roste výskyt na 10,4 %, dále výskyt klesá až na 4,4% v 18 letech, v 19 letech jen 4,3%, ve 20 asi 4 % na levé i pravé. U dívek jsou hodnoty podobné.

V 17 letech vlevo 7,7 %, vpravo 6,2% plochých nohou. V 18 letech vlevo 8,7%, vpravo 6,7%, v 19-20 letech výskyt vpravo i vlevo stejný, a to 3,8% (19 let) a 2,2% (20 let), tyto hodnoty se vztahují na výraznější plochonoží, mírné známky plochonoží má téměř 100 % adolescentů v tomto věkovém období. (Klementa,1897)

U vysoké nohy se tato (levá noha) ještě akcentuje v rozmezí 7(4,6%)-11 let (u 12,2%), do 15 let se potom vrací zpět asi k 5%. Na pravé noze jsou změny obvykle minimální, je zde pokles ve 14 letech . V všech věkových skupinách je vysoká noha výraznější na levé noze (7,2%) než na pravé (5,3%). (Klementa,1897)

Vysoká noha (pes cavus / excavatus)

Jde o stav kdy podélná klenba je abnormálně vykenuta a příčná je snížena nebo neexistuje. Podle F. Stryhala vzniká následkem svalové nerovnováhy a to z převahy ohybačů prstů - Duschenův typ I, převahy m. peroneus longus - Duschenův typ II, nebo posunutím úponu m. tibialis anterior či m. peroneus longus distálněji. Svalové nerovnováhy existují většinou na podkladě nervového poškození. Dalším mechanismem je vznik na podkladě ischemie krátkých plantárních svalů, jejich degradace na vazivo a zkrácení tohoto vytvořeného vaziva vede k vyklenutí podélné klenby. Klinické hodnocení zahrnuje 3 stupně. I. st. je vysoký nárt. Během života neprogreduje a nezpůsobuje výraznější obtíže. II.st. je zřetelnější vzhledem k podélné klenbě. Příčná klenba je zcela propadlá prsty dráповitě zatáté. Při zátěži se noha rozvíjí – prodlužuje se. Noha III.st. je charakteristická velmi vysokou klenbou, přítomny jsou ztuhlé a hyperextendované prsty, MTP klouby se nacházejí v parciální subluxaci. Plantární aponeuroza a krátké svaly planty jsou zkrácené, nepružní, chdidlo se kvůli tomuto nerozvine ani při zátěži. Achillova šlacha je pro polohu calcaneu napjata a tím je omezena dorsiflexe. Vysoká noha se u studentů nevyskytuje ve všech věkových skupinách. Vlevo je u 17,18 a 20 letých, přičemž u 20 letých je výskyt nejčastější – asi 8% vpravo je u 15,17,18 a 20 letých, nejvíce je v 18 letech – asi 4,4%. Na levé noze je o 0,5% výskyt vyšší než na pravé. Dívky proti chlapcům vykazují častěji znaky vysoké nohy. Studentky dále mají vyšší výskyt vysoké nežli ploché nohy. Plochá noha navíc s věkem ustupuje, respektive její výskyt ale noha vysoká naopak s věkem přibývá. (Klementa,1897)

Normální noha

Normální nohu má v 7-8 letech asi 65% dětí, v 9-12 letech asi 75% a ve 13-15 letech dokonce 83 % dětí.

Stav nohy označovaný jako normální, tj. Chippaux – Šmiřák index od 0,1% do 45%, je ve věku 14 let vlevo asi u 33,9% probandů, v 16 letech u 31,5%, v 18 asi u 30%, ve 20 letech opět stoupá na 31,5%. Vpravo ve 14 letech je četnost asi 33,9%, do 15 klesá na 31,4% v 16 je to 34,2%, u 20 letých 30,2 %. Můžeme vidět že ani stav normální nohy není konstantní a že vykazuje odchylky. Nevýrazné, ale jsou přítomné. V 16 letech se hodnoty pravé i levé nohy prudce zvedají, a jako u ploché nohy poukazují na období vrcholné puberty. Celkový průměr četnosti normální nohy vlevo je asi 31,2 % a vpravo asi 32,3 %. Dívky vykazují nejnižší výskyt normální nohy v 18 letech, a to vlevo 29 % a vpravo 28,5%. Nejvyšší výskyt je u 17 letých a to vlevo asi 30 % a vpravo asi 31 % . Celkově je průměr u studentek této kategorie vyšší vpravo – 29,8 %, vlevo je 29,4%. (Klementa,1897)

U normálních nohou III. stupně, tedy index je od 40,1 do 45 %, existuje výraznější riziko patologických změn (klenby) při jejím zvýšeném zatížení – vyšší tělesná hmotnost, pohyb se zátěží, enormní pracovní zatížení apod.. (Klementa,1897)

Pozitivní působení na ploché nohy

Důkazem pozitivního působení dobrého pohybu na snižování plochosti nohou je studie prováděná u zahradníků a zahradnic J. Šmiřákem. 15 letí zahradníci mají v jeho studii na levé asi 13,5 % a na pravé asi 18,9 % plochých nohou. U 16 letých procento výskytu na obou nohách stoupá, v 17 ale již klesá a v 19 jsou hodnoty na levé asi 6,7 % a na pravé asi 4,4 %. U zahradnic má výskyt plochonoí sestupnou tendenci od 15 do 19 let. U 15 letých baly plochá noha u 13,3 % na levé, a 15,6 % na pravé. U 19 letých vlevo 2,4 % a vpravo 4,8%. Výsledky jsou přičítány charakteru práce, tedy ve dřepu nebo ohnutí kdy jsou zaktivovány svaly potřebné pro udržení klenby. (Klementa,1897)

vysoké nohy se tato (levá noha) ještě akcentuje v rozmezí 7(4,6%)-11 let (u 12,2%), do 15 let se potom vrací zpět asi k 5%. Na pravé noze jsou změny obvykle minimální, je zde pokles ve 14 letech . V všech věkových skupinách je vysoká noha výraznější na levé noze (7,2%) než na pravé (5,3%). (Klementa,1897)

Měření úhlu na plantogramu

Je to úhel mezi tečnami vnitřní a vnější hrany plosky (plantogramu), tedy hel mezi vnitřním a vnějším paparskem nohy. (Klementa,1897)

Zkřížená asymetrie končetin

Přímou chůzi má jen asi 10% lidí, pravostranou asi 50% a levostranou asi 40%. Příčinou tohoto faktu je asymetrie končetin. Ta je ovlivněna různou stavbou hemosfér - různá stavba hemosfér je důvodem funkční rozdílnosti končetin. Vliv á také morfológická a funkční asymetrie těla. Morfológická asymetrie je dána asymetrickým rozložením velkých cév. W. Ludwig (1932) tvrdí že asymetrie DKK jsou přítomny už u plodu a přibývají s věkem. Dle J. Zrzavého (1964), jenž vychází z vlastních výzkumů, naopak asymetrie končetin nebyly zjištěny. Dle něj dynamická, oboustanná podoba zátěže u mladých lidí přispívá k harmonickému rozvoji a vyrovnávání délek končetin a tím k eliminaci asymetrie končetin a tedy i zkřížené asymetrie. Podle M. Sováka (1962) je lateralita vývojová ale ne patologicky determinovaná asymetrie organismu, a to ve smyslu nadřazenosti jedné končetiny nad druhou. (Klementa,1897)

Přetížení v době puberty nese vyšší riziko než v dospělém věku a to z důvodu nepřipravenosti pohybového aparátu a jeho nedokonalého vývinu. Působí výraznější deformace na dříve zdravých nohou nebo na nohou které již dříve vykazovaly známky dětské ploché nohy (J.Klementa,1987). Rovná, tvrdá a nepružná podlaha / terén působí zatíženým nohám značným protitlakem, namáhána jsou jen určité svalové a vazivové skupiny a jednostanné zatížení se prohlubuje. (Klementa,1897)

Prsty na noze tvoří asi 18% celkové délky nohy (osteometrická a funkční analýza a evoluce autopodií u rodu homo, Miriam Nývltová Fišáková,2013)

Pasivní podpůrné složky chodidla

Plantární aponeuroza

Silný vaz na plantě. Má několik částí. Centrální – od tuber calcanei po MTP klouby, tam se dělí v povrchovou a hlubokou část. Povrchová se upíná do kůže u hlaviček metatarsů rozštěpenými raménky, hluboká se napojuje na pochvy šlach flexorů. Napříč podélnými vlákny jsou fasciculi transversi, příčné snopce spojující tyto podélné rozestupující se pruhy. V úrovni MTP kloubů je jejich nejdálší pruh – lig. metatarsium transversum profundum. Mediální a laterální část jsou tenčí, běží po stranách a napojují se na dorsální fascii. (Vařeka, Vařeková 2009 od Dungl, 1989, Bolgla and Malone 2004). Zajišťuje nožní klenbu tzv. kladkovým mechanismem při zpevnění nohy během střední opory a odrazu. (Vařeka, Vařeková 2009).

Plantární aponeuroza pohlcuje až 60% zatížení při chůzi (Nývtová Fišáková,2013)

Subkutání vaziově – tuková vrstva

Rozložení tlaku pod chdidlem ovlivňuje strukturu měkých tkání. Dobře vyvinutá sukutání vrstva na calcaneu je podložena silnými, spirálovitě stočenými vyzivovými septy. Ta jsou napojena na skelet. Septa tvoří tlakové komůrky, ty jsou naplněny tukem. Toto zaručuje pevné ale elastické spojení calcaneu s terénem. Během zátěže klesá výška měké tkáně na polovinu, energie dopadu paty při iniciální fáz kroku je bezpečně pohlcována. Obdobně stavěné jsou i měké tkáně pod hlavičkami metatarsů, jen je to vrstva slabší. (Vařeka, Vařeková 2009, Christian Larsen, ,2004)

Kapitola 4

Vztah některých svalů ke klenbě nohy (aktivní podpora kleneb) a krokovému cyklu

M. tibialis ant.

Během krokového cyklu je aktivní při postupném zatěžování plosky po dopadu paty. Brzdí excentrickou kontrakcí přednoží při pokládání na podložku. Ve švihové fázi udržuje přednoží ve vzduchu aby špičky neškrtyly o podložku. Názory na jeho vliv na mediální klenbu se liší. Většina anatomických učebic se shoduje že podporuje klenbu. Kapandji (1987) naopak tvrdí že klenbu oplošťuje. Kolář prováděl EMG s plantografickým vyšetřením, s zjistil že sval nevykazuje aktivitu ani při stoji spojném ani rozkročném. U jedinců s plochonožím se při testu neaktivoval ani v labilních polohách. (Vařeka ,Vařeková,2009)

M. peroneus longus

Plantárně flektuje mediální paprsek (I. paprsek). Provádí pronaci kolem dlouhé osy tranverzotarsálního kloubu, táhne proximolaterálním směrem a tím stabilizuje kosti středního tarsu spolu s m. tib. posterior, který táhne proximomediálně. Akcentován při odrazu nohy. Významně pomáhá modelování příčné i podélné klenby (Vařeka ,Vařeková,2009).

Dle Koláře (1994) je aktivita výraznější u jedinců s kvalitním příčným kleutím při stoji na špičkách(Vařeka ,Vařeková,2009).

M. peroneus. brevis

Je silný pronátor v subtalárním i tranversotarsálním (v šikmé ose) kloubu. Tedy výrazněji aktivován při odrazu nohy během krokového cyklu(Vařeka ,Vařeková,2009).

M. peroneus tertius

Pronuje v kloubech subtalárním a tranverzotalárním. Zároveň funguje jako dorsziflektor .(Vařeka ,Vařeková,2009).

M. gastrocnemius

Aktivní při odrazu. Vzhledem k průběhu osy subtalárního kloubu je toto spojeno se supinací a addukcí. Je to stěžejní sval během fáze střední opory a odrazu, jeho aktivita je

ale podmíněna flexí v koleni. S rostoucí flexí jeho účinnost klesá. Pohyb femuru vzhledem k bérce je jeho prostřednictvím přenášén na pohyb bérce vzhledem k noze. Aby byla jeho aktivita účinná, musí být subtalární kloub v neutrálním postavení nebo v supinaci. Tím je uzamčen transversotarsální kloub a z nohy je pevná páka. Při pronáčném postavení, např. při planovalgozitě, nemůže být potenciál svalu plně využit. (Vařeka, Vařeková, 2009)

M. soleus

Synergista m. gasrocneimus. Jeho funkce ale není ovlivněna kolením kloubem. Dále supinuje a addukuje v subtalárním kloubu. Kolenní kloub nepřekračuje, ale jeho zkrácení vede ke značným změnám v postavení tohoto kloubu ve stoji a oporné fázi krokového cyklu. Pro stabilní stoj je totiž nezbytné promítání těžiště do oporné báze, tedy plošky nohou. Zkrácení vede k plantifelnímu postavení v hleznu, při stoji to znamená že bérce musí být naklopen vzad. Pokud je femur v jeho prodloužení, pak pánev ve které je těžiště těla je mimo opornou bazi. Kompenzačně jdou kolena do hyperextenze. Při těžším zkrácení ale tato kompenzace nestačí. Pacient přenáší váhu na přednoží, pata je ve vzduchu, kolena ve flexi, mění se postavení v kyčlích, změnám se nevyhne ani trup. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Tento sval se při odrazu také podílí na supinaci calcaneu. Klinicky ale bylo vysledováno že při jeho zkrácení jde pata do pronace. Je to závislé na ose subtalárního kloubu – zda prochází laterálně nebo mediálně od achillovy šlachy. Pokud je osa mediálně, pak se při zkrácení projeví zmíněná pronace calcaneu. (Vařeka, Vařeková, 2009)

M. plantaris

Jako plantární flexor je slabý, zároveň provádí i slabou supinaci. (Vařeka, Vařeková, 2009)

M. tibialis post.

Plantárně flexuje hlezno, subtalární a transversotarsální kloub, taktéž supinuje zánoží. Jak bylo zmíněno výše, táhne výrazně proximo-mediálně, tím stlačuje kosti středního tarsu, a spolu s m. peroneus longus zajišťuje jeho stabilitu. (Vařeka, Vařeková, 2009)

M. flexor hallucis longus

Významný podíl na plantární flexi palce, zpevňuje jej při odrazu. Podíl na supinaci v transversotarsálním kloubu. Podílí se i na plantární flexi nohy. (Vařeka, Vařeková, 2009)

M. flexor digitorum longus

Podílí se na flexi prstů a plantární flexi v hleznu a transversotarsálním kloubu, zde je i funkce supinace. Směr jeho tahu je ovlivněn tahem m. quadratus plantae, který má proximo-laterální tah. Při nerovnováze dlouhých a krátkých svalů planty dochází jeho působením k postupným deformitám prstů. (Vařeka ,Vařeková,2009)

Plantární svaly

I.vrstva

Začínají na drsnatině tuber calcanei, propagují do prstů. Nejmediálněji je m. flexor hallucis brevis. Uprostřed potom m. flexor digitorum brevis, nejlaterálněji pak m. abductor minimi. (Vařeka ,Vařeková,2009)

M. abductor hall. plantárně flektuje I. prst, v transversotarsálním kloubu pomáhá v supinaci. Vyvážený tah tohoto svalu do abdukce a jeho protějšku – m. adductor hallucis – je palec stabilizován. (Vařeka ,Vařeková,2009)

M. fl. digit. brevis – podílí se na flexi a supinaci v transversotarsálním kloubu. Jeho potenciál k flexi prstů je závislý schopnosti extenzorů prstů stabilizovat IP klouby. Na tomto tahu extenzorů se skrze tah mm. lumbricales podílí m. flexor digitorum longus. Při poruše rovnováhy tahů dochází k deformitám prstů. (Vařeka ,Vařeková,2009)

II. vrstva

M. quadratus plantae – 2 hlavy začínají na drsnatině tuber calcanei, distálně přechází na šlachy m. flexor digitorum longus. Usměruje vlastně jejich tah. (Vařeka ,Vařeková,2009)

Čtyři mm. lumbricales začínají na šlachách m. flexor digitorum longus a končí v plantární aponeuroze. Tímto přenášejí tah flexoru (viz výše) na extenzi. Podporují tedy extenzi IP kloubů a flexi MTP kloubů(Vařeka ,Vařeková,2009)

III. vrstva

Krátké svaly palce a malíku.

M. flexor hallucis brevis jde od os naviculare a laterální kosti klínovité. Distálně se štěpí na mediální a laterální inzerční šlachy. Úpon je na bazi proximálního článku. Obě šlachy mají sezamskou kost. Ta mediální je napojena na úpon m. abductor hallucis. (Vařeka ,Vařeková,2009)

M. adductor hallucis obsahuje 2 hlavy, které se společně upínají k laterálnímu úponu m. flexor hallucis brevis. Šikmá hlava plantárně flektuje I.prst a addukuje jej proti tahu m. abductor hallucis. Příčná hlava podporuje lig. metatarsium transversum profundum, udržuje přednoží aby se „nerozjelo“ (příliš nerozšířilo), ale jen v případě že je palec stabilizován tahem m. abductor hallucis a šikmou hlavou adduktoru. Tento sval má podíl na vytvoření vbočeného palce. (Vařeka ,Vařeková,2009)

M. flexor digiti minimi brevis jde od baze V. metatarsu a os cuboideum společným úponem s m. abductor hallucis na bazi proximálního článku. (Vařeka ,Vařeková,2009)

IV. vrstva

Mm. interossei plantares (3 hlavy) et dorsales (4 hlavy). Ty dorsální roztahují „vějíř“ prstů, plantární naopak. Jejich vyvážený tah stabilizuje MTP klouby. (Vařeka ,Vařeková,2009)

Kapitola 5

Význam svalů na nožní klenby dle různých autorů, dohady o původu plochonoží

Faradizací prokázal Duchene aktivitu m. peroneus longu na příčnou i podélnou klenbu. Podle Hokea nic nenahradí (mechanické substituce) aktivitu m. tibialis ant. et post. a m. flexor hallucis longus, jež zvyšují podélnou klenbu. Podle Jonesova odhadu nesou svaly lýtky bérce jen asi 15 – 20 % zatížení jež působí na nohu. Podle něj je udržení normální podélné klenby dílem pasivní elasticity vazů a plantární aponeurozy a též aktivní kontrakce svalů (samozřejmě nevýjmaje samu kostní architekturu). Z plantárních vazů plní úkol tyto vazy – lig. talo-calcaneum a lig. talo-naviculare, největší význam má ale plantární aponeuroza. Kapandji (1987) říká že samy vazy krátce udrží klenbu nohy. Vazy dle jeho mínění odolávají značnému statickému napětí, svaly spíše dynamickému. Důkazem je pro něj otisk amputované DK, kdy otisk její planty byl zcela normální. Je ale diskutabilní zda by byl normální i se zbytkem zátěže která odpovídá zbytku těla. Ale souhlasí že při selhání svalového aparátu jsou vazy přetěžovány a klenba se bortí. Dle něj je plochá noha nejvíce zapříčiněna insuficiencí m. tibialis post. a častěji m. peroneus longus. Dle Mortona jsou svaly aktivní jen při zátěži přesahující strukturální odolnost (stabilitu). Tedy například při odrazu v krokovém cyklu, nikoliv ale při klidném stoji. Tento názor je podporován Basmajianem. Prováděl EMG studie, ty prokázaly minimální nebo žádnou aktivitu svalů bérce a nohy při klidném stoji. Testovány byly následující svaly – m. tib. ant. et post., m. fl. hallucis longus, m. peroneus. longus, m. abductor hallucis, m. fl. digitorum. brevis. Toto vedlo k závěru že pro zdravou nohu jsou svaly primárně využity pro udržení rovnováhy, adaptaci na terén a lokomoci. Při strukturálně slabé noze je pravděpodobné zapojení svalů i při klidném stoji, a to z důvodu udržení normálního tvaru nohy. Oslabená noha má špatnou stabilitu tarsu, která se zhoršuje, tím je obtížnější udržet rovnováhu, tehdy je nutné aby se na korekci vzpřímeného stoje podílely i svaly bérce. Normálně pro tyto korekce postačí některé svaly planty (u zdravé nohy) (Véle 1995). Jack souhlasí s Basmajianem že zapojení svalů je esenciální pro udržení rovnováhy a ochranu vazů před nadměrným zatížením. Je toho názoru že svaly jsou schopné udržet klenbu nohy krátce, nikoli schopné ji samy udržovat trvale ve stavech insuficience vazů a kostní architektury. Připomíná, že běžná planovalgusní noha je postižena nenormálním uspořádáním kostí a nedostatečnou podporou vazů. Jack tvrdí že mediální podélný oblouk je závislý na kostech, kloubech a

vazech, respektive jejich uspořádání. Butte uvádí že pro normální příčné i podélné klenutí jsou rozhodující tvar kostí a silné vazy. Jinní tvrdí že planovalgozní deformita je způsobena kostmi, a že funkce a tvar zatížené nohy je závislý na tvaru, konfiguraci a vzájemným postavením tarsálních kostí. Gleich a Lord míní že vznik plochonoží je způsobeno neodpovídajícím vztahem calcaneu a talu. Výrazně abdukované přednoží vede k zploštění podélného oblouku a „vytažení“ vazů a jejich slabost (laxicita) je sekundární poruchou. V Hicksově kladkovém mechanismu je uváděno, že pasivní extenzí palce je dosaženo napnutí plantární aponerozy, zdvižení mediálního oblouku podélné klenby, supinace zánoží a zevní rotace tibie. Dle tohoto názoru je mediální oblouk akcentován již kompresí hlavičky I. metatarsu., bez aktivní svalové složky, jen pasivním stlačením. (Vařeka,Vařeková,2009 z práce Coemana (1983)

Lze říci že na udržení klenb je potřeba všech komponent –kostí, vazů i svalů, za současného efektivního řízení CNS. Oslabení ale i hyperaktivita nebo hypertonus narušují celkovou rovnováhu. Význam svalové aktivity pro klenbu nohy je především při formování nohy v prenatalním období (v ontogenezi). Podpůrné elementy (kosti, vazy) se teprve utvářejí ve funkční celky a to tahem svalů za úpony a působením gravitace. S rostoucí tuhostí spojů, omezováním kloubní pohyblivosti a ukončující osifikací v noze je svalové aktivity pro udržení klenby nohy zapotřebí méně. Na významu opět nabývá tehdy, když selhávají podpůrné komponenty nebo v situacích kdy je některá komponenta nohy nebo její postavení změněno, například při poruše v ontogenezi. Následkem je přetěžování vazů a tím vznik hypermobility některých kloubů, tehdy by měla svalová aktivita zajistit stabilizaci nepevného přetíženého segmentu. Pracují ale neekonomicky, také se přetěžují a neplní svou funkci dobře. Únikem z bludného kruhu je včasná korekce. Jinak se deformita stane tuhou, nepodjanou, neovlivnitelnou. Problémy se samozřejmě řetězí kraniálně na vyšší etáže (koleno, kyčel, pánev, páteř). Ty se též přetěžují, utvářejí se chybné stereotypy v CNS (Vařeka ,Vařeková,2009).

Kapitola 6

Růst vzájemné závislosti pohybů segmentů dolní končetiny s rostoucí rychlostí pohybu

Šlachy, vazy, svaly reagují na rychlé protažení, smrštění nebo stlačení agresivněji než na pomalé, kladou při nich více odporu. V závislosti na náročnosti a rychlosti pohybu se tedy mění jeho variabilita. Tělo tzv. využívá jen co potřebuje k co nejúčelnějšímu pohybu, a z pohybu naopak vyřadí nepotřebné prvky které jsou pouze fyzicky neekonomické a nemají pro cílený pohyb pozitivní vliv. Vyřazeny jsou např. při chůzi rozmáchlé pohyby jak DKK tak HKK aby byly pohybové exkurze co nejkratší a pohybový cyklus co nejsvižnější. CNS omezuje variabilitu pohybů pro ekonomičtější práci, pokud je vystaveno výraznějšímu a rychlejšímu zatížení. Pohyby v celém rozsahu by způsobovaly nestabilitu segmentů. Proto segmenty vzájemně více „propojí“, tak aby nebyly tolik náchilné k poškození a energetickým ztrátám. Nejsou ponechány pohybu ve zbytečně velkých exkurzích, není na to ani čas, zároveň je lépe využita energie uložená v elastickém protažení tkáně při předchozím pohybu. (Vařeka, Vařeková 2009)

Hyperpronační syndrom

Je to kombinace hyperpronace v prvních 2/3 fáze opory, se strukturálními nebo funkčními poruchami funkce v noze i ve vyšších proximálních segmentech a kloubech, tedy v kolenní, kyčelní, SI kloubech a intervertebrálních kloubech. Pronace nutí tibií do vnitřní rotace, semiflexe v kolenní, vnitřní rotace femuru, po ní následuje anteverze pánve a tím roste lordóza Lp. Postavení pánve má zásadní vliv na posturu, tzn. patologie se projeví i proximálně od pánve. Dochází k biomechanickým kompenzacím, ty vedou k funkčním a strukturálním poruchám v daných kloubech i měkkých tkáních kolem nich. Zřetězení postihuje i druhostranou končetinu vlivem propojení přes chůzi / běh. Syndrom mívá obvykle disto-proximální řetězení, jeho příčinou bývá standardně kompenzované varozní zánoží nebo přednoží, neboť je nutné aby přednoží bylo v kontaktu s podložkou během oporné fáze a tak docházelo ke kompenzační hyperpronaci sutalárního kloubu. Možný je ale i stav kdy je řetězení opačné. Potom není problém primárně v noze ale v proximálnějších segmentech pánve-kyčel, a to strukturální nebo funkční. Proximální segmenty si vlastně vynutí kompenzační změny v distálnějších segmentech, a taktéž dojde ke změnám v držení trupu, tedy celkové postury. (Vařeka, Vařeková 2009)

Kapitola7

Typologie nohy

Jsou různé typologie, ta antropologická je jednoduchá ale nevyovídá o anatomii a funkcích různých typů nohy. Klinická typologie je anatomicky propracovanější a velmi populární, je ale jen povrchní (Vařeka ,Vařeková,2009) a nezohledňuje dostatečně funkce nohy. Nejdůkladnější je v současnosti Rootova typologie, jak z hlediska anatomie tak fyziologie a patofyziologie, kinezie a patokineziologie, u nás ale téměř neznámá. Antropologie popisuje řadu parameterů nohy, ovšem klinicky nevýznamných. Popis bude tudíž věnován tzv. digitální formuli. Na té je založena typologie vycházející z délky prstů, tedy z pořadí jejich nejvýraznější distální prominence. (Vařeka ,Vařeková,2009) (http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Biomechanika_nohy_red.pdf)

Poměry délek metatarsů a prstů těchto typů jsou – egyptský – 1>2>3>4>5, řecký - 1<2>3>4>5, polynéský – 1=2=3=4>5 („ plus - minus type“)nebo také 1=2>3>4>5, neobvyklý typ - 3>2>1>4>5)(Vařeka ,Vařeková,2009)

Klementa (1987) rozlišuje Polynéskou nohu, Egyptskou nohu a Řeckou nohu. Polynéská, neboli kvadratická, noha, má obdélníkový tvar, v Evropě se vyskytuje zhruba u 9 % populace a první tři prsty jsou stejně dlouhé. Egyptská noha se vyskytuje u většiny evropské populace. Nejdelší je palec a ostatní prsty se postupně zkracují. Tento typ má sklon ke vzniku hallux valgus a hallux rigidus. (Vařeka ,Vařeková,2009). Řecká noha (pes anticus, atavistická-neandrtálská noha, Mortonova noha), kdy nejdelší je druhý prst, dále palec a třetí prst, které jsou zhruba stejně dlouhé. Mezi druhým a třetím prstem se někdy vyskytuje výrazná meziprstní řasa a může docházet k částečné syndaktylii. U evropské populace se jedná o druhý nejčastější typ, a je nejvýhodnější pro přenos zátěže na předonoží. Zvýšená zátěž na II. metatars ale vede k jeho přetížení a tím k hypertrofii, objevuje se bolest na jeho bazi, může dojít k únavové zloměnině. I. metatars je krátký a ve varozním posatvení vzhledem k mediální klínové kosti (metatarsus varus seu adductus), vzhledem k II. metatarsu, která tvoří osu chodidla, je v abdukci a valgozitě. V. metatars je odkloněn laterálně (valgozní deformita), pacient jakoby stojí na hraně brusle (tu představuje II. prst), je zde vyšší nárok na svalovou aktivitu pro stabilizaci nohy. Pokud je tento typ v krátké a úzké obuvi, má tendenci k hallux valgus, kladívkovým

prstům a quintus varus – přední úsek klenby je zborcen (prolomen). Vyskytují se otlaky pod hlavičkou II. metatarsu, na laterální straně hlavičky V. metatarsu a mediální strana hlavičky I. metatarsu a IP kloubu palce. Při vkládání vložky do bot se odstřížením přední části v místě 2.-4. hlavičky metatarsu přenáší zatížení na hlavičku I. a V. metatarsu. (Vařeka ,Vařeková,2009).

Funkční typy nohy

Dle Roota je v základním (normálním, „ideálním“) postavení osa dolní 1/3 bérce a osa zadní plochy paty totožná, zároveň rovina rovina plosky pod přednožím totožná s rovinou plosky pod zánožím. Odchyly od tohoto postavení, intrinsic foot deformities, souvisí s poruchou funkce nohy. Různé funkční typy nohy mohou mít podobný klinický nález. Různé funkční typy mají konkrétní odchyly v načasování a rozsahu pohybu calcaneu během kroku a s tím spojené potíže v proximálnějších segmentech nohy. (Vařeka ,Vařeková,2009).

Neutrální postavení subtalárního kloubu je Rootem definováno jako bod kdy noha není v pronaci ani supinaci, přednoží je uzamčeno v maximální pronaci v transversotálárního kloubu a calcaneus během supinace invertuje 2x více než evertuje při pronaci. (Root,Orien,Weed, and Hughes 1971). Názory se liší. Např. Michaud (1997) udává poměr 2,8 : 1. Dnes se uvádá že při ideálním postavení je hlavice talu palpovatelná před mediálním i laterálním kotníkem stejně (Gasrwith,1996). Další neshoda je v tom že kritéria dle Roota splňuje jen asi 17 % vyšetřovaných. (Vařeka ,Vařeková,2009).

Odchyly nohy od normálu

Dělení je postaveno na postavení zánoží vzhledem k přednoží, a postavení zánoží vzhledem k vertikále a srovnání nálezů při zatížení a odlehčení. Příkladem může být varozní zánoží a přednoží. (Vařeka ,Vařeková,2009).

Varozní zánoží (RF var)

Je nejběžnější odchylka od normálního stavu nohy. Dělíme je na RF var C - kompenzované varozní zánoží a RF var N- nekompenzované varozní zánoží. Je to vývojová deformita, odchylka od normy valgosity, která je stanovena na 2-8° (Vařeka,Vařeková,2009 z práce Levinger a Gilleard,2004). Je to stav kdy je calcaneus v supinaci a pata ve varozním postavení. Ve varozitě může být i bérce (dolní 1/3),při frontálně zakřivené tibiai. Máme tedy subtalární a tibiální varozitu. Při zatížení je

kompenzována v subtalárním kloubu. Ten přechází do výrazné pronace. Cílem je dostat zánoží zpět do vertikály a přednoží do plného kontaktu s podložkou. Zároveň s pronací / everzí subtalárního kloubu talus jde do plantární flexe s addukcí (v transverzální rovině), toto posatvení ovlivní postavení kloubů proximálně se vyskytujících. Pokud není možná kompenzační pronace, jde I. paprsek do plantární flexe nebo se mění stereotyp chůze na tzv abdukční twist. (Money a Cambell 2006) . Lidé chodí se špičkami od sebe. Laterální okraj používají jako pivot. Po odlehčení paty následuje její mediální pohyb, ten má umožnit zatížení mediálního okraje přednoží v druhé části střední opory. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Máme formu kompenzovanou a dekompenzovanou. Ta první je v případě že je možné dostatečně pronovat v subtalárním kloubu. Tím je umožněn kontakt mediálního okraje nohy s podožkou. Rychlost a rozsah hyperpronace a její přetrvávání během značné části fáze opory způsobují hyperpronační syndrom. Ve stoji nemusíme hyperpronaci poznat vzhledem k tomu že při zatížení může i pata ve výrazné valgizaci zůstat ve vertikále. Hyperpronace zánoží vede k oploštění klenby při zatížení, a to je u tohoto funkčního typu poměrně výrazně dochází k přetížení supinátorů nohy které hyperpronaci brzdí. (Vařeka , Vařeková, 2009).

Běheme pronace calcaneu talus addukuje, a plantárně flektuje. Napíná se calcaneonavikulární vaz a plantární část talonavikulárního kloubního pouzdra, to postupně vede k laxitě vazů a pouzdra. Talus jde distálně a vpřed, stejně tak os naviculare a I.-III. MT. Mediální část plantární aponeurozy se napíná a vzniká plantární ostruha. Dochází k dráždění nervů utlačovaných mezi III. a IV. MT. Vzhledem k subtalární hyperpronaci a odemčení transversotarsálního kloubu, které zůstávají při střední opoře a odrazu, neplní noha funkci rigidní páky při odrazu. (citováno z Vařeka, Vařeková, 2009). Odemčení transversotarsálního kloubu při zátěži působí také hypermobilitu přednoží a tím neschopnost I. paprsku nést zatížení. To se při odraz posouvá pod II. III. MT kde vznikají otlaky. (Vařeka , Vařeková, 2009).

Nekompenzovaná varozita je výsledkem pooperační / posttraumatické kostní fúze. V subtalárním kloubu nedochází k adekvátní pronaci a tím je značně zatížen laterálním okrajem nohy. Náhradou je výše zmíněný plantárně flektovaný I. paprsek, tím je značně podpořen mediální oblouk. Následkem je nedostatečné tlumení paty při dopadu. Na plošce jsou výrazné hyperkeratozy na laterálním okraji, i podrážka je laterálně více opotřebovaná. (Vařeka, Vařeková 2009 z práce McPoil and Brocato, 1990, Valmassy, 1996).

Varozní přednoží (FF var)

Je strukturální vada. Dělíme je na FF var C-kompenzované varozní přednoží, a FFvar N-nekompenzované varozní přednoží. Při pasivním držení subtalárního kloubu v neutrální pozici a uzamčením mediotarálního kloubu, je přednoží v supinaci / inverzi vzhledem k zánoží. Při zátěži se tento stav kompenzuje pronací / everzí calcaneu v subtalárním kloubu a plantární flexí a addukcí talu v tranveersální rovině. Pokud je tento stav nekompenzovaný, dochází k přetěžování laterálního okraje přednoží pod hlavičkou V. metatarsu při duhé polovině stojné fáze, a mediálního okraje pod I. IP kloubem při odrazu. (Vařeka, Vařeková 2009)

Supinované přednoží (FF sup)

Klinicky podobný varoznímu přednoží, zvláště při odlehčení nohy. Rozdíl je v příčině. Varozní přednoží je strukturální problém, supinované přednoží je následkem kompenzace deformity nohy nebo proximálnější etáže DK. Supinované přenoží (dále jen SP) je důsledkem hyperpronace v subtalárním kloubu způsobené vazozním přednožím, kompenzované supinací transversotarsálního kloubu. Typicky je zde vytočení špiček zevně během chůze. (Vařeka, Vařeková 2009)

Funkční pes equinus

Znamená dorsálně flektovaný I. paprsek. Je to způsobeno reakční silou podložky. Projevem je nadměrná varozita přednoží nebo vznik hallux abductovalgus s bolestivým mediálním paprskem. (citováno z Vařeka, Vařeková, 2009). Vlivem dlouhodobého přetěžování je elongace m. peroneus longus a zkrácení m. tib. anterior. (Vařeka, Vařeková 2009)

Valgozní přednoží (FF valg)

Ve frontální rovině je to nejčastější deformita. Dělíme ji na FFvalg F– flexibilní valgozní přednoží, FFvalg R – rigidní valgozní přednoží. Příčinou je hyperpronace krčku talu, vrozená deformita calcaneocuboidního kloubu případně kompenzace nekompenzovaného (subtalárním kloubu) varozního zánoží. Typické pro tuto vadu je supinace calcaneu s kontrakturou plantární aponeurozy. (Vařeka, Vařeková 2009)

Plantárně flektovaný I. paprsek (PF 1. st)

Neutrálně postavený I. paprsek leží rovině ostatních MT. Hlavička I. MT je u této změny vzhledem k ostatním MT více plantárně. (v odlehčení). Vada je to získaná nebo vrozená, ta má horší následky. Může být důsledkem nekompenzované varozity zánoží nebo přednoží.

Je provázena slabostí m. gastrocnemius a m. tib. anterior a samotných svalů planty, a naopak hypertonus m. peroneus longus. Dělíme je PF1st F– flexibilní plantárně flektovaný I. paprsek, PF1st R– rigidní plantárně flektovaný I. paprsek. (Vařeka, Vařeková 2009)

Pes equinus

Tyické je pro tuto vadu omezení dorsální flexe v hleznu na méně než 10°. Příčiny jsou kostní nebo svalové. Kompenzací tohoto omezení je pronace, čímž se otevírá transversotarsální kloub a je umožněna dorsiflexe v hleznu. Ale důsledkem hyperpronace je nižší stabilita (pevnost) nohy, klesání mediálního klenutí, calcaneus klesá a talus jde do strmého postavení (vz. talus verticalis). Toto dohromady dává vzniknout kolébkovité noze-pes calcaneocavus. (Vařeka, Vařeková 2009)

Běžné vady a deformity nohou a hlezna

Dělíme je na vrozené a statické

Mezi ty vrozené řadíme například tyto - pes equinovarus congenitus, pes calcaneovalgus, talus verticalis, metatarsus varus, hallux varus congenitus a další.

Do statických potom počítáme například plochou nohu, hallux valgus, hallux rigidus a bolestivé stavy v oblasti nohy nazývané metatarzalgie. Důvodem jsou definovány jako deformity vzniklé v na podkladě snižující se adaptability nohy na zátěž v souvislosti s nošením obuvi (Vařeka, Vařeková 2009).

Výška nožní klenby u funkčních subtypů nohy

Cílem výzkumu Vařeky a Vařekové (2009) bylo ověření klinické poznatky o výšce klenby při různých funkčních typech nohy dle Roota. Pracovní hypotézou bylo že kompenzované (flexibilní) typy mají nižší klenbu než nekompenzované (rigidní). Z testů a pozorování vyplivalo následující seřazení

FFvalg R, RF var N, FFvar N, N, FFvar P, FF valg, RF var P, FF valg F, RF var C, Ffvar C

Toto je pořadí k němuž při výzkumu dospěli. Funkční subtypy jsou seřazeny dle Chippaux-Šmiráková indexu (CSI). Ším vyšší hodnota CSI, tím je mediální klenba nižší, plošší. Možno je rozdělit na 3 podskupiny. Kompenzované (flexibilní), přechodné a nekompenzované (rigidní). Vyšší hodnota CSI, tedy subtypy více vpravo – kompenzované (flexibilní), jsou vyšší hodnoty CSI a tedy typy s nižší podélnou klenbou. Jsou to tyto : FF

valg F, RF var C, Ffvar C (tento má nejvyšší CSI). Na levé straně je hodnota CSI nižší a tedy jsou zde subtypy s vyšší podélnou klenbou, to jsou ty rigidní (nekompenzované). Jsou to tyto: FFvalg R (tento má nejnižší CSI), RF var N, FFvar N. ve střední části jsou přechodné typy: FFvar P (nižší CSI), FF valg, RF var P (vyšší CSI) (Vařeka, Vařeková 2009)

Při kompenzovaném varozním zánoží s adekvátní kompenzací v subtalárním kloubu je možný kontakt mediální klenby s podložkou. Pronace je rychlá, zůstává po celou dobu opory. Klenba je snižena, což koreluje s hodnotou CSI. U nekompenzovaného stavu není pronace v subtalárním kloubu, tedy při došlapu nohy je zátěž stále na zevní hraně. Kompenzací je tedy flexe I. paprsku plantárně, mediální oblouk se tím zvýší. Během supinace (inverze) v subtalárním kloubu se pohybuje os naviculare a os cuboideum po téhle ose plantárně a mediálně (směr podélné osy hlavičky talu). Os naviculare jde vzhledem k talu mediálně a plantárně, což je také způsobeno tahem m. tib. posterior. Omezení pohybu je skrze lig. talonaviculare dorsale, mediální oblouk se prohlubuje. Os naviculare se pohybuje i ke calcaneu, opět tahem m. tib. posterior. Uvedená plantární flexe I. paprsku je spojena s nadměrnou dorsální flexí MTP1, ta přispívá k vyvýšení mediálního oblouku kladkovým mechanismem plantární aponeurozy. Vše souhlasí s nižší hodnotou CSI. (Vařeka, Vařeková 2009)

Při kompenzovaném varozním přednoží jde subtalární kloub do hyperpronace, pata pronuje (je ve valgozitě). Hyperpronace odemyká transversotarsální kloub a mediální klenba se oplošťuje. Zde je výraznější kompenzační pronace než u kompenzovaného varozního zánoží, a proto i oploštění klenby bude výraznější. V souvislosti s tímto jsou zde i nevyšší hodnoty CSI ze všech subtypů. Při nekompenzovaném varozním přednoží se transversotarsální kloub neodemyká a klenba se neoplošťuje. Opět koreluje s nízkými hodnotami CSI. (Vařeka, Vařeková 2009)

Flexibilní valgozní přednoží má značnou možnost supinace přednoží v podélné ose transversotarsálního kloubu, a při zatížení se může zcela dostat do kontaktu s podložkou. Nepotřebuje tudíž náhradní supinaci v subtalárním kloubu. Supinace v transversotarsálním kloubu ale odemyká přednoží, toto pak hůře snáší zátěž při střední opoře a odrazu. Mediální oblouk jde kaudálně, pronace zánoží setrvává po celou fázi opory a zahájení elevace paty k odrazu. Vyšší hodnoty CSI odpovídají. Při rigidním valgozním přednoží není přítomna vyrovnávací supinace kolem podélné osy transversotarsálního kloubu. Aby

bylo chodidlo celé na podložce je nezbytná vyrovnávací supinace calcaneu. Při došlapu a následném odvíjení chodidla je (i vlivem nepřírozené rigidity struktury která nedokáže absorbovat energii dopadu) proto nadměrně zatížen laterální okraj chodidla. V analýze chůze je patrná supinace zánoží při došlapu (někdy i před došlapem) a zvýšený mediální oblouk při odlehčení i zatížení. V testovaném souboru měl tento typ nejnižší hodnotu CSI a tzn. nejvyšší podélnou mediální klenbu. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Výskyt funkčních typů a subtypů u mužů a žen

Statisticky je u varozní zánoží četnější u mužů než u žen a to v poměru 46 : 32,6%. U žen je statisticky četnější valgozní předonoží a to v poměru 36,9 : 17,2 % (Vařeka, Vařeková 2009).

Jednotlivé subtypy mají potom následující zastoupení (relativní četnost): RFvar 46 : 32,6%, FFvar 17,2 : 15,6 %, FFvalg 17,2 : 36,9%, neutrální 19,5 : 14,9 % (Vařeka, Vařeková 2009).

typ	muži	ženy
RF var	46%	32,60%
FFvar	17,20%	15,60%
FFvalg	17,20%	36,90%
Neutrální	19,50%	14,90%

Statisticky je u varozní zánoží četnější u mužů než u žen a to v poměru 46 : 32,6%. U žen je statisticky četnější valgozní předonoží a to v poměru 36,9 : 17,2 % (Vařeka, Vařeková 2009).

Na CSI nemá vliv pohlaví ani interakce faktorů pohlaví a subtypu nohy. Normální mechanismus zatížení během střední opory (přibližně) je modifikován funkčním subtypem (Vařeka, Vařeková, 2009).

Kapitola 7

Těžiště a rozložení hmotnosti

Noha potřebuje 3 opěrné body, těžiště těchto bodů je mezi těmito body, uvnitř trojúhelníku který tyto body tvoří. Tyto body jsou pata, tukově-kožní polštář nad V. a I. metatarsofalangovým kloubem. Opěrnou funkci má také vnější hrana plosky, pro udržení stability ale její zapojení není nezbytné. (Vařeka, Vařeková, 2009).

Co do rozložení hmotnosti tak tuto funkci plní talus. Rozkládá hmotnost těla na patu, to činí asi 50 - 60 % hmotnosti, zbylých 40 - 50 % je rozděleno do hlaviček I. až V. metatarsu, přičemž na hlavičku I. metatarsu je vyvíjen tlak asi 2x vyšší než na ostatní metatarsy, respektive do bříšek nad nimi. Ty jsou pro tento účel vyztužena vazivovými destičkami – fibrocartilagine plantares, a doplněna o tukové polštáře. (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Frankel, Nordin, 2001)

Dungl (2005) uvádí, že na příčném řezu předonožím v úrovni hlaviček I. a V. metatarsu jsou zbývající metatarsy zachyceny v důsledku jejich nestejných délek proximálněji od hlaviček a vzniká tím dojem příčného klenutí. Za normálních okolností však spočívají hlavičky všech metatarsů na podložce a zhruba rovnoměrně se podílejí na přenosu zatížení. Největší zatížení však spočívá na první metatarsu. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011)

Těžiště

Fisher a Braune rozdělili několik mrtvol a určili trojím zavěšováním těžiště částí na které byly rozděleny. Dělení bylo na hlavu, trup, paže, předloktí, ruce, stehna, bérce, nohy. Výslednici těžiště těla zjistili skládáním sil. Jejich závěrem je že poloha těžiště při chůzi je průměrně je asi 91,45 cm od podlahy, tj. asi 4,3 cm nad spojnici obou kyčelních kloubů, o 0,8 cm vzad. Při chůzi opisuje těžiště prostorovou křivku. Dvojkrok „jejich“ chodce trval 0,97s, zaznamenáno bylo 26 postupných fází, jednotlivé fáze byly od sebe 0,038 s. vytvořili si soustavu souřadnic, jejíž počátek ve výši průměrného těžiště - 91,45 cm. V ní byla osa X ve směru chůze, osa Y + /- nalevo a napravo od chodce, osa Z ve vertikále jdoucí chodcem. Těžiště se periodicky (perioda = 1 dvojkrok) posouvalo (oscilovalo), jeho poloha se při rovnoměrné chůzi opakovala, zleva doprava, nahoru a vzhůru. Oscilace (exkurze) jsou v rozsahu asi jen 1 cm. Těžiště se přesouvá dle zatížené končetiny. (Taissler, 1925)

Bylo stanoveno několik zásadních momentů které byly zaneseny do grafu. Písmena L a P označují pravou a levou nohu a samostatně zároveň značí plný kontakt nohy s podložkou. Malé „z“ znamená zvedání nohy od podlahy, malé „p“ značí dolehnutí paty na zem, malé „š“ znamená odlepení špičky od podložky. (V Taissler,1925)

Nejvýraznější výchylka v ose Y byla ve chvíli kdy chodidlo jedné nohy spočívlo plně na podložce a špička opačné nohy se odelpovala od podložky (ale stále je kontakt obou nohou s podložkou). V pokusu byly tyto chvíle přibližně v době 0,1 a 0,6s. (Taissler,1925)

Nejvýraznější odchylky v ose Z do snížení jsou ve chvíli kdy je těžiště mezi fázemi Pp a Lš / Lp a Pš, kdy tělo spočívá na obou nohách. Nejvýše je těžiště ve chvíli kdy je váha těla jen na jedné noze a druhá jde švihem vpřed. Tedy v rozsahu Lš – Lp, Pš – Pp. (Taissler,1925)

Pohyb těžiště v ose X do zpoždění je největší ve fázi stoje na obou nohách, do předbíhání je potom největší ve stoji na jedné zatímco druhá začíná provádět švih vpřed. (Taissler,1925)

Všechny 3 projekce tvoří tento výstup : při stoji na obou nohách je těžiště nejnižší a jeho laterální výchylky jsou nejmenší, tedy je v rovině pochodu (V Taissler). Se zvedáním jedné končetiny těžiště stoupá a jde na stranu na kterou je přenášena váha, těžiště zároveň zrychluje v pohybu vpřed - „předbíhá“ ve směru chůze. Při návratu končetiny na zem se těžiště vrací do roviny pochodu, klesá a zpomaluje ve směru chůze - „opoždí se“ (Taissler,1925)

Sagittal Plane Facilitation

Sebeopěrné mechanismy jsou možností, jakou se noha vyrovnává se silami které na ni působí při opoře a odrazu. První byl popsán Hicksem 1954 (Vařeka,Vařeková 2009). Je to již zmíněný kladkový mechanismus plantární aponeurozy. Ta při dorsiflekčním napínání v místě I. MTP kloubu způsobuje přitahování halviček MTT a calcaneu, tj. zkracuje vzdálenost mezi těmito strukturami a tím elevuje mediální oblouk. Mediální část aponeurozy je více napjatá, a proto má podíl na resupinaci ve fázi střední opory (Vařeka,Vařeková,2009 z práce Bolgla and Malone,2004). Druhý mechanismus je zámek articulatio calcaneo-cuboidea při supinaci paty, nebo pronaci os cuboideum (Vařeka,Vařeková 2009, z práce Bojsen-Moller,1979). Třetí mechanismus je komprese kostěných struktur (pravděpodobně spirálním uspořádáním kostí) tvořících klenbu, při níž

dochází během zátěže. Popis dle Bojsena-Mollera uvádí další mechanismus a sice odvíjení chodidla přes kratší páku -calcaneus- hlavička V. MT - po zevní hraně chodidla. Páka klade menší odpor, a je užita při iniciálním nadlehčení paty při „rozjezdu („low gear“). Zátěž se přesouvá mediálně a odraz probíhá kolem příčné osy za využití delší páky – calcaneus –hlavička I.MT. Klade vyšší odpor ale umožňuje silný odraz („high gear“). Je potřeba aby pro správnou funkci tohoto systému latero-mediálního přenosu zátěže a dvou pák byla noha pevná, stabilní. To zajistí v rámci konceptu SPF calcaneo-cuboidní zámek při supinaci calcaneu. Ta je závislá na kladkovém mechanismu a ten je závislý na dostatečné dorsiflexi I.MTP vyvolávající potřebné zvýšení napětí plantární aponeurozy a tím je elevována mediální klenba a provedena supinace zánoží. Payne, Chuter Miller (2002 z Vařeka, Vařeková 2009) soudí že adekvátní dorsiflexe pro kvalitní odraz za využití tohoto mechanismu je asi 65°. Tato dostatečná dorsiflexe je závislá na dostatečné plantární flexi I. paprsku. Při nedostatečné dorsiflexi při odrazu je toto označováno jako hallux limitus. Provází jej různé obtíže, jako např. kompenzační hypermobilita v proximálnějších etážích DK, zborcení podélné klenby, elevace nohy bez momentu propulze, odraz z laterálního okraje nohy nebo středu předonoží, vytáčení / vtáčení špiček a jiné kranálněji lokalizované. Typický propulzní nález na tlakových ploštinách obsahuje oploštěnou křivku zatížení při oporné fázi, palec je zatěžován dříve než hlavička I. MT, prodloužené zatížení paty nad 65 % trvání oporné fáze, dopad paty druhostrané švihové končetiny ještě před zdvihem paty, výraznější zátěž pod hlavičkou V. MT před vdenutím paty(Vařeka, Vařeková 2009 z práce Lee, 2001, Bird, 2002, Kirby, 2007).

Kapitola 8

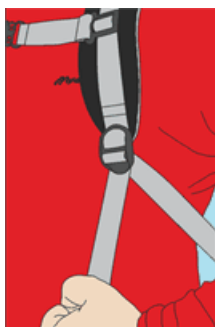
Vhodné nastavení batohu

Jestliže jste se rozhodli pro větší batoh je jeho nastavení na danou délku zad klíčové pro jeho komfortní nošení. Správné nastavení batohu nesmí být přehlíženo.

- 1) Před nastavením je třeba batoh naplnit
- 2) Všechny stabilizační pásy povolit
- 3) Zapnout sponu bederního pásu tak že je přibližně 1cm pod pupík



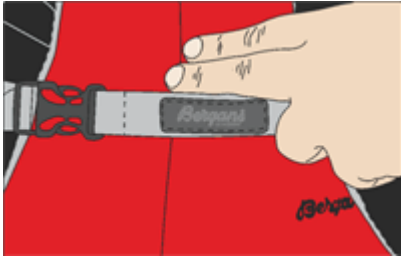
- 4) Ramenní popruh vede podél ohybu ramene a končí pod podpažím přibližně na jednu dlaňovou délku



- 5) Vrchní stabilizační pásek z nejvyššího bodu až k ramennímu popruhu musí tvořit alespoň 10°



- 6) Hrudní stabilizační pásek musí být přibližně asi 2cm pod klíční kostí



V okamžiku kdy postranní stabilizační pásky vedoucí od spodu batohu k bedernímu pásu jsou zataženy, je bederní pás stabilně uzamčen. Doporučujeme bederák jeho dotažením přizbůsobit tak, aby zůstala zachována odpovídající volnost pohybu v závislosti na náročnosti terénu

(<http://scandinavia.cz/chytre-rady/vse-o-batohu/>).

Nastavení batohu dle terénu

Správné nošení batohu v různém terénu je další věc, na kterou je třeba myslet. Naštěstí to není žádná věda, stačí se držet pár zásad a poté si pohodlně užijete i celodenní túry s batohy Bergans.

(<http://scandinavia.cz/chytre-rady/vse-o-batohu/>).

Rovinatý terén

Vhodné je nést váhu představující 70% nákladu na bedrech a ramenní popruhy mít přitom poměrně volné. Výhodné je pak kombinovat přenos většího či menšího množství váhy do bederního pásu či ramenních popruhů zejména při náročnějších pěších túrách.

(<http://scandinavia.cz/chytre-rady/vse-o-batohu/>).



Sestupy

Je rozumnější bederní pás povolit pro minimalizaci přenášené váhy do stehen v důsledku většího soustředění váhy do této oblasti. Ramenní popruhy by měli být naopak přitažené. V Drsnějším stoupání může být bederák umístěn o trochu výš na kyčelní kosti a povolit tak kolenům efektivnější zdvih, přitom by však stabilizační pásy na něm neměli být dotaženy na těsno a bránit přirozenému pohybu. Nicméně ramenní pásy a ostatní kompresní kapsy je třeba dobře utahnout a předejít tak případné nerovnováze z jejich nezajištěného pohybu.



Náročný terén se stoupáním – Bederní pás musí být umístěn o něco výše než obvykle tzn. nad kyčelní kostí, tak aby nebránil vyššímu záběru nohou. Stabilizační pásy jsou volněji, to zaručí přirozenější pohyb. Jdete-li delší túru je prospěšné, nastavení měnit v závislosti na měnící se hmotnosti batohu (<http://scandinavia.cz/chytre-rady/vse-o-batohu/>).

Správné rozložení hmotnosti v batohu

V létě



Těžké věci umístit v batohu tak aby byly co nejvíce na vrchu a blízko zad.

V Zimě



Těžké věci umisťovat co nejnižší, tak aby byla váha rovnoměrně přenášena co možná největším dílem do pánevní oblasti (<http://scandinavia.cz/chytre-rady/vse-o-batohu/>).

Kapitola 9

Chůze

Je lidský bipedální způsob lokomoce. Je jednou z nejužitečnějších a nejpřirozenějších funkcí lidských funkcí. Je to velmi komplexní program, uskutečňovaný skrze biofeedback. Má svůj program jež je značně podobný u všech lidí bez patologie. Svůj individuální ráz získává v mladším školním věku a to kvůli individualitě každého člověka. (Mgr. Kateřina Kolářová z práce Straus, 2007). Abychom porozuměli abnormální chůzi, musíme znát normální chůzi, neboť tato poskytuje standard se kterým můžeme ostatní porovnat. Ale jsou tu dvě úskalí jež musíme vzít v potaz pokud chceme použít tento přístup. Zaprvé termín „normální“. Zahrnuje obě pohlaví, širokou škálu rozsah/věku, a stále častější extrémny v geometrii těla. Zadruhé jen proto že se chůze pacienta nějak liší, nemusí se nutně měnit na „normální“ chůzi. Mnoho abnormalit v chůzi je jen kompenzací nějakého pacientova problému, a ačkoliv jsou to abnormality, jsou užitečné. Jsou ale odchylky od normálu chůze, značící nějakou tu patologii. (Tošnerová, 2002, Bender,1979, Mgr. Kateřina Kolářová z práce Straus, 2007).

Normální lidská chůze může být definována jako způsob lokomoce, vyžadující pro provedení obě končetiny. Abychom odlišili běhání od chůze, musíme mít vždy alespoň jednu nohu na zemi. (2002 Tošnerová)

Analýza chůze

Chůze je charakterizována chůzovým cyklem, což jsou sekvence (řady) činností jednotlivých dolních končetin. Jde o neustálé opakování kroků v cyklu chůze.jeden cyklus zaujímá jeden dvjkrok .(Dungl,1989) Patří do něj fáze stojná, během níž spočívá chodidlo nějakou svou částí na podložce, a švihová, během této fáze je chodidlo ve vzduchu a koná pohyb vpřed / vzad. Fáze stojná má 5 podfází : f. počátečního kontaktu, f. postupného zatížení, f. středního stoje, f. konečného stoje, předšvihová f., fáze švihová má podfáze 3 : f. počátečního švihu, f. středního švihu a f. konečného švihu (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011 z práce DeLisa, 1993).

Průměrné časové rozložení chůzového cyklu je asi 60% na stojnou a 40 % na švihovou fázi, fáze dvojí opory trvá asi 10 % celkového času. Jsou to parametry běžné chůze přiměřené rychlosti. Čím bude chůze rychlejší, tím se zkrátí fáze dvojí opory a prodlouží se fáze jednoopory, při běhu již není fáze dvojí opory (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011).

Počátek i konec stojné fáze je fází dvojí opory, tedy obě chodidla jsou v kontaktu s podložkou. Švihová fáze je tedy fází jedné opory, a začíná zdvihem DK do vzduchu a pokračuje až do jejího dopadu na terén. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011).

Dvojkrok je délka od počátku jednoho počátečního kontaktu ke druhému stejné končetiny je to tedy jeden chůzový cyklus. Krok je úsek mezi dvěma stejnými momenty jedné končetiny. Délka kroku je vzdálenost, kterou člověk urazí jedním krokem. Krok by měl být na obou stranách symetrický (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011).

Fáze kroku

Chůze má 3 stěžení části

Zhajovací fáze, cyklická f. – opakované cyklické pohyby vyskytující se během krokového cyklu, a f.ukončení (Vařeka,Vařeková,2009)

Krokový cyklus

Krokový cyklus (Gait Cycle) má dvě f. - švihovou a opornou, ty se dělí na určité úseky (období), oporná fáze (Stance Phase) začíná kontaktem paty (Heel Strike), nejprve je postupné ztěžování (Loading Response) a posupuje až po položení celé plosky (Foot Flat), poté je období střední opory (MidStance), to končí odlepením paty od podložky (Heel Off), pohyb vpřed začíná aktivním odrazem (Active Propulsion), nakonec je pasivní odlepení (Preswing), to končí zvednutím špičky (Toe Off), f. švihová (Swing Phase) má své zahájení švihu (Initial Swing), období středního švihu (MidSwing), období ukončení švihu (Terminal Swing), fázi dvojí opory (Double Support) a fázi jedné opory (Single Support) určujeme srovnáním krokového cyklu obou končetin, jeden krok (Step) je vzdálenost mezi dopady levé a pravé paty. Dvojkrok (Stride) je vzdálenost dopadů paty jedné DK na začátku a na konci krokového cyklu. (Vařeka,Vařeková, 2009)

Stojná fáze (oporná) asi (60% cyklu)

Iniciální kontakt (Heel Strike)

(0% fáze) je to kontakt „pata - podložka“- je to konec švihu, zároveň také počátek stojné fáze, kyčel 45° ve flexi, kolenní kloub ve flexi 5°, hlezenní kloub na počátku v dorsiflexi / neutrální pozici, začíná provádět pasivní plantiflexi pro pokládání plosky nohy, tj. je aktivita předních svalů bérce. Pata dopadá zevní hranou na podložku – v této fázi je je v supinačním postavení, tj. směřuje dovnitř, pokračuje f. postupného zatěžování. Supinovaný subtalární kloub pronuje zatížením na laterálním okraji paty, vektor reakční síly

podložky jde zevně od osy subtalárního kloubu. V transversotarsálním kloubu dochází k supinaci předonoží kolem podélné osy vzhledem ke značně pronovanému zánoží. Přednoží jde sice také do pronace, ale vzhledem k zánoží je zanedbatelná, tedy je vůči němu v relativní supinaci. (tento relativní protichůdný pohyb je díky existenci podélné osy transversotarsálního kloubu). Pronace v subtalárním kloubu zároveň působí tzv. pantovým mechanismem addukci talu a vnitřní rotaci bérce, současně jde talus do plantární flexe. Pronace v transversotarsálním kloubu jej odemyká a kloub je volný, schopný přizpůsobit plosku terénu a tlumit náraz při dopadu. To v součinnosti s plantární flexí hlezna a flexí kolene, za což zodpovídají antagonisté těchto pohybů (Vařeka, Vařeková, 2009). Aktivní svaly jsou flexory a extenzory kyčle, flexory a extenzory kolene a dorzální flexory hlezna. (Vařeka, Vařeková, 2009)

Plný kontakt

Kontakt „pata - podložka“ (0-10%) - pata doléhá celou svou plochou – supinace přechází v pronační pohyb, prsty jsou nyní roztažené, klenby oploštělé, přední část nohy nad podložkou, přednoží se chystá podložku „uchopit“, tělo se pohybuje dopředu. Kyčelní kloub je ve flexi 40°, kolenní kloub ve flexi 10 – 15°, hlezenní kloub ve 10° plantární flexe. Aktivní svaly jsou extenzory kyčle, kolene a dorzální flexory nohy (Vařeka, Vařeková, 2009).

Období střední opory

Iniciální kontakt přednoží (střední stojná fáze) (chodida) (10-30%) - plný kontakt chodidla a podložky, klouby se dostávají do neutrálního postavení, prsty začínají „uchopovat“ podložku – dostávají se do extenze v MTP kloubech, a do flexe ve středních člancích, Kyčelní kloub je ve flexi 20°, kolenní kloub ve flexi 10°, hlezenní kloub při dosažení plného kontaktu plantárně flektován, nyní jde do psivní dorsiflexe. V subtalárním kloubu probíhá počíná supinace, a to kvůli parciálnímu přenosu hmotnosti na přednoží a odlehčení paty. Dle Bojsena-Mollera (1979) (Vařeka, Vařeková, 2009) jde tento přenos hmotnosti nejprve po laterální (kratší) páce – low gear, současně začíná i dorsiflexe I. MTP a tím se využívá kladkového mechanismu plantární aponeurozy, kdy její mediální část je ve větší tenzi a tím se elevuje mediální oblouk a dochází k supinaci. Je možné že se na supinaci podílí i zevní rotace bérce při pantovém mechanismu během extenze kolene, nebo je to naopak kladkovým mechanismem vyvolaná supinace calcaneu je jednou z příčin zevní rotace bérce. Důležité je i zda je již aktivní zapojení m. triceps surae při supinaci. V transversotarsálním kloubu dochází k relativní pronaci, a to proto že zatížením laterálního okraje středonoží není toto schopno následovat supinaci zánoží. Tím je uzamykán calcaneo – cuboidní zámek, transverso-tarsální kloub je zpevněn, přední tarsus je k tomu navíc zpevněn akcí m. tib posterior a m. peroneus longus, z nohy se stává pevná opora a tedy je to ideální situace pro aktivaci m. triceps surae

jako odrazového svalu. Zátěž se přesouvá mediálně a dle Bojsena – Mollera(1979) (Vařeka,Vařeková,2009) a aktivace m. triceps surae nyní působí na delší páce – high gear první plantární flexe 5°, dorzální flexe 10 až 15 °. Aktivní svaly jsou abduktory kyčle, plantární flexory nohy, stabilizátory zadní nohy – m. tibialis posterior a peroneální skupina (Vařeka,Vařeková,2009).

Období aktivního odrazu

Odlepení paty (konečná fáze stoje) (30-50%) – nyní probíhá aktivní plantární flexe v hleznu. Ta je působena aktivací m. triceps surae a ostatních lýtkových svalů. V subtalárním kloubu pokračuje supinace, na ní má rovněž podíl m. triceps surae. V transversotarsálním kloubu pokračuje relativní pronace kolem podélné osy. Zatížení se přesouvá vpřed a mediálně, laterální oblouk je akcentován supinací calcaneu přes kladkový mechanismus (plantární aponeuroza je při elevaci paty tažena vpřed přes hlavičky MTP kloubů jako přes hypomochlion a calcaneus přibližuje k hlavičkám MTT) a aktivací m. peroneus longus. Dohromady (supinace zánoží, relativní pronace předonoží, tah m. peroneus longus, tah plantární aponeurozy) maximálně zpevňují nohu (hlavně transversotarsální kloub) pro její užití coby rigidní páky pro efektivní tah lýtkových svalů. Odlepení paty postupuje nejprve od vnitřní hrany k hraně zevní – opět supinační pohyb, prsty drží podložku, opírají se o ni, jsou flektovány a addukovány. Kyčelní kloub je v extenzi 0°, kolenní kloub ve flexi 10°, hlezenní kloub v neutrální poloze. Adduktory kyčlí začínají být aktivní (Vařeka,Vařeková,2009).

Období pasivního odlepení

Plantární flexe v hleznu pokračuje, v subtalárním kloubu pokračuje supinace, v transversotarsálním kloubu pokračuje relativní pronace kolem podélné osy (Vařeka,Vařeková,2009).

Následuje švihová fáze (asi 40% cyklu)

Začíná odrazem ze špičky (předšvihová fáze, 50-60%). Při odrazu se klenby vyklenují, hlezno se dostává do dorsální flexe – tj. počátek švihu (zrychlení, 60-73%). Kyčelní kloub přechází do flexe do (20°)(aktivovány jsou flexory a adduktory kyčle), kolenní kloub zvětšuje flexi až do 70°, v polovině švihové fáze přechází do extenze, hlezenní kloub ještě krátce pokračuje v plantární flexi do 10°. Ta postupně přechází ve flexi dorsální, a ve středním švihu (73-87%) má potom nulové postavení. Následuje velmi krátká plantiflexe asi 5°, ale na konci švihu je opět téměř nulové postavení pro kontakt paty s podložkou. Kyčel ve flexi 30 -40°.

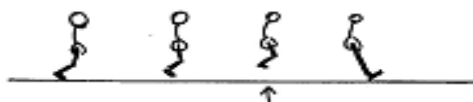
Koleno flektováno do 40°. Svalová aktivita je minimální, aktivní jsou hlavně dorsální flexory nohy. Po opuštění podložky calcaneus pronuje (skrze aktivitu m. flexor digitorum longus), těsně před kontaktem paty s podložkou ale supinuje (aktivitou m. tib. anterior). V transversotarsálním kloubu je nejprve značná pronace. Před dopadem paty jde ale do supinace. Konečná fáze švihu (87-100%) – kyčel ve flexi 45°, koleno ve flexi 5-10°, hlezno v plantární flexi 5°, aktivita svalů roste, extenzory kyčle zpomalují její flexi, připravují extenzi, obě skupiny kyčelních sval se stabilizují (Vařeka, Vařeková, 2009 z práce Chaloupek et al 2001, Bc. Jan Hirsch, 2012 z práce Dylevský 2009).

SCHEMA JEDNOHO KROKU



ROZBOR CHŮZE

1. FÁZE KMIHU



2. FÁZE OPORY



STOJNÁ FÁZE



DOTYK PATY

STŘEDNÍ POSTOJ

ODRAZ

KROČNÁ FÁZE



AKCELERACE

KMIH

DECELERACE

(Materiál z hodin VMHH, Stašková)

Další možná rozdělení krokového cyklu

Názvosloví podle Vaughana (1992) (Vařeka, Vařeková, 2009)

- 1) Úder paty – heel strike
- 2) Kontakt nohy – foot flat
- 3) Střed stojné fáze – midstance
- 4) Odvinutí paty – heel off
- 5) Odraz palce – toe off
- 6) Zrychlení – acceleration
- 7) Střed švihové fáze – midswing
- 8) Zpomalení – deceleration

Názvosloví podle Perry (1992) (Vařeka, Vařeková, 2009)

- 1) Počáteční kontakt – initial contact
- 2) Reakce na zatížení – loading response
- 3) Střed stojné fáze – midstance
- 4) Konečný stoj – terminal stance
- 5) Předšvihová fáze – preswing phase
- 6) Počáteční švih – initial swing
- 7) Střed švihové fáze – midswing
- 8) Konečný švih – terminal swing

(Bc. Jan Hirsch, 2012)

Mechanismus krokového cyklu

Podle Perryho (1992) (Vařeka, Vařeková, 2009) probíhá během chůze na úrovni nohy a hlezna jakési trojí zhoupnutí. Umožňují plynulý pohyb s minimálním výdejem energie. První zhoupnutí probíhá na zadním okraji calcaneu při dopadu paty jako kolébky na zem, následuje druhé zhoupnutí během střední opory, noha je zatížena a bérec se vůči ní pohybuje vpřed. Při třetím zhoupnutí se přenáší dále vpřed na hlavičky metatarsů. (Bc. Jan Hirsch, 2012)

Rozložení tlaku při kontaktu chodidla s podložkou

Je to analytická metoda zkoumající tlak na jednotlivých segmentech nohy. Velikost maximálních tlaků se zvyšuje s rostoucí rychlostí chůze zejména na patě, laterálním středonožím, I. a V. metatarsu a palci. Velikost reakčních sil podložky a jejich vzájemný vztah ke středům kloubů jsou faktory, které určují momenty a krouticí síly kloubu, které poukazují na směr a velikost rotace. Vnitřní síly produkované svalstvem, šlachami a vazy kontrolují vzniklé vnější síly zmíněné výše. Vlastnosti povrchu kontaktní plochy (např. styčné plochy mezi podlahou, nohou a obuví) mohou mít vážné důsledky na chůzový mechanismus (DeLisa, 1993). Bc. Miloslava Cieslarová, 2011, Götz-neumann 2006).

Kinematika krokového cyklu

Přes základní společné rysy, je bipedální chůze u člověka značně interindividuální, chůze každého jednotlivce je unikátní, variabilní v načasování a kvalitativním a kvantitativním vyjádření. (Klementa, 1987)

Poh, Mesinger a Buckley (2007) objevili jak výrazně se liší korelace mezi max. pronací (respektive max. supinací) zánoží a vnitřní (respektive vnější) rotací bérce při běhu ($r = 0,95$) a při chůzi ($r = 0,45$). Během chůze také dochází k maximální vnitřní rotaci bérce daleko dříve než při běhu (chůze v 17 % doby f. opory, u běhu v 37 %) , při chůzi zůstává zánoží déle v pronaci než při běhu, během chůze je tedy bérec poměrně dlouho rotován zevně, zánoží ale stále pokračuje v everzi (Vařeka, Vařeková, 2009).

Přenos zatížení v průběhu stojné fáze

Přenos hmotnosti při pohybu z jedné strany na druhou je spojen se zatížením tkání. Velikost této zátěže je přímo úměrná velikosti působící síly, a nepřímo úměrná ploše tkáně která je v kontaktu s podložkou. První zatížení je na zevním okraji paty, v jejím zadním oddílu, je to rychlý impuls. Zde je největší tlakové zatížení během krokového cyklu a to v časovém úseku cca 0,05 s. Působíště tlaku se přesouvá ke středu paty a na zevní okraj působí již jen asi 1/3 původního tlaku. Zatížení na zevním okraji středonoží je asi 10%

hmotnosti těla, nebo také 10% maxima tlaku na patě. Zátěž na metatarsech je různé, pod hlavičkou II. a III. metatarsu však byla naměřena největší zátěž. Nejmenší zatížení potom bylo sledováno pod hlavičkou V. metatarsu. Zatížení prstů je taktéž interindividuální. Největší zátěž je pod palcem a sice asi 30-55% zátěže na patě. (Perry, 1992. Bc. Jan Hirsch,2012)

Kapitola 10

Postura

Je to aktivní držení segmentů těla vůči sobě navzájem a vůči prostřední proti odporu zevních sil. V běžném životě má největší význam tíhová síla. Postura je zajištěna vzájemnou koaktivací svalů a pasivními strukturami. Je pro ni nezbytné zpevnění páteře v celém jejím průběhu. Není to synonymum pro stoj, postura je součástí stoje, chůze, sedu, zvednutí hlavy v lehu na břicho. Je nezbytnou součástí chůze a jiných aktivních lokomočních činností. Zaujetí a udržení postury je rozhodující pro provedení všech motorických programů. Názory na význam a její vztah při lokomoci nejsou jednotné. Mnoho zastánců různých pohledů cituje stejný výrok - „posture follows movement like a shadow“, to znamená že postura je na začátku, v průběhu i na konci pohybu, je jeho součástí a podmínkou (Vařeka, Vařeková, 2009).

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla, reagovat na změny zevního a vnitřního prostředí tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a neřízenému pádu (Vařeka, Vařeková, 2009).

AS (area of support), AC (area of contact), BS (base of support)

AS je část plochy kontaktu (AC) podložky s tělem, ta část těla aktuálně využitá pro vytvoření BS – opěrné báze. BS je část podložky ohraničená nejvzdálenějšími body AS. (Vařeka, Vařeková, 2009).

COM (Centre of Mass)

Těžiště, je to hypotetický bod ve kterém je soustředěna veškerá hmota. Můžeme jej stanovit jako průměr COM jednotlivých segmentů a to experimentálně, matematicky, graficky. Vektorový součet COM všech segmentů udává COM celého těla. Z kineziologického pohledu je těžiště možno stanovit jen experimentálně a to při zaujetí postury. (Vařeka, Vařeková, 2009).

COG (Centre of Gravity)

Je průmět společného těžiště do opěrné báze (BS). V kvazistické poloze (stoj, sed, leh) je vždy COG v BS, pokud se vychýlí, není možno vrátit jej zpět jen silou svalů. Možno je jen změnit BS přesunutím opěrné plochy (AC). (Vařeka, Vařeková, 2009).

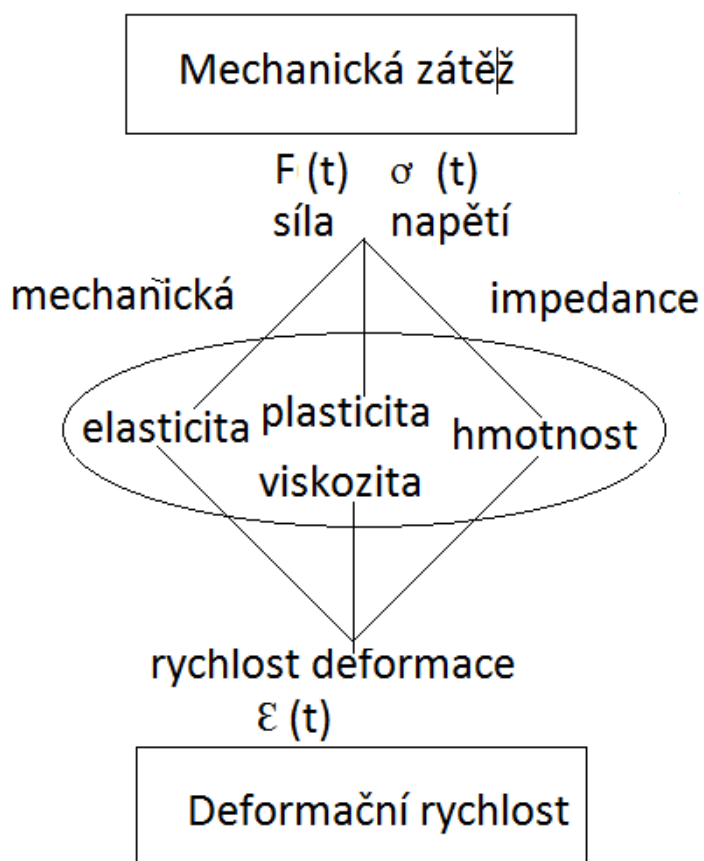
COP (centre of pressure)

Je to působíště vektoru reakční síly podložky. Je výslednicí tlaků působících na plošku, ty jsou vyvolány reakcí podložky na zatížení tělesnou hmotností. COP se posouvá ze zevního okraje paty při počátečním kontaktu až k palci v předšvihové fázi. Winter(1995) (Vařeka,Vařeková,2009) jej popisuje jako obrácené kyvadlo. V rovnováze jej udržuje aktivita bérce a plantární muskulatury. Má daleko výraznější oscilace uvnitř BS než COG. Velký podíl na nich mají různé svalové zapojení svalů bérce a nohy. Vyšší aktivita plantární flexorů jej posunuje vpřed, vyšší aktivita jej posunuje laterálně. Svalová aktivita je ale vždy korigována tak, aby se COG nevychýlilo z BS. U zdravým, mladých lidí během spojného stoje jsou antero-posteriorní a latero-laterální výkyvy COP max asi 80% šířky AC (Vařeka,Vařeková,2009 z práce Blaszczyk, Loqe and Hansen, 1994). COP může být ve třech postaveních – COP laterálně od osy rotace subtalárního kloubu, mediálně od ní anebo v této ose. Při laterálním umístění COP má podložka (moment její reakční síly) pronáční účinek. Ten je kompenzován kladkovým mechanismem plantární aponeurozy, kontrakcí m.tib.posterior, nebo kostními strukturami sinus tarsi (Vařeka ,Vařeková,2009). Přetížením mechanismů vznikají bolestivé patologie plantární aponeurozy, jako hallux limitus, hallux valgus, plantární ostruhy, tendopatie m.tib. posterior, sinus tarsi syndrom. Při lokalizaci CP pod osou rotace nastává laterální instabilita. Balancování na takové ose je svalově náročnější na koordinaci. COP mediálně od osy je vzácné. Výskyt typicky u talipes equinovarus. Při supinačním momentu nastává výrazná laterální instabilita. Časté jsou opakované distorze a tendopatie m. peroneus longus. (Vařeka,Vařeková,2009 z práce Fullera 1999). Při dynamické aktivitě se přesunuje AC a tím se mění AS a BS. BS se při rovnoměrné lokomoci cyklicky mění a těžnice může během lokomoce vychylovat z BS, tedy vychyluje i COP a COG. Ve velké části fáze jedné opory při chůzi je COP v BS, při fázi dvojí opory (nebo ve víceoporové fázi) může být COP mimo BS. Výslednice zevních sil může směřovat mimo BS, ale v následující fázi pohybu musí být BS plánovaně cíleně nasměřována tak, aby do ní výslednice zevních sil vzápětí znovu směřovala, a v BS se nacházelo i COP. Z modelu obráceného kyvadla vyplývá, že ve stoji může být COG jen před osami hlezených kloubů. Jen tak je možno využít sílu a moment síly m. triceps surae. Při umístění COG v ose nebo za osou hlezených kloubů nemůže m. triceps surae aktivně udržet posturální stabilitu. Teoreticky by v takové chvíli mohly pomoci dorsální flexory hlezna, nicméně proti m. triceps surae jsou daleko slabší a působí na krátké páce. Moment síly který by vyvinuly není dostatečný pro obnovu posturální stability. (Vařeka,Vařeková,2009, Bc.Jan Hirsh,2012)

Kapitola 11

Mechanická zátěž a její účinek

Mechanická zátěž je vlastně síla nebo napětí působící na tkáň a orgány tvořící pohybový systém. Reistance tkání proti tomuto nmaáhání je určena tvarovými a mteriálovými vlastnostmi tkáňe, dohromady je tedy určena mechanickou impedancí. Má 3 složky a ty popisují resistivní a reativní složky impedance. Hmotnost a elasticita mají konzervativní charakter, tedy jsou schopné pohlit mechanickou energii. Plasticita a viskozita jsou naopak schopné disipace mechanické energie.



„Vztah mezi mechanickou zátěží (síla / napětí v čase) a deformací (deformační rychlost) je závislý na vlastnostech tělesa (prostředí, v němž působí), které je charakterizováno mechanickou impedancí.“ (citováno z Kolektiv autorů, 1997.)

Tato schopnost se projevuje tlumením pohybu. „Elasticita a hmotnost zároveň určují schopnost objektu (tkáně) rozkmitat se, odolávat cyklickému / nárazovému silovému působení (rezonance, antirezonance)“ (citováno z Kolektiv autorů, 1997.)).

Základní prvky mechanické impedance a jejich vlastnosti (citováno z (Pohybový systém a zátěž,kolektiv autorů)).

reaktivní	hmotnost	akumulace kinetické energie
	elasticita	akumulace potenciální energie
rezistivní	viskozí tření	disipace energie
	suché tření	disipace energie

(Kolektiv autorů, 1997)

Mechanická zátěž má odlišný průběh v čase a různé deformační a biologické následky. Dle toho je zátěž dělena. Různé namáhání objektu (tkáně) je dáno odlišným směrem působení mechanických sil. (Kolektiv autorů, 1997

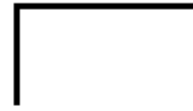
Mechanické vlastnosti tkání

Tkáně mají různé kombinace vlastností, jsou to komplexní struktury. Mají potom určité stupně viskozně-elastického nebo plastického chování. Elasticita je určena Youngovým modelem pružnosti. Viskozita je udávána pomocí součinitele kinematické vazkosti. Plasticitu určuje součinitel. Pevnost je udávána velikostí zátěže kterou tkáň toleruje, aniž by překročila mez pevnosti, a velikostí zátěže při které je porušena struktura a soudržnost. Mez kluzu označuje mezní zátěž, při níž dochází ke změnám struktury ve kterých se významně uplatňuje plasticita a vznik trvalých deformací. Tato vlastnost a viskozita souvisí creep efektem, to je tečení materiálu, stále stejná zátěž postupně zvyšuje deformaci. Opačným ale podobným způsobem pracuje i mechanismus relaxace, kdy pozvolna klesá napětí tkáně předtím vystavené zvýšenému napětí (předpětí).(Kolektiv autorů, 1997

Biomechanická nomenklatura různých typů zátěže (dělení zátěže)

Z hlediska časového průběhu

Stacionární (ustálená) $F(t), \sigma(t) = \text{konst.}$



nestacionární (časově proměnná) $F(t), \sigma(t) \neq \text{konst.}$



obecně časově proměnná



cyklicky proměnná, vibrační i



impulzní

Deformačních účinků

(Kolektiv autorů, 1997)

deformační rychlost	10^{-5}	10^{-3}	10	10^2	10^3	10^7	10^9 (% \cdot s $^{-1}$)
zátěž	Statická		kvazistická			dynamická	
typické jevy	creep					rezonance, deformační vlna, náraz, exploze	
deformační rychlost	zanedbatelná			důležitá			
termodynamický efekt účinek setrvačných sil	zanedbatelný		zřejmý		významný		

V mezích vratných a nevratných deformací

mezní, limitní (na mezi elasticity, kluzu, pevnost, únavy apod.)

nadlimitní (nad mezi elasticity kluzu, pevnost, únavy apod.)

Funkčních biologických důsledků

občasná	nizká	hypokinetická	submaximální
monotónní	střední	v mezích normy	maximální
nárazová	vysoká	hyperkinetická	s trvalými následky
opakovaná	riziková		

(Kolektiv autorů, 1997)

Biologické materiály

Biologické materiály a tkáně mají tyto vlastnosti v různé míře. Co do struktury jsou to heterogenní, kompozitní systémy. Jsou značně anizotropní, tedy mají různé vlastnosti v závislosti na směru. Mohou se adaptovat, regenerují a mění se. Změny probíhají vzhledem k napěťovému toku, vzhledem k zátěžové historii – mikrotraumata apod., s ohledem na biologický věk či onemocnění. Biologické působení je ve formě výživy, hormonálních hladin apod. a odráží se v reologických vlastnostech. (Kolektiv autorů, 1997)

Kapitola 12

Somatometrie nohy

Vliv prostředí , práce a rekreace, vliv pracovních a rekreačních podmínek, hygiena dětí a dorostu, způsoby života co upevňují odolnost, neadekvátní nebo nedostatečná zátěž a aktivita, vliv na nohy, těžká práce, statická zátěž, období kdy možno zabránit progresi problému, budoucí snížená pracovní schopnost, podpora zdravého vývoje, vys statická zátěž u učňovských oborů, dříve vys fyzická námaha (Klementa, 1987)

Slabé vazy a svaly, řídké kosti, VDT, dsbalancce, autobusy, auta, tramvaje....., těžké tažky, fázové tréninky, odpočinek, tlak okolí, zaměstnání vyšší nároky na fyz kondici - nezvládají a pak dysbaũance a skoliozy, plochonoží,....., záležitost společnosti, vštěpovat dogmata o pro zdravé nohy, přetížení zaměstnáním nepevností svalů a vazů, aktivita je značně léčebně působící, trvalé stání, sezení, nošení, obezita. (Klementa, 1987)

Obuv, osa chodidel úhel větší než 30°, pak přetížení a klesání klenby, pes planus staticu – I. stupeň, vlivem nadměrné hmotnosti, těžké práce, dlouhotrvající stání, dlouhodobá imobilita, správná chůze, pohyb, zátěž, obuv, hygiena, cvičení, plochá noha je typickou deformací z přetížení. (Klementa, 1987)

Kapitola 13

Možnosti přístrojové analýzy chůze

V dnešní době je k analýze používáno 3 metod - dynamická plantografie, měření na silových plošinách a systém kinematické 3D analýzy, dříve bylo možno zatížení nohy analyzovat maximálně pomocí otisku sádry. Nepřímá a jednoduchá metoda demonstrující zatížení v jednotlivých etážích nohy.(WETZENSTEIN,1964)

Předposlední jmenovaný způsob je vhodný zvláště při biomechanických měřeních a studiích. Účelem studií je plné pochopení funkce a možností donlí končetiny, data zaznamenat, zpracovat a využít při diagnostice a terapii. V rehabilitaci používáme analýzu chůze jako prostředek zpětné vazby na terapii, facilitaci, zátěž a podobně. V praxi je používáno hlavně klinické hodnocení chůze, to je závislé na subjektivním hodnocení pozorovatele a subjektivních informacích od pacienta, proto nemá příliš vypovídající hodnotu. Ve vědecké sféře jsou tudíž preferována spíše objektivní a kvantitativní měření. Kinematická analýza vychází z kinematické geometrie. Ta patří k mechanice a popisuje pozice a dráhy absolvované hmotnými body bez ohledu na dobu. Kinematika je obor mechaniky, popisuje jak se hmotné body hýbou a na rozdíl od kinematické geometrie se zabývá i časem pohybu.(Jandačka,2011)

Dynamická plantografie

Příkladem může být FOOT SCAN (RSScan International, Olen, Belgie). Je to zařízení umožňující zkoumat rozložení tlaků na podložku. Můžeme měřit tlakové rozežení při chůzi i stojí. Využívají jej ortopedická, neurologická, rehabilitační či ortotická pracoviště, pracoviště sportovní medicíny a je využíván i při tréninku sportovců. Obdobné systémy představuje např. Emed® (Novel GmbH, Munich, Německo), Baropodometer (Diagnostic Support, Miami, USA) nebo plošiny od firmy Tekscan (Boston, USA). Důležitou součástí popsanych systémů je software umožňující zpracování a vyhodnocení množství nasnímaných dat. (Bc. Jan Hirsch, 2012, Svoboda, & Janura, 2010).

Hodnocení chůze se provádí dle určitých parametrů. Mezi ty nejdůležitější a klinicky nejvýhodnější patří dle Whittle (2007)(Bc. Jan Hirsch, 2012) doba krokového cyklu (cycle time), rytmus (cadence), délka dvojkroku (stride length) a rychlost (speed). Tyto parametry se mění s jakýmkoliv handicapem, proto člověk s delším krokovým cyklem má obvykle kratší

délku kroku a také nižší rychlost. To co ale ovlivní tyto parametry je i věk nebo pohlaví. (Bc. Jan Hirsch, 2012,)

Kapitola 16

Vztah nohy a páteře

Lidská noha vykazuje podobnost s páteří. A to z hlediska její členitosti na malé kosti jejichž fixace ale zároveň pružnost v jejich vzájemných propojeních si vyžaduje automatickou svalovou činnost. Důležitost chodidla pro rovnovážný stoj byla již prokázána pány Gutmannem a Vélem (1978). Byla sledována klidová aktivita bérce, stehna, trupu a napřimovačů trupu během klidového stoje. Nejvíce zapojené byly svaly na bérce, nejnižší potom na vzpřimovačích trupu. Největší aktivita byla ve svalech zodpovědných za ovládání chodidla a prstců. (Bc. Jan Hirsch,2012)

Poruchy funkce chodidla

Existují následující poruchy funkce chodidla a metody vyšetření podle Lewita a Lepšíkové. (Bc. Jan Hirsch,2012)

Blokády Lisfrancova, Chopartova a talo-krurálního skloubení

Neobejdou se bez vyšetření joint play, při mobilizaci se potom spoléháme na protřepávání. Při výskytu trigger points ve svalech planty a ve svalech na dorzu nohy je nezbytné palpační vyšetření svalů , osvědčenou terapií je potom nejlépe presura. Orientačně možno hodnotit omezení rotace vzhledem k ose procházející středem chodidla k talu (Bc. Jan Hirsch 2008 z práce ,2012Lewit & Lepšíková,)

Poruchy stereotypů

Zejména propadnutí podélné klenby za chůze - funkčně plochá noha či negativní test dle Véleho, při kterém je zkoumán náklon vpřed, při něm chybí automatická flexe prstů (ta má protektivní chrakter - eliminuje nebezpečí pádu) ačkoliv pacient je schopen volní flexe prsty normální silou. Tito lidé nejsou též běžně schopni abdukovat palec a malíček u nohy. Je proto vhodné provést test na izolovanou abdukcí malíku a palce nohy. (Bc. Jan Hirsch 2008 z práce ,2012Lewit & Lepšíková,)

Poruchy vnímání a vyšetření povrchového cití

Při přecitlivělosti je ploska tak citlivá, že člověk nesnese ani obyčejný dotek. Nebo je naopak necitlivá a jen málo reaguje i na výrazný bolestivý podnět. Nejvýznamější je asymetrická reakce a asymetrické vnímání. Bývá nejzřetelnější na chodidle, patrná však

může být v celé končetině, někdy celé poloviny těla, a to bez neurologické poruchy. Během palpace potom často v těchto případech zjišťujeme lehké asymetrie tonu. (Bc. Jan Hirsch 2008 z práce ,2012Lewit & Lepšíková,)

Vliv funkčních změn v chodidle na řetězení dalších poruch

Jak bylo popsáno výše, problémy těla se reflexně odrazí v chodidle, a naopak problémy v plosce budou vyvolávat reflexní řetězení do vyšších etáží. Typicky například funkční změny chodidla mohou vyvolat řetězec blokad skrze soustavu TrPs ve svalech. Následkem je předsunuté držení hlavy. V tomto řetězci jsou kromě reflexních změn chodidla patrné též blokáda hlavičky fibuly, TrP v m. biceps femoris a v m. rectus femoris. Pánev není následně fixována, kompenzačně se objevují reflexní změny v m. rectus abdominis. To vede k jeho oslabení a výkytu TrPs ve vzpřimovačích trupu a extenzorech Cp včetně hlavových kloubů, těm odpovídají TrP v kývači. Tento řetězec bývá převážně homolaterální. (Bc. Jan Hirsch 2008 z práce ,2012Lewit & Lepšíková,)

Pro testování vlivu reflexních změn chodidla na dorsální svaly Cp poznáme např. testem posazování. Pacient tímto funkčně vyřadí dolní končetiny a ve svalech šije mizí napětí, polevují bolesti hlavy. To je průkazem původu problému v reflexních změnách chodidla. (Bc. Jan Hirsch 2008 z práce ,2012Lewit & Lepšíková,)

Prevence zranění v oblasti hlezna a chodidla

Významným prvkem pro eliminaci poranění v této oblasti jsou pravidelná cvičení, pravidelné zatěžování vedoucí k mohutnějším, pružnějším, pevnějším a adaptabilnějším strukturám. Doporučené dávkování cvičení je 2-3x týdně. Důraz je kladen zejména na protahování struktur chodidla a hlezna. Protahování chodidla by mělo být ale spíše dením chůbem v prevenci této oblasti. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011 z práce Fiolkowski, Bauer, 1997).

Dalším bodem je kontrola tělesné hmotnosti a zátěže pracovní i sportovní. Při nevyvážené hmotnosti dochází k přetěžování pasivních i aktivních struktur a nohy ztrácejí svou odolnost. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011 z práce Fiolkowski, Bauer, 1997).

Neméně významné je i zvolení adekvátní obuvi. Obuv musí být pevná aby struktury fixovala ale neškrtila je, zároveň požadujeme flexibilitu a lehkost pro kvalitní požitky z chůze a běhu, a celkově pohybu. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011 z práce Fiolkowski, Bauer, 1997).

Rehabilitace hlezna a chodidla

Jako u každého zranění pohybového aparátu je léčba zahájena odstraněním bolesti a otoků. Patří sem kryoterapie, aniedematózní farmaka, bandážování, elevace, klid. Při tendinitidách a zánětech šlach se užívají nesteroidní antiflogistika. Kortikosteroidy užíváme jen při neúspěchu předchozí léčby, poněvadž vazivové struktury reagují na tato farmaka snížením své pružnosti a jsou náchylnější k rupturám. Bolest a hojení možno dále ovlivnit fyzikální terapií jako např. střídavými koupelemi, masážemi, elektrostimulací. Při výskytu hypomobility v kloubech aplikujeme strečink a jiná cvičení na optimalizaci svalového tonu a napjetí pasivních struktur a tím kloubního rozsahu. Do cvičení se dle potřeby dále zařazuje funkční cvičení a cvičení na propiocepci. Plavání je ideálním sportem pro zapojení a zároveň odlehčení této oblasti pohybového aparátu. Odlehčení možno dále dosáhnout např. tejpování. (Bc. Miloslava Cieslarová, 2011 z práce Clippinger, 2007).

Kapitola 17

Adaptace

Reakce je okamžitá odezva organismu na stimul. Je zakodována v genomu. Je vždy stejná. Opakovaný totožný stimul ale mění podobu reakce a tím postupně vede tělo k adaptaci. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Adaptace je schopnost organismu a jeho částí přizpůsobovat se působení prostředí při opakování stejného podnětu, a to v pozitivním významu, vhodně aby byl zachován rod a druh, hledíme-li na proces z pohledu boje o přežití v přírodě. Jou to fyziologické a anatomické výhodné změny organismu. Jejich cílem je udržení homeostázy v změněných podmínkách. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Etapy adaptace dokazují že jde o postupnou proměnu, závislou na množství a intenzitě stimulů. I. etapa je poplachová, reakce jou neadekvátní a neúčelné. II. etapa omezuje reakce na ty užitečné, vzhledem k vnějšímu stressu. II. satdium je tedy typické tím že stimul již není neznámý, tělo si na něj přivyká. Adaptaci na stress odpovídá i hladina katecholaminů v krvi. (Havličková 1999.)

S rostoucí adaptací jeho množství klesá. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Adaptace nevzniká jen při působení vnějšího prostředí. Je to kompenzační mechanismus kterým tělo také opovídá na procesy a stavy změněné působením chorobného stavu. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

„Reakce je modifikována stupněm adaptace a opakování reakce vede k adaptaci“ (citováno z (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Adaptace není trvalý stav. Při absenci stimulů slábne, původní reakce naopak silí. Adaptace na tělesnou zátěž mizí už po dnech nečinnosti, později dochází ke zmenšení srdce, poslední mizí pohybové vzory. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Adaptace probíhá na buněčné úrovni. Mitochondrie se zvětšují, jejich membrány jsou plošně větší, v bílých vláknech svalů dochází k přechodu z glykolytického na oxidativní způsob získávání energie, roste počet aktivních kapilár. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Tělo může také postihnout tzv. desadaptace, neboli ztráta kondice, tréninku. Adaptační mechanismy se naprosto vytratí a člověk jako by žádný adaptační proces nikdy neprodělal. Funguje v rovině funkce i struktury. Dojde k ní při absenci podnětů které adaptaci vyvolávaly. Odvíjí se od genetických předpokladů, věku, výživy, pohlaví, zdraví.(Dobšák,2009)

Další možností adaptace je tzv. maladaptace. Vede k těžkým problémům v oblasti funkce i stavby organismu nebo jeho části. Může představovat riziko i pro život. Ovlivňuje ji hlavně nevhodná, dlouhotrvající zátěž v nevyhovujících podmínkách. (Dobšák,2009)

Biologické působení pohybové aktivity

Projevy jsou v různých orgánech a soustavách, projevují se různou měrou, závisí na věku, pohlaví, intenzitě, druhu činnosti a jejím trváním. Na systém lokomoční účinkuje těmito způsoby - změny v architektonice kosti – jejich trámčů ve spongiose, dochází k ukládání minerálů v kostních lamelách, šlachy a vazy zesilují a stávají se pružnějšími a pevnějšími v tahu, svaly hypertrofují - navyšuje se množství kontraktilních bílkovin, a svaly sílí, zdokonalení probíhá ai na úrovni svalové mikrocirkulace, zlepšuje se nervosvalová koordinace, pohybové techniky (engramy) se tzv. dostávají „do krve“ , ekonomizuje se práce oběhového systému – dochází k lepší saturaci O₂ a žilnímu návratu přes svalovou mikropumpu (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Předškolní věk je chrakterizován laskností vazů. Jejich vazy jsou velmi pružné. To umožňuje i (v budoucnu) nefyzilogické polohy (přesahující kapacitu kloubů) do nichž se končetiny mohou dostat a při zvýšené zátěži vlivem únavy také dostávají. Delší statická zátěž dítě patologicky unavuje a přetěžuje(M.Máček,J.Vávra, 1988)

Školní věk je v poslední době charakteristický (asi u 10 %) přetěžováním dětí. Jsou to děti s předpoklady a prostředky ke zlepšování svých psychomotorických schopností. Většina, ti průměrní, bez výrazných sportovních ambicí a výraznějšího zájmu ze strany sportovních jednot a škol, je potom v pohybovém deficitu, zbytek dětí je potom menšina s pohybovým omezením ve smyly tělesného nebo mentálního postižení či chronického onemocnění které jsou zcela bez pohybové aktivity nebo jejich aktivita není předmětem zájmu.((M.Máček,J.Vávra, 1988)

Obě tyto skupiny jsou ohroženy jednostranou zátěží, ať už z podnětu požadavků ve svých sportovních organizací nebo z každodenního běžného školního života. Většina jejich

aktivita by měla vycházet ze spontánní pohybové aktivity, nikoliv ze statického přetěžování sezením, ale ani by neměli být vystaveny pravidelnému nošení neuváženě a hlavně zbytečně těžkých tašek (batohů). Spontánní pohybovou aktivitou by měla probíhat jejich postupná adaptace na zátěž, pokud k tomuto nedochází, projevují se tyto deficity v pozdějším věku. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Únava

Vede k postupnému snižování výkonnosti, zvyšuje riziko úrazu a poškození, riziko zkoršení skrytých chorob a deformací, změněné reakce na zevní impulsy. Je přímo úměrná velikosti zátěže, jejím charakteru, stavu organismu, stupni adaptace / maladaptace, možnosti regenerace energie (organismu) během zátěže. Máme celkovou a lokální únavu. Obvyklejší je ta celková, lokální je způsobena konkrétní jednotvárnou, dlouhotrvající / namáhavou a velmi specifickou činností. Únava je stav kdy je překročen práh tolerance zatížení a to z různých důvodů. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Známky nastupující únavy (prvotní)

Hypeémie pokožky, kůže se začíná potit, nastupuje tachykardie a to až o 200 % proti normálu (klidovým hodnotám), přichází též tachypnoe.takto se dá charakterizovat I. stupeň únavy. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Při druhém stupni únavy již nastupují příznaky subjektivní. Pocit únavy a ztráta motivace, to je tzv. centrální útlum, což je obranný mechanismus. Příznaky únavy tohoto stupně jsou hyperémie se zbledáním určitých okresek, nastupuje profúzní pocení, tachykardie přesahující hodnoty 200 % oproti klidu, tachypnoe s občasným stridorem, poruchy neuromuskulární koordinace, to se projeví v mimických svalech a drobných svalech ruky (jemná motorika), zpomalené vnímání podnětů a pojmů, poruchy prostorového vnímání, bolest ve svalech, tlak v epigastriu, bolest hlavy, celkový i místní pocit únavy. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Při zatížení svalu na intenzitou 60-70 % jeho maxima je omezeno jeho cévní zásobení, klesá okolní teplota, klesá množství vody ve svalu, tím je sval méně elastický a více zranitelný. Adaptace na zátěž může navýšit odolnost na tyto změny. Pokud sval dosáhne prahu snášenlivosti, což je hranice mezi fyziologickou a patologickou únavou, stáhne se a vytvoří tak kontrakturu (křeč). Akutní únava (též přetížení, přepětí, schvácení) je jedním z obranných mechanismů. Následuje po nekvalitní nebo nadměrné zátěži, při překročení

prahu fyziologické snášenlivosti. Její příznaky způsobuje vegetativní systém. Ve stádiu akutní únavy mohou vznikat hematomy, malformace, přechodný nedostatek ATP apod. Zátěž se projeví v místě maximálního působení, a to hlavně v místech svaových nebo vazivových úponů. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Vyvolavatelé patologické zátěže

Jsou jimi nadměrná celková nebo místní zátěž, nevhodná, nedostatečná nebo jednotvárná zátěž. Dalším vlivem pro vznik patologické únavy je nedostatečná adaptace na zátěž, změna osy těla a jeho částí (obuv, prostředí, pozice těla), a vliv vnějších podmínek při zátěži - teplota a vlhkost. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Kátkodobá statická zátěž způsobí útlum nervového systému. Je to z důvodu vyčerpání rezerv v synapsích a neuronech. K únavě může dojít i při inaktivitě. Nedostatek adekvátních podnětů z periferie (nedostatečná stimulace) vede opět k vyčerpání rezerv v synapsích a neuronech a ke vzniku centrální patologické únavy. Příkladem je sezení. Vlivem dlouhodobé izometrie posturálních svalů (ač o malé intenzitě) vzniká obraz přetížení. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Změny na tkáních při zátěži

Na šlaše při fyziologické únavě vzniká překrvení, následuje její remodelace pro její zpevnění, kost je vlivem fyziologické zátěže remodelována, urychluje se její přirozená neustálá přeměna. Na hranici fyziologické a patologické únavy reaguje šlacha i kost přestavbou. Při patologické únavě je šlacha postižena mikrotraumaty, peritendinozní reakcí, parciální nebo totální rupturou. Kost je za patologické únavy taktéž stížena mikrotraumaty, na zátěž už reaguje i periosta a může dojít i ke stresovým frakturám. Fyziologická stimulace kosti je předpokladem její modulace a resorbce.

(M.Máček,J.Vávra,Fyziologie a patofyziologie)

Tlak na sval a uzávěr krevního řečiště

Při přerušení přítoku krve do svalu nastane globální reakce. Pokud sval s uzavřeným tepeným řečištěm začne pracovat, vyvolá v celém těle nárůst krevního tlaku. Ischémické podmínky práce svalu stimulují vzestupu krevního tlaku. (M.Máček,J.Vávra,Fyziologie a patofyziologie)

Tlak na sval vyolá reflexní tlakovou odezvu vláken IV. typu, dojde k reflexnímu nabuzení sympatických vazomotorických nervů. Vlákná IV. typu mají volná zakončení v pojivové tkáni a svalech. Jejich aktivita roste se vzestupem koncentrace K^+ a jiných látek které jsou vypuzeny při svalové kontrakci. Je to vlastně metoda, jak vyvolat tlakovou odpověď, zrychlení srdeční frekvence navýšení aktivity myokardu. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Zpětnovazebné smyčky spojující CNS a periferní senzorní nervy mezi systémem motorickým a oběhovým mají hlavní význam pro zátěžovou regulaci oběhu. Oběhové požadavky pracujících svalů jsou úměrné počtu aktivních svalových jednotek. (M.Máček,J.Vávra, 1988)

Zatížení nohy

Při zatížení se vzájemně posouvají jednotlivé segmenty. Klenby se oplošťují tím že pohlcojí zatížení, zánoží se dostává do pronace vzhledem k přednoží, které je vzhledem k tomuto relativně supinováno a addukováno. Vlivem zátěže klesají k podložce distální calcaneus a baze I. metatarsu. Při přenosu váhy těla dojde k uzavření kloubu mezi os cuneif mediale a I. MT(osteometrická a funkční analýza a evoluce autopodií u rodu homo, Miriam Nývltová Fišáková,2013). K podložce klesá i talus, vzhledem ke stále více klesajícímu calcaneu se současně posouvá dorsolaterálně. Os naviculare klesá a současně stoupá po hlavici talu která jde k zemi. Cuneo-naviculární a cuneo-metatarsální klouby se plantárně otevírají. Laterální oblouk jde k zemi též. Calcaneus (distální část), os cuboideum i hlavice V. metatarsu se podouvají kaudálně a přibližují k zemi. Calcaneo-cuboidní a cuboideo-metatarsální klouby se otvírají stejně jako na vnitřím podélném klenutí plantárně. Přední příčné klenutí se zploští a rozšíří, metatarsy jdou od sebe, vzdalují se od dlouhé osy nohy. Zánoží se jako celek přesune do addukce, pronace a mírné flexe. Talus a laterální tuber calcaneu jdou mediálně. Přednoží, vzhledem ke své původní pozici, jde též do pronace, ne ale tak výrazně jako zánoží, tedy vůči němu jde vlastně do abdukce, extenze a supinace. To celé vede k torsi v transversotarsálním kloubu (Vařeka,Vařeková,2009).

Zatížení klenby je vyjádřeno průběhem trámců ve spongiose (architektonice kosti). Od předního okraje distální tibie běží šikmo distálně, a šikmo dorsálně přes dorsum oblouku přes talus do calcaneu. Trámce od zadního okraje distální tibie jdou zase šikmo distálně ale ventrálně. Jdou přes krček a hlavici talu, kost loďkovitou a mediální klínovou kost na I.metatars (Vařeka,Vařeková,2009).

Podle Kapandjiho (1987) na trochleu působí zatížení, které je přímo úměrné tíze a dynamickým silám. Poměr rozložení zatížení je následující : pod hlavičku I. metatarsu (anteromediálně) asi 2/6 zatížení. Pod hlavičku V. metatarsu asi 1/6 zatížení (anterolaterálně) .na calcaneus asi 3/6 zatížení (Vařeka,Vařeková,2009).

Dle sobotky (1996) je v okolí patního oporného bodu asi 1/2 zatížení. Okolí přeniho mediálního oporného bodu asi 1/3 zatížení, a okolí zevního předního oporného bodu asi 1/6 zatížení. Eise (1976) popisuje 3/5 zatížení na patě a 2/5 zatížení na předonoží (Vařeka,Vařeková,2009).

Tripodní model z něhož se dříve vycházel by mnohokrát zpochybněn. Hennig a Milani (1993) zjistili že nejvyšší tlak je při stoji i chůzi pod hlavičkou III.metatarsu, nikoli pod hl. I. nebo V. metatarsu. Del Roye (1988) nikoliv, a nejvyšší zatížení prý nese hlavička I. MT, vyšší než hlavičky II.nebo III. MT. Studie Cavanagha, Rodgerse a Ibioshio je pata zatížena asi 60%, středonoží asi 8 %, předonoží asi 28 %, prsty jsou zatíženy zanedbatelně. Nejvyšší tlak naměřily pod hl. II. nebo III. MT (Vařeka,Vařeková,2009).

Nicméně s určitými obměnami lze tento model požívat i dnes. Zatížení je skutečně směřováno do několika oporných bodů (pilířů), nelze je ale chápat jako přesně ohraničené oblasti kde jediné se vyskytuje zatížení (Vařeka,Vařeková,2009).

PRAKTICKÁ ČÁST

Metodika

Cíl výzkumu

Hlavním cílem této bakalářské práce je analyzovat rozložení tlaků na chodidle při chůzi s batohem při různém uspořádání (rozložení) hmotnosti v něm.

Charakteristika výzkumné části

Charakteristika měřeného souboru

Měření se zúčastnilo 40 studentů z fakulty zdravotnických studií ZČU. Věku 21 – 31 let (průměrný věk 22,375 roku), výška v rozmezí 150 – 190 cm (průměrná výška 1,6975cm), a hmotnost v rozmezí 50 – 100 kg (průměrná hmotnost 70,284 kg) . Všichni probandi jsou bez vrozených vývojových vad které by jakkoliv ovlivnily měření. Nejsou přítomny žádné strukturální vady bránící posuzování skupiny jako celku a jejich průměrování. Anamnesticky bez postižení pohybového aparátu, neprovozují sportovní nebo jinou činnost na profesionální úrovni. Každý proband podepsal informovaný souhlas , že byl seznámen s průběhem a účelem měření. Analýza rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou byla provedena pomocí přístroje Footscan (RSScan International, Olen, Belgie).

Technické parametry

Hustota senzorů – 2,6 /cm², citlivost – 0,27 – 127N/cm², snímkovací frekvence – až 500 Hz, v souvislosti s tímto parametrem s rostoucí frekvencí / délkou plošiny klesá doba měření, doba měření pro 0,5m plošinu - 10s při 100 Hz, 2s při 500Hz, doba měření pro plošinu 2m – 2,5s při 100 Hz, 2 s při 125 Hz

Konstrukce plošiny a její rozměry

Pro měření používáme plošiny obsahující tlakové senzory. Plošiny tvoří několik vrstev. Nejnižší je ochranná vrstva z gumotextilu, nad ní jsou senzory pro samotné snímání, nejvýše leží vrstva chránící senzory a přenášející na ně tlak. Musí tedy být adekvátně pevná ale i pružná. Délka těchto plošin je standardně 0,5, 1, a 2 m, šířka bývá asi 0,4 m. samotná plocha se senzory je ale o něco málo menší než celková plocha plošiny, to je významné při měření hustoty senzorů. Plošina je zranitelná pokud není plně na pdložce, plně podepřena. Dalším a patrně nejzranitelnějším bodem plošiny je její napojení na kabel propojující plošinu s počítačem.

Průběh měření

Výzkumná měření probíhala na Fakultě zdravotnických studií v prostorách katedry fyzioterapie a ergoterapie. Výzkumu se účastnilo 40 studentů ve věku 21 – 31 let (průměrný věk 22,375 roku), výšky v rozmezí 150 – 190 cm (průměrná výška 1,6975cm), a hmotnosti v rozmezí 50 – 100 kg (průměrná hmotnost 70,284 kg) . Všichni probandi jsou bez vrozených vývojových vad které by jakkoliv ovlivnily měření. Nejsou přítomny žádné strukturální vady bránící posuzování skupiny jako celku a jejich průměrování. Anamnesticky bez postižení pohybového aparátu, neprovozují sportovní nebo jinou činnost na profesionální úrovni. Každý proband podepsal informovaný souhlas , že byl seznámen s průběhem a účelem měření., *Před samotným měřením se prošli po místnosti aby si srovnali svůj vlastní styl chůze a vyhnuli se tak zpomalenému, soustředěnému a nereprezentativnímu kroku“* (Mgr. Kateřina Kolářová 2013 z práce Cavanagh, Ulbrecht, 1994). Probandi chodili po plošině Foot Scan (viz technické parametry) svojí přirozenou chůzí na boso. Svůj pokus každý proband započal ještě před plošinou, kdy provedl několik kroků svou běžnou chůzí, to proto aby nebyl v akcelerační oblasti, která odpovídá prvním 2 krokům. (Mgr. Kateřina Kolářová 2013 z práce Bus, de Lange, 2005) Určeny byly 2 pokusy pro chůzi bez zátěže, jeden pro seznámení se s délkou plošiny a přizpůsobení své chůze vzdálenosti od měřicí desky, a druhý pro objektivní zaznamenání. Pro chůzi se zátěží, byly rozlišeny 4 situace, a sice kdy proband měl těžkou část nákladu blízko zad, kdy vzdálenost těžké části nákladu od zad probanda byla navýšena tak, že rameno momentu síly bylo cca 15cm dlouhé (závaží bylo umístěno ve vzdálenější kapse od zad), kdy těžká část nákladu spočívala na dně batohu a poslední situace kdy těžká část nákladu spočívala na vrchu batohu. Pro všechny situace byly stanoveny 3 pokusy. Pro chůzi se zvýšenou zátěží bez diferenciací délky ramena působení a umístění byly určeny 3 pokusy.

Předmětem sledování byly tyto parametry:

Předmětem sledování byly tyto parametry:

- 1) maximum tlaku v dané oblasti
- 2) celkové zatížení jednotlivých oblastí

Programové zpracování dat

Data byla zpracována pomocí programu Footscan Gait (verze 7.0., RSScan International, Olen, Belgie). Chodidlo bylo programem automaticky rozděleno na 6 částí: mediální část paty (Heel medial), laterální část paty (Heel lateral), středonoží (Midfoot), první (Meta 1) a druhý až pátý metatarsus (Meta 2-5), palec (Toe 1), ostatní prsty (Toes 2-5). Ale bylo nutné provést manuální korekci. Za pomoci funkce zone division (obr.) byly odděleny prsty od metatarzů, předonoží

od středonoží. U zpracovaných dat funkce pressures / forces nás zajímaly maximální hodnoty tlaku a zatížení v jednotlivých oblastech tedy Max P – maximální tlak ve sledované oblasti a Max F- maximální zatížení ve sledované oblasti.

Cíle práce

Prokázat a popsat vztah mezi změnou zatížení na plosku nohy v jednotlivých oblastech chodidla vzhledem k různému rozložení hmotnosti batohu. Existence takového vztahu je předpokládána z prosté myšlenky že navýšené zatížení se musí promítnout do plosky nohy a z výsledků podobně situované práce Mgr. Kateřiny Kolářové (2013).

Hypotézy

H1

Domnívám se, že vlivem zvýšeného zatížení při chůzi, způsobeného batohem, se tlak a zatížení na plosku nohy při srovnání s chůzí bez zátěže změní

H2

Domnívám se, že změna rozložení hmotnosti batohu změní tlak a zatížení v jednotlivých segmentech plosky.

H3

Zvýšená zátěž ovlivní příčné klenby, zapříčiní jejich pokles, a dojde ke zvětšení oblasti kontaktu se zemí

H4

Domnívám se že změny způsobené změnou rozložení hmotnosti batohu nebudou symetrické a nebudou platné pro všechny probandy stejně.

Stanovené úkoly

Abych dosáhl cílů a ověřil hypotézy, musím si určit tyto úkoly

Ú1

Změřit a porovnat tlaky a síly v jednotlivých segmentech plosky při různém rozložení hmotnosti batohu.

Ú2

Porovnat různá rozložení hmotnosti batohu jeho vliv na plosku nohy.

Ú3

Porovnat zatížení MTT 2-5 bilaterálně.

Ú4

Porovnat různé probandy a situace.

Výsledky

U probandů docházelo k značně nehomogenním reakcím. O původu této nehomogenity viz dále u DISKUSE.

Porovnávána je vždy chůze bez batohu (bez zátěže) a chůze s batohem s různým umístěním těžké části, a to blíže k zádům, dále od nich, na dně batohu a výše v batohu.

Modrá a červená křivka jsou křivky chůze bez batohu, zelená a fialová značí chůzi s batohem při nějakém umístění těžké části v tomto batohu.

Graf je rozdělen na několik úseků které jsou /nejsou (individuální rozdíly) v kontaktu s podočkou během odvíjení plosky od podložky. Jednotlivé oddíly jsou : palec, prsty (2-5), I. metatars (MT1), ostatní metatarsy (MTT), středonoží (MF - midlefoot), mediální část paty (HM) a laterální část paty (HL).

Graf je orientován do prostoru a osy Y (vertikála) značí zatížení (sílu) (F) v Newtonech (N), kde 10 N odpovídá 1 kg tělesné hmotnosti.

Některé údaje v tabulkách a grafech vykazují enormní hodnoty (vzhledem k výše uvedenému vztahu až nemožné, v rámci jednoho člověka nerealizovatelné). To proto že energie dopadu není určena jen hmotností ale též rychlostí (v) dopadu, a má k ní takový vztah že energie dopadu je přímo úměrná rychlosti dopadu na druhou ($E = \frac{1}{2} m \cdot v^2$). Proto i při nižší hmotnosti dopadajícího tělesa (lehčí člověk) získáme při vyšší rychlosti dopadu vysoké údaje o zatížení a tlaku v jednotlivých segmentech plosky. Směrodatým ukazatelem výsledného zatížení je také poměr zatížení jedné nohy ku druhé. Zatížení se tedy bude měnit s různým poměrem zatížení obou DKK, rychlostí dopadu (došlapu) a přesouváním hmotnosti (těžiště) z jedné strany ke druhé.

Můžeme stanovit několik typů modelových reakcí podle kterých změny přibližně probíhaly. Těchto několik modelů vceku vystihuje rozmanitost kterou jsem po odebrání dat a vytvoření grafů a tbulek stanovil.

a)

Poměry mezi zatíženími levých a pravých DKK ,v rámci srovnání obou režimů jsou shodné nebo podobné, mění se jen velikost síly a tlaku s ohledem na hmotnost batohu vzhledem k hmotnosti probanda a rychlosti jeho chůze. Křivky u levé a pravé DK v režimu bez zátěže jsou vůči sobě v poměru kolem 1:1, stejně tak v režimu se zátěží. (přibližně graf č. 4 a 5, zatížení DÁLE od zad).

b)

Poměry mezi zatíženími levých a pravých DKK jsou stejné nebo podobné, ale jedna DK je v každém režimu zatěžována více než druhá. (viz graf č. 2 ,zatížení DÁLE od zad, a graf č. 15, zatížení blíže k zádům).

c)

Poměry více a méně zatížené končetiny se otáčejí při změně zatížení, jestliže LDK při chůzi bez zatížení vykazovala nižší zatížení plosky než pravá, se zatížením to bude opačné, tedy levá bude nyní vykazovat vyšší zatížení. (graf č. 6, zatížení DÁLE od zad).

d)

Původně nevyrovnané a nesymetrické zatížení se vlivem přidané hmotnosti vyrovnává, obě DKK se po přidání závaží v podobě batohu srovnávají do podobného průběhu během kroku a i intenzity sil a tlaků jsou více méně stejné. (graf č. 7 a 10,zatížení BLÍŽE k zádům).

e)

Totéž jako krok 4 jen dochází k razantnímu poklesu nebo naopak nárůstu v jedné nebo několika oblastech jedné křivky, tj jedna končetina vykazuje proti druhé v některých bodech abnormality a srovnání ke křivce druhé nohy je vlivem zatížení jen parciální , tedy shoda není 100%,poměr není kolem 1:1.(tabulka č.11,13, zatížení NA DNĚ batohu)

f)

Hodnoty jsou zcela beze změny, poměry i hodnoty jsou téměř identické (graf č.4,zatížení DÁLE od zad).

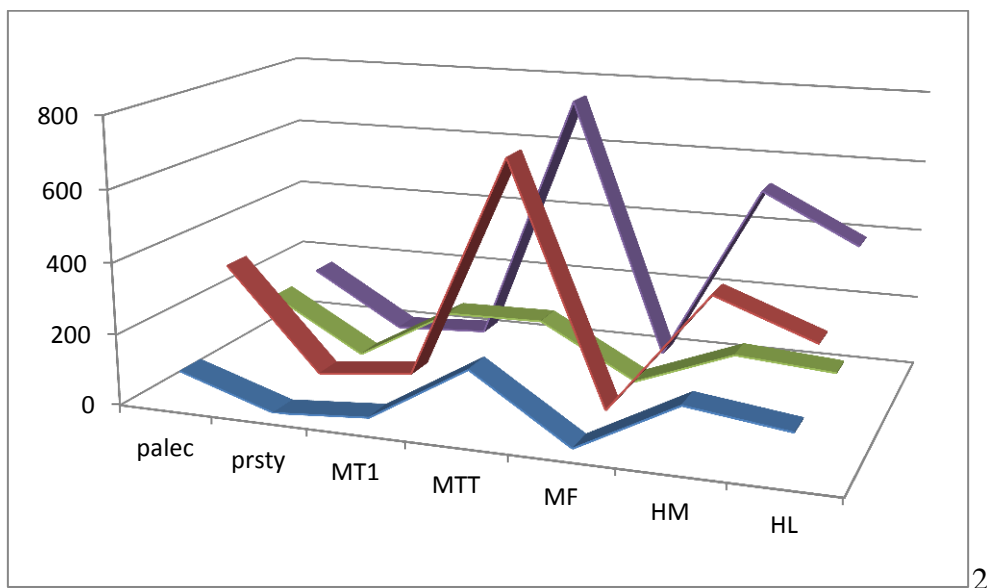
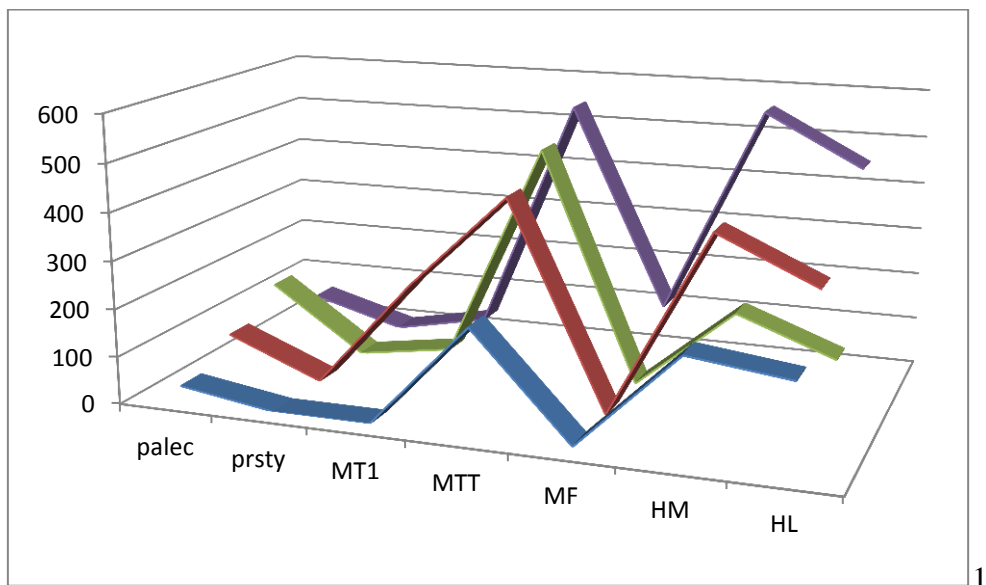
g)

Poměry jsou nesymetrické, výsledky jsou bez zjevných souvislostí, někdy paradoxní, tj. při navýšení celkové hmotnosti o hmotnost batohu jsou výsledné síly a tlaky menší než bez tohoto hmotnostního přídatku (graf č. 12,zatížení NA DNĚ batohu).

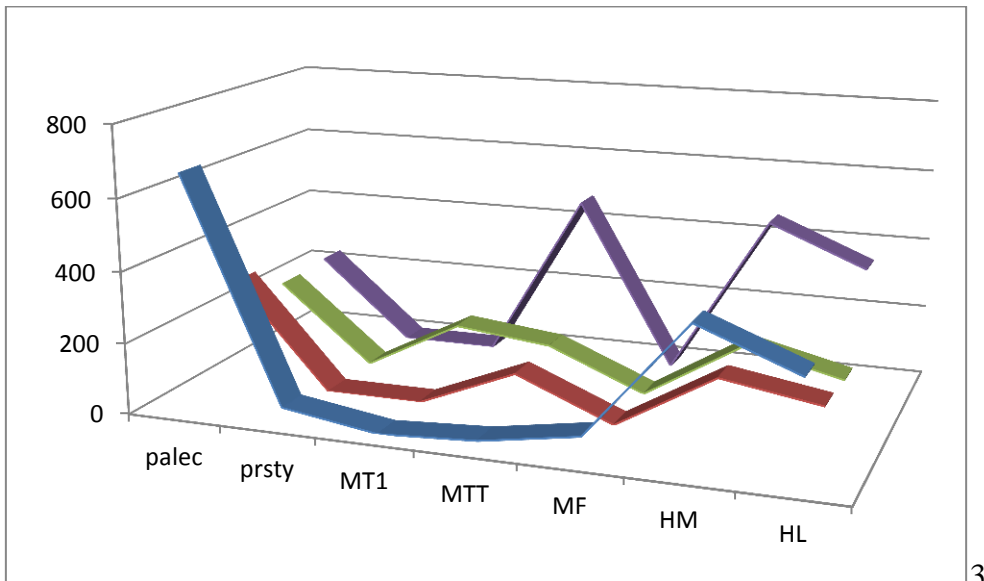
PŘÍLOHY

Výsledky k parametru Max F (maximální naměřená síla v daném segmentu)

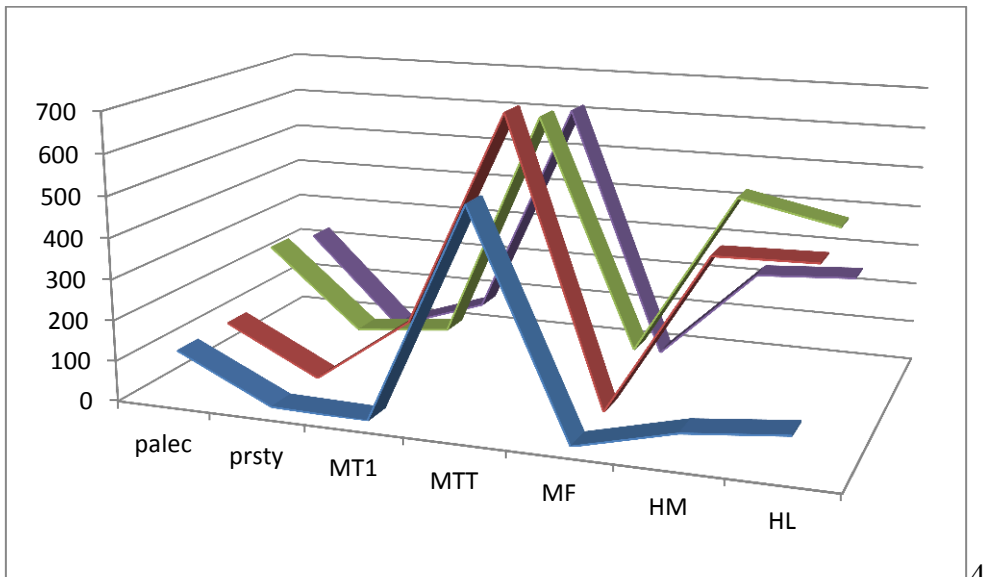
Porovnání zatížení při chůzi bez zátěže a s batohem při umístění těžkého DÁLE od zad



PŘÍLOHY

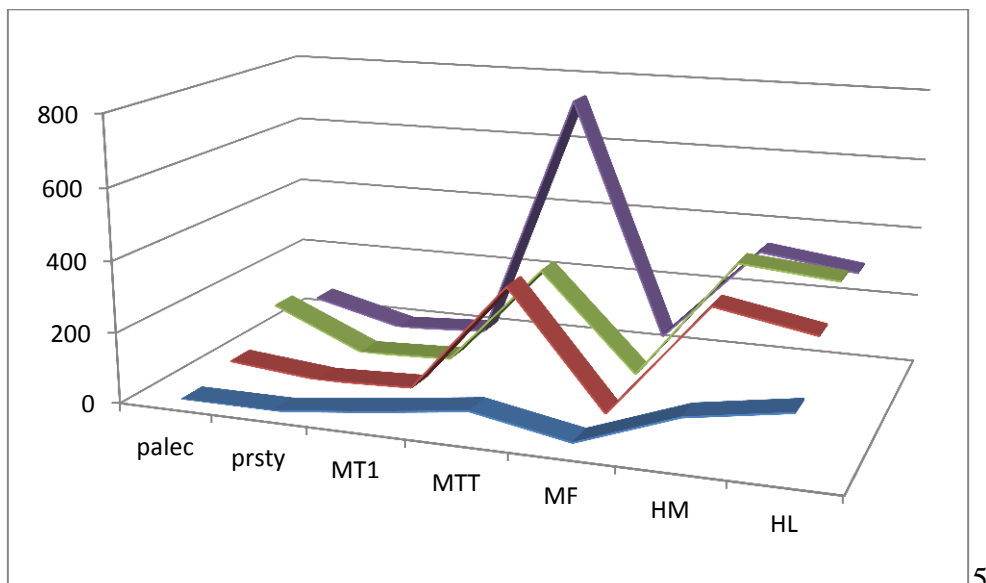


3

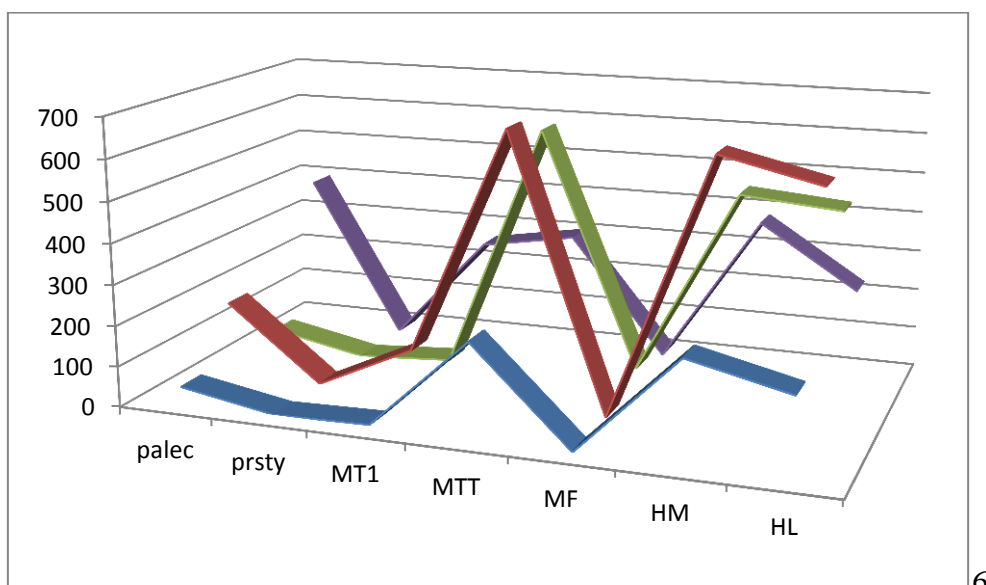


4

PŘÍLOHY



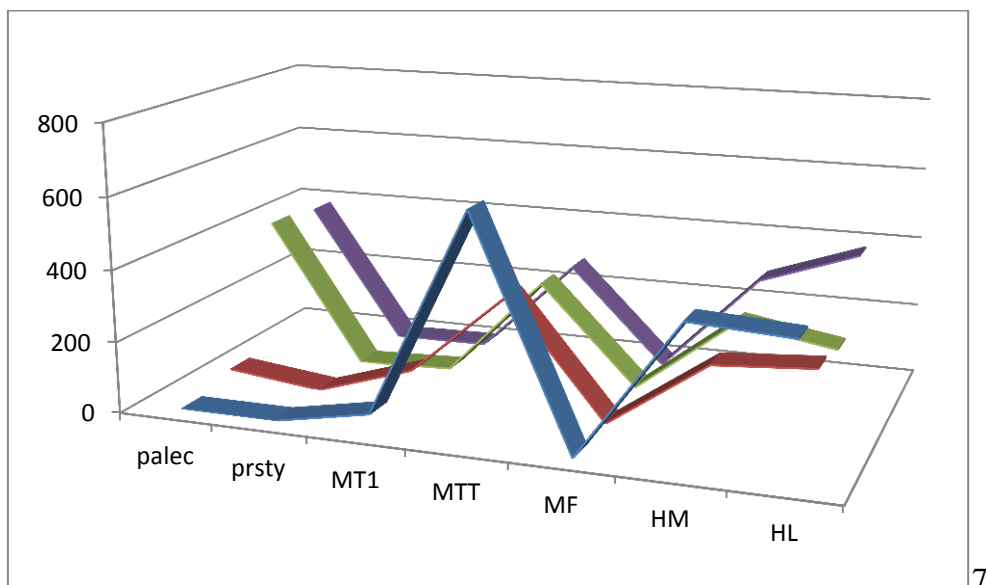
5



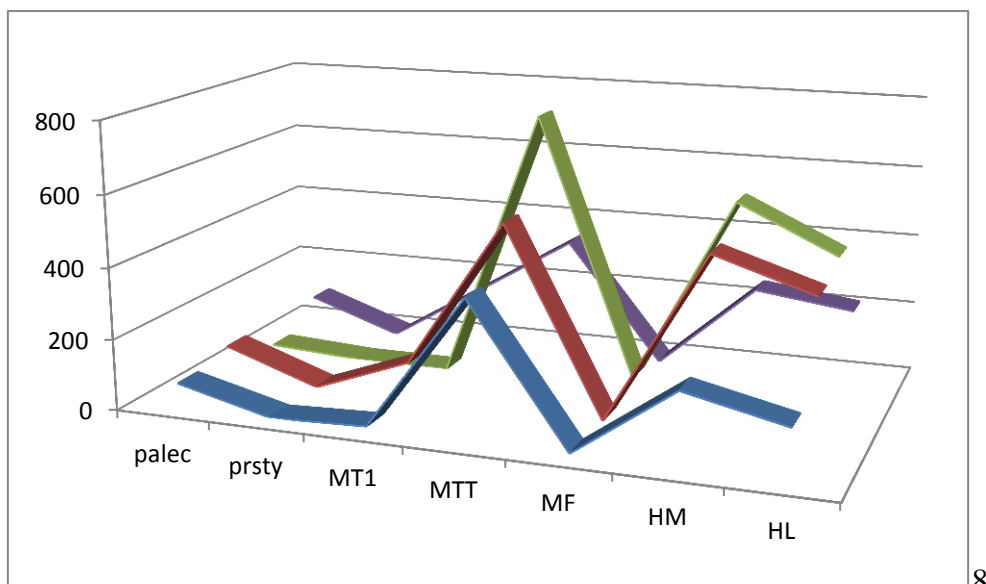
6

PŘÍLOHY

Porovnání zatížení při chůzi bez zátěže a s batohem při umístění těžkého BLÍŽE k zádům

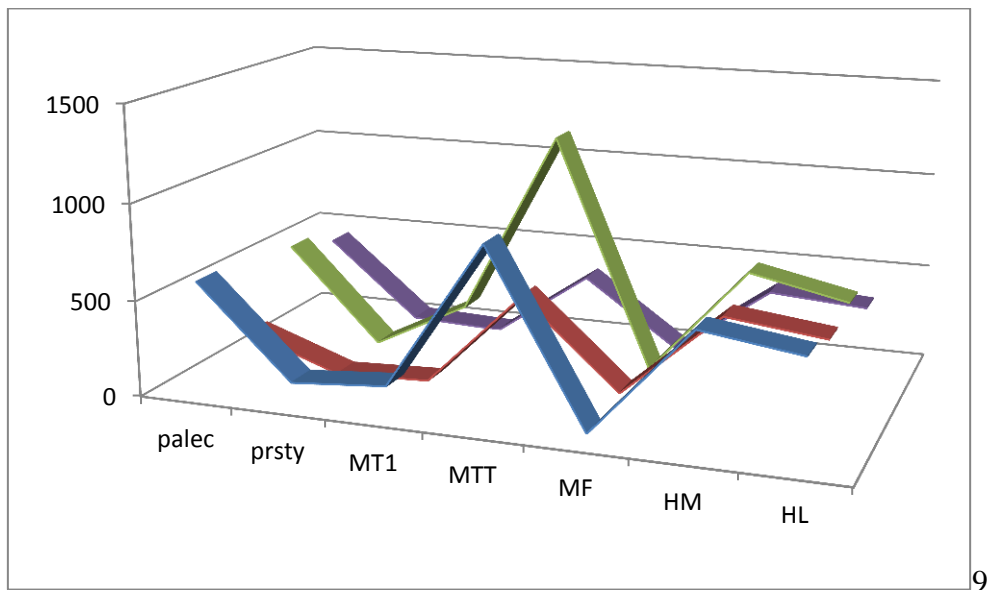


7

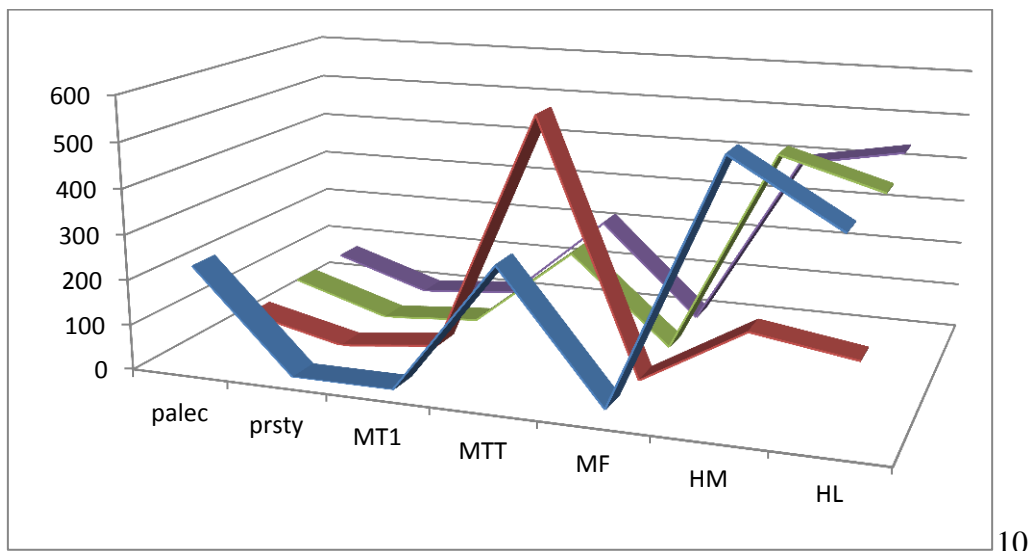


8

PŘÍLOHY

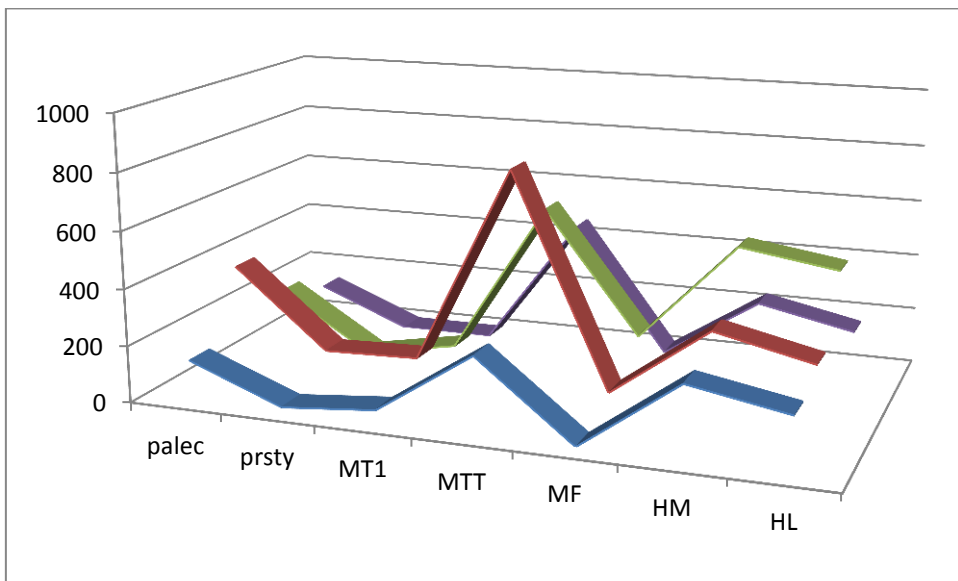


9

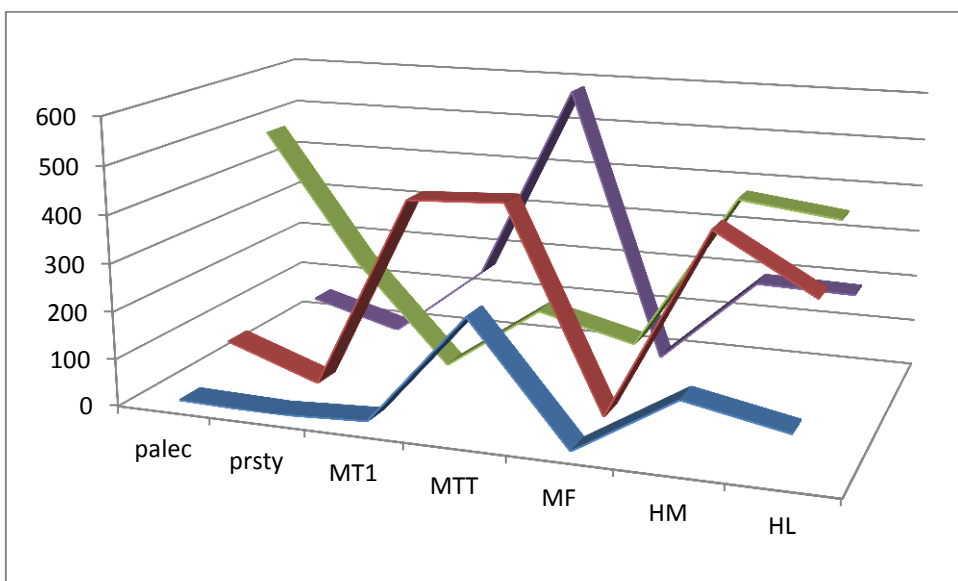


10

PŘÍLOHY



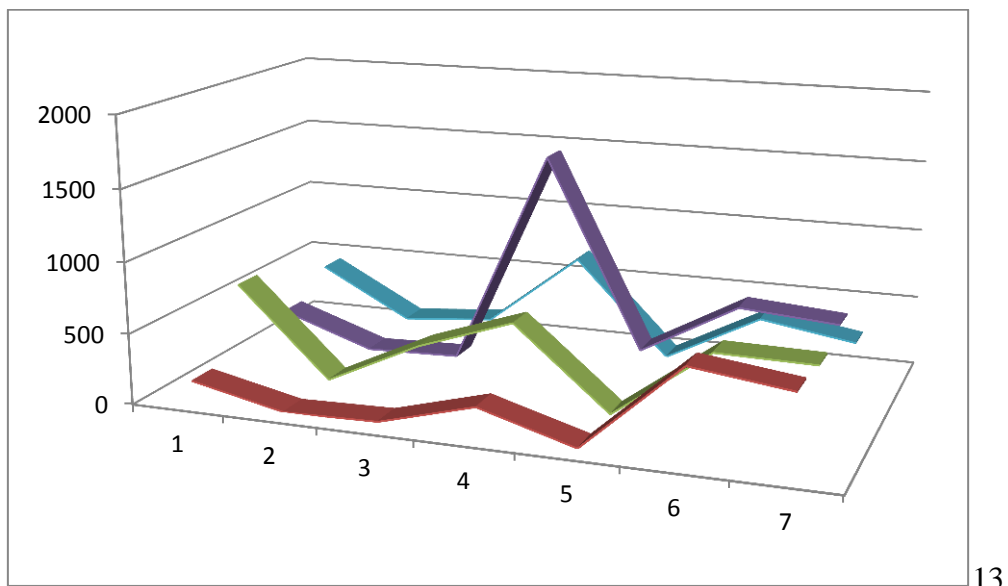
11



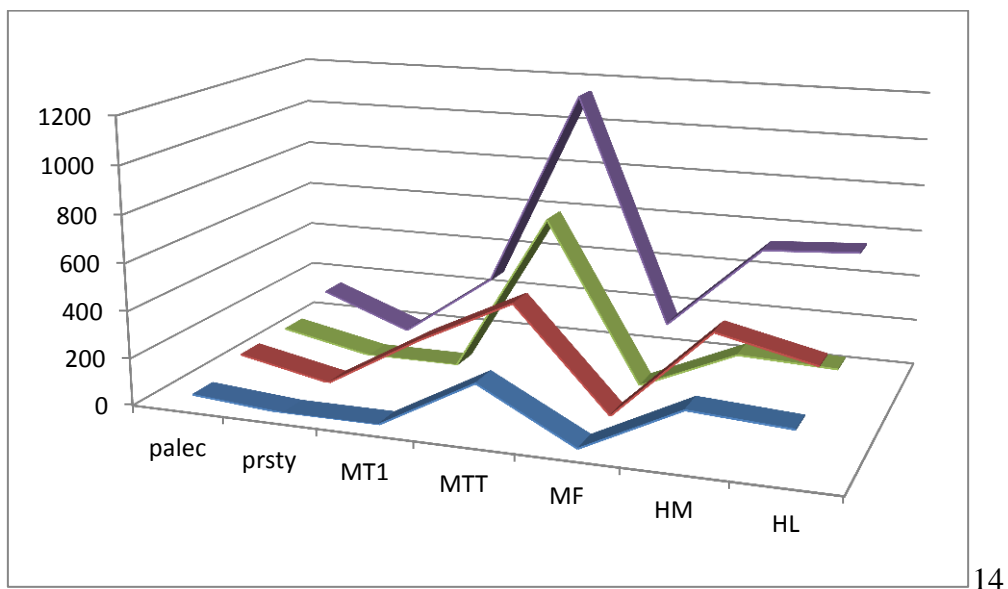
12

PŘÍLOHY

Porovnání zatížení při chůzi bez zátěže a s batohem při umístění těžkého NA DNĚ batohu

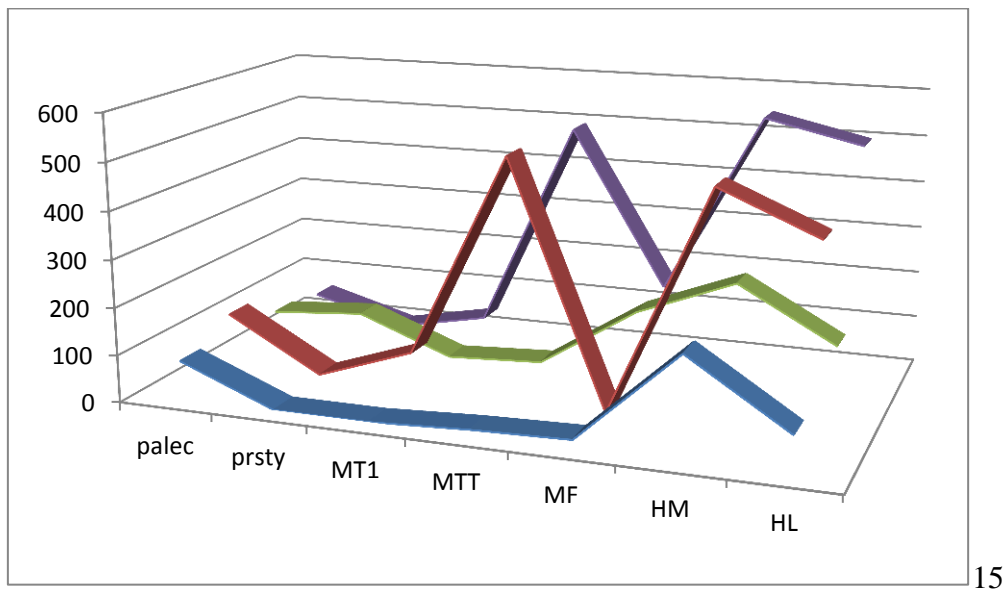


13

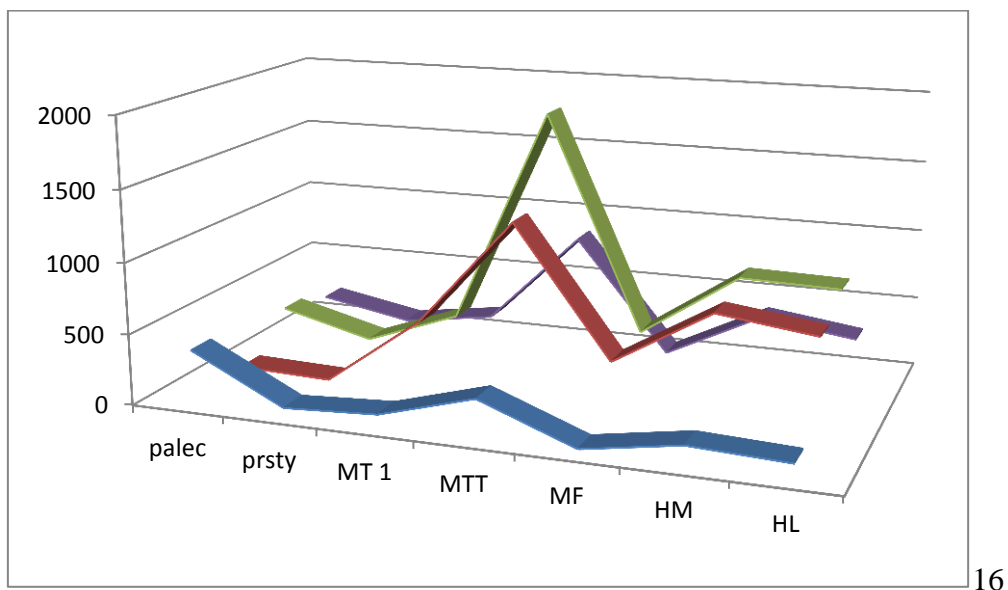


14

PŘÍLOHY



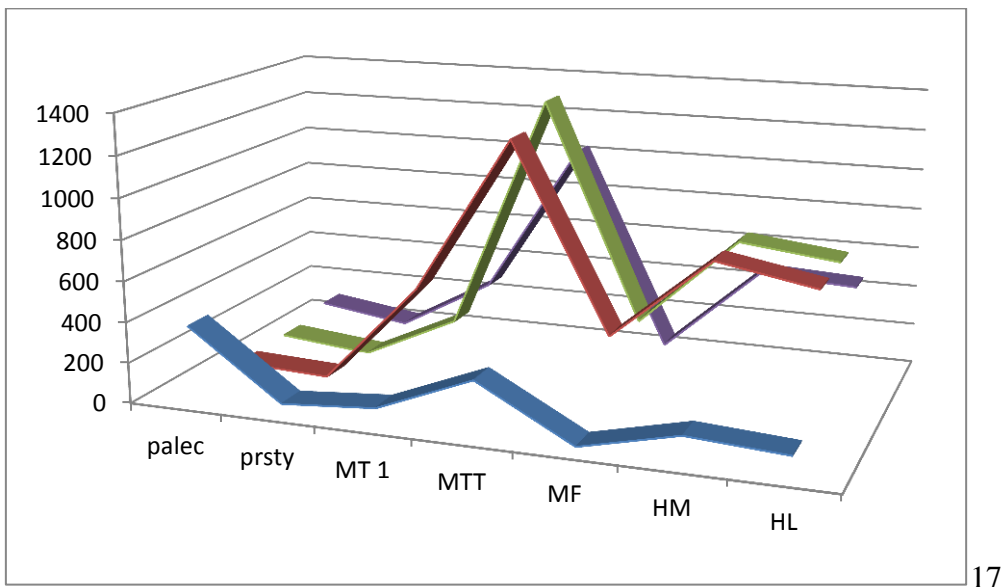
15



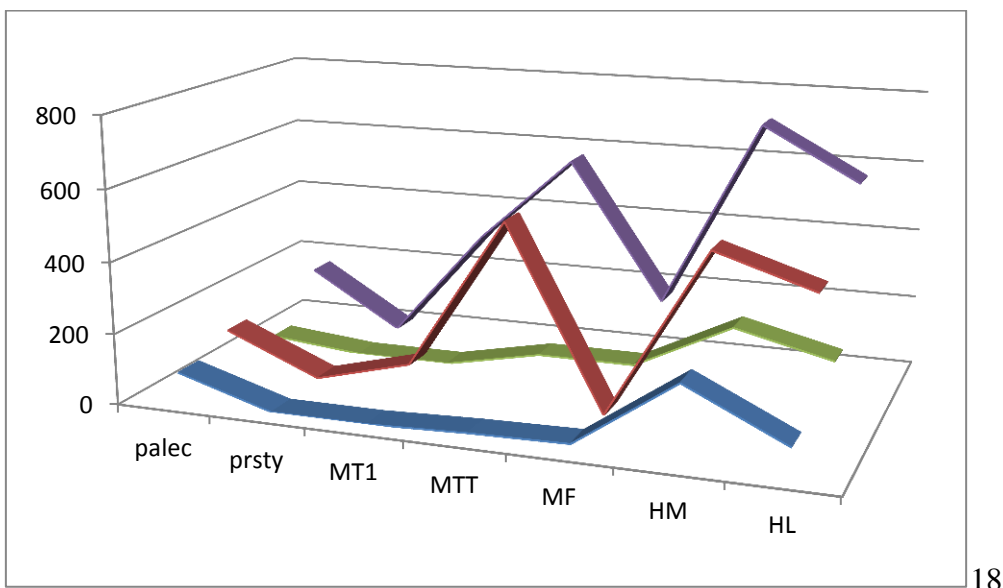
16

PŘÍLOHY

Porovnání zatížení při chůzi bez zátěže a s batohem při umístění těžkého VÝŠE

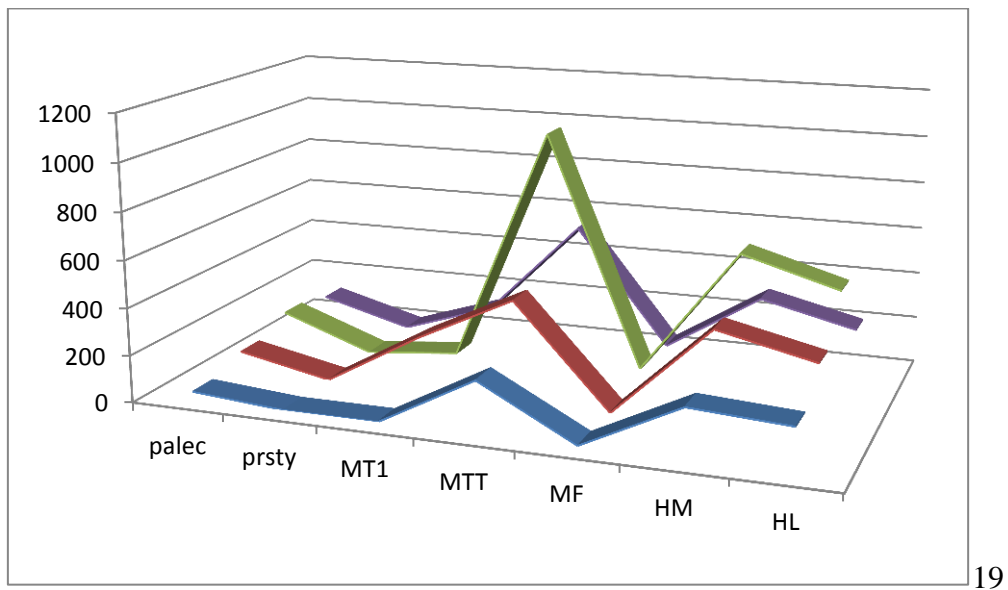


17

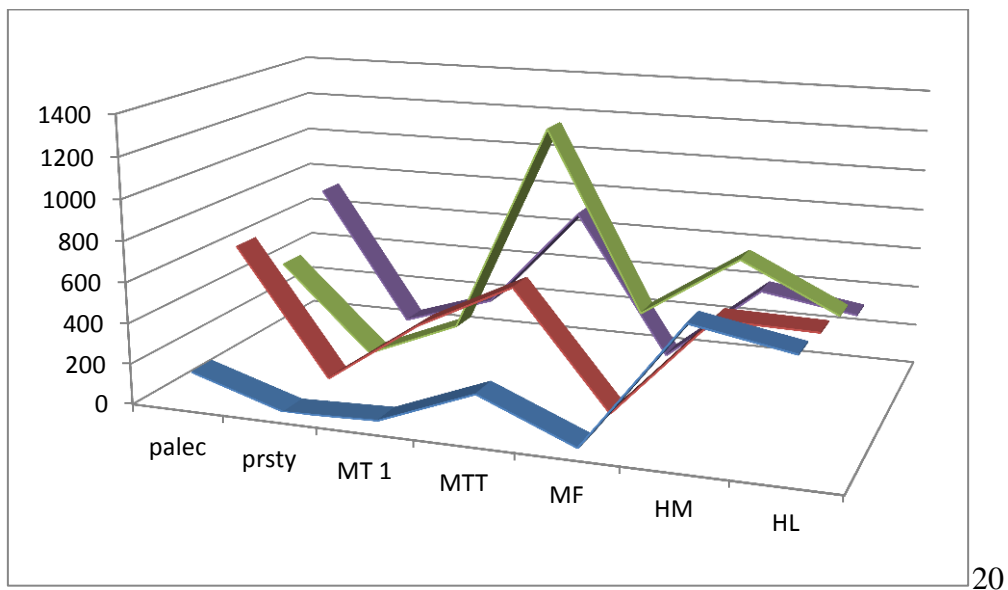


18

PŘÍLOHY



19

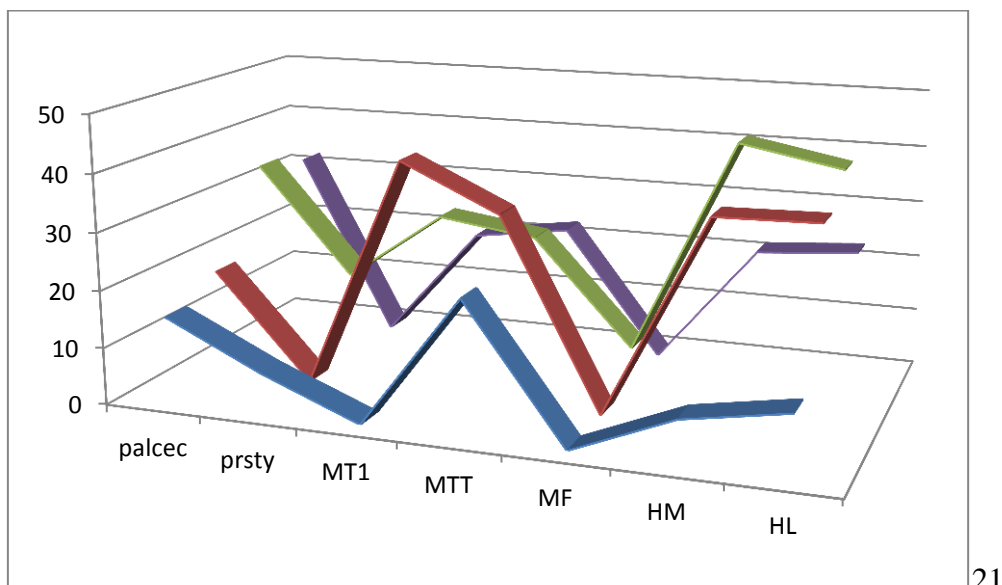


20

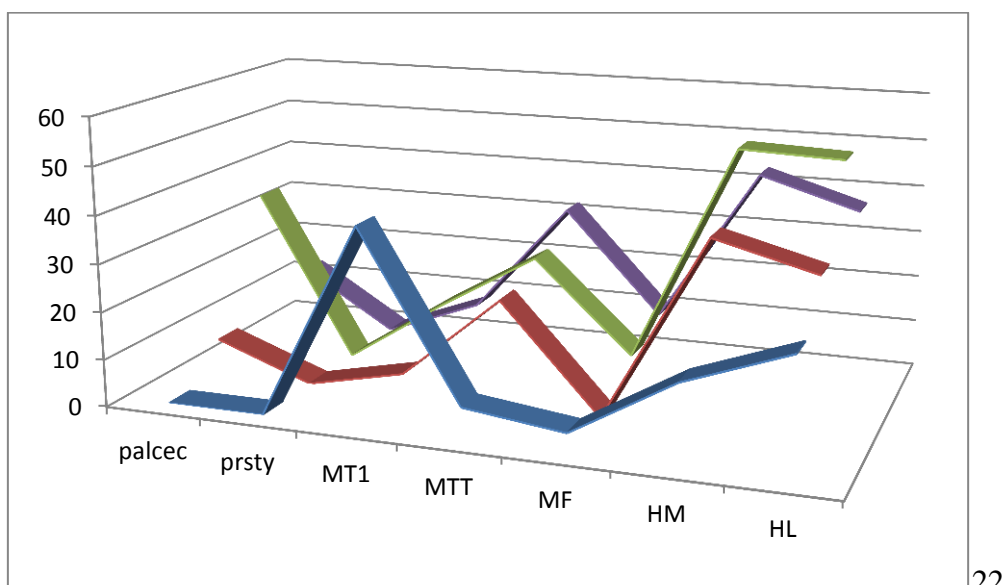
PŘÍLOHY

Výsledky k parametru Max P (maximální tlak ve sledované oblasti)

Porovnání tlaku při chůzi bez zátěže a s batohem při umístění těžkého DÁLE od zad

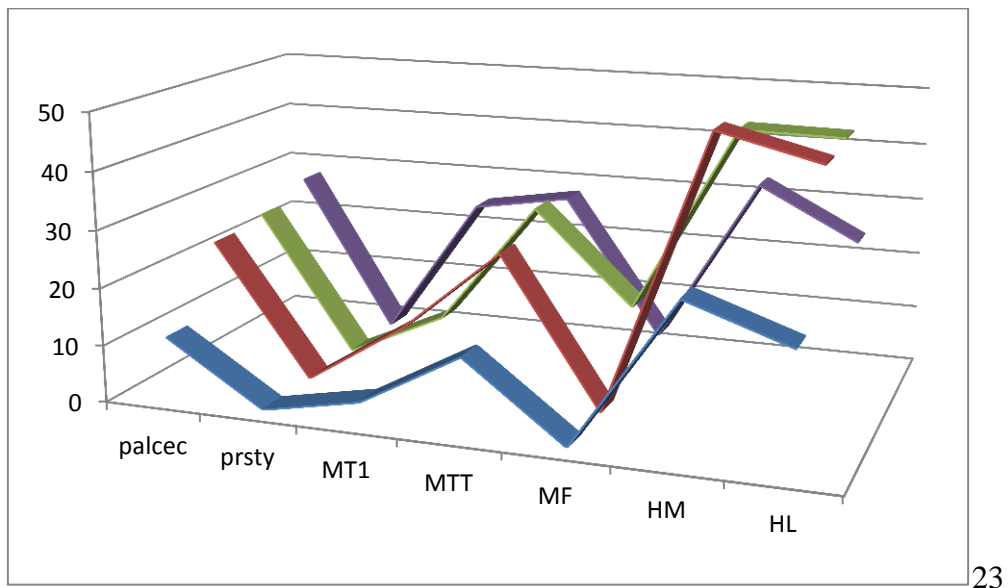


21

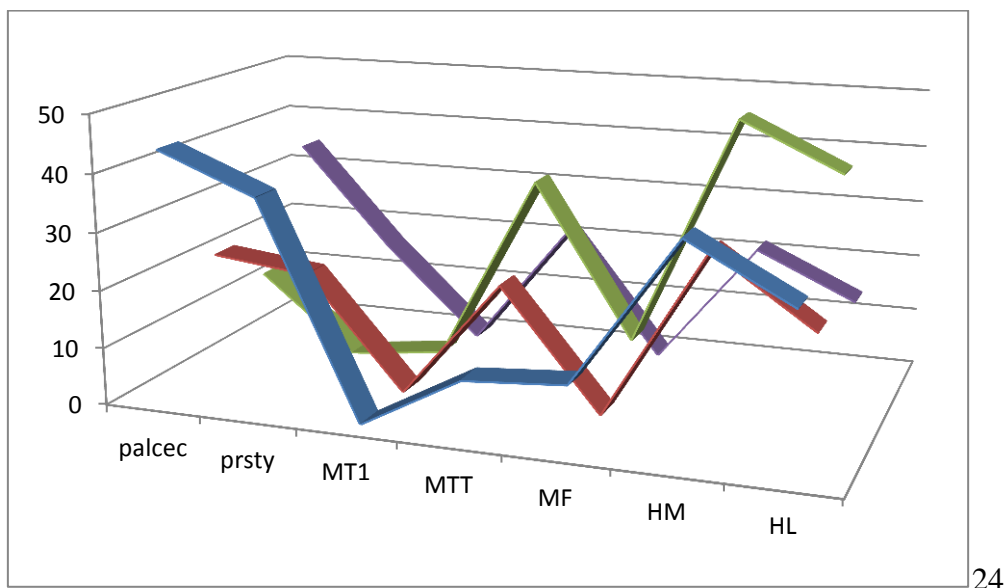


22

PŘÍLOHY



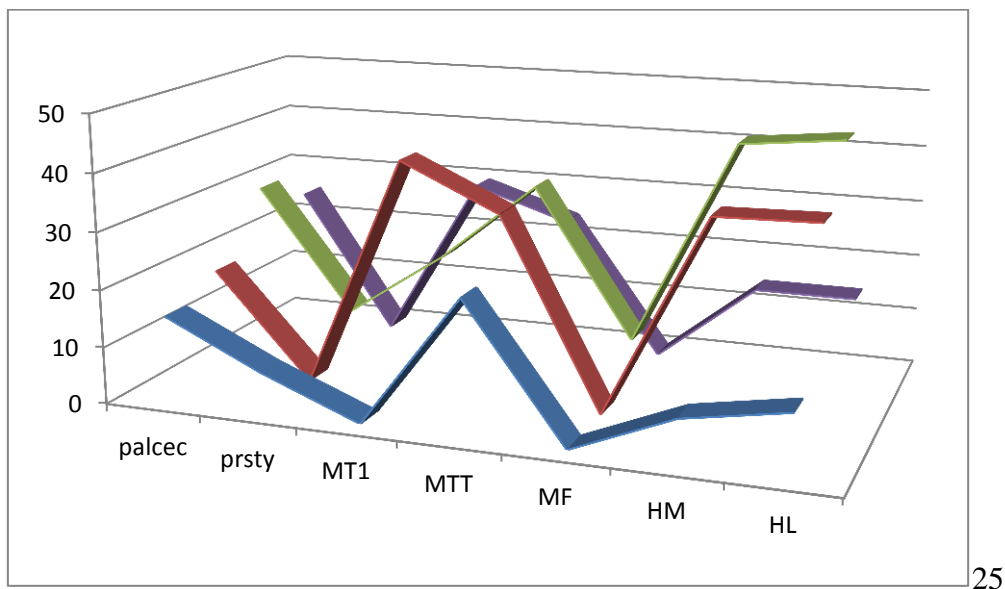
23



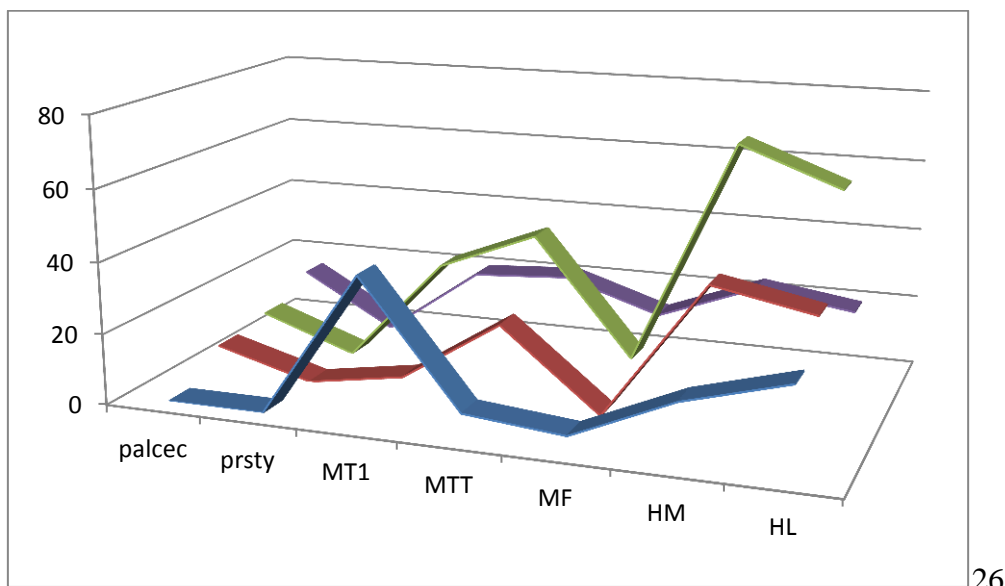
24

PŘÍLOHY

Porovnání tlaku při chůzi bez zátěže a s batohem při umístění těžkého BLÍŽE k zádům

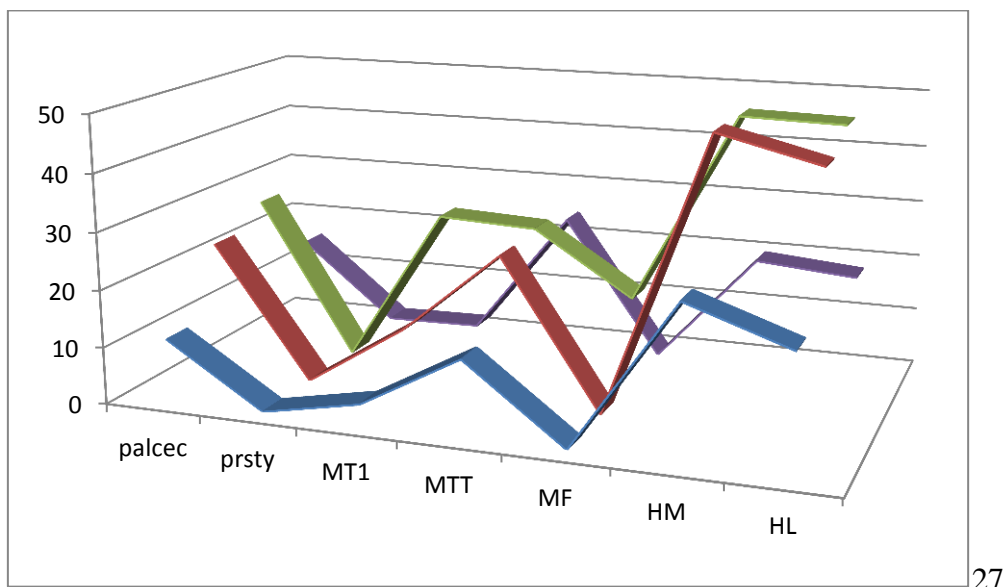


25

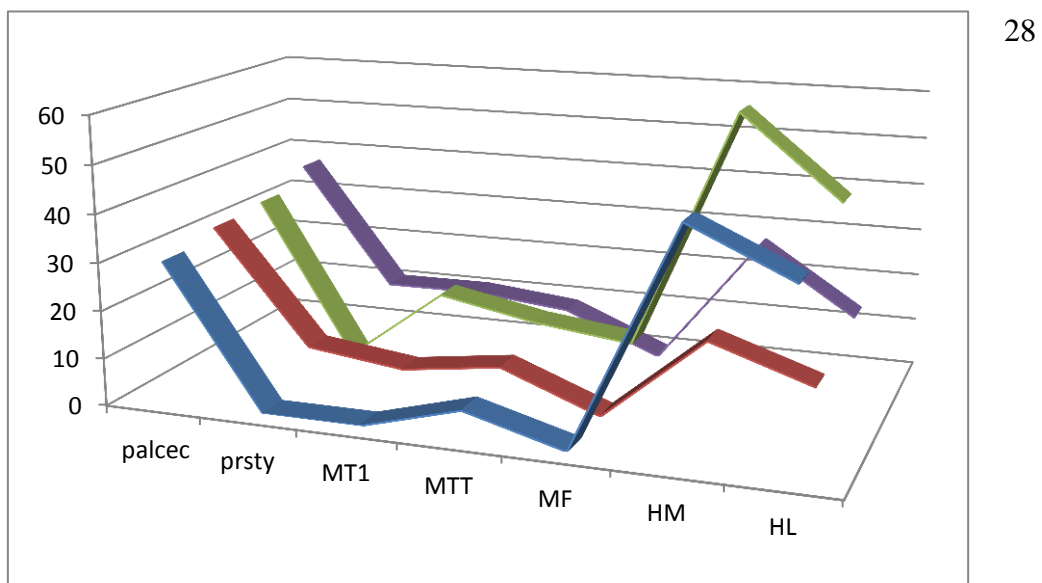


26

PŘÍLOHY



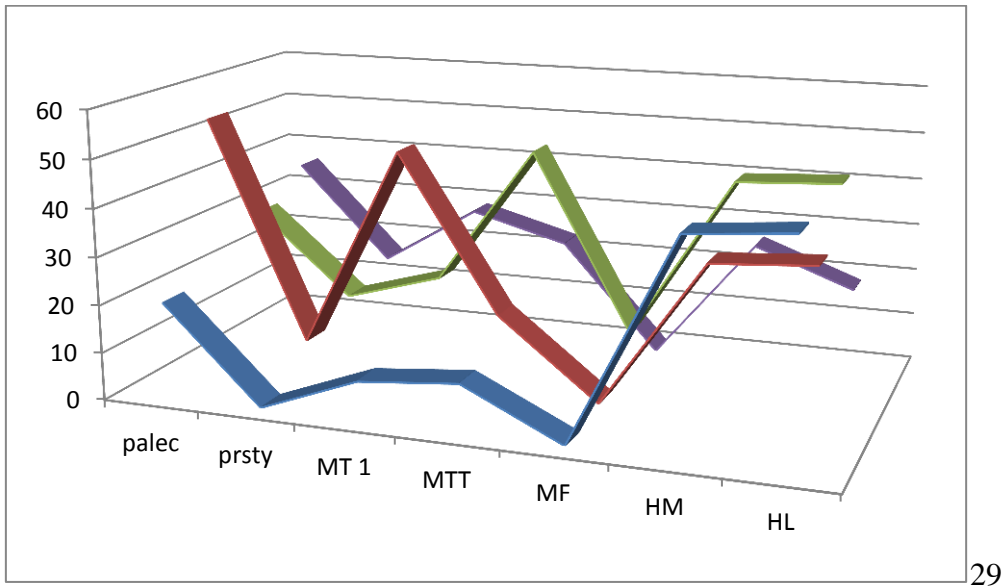
27



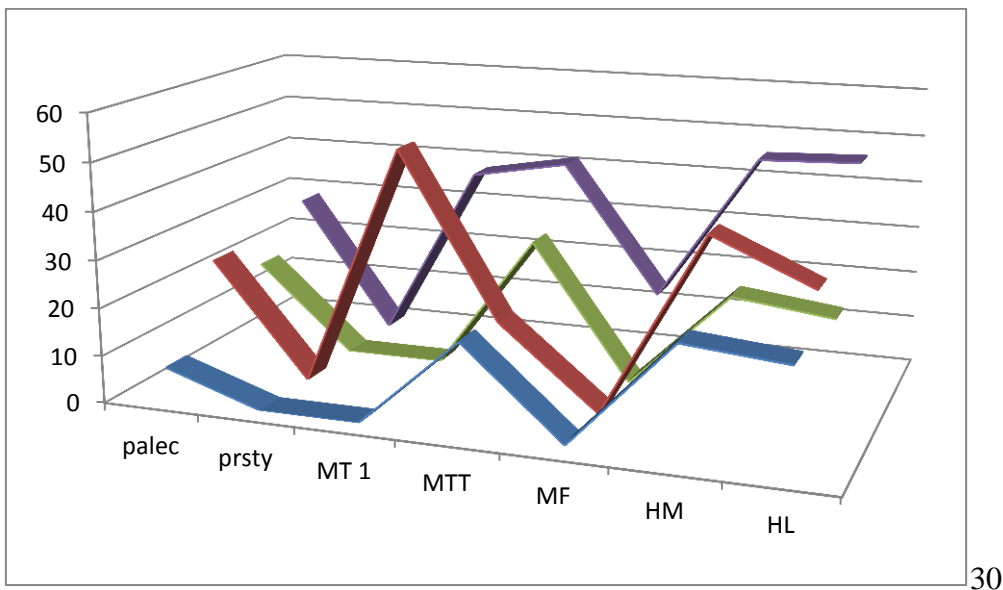
28

PŘÍLOHY

Porovnání tlaku při chůzi bez zátěže a s batohem při umístění těžkého NA DNĚ batohu

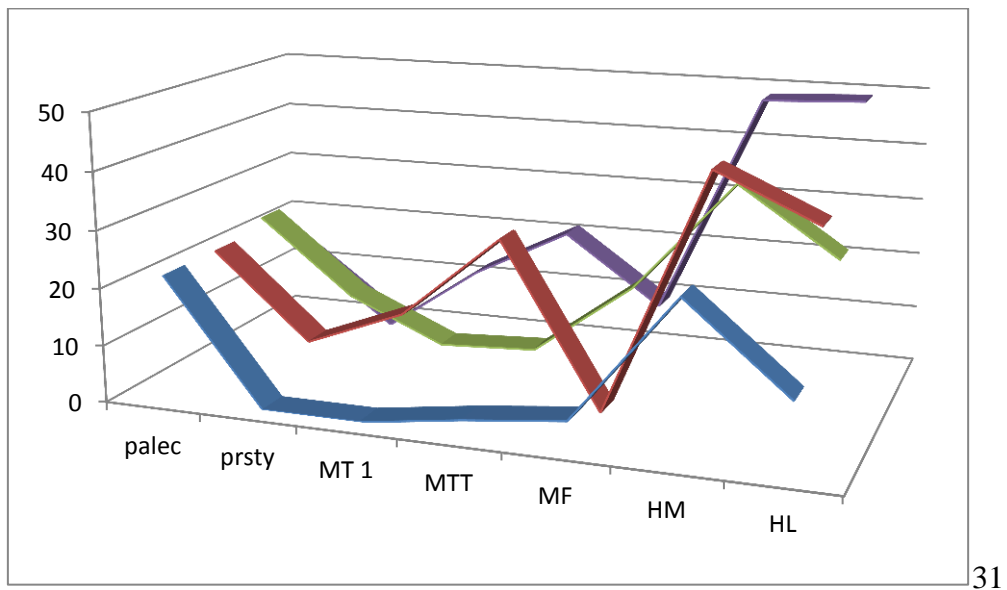


29

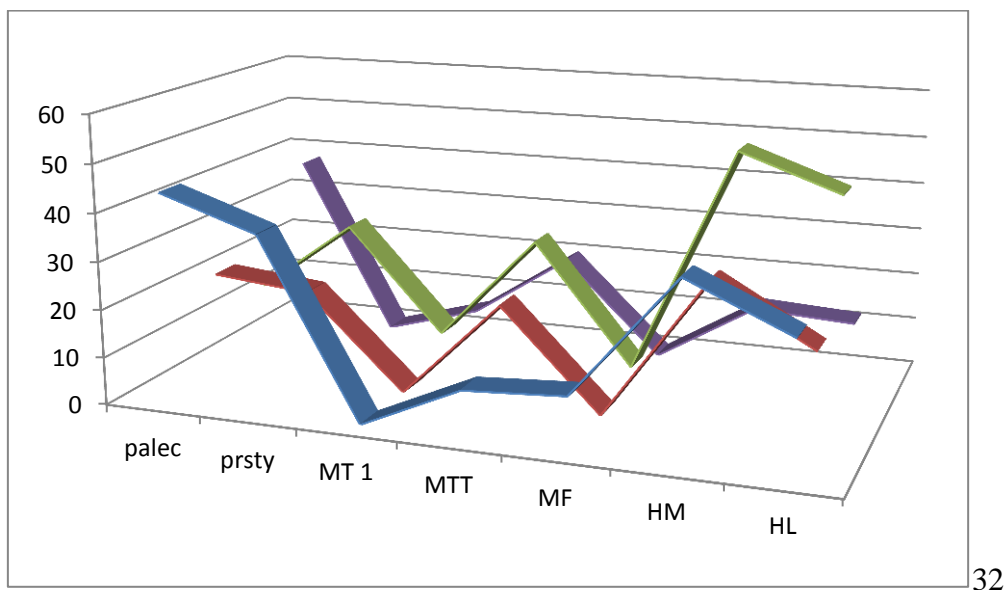


30

PŘÍLOHY

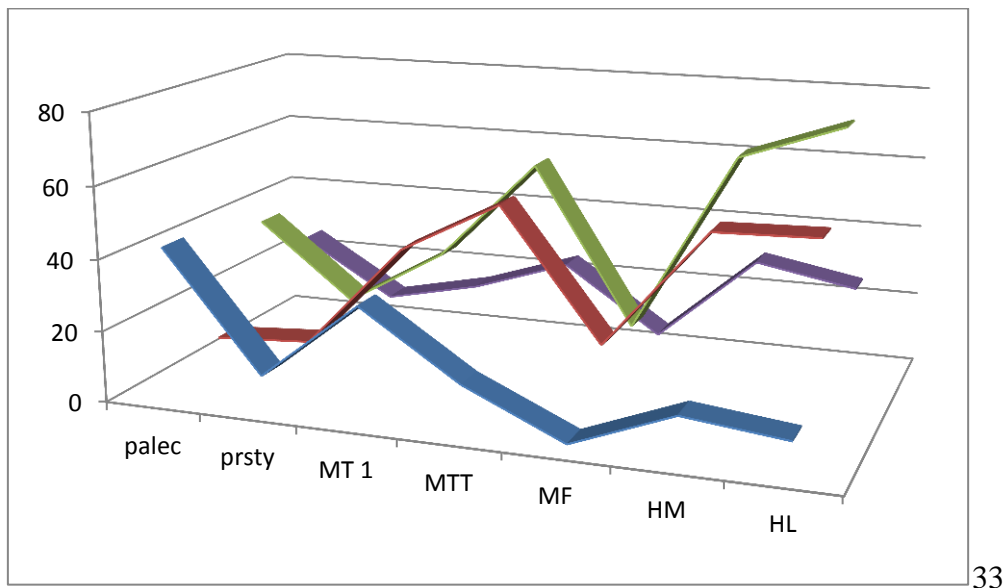


31



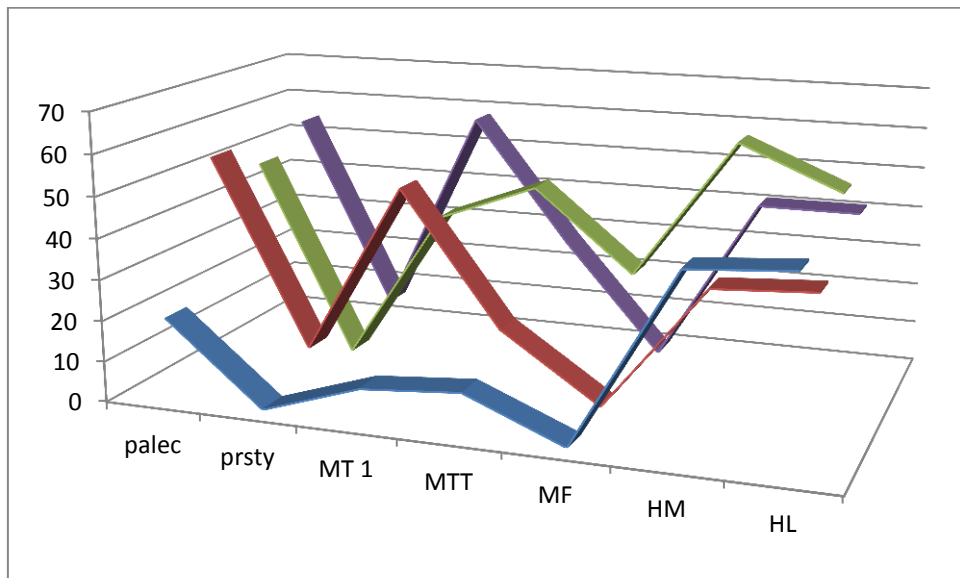
32

PŘÍLOHY

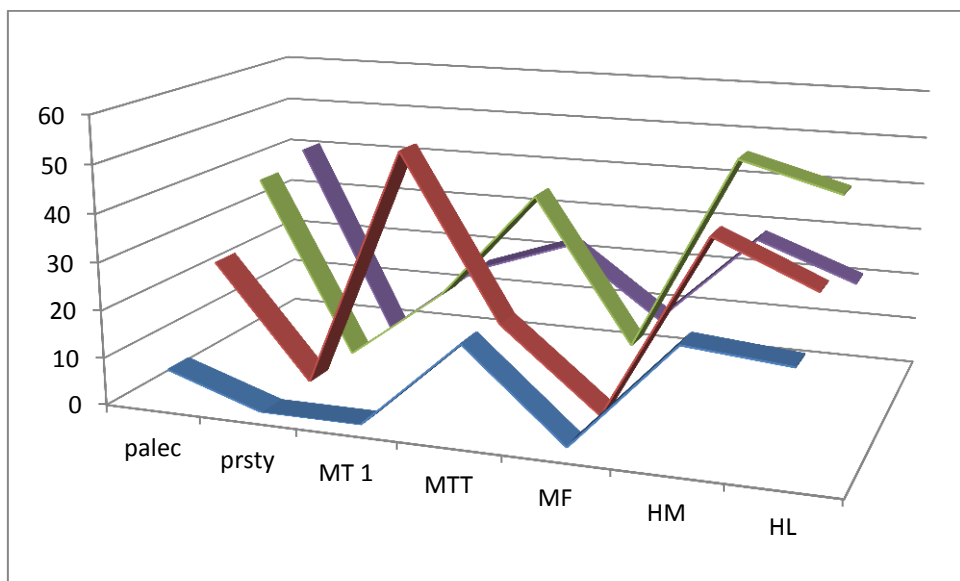


PŘÍLOHY

Porovnání tlaku při chůzi bez zátěže a s batohem při umístění těžkého VÝŠE v batohu

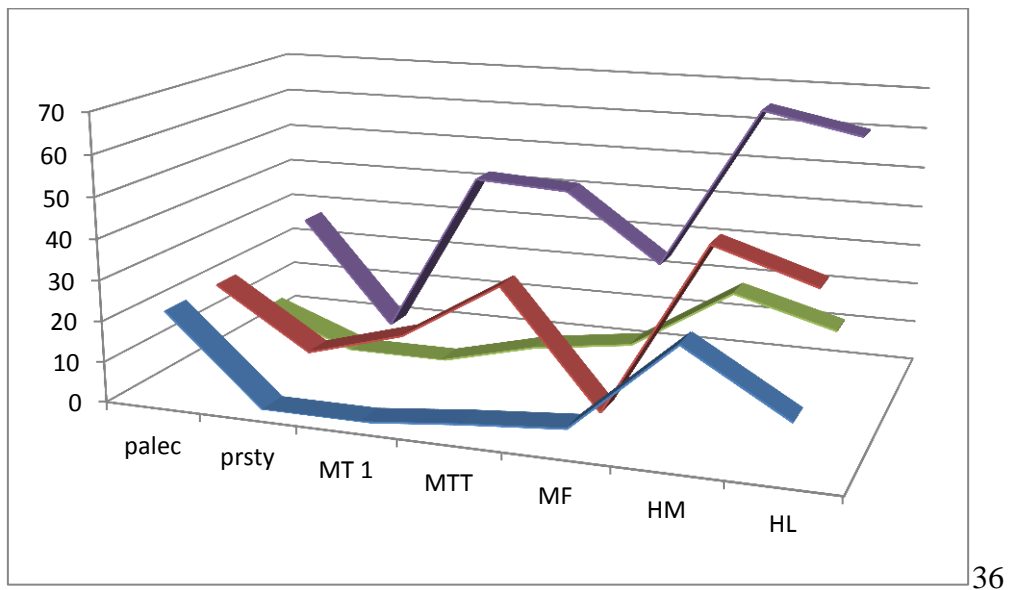


34

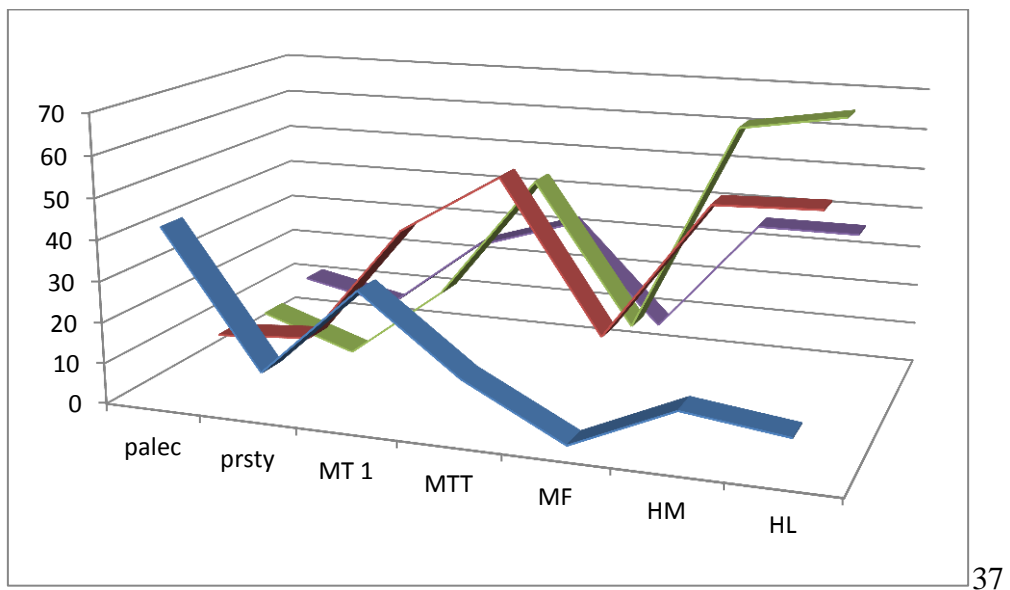


35

PŘÍLOHY



36



37

PŘÍLOHY

porovnání chůze bez zátěže a se zátěží

LDK	DÁLE od zad zatižení (N)		BLÍŽE k zádům	
	Sloupec1	Sloupec2	Sloupec2	Sloupec3
palec		30,7	30,7	179,1
prsty		0	0	0
MT1		0	0	0
MTT		220,1	220,1	588,5
MF		5,1	5,1	0
HM		209,8	209,8	189,3
HL		184,2	184,2	158,6
PDK				
palec		81,9	81,9	102,3
prsty		0	0	0
MT1		230,3	230,3	255,9
MTT		429,9	429,9	910,9
MF		0	0	25,6
HM		394	394	609
HL		301,9	301,9	409,1

PŘÍLOHY

tlak při chůzi bez zátěže a se zátěží

LDK	DÁLE od zad			BLÍŽE k zádům		
	tlak (N/cm ²)					
	Sloupec1	Sloupec2	Sloupec3	Sloupec1	Sloupec2	Sloupec3
LDK						
palcec		10,9	24,6	palcec	10,9	27,3
prsty		0	0	prsty	0	0
MT1		3,4	8,2	MT1	3,4	27,3
MTT		13,1	29,7	MTT	13,1	26,5
MF		0	13,6	MF	0	15,5
HM		26,2	46,1	HM	26,2	48,7
HL		20,2	45,8	HL	20,2	48,3
PDK						
palcec		23,4	27,7	palcec	23,4	15,5
prsty		0	0	prsty	0	1,7
MT1		11,1	24,9	MT1	11,1	2,3
MTT		25,9	27,8	MTT	25,9	24,2
MF		0	3,4	MF	0	0
HM		49,1	33,7	HM	49,1	19,5
HL		44,8	24	HL	44,8	18

2

PŘÍLOHY

tlak při chůzi bez zátěže a se zátěží

DÁLE od zad

BLÍŽE k zádům

LDK tlak (N/cm²)

Sloupec1	Sloupec2	Sloupec3
palcec	2,3	2,3
prsty	0	0
MT1	9,1	30
MTT	21,1	37
MF	0	26,1
HM	20,1	46,4
HL	13,6	53,1

Sloupe	Sloupe	Sloupe
palcec	2,3	36,4
prsty	0	143,3
MT1	9,1	0
MTT	21,1	20,1
MF	0	15,4
HM	20,1	53,3
HL	13,6	55,3

PDK

palcec	21,2	10,2
prsty	0	0
MT1	61,4	34,1
MTT	29,8	32,6
MF	0	0
HM	51,3	22
HL	36,4	19,7

palcec	21,2	15
prsty	0	0
MT1	61,4	28,2
MTT	29,8	39,9
MF	0	0
HM	51,3	24
HL	36,4	23,4

3

PŘÍLOHY

porovnání chůze bez zátěže a se zátěží

DÁLE od zad

BLÍŽE k zádům

LDK

zatížení (N)

Sloupec1	Sloupec2	Sloupec3		Sloupe	Sloupe	Sloupe
palec	87	153,5		palec	87	174
prsty	0	0		prsty	0	61,4
MT1	20,5	153,5		MT1	20,5	158,6
MTT	184,2	158,6		MTT	184,2	614,1
MF	5,1	10,2		MF	5,1	174
HM	153,5	117,7		HM	153,5	455,5
HL	117,7	97,2		HL	117,7	419,6
PDK						
Sloupec1	Sloupec2	Sloupec3		Sloupec1	Sloupec2	Sloupec3
palec	317,3	163,8		palec	317,3	138,2
prsty	25,6	5,1		prsty	25,6	0
MT1	56,3	20,5		MT1	56,3	0
MTT	685,7	747,1		MTT	685,7	337,8
MF	15,4	10,2		MF	15,4	20,5
HM	363,3	522		HM	363,3	81,9
HL	261	383,8		HL	261	117,7

4

PŘÍLOHY

porovnání chůze bez zátěže a se zátěží

LDK	DÁLE od zad zatižení (N)			BLÍŽE k zádům		
	Sloupec1	Sloupec2	Sloupec3	Sloupe	Sloupe	Sloupec3
palec		665,3	220,1	palec	665,3	276,3
prsty		40,9	0	prsty	40,9	0
MT1		0	143,3	MT1	0	56,3
MTT		15,4	112,6	MTT	15,4	133,1
MF		61,4	0	MF	61,4	0
HM		388,9	168,9	HM	388,9	184,2
HL		281,5	102,3	HL	281,5	127,9
PDK						
palec		296,8	230,3	palec	296,8	301,9
prsty		0	0	prsty	0	0
MT1		0	0	MT1	0	10,2
MTT		112,6	470,8	MTT	112,6	337,8
MF		0	0	MF	0	0
HM		163,8	455,5	HM	163,8	327,5
HL		117,7	342,9	HL	117,7	348,5

PŘÍLOHY

tlak při chůzi bez zátěže a se zátěží

LDK tlak (N/cm²) NA VRCHU

Sloupec1	Sloupec2	Sloupec3
palec	42,7	8,8
prsty	9,6	0
MT 1	31,8	18,3
MTT	13,6	48,8
MF	1,1	14,6
HM	12,1	65,2
HL	9,7	69,2

NA DNĚ

Sloupe	Sloupec2	Sloupec3
palec	42,7	37
prsty	9,6	15,6
MT 1	31,8	31,7
MTT	13,6	59,9
MF	1,1	16,2
HM	12,1	66,2
HL	9,7	76,2

PDK

palec	9,1	11,2
prsty	10,9	6,2
MT 1	40,1	24,7
MTT	54,8	32,4
MF	19,4	7,9
HM	52,2	36,7
HL	53	36,8

palec	9,1	25,3
prsty	10,9	9,3
MT 1	40,1	15
MTT	54,8	24,3
MF	19,4	5,6
HM	52,2	30,2
HL	53	25

PŘÍLOHY

tlak při chůzi bez zátěže a se zátěží

NA VRCHU

NA DNĚ

LDK

tlak (N/cm²)

Sloupec1 ▾	Sloupec2 ▾	Sloupec3 ▾
palec	21,8	9,7
prsty	0	0
MT 1	0	0
MTT	2,5	6
MF	4,5	9,4
HM	26,6	24,8
HL	12	18

Sloupec1 ▾	Sloupec2 ▾	Sloupec3 ▾
palec	21,8	23,9
prsty	0	10,5
MT 1	0	3
MTT	2,5	3,9
MF	4,5	17,1
HM	26,6	36,9
HL	12	25,2

PDK

palec	21,8	27,3
prsty	6,8	0
MT 1	13,6	42,3
MTT	28,4	40,9
MF	0	23,7
HM	42,8	65,4
HL	35	60

palec	21,8	12,5
prsty	6,8	0
MT 1	13,6	12,1
MTT	28,4	21,1
MF	0	9,7
HM	42,8	48,2
HL	35	49

Diskuse

Cílem této práce bylo zhodnotit rozdíly mezi zatíženími vznikajícími pod ploskou nohy při chůzi bez zátěže a při chůzi se zátěží. Touto zátěží byl obyčejný školní batoh a v něm byla umístěna zátěž o standardní hmotnosti. Tato zátěž byla 4 různými způsoby uložena v batohu. Batoh je pomůcka kterou většina mých vrstevníků prakticky denně využívá. Proto mně zajímalo jak to vypadá s ploskami nohou při jeho každodenním užívání. Zajímalo mně hlavně to, jak příliš zatěžuje toto zavazadlo klenby nohy a jednotlivé segmenty nohy. Všichni znají co obnáší celodenní pobíhání s 3-5kg závažíma a proto sem zvolil závaží ještě o něco těžší. Moje zátěž vážila cca 5-6 kg, a byla v batohu umístěna ve 4 odlišných pozicích - dále od zad, blíže k zadům, na dně batohu, a na jeho vrchu. Zajímalo mně o kolik se změní působící síly a tlaky při zvýšení hmotnosti působící na plosku o 1/10 až 1/16 hmotnosti probanda. Toto navýšení společně s každodenním shonem lidí mého věku a tvrdým městským terénem mělo podle mého způsobit zatížení o hodně přesahující běžné hodnoty. Pro potvrzení či vyvrácení hypotéz jsem volil průzkum (výzkum) metodou 5 odlišných situací s tím že pro každou byly sledovány 2 parametry – síla (F) a tlak (P). Pro vlastní práci jsem použil výstupů z databáze programu FootScan Gait, jenž zaznamenával jednotlivé pokusy, tyto sem zpracoval do tabulek a vytvořil grafy jejichž křivky jsem spolu s tabulkovými hodnotami použil pro vyvození závěrů. Pro výzkum jsem vybral soubor o 40 studentech, neboť právě jejich hodnoty mně zajímaly. Moji probandi na výzkum nijak netrénovali ani o něm předem nevěděli. Podobný výzkum si předtím nikdy nezkoušeli. Svou práci jsem neporovnával s žádným klinickým výzkumem neboť jsem při jeho hledání neuspěl.

Hypotézy

H1

Domnívám se, že vlivem zvýšeného zatížení při chůzi, způsobeného batohem, se tlak a zatížení na plosku nohy při srovnání s chůzí bez zátěže změní

Tato hypotéza se potvrdila. Probandi měli jednoznačně jiné výsledky jestliže šli po plošině footscan bez zátěže a se zátěží, a to jak z hlediska síly (F) tak tlaku (P) působící na plosku nohy. Nicméně nejdenou jsem se setkal se situací kdy naměřené hodnoty vztahující se k chůzi se zatížením o nějakém rozložení byly nižší než tytéž hodnoty při chůzi bez

zátěže. Nevím jak interpretovat tento poznatek a prostudovaná literatura mi v tomto není zatím nápomocna.

H1

Domnívám se, že různé rozložení hmotnosti batohu změní tlak a zatížení v jednotlivých segmentech plosky.

Tato hypotéza se potvrdila porovnáním výsledků grafů a tabulek se záznamy prosté chůze a chůze se zátěží o různém uložení zátěže batohu. Probandi měli jednoznačně jiné výsledky jestliže šli po plošině footscan se zátěží o různých rozloženích v batohu. Ačkoliv v žádném případě jsem nenarazil na skutečnost (pravidelnost) jež by poukazovala na situaci kdy při nějakém konkrétním rozložení je hmotnost vždy vyšší než při jiném, tedy že stejná hmotnost vyvolá při různých rozloženích vyšší nebo nižší tlakové nebo silové parametry. V tomto ohledu by hypotéza neplatila.

H2

Domnívám se že změny způsobené změnou hmotnosti a těžiště batohu nebudou symetrické a nebudou platné pro všechny probandy stejně

Tato hypotéza se potvrdila, neboť na naprosto stejné podmínky reagovali probandi, respektive plosky jejich nohou, různě.

H3

Zvýšená zátěž příčné klenby zapříčiní její pokles, a opět se zvětší oblast kontaktu se zemí.

Tato hypotéza se nepotvrdila už jen kvůli výše popsanému paradoxnímu zatížení – oblasti plosky teoreticky vystavené vyššímu zatížení ze strany naloženého batohu vykazovaly nižší hodnoty síly a tlaku působícího na plošce nohy, než tytéž oblasti pod zatížením hmotnosti těla bez závaží.

H4

Domnívám se že změny způsobené změnou rozložení hmotnosti batohu nebudou symetrické a nebudou platné pro všechny probandy stejně.

Vzhledem ke grafickým a tabulkovým výstupům se tato hypotéza jednoznačně potvrdila. Reakce probandů byly nestejnorodé, protože i probandi a způsoby jejich chůze byli různí. Chtěl –li jsem zachovat autentičnost měření, nemohl jsem je informovat o stavu jejich plantogramů před koncem měření aby to neovlivnilo průběh pokusů tím že by probandi

svou chůzi přizpůsobovali a korigovali. Získala bych sice půvabnější a snáze zpracovatelná data, ale k čemu by to bylo.....

Mé hypotézy se sice vcelku potvrdily, nicméně vzhledem k charakteru výsledků nejsem přesvědčen o hodnotnosti mého výzkumu.

Nejprve bych uvedl několik informací pro lepší představu a pochopení výsledků. Probandi byly převážně dívky, samozřejmě se ale účastnili i chlapci. Váhová rozpětí byla mezi 50 -100 kg. Velikost nohou v rámci jedné přibližné váhové kategorie nebyla konstantní a proto ani rozložení tlaků a sil na plošku nebylo totožné. Jinak reagovala ploška nohy 60 kg dívky a chlapce téže hmotnosti. Stejně tak totožná velikost nohy neodpovídala vždy identicky totžné hmotnosti, jedna noha a dvě různé hmotnosti dvou probandů. Dále, vezmeme li v úvahu poměr hmotnosti zátěže, tedy batohu a probandů, opět dostaneme značný nesoulad. Máme zde zmíněné vyšší váhové kategorie a naopak tzv. muší váhy, ale ti všichni chodili s jedním typem zátěže. Nohy těchto lidí tedy reagovaly značně nesourodě. Jinak na zátěž o hotnosti cca 5kg reaguje noha vyšší a robustnější osoby, zvyklá nosit větší hmotnost, a pro kterou potom tato nadbytečná zátěž činní asi jen 1/16-1/18 vlastní hotnosti, a jinak zareaguje noha křehké 50 kilogramové dívky, pro kterou je tato zátěž asi 1/10 její vlastní hmotnosti. Dalším faktorem je že testovací plošina měla absolutně nedostatečné rozměry. Jestliže bylo po probandech vyžadováno aby se prošli svým obvyklým a přirozeným krokem, pak by možná bylo zapotřebí aby si kroky nemusely přizpůsobovat. Pokud by tak totiž neučinili, na plošinu by se neotiskly obě celé plošky, obtiskla by se často jen jedna nebo obě, ale s tím že by jedné část chyběla. Probandi tedy nemohli chodit přirozeně a proto ani výsledky nejsou validní ve smyslu zodpovězení otázky vyřčené v názvu práce. Každý pokus byl jinný a nemyslím že by odpovídal realitě, tedy situaci kdy proband skutečně s batohem o nějakém rozložení hmotnosti urazil cestu řekněme ze školy domů. Jinný faktorem, ale neméně podstatným, je návyk na určité uspořádání a hmotnost batohu. Probandi se s uspořádáním hmotností batohu v takovém terénu použitým ve výzkumu dosud neseťkali a tedy ani oni nejsou objektivním ukazatelem na kterém můžeme demonstrovat názor : „toto rozložení batohu o této hmotnosti vede k tomu že je tímto způsobem zatížena ploška nohy nebo její konkrétní segmenty“. V mých výstupech jsem jen ztěží hledal pravidelnost. Spíše jen poplachové reakce těla na neznámé podněty.....Jsou to ukazatelé tlaku a síly působící na plošku v situaci pro probanda zcela nepřirozené.

ZÁVĚR

Téma sledování vlivu rozložení hmotnosti batohu na plosku nohy je důležitější než z mé práce vyplývá. Nejde totiž jen o studenty a lidi středního věku. Batohy nosí hlavně děti. A z tohoto pohledu je toto téma významné, a to i přes méneodborné pojetí. Vdyť dnes jsou děti nuceny potácet se s batohy které váží téměř $1/3$ jejich vlastní hmotnosti. Jejich nevyvinutý muskuloskeletální systém na něco takového nemůže být připravený. Když se se zátěží kontrolního výzkumného batohu nedokázali mnohdy vyrovnat ani moji vrstevníci s naprosto ukončeným (nebo z velké části ukončeným) vývojem, zvyklí nosit denně zátěž podobné hmotnosti ale hlavně zátěž která tvoří jen asi zmíněnou $1/10$ - $1/16$ jejich vlastní hmotnosti, jak mají zvládat tuto zátěž bytosti poměrně mnohem křehčí a menší. Jde o to že když se v některých segmentech zvýšila zátěž na plosku nohy až na trojnásobek, s výše uvedeným poměrem hmotnosti dospělého ku hmotnosti batohu (zlomek), kolikrát asi vzroste zatížení na dětské chodidlo pokud jeho nepoměrně nižší hmotnost a odolnost vystavíme zátěži srovnatelné se zátěží výzkumnou? Věřím že alespoň tento závěr práce naznačí myšlenku pro kterou byla vyhotovena, ačkoli se v ní při výzkumu děti nevyskytují. Nebylo mi umožněno spolupracovat s místní základní školou kde jsem mohl probandy snadno nasbírat. Má práce může nanejvýš zhruba demonstrovat rozmanitost a nejdenotnost (individuaitu) změn kterým jsou vlastníci batohů vystavováni dnes a denně při cestách do škol, ze škol, na tréninky, z tréniků, atdp.....

POUŽITÁ LITERATURA

NÝVLTOVÁ FIŠÁKOVÁ, Miriam. *Osteometrická a funkční analýza a evoluce autopodií u rodu homo*. 1.vyd. Brno: Moravské zemské muzeum, 2013. ISBN 978-80-7028-398-1

JANDAČKA, Daniel. *Kinetická analýza lidského pohybu*. 1.vyd. Ostrava: Ostravská univerzita, 2011. ISBN 978-80-7464-103-9

VĀŘEKA, Ivan, Renata Vařeková. *Kineziologie nohy*. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3

WETZENSTEIN, Hilding. *Eine Untersuchung der Fersenbelastung beim Gehen*. Stockholm : Acta orthopaedica Scandinavica, 1964. ISBN 2630224127

DOBŠÁK, P. et. al. *Klinická fyziologie tělesné zátěže : vybrané kapitoly pro bakalářské studium fyzioterapie*. 1.vyd. Brno: Masarykova univerzita, Lékařská fakulta, 2009. ISBN 978-80-210-4965-9

GÖTZ-NEUMANN, Kirsten. *Gehen verstehen : Ganganalyse in der Physiotherapie*. 3.vyd. Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 2011. ISBN 978-3-13-132373-6

TEISSLER, Viktor. *Z kinematiky lidského těla*. V Praze : Jednota čs. matemat. a fysiků, 1925. ISBN 2630889194

KLEMENTA, Josef. *Somatometrie nohy: frekvence některých ortopedických vad z hlediska praktického využití v lékařství, školství a ergonomii*. 1.vyd. Praha : Státní pedagogické nakladatelství, 1987. ISBN 2630265040

DUNGL, Pavel. *Ortopedie a traumatologie nohy* : 1.vyd. Praha : Academia, 1989. ISBN 2630536116

VALENTA, Jaroslav, Svatava Konvičková, David Valerián. *Biomechanika kloubů člověka*. 1.vyd. Praha : České vysoké učení technické, 1999. ISBN 80-01-01943-8

BENDER, Gyorgy, N. Deigentesch, S. Deigentesch. *Der Fuss in der Orthopädie*: Budapest : Akadémiai Kiadó, 1987 ISBN 963-05-3932-2

TOŠNEROVÁ, Vlasta. *Movement analysis in a clinical practice*. 1.vyd. Praha : Galén, 2002. ISBN 80-7262-164-5.

MÁČEK, Miloš, Jan Vávra. *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*. 2.vyd. Praha : Avicenum,1988. ISBN 2630069940

HAVLÍČKOVÁ, Ladislava. *Fyziologie tělesné zátěže. I., Obecná část : [učební text pro studenty Fakulty tělesné výchovy a sportu UK]*. 2.přepřac. vyd. Praha:Karolinium, 1999. ISBN 80-7184-875-1

KAPANDJI, I. *The physiology of the joints*. 6th ed., English ed. Překlad Mária Schwingerová. New York: Churchill Livingstone, 2007-c2011, v. \$<\$1-2\$>\$. ISBN 07020295993.

TICHÝ, Miroslav. *Funkční diagnostika pohybového aparátu*.2. vyd. Překlad Mária Schwingerová. Praha: Triton, c2000, 94 s. ISBN 80-725-4022-X.

Kolektiv autorů. *Pohybový systém a zátěž*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing. 1997. ISBN 80-7169-258-1

MIROSLAV JANURA, František Zahálka. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004. ISBN 978-802-4409-306.

LARSEN, Christian. *Zdravá chůze po celý život*. 1. vyd. Olomouc: Poznání, 2005, 154 s. ISBN 80-866-0638-4.

TICHÝ, Miroslav. *Dysfunkce kloubu: poznáváme a odstraňujeme nesprávnou zátěž*. 1. vyd. Překlad Mária Schwingerová. Praha: Miroslav Tichý, 2008, 123 s. ISBN 978-80-254-2251-9.

MĚKOTA, Karel a Roman CUBEREK. *Pohybové dovednosti, činnosti, výkony*. 1. vyd. Překlad Mária Schwingerová. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, 163 s. ISBN 978-802-4417-288.

KOVAŘOVIC, Karel, Miroslav KARDA a Jan HOLEČEK. *Severské fitness: nordic walking : dynamická sportovní chůze s hůlkami*. 1. vyd. Překlad Mária Schwingerová. Praha: Olympia, 2011, 81 s. Wellness. ISBN 978-807-3761-899.

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*: 1.vyd., Praha :Grada, 2009, ISBN 978-80-247-3240-4

Internetové zdroje

(http://ftk.upol.cz/fileadmin/user_upload/FTK-katedry/biomechanika/APBMF_Biomechanika_nohy_red.pdf)

(<http://scandinavia.cz/chytre-rady/vse-o-batohu/>).

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

M –musculus,mm-musculi

Lig-ligamentum

Art-kloub

Ant-anterior

Post-posterior

DK,LK-dolní končetina, horní končetina

MT1 –I.metatars

MTT-ostatní metatarsy

MF-středonoží

HM-vnitřní část paty

HL-zevní část paty